

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6965270号
(P6965270)

(45) 発行日 令和3年11月10日(2021.11.10)

(24) 登録日 令和3年10月22日(2021.10.22)

(51) Int.Cl.

A 61 B 17/072 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/072

請求項の数 16 (全 148 頁)

(21) 出願番号 特願2018-554062 (P2018-554062)
 (86) (22) 出願日 平成29年4月6日 (2017.4.6)
 (65) 公表番号 特表2019-513480 (P2019-513480A)
 (43) 公表日 令和1年5月30日 (2019.5.30)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2017/026319
 (87) 國際公開番号 WO2017/180431
 (87) 國際公開日 平成29年10月19日 (2017.10.19)
 審査請求日 令和2年4月6日 (2020.4.6)
 (31) 優先権主張番号 15/130,595
 (32) 優先日 平成28年4月15日 (2016.4.15)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73) 特許権者 517076008
 エシコン エルエルシー
 Ethicon LLC
 アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連邦区、00969 グアイナボ、ロス・フライレス・インダストリアル・パーク、ストリート・シー ナンバー475、スイート401
 #475 Street C, Suite 401, Los Frailes Industrial Park, Guayanabo, Puerto Rico 00969, United States of America

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】発射運動中に調節可能な停止／開始制御を行う外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具であって、
 ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、
 前記細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、
 前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、
 前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、
 前記電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、前記制御回路が、
 前記ナイフの位置に基づいて第1の事前定義されたイベントの発生を無視し、前記ナイフの前進の続行を許可し、

第2の事前定義されたイベントの発生後に前記ナイフの前記前進を自動的に停止し、かつ

第3の事前定義されたイベントの発生後に前記ナイフの前記前進を自動的に再開するよう構成されており、

前記制御回路が、

発射力を測定するように構成された第1のセンサと、
 前記ナイフの前記位置を測定するように構成された第2のセンサと、
 前記第1及び第2のセンサに電気的に接続され、前記ナイフの前記位置及び経時的な前記発射力の変化を判定するように構成されたコントローラと、を備え、

前記第1の事前定義されたイベントの前記発生は、

10

20

経時的な前記発射力の前記変化が既定の閾値を超えること、及び
前記発射力が第1の値を下回ることを含む、外科用器具。

【請求項2】

前記第1のセンサがひずみゲージを備え、
前記第2のセンサがホール効果センサを備える、請求項1に記載の外科用器具。

【請求項3】

前記第2の事前定義されたイベントの前記発生は、
経時的な前記発射力の前記変化が第2の既定の閾値を超えること、及び
前記発射力が第2の値を超えることを含み、前記第2の値が前記第1の値よりも大きい
、請求項2に記載の外科用器具。 10

【請求項4】

前記第3の事前定義されたイベントが、以下：
前記ナイフの前記前進を自動的に停止した後の前記発射力の事前定義された低下、及び
事前定義された期間、のうちの少なくとも1つを含む、請求項3に記載の外科用器具。
【請求項5】
前記発射力の前記事前定義された低下が、以下：
事前定義されたパーセンテージの低下、
定量の低下、のうちの少なくとも1つである、請求項4に記載の外科用器具。

【請求項6】

外科用器具であって、
ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、
前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、
前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、
前記電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、前記制御回路が、
第1の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前進を自動的に停止し、
第2の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前記前進を自動的に再開し、かつ
前記ナイフの位置に基づいて第3の事前定義されたイベントの発生を無視し、前記ナイフの前記前進の続行を許可するように構成されており、
前記制御回路が、 30

発射力を測定するように構成された第1のセンサと、

前記ナイフの前記位置を測定するように構成された第2のセンサと、

前記第1及び第2のセンサに電気的に接続され、経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化及び前記ナイフの前記位置を判定するように構成されたコントローラと、を備え、

前記第1の事前定義されたイベントの前記発生は、以下：

前記発射力が既定の閾値を超えること、

経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化が第2の既定の閾値を超えること、

前記発射力が前記既定の閾値を超え、かつ経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化が前記第2の既定の閾値を超えること、及び 40

前記発射力が前記既定の閾値を超え、経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化が前記第2の既定の閾値を超え、かつ前記ナイフが、前記ステープルカートリッジの近位端と前記ステープルカートリッジの遠位端との間の位置の既定の範囲内にあること、のうちの少なくとも1つを含む、外科用器具。

【請求項7】

前記第1のセンサがひずみゲージを備え、
前記第2のセンサがホール効果センサを備える、請求項6に記載の外科用器具。

【請求項8】

前記第2の事前定義されたイベントの前記発生は、以下： 50

前記ナイフがある期間停止すること、及び
経時的な前記発射力の変化が既定の範囲内であること、のうちの少なくとも1つである
、請求項6に記載の外科用器具。

【請求項9】

前記ある期間が前記ナイフの前記位置に基づいて異なる、請求項8に記載の外科用器具
。

【請求項10】

外科用器具であって、
ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、
前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、
前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、
前記電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、前記制御回路が、
第1の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前進を自動的に停止し、
第2の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前記前進を自動的に再開し、か
つ

前記ナイフの位置に基づいて第3の事前定義されたイベントの発生を無視し、前記ナイ
フの前記前進の続行を許可するように構成されており、

前記第1の事前定義されたイベントの前記発生は、以下：

発射力が既定の閾値を超えること、
経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化が第2の既定の閾値を超えること、
前記発射力が前記既定の閾値を超え、かつ経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力
の前記変化が前記第2の既定の閾値を超えること、及び
前記発射力が前記既定の閾値を超え、経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力の前
記変化が前記第2の既定の閾値を超え、かつ前記ナイフが、前記ステープルカートリッジ
の近位端と前記ステープルカートリッジの遠位端との間の位置の既定の範囲内にあること
、のうちの少なくとも1つを含み、

前記第2の事前定義されたイベントの前記発生は、以下：

前記ナイフがある期間停止すること、及び
経時的な前記発射力の変化が既定の範囲内であること、のうちの少なくとも1つである
、外科用器具。

【請求項11】

外科用器具であって、
ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、
前記細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、
前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、
前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、
前記電動モータを制御する手段であって、
トリガが第1の閾値を超える場合は、前記ナイフの部材の前進を自動的に停止し、
前記トリガが第2の閾値を超える場合は、前記ナイフの前記前進を自動的に再開する
、手段と、
前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの少なくとも1つを変更する手段と、を備え
、
前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの前記少なくとも1つを変更する前記手段が
、前記ナイフの位置に基づいて前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの前記少なくとも1つを変更する手段を含む、外科用器具。

【請求項12】

前記第1の閾値が、以下：
発射力の第1の値、
経時的な前記発射力の変化の第1の値、及び
前記発射力の前記第1の値と経時的な前記発射力の前記変化の前記第1の値との組み合

わせ、のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 1 に記載の外科用器具。

【請求項 1 3】

前記第 2 の閾値が、以下：

前記発射力の第 2 の値、

経時的な前記発射力の前記変化の第 2 の値、

経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化の値、

前記発射力の前記第 2 の値と経時的な前記発射力の前記変化の前記第 2 の値との組み合
わせ、及び

前記発射力の前記第 2 の値と経時的な前記ピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化の前
記値との組み合わせ、のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 2 に記載の外科用器具。 10

【請求項 1 4】

前記電動モータを制御する前記手段が、

前記トリガである発射力を測定するように構成された第 1 のセンサと、

前記第 1 のセンサに電気的に接続されたコントローラと、を含む、請求項 1 1 に記載の
外科用器具。

【請求項 1 5】

前記ナイフの前記位置を判定する手段を更に含む、請求項 1 1 に記載の外科用器具。

【請求項 1 6】

前記ナイフの前記位置を判定する前記手段がホール効果センサを含む、請求項 1 5 に記
載の外科用器具。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、外科用器具に関し、また様々な状況において、組織をステープル留め及び切
断するために設計された、外科用ステープル留め及び切断器具並びにそれらのステープル
カートリッジに関する。

【背景技術】

【0002】

電動式外科用ステープル留め及び切断器具では、包括的なイベントトリガを考慮する際
の実行基準にエンドエフェクタストローク及び負荷範囲を有することは役立つであろう。
これまでにいくつかの装置が製造及び使用されてきたが、本発明者らよりも以前に添付の
特許請求の範囲に記載される装置を製造又は使用した者はないものと考えられる。 30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

いくつかの態様では、外科用器具が提供される。この外科用器具は、ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、細長いチャネルに駆動可能に接続
されたアンビルと、ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、ナイフに機
械的に結合された電動モータと、電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、
制御回路は、ナイフの位置に基づいて第 1 の事前定義されたイベントの発生を無視し、第
2 の事前定義されたイベントの発生後にナイフの前進を自動的に停止し、かつ第 3 の事前
定義されたイベントの発生後にナイフの閉鎖動作を自動的に再開するように構成されてい
る。 40

【0004】

上記の「発明の概要」はあくまで例示的なものに過ぎず、いかなる意味においても限定
を目的としたものではない。上記に述べた例示的な態様及び特徴に加えて、更なる態様及
び特徴が、図面及び以下の詳細な説明を参照することにより明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0005】

本明細書に記載される態様の新規特徴は、添付の「特許請求の範囲」に具体的に記載さ

50

れる。しかしながら、態様は、構成及び動作方法のいずれに関しても、以下の説明文を、以下のような添付の図面と併せて参考することによってより深い理解を得ることができる。

【図1】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、動作可能に結合された交換式シャフト組立体を有する外科用器具の斜視図である。

【図2】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1の交換式シャフト組立体及び外科用器具の分解組立図である。

【図3】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1及び図2の交換式シャフト組立体及び外科用器具の一部を示す別の分解組立図である。

【図4】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1～3の外科用器具の一部の分解組立図である。
10

【図5】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、発射トリガが完全作動位置にある、図4の外科用器具の一部の断面側面図である。

【図6】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、発射トリガが非作動位置にある、図5の外科用器具の一部の別の断面図である。

【図7】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図7～9の交換式シャフト組立体の一部の別の分解組立図である。

【図8】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図7～9の交換式シャフト組立体の一部の断面図である。

【図9】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、スイッチドラムを装着した交換式シャフト組立体の一部の別の斜視図である。
20

【図10】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、閉鎖トリガが非作動位置で示されている、図1の外科用器具の一部に動作可能に結合された、図11の交換式シャフト組立体の一部の斜視図である。

【図11】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図10の交換式シャフト組立体及び外科用器具の右側立面図である。

【図12】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、閉鎖トリガが作動位置で、発射トリガが非作動位置で示されている、図1の外科用器具の一部に動作可能に結合された、図11の交換式シャフト組立体の一部の斜視図である。

【図13】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、閉鎖トリガが作動位置で、発射トリガが作動位置で示されている、図1の外科用器具の一部に動作可能に結合された交換式シャフト組立体の右側立面図である。
30

【図14】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1の外科用器具のエンドエフェクタの一態様の分解図である。

【図15】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、シャフト組立体が外科用器具ハンドルに結合されていないときに、外科用器具ハンドルの電気コネクタへの給電を停止するためのシステムの模式図である。

【図16A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、2枚の図面にまたがる、図1の外科用器具の回路図である。

【図16B】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、2枚の図面にまたがる、図1の外科用器具の回路図である。
40

【図17A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1の外科用器具の回路図である。

【図17B】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図1の外科用器具の回路図である。

【図18】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、ハンドル組立体と電源組立体との間及びハンドル組立体と交換式シャフト組立体との間のインターフェースを示す、図1の外科用器具のブロック図である。

【図19】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具の刃の鋭さを評価するためのシステムの論理図を示す。
50

【図20】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、様々な鋭さレベルで鋭さ試験部材によって外科用器具の切刃に対して加えられる力を判定するためのシステムの論理図を示す。

【図21】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具の動作を適応させるためのプロセスの一態様を示す。

【図22A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織を取り巻いている医療デバイスの例示的なエンドエフェクタを示す。

【図22B】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織を圧縮している医療デバイスの例示的なエンドエフェクタを示す。

【図23A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織を圧縮している医療デバイスのエンドエフェクタによって及ぼされる例示的な力を示す。 10

【図23B】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織を圧縮している医療デバイスのエンドエフェクタによって及ぼされる例示的な力を示す。

【図24】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な組織圧縮センサシステムを示す。

【図25】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な組織圧縮センサシステムを示す。

【図26】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な組織圧縮センサシステムを示す。

【図27】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的なエンドエフェクタチャネルフレームを示す。 20

【図28】本開示の1つ又は2つ以上の態様による例示的なエンドエフェクタを示す。

【図29】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的なエンドエフェクタチャネルフレームを示す。

【図30】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的なエンドエフェクタチャネルフレームを示す。

【図31】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的なエンドエフェクタチャネルフレームを示す。

【図32】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な電極を示す。

【図33】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な電極配線システムを示す。 30

【図34】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的なエンドエフェクタチャネルフレームを示す。

【図35】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な回路図である。

【図36】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な回路図である。

【図37】これもまた、本開示の1つ又は2つ以上の態様による、例示的な回路図である。

【図38】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、関節接合可能な交換式シャフトを備えた外科用器具の斜視図である。

【図39】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図38に示される外科用器具の先端部の側面図である。 40

【図40】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具のエンドエフェクタの断面図を示す。

【図41】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、フィードバックシステムの論理図を示す。

【図42】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、フィードバックシステムの論理図を示す。

【図43】本開示の一態様によるスマートセンサ要素の図である。

【図44】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、第1のセンサ及び複数の二次センサからの信号を、プロセッサが受信可能なデジタル信号に変換するように構成された回路の 50

一態様を示す。

【図45】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、磁場センサ及びプロセッサに接続された可撓ケーブルを備えるステープルカートリッジの分解図の一態様を示す。

【図46】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、可撓ケーブルを有し、シャフト組立体を有さない、図46に示されるエンドエフェクタを示す。

【図47】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図46に示される可撓ケーブルが細長いチャネル内に収められ得る方法を示すために、アンビル又はステープルカートリッジを有さないエンドエフェクタの細長いチャネル部分を示す。

【図48】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図46に示される可撓ケーブルが細長いチャネル内に収められ得る方法を示すために、アンビル又はステープルカートリッジを有さないエンドエフェクタの細長いチャネル部分を示す。 10

【図49】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図46～48に示される可撓ケーブルのみを示す。

【図50】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、ステープルカートリッジが結合された、図114及び図115に示される細長いチャネルの拡大図を示す。

【図51】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、遠位側センサプラグの一態様を示し、図51は、遠位側センサプラグの切欠図を示し、図52は、通信可能であるように可撓性基板に動作可能に結合された磁場センサ及びプロセッサを更に示す。

【図52】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、遠位側センサプラグの一態様を示し、図51は、遠位側センサプラグの切欠図を示し、図52は、通信可能であるように可撓性基板に動作可能に結合された磁場センサ及びプロセッサを更に示す。 20

【図53】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、アンビル部分の遠位先端にあるセンサ及び電子部品に電力を供給するように動作可能な可撓ケーブルを有するエンドエフェクタの一態様を示す。

【図54】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、カートリッジチャネルと、そのカートリッジチャネル内に配置されたステープルカートリッジと、アンビルと、を含む外科用ステープル留め器具のエンドエフェクタの斜視図である。

【図55】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、未発射位置にあるスレッド及び発射部材を示す、図134の外科用ステープル留め器具の断面正面図である。

【図56】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、部分的前進位置にある図55のスレッド及び未発射位置にある発射部材を示す詳細図である。 30

【図57】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、第1のセンサと、第2のセンサと、を備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図58】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、エンドエフェクタのアンビルとステープルカートリッジとの間にクランプされた組織部分の厚さを判定するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図59】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、エンドエフェクタのアンビルとステープルカートリッジとの間にクランプされた組織部分の厚さを判定するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図60】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、第1のセンサと、第2のセンサと、を備えるエンドエフェクタの一態様を示す。 40

【図61】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、第1のセンサと、複数の第2のセンサと、を備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図62】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、複数のセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図63】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、複数のセンサに基づいて1つ又は2つ以上の組織の特性を判定するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図64】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、頸部材に結合された複数のセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図65】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、中に一体的に形成された複数のセン 50

サを備えるステープルカートリッジの一態様を示す。

【図66】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、エンドエフェクタ内でクランプされた組織部分の1つ又は2つ以上のパラメータを判定するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図67】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、疑似信号を制限又は排除する特定のサンプリング速度を含むセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図68】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、エンドエフェクタのアンビルとステープルカートリッジとの間に位置する組織部分の厚さ判定値を生成するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図69A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、圧力センサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。 10

【図69B】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、圧力センサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図70】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、ステープルカートリッジと頸部材との間に位置する第2のセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。

【図71】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図69A～69B又は図70によるエンドエフェクタ内でクランプされた組織部分の厚さを判定するためのプロセスの一態様を示す論理図である。

【図72】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、ステープルカートリッジと細長いチャネルとの間に位置する、複数の第2のセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を示す。 20

【図73A】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織の完全食込み対部分食込みの影響を更に示す。

【図73B】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、組織の完全食込み対部分食込みの影響を更に示す。

【図74】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、切断部材又はナイフの位置を判定するように構成されているエンドエフェクタの一態様を示す。

【図75】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、赤色LEDと、赤外線LEDと、を備える、動作中のコードストリップの一例を示す。

【図76】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、ステープルカートリッジを備える外科用器具のエンドエフェクタの部分斜視図を示す。 30

【図77】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76のエンドエフェクタの一部の立面図を示す。

【図78】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具のモジュールの論理図を示す。

【図79】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具の切刃、光センサ、及び光源の部分図を示す。

【図80】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具の切刃、光センサ、及び光源の部分図を示す。

【図81】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具の切刃、光センサ、及び光源の部分図を示す。 40

【図82】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具の切刃、光センサ、及び光源の部分図を示す。

【図83】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図76の外科用器具の切刃、光センサ、及び光源の部分図を示す。

【図84】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、鋭さ試験部材を含むステープルカートリッジの斜視図を示す。

【図85】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具のモジュールの論理図を示す。

【図86】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具のモジュールの論理図を 50

示す。

【図 8 7】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の切刃の鋭さを評価するための方法を概説する論理図を示す。

【図 8 8】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の切刃が外科用器具によつて捕捉された組織を横切するのに十分に鋭いか否かを判定するための方法を概説するフローチャートを示す。

【図 8 9】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、事前定義された組織厚さ及び対応する事前定義された閾値力を示す表を示す。

【図 9 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の複数のモータと共に用いる共通コントローラの論理図を示す。 10

【図 9 1】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外側ケーシングが取り外された外科用器具のハンドルの部分立面図を示す。

【図 9 2】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外側ケーシングが取り外された外科用器具の部分立面図を示す。

【図 9 3 A】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、1 つがカートリッジデッキのどちらかの側に位置することを示す、アンビルが閉位置にあるエンドエフェクタの横角度図を示す。

【図 9 3 B】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、アンビルが開位置にあり、1 つの LED がカートリッジデッキのどちらかの側に位置するエンドエフェクタの 3 / 4 角度図を示す。 20

【図 9 4 A】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、アンビルが閉位置にあり、複数の LED がカートリッジデッキのどちらかの側に位置するエンドエフェクタの横角度図を示す。

【図 9 4 B】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、アンビルが開位置にあり、複数の LED がカートリッジデッキのどちらかの側に位置するエンドエフェクタの 3 / 4 角度図を示す。

【図 9 5 A】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、アンビルが閉位置にあり、複数の LED がステープルカートリッジの近位端から遠位端まで、カートリッジデッキのどちらかの側に位置するエンドエフェクタの横角度図を示す。

【図 9 5 B】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、アンビルが開位置にあり、複数の LED がステープルカートリッジの近位端から遠位端まで、カートリッジデッキのどちらかの側に位置することを示す、エンドエフェクタの 3 / 4 角度図を示す。 30

【図 9 6】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の例示的な電源組立体の回路図である。

【図 9 7】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の例示的な電源組立体の回路図である。

【図 9 8】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の制御システムの概略ブロック図である。

【図 9 9】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の制御システムの概略ブロック図である。 40

【図 1 0 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、センサ装置を備えた制御式モータ駆動回路装置を備える絶対位置調整システムの模式図である。

【図 1 0 1】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、絶対位置調整システム用のセンサ装置の詳細斜視図である。

【図 1 0 2】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、制御回路基板組立体及びセンサ装置の要素の相対的な整合を示す、絶対位置調整システム用のセンサ装置の分解斜視図である。

【図 1 0 3】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、磁気回転式絶対位置調整システムを備える絶対位置調整システム用の位置センサの一態様の模式図である。

【図 1 0 4】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、モータの速度及び / 又は外科用器 50

具の駆動可能部材の速度を制御するシステムを示す模式図である。

【図105】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、モータの速度及び／又は外科用器具の駆動可能部材の速度を制御する別のシステムを示す模式図である。

【図106】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、様々な態様による外科用器具の斜視図を示す。

【図107】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、様々態様による図106の外科用器具の閉鎖運動の制御方法を示す。

【図108】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の様々な態様の閉鎖力信号を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【図109】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の様々な態様の発射力信号を経時的に表す曲線及びナイフ速度を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。
10

【図110】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の様々な態様の発射力信号及びナイフ位置を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【図111】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の様々な態様の発射力信号を表す曲線及びナイフ速度を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。
20

【図112】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の様々な態様の閉鎖力FCを時間tにわたって表す曲線及び図106の外科用器具の発射力FFを時間tにわたって表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【図113】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の方向センサの様々な態様を示す。

【図114】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図106の外科用器具の方向センサの様々な態様を示す。

【図115】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、別の外科用器具の斜視図を示す。

【図116】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図115の外科用器具の発射運動の制御方法を示す。

【図117】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図115の外科用器具の発射力信号を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【図118】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図115の外科用器具の発射力信号を経時的に表す曲線を示す別の例示的なグラフを示す。
30

【図119】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具の様々な態様の閉鎖力FCを時間tにわたって表す曲線及び図115の外科用器具の発射力FFを時間tにわたって表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【図120】本開示の1つ又は2つ以上の態様による、図115の外科用器具の発射力信号及びナイフ位置を経時的に表す曲線並びにナイフ速度を経時的に表す曲線を示す例示的なグラフを示す。

【発明を実施するための形態】

【0006】

本願の出願人は、本願と同日に出願された以下の特許出願を所有しており、これらはそれぞれの全体内容が参照により本明細書に組み込まれる：
40

米国特許出願第_____号、発明の名称「STAPLE FORMATION DETECTION MECHANISMS」(END7774USNP/150513)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH DETECTION SENSORS」(END7775USNP/150514)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH IMPROVED STOP/START CONTROL DURING A FIRING MOTION」(END7776USNP/150
50

515)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「S U R G I C A L I N S T R U M E N T W I T H M U L T I P L E P R O G R A M R E S P O N S E S D U R I N G A F I R I N G M O T I O N」(END7782USNP/150517)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「S U R G I C A L I N S T R U M E N T W I T H M U L T I P L E P R O G R A M R E S P O N S E S D U R I N G A F I R I N G M O T I O N」(END7783USNP/150518)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「M O D U L A R S U R G I C A L I N S T R U M E N T W I T H C O N F I G U R A B L E O P E R A T I N G M O D E」(END7784USNP/150519)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「S Y S T E M S A N D M E T H O D S F O R C O N T R O L L I N G A S U R G I C A L S T A P L I N G A N D C U T T I N G I N S T R U M E N T」(END7785USNP/150520)、及び

米国特許出願第_____号、発明の名称「S Y S T E M S A N D M E T H O D S F O R C O N T R O L L I N G A S U R G I C A L S T A P L I N G A N D C U T T I N G I N S T R U M E N T」(END7786USNP/150521)。

【0007】

本開示では、本明細書に開示される装置及び方法の、構造、機能、製造、並びに使用の原理について、総合的な理解を提供する。これらの態様の1つ又は2つ以上の例が、添付の図面に例示されている。当業者であれば、本明細書に具体的に記載され、添付の図面に示される装置及び方法は、非限定的な例であることが理解されるであろう。1つの例と関連して例示又は記載する特徴は、他の例の特徴と組み合わされてもよい。かかる修正及び変形は、本開示の範囲内に含まれることが意図される。

【0008】

腹腔鏡下及び低侵襲性の外科的処置を行うための、様々な例示的な装置及び方法が提供される。しかしながら、本明細書に開示する様々な方法及び装置は、例えば、開放的外科的処置と関連するものを含む多数の外科的処置及び用途で使用することができることが、当業者には容易に理解されるであろう。この「発明を実施するための形態」を読み進めると、本明細書で開示する様々な器具が、自然開口部を通って、組織内に形成された切込み又は穿刺孔を通ってなど、任意の方式で体の内部に挿入され得ることが、当業者には更に明らかとなろう。器具の作動部分又はエンドエフェクタ部分は、直接患者の体の内部に挿入されてもよく、あるいは、外科用器具のエンドエフェクタ及び細長シャフトを前進させ得る作動チャネルを有するアクセス装置を通って挿入されてもよい。

【0009】

一態様では、本開示は、包括的なイベントトリガを考慮するに際して、実行基準にエンドエフェクタストローク及び負荷範囲を提供するように構成された、電動式外科用ステープル留め及び切断器具を提供する。電動式外科用器具は、発射作動サイクルの位置に対して異なる力トリガを提供する。力勾配又は負荷閾値トリガは、トリガが無視される発射ストローク区域で制御プログラム動作の変更を開始する。更に、電動式外科用器具は、実質的に切断部材（ナイフ）の位置に基づいて大きさが異なる、制御プログラムの一時停止を開始するトリガを提供する。電動式外科用器具は、発射サイクル内の位置及び閾値履歴に関するナイフ速度を提供する。

【0010】

図106～120に関連して記載されるように、電動式ステープル留め及び切断器具（外科用器具）の様々な態様を説明する前に、本開示はまず、本電動式外科用器具が実装され得、電動式外科用器具の基盤となる動作及び機能を十分に理解するために必要な背景を

10

20

30

40

50

提供する、機械的及び電気的プラットフォームの概要を説明するために、図1～105を参照する。したがって、図1～14は、本電動式ステープル留め及び切断器具が実装され得る、基盤となる機械的プラットフォームの概要の例を提供する。図15～21は、一般的な基盤となるマイクロコントローラ、モータードライブ、及び本電動式外科用器具が実装され得る電気相互接続プラットフォームの例を説明する。図22～34は、例示的なエンドエフェクタチャネルフレーム、及びエンドエフェクタのアンビルとステープルカートリッジとの間に位置する組織に対して加えられる力の測定を説明する。図35～37は、本電動式外科用器具の機能を制御するための例示的な回路を説明する。図38～95は、例示的なセンサ、及びセンサ出力を用いて本電動式外科用器具を実装するフィードバックシステムを説明する。図97～97は、本電動式外科用器具に給電するための例示的な電源組立体を説明する。図98～105は、モータ速度及び本外科用器具の駆動可能部材を制御するための制御システムの例を説明し、このシステムは、センサと、そのためのフィードバック要素と、を含む。本電動式外科用器具が実装され得る、基盤となる機械的及び電気的プラットフォームの理解に基づいて、読者は、包括的なイベントトリガを考慮する際の実行基準にエンドエフェクタストローク及び負荷範囲を提供するように構成された、電動式外科用ステープル留め及び切断器具を説明するための図106～120に関連する説明を受ける。

【0011】

したがって、ここで図を参照すると、図1～6は、再使用されてもされなくてもよい、切断及び縫合用のモータ駆動の外科用器具10を示す。図示の例では、外科用器具10は、臨床医が把持し、操作し、作動させるように構成されているハンドル組立体14を備えるハウジング12を含む。ハウジング12は、1つ又は2つ以上の外科的タスク又は処置を行うように構成されているエンドエフェクタ300が動作可能に結合されている、交換式シャフト組立体200に動作可能に取り付けるように構成されている。本発明を実施するための形態を読み進めるに従って、本明細書で開示する様々な形態の交換式シャフト組立体の様々な独自で新規な構成が、ロボット制御式の外科用システムと関連させて効果的に用いられ得ることも理解されよう。したがって、「ハウジング」という用語はまた、本明細書に開示する交換式シャフト組立体及びそれらそれぞれの等価物を作動させるのに使用することができる、少なくとも1つの制御運動を生成し適用するように構成されている、少なくとも1つの駆動システムを収容するか又は別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムのハウジング又は類似の部分を包含してもよい。「フレーム」という用語は、手持ち式外科用器具の一部分を指してもよい。「フレーム」という用語はまた、ロボット制御式の外科用器具の一部分、及び/又は外科用器具を動作可能に制御するために使用され得るロボットシステムの一部分を表す場合もある。例えば、本明細書で開示する交換式シャフト組立体は、参照によって全ての内容が本明細書に組み込まれる、米国特許第9,072,535号、発明の名称「S U R G I C A L S T A P L I N G I N S T R U M E N T S W I T H R O T A T A B L E S T A P L E D E P L O Y M E N T A R R A N G E M E N T S」で開示されている様々なロボットシステム、器具、構成要素及び方法と共に用いられ得る。

【0012】

図1～図2に示されるハウジング12は、外科用ステープルカートリッジ304を中心で動作可能に支持するように構成されている、外科用切断及び縫合デバイスを備えるエンドエフェクタ300を含む、交換式シャフト組立体200と接続されて示されている。ハウジング12は、種々のサイズ及びタイプのステープルカートリッジを支持するように適合されたエンドエフェクタを含み、種々のシャフトの長さ、サイズ、及びタイプなどを有する交換式シャフト組立体と接続されて使用するように構成されてもよい。加えて、ハウジング12はまた、例えば、運動、並びに高周波(RF)エネルギー、超音波エネルギー及び/又は運動などの他の形態のエネルギーを、様々な外科用途及び処置に関連して用いられるように適合されたエンドエフェクタ構成に印加するように構成された組立体を含んだ様々な他の交換式シャフト組立体と共に効果的に用いられてもよい。更に、エンドエフェ

クタ、シャフト組立体、ハンドル、外科用器具、及び／又は外科用器具システムは、任意の好適な締結具を利用して組織を締結することができる。例えば、中に着脱可能に格納された複数の締結具を備える締結具カートリッジが、シャフト組立体のエンドエフェクタに着脱可能に挿入及び／又は装着され得る。

【0013】

図1は、交換式シャフト組立体200が動作可能に結合された外科用器具10を示している。図2は、ハウジング12又はハンドル組立体14への交換式シャフト組立体200の取り付けを示している。図4に示すように、ハンドル組立体14は、ねじ、スナップ機構、接着剤などで相互連結され得る一対の相互連結可能なハンドルハウジングセグメント16及び18を備え得る。図示の構成において、ハンドルハウジングセグメント16、18は、臨床医に握持及び操作され得るピストルグリップ部分19を形成するように協働する。以下で更に詳細に論じられるように、ハンドル組立体14は、その中に複数の駆動システムを動作可能に支持し、それら駆動システムは、ハンドル組立体に動作可能に装着された交換式シャフト組立体の対応部分に、様々な制御運動を生成して適用するように構成されている。

【0014】

ここで図4を参照すると、ハンドル組立体14は、複数の駆動システムを動作可能に支持するフレーム20を更に含んでもよい。例えば、フレーム20は、全体として30で示される「第1の」即ち閉鎖駆動システムを動作可能に支持することができ、この閉鎖駆動システムは、動作可能に取り付けられた又は結合された交換式シャフト組立体200に対して開閉運動を適用するために用いられてもよい。少なくとも1つの形態では、閉鎖駆動システム30は、フレーム20によって枢動可能に支持される閉鎖トリガ32の形態のアクチュエータを含んでもよい。より具体的には、図4に示されるように、閉鎖トリガ32は、枢動ピン33によってハンドル組立体14に枢動可能に結合されている。かかる構成により、臨床医が閉鎖トリガ32を操作することが可能になり、そのため、臨床医がハンドル組立体14のピストルグリップ部分19を持するとき、閉鎖トリガ32は、開始位置又は「非作動」位置から「作動」位置へ、より具体的には完全圧縮位置又は完全作動位置へと容易に枢動できるようになっている。閉鎖トリガ32は、ばね又は他の付勢装置(図示せず)によって、非作動位置へと付勢されてもよい。様々な形態では、閉鎖駆動システム30は、閉鎖トリガ32に枢動可能に結合された閉鎖リンクケージ組立体34を更に含む。図4に示されるように、閉鎖リンクケージ組立体34は、ピン35によって閉鎖トリガ32に枢動可能に結合された第1の閉鎖リンク36及び第2の閉鎖リンク38を含んでもよい。第2の閉鎖リンク38は、本明細書では「取り付け部材」と呼ばれることもあり、横断取り付けピン37を含み得る。

【0015】

依然として図4を参照すると、第1の閉鎖リンク36は、フレーム20に枢動可能に結合された閉鎖解除組立体60と協働するように構成されている端部、つまりロック壁39を有してよいことが観察できる。少なくとも1つの形態では、閉鎖解除組立体60は、遠位側に突出するロック爪64がその上に形成された閉鎖解除ボタン組立体62を備えてもよい。閉鎖解除ボタン組立体62は、解除ばね(図示せず)によって反時計方向に枢動させられてもよい。臨床医が閉鎖トリガ32をその非作動位置からハンドル組立体14のピストルグリップ部分19に向かって押下すると、ロック爪64が第1の閉鎖リンク36上のロック壁39との保持係合に至る地点に向かって第1の閉鎖リンク36が上向きに枢動し、それによって閉鎖トリガ32が非作動位置に復帰することが防止される。したがって、閉鎖解除組立体60は、閉鎖トリガ32を完全作動位置でロックするように働く。臨床医が、閉鎖トリガ32をロック解除して、それを非作動位置へ付勢することができるようになれば、臨床医は単純に、閉鎖解除ボタン組立体62を枢動させ、それによってロック爪64を移動させて、第1の閉鎖リンク36上のロック壁39との係合から外す。ロック爪64が移動させられて第1の閉鎖リンク36との係合から外れると、閉鎖トリガ32は枢動して非作動位置に戻ってもよい。他の閉鎖トリガロック及び解放構成もまた用い

10

20

30

40

50

られてよい。

【0016】

上記に加えて更に、図10～図11は、組織を交換式シャフト組立体200の頸部間に位置付けることができる、交換式シャフト組立体200の開放構成、即ち非クランプ構成と関連付けられる非作動位置にある、閉鎖トリガ32を示している。図12は、組織が交換式シャフト組立体200の頸部間でクランプされる、交換式シャフト組立体200の閉鎖構成、即ちクランプ構成と関連付けられる作動位置にある、閉鎖トリガ32を示している。図11及び図13を比較すると、閉鎖トリガ32をその非作動位置(図11)から作動位置(図13)へと移動させると、閉鎖解除ボタン組立体62が第1の位置(図11)と第2の位置(図13)との間で枢動することが、読者には理解されるであろう。閉鎖解除ボタン組立体62の回転は、上向きの回転であるとして言及され得るが、閉鎖解除ボタン組立体62の少なくとも一部分は、回路基板100に向かって回転させられている。図4を参照すると、閉鎖解除ボタン組立体62は、そこから延在するアーム61と、アーム61に装着される、例えば永久磁石などの磁気要素63と、を含むことができる。閉鎖解除ボタン組立体62をその第1の位置から第2の位置へと回転させると、磁気要素63は、回路基板100に向かって移動することができる。回路基板100は、磁気要素63の移動を検出するように構成された、少なくとも1つのセンサを含むことができる。少なくとも1つの態様では、例えば、磁場センサ65が回路基板100の底面に装着され得る。磁場センサ65は、磁気要素63の移動によって生じる磁場センサ65を取り巻く磁場の変化を検出するように構成され得る。磁場センサ65は、例えば、コントローラ1500と信号連通することができ、コントローラ1500は、閉鎖解除ボタン組立体62が、閉鎖トリガ32の非作動位置及びエンドエフェクタの開放構成と関連付けられるその第1の位置、閉鎖トリガ32の作動位置及びエンドエフェクタの閉鎖構成と関連付けられるその第2の位置、並びに/又は第1の位置と第2の位置との間の任意の位置にあるかを判定できる。

【0017】

本開示の全体にわたって用いられているように、磁場センサは、とりわけ、ホール効果センサ、探りコイル、フラックスゲート、光ポンピング、核摂動、S Q U I D、ホール効果、異方性磁気抵抗、巨大磁気抵抗、磁気トンネル接合、巨大磁気インピーダンス、磁歪/圧電複合材、磁気ダイオード、磁気トランジスタ、光ファイバ、光磁気、及び微小電気機械システム系の磁気センサであってよい。

【0018】

少なくとも1つの形態では、ハンドル組立体14及びフレーム20は、取り付けられた交換式シャフト組立体の対応部分に対して発射運動を適用するように構成されている、本明細書では発射駆動システム80と呼ばれる別の駆動システムを動作可能に支持してもよい。発射駆動システム80はまた、本明細書では「第2の駆動システム」と呼ばれることもある。発射駆動システム80は、ハンドル組立体14のピストルグリップ部分19に位置する電動モータ82を用いてもよい。様々な形態では、電動モータ82は、例えば、約25,000 RPMの最大回転数を有するブラシ付きDC駆動モータであってよい。他の構成では、モータとしては、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は他の任意の好適な電動モータを挙げることができる。電動モータ82は、一形態では取り外し可能なパワーパック92を備えてよい、電源90によって給電されてよい。例えば、図4に示されるように、取り外し可能なパワーパック92は、遠位側ハウジング部分96に取り付けるために構成されている、近位側ハウジング部分94を備えてよい。近位側ハウジング部分94及び遠位側ハウジング部分96は、複数の電池98を中心に動作可能に支持するように構成されている。電池98はそれぞれ、例えば、リチウムイオン(「L I」)又は他の好適な電池を含んでもよい。遠位側ハウジング部分96は、電動モータ82にやはり動作可能に結合されている、制御回路基板100に取り外し可能かつ動作可能に取り付けられるために構成されている。直列に接続されてもよい多数の電池98が、外科用器具10の電源として使用されてもよい。それに加えて、電源90は、交

10

20

30

40

50

換可能及び／又は再充電可能であってもよい。

【0019】

他の様々な形態に関連して上に概説したように、電動モータ82は、長手方向に移動可能な駆動部材120上にある駆動歯122の組又はラックと噛合係合して装着されるギヤ減速機組立体84と動作可能に連係する、回転式シャフト（図示せず）を含むことができる。使用の際、電源90によって提供される電圧極性によって電動モータ82を時計方向に動作させることができるが、電池によって電動モータに印加される電圧極性は、電動モータ82を反時計方向に動作させるために反転させることができる。電動モータ82がある方向に回転されると、長手方向に移動可能な駆動部材120は、遠位方向「DD」に軸方向に駆動されることになる。電動モータ82が反対の回転方向に駆動されると、長手方向に移動可能な駆動部材120は、近位方向「PD」に軸方向駆動されることになる。ハンドル組立体14は、電源90によって電動モータ82に付与される極性を反転させるよう構成され得るスイッチを備えることができる。本明細書で説明する他の形態と同様に、ハンドル組立体14はまた、長手方向に移動可能な駆動部材120の位置、及び／又は長手方向に移動可能な駆動部材120が移動されている方向を検出するように構成されているセンサを含むこともできる。10

【0020】

電動モータ82の作動は、ハンドル組立体14上に枢動可能に支持される発射トリガ130によって制御され得る。発射トリガ130は、非作動位置と作動位置との間で枢動させられてもよい。発射トリガ130は、ばね132若しくは他の付勢装置によって非作動位置へと付勢されてもよく、それにより、臨床医が発射トリガ130を解放すると、それがばね132若しくは付勢装置によって非作動位置へと枢動されるか又は別の方法で復帰させられてもよい。少なくとも1つの形態では、発射トリガ130は、上述したように、閉鎖トリガ32の「外側」に位置付けることができる。少なくとも1つの形態では、発射トリガ安全ボタン134が、ピン35によって閉鎖トリガ32に枢動可能に装着されてもよい。発射トリガ安全ボタン134は、発射トリガ130と閉鎖トリガ32との間に位置付けられ、そこから突出する枢動アーム136を有してよい。図4を参照されたい。閉鎖トリガ32が非作動位置にあるとき、発射トリガ安全ボタン134は、ハンドル組立体14内に収容され、臨床医は容易には安全ボタン134にアクセスすることができず、発射トリガ130の作動を防止する安全位置と、発射トリガ130が発射され得る発射位置との間で移動することもできない。臨床医が閉鎖トリガ32を押下すると、発射トリガ安全ボタン134及び発射トリガ130が下に枢動して、次いで、臨床医がそれらを操作することが可能になる。20

【0021】

上述したように、ハンドル組立体14は、閉鎖トリガ32及び発射トリガ130を含むことができる。図11～図13を参照すると、発射トリガ130を閉鎖トリガ32に枢動可能に装着することができる。閉鎖トリガ32は、そこから延在するアーム31を含むことができ、発射トリガ130は、枢動ピン33を中心にしてアーム31に枢動可能に装着することができる。閉鎖トリガ32をその非作動位置（図11）から作動位置（図13）へと移動させると、上に概説したように、発射トリガ130が下向きに下降することができる。発射トリガ安全ボタン134がその発射位置へと移動した後、主に図18Aを参照すると、発射トリガ130を押下して、外科用器具発射システムのモータを動作させることができる。様々な例では、ハンドル組立体14は、例えば、閉鎖トリガ32の位置及び／又は発射トリガ130の位置を判断するように構成された、システム800などの追跡システムを含むことができる。主に図11及び図13を参照すると、追跡システム800は、例えば、発射トリガ130から延在するアーム801に装着される、磁石802などの磁気要素を含むことができる。追跡システム800は、例えば、磁石802の位置を追跡するように構成され得る、第1の磁場センサ803及び第2の磁場センサ804など、1つ又は2つ以上のセンサを備えることができる。30

【0022】

図11及び図13を比較すると、閉鎖トリガ32をその非作動位置から作動位置へと移動させると、磁石802が、第1の磁場センサ803に隣接した第1の位置と、第2の磁場センサ804に隣接した第2の位置との間で移動できることが、読者には理解されるであろう。

【0023】

図11及び図13を比較すると、発射トリガ130を未発射位置(図11)から発射後位置(図13)へと移動させると、磁石802が第2の磁場センサ804に対して移動できることが、読者には更に理解されるであろう。第1及び第2の磁場センサ803及び804は、磁石802の移動を追跡することができ、回路基板100のコントローラと信号連通することができる。第1の磁場センサ803及び/又は第2の磁場センサ804からのデータを用いて、コントローラは、事前定義された経路に沿って磁石802の位置を判定することができ、その位置に基づいて、コントローラは、閉鎖トリガ32がその非作動位置、その作動位置、又はこれらの間の位置にあるかを判定することができる。同様に、第1の磁場センサ803及び/又は第2の磁場センサ804からのデータを用いて、コントローラは、事前定義された経路に沿って磁石802の位置を判定することができ、その位置に基づいて、コントローラは、発射トリガ130がその未発射位置、その完全発射後位置、又はこれらの間の位置にあるかを判定することができる。10

【0024】

上述したように、少なくとも1つの形態では、長手方向可動駆動部材120は、ギヤ減速機組立体84の対応する駆動ギヤ86と噛合係合するために、その上に形成された駆動歯122のラックを有する。少なくとも1つの形態はまた、電動モータ82が使用不能になった場合に、臨床医が長手方向に移動可能な駆動部材120を手動で後退させることができるように構成されている、手動作動式の緊急離脱組立体140を含む。緊急離脱組立体140は、手動で枢動させて、長手方向に移動可能な駆動部材120にやはり設けられた歯124とラチエット係合するように構成された、レバー又はハンドル組立体14を含んでもよい。したがって、臨床医は、ハンドル組立体14を使用して長手方向に移動可能な駆動部材120を近位方向「PD」にラチエットで駆動させることによって、長手方向に移動可能な駆動部材120を手動により後退させることができる。米国特許第8,608,045号、発明の名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」は、緊急離脱装置、並びにやはり本明細書に開示の様々な器具と共に用いられてもよい他の構成要素、装置、及びシステムを開示している。米国特許第8,608,045号は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。2030

【0025】

ここで図1を参照すると、交換式シャフト組立体200は、外科用ステープルカートリッジ304の中で動作可能に支持するように構成されている細長いチャネル302を備える、エンドエフェクタ300を含む。エンドエフェクタ300は、細長いチャネル302に対して枢動可能に支持されるアンビル306を更に含んでもよい。交換式シャフト組立体200は、シャフト軸線SA-SAに対して所望の位置でエンドエフェクタ300を解除可能に保持するように構成することができる、関節継手270及び関節ロック350(図7)を更に含んでもよい。エンドエフェクタ300、関節継手270、及び関節ロック350の構造と動作に関する詳細は、米国特許出願公開第2014/0263541号、発明の名称「ARTICULABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」に説明されおり、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。図7に示されるように、交換式シャフト組立体200は、ノズル部分202、203で構成される近位側ハウジング又はノズル201を更に含むことができる。交換式シャフト組立体200は、エンドエフェクタ300のアンビル306を開閉するために利用することができる、閉鎖管260を更に含むことができる。主としてここで図7を参照すると、交換式シャフト組立体200はスペイン24050

10を含むことができ、スパイン210は、関節ロック350のシャフトフレーム212を固定可能に支持するように構成され得る。図7を参照されたい。スパイン210は、(1)発射部材220を中で摺動可能に支持するように、かつ(2)スパイン210の周囲に延在する閉鎖管260を摺動可能に支持するように、構成することができる。スパイン210はまた、関節ドライバ230を摺動可能に支持するように構成することができる。関節ドライバ230は、関節ロック350を動作可能に係合するように構成された遠位端部231を有する。関節ロック350は、エンドエフェクタフレーム(図示せず)上の駆動ピン(図示せず)に動作可能に係合するように適合された、関節フレーム352と連係する。上述したように、関節ロック350及び関節フレームの動作に関する更なる詳細は、米国特許出願公開第2014/0263541号に見出すことができる。様々な状況において、スパイン210は、シャーシ240内で回転可能に支持される近位端部211を備えることができる。1つの構成では、例えば、スパイン210の近位端部211には、シャーシ240内で支持されるように構成されたスパイン軸受216にねじ込みによって取り付けられるように、ねじ山214が形成される。かかる構成により、シャーシ240に対するスパイン210の回転可能な取り付けが容易になって、スパイン210を、シャーシ240に対してシャフト軸線SA-SAを中心にして選択可能に回転させることができる。

【0026】

交換式シャフト組立体200は、シャーシ240に対して軸方向に移動され得るようにその中で摺動可能に支持される、閉鎖シャトル250を含む。図3に示されるように、閉鎖シャトル250は、更に詳細に後述するように、第2の閉鎖リンク38に取り付けられる横断取り付けピン37を取り付けるために構成されている、一対の近位側に突出するフック252を含む。閉鎖管260の近位端部261は、相対回転するように閉鎖シャトル250に結合されている。例えば、U字コネクタ263は、閉鎖管260の近位端部261にある環状スロット262に挿入され、閉鎖シャトル250の垂直スロット253内で保たれる。かかる構成は、閉鎖管260を閉鎖シャトル250と共に軸方向移動するようになり付ける役割を果たし、一方で閉鎖管260がシャフト軸線SA-SAを中心にして閉鎖シャトル250に対して回転することを可能にする。閉鎖ばね268は、閉鎖管260上で軸止され、閉鎖管260を近位方向「PD」に付勢する役割を果たし、それによって、シャフト組立体がハンドル組立体14に動作可能に結合されると、閉鎖トリガを非作動位置へと枢動する役割を果たすことができる。

【0027】

少なくとも1つの形態では、交換式シャフト組立体200は、関節継手270を更に含んでもよい。しかしながら、他の交換式シャフト組立体は、関節運動可能でなくてもよい。様々な形態によれば、二重枢動閉鎖スリーブ組立体271は、上側及び下側の遠位側に突出するタング273、274を有する、エンドエフェクタ閉鎖スリーブ組立体272を含む。エンドエフェクタ閉鎖スリーブ組立体272は、馬蹄形アパーチャ275と、米国特許出願公開第2014/0263541号に記載される様々な方式でアンビル306上の開放タブと係合するためのタブ276と、を含む。本明細書で更に詳述するように、馬蹄形アパーチャ275及びタブ276は、アンビル306が開放されているときにアンビル上のタブに係合する。上側二重枢動リンク277は、閉鎖管260上有する上部近位突出タング273の上部遠位ピンホール、及び上部遠位突出タング264の上部近位ピンホールにそれぞれ係合する、上向きに突出する遠位及び近位枢動ピンを含む。下部二重枢動リンク278は、下部近位突出タング274の下部遠位ピンホール、及び下部遠位突出タング265の下部近位ピンホールにそれぞれ係合する、上向きに突出する遠位及び近位枢動ピンを含む。図7も参照されたい。

【0028】

使用の際、閉鎖管260は、例えば、閉鎖トリガ32の作動に応答して、アンビル306を閉鎖するように遠位側(方向「DD」)に並進される。アンビル306は、閉鎖管260を、したがってエンドエフェクタ閉鎖スリーブ組立体272を遠位側に並進させて、

10

20

30

40

50

前述の参照の米国特許出願公開第2014/0263541号に記載されている方式でアンビル306の近位表面に衝突させることによって閉鎖される。同参照文献にやはり詳細に記載されているように、閉鎖管260及びエンドエフェクタ閉鎖スリーブ組立体272を近位側に並進させて、タブ276及び馬蹄形アーチャ275をアンビルタブに接触させ、それを押してアンビル306を持ち上げることによって、アンビル306が開放される。アンビル開位置において、閉鎖管260は、その近位位置へと移動させられる。

【0029】

上述したように、外科用器具10は、エンドエフェクタ300を定位置で選択的にロックするように構成し動作させることができる、米国特許出願公開第2014/0263541号に更に詳細に記載されているタイプ及び構造の関節ロック350を更に含んでもよい。かかる構成によって、関節ロック350がそのロック解除状態にあるとき、エンドエフェクタ300を、閉鎖管260に対して回転させること、即ち関節運動させることができになる。かかるロック解除状態では、エンドエフェクタ300を閉鎖管260に対して関節運動させるために、エンドエフェクタ300を、例えば、患者の体内の手術部位を取り囲む軟組織及び/又は骨に対して位置付け、押すことができる。エンドエフェクタ300はまた、関節ドライバ230によって閉鎖管260に対して関節運動させてもよい。

【0030】

やはり上述したように、交換式シャフト組立体200は、スパイン210内で軸方向移動するように支持される発射部材220を更に含む。発射部材220は、遠位側切断部分又はナイフバー280に取り付けるために構成されている中間発射シャフト222を含む。発射部材220はまた、本明細書において「第2のシャフト」と及び/又は「第2のシャフト組立体」と呼ばれることがある。図7に示されるように、中間発射シャフト222は、その遠位端に、ナイフバー280の近位端282にあるタブ284を受け入れるように構成することができる、長手方向スロット223を含んでもよい。長手方向スロット223及び近位端部282は、それらの間の相対運動を可能にするようにサイズ決めして構成することができ、かつスリップ継手286を備えることができる。スリップ継手286は、ナイフバー280を移動させずに、又は少なくとも実質的に移動させずに、発射部材220の中間発射シャフト222を移動させて、エンドエフェクタ300を関節運動させることを可能にすることができる。エンドエフェクタ300が好適に配向された後は、ナイフバー280を進め、チャネル302内に位置するステープルカートリッジを発射するため、長手方向スロット223の近位側の側壁がタブ284に接触するまで、中間発射シャフト222を遠位側に進めることができる。図7で更に分かるように、スパイン210は細長い開口部又は窓213を有して、スパイン210への中間発射シャフト222の組み付け及び挿入を容易にしている。中間発射シャフト222が挿入されると、頂部フレームセグメント215がシャフトフレーム212と係合されて、中間発射シャフト222及びナイフバー280を中心に封入してもよい。発射部材220の動作に関する更なる記載は、米国特許出願公開第2014/0263541号に見出すことができる。

【0031】

上記に加えて更に、交換式シャフト組立体200は、関節ドライバ230を発射部材220に選択的かつ解除可能に結合するように構成することができる、クラッチ組立体400を含むことができる。1つの形態では、クラッチ組立体400は、発射部材220の周囲に位置付けられたロックカラー、即ちロックスリーブ402を含み、ロックスリーブ402は、ロックスリーブ402が関節ドライバ360を発射部材220に結合する係合位置と、関節ドライバ360が発射部材220に動作可能に結合されない係合解除位置との間で回転され得る。ロックスリーブ402がその係合位置にあるとき、発射部材220の遠位方向移動によって、関節ドライバ360を遠位側に移動させることができ、それに対応して、発射部材220の近位方向移動によって、関節ドライバ230を近位側に移動させることができる。ロックスリーブ402がその係合解除位置にあるとき、発射部材220の移動は、関節ドライバ230に伝達されず、その結果、発射部材220は、関節ドライバ230とは独立して移動することができる。様々な状況において、関節ドライバ23

10

20

30

40

50

0が発射部材220によって近位又は遠位方向で移動させられないとき、関節ドライバ230を関節ロック350によって定位置で保持することができる。

【0032】

図7～9に示されるように、交換式シャフト組立体200は、閉鎖管260上に回転可能に受け入れられるスイッチドラム500を更に含む。スイッチドラム500は、外向き突出作動ピン410を中心に受容するためのシャフトボス504が形成された中空シャフトセグメント502を備える。様々な状況において、作動ピン410は、スロット267を通って、ロックスリープ402に設けられた長手方向スロット408内へと延在して、ロックスリープ402が関節ドライバ230と係合されたときにその軸方向運動を容易にする。回転ねじりばね420は、図8に示されるように、スイッチドラム500のシャフトボス504及びノズルハウジング203の一部分に係合して、付勢力をスイッチドラム500に加えるように構成されている。スイッチドラム500は、そこに画定された、少なくとも部分的に円周方向の開口部506を更に備えることができ、その開口部は、図5及び図6を参照すると、ノズル部分202、203から延在する円周方向マウント204、205を受け入れ、スイッチドラム500とノズル201との間の相対回転は許容するが並進は許容しないように構成することができる。これらの図に示されるように、円周方向マウント204及び205はまた、閉鎖管260の開口部266を通って延在して、スペイン210位置する陥凹部に收まる。しかしながら、円周方向マウント204、205がスイッチドラム500内のそれぞれの部分的に円周方向の開口部506の端部に達する点までノズル201が回転すると、スイッチドラム500がシャフト軸線SA-SAを中心にして回転する。スイッチドラム500が回転すると、最終的に、作動ピン410及びロックスリープ402が、その係合位置と係合解除位置との間で回転することになる。したがって、本質的に、ノズル201は、米国特許出願公開第2014/0263541号に更に詳細に記載されている様々な方式で、関節駆動システムと発射駆動システムとを動作可能に係合及び係合解除するために用いることができる。

【0033】

やはり図7～9に示されるように、交換式シャフト組立体200は、例えば、エンドエフェクタ300との間で電力を伝導し、かつ／又はエンドエフェクタ300との間で信号を通信するように構成することができる、スリップリング組立体600を備えることができる。スリップリング組立体600は、シャーシ240から延在するシャーシ装着フランジ242に装着される近位コネクタフランジ604と、ノズル部分202、203に画定されたスロット内に位置付けられる遠位コネクタフランジ601とを備えることができる。近位コネクタフランジ604は第1の面を備えることができ、遠位コネクタフランジ601は、第1の面に隣接して位置付けられ、かつ第1の面に対して移動可能である第2の面を備えることができる。遠位コネクタフランジ601は、シャフト軸線SA-SAを中心にして、近位コネクタフランジ604に対して回転することができる。近位コネクタフランジ604は、その第1の面に画定される、複数の同心の、又は少なくとも実質的に同心の導体602を備えることができる。コネクタ607は、遠位コネクタフランジ601の近位側に装着することができ、複数の接点（図示せず）を有してもよく、各接点は、導体602のうち1つに対応してそれと電気的に接触する。かかる構成により、近位コネクタフランジ604と遠位コネクタフランジ601とが、それらの間の電気的接触を維持したまま相対回転することが可能になる。近位コネクタフランジ604は、例えば、シャーシ240に装着されたシャフト回路基板610と信号連通して導体602を配置することができる、電気コネクタ606を含むことができる。少なくとも1つの例では、複数の導体を備える配線ハーネスが、電気コネクタ606とシャフト回路基板610との間に延在することができる。電気コネクタ606は、シャーシ装着フランジ242に画定されたコネクタ開口部243を通って近位側に延在してもよい。米国特許出願公開第2014/0263551号、発明の名称「STAPLE CART RIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」は、その全体を参照により本明細書に組み込む。米国特許出願公開第2014/0263552号、名称「STAPLE CAR

10

20

30

40

50

TRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」は、その全体を参照により本明細書に組み込む。スリップリング組立体600に関する更なる詳細は、米国特許出願公開第2014/0263541号に見出すことができる。

【0034】

上述のように、交換式シャフト組立体200は、ハンドル組立体14に固定可能に取り付けられる近位部分と、長手方向軸線を中心に回転可能である遠位部分とを含み得る。回転可能な遠位シャフト部分は、上述したように、スリップリング組立体600を中心にして近位部分に対して回転させることができる。スリップリング組立体600の遠位コネクタフランジ601は、回転可能な遠位シャフト部分内に位置付けることができる。また、上記に加えて更に、スイッチドラム500も、回転可能な遠位シャフト部分内に位置付けることができる。回転可能な遠位シャフト部分を回転させると、遠位コネクタフランジ601及びスイッチドラム500を互いに同期して回転させることができる。それに加えて、スイッチドラム500を、遠位コネクタフランジ601に対して第1の位置と第2の位置との間で回転させることができる。スイッチドラム500がその第1の位置にあると、関節駆動システムが発射駆動システムから動作可能に係合解除されてもよく、したがって、発射駆動システムの動作によって、交換式シャフト組立体200のエンドエフェクタ300を関節運動させることができない。スイッチドラム500がその第2の位置にあると、関節駆動システムが発射駆動システムと動作可能に係合されてもよく、したがって、発射駆動システムの動作によって交換式シャフト組立体200のエンドエフェクタ300を関節運動させることができる。スイッチドラム500をその第1の位置と第2の位置との間で移動させると、スイッチドラム500は、遠位コネクタフランジ601に対して移動させられる。様々な例において、交換式シャフト組立体200は、スイッチドラム500の位置を検出するように構成された少なくとも1つのセンサを備えることができる。次に図9を参照すると、遠位コネクタフランジ601は、例えば磁場センサ605を備えることができ、スイッチドラム500は、例えば永久磁石505などの磁気要素を備えることができる。磁場センサ605は、永久磁石505の位置を検出するように構成され得る。スイッチドラム500がその第1の位置と第2の位置との間で回転されるとき、永久磁石505は磁場センサ605に対して移動し得る。様々な例において、磁場センサ605は、永久磁石505が移動されるときに生じる磁場の変化を検出し得る。磁場センサ605は、例えば、シャフト回路基板610及び/又はハンドル内に位置する回路基板100と信号連通し得る。磁場センサ605からの信号に基づき、シャフト回路基板610及び/又はハンドル内に位置するハンドル回路基板100上のコントローラは、関節駆動システムが発射駆動システムと係合されるか又はそこから係合解除されるかどうかを判定し得る。

【0035】

再び図3を参照すると、シャーシ240は、フレーム20の遠位側取り付けフランジ700内に形成された、対応するダブルスロット702内に受け入れられるように適合された、シャーシ上に形成された少なくとも1つの、好ましくは2つの先細取り付け部分244を含む。各ダブルスロット702は、先細取り付け部分244を中心に収めて受け入れるように、先細であってもよく、又は言い換えればある程度V字形であってもよい。図3から更に分かるように、シャフト取り付けラグ226が、中間発射シャフト222の近位端に形成される。更に詳細に後述するように、交換式シャフト組立体200がハンドル組立体14に結合されると、シャフト取り付けラグ226は、例えば、図3及び図6に示すように、長手方向に移動可能な駆動部材120の遠位端125に形成された発射シャフト取り付けクレードル126に受け入れられる。

【0036】

様々なシャフト組立体は、交換式シャフト組立体200をハウジング12に、より具体的にはフレーム20に取り外し可能に結合するためのラッチシステム710を用いる。近位側に突出するロックラグ714にはそれぞれ、シャーシ240に形成された対応する穴245に受け入れられるように適合された、枢動ロックラグ716が形成される。かかる

10

20

30

40

50

構成により、ロックヨーク 712 をシャーシ 240 に枢動可能に取り付けやすくなる。ロックヨーク 712 は、フレーム 20 の遠位側取り付けフランジ 700 の対応するロック移動止め又は溝 704 と解除可能に係合するように構成された、2 つの近位側に突出するロックラグ 714 を含んでもよい。図 3 を参照されたい。様々な形態では、ロックヨーク 712 は、ばね又は付勢部材（図示せず）によって近位方向に付勢される。ロックヨーク 712 の作動は、シャーシ 240 に装着されたラッチアクチュエータ組立体 720 上に摺動可能に装着される、ラッチボタン 722 によって遂行されてもよい。ラッチボタン 722 は、ロックヨーク 712 に対して近位方向に付勢されていてもよい。更に詳細に後述するように、ロックヨーク 712 は、ラッチボタンを遠位方向で付勢することによってロック解除位置へと移動させられてもよく、それによってまた、ロックヨーク 712 が枢動して、フレーム 20 の遠位側取り付けフランジ 700 との保定係合から外れる。ロックヨーク 712 がフレーム 20 の遠位側取り付けフランジ 700 と「保定係合」しているとき、枢動ロックラグ 716 は、遠位側取り付けフランジ 700 の対応するロック移動止め又は溝 704 内に保定されて収まっている。10

【0037】

組織を切断し締結するように適合された本明細書に記載されるタイプのエンドエフェクタ、並びに他のタイプのエンドエフェクタを含む、交換式シャフト組立体を用いる場合、エンドエフェクタの作動中に交換式シャフト組立体がハウジングから不用意に分離されることを防止することが望ましいことがある。例えば、使用の際、臨床医は、閉鎖トリガ 32 を作動させて標的組織を把持し、所望の位置へと操作することがある。標的組織がエンドエフェクタ 300 内に所望の配向で位置付けられると、臨床医は、次に、閉鎖トリガ 32 を完全に作動させてアンビル 306 を閉鎖し、標的組織を切断及びステープル留めの位置でクランプしてもよい。その場合、第 1 の駆動システム 30 は、完全に作動している。標的組織がエンドエフェクタ 300 にクランプされた後、交換式シャフト組立体 200 がハウジング 12 から不用意に分離されることを防止することが望ましいことがある。ラッチシステム 710 の 1 つの形態は、かかる不用意な分離を防止するように構成されている。20

【0038】

ロックヨーク 712 は、閉鎖シャトル 250 上に形成されたロックラグ部分 256 に接触するように適合された、少なくとも 1 つの、好ましくは 2 つのロックフック 718 を含む。図 10 及び 11 を参照すると、閉鎖シャトル 250 が非作動位置にある（即ち、第 1 の閉鎖駆動システム 30 が非作動で、アンビル 306 が開放されている）とき、ロックヨーク 712 を遠位方向で枢動させて、交換式シャフト組立体 200 をハウジング 12 からロック解除してもよい。その位置では、ロックフック 718 は、閉鎖シャトル 250 上のロックラグ 256 に接触しない。しかしながら、閉鎖シャトル 250 を作動位置へと移動させる（即ち、第 1 の閉鎖駆動システム 30 を作動させ、アンビル 306 が閉位置にある）と、ロックヨーク 712 がロック解除位置へと枢動することが防止される。図 12 及び 13 を参照されたい。言い換えると、臨床医がロックヨーク 712 をロック解除位置へと枢動させようとした場合、又は例えば、ロックヨーク 712 が、別の場所では遠位側に枢動するがあるような形で不用意に突き当たるか又は接触した場合、ロックヨーク 712 上のロックフック 718 が閉鎖シャトル 250 上のロックラグ 256 に接触し、ロックヨーク 712 がロック解除位置へと移動することを防止する。3040

【0039】

これから、ハンドル組立体 14 への交換式シャフト組立体 200 の取り付けについて、図 3 を参照して記載する。結合プロセスを開始するために、臨床医は、シャーシ 240 上に形成された先細取り付け部分 244 がフレーム 20 のダブテールスロット 702 と位置合わせされるようにして、交換式シャフト組立体 200 のシャーシ 240 をフレーム 20 の遠位側取り付けフランジ 700 の上方に、又はそれに隣接して位置付けてもよい。臨床医は、次に、交換式シャフト組立体 200 を、シャフト軸線 S A - S A に垂直な設置軸線 I A に沿って移動させて、先細取り付け部分 244 を対応するダブテール受け入れスロット50

ト 7 0 2 と「動作可能に係合」させて収めてもよい。その際、中間発射シャフト 2 2 2 上のシャフト取り付けラグ 2 2 6 もまた、長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 の発射シャフト取り付けクレードル 1 2 6 に収められ、第 2 の閉鎖リンク 3 8 上にある横断取り付けピン 3 7 の部分が、閉鎖シャトル 2 5 0 の対応する近位側に突出するフック 2 5 2 に収められる。本明細書で使用するとき、2つの構成要素の文脈における「動作可能な係合」という用語は、それら2つの構成要素が互いに十分に係合され、それにより、作動運動をそれらに適用すると、構成要素が意図される行為、機能、及び／又は手順を実施し得ることを意味する。

【 0 0 4 0 】

上述したように、交換式シャフト組立体 2 0 0 の少なくとも 5 つのシステムが、ハンドル組立体 1 4 の少なくとも 5 つの対応するシステムと動作可能に結合され得る。第 1 のシステムは、交換式シャフト組立体 2 0 0 のフレーム又はスパインをハンドル組立体 1 4 のフレーム 2 0 と結合及び／又は位置合わせするフレームシステムを備えることができる。別のシステムは、ハンドル組立体 1 4 の閉鎖トリガ 3 2 と、閉鎖管 2 6 0 と、交換式シャフト組立体 2 0 0 のアンビル 3 0 6 とを動作可能に接続することができる閉鎖駆動システム 3 0 を備えることができる。上で概説したように、交換式シャフト組立体 2 0 0 の閉鎖シャトル 2 5 0 を、第 2 の閉鎖リンク 3 8 上にある横断取り付けピン 3 7 と係合させることができる。別のシステムは、ハンドル組立体 1 4 の発射トリガ 1 3 0 を交換式シャフト組立体 2 0 0 の中間発射シャフト 2 2 2 と動作可能に接続することができる発射駆動システム 8 0 を備えることができる。

10

20

【 0 0 4 1 】

上で概説したように、シャフト取り付けラグ 2 2 6 は、長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 の発射シャフト取り付けクレードル 1 2 6 と動作可能に接続することができる。別のシステムは、例えば交換式シャフト組立体 2 0 0 などのシャフト組立体が、ハンドル組立体 1 4 と動作可能に係合されていることを、例えばコントローラなど、ハンドル組立体 1 4 内のコントローラに信号伝達することができ、並びに／又は（2）電力及び／若しくは通信信号を交換式シャフト組立体 2 0 0 とハンドル組立体 1 4 との間で伝導することができる電気システムを含むことができる。例えば、交換式シャフト組立体 2 0 0 は、シャフト回路基板 6 1 0 に動作可能に装着される電気コネクタ 1 4 1 0 を含むことができる。シャフト上に位置する電気コネクタ 1 4 1 0 は、ハンドル内に位置する回路基板 1 0 0 上で電気コネクタ 1 4 0 0 と嵌合係合するように構成されている。回路及び制御システムに関する更なる詳細は、米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 6 3 5 4 1 号に見出すことができる。第 5 のシステムは、交換式シャフト組立体 2 0 0 をハンドル組立体 1 4 に解除可能にロックするラッチングシステムで構成されてもよい。

30

【 0 0 4 2 】

図 1 4 を参照すると、エンドエフェクタ 3 0 0 の非限定的な形態が示されている。上述したように、エンドエフェクタ 3 0 0 は、アンビル 3 0 6 及び外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 を含んでもよい。この非限定的な例では、アンビル 3 0 6 は、細長いチャネル 1 9 8 に結合されている。例えば、アパー・チャ 1 9 9 を、アンビル 3 0 6 から延在するピン 1 5 2 を受け入れができる細長いチャネル 1 9 8 内に画定することができ、アパー・チャ 1 9 9 によって、細長いチャネル 1 9 8 及び外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 に対してアンビル 3 0 6 を開位置から閉位置まで枢動させることができる。それに加えて、図 1 4 は、エンドエフェクタ 3 0 0 内へと長手方向で並進するように構成された発射バー 1 7 2 を示している。発射バー 1 7 2 は、1 つの中実部分から構築されてもよく、又は様々な例では、例えば鋼板のスタックを含む、積層材料を含んでもよい。発射バー 1 7 2 の遠位側に突出する端部は、E 型梁 1 7 8 に取り付けることができ、E 型梁 1 7 8 は、中でも特に、アンビル 3 0 6 が閉位置にあるとき、細長いチャネル 1 9 8 内に位置付けられた外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 からアンビル 3 0 6 を離すことを支援することができる。E 型梁 1 7 8 はまた、E 型梁 1 7 8 を発射バー 1 7 2 によって遠位側に前進させながら組織を切るために使用することができる、鋭利な切刃 1 8 2 を含むことができる。

40

50

動作の際、E型梁178はまた、外科用ステープルカートリッジ304を作動させること、即ち発射することができる。外科用ステープルカートリッジ304は、ステープルドライバ192上に載置された複数のステープル191を、それぞれの上向きに開いたステープルキャビティ195内で保持する、成型カートリッジ本体194を含むことができる。楔形スレッド190は、E型梁178によって遠位側に駆動されて、外科用ステープルカートリッジ304の様々な構成要素を共に保持するカートリッジトレイ196上を摺動する。楔形スレッド190は、E型梁178の切刃182がクランプされた組織を切る間、ステープルドライバ192を上向きにカム駆動して、ステープル191を追い出してアンビル306と変形接触させる。

【0043】

10

上記に加えて更に、E型梁178は、発射の間、アンビル306に係合する上部ピン180を含むことができる。E型梁178は、カートリッジ本体194、カートリッジトレイ196、及び細長いチャネル198の様々な部分に係合することができる、中央ピン184と下部フット186とを更に含むことができる。外科用ステープルカートリッジ304が細長いチャネル198内に位置付けられると、カートリッジ本体194に画定されたスロット193を、カートリッジトレイ196に画定された長手方向スロット197及び細長いチャネル198に画定されたスロット189と位置合わせすることができる。使用の際、E型梁178は、位置合わせされた細長いスロット193、197、及び189を通って摺動することができ、図14に示されるように、E型梁178の下部フット186は、スロット189の長さに沿って細長いチャネル198の底面に沿って通っている溝に係合することができ、中央ピン184は、長手方向スロット197の長さに沿ってカートリッジトレイ196の上面に係合することができ、上部ピン180は、アンビル306に係合することができる。かかる状況では、発射バー172が遠位側へと移動させられて、ステープルを外科用ステープルカートリッジ304から発射し、かつ／又はアンビル306と外科用ステープルカートリッジ304との間に捕捉された組織を切開するにつれて、E型梁178は、アンビル306と外科用ステープルカートリッジ304とを離すか、又はこれらの相対移動を制限することができる。その後、発射バー172及びE型梁178を近位側へと後退させることができ、それによってアンビル306を開いて、ステープル留めされ切られた2つの組織部分を解放することができる（図示せず）。

【0044】

20

外科用器具10（図1～14）について一般的用語で記載してきたが、ここで、外科用器具10の様々な電気／電子構成要素について詳細に記載する。図2及び図3を再び参照すると、ハンドル組立体14は、複数の電気接点を備える電気コネクタ1400を含むことができる。ここで図15を参照すると、電気コネクタ1400は、例えば、第1の電気接点1401aと、第2の電気接点1401bと、第3の電気接点1401cと、第4の電気接点1401dと、第5の電気接点1401eと、第6の電気接点1401fとを備えることができる。図示の例は6つの接点を利用しているが、6つより多い接点又は6つより少ない接点を利用し得る他の例も考えられる。

【0045】

30

図15に示されるように、第1の電気接点1401aは、トランジスタ1408と電気通信することができ、電気接点1401b～1401eは、コントローラ1500と電気通信することができ、第6の電気接点1401fは、アースと電気通信することができる。特定の状況では、ハンドル1042が給電状態にあるとき、電気接点1401b～1401eのうちの1つ又は2つ以上が、コントローラ1500の1つ又は2つ以上の出力チャネルと電気通信していてもよく、通電することができ、又は電位を印加することができる。いくつかの状況では、電気接点1401b～1401eのうちの1つ又は2つ以上が、コントローラ1500の1つ又は2つ以上の入力チャネルと電気通信していてもよく、ハンドル組立体14が給電状態にあるとき、コントローラ1500は、かかる電気接点に電位が印加されたときにそれを検出するように構成することができる。例えば、交換式シャフト組立体200などのシャフト組立体が、ハンドル組立体14に組み付けられたとき

50

、電気接点 1401a ~ 1401f は、互いに連通しなくてもよい。しかしながら、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に組み付けられていないとき、電気コネクタ 1400 の電気接点 1401a ~ 1401f は、露出していてもよく、またいくつかの状況では、電気接点 1401a ~ 1401f のうちの 1つ又は 2つ以上が、互いに電気通信されて偶然に配置されてもよい。かかる状況は、例えば、電気接点 1401a ~ 1401f のうちの 1つ又は 2つ以上が導電性材料と接触すると生じる可能性がある。これが生じると、例えば、コントローラ 1500 が、エラー入力を受信する場合があり、かつ / 又は交換式シャフト組立体 200 が、エラー出力を受信する場合がある。この問題に対処するために、様々な状況では、例えば、交換式シャフト組立体 200 などのシャフト組立体がハンドル組立体 14 に取り付けられていないとき、ハンドル組立体 14 は、給電されなくてもよい。

10

【0046】

他の状況では、例えば、交換式シャフト組立体 200 などのシャフト組立体が、ハンドル 1042 に取り付けられていないとき、ハンドル 1042 に給電することができる。かかる状況では、コントローラ 1500 は、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に取り付けられるまで、コントローラ 1500 と電気通信している接点、即ち、例えば電気接点 1401b ~ 1401e に印加される、入力又は電位を無視するように構成することができる。コントローラ 1500 は、そのような状況下でハンドル組立体 14 の他の機能を操作するために電力を供給されてもよいが、ハンドル組立体 14 は非給電状態にあってもよい。ある意味で、電気接点 1401b ~ 1401e に加えられる電位がハンドル組立体 14 の動作に影響する事がないので、電気コネクタ 1400 は非給電状態にあってもよい。

20

電気接点 1401b ~ 1401e が給電停止状態にあっても、コントローラ 1500 と電気通信していない電気接点 1401a 及び 1401f は給電停止状態にあってもなくてもよいことが、読者には理解されるであろう。例えば、第 6 の電気接点 1401f は、ハンドル組立体 14 が給電状態にあるか給電停止状態にあるかに関わらず、アースと電気通信したままであってもよい。

【0047】

更に、トランジスタ 1408、及び / 又は例えばトランジスタ 1412 などの任意の他の好適なトランジスタの配置、及び / 又はスイッチは、ハンドル組立体 14 が給電状態にあるか給電停止状態にあるかに関わらず、例えばハンドル組立体 14 内の電池などの電源 1404 から第 1 の電気接点 1401a への電力の供給を制御するように構成されてもよい。様々な状況では、交換式シャフト組立体 200 は、例えば、交換式シャフト組立体 200 がハンドル組立体 14 と係合されたときにトランジスタ 1408 の状態を変化させるように構成することができる。特定の状況下では、以下に加えて更に、磁場センサ 1402 は、トランジスタ 1412 の状態を切り換えるように構成され得、トランジスタ 1412 は結果として、トランジスタ 1408 の状態を切り換えて、最終的に電源 1404 から第 1 の電気接点 1401a に電力を供給することができる。このようにして、電気コネクタ 1400 までの電源回路と信号回路の両方に対して、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に設置されていないときは給電停止し、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に設置されているときは給電することができる。

30

【0048】

様々な状況では、図 15 を再び参照すると、ハンドル組立体 14 は、例えば磁場センサ 1402 を含むことができ、磁場センサ 1402 は、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に結合されると、例えば交換式シャフト組立体 200 などのシャフト組立体上の、例えば磁気要素 1407 (図 3) などの検出可能な要素を検出するように構成することができる。磁場センサ 1402 は、例えば電池などの電源 1406 によって給電することができ、電源 1406 は実際に、磁場センサ 1402 の検出信号を增幅し、図 15 に示される回路を介してコントローラ 1500 の入力チャネルと通信することができる。コントローラ 1500 が、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に少なくとも部分的に結合されていること、またその結果として、電気接点 1401a ~ 1401f が露出しなくなっていることを示す入力を受信すると、コントローラ 1500 は、その通常の、つまり給電動作状態

40

50

に入ることができる。かかる動作状態では、コントローラ 1500 は、その通常の使用時に、電気接点 1401b ~ 1401e のうちの 1つ又は 2つ以上にシャフト組立体から伝達された信号を評価し、かつ / 又は、電気接点 1401b ~ 1401e のうちの 1つ又は 2つ以上を通してシャフト組立体に信号を伝達する。様々な状況において、磁場センサ 1402 が磁気要素 1407 を検出し得るにはその前に、交換式シャフト組立体 200 が完全に着座されなければならない場合がある。交換式シャフト組立体 200 の存在を検出するためには、磁場センサ 1402 を利用することができるが、例えば、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に組み付けられているか否かを検出するために、センサ及び / 又はスイッチの任意の好適なシステムを利用することができます。このようにして、上記に加えて更に、電気コネクタ 1400までの電源回路と信号回路の両方に対して、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に設置されていないときは給電停止し、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に設置されているときは給電することができる。
10

【0049】

様々な実施例において、本開示の全体にわたって用いられているように、例えば、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に組み付けられているか否かを検出するために、任意の好適な磁場センサが用いられてもよい。例えば、磁場感知に使用される技術としては、とりわけ、ホール効果センサ、探りコイル、フラックスゲート、光ポンピング、核摂動、S Q U I D (超伝導量子干渉素子、ジョセフソン接合を含む超伝導ループに基づく、極めて弱い磁場の測定に用いられる非常に高感度の磁力計)、ホール効果、異方性磁気抵抗、巨大磁気抵抗、磁気トンネル接合、巨大磁気インピーダンス、磁歪 / 圧電複合材、磁気ダイオード、磁気トランジスタ、光ファイバ、光磁気、及び微小電気機械システム系の磁気センサが挙げられる。
20

【0050】

図 15 を参照すると、コントローラ 1500 は、一般に、プロセッサ (「マイクロプロセッサ」と、プロセッサに動作可能に結合された 1つ又は 2つ以上のメモリユニットとを備えてよい。メモリに記憶された命令コードを実行することによって、プロセッサは、例えば、モータ、様々な駆動システム、及び / 又はユーザディスプレイなど、外科用器具の様々な構成要素を制御してもよい。コントローラ 1500 は、集積型及び / 若しくは個々のハードウェア要素、ソフトウェア要素、並びに / 又はそれら両者の組み合わせを用いて実装され得る。集積型ハードウェア要素の例としては、プロセッサ、マイクロプロセッサ、コントローラ、コントローラ、集積回路、特定用途向け集積回路 (ASIC)、プログラマブル論理デバイス (PLD)、デジタル信号プロセッサ (DSP)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA)、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、コントローラ、システムオンチップ (SoC)、及び / 又はシステムインパッケージ (SIP) が挙げられ得る。個々のハードウェア要素の例としては、論理ゲート、電界効果トランジスタ、バイポーラトランジスタ、抵抗、コンデンサ、インダクタ、及び / 若しくはリレーなど、回路並びに / 又は回路素子が挙げられ得る。特定の例では、コントローラ 1500 は、例えば、1つ又は 2つ以上の基板上に離散的及び集積型の回路素子又は構成要素を含むハイブリッド回路を含んでもよい。
30

【0051】

図 15 を参照すると、コントローラ 1500 は、例えば、Texas Instruments から入手可能な LM4F230H5QR であってもよい。特定の例では、Texas Instruments の LM4F230H5QR は、製品データシートから容易に入手可能な他の機構の中でも、最大 40MHz、256KB の単一サイクルフラッシュメモリ若しくは他の不揮発性メモリのオンチップメモリと、40MHz 超の性能を改善するためのプリフェッチバッファと、32KB の単一サイクルシリアルランダムアクセスメモリ (SRAM) と、SteelseriesWare (登録商標) ソフトウェアを搭載した内部読み取り専用メモリ (ROM) と、2KB の電気的消去可能なプログラマブル読み取り専用メモリ (EEPROM) と、1つ又は 2つ以上のパルス幅変調 (PWM) モジュールと、1つ又は 2つ以上のアナログ直交エンコーダ入力部 (QEI) と、12 個のアナロ
40
50

グ入力チャネルを備えた、1つ又は2つ以上の12ビットアナログデジタル変換器（A D C）と、を備えたA R M Cortex - M 4 F プロセッサコアである。他のコントローラが、本開示と共に使用するために容易に代用され得る。したがって、本開示は、この文脈に限定されるべきではない。

【0052】

上述したように、ハンドル組立体14及び／又は交換式シャフト組立体200は、交換式シャフト組立体200がハンドル組立体14に組み付けられていないとき、又は完全に組み付けられていないときに、ハンドル上に位置する電気コネクタ1400の接点及び／又はシャフト上に位置する電気コネクタ1410の接点が短絡することを防止するか、又は少なくともその可能性を低減するように構成された、システム及び構成を含むことができる。10 図3を参照すると、ハンドル上に位置する電気コネクタ1400は、フレーム20に画定されたキャビティ1409内に少なくとも部分的に入り込ませることができる。電気コネクタ1400の6つの電気接点1401a～1401fは、キャビティ1409内に完全に入り込ませることができる。かかる配置は、物体が電気接点1401a～1401fの1つ又は2つ以上に偶発的に接触する可能性を低減することができる。同様に、シャフト上に位置する電気コネクタ1410を、シャーシ240に画定された陥凹部内に位置付けることができ、それによって、シャフト上に位置する電気コネクタ1410の電気接点1411a～1411fのうちの1つ又は2つ以上に物体が偶発的に接触する可能性を低減することができる。図3に示される特定の例に関して、シャフト上に位置する電気接点1411a～1411fは、雄接点を備えることができる。少なくとも1つの例では、シャフトに位置する電気接点1411a～1411fのそれぞれは、例えば、ハンドル上に位置する電気接点1401a～1401fを係合するように構成することができる、電気接点から延在する可撓性突出部を備えることができる。ハンドル上に位置する電気接点1401a～1401fは、雌接点を備えることができる。少なくとも1つの例では、ハンドル上に位置する各電気接点1401a～1401fは、例えば、平坦面を備えることができ、それに接してシャフト上に位置する雄電気接点1401a～1401fがワイヤー接続し、即ち摺動し、接点間の導電性の連係を維持することができる。様々な例では、交換式シャフト組立体200がハンドル組立体14に組み付けられる方向は、ハンドル上に位置する電気接点1401a～1401fに対して平行であるか、又は少なくとも実質的に平行であることができ、それにより、交換式シャフト組立体200がハンドル組立体14に組み付けられると、シャフト上に位置する電気接点1411a～1411fは、ハンドル上に位置する電気接点1401a～1401fに接して摺動する。様々な代替的な例では、ハンドルに位置する電気接点1401a～1401fが雄接点を備えることができ、シャフト上に位置する電気接点1411a～1411fが雌接点を備えることができる。特定の代替的な例では、ハンドル上に位置する電気接点1401a～1401f及びシャフト上に位置する電気接点1411a～1411fは、接点の任意の好適な配置を備えることができる。

2030

【0053】

様々な例では、ハンドル組立体14は、ハンドル上に位置する電気コネクタ1400を少なくとも部分的に被覆するように構成されたコネクタガード、及び／又はシャフト上に位置する電気コネクタ1410を少なくとも部分的に被覆するように構成されたコネクタガードを備えることができる。コネクタガードは、シャフト組立体がハンドルに組み付けられていないとき、又は部分的にのみ組み付けられているとき、物体が電気コネクタの接点に偶発的に触れることを防止するか、又は少なくともその可能性を低減することができる。コネクタガードは、可動であることができる。例えば、コネクタガードは、コネクタを少なくとも部分的に防護する防護位置と、コネクタを防護しないか、又は少なくともわずかしか防護しない非防護位置との間で移動させることができる。少なくとも1つの例では、シャフト組立体がハンドルに組み付けられるにつれて、コネクタガードを変位させることができ。例えば、ハンドルがハンドルコネクタガードを備える場合、シャフト組立体がハンドルに組み付けられるにつれて、シャフト組立体がハンドルコネクタガードに接4050

触し、それを変位させることができる。同様に、シャフト組立体がシャフトコネクタガードを備える場合、シャフト組立体がハンドルに組み付けられるにつれて、ハンドルがシャフトコネクタガードに接触し、それを変位させることができる。様々な例では、コネクタガードは、例えばドアを備えることができる。少なくとも1つの例では、ドアは、ハンドル又はシャフトが接触すると、ドアを特定の方向に変位させることを容易にすることができます、傾斜面を備えることができる。様々な例では、コネクタガードを、例えば、並進及び/又は回転させることができる。特定の例では、コネクタガードは、電気コネクタの接点を被覆する少なくとも1つのフィルムを備えることができる。シャフト組立体がハンドルに組み付けられると、フィルムは破断され得る。少なくとも1つの例では、コネクタの雄接点は、フィルムを貫通することができ、その後、フィルムの下に位置付けられた対応する接点に係合する。

【0054】

上述したように、外科用器具は、例えば、電気コネクタ1400などの電気コネクタの接点を、選択的に給電又は活性化することができるシステムを含むことができる。様々な例では、接点を不活性状態と活性化状態との間で遷移させることができる。特定の例では、接点を、監視状態、非活性化状態、及び活性化状態の間で遷移させることができます。例えば、コントローラ1500は例えば、シャフト組立体がハンドル組立体14に組み付けられないときの電気接点1401a～1401fを監視して、電気接点1401a～1401fのうちの1つ又は2つ以上が短絡されている可能性があるか否かを判定することができます。コントローラ1500は、電気接点1401a～1401fそれぞれに低電位を印加し、接点それに最小限の抵抗のみが存在するか否かを見積もるように構成することができます。かかる動作状態は、監視状態を含むことができます。接点において検出された抵抗が高い場合、又は閾値抵抗を上回る場合、コントローラ1500は、その接点を、1つを超える接点を、あるいは全ての接点を非活性化することができます。かかる動作状態は、非活性化状態を含むことができます。シャフト組立体がハンドル組立体14に組み付けられ、上述したように、それがコントローラ1500によって検出された場合、コントローラ1500は、電気接点1401a～1401fに対する電位を増加することができます。かかる動作状態は、活性化状態を含むことができます。

【0055】

本明細書に開示される様々なシャフト組立体は、センサ、及びハウジング内のコントローラとの電気的連通を要する他の様々な構成要素を用いてもよい。これらのシャフト組立体は、一般に、ハウジングに対して回転することができるように構成されており、互いに対してもよい2つ又は3つ以上の構成要素間でのかかる電気的連通を容易にする接続を要する。本明細書に開示されるタイプのエンドエフェクタを用いると、コネクタ装置は、本質的に比較的堅牢でもある一方、シャフト組立体コネクタ部分に嵌合するよう、ある程度コンパクトでなければならない。

【0056】

ここで、複数の回路セグメント2002a～2002gを備えるセグメント化回路200の一例が示されている、図16A及び16Bに移る。複数の回路セグメント2002a～2002gを備えるセグメント化回路2000は、非限定的に、例えば図1～図13に示される外科用器具10など、電動外科用器具を制御するように構成されている。複数の回路セグメント2002a～2002gは、電動外科用器具10の1つ又は2つ以上の動作を制御するように構成されている。安全プロセッサセグメント2002a(セグメント1)は、安全プロセッサ2004を備える。一次プロセッサセグメント2002b(セグメント2)は、一次プロセッサ2006を備える。安全プロセッサ2004及び/又は一次プロセッサ2006は、1つ又は2つ以上の追加の回路セグメント2002c～2002gと相互作用して、電動外科用器具10の動作を制御するように構成されている。一次プロセッサ2006は、例えば、1つ又は2つ以上の回路セグメント2002c～2002g、電池2008、及び/又は複数のスイッチ2058a～2070に結合された、複数の入力を備える。セグメント化回路2000は、例えば、電動外科用器具10内のブ

10

20

30

40

50

リント回路基板組立体（P C B A）など、任意の好適な回路によって実装されてもよい。プロセッサという用語は、本明細書で使用するとき、任意のマイクロプロセッサ、プロセッサ、コントローラ、又はコンピュータの中央処理装置（C P U）の機能を1つの集積回路又は最大で数個の集積回路上に組み込んだ、他の基本コンピューティングデバイスを含むことが理解されるべきである。プロセッサは、デジタルデータを入力として受理し、メモリに記憶された命令に従ってそのデータを処理し、結果を出力として提供する、多目的のプログラマブルデバイスである。これは、内部メモリを有するので、逐次的デジタル論理の一例である。プロセッサは、二進数法で表される数字及び記号で動作する。

【0057】

一態様では、一次プロセッサ2006は、Texas Instruments製のARM Cortexの商品名で知られているものなど、任意のシングルコア又はマルチコアプロセッサであってもよい。一実施例では、安全プロセッサ2004は、やはりTexas Instruments製の、Hercules ARM Cortex R4の商品名で知られている、TMS570及びRM4xなど、2つのコントローラベースファミリを備える安全コントローラプラットフォームであってもよい。それにもかかわらず、コントローラ及び安全プロセッサに好適な他の置換品も制限なく用いることができる。一実施例では、安全プロセッサ2004は、拡張性がある性能、接続性、及びメモリの選択肢を提供しながら、高度な集積化された安全特性を提供するため、中でも特に、IEC 61508及びISO 26262の安全限界用途向けに特定的に構成されてもよい。特定の例では、一次プロセッサ2006は、図14～17Bに関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラのLM4F230H5QRであってよい。

【0058】

一例では、セグメント化回路2000は、加速度セグメント2002c（セグメント3）を備える。加速度セグメント2002cは、加速度計2022を備える。加速度計2022は、電動外科用器具10の移動又は加速度を検出するように構成されている。いくつかの実施例では、加速度計2022からの入力は、例えば、スリープモードとの間での遷移、電動外科用器具の配向の識別、及び/又は外科用器具が落下したときの識別に使用される。いくつかの実施例では、加速度セグメント2002cは、安全プロセッサ2004及び/又は一次プロセッサ2006に結合されている。

【0059】

一態様では、セグメント化回路2000は、ディスプレイセグメント2002d（セグメント4）を備える。ディスプレイセグメント2002dは、一次プロセッサ2006に結合されたディスプレイコネクタ2024を備える。ディスプレイコネクタ2024は、1つ又は2つ以上のディスプレイの集積回路ドライバ2026を通して、一次プロセッサ2006をディスプレイ2028に結合する。ディスプレイの集積回路ドライバ2026は、ディスプレイ2028と一体化されてもよく、かつ/又はディスプレイ2028とは別個に配置されてもよい。ディスプレイ2028は、例えば、有機発光ダイオード（OLED）ディスプレイ、液晶ディスプレイ（LCD）、及び/又は任意の他の好適なディスプレイなど、任意の好適なディスプレイを含んでもよい。いくつかの実施例では、ディスプレイセグメント2002dは、安全プロセッサ2004に結合されている。

【0060】

いくつかの態様では、セグメント化回路2000は、シャフトセグメント2002e（セグメント5）を備える。シャフトセグメント2002eは、外科用器具10に結合された交換式シャフト組立体200（図1）に対する1つ又は2つ以上の制御、及び/又は交換式シャフト組立体200（図1）に結合されたエンドエフェクタ300に対する1つ又は2つ以上の制御機器を備える。シャフトセグメント2002eは、一次プロセッサ2006をシャフトP C B A 2031に結合するように構成された、シャフトコネクタ2030を備える。シャフトP C B A 2031は、第1の関節スイッチ2036、第2の関節スイッチ2032、及びシャフトP C B A E E P R O M 2034を備える。いくつかの実施例では、シャフトP C B A E E P R O M 2034は、交換式シャフト組立体

10

20

30

40

50

200及び／又はシャフトP C B A 2031固有の1つ又は2つ以上のパラメータ、ルーチン、及び／又はプログラムを含む。シャフトP C B A 2031は、交換式シャフト組立体200に結合され、及び／又は、外科用器具10と一体であってもよい。いくつかの実施例では、シャフトセグメント2002eは、第2のシャフトE E P R O M 2038を備える。第2のシャフトE E P R O M 2038は、電動外科用器具10と接続され得る1つ若しくは2つ以上のシャフト組立体200及び／又はエンドエフェクタ300に対応する複数のアルゴリズム、ルーチン、パラメータ、及び／又は他のデータを含む。

【0061】

いくつかの態様では、セグメント化回路2000は、位置エンコーダセグメント2002f(セグメント6)を備える。位置エンコーダセグメント2002fは、1つ又は2つ以上の磁気角度回転位置エンコーダ2040a～2040bを備える。1つ又は2つ以上の磁気角度回転位置エンコーダ2040a～2040bは、外科用器具10のモータ2048、交換式シャフト組立体200(図1)、及び／又はエンドエフェクタ300の回転位置を識別するように構成されている。いくつかの実施例では、磁気角度回転位置エンコーダ2040a～2040bは、安全プロセッサ2004及び／又は一次プロセッサ2006に結合されてもよい。

【0062】

いくつかの態様では、セグメント化回路2000は、モータ回路セグメント2002g(セグメント7)を備える。モータ回路セグメント2002gは、電動外科用器具10の1つ又は2つ以上の移動を制御するように構成されたモータ2048を備える。モータ2048は、Hブリッジドライバ2042及び1つ又は2つ以上のHブリッジ電界効果トランジスタ2044(FET)によって、一次プロセッサ2006に結合されている。HブリッジFET 2044は、安全プロセッサ2004に結合されている。モータ電流センサ2046は、モータ2048の電流引き出しを測定するため、モータ2048と直列に結合されている。モータ電流センサ2046は、一次プロセッサ2006及び／又は安全プロセッサ2004と信号連通している。いくつかの実施例では、モータ2048は、モータ電磁干渉(EMI)フィルタ2050に結合されている。

【0063】

いくつかの態様では、セグメント化回路2000は、電源セグメント2002h(セグメント8)を備える。電池2008は、安全プロセッサ2004、一次プロセッサ2006、及び追加回路セグメント2002c～2002gのうちの1つ又は2つ以上に結合されている。電池2008は、電池コネクタ2010及び電流センサ2012によってセグメント化回路2000に結合されている。電流センサ2012は、セグメント化回路2000の合計電流引き出しを測定するように構成されている。いくつかの実施例では、1つ又は2つ以上の電圧変換器2014a、2014b、2016が、既定の電圧値を1つ又は2つ以上の回路セグメント2002a～2002gに提供するように構成されている。例えば、いくつかの実施例では、セグメント化回路2000は、3.3V電圧変換器2014a～2014b及び／又は5V電圧変換器2016を備えてもよい。ブースト変換器2018は、例えば13V以下など、既定量以下のブースト電圧を提供するように構成されている。ブースト変換器2018は、電力集約的な動作の間、追加の電圧及び／又は電流を提供し、電圧低下又は低電力状態を防止するように構成されている。

【0064】

いくつかの態様では、安全プロセッサセグメント2002aは、モータ電力スイッチ2020を備える。モータ電力スイッチ2020は、電源セグメント2002hとモータ回路セグメント2002gとの間に結合されている。安全プロセッサセグメント2002aは、本明細書で更に詳細に考察するように、安全プロセッサ2004及び／又は一次プロセッサ2006によってエラー若しくは障害状態が検出されると、モータ回路セグメント2002gに対する電力を遮断するように構成されている。回路セグメント2002a～2002gは、回路セグメント2002a～2002hの全ての構成要素が物理的に近接して配置されて示されているが、回路セグメント2002a～2002hは、同じ回路セ

10

20

30

40

50

グメント 2002a ~ 2002g の他の構成要素から物理的及び / 又は電気的に分離している構成要素を備えてもよいことが、当業者には認識されるであろう。いくつかの実施例では、1つ又は2つ以上の構成要素が、2つ又は3つ以上の回路セグメント 2002a ~ 2002g の間で共有されてもよい。

【0065】

いくつかの態様では、複数のスイッチ 2056 ~ 2070 が、安全プロセッサ 2004 及び / 又は一次プロセッサ 2006 に結合されている。複数のスイッチ 2056 ~ 2070 は、外科用器具 10 の1つ又は2つ以上の動作を制御し、セグメント化回路 2000 の1つ又は2つ以上の動作を制御し、かつ / 又は外科用器具 10 の状態を示すように構成されてもよい。例えば、緊急離脱ドアスイッチ 2056 は、緊急離脱ドアの状態を示すように構成されている。例えば、左側関節左スイッチ 2058a、左側関節右スイッチ 2060a、左側関節中央スイッチ 2062a、右側関節左スイッチ 2058b、右側関節右スイッチ 2060b、及び右側関節中央スイッチ 2062b など、複数の関節運動スイッチは、シャフト組立体 200 及び / 又はエンドエフェクタ 300 の関節運動を制御するように構成されている。左側反転スイッチ 2064a 及び右側反転スイッチ 2064b は、一次プロセッサ 2006 に結合されている。いくつかの実施例では、左側関節左スイッチ 2058a、左側関節右スイッチ 2060a、左側関節中央スイッチ 2062a、及び左側反転スイッチ 2064a を備える左側スイッチは、左側可撓コネクタ 2072a によって一次プロセッサ 2006 に結合されている。右側関節左スイッチ 2058b、右側関節右スイッチ 2060b、右側関節中央スイッチ 2062b、及び右側反転スイッチ 2064b を備える右側スイッチは、右側可撓コネクタ 2072b によって一次プロセッサ 2006 に結合されている。いくつかの実施例では、発射スイッチ 2066、クランプ解除スイッチ 2068、及びシャフト係合スイッチ 2070 は、一次プロセッサ 2006 に結合されている。

【0066】

いくつかの態様では、複数のスイッチ 2056 ~ 2070 は、例えば、外科用器具 10 のハンドル、複数のインジケータスイッチ、及び / 又はそれらの任意の組み合わせに装着される、複数のハンドル制御を備えてもよい。様々な例では、複数のスイッチ 2056 ~ 2070 により、外科医が外科用器具を操作し、セグメント化回路 2000 に対して外科用器具の位置及び / 若しくは動作に関するフィードバックを提供し、かつ / 又は外科用器具 10 の安全でない動作を示すことが可能になる。いくつかの実施例では、追加のスイッチ又はより少数のスイッチが、セグメント化回路 2000 に結合されてもよく、スイッチ 2056 ~ 2070 のうちの1つ又は2つ以上を組み合わせて単一のスイッチとしてもよく、かつ / 又は拡張して複数のスイッチとしてもよい。例えば、一実施例では、左側及び / 又は右側関節運動スイッチ 2058a ~ 2064b のうちの1つ又は2つ以上を組み合わせて、単一の多重位置スイッチとしてもよい。

【0067】

一態様では、安全プロセッサ 2004 は、他の安全動作の中でも特に、ウォッチドッグ機能を実現するように構成されている。セグメント化回路 2000 の安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 は、信号連通している。プロセッサのアライブハートビート信号は、出力 2097 で提供される。加速度セグメント 2002c は、外科用器具 10 の移動を監視するように構成された加速度計 2022 を備える。様々な例では、加速度計 2022 は、単軸、二軸、又は三軸加速度計であってもよい。加速度計 2022 は、必ずしも座標加速度（速度の変化率）ではない適正な加速度を測定するのに用いられてもよい。その代わりに、加速度計は、加速度計 2022 の基準フレーム内で静止している試験質量が経験する重量の現象と関連付けられる加速度を見る。例えば、地表面で静止している加速度計 2022 は、その重量により、 $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ （重力）の真っ直ぐ上向きの加速度を測定する。加速度計 2022 が測定することができる別のタイプの加速度は、g 力加速度である。他の様々な例では、加速度計 2022 は、単軸、二軸、又は三軸加速度計を備えてもよい。更に、加速度セグメント 2002c は、加速度、傾き、衝撃、振動

10

20

30

40

50

、回転、及び複数の自由度（D o F）を検出し測定する、1つ又は2つ以上の慣性センサを備えてもよい。好適な慣性センサは、加速度計（単軸、二軸、若しくは三軸）、地球の磁界などの空間中の磁界を測定する磁力計、及び／又は角速度を測定するジャイロスコープを備えてもよい。

【0068】

一態様では、安全プロセッサ2004は、例えばモータ回路セグメント2002gなど、1つ又は2つ以上の回路セグメント2002c～2002hに関して、ウォッチドッグ機能を実現するように構成されている。これに関して、安全プロセッサ2004は、ウォッチドッグ機能を用いて、一次プロセッサ2006の誤動作を検出しそこから復帰する。正常動作の間、安全プロセッサ2004は、一次プロセッサ2006のハードウェア障害又はプログラムエラーを監視し、修正動作（単数若しくは複数）を開始する。修正動作は、一次プロセッサ2006を安全状態に置くこと、及び正常なシステム動作を復元することを含んでもよい。一実施例では、安全プロセッサ2004は、少なくとも第1のセンサに結合されている。第1のセンサは、外科用器具10（図1～図4）の第1の特性を測定する。いくつかの実施例では、安全プロセッサ2004は、外科用器具10の測定された特性を既定値と比較するように構成されている。例えば、一実施例において、磁気角度回転位置エンコーダ2040aは、安全プロセッサ2004に結合されている。磁気角度回転位置エンコーダ2040aは、モータの速度及び位置情報を安全プロセッサ2004に提供する。安全プロセッサ2004は、磁気角度回転位置エンコーダ2040aを監視し、その値を速度及び／又は位置の最大値と比較し、既定値を上回るモータ2048の動作を防止する。いくつかの実施例では、既定値は、一次プロセッサ2006と通信している第2の磁気角度回転位置エンコーダ2040bによって供給される値、及び／又は例えば安全プロセッサ2004に結合されたメモリモジュールから、安全プロセッサ2004に提供される値から計算される、モータ2048のリアルタイムの速度及び／又は位置に基づいて計算される。

【0069】

いくつかの態様では、第2のセンサが、一次プロセッサ2006に結合されている。第2のセンサは、第1の物理的特性を測定するように構成されている。安全プロセッサ2004及び一次プロセッサ2006は、第1のセンサ及び第2のセンサそれぞれの値を示す信号を提供するように構成されている。安全プロセッサ2004又は一次プロセッサ2006のどちらかが許容可能な範囲外の値を示しているとき、セグメント化回路2000は、例えばモータ回路セグメント2002gなど、回路セグメント2002c～2002hのうちの少なくとも1つの動作を防止する。例えば、図16A及び16Bに示される例では、安全プロセッサ2004は、第1の磁気角度回転位置エンコーダ2040aに結合され、一次プロセッサ2006は、第2の磁気角度回転位置エンコーダ2040bに結合されている。磁気角度回転位置エンコーダ2040a、2040bは、例えば、サイン及びコサイン出力を含む磁気角度回転入力など、任意の好適なモータ位置センサを含んでもよい。磁気角度回転位置エンコーダ2040a、2040bは、モータ2048の位置を示すそれぞれの信号を、安全プロセッサ2004及び一次プロセッサ2006に提供する。

【0070】

安全プロセッサ2004及び一次プロセッサ2006は、第1の磁気角度回転位置エンコーダ2040a及び第2の磁気角度回転位置エンコーダ2040bの値が既定範囲内のとき、活性化信号を生成する。一次プロセッサ2006又は安全プロセッサ2004のどちらかが既定範囲外の値を検出すると、活性化信号は終了され、例えばモータ回路セグメント2002gなど、回路セグメント2002c～2002hのうちの少なくとも1つの動作が遮断及び／又は防止される。例えば、いくつかの実施例では、一次プロセッサ2006からの活性化信号及び安全プロセッサ2004からの活性化信号は、ANDゲートに結合されている。ANDゲートは、モータ電源スイッチ2020に結合されている。ANDゲートは、安全プロセッサ2004及び一次プロセッサ2006の両方からの活性化信号が高であり、磁気角度回転位置エンコーダ2040a、2040bの値が既定範囲内に

10

20

30

40

50

あることが示されたとき、モータ電源スイッチ 2020 を閉位置で、即ちオン位置で維持する。磁気角度回転位置エンコーダ 2040a、2040b のどちらかが既定範囲外の値を検出すると、その磁気角度回転位置エンコーダ 2040a、2040b からの活性化信号は低に設定され、AND ゲートの出力は低に設定されて、モータ電源スイッチ 2020 が開放される。いくつかの実施例では、第 1 の磁気角度回転位置エンコーダサ 2040a 及び第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b の値は、例えば、安全プロセッサ 2004 及び / 又は一次プロセッサ 2006 によって比較される。第 1 のセンサと第 2 のセンサの値が異なる場合、安全プロセッサ 2004 及び / 又は一次プロセッサ 2006 は、モータ回路セグメント 2002g の動作を防止してもよい。

【0071】

10

いくつかの態様では、安全プロセッサ 2004 は、第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b の値を示す信号を受信し、第 2 のセンサ値を第 1 のセンサ値と比較する。例えば、一態様では、安全プロセッサ 2004 は、第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040a に直接結合されている。第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b は、一次プロセッサ 2006 に結合され、それによって第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b の値が安全プロセッサ 2004 に提供され、かつ / 又は安全プロセッサ 2004 に直接結合されている。安全プロセッサ 2004 は、第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040 の値を第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b の値と比較する。安全プロセッサ 2004 が第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040a と第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b との間の不整合を検出すると、安全プロセッサ 2004 は、例えばモータ回路セグメント 2002g への電力を止めることによって、モータ回路セグメント 2002g の動作を遮断してもよい。

【0072】

20

いくつかの態様では、安全プロセッサ 2004 及び / 又は一次プロセッサ 2006 は、外科用器具の第 1 の特性を測定するように構成された第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040a、及び外科用器具の第 2 の特性を測定するように構成された第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2040b に結合されている。第 1 の特性及び第 2 の特性は、外科用器具が正常に動作しているときは既定の関係を含む。安全プロセッサ 2004 は、第 1 の特性及び第 2 の特性を監視する。既定の関係と矛盾する第 1 の特性及び / 又は第 2 の特性の値が検出されると、障害が生じる。障害が生じると、安全プロセッサ 2004 は、例えば、回路セグメントのうち少なくとも 1 つの動作を防止する、既定の動作を実行する、かつ / 又は一次プロセッサ 2006 をリセットするなど、少なくとも 1 つの動作を行う。例えば、障害が検出されると、安全プロセッサ 2004 は、モータ電源スイッチ 2020 を開いて、モータ回路セグメント 2002g に対する電力を止めてよい。

【0073】

30

一態様では、安全プロセッサ 2004 は、独立制御アルゴリズムを実行するように構成されている。動作の際、安全プロセッサ 2004 は、セグメント化回路 2000 を監視し、例えば一次プロセッサ 2006 など、他の回路構成要素からの信号を独立して制御及び / 又はオーバーライドするように構成されている。安全プロセッサ 2004 は、外科用器具 10 の 1 つ若しくは 2 つ以上の動作及び / 又は位置に基づいて、プログラムされたアルゴリズムを実行してもよく、かつ / 又は動作中にオンザフライで更新若しくはプログラムされてもよい。例えば、一実施例では、安全プロセッサ 2004 は、新しいシャフト及び / 又はエンドエフェクタが外科用器具 10 に結合される毎に、新しいパラメータ及び / 又は安全アルゴリズムを用いて再プログラムされる。いくつかの実施例では、安全プロセッサ 2004 によって記憶された 1 つ又は 2 つ以上の安全値が、一次プロセッサ 2006 によって複製される。安全プロセッサ 2004 又は一次プロセッサ 2006 のどちらかによって記憶された値及び / 又はパラメータが適正であることを担保するため、双方向エラー検出が行われる。

【0074】

いくつかの態様では、安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 は、冗長安

40

50

全チェックを実現する。安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 は、正常動作を示す周期信号を提供する。例えば、動作の間、安全プロセッサ 2004 は、安全プロセッサ 2004 がコードを実行しており、正常に動作していることを、一次プロセッサ 2006 に対して示してもよい。一次プロセッサ 2006 は、同様に、一次プロセッサ 2006 がコードを実行しており、正常に動作していることを、安全プロセッサ 2004 に対して示してもよい。いくつかの実施例では、安全プロセッサ 2004 と一次プロセッサ 2006 との間の通信は、既定の間隔で起こる。既定の間隔は、一定であってもよく、又は外科用器具 10 の回路状態及び / 若しくは動作に基づいて可変であってもよい。

【0075】

図 17A 及び 17B は、図 1 ~ 14 に示す電動外科用器具 10 を制御するように構成されたセグメント化回路 3000 の別の態様を示す。図 14A、17B に示すように、ハンドル組立体 14 は電動モータ 3014 を含んでもよく、電動モータ 3014 は、モータドライバ 3015 によって制御され得るものであり、また外科用器具 10 の発射システムによって用いられ得るものである。様々な形態では、電動モータ 3014 は、例えば、約 25,000 RPM の最大回転数を有するブラシ付き DC 駆動モータであってよい。別の構成において、電動モータ 3014 としては、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は任意の他の好適な電動モータが挙げられ得る。特定の状況下では、モータドライバ 3015 は、例えば図 17A 及び 17B に示されているように、H ブリッジ FET 3019 を備えてよい。電動モータ 3014 は、ハンドル組立体 14 に解除可能に取り付けられ得る電源組立体 3006 によって給電することができる。電源組立体 3006 は、制御電力を外科用器具 10 に供給するように構成されている。電源組立体 3006 は、外科用器具 10 に給電するための電源として使用され得る、直列に接続された複数の電池セルを備えてもよい。かかる構成では、電源組立体 3006 は、電池パックと呼ばれ得る。特定の状況下では、電源組立体 3006 の電池セルは、交換可能及び / 又は再充電可能であってよい。少なくとも 1 つの例では、電池セルは、電源組立体 3006 に別個に結合され得るリチウムイオン電池であってよい。

【0076】

外科用器具 10 での使用に適した駆動システム及び閉鎖システムの例は、米国特許出願公開第 2014/0263539 号、発明の名称「CONTROL SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」に開示されており、その開示内容全体が本明細書に参照により組み込まれる。例えば、電動モータ 3014 は、回転式シャフト（図示せず）を含むことができ、その回転式シャフトは、長手方向に移動可能な駆動部材上の駆動歯の組又はラックとの噛合い係合をなして取り付けられ得るギヤ減速機組立体と動作可能に連係し得る。使用の際に、電池によって提供される電圧極性は、電動モータ 3014 を動作させて、エンドエフェクタ 300 を実行するように長手方向に移動可能な駆動部材を駆動し得る。例えば、電動モータ 3014 は、長手方向に移動可能な駆動部材を駆動して発射機構を前進させることで、例えば、エンドエフェクタ 300 と共に組み立てられたステープルカートリッジから、エンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織へステープルを発射するように、かつ / 又は切断部材を前進させることで、エンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織を切断するように、構成され得る。

【0077】

図 17A 及び 17B に示すように、また以下で更に詳細に説明するように、電源組立体 3006 は、電源管理コントローラを含むことができ、電源管理コントローラは、例えば、交換式シャフト組立体 200 がハンドル組立体 14（図 1）に結合されている間に、電動モータ 3014 に給電するための第 1 の電源出力を送出して切断部材を前進させるために、また、交換式シャフト組立体 200 がハンドル組立体 14 に結合されている間に、電動モータ 3014 に給電するための第 2 の電源出力を送出して切断部材を前進させるために、電源組立体 3006 の電源出力を変調させるように構成され得る。そのような変調は、ハンドル組立体 14 に結合されている交換式シャフト組立体に必要以上の過剰な電力を電動モータ 3014 に伝達することを回避する上で有益となり得る。

10

20

30

40

50

【0078】

特定の状況下では、インターフェース 3024 は、例えば、ハンドル組立体 14（図1）に存在するメインコントローラ 3017 を介してかかる通信信号を経路指定することにより、電源管理コントローラ 3016 とシャフト組立体コントローラ 3022 との間の1つ又は2つ以上の通信信号の伝送を容易にし得る。他の状況下では、インターフェース 3024 は、交換式シャフト組立体 200（図1）及び電源組立体 3006 がハンドル組立体 14 に結合されている間に、ハンドル組立体 14 を介して電源管理コントローラ 3016 とシャフト組立体コントローラ 3022 との間の直接線の通信を容易にし得る。

【0079】

一例として、メインコントローラ 3017 は、Texas Instruments の商標名 ARM Cortex として知られるものなど、任意のシングルコア又はマルチコアプロセッサであってよい。一例として、外科用器具 10（図1～4）は、例えば、同じく Texas Instruments の商標名 Hercules ARM Cortex R4 として知られる、TMS570 及び RM4x などの2つのコントローラベースファミリを備える、安全コントローラプラットフォームなどの、電源管理コントローラ 3016 を備え得る。それにもかかわらず、コントローラ及び安全プロセッサに好適な他の置換品も制限なく用いることができる。一例では、安全プロセッサ 2004（図16A）は、拡張性がある性能、接続性、及びメモリの選択肢を提供しながら、高度な集積化された安全特性を提供するため、中でも特に、IEC 61508 及び ISO 26262 の安全限界用途向けに特定的に構成されてもよい。

10

20

【0080】

特定の例では、メインコントローラ 3017 は、図15～17B に関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラの LM4F230H5QR であってよい。

【0081】

図18は、ハンドル組立体 14（図1）と電源組立体との間及びハンドル組立体 14 と交換式シャフト組立体との間のインターフェースを示す、図1の外科用器具のブロック図である。図18に示すように、電源組立体 3006 は、電源管理回路 3034 を含んでよく、電源管理回路 3034 は、電源管理コントローラ 3016、電力変調器 3038、及び電流検出回路 3036 を含み得る。電源管理回路 3034 は、交換式シャフト組立体 200（図1）及び電源組立体 3006 がハンドル組立体 14 に結合されている間に、交換式シャフト組立体 200 の電力要件に基づいて電池 3007 の電力出力を変調するように構成され得る。例えば、電源管理コントローラ 3016 は、電源組立体 3006 の電力出力の電力変調器 3038 を制御するようにプログラムされ得、電流検出回路 3036 は、電池 3007 の電力出力に関するフィードバックを電源管理コントローラ 3016 に提供するため、電源組立体 3006 の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電源管理コントローラ 3016 は、電源組立体 3006 の電力出力を調節して、所望の出力を維持することができる。

30

【0082】

電源管理コントローラ 3016 及び / 又はシャフト組立体コントローラ 3022 はそれぞれ、多数のソフトウェアモジュールを記憶し得る1つ若しくは2つ以上のプロセッサ及び / 又はメモリ装置を備え得る点に注目すべきである。外科用器具 10（図1）の特定のモジュール及び / 又はブロックが例として記載され得るが、より多くの若しくはより少ない数のモジュール及び / 又はブロックが使用され得ることが明らかとなる。更に、様々な例が、説明を容易にするためにモジュール及び / 又はブロックとして記載される場合があるが、そのようなモジュール及び / 又はブロックは、1つ又は2つ以上の、例えばプロセッサ、デジタル信号プロセッサ（DSP）、プログラマブルロジックデバイス（PLD）、特定用途向け集積回路（ASIC）、回路、レジスタのような、ハードウェアコンポーネント、及び / 若しくは、例えばプログラム、サブルーチン、ロジックのようなソフトウェアコンポーネント、並びに / 又は、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアコンボ

40

50

ーネントとの組み合わせ、によって実施され得る。

【0083】

特定の例では、外科用器具10(図1～4)は、ユーザに感覚フィードバックを提供するための1つ又は2つ以上の装置を含み得る、出力装置3042を備えてよい。このような装置は、例えば、視覚的フィードバック装置(例えば、LCDディスプレイスクリーン、LEDインジケータ)、可聴フィードバック装置(例えば、スピーカー、ブザー)又は触覚フィードバック装置(例えば、触覚作動装置)を含んでもよい。特定の状況下では、出力装置3042は、ハンドル組立体14(図1)に含まれ得るディスプレイ3043を備えてよい。シャフト組立体コントローラ3022及び/又は電源管理コントローラ3016は、出力装置3042を介して外科用器具10のユーザにフィードバックを提供し得る。インターフェース3024は、シャフト組立体コントローラ3022及び/又は電源管理コントローラ3016を出力装置3042に接続するように構成され得る。読者は、出力装置3042が代わりに電源組立体3006と統合され得ることを理解するであろう。このような状況下では、交換式シャフト組立体200がハンドル組立体14に結合されている一方で、出力装置3042とシャフト組立体コントローラ3022との間の通信はインターフェース3024を介して成し遂げられ得る。10

【0084】

外科用器具10(図1～図4)及びその動作を制御するための1つ又は2つ以上のセグメント化回路2000、3000について記載したが、ここからは、本開示では、外科用器具10及びセグメント化回路2000(又は3000)の様々な特定の構成について説明する。20

【0085】

様々な態様において、本開示は、データの保存及び使用のための技術を提示する。一態様において、データの保存及び使用は、複数レベルの動作閾値に基づいている。このような閾値は、最終上限閾値限界及び最終下限閾値限界を含み、電流、電圧、発射負荷、トルクが最終閾値を超えると、モータが停止されるか、リターンが起動され、あるいは、閾値内で動作している間は、装置がモータの負荷を自動的に補う。

【0086】

一態様において、外科用器具10(図1～18に関して記載される)は、最小及び最大閉鎖クランプ負荷を許容範囲内に維持するために、最終上限閾値及び最終下限閾値を監視するように構成され得る。最小値に達しない場合、外科用器具10は始動できず、又はそれが最小値を下回る場合、ユーザの動作が必要とされる。クランプ負荷が好適なレベルであるが、発射中に最小値を下回る場合、外科用器具10は、モータの速度を調節する、又はユーザに警告することができる。動作中に下限値を超えた場合、ユニットは発射が予定通りに完了しない可能性があるという警告を発することができる。外科用器具10はまた、電池電圧が最終下限値を下回るときを監視するように構成することができ、残りの電池電力は、装置をI型梁に静止した状態へと戻すためのみに使用される。エンドエフェクタ内の故障を感知するために、アンビルの開放力を使用することができる。あるいは、外科用器具10は、モータ電流が増加する、又は関連する速度が低下するときを監視するように構成することができ、よってモータ制御は、速度を一定に維持するために、パルス幅又は周波数変調を増加させる。3040

【0087】

別の態様において、外科用器具10(図1)は、電流引き込み、圧力、発射負荷、トルクの最終閾値を検出するように構成され得、これにより、これらの閾値のいずれかを超えると、外科用器具10はモータを停止するか、又はモータによってナイフを発射前位置に戻す。最終閾値よりも小さな二次閾値が、モータ制御パラメータを変更することによって、条件の変化に適合するために、モータ制御プログラムを変更するために使用されてもよい。限界閾値は、別のカウンタ又は入力への比例的な応答に基づくステップ関数又はランプ関数として構成することができる。例えば、滅菌する場合、0～200滅菌サイクルにおいて変更せず、201～400滅菌サイクルにおいて、使用毎にモータを1%減速し、50

400を超える滅菌サイクルでは使用が防止される。モータの速度もまた、組織用隙間及び電流引き込みに基づいて変化させることができる。

【0088】

電動の再使用可能なステープラ装置の理想的な機能に影響し得る多くのパラメータが存在する。これらのパラメータのほとんどは、装置がこれらを超えて動作するべきではない、最終最大閾値及びノ又は最終最小閾値を有する。それでも、装置の機能動作に影響し得る、限界値も存在する。これらの、複数のパラメータによるこれらの複数の限界は、装置の動作プログラムへの多重及び累積的効果をもたらし得る。

【0089】

したがって、本開示は、外科用器具に関し、様々な状況において、組織をステーピングし切断するように設計された、外科用ステーピング及び切断器具、並びにそのためのステープルカートリッジに関する。 10

【0090】

電気機械装置の効率的な性能は、様々な要因に依存する。その1つは機能エンベロープ (operational envelope)、即ち、装置がその意図される機能を実行する際のパラメータ、条件及びイベントの範囲である。例えば、電流により駆動されるモータにより動力を与えられる装置において、一定の電流閾値を超えたところに、装置が所望されるよりも非効率に動作する動作範囲が存在することがある。換言すると、上方「速度制限」が存在することがあり、これを超えると効率性が低下する。このような上限閾値は、実質的な非効率性、又は更には装置の劣化を防ぐ上で有意義であり得る。 20

【0091】

しかしながら、機能エンベロープ内において、動作状態における効率性を高めるために利用可能な範囲を形成し得る、閾値が存在することがある。換言すると、規定された機能エンベロープ（又はサブエンベロープ）内に、装置がより良好に適応し、かつ機能することができる、領域が存在することがある。このような範囲は、限界閾値と、最終閾値との間にあり得る。加えて、これらの範囲は、「スイートスポット」、又は既定の任意の範囲若しくは点を含むことがある。これらの範囲はまた、性能が適切であると判定される、大きな範囲を含み得る。 20

【0092】

その上、又はその下で、装置の停止など、動作（1つ又は複数）がとられる（又は動作をとるのを控える）、最終閾値が規定されてもよい。その上、又はその下で、動作（1つ又は複数）がとられる（又は動作をとるのを控える）、限界閾値が規定されてもよい。非限定的な例により、モータの電流引き込みが最終閾値の75%を超える点を規定するよう限界閾値が設定されてもよい。限界閾値を超えると、その結果装置は、例えば、モータ速度が最終閾値に向かって上昇し続けるのに伴い、モータ速度を、度合いを増しながら低減させ始めることがある。 30

【0093】

閾値を超えた結果として行われる調節を実行するために、様々なメカニズムが使用され得る。例えば、調節は、ステップ関数を反映してもよい。これはまた、ランプ関数を反映してもよい。他の関数が使用されてもよい。 40

【0094】

様々な態様において、追加的なメカニズムにより性能を高めるために、多重閾値（over laying threshold）が規定されてもよい。多重閾値は、複数のパラメータにより規定される、1つ又は2つ以上の閾値を含む場合がある。多重閾値は、別の閾値（1つ又は複数）を生成する入力として、1つ又は2つ以上の閾値を生じてもよい。多重閾値は、既定であるか、又は、例えば動作時に動的に生成されてもよい。多重閾値は、閾値が複数の入力により規定されるときに有効になてもよい。例えば、滅菌サイクル数が300（限界閾値）を超えるが、500（最終閾値）以下であるとき、装置はモータをより遅く動作させる。次に、電流引き込みが、75%の限界閾値を超えると、装置は度合いを増しながら速度を落とす。 50

【 0 0 9 5 】

図19は、様々な実施例による外科用器具10(図1~4)の切刃182(図14)の鋭さを評価するためのシステム4311の論理図を示す。いくつかの例において、システム4311は、鋭さ試験部材4302を通して切刃182を前進させる能力を試験することによって、切刃182の鋭さを評価することができる。例えば、システム4311は、切刃182が鋭さ試験部材4302の少なくとも既定の部分を完全に横切する、かつ/又は完全に通過するのにかかる期間を観察するように構成することができる。観察された期間が既定の閾値を超過する場合、回路4310は、例えば、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けてもよい。

【 0 0 9 6 】

一態様では、鋭さ試験部材4302を利用して、切刃182(図14)の鋭さを試験することができる。特定の例では、鋭さ試験部材4302は、例えば、外科用ステープルカートリッジ304(図1、2、及び15)のカートリッジ本体194(図14)に取り付ける、及び/又はそれと一体化させることができる。特定の例では、鋭さ試験部材4302は、例えば、外科用ステープルカートリッジ304の近位部分に配置することができる。特定の例では、鋭さ試験部材4302は、例えば、外科用ステープルカートリッジ304のカートリッジデッキ、又はカートリッジ本体194上に配置することができる。

【 0 0 9 7 】

特定の例では、ロードセル4335は、例えば、切刃182(図14)が鋭さ試験部材4302と係合し、かつ/又はそれに接触している状態で、切刃182に加えられる力(F_x)を監視するように構成することができる。切刃182が鋭さ試験部材4302と係合され、かつ/又はそれに接触している間、鋭さ試験部材4302によって切刃182に加えられる力(F_x)は、少なくとも部分的に、切刃182の鋭さに依存し得ることが、読者には理解されるであろう。特定の例において、切刃182の鋭さの減少は、切刃182が鋭さ試験部材4302を切断又は通過するのに要する力(F_x)の増加をもたらし得る。鋭さ試験部材4302のロードセル4335を利用して、切刃182が鋭さ試験部材4302を通じて事前定義された距離(D)だけ移動する間に、切刃182にかけられた力(F_x)を測定してもよく、これは、切刃182の鋭さを判定するために利用することができる。

【 0 0 9 8 】

特定の例では、システム4311は、プロセッサ4315(「マイクロプロセッサ」と、1つ又は2つ以上のコンピュータ可読媒体若しくはメモリユニット4317(「メモリ」と)を含んでもよい、コントローラ4313(「マイクロコントローラ」)を含んでもよい。特定の例では、メモリ4317は、様々なプログラム命令を記憶してもよく、それが実行されると、プロセッサ4315に、本明細書に記載される複数の機能及び/又は計算を実施させることができる。特定の例において、メモリ4317は、例えばプロセッサ4315に結合されてもよい。電源4319は、例えば、コントローラ4313に電力を供給するように構成することができる。特定の例において、電源4319は、例えばリチイオン電池などの電池(又は「電池パック」若しくは「パワーパック」)を含んでもよい。特定の例では、電池パックは、ハンドル組立体14に解除可能に装着されるように構成されてもよい。直列で接続された多数の電池セルが、電源4319として使用されてもよい。特定の例において、電源4319は、例えば、交換可能及び/又は充電式であってよい。

【 0 0 9 9 】

特定の例では、コントローラ4313は、例えば、フィードバックシステム及び/又はロックアウトメカニズム4123に動作可能に結合することができる。

【 0 1 0 0 】

システム4311は1つ又は2つ以上の位置センサを備えてよい。本開示と共に使用するのに適した例示の位置センサ及び位置付けシステムが、米国特許出願公開第2014/0263538号、発明の名称「SENSOR ARRANGEMENTS FOR

10

20

30

40

50

Absolute Positioning System for Surgical Instruments」に記載されており、その開示の全体を参照により本明細書に組み込む。特定の例において、システム4311は、第1の位置センサ4321及び第2の位置センサ4323を含んでもよい。特定の例では、第1の位置センサ4321は、例えば、鋭さ試験部材4302の近位端における切刃182(図14)の第1の位置を検出するのに利用することができ、第2の位置センサ4323は、例えば、鋭さ試験部材4302の遠位端における切刃182の第2の位置を検出するのに利用することができる。

【0101】

特定の例では、第1及び第2の位置センサ4321及び4323はそれぞれ、コントローラ4313に対して第1及び第2の位置信号を提供するために利用することができる。位置信号は、コントローラ4313と第1及び第2の位置センサ4321及び4323との間のインターフェースに基づくアナログ信号又はデジタル値であってもよいことが理解されるであろう。一実施例において、コントローラ4313と第1及び第2の位置センサ4321及び4323との間のインターフェースは、標準的なシリアル周辺インターフェース(SPI)であることができ、位置信号は、上述したように、切刃182の第1の位置及び第2の位置を表すデジタル値であることができる。

10

【0102】

上記に加えて更に、プロセッサ4315は、第1の位置信号の受信と第2の位置信号の受信との間の期間を判定してもよい。判定された期間は、例えば鋭さ試験部材4302の近位端における第1の位置から、例えば鋭さ試験部材4302の遠位端における第2の位置まで、鋭さ試験部材4302を通して切刃182(図14)を前進させるのにかかる時間に相当し得る。少なくとも1つの例では、コントローラ4313は、第1の位置信号を受信するとプロセッサ4315によってアクティブ化し、第2の位置信号を受信すると非アクティブ化することができ、時間要素を含んでもよい。時間要素のアクティブ化と非アクティブ化との間の期間は、例えば、切刃182を第1の位置から第2の位置まで前進させるのにかかる時間に相当してもよい。時間要素は、リアルタイムクロック、時間関数を実現するように構成されたプロセッサ、又は他の任意の好適なタイミング回路を備えてよい。

20

【0103】

様々な例では、コントローラ4313は、切刃182(図14)を第1の位置から第2の位置まで前進させるのにかかる時間を、事前定義された閾値と比較して、例えば、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っているか否かを評価することができる。特定の例では、コントローラ4313は、測定された時間が、例えば1%、5%、10%、25%、50%、100%、及び/又は100%超、事前定義された閾値を超過した場合に、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けてよい。

30

【0104】

図20は、様々な態様による、様々な鋭さレベルで鋭さ試験部材4302によって外科用器具10(図1~4)の切刃に対して加えられる力を判定するためのシステム4340の論理図を示す。図20を参照すると、様々な例では、電動モータ4331は、発射バー172(図20)を駆動して、例えば、発射行程の間は切刃182(図14)を前進させ、かつ/又は復帰行程の間は切刃182を後退させることができる。モータドライバ4333は、電動モータ4331を制御することができ、例えばコントローラ4313などのコントローラは、モータドライバ4333と信号通信することができる。電動モータ4331が切刃182を前進させるにつれて、コントローラ4313は、例えば、電動モータ4331によって引き込まれる電流を判定することができる。かかる例では、切刃182を前進させるのに要する力は、例えば、電動モータ4331によって引き込まれる電流に対応することができる。やはり図20を参照すると、外科用器具10のコントローラ4313は、切刃182の前進の間に電動モータ4331によって引き込まれる電流が増加したかを判定することができ、増加した場合、電流の増加率を計算することができる。

40

【0105】

50

特定の例では、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流は、切刃 1 8 2 (図 1 4) が鋭さ試験部材 4 3 0 2 と接触している間、鋭さ試験部材 4 3 0 2 の切刃 1 8 2 に対する抵抗により、大幅に増加し得る。例えば、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流は、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 を係合し、通過し、及び / 又はこれを切断するにつれて大幅に増加し得る。切刃 1 8 2 に対する鋭さ試験部材 4 3 0 2 の抵抗は、切刃 1 8 2 の鋭さに部分的に依存し、繰り返し使用によって切刃 1 8 2 の鋭さが減少するにつれて、切刃 1 8 2 に対する鋭さ試験部材 4 3 0 2 の抵抗が増加することが、読者には理解されるであろう。したがって、切刃が鋭さ試験部材 4 3 0 2 と接触している間、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の値は、例えば、繰り返し使用によって切刃 1 8 2 の鋭さが減少するにつれて増加し得る。

10

【 0 1 0 6 】

特定の例では、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の判定された値は、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の最大検出増加率であることができる。様々な例において、コントローラ 4 3 1 3 は、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の判定された値を、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の事前既定された閾値と比較することができる。判定された値が事前定義された閾値を超過した場合、コントローラ 4 3 1 3 は、例えば、切刃 1 8 2 の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けることができる。

【 0 1 0 7 】

特定の例では、図 2 0 に示されるように、プロセッサ 4 3 1 5 は、例えば、フィードバックシステム及び / 又はロックアウトメカニズムと通信することができる。特定の例では、例えば、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の判定された値が事前定義された閾値を超過した場合、プロセッサ 4 3 1 5 は、フィードバックシステムを用いてユーザに注意することができる。特定の例では、例えば、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の増加率の判定された値が事前定義された閾値を超過した場合、プロセッサ 4 3 1 5 は、ロックアウトメカニズムを用いて切刃 1 8 2 (図 1 4) の前進を防止してもよい。特定の例では、システム 4 3 1 1 は、第 1 及び第 2 の位置センサ 4 3 2 1 、 4 3 2 3 を含んでよい。外科用器具 1 0 (図 1 ~ 4) は、ロードセル 4 3 3 5 を含んでもよい。

20

【 0 1 0 8 】

様々な例では、コントローラ 4 3 1 3 は、アルゴリズムを利用して、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流の変化を判定することができる。例えば、電流センサは、発射行程の間、電動モータ 4 3 3 1 によって引き込まれる電流を検出することができる。電流センサは、電動モータによって引き込まれる電流を継続的に検出することができ、かつ / 又は電動モータによる電流引き込みを間欠的に検出することができる。様々な例では、アルゴリズムは、例えば、最近の電流読み取り値を直前の電流読み取り値と比較することができる。それに加えて、又は代替的に、アルゴリズムは、期間 X 内のサンプル読み取り値を、以前の電流読み取り値と比較することができる。例えば、アルゴリズムは、サンプル読み取り値を、例えば、直前の期間 X など、以前の期間 X 内の以前のサンプル読み取り値と比較することができる。他の例では、アルゴリズムは、モータによって引き込まれる電流の傾向的な平均を計算することができる。アルゴリズムは、例えば、最近の電流読み取り値を含む、期間 X の間の平均電流引き込みを計算することができ、また、平均電流引き込みを、例えば直前の期間 X の間の平均電流引き込みと比較することができる。

30

【 0 1 0 9 】

特定の例では、ロードセル 4 3 3 5 (図 1 9 、 2 0) は、例えば、切刃 1 8 2 (図 1 4) が鋭さ試験部材 4 3 0 2 (図 1 9 、 2 0) と係合し、かつ / 又はそれに接触している状態で、切刃 1 8 2 に加えられる力 (F_x) を監視するように構成することができる。切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 と係合され、かつ / 又はそれに接触している間、鋭さ試験部材 4 3 0 2 によって切刃 1 8 2 に加えられる力 (F_x) は、少なくとも部分的に、切刃 1 8 2 の鋭さに依存し得ることが、読者には理解されるであろう。特定の例において、切

40

50

刃 182 の鋭さの減少は、切刃 182 が鋭さ試験部材 4302 を切断又は通過するのに要する力 (F_X) の増加をもたらし得る。特定の例では、コントローラ 4313 (図 19、20) は、切刃 182 (図 14) に加えられる監視された力 (F_X) の最大値を、1 つ又は 2 つ以上の事前定義された閾値と比較してもよい。

【0110】

特定の例では、切刃 182 (図 14) は、第 1 の厚さを含む捕捉された組織を横切するには十分に鋭いことがあるが、例えば、第 1 の厚さよりも厚い第 2 の厚さを含む捕捉された組織を横切するには鋭さが十分でないことがある。特定の例において、切刃 182 が捕捉された組織を横切するのに要する力によって規定されるような、切刃 182 の鋭さレベルは、例えば、捕捉された組織が特定の組織厚さ範囲内にある組織厚さを含む場合に、捕捉された組織を横切するのに適正であり得る。特定の例では、メモリ 4317 (図 19、20) は、エンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織の 1 つ又は 2 つ以上の事前定義された組織厚さ範囲、及び事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた事前定義された閾値力を格納することができる。特定の例において、事前定義された閾値力はそれぞれ、事前定義された閾値力と関連付けられた組織厚さ範囲に含まれる組織厚さ (T_X) を含む、捕捉された組織を横切るために好適である、切刃 182 の最小鋭さレベルを表してもよい。特定の例において、組織厚さ (T_X) を含む捕捉された組織を切刃 182 が横切するのに要する力 (F_X) が、組織厚さ (T_X) を包含する事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた事前定義された閾値力を超過した場合、切刃 182 は、例えば、捕捉された組織を横切するには鋭さが十分でないことがある。

10

20

【0111】

様々な態様では、本開示は、組織圧迫を判定するための技術、及び組織圧迫に応じて (図 1 ~ 18 に関連して説明した) 外科用器具 10 の動作を制御する追加の技術を提供する。一実施例では、カートリッジは、意図された組織のタイプ及び厚さに基づいて別様に閉鎖するように外科用器具 10 を駆動する可変圧迫アルゴリズムを定義するように構成され得る。別の実施例では、外科用器具 10 は、発射中に経験する負荷に基づいて閉鎖を適応させるように、外科医の使用及び元の組織圧迫プロファイルから学習する。外科用器具 10 が、このカートリッジタイプについて経験したものとは劇的に異なる組織圧迫の負荷を経験したときに、器具は、そのことをユーザに強調する。

【0112】

30

器具が病院の使用に順応してくるにつれて経時的にモータ制御アルゴリズムをアクティブ調節すると、充電式電池の寿命を向上させること、並びに、組織流動を最小限に抑える組織 / 処置の要件に調節することができ、したがって、組織封着におけるステープル形成を向上させることができる。

【0113】

したがって、本開示は、外科用器具に関し、様々な状況において、組織をステーピングし切断するように設計された、外科用ステーピング及び切断器具、並びにそのためのステープルカートリッジに関する。例えば、様々な態様では、本開示は、ハンドルが、意図された組織特性について調節するように閉鎖及び発射アルゴリズムを調節することを可能にするために、カートリッジのタイプ又は組織の間隙を感知するように構成された、内視鏡器具を提供する。この適応アルゴリズム調節は、装置が 2 つの異なるシステムに反応し、そこから恩恵を受けることを可能にするユーザの動作から「学習する」ことができる。開示する適応アルゴリズムによって提供される第 1 の恩恵は、組織流動及びステープル形成を含む。装置がユーザの基本傾向及びステップタイミングを学習するにつれて、装置は、より一貫して信頼性の高い出力を提供するように、閉鎖速度及び発射速度を調節することができる。開示する適応アルゴリズムによって提供される第 2 の恩恵は、電池パックに関係している。装置が器具の発射回数及び使用状態を学習するにつれて、装置は、電池寿命を長くするために事前定義された様式で、モータの電流ニーズ / 速度を調節することができる。重度の肥満に対する処置を行う病院で使用される装置は、主に結腸直腸又は胸部の処置を行う病院で使用される装置と同様の様式で動作する可能性は実質的には小さい

40

50

。したがって、装置が、経時的に、実質的に同様の処置を行うために使用されるときに、装置は、その動作アルゴリズムを学習し、「理想的な」排出及び組織流動の包絡線内で維持するように調節するように構成されている。

【0114】

安全かつ効果的な外科手術には、関与する組織の十分な知識と、その組織への敬意が必要である。臨床医は、外科手術中に行われる調節が有益であり得ることに注意を払っている。これらの調節は、望ましいステープル形成を検出し、促進するメカニズムを含む。

【0115】

内視鏡器具は、外科的処置に関してそれらを使用する間に、相当量のデータを生成し、監視し、処理することができる。電池の使用を含むかかるデータは、外科用器具自体から取得することができる。加えて、組織圧迫などの特性を含めて、外科用器具が相互作用する組織の特性からデータを取得することができる。更に、臨床医と外科用器具自体との相互作用から、データを取得することができる。そのように取得したデータのリポジトリを処理することができ、所望の場合には、現在の外科的処置に対する安全かつ効果的な結果を促進し、並びに、複数の臨床医によるより一般化された生産的な使用のための基礎を作るように、外科用器具を状況に適応するように設計することができる。かかる適応調節（外科的処置中と、器具が複数の外科的処置から引き出される使用パターンに基づいて「学習する」場合の双方）は、患者ケア環境全体を向上させる多数のメカニズムを提供することができる。

10

【0116】

図21は、外科用器具の動作を適応させるためのプロセスの一態様を示している。図21に示すように、モジュールを、外科用器具10（図1～4）に取り付ける、又は他の場合には装填することができる（5160）。モジュールは、選択又はアップロードされたプログラムを含むことができる（5162）。外科用器具10を動作させる準備ができるように、制御機器をアクティブ化することができる（5164）。外科用器具10の使用中、又は使用後、制御手段を含めて、プログラムを適応させることができる（5166）。例えば、これは、外科用器具10内の、又は外科用器具10の遠隔操作に関して、データレートを調節することを含むことができる。これは、アンビル306（図1）及び外科用ステープルカートリッジ304（図1）が閉鎖運動に従事する速度などの速度を調節することを含むことができる。これは、エミッタ及びセンサからのパルス、又は、組織に電流のパルスを印加すること、並びにかかるパルスのタイミングを含むこともできる。これは、降下した場合の外科用器具10の加速など、加速、あるいはスリープモードからの遷移に適応するようにプログラムを調節することを含むことができる。プログラムは、クランプ力に基づいて実際の／又は予想される負荷を処理するように適応され得る。

20

30

【0117】

例えば、ステープル留め処置を実行するアクションを完了するために、外科用器具10（図1～4）を用いることができる（5168）。外科用器具10の適切なメモリ位置に、データを記録することができる（5170）。センサがパラメータをどの程度正確に測定したか、及び／測定するかなど、センサ挙動を評価することができる（5172）。組織特性、待機期間及び発射速度を含むがこれらに限定されない予期データを評価することができる5174。本明細書に開示した上記のメカニズムは、更に、プログラムを適応させる入力を提供することができる（5166）。加えて、組織特性履歴、実際の組織特性、又は予想される組織特性に基づいて、組織同定を実行することができる（5178）、これは、更にプログラムを適応させる入力を提供することができる（5166）。加えて、組織同定（5178）の特性を更新することができる。更に、処置中に測定されたセンサ入力（5176）を、更にプログラムを適応させる追加の入力（5166）として使用することができ、かかるセンサ測定は、アンビル306と外科用ステープルカートリッジ304との間に間隙の測定を含むことができ、機能、電流、又はトルクの導関数を含む微分測定が取得される。

40

【0118】

50

エンドエフェクタ 6006 は、組織を圧縮、切断、又はステープル留めするために使用されてよい。次に、図 23A を参照すると、エンドエフェクタ 6030 は、圧縮、切断、又はステープル留めの前に、医師によって組織 6032 を取り巻くように位置付けられてよい。図 23A に示されるように、エンドエフェクタを使用する準備をしている間、組織に圧縮は適用されなくてよい。次に、図 23B を参照すると、エンドカッターのハンドル（例えば、ハンドル 6002）を係合させることによって、医師は、エンドエフェクタ 6030 を使用して組織 6032 を圧縮してよい。一態様では、組織 6032 は、図 23B に示されるように、その最大閾値まで圧縮されてよい。

【0119】

図 23A を参照すると、様々な力が、エンドエフェクタ 6030 によって組織 6032 に適用されてよい。例えば、組織 6032 がエンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 とチャネルフレーム 6036 との間で圧縮されると、それによって垂直力 F1 及び F2 が適用されてよい。次に、図 23B を参照すると、エンドエフェクタ 6030 によって圧縮されるとき、様々な斜め方向及び / 又は横方向の力もまた、組織 6032 に適用されてよい。例えば、力 F3 が適用されてよい。エンドカッター 6000 などの医療デバイスを操作するために、エンドエフェクタによって組織に適用されている様々な形態の圧縮を検出又は計算することが望ましいことがある。例えば、垂直方向又は横方向の圧縮の理解は、エンドエフェクタがステープル動作をより精密又は正確に適用することを可能にし得、あるいはエンドカッターをより適切又は安全に使用することができるようなエンドカッターの情報を操作者に与え得る。

10

20

【0120】

組織 6032 を貫通する方向の圧縮は、組織 6032 のインピーダンスから決定され得る。様々な圧縮水準において、組織 6032 のインピーダンス Z は増加又は減少し得る。電圧 V 及び電流 I を組織 6032 に印加することによって、組織 6032 のインピーダンス Z が様々な圧縮水準で決定され得る。例えば、インピーダンス Z は、印加された電圧 V を電流 I で除することによって計算され得る。

【0121】

次に図 24 を参照すると、一態様では、RF 電極 6038 は、エンドエフェクタ 6030 の上（例えば、エンドエフェクタ 6030 のステープルカートリッジ、ナイフ、又はチャネルフレームの上）に位置付けられ得る。更に、電気接点 6040 は、エンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 の上に位置付けられ得る。一態様では、電気接点は、エンドエフェクタのチャネルフレームの上に位置付けられ得る。組織 6032 がエンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 と、例えば、チャネルフレーム 6036 との間で圧縮されると、組織 6032 のインピーダンス Z は変化する。エンドエフェクタ 6030 によって生じる垂直方向の組織圧縮 6042 は、組織 6032 のインピーダンス Z の関数として測定され得る。

30

【0122】

次に図 25 を参照すると、一態様では、RF 電極 6038 が位置付けられると、電気接点 6044 は、エンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 の反対端の上に位置付けられ得る。組織 6032 がエンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 と、例えば、チャネルフレーム 6036 との間で圧縮されると、組織 6032 のインピーダンス Z は変化する。エンドエフェクタ 6030 によって生じる横方向の組織圧縮 6046 は、組織 6032 のインピーダンス Z の関数として測定され得る。

40

【0123】

次に図 26 を参照すると、一態様では、電気接点 6050 は、アンビル 6034 の上に位置付けられ得、電気接点 6052 は、チャネルフレーム 6036 においてエンドエフェクタ 6030 の反対端の上に位置付けられ得る。RF 電極 6048 は、エンドエフェクタ 6030 の中央部に側方に位置付けられ得る。組織 6032 がエンドエフェクタ 6030 のアンビル 6034 と、例えば、チャネルフレーム 6036 との間で圧縮されると、組織 6032 のインピーダンス Z は変化する。RF 電極 6048 の左右における横方向の圧縮

50

又は角度のある圧縮 6054 及び 6056 は、エンドエフェクタ 6030 によって発生し得、RF 電極 6048 並びに電気接点 6050 及び 6052 の相対的な位置付けに基づいて、組織 6032 の様々なインピーダンス Z の関数として測定され得る。

【0124】

本開示に記載の技術及び特徴のうちの 1つ又は 2つ以上によれば、上述したように、RF 電極は、RF センサとして使用され得る。次に図 27 を参照すると、一態様では、RF センサ 6062 は、エンドエフェクタのチャネルフレーム 6066 に挿入されたステープルカートリッジ 6060 の上に位置付けられ得る。RF 電極は、エンドカッターのハンドル（例えば、ハンドル 6002）内の電源によって給電され得る電力線 6064 から続いている。

10

【0125】

次に図 28 を参照すると、一態様では、RF 電極 6074 及び 6076 は、エンドエフェクタ 6070 のチャネルフレーム 6078 に挿入されたステープルカートリッジ 6072 の上に位置付けられ得る。図示されるように、RF 電極 6074 は、エンドカッターハンドルに対するエンドエフェクタの近位位置に配置され得る。更に、RF 電極 6076 は、エンドカッターハンドルに対するエンドエフェクタの遠位位置に配置され得る。RF 電極 6074 及び 6076 は、エンドエフェクタ上の 1つ又は 2つ以上の電気接点の位置に基づいて組織内の様々な点において垂直方向、横方向、近位、又は遠位の圧縮を測定するために利用され得る。

【0126】

次に図 29 を参照すると、一態様では、RF 電極 6084 ~ 6116 は、圧縮情報を所望する様々な点に基づいて、チャネルフレーム 6080（又はエンドエフェクタの他の構成要素）に挿入されたステープルカートリッジ 6082 の上に位置付けられ得る。次に図 30 を参照すると、一態様では、RF 電極 6122 ~ 6140 は、圧縮情報を所望する別個の点において、ステープルカートリッジ 6120 の上に位置付けられ得る。次に図 31 を参照すると、RF 電極 6152 ~ 6172 は、圧縮測定をどの程度正確又は精密にする必要があるかに基づいて、ステープルカートリッジの複数の区域内で様々な点に位置付けられ得る。例えば、RF 電極 6152 ~ 6156 は、区域 6158 内の圧縮測定をどの程度正確又は精密にする必要があるかに応じて、ステープルカートリッジ 6150 の区域 6158 内に位置付けられ得る。更に、RF 電極 6160 ~ 6164 は、区域 6166 内の圧縮測定をどの程度正確又は精密にする必要があるかに応じて、ステープルカートリッジ 6150 の区域 6166 内に位置付けられ得る。加えて、RF 電極 6168 ~ 6172 は、区域 6174 内の圧縮測定をどの程度正確又は精密にする必要があるかに応じて、ステープルカートリッジ 6150 の区域 6174 内に位置付けられ得る。

20

【0127】

本明細書に記載する RF 電極は、チャネルフレームに挿入されたステープルカートリッジを通って配線され得る。次に図 32 を参照すると、一態様では、RF 電極は、プレス成形された直径約 1.0 mm の「マッシュルームヘッド」 6180 を有し得る。RF 電極はプレス成形された直径約 1.0 mm の「マッシュルームヘッド」を有し得るが、これは、非限定的な例を意図するものであり、RF 電極は、それぞれの特定の用途又は設計に応じて異なる形状及び大きさになってよい。RF 電極は、導電線 6182 に接続されても、締結されてもよく、又はそれを形成してもよい。導電線 6182 は、直径約 0.5 mm であってもよく、あるいは特定の用途又は設計に基づいてより大きい又はより小さい直径を有してもよい。更に、導電線は、絶縁被覆 6184 を有してよい。一実施例では、RF 電極は、ステープルカートリッジ、チャネルフレーム、ナイフ、又はエンドエフェクタの他の構成要素を通って突出してよい。

30

【0128】

次に図 33 を参照すると、RF 電極は、エンドエフェクタのステープルカートリッジ又はチャネルフレームの単一の壁を通って、又は複数の壁を通って配線され得る。例えば、RF 電極 6190 ~ 6194 は、エンドエフェクタのステープルカートリッジ又はチャネ

40

50

ルフレームの壁 6196 を通って配線され得る。導線 6198 の 1 つ又は 2 つ以上は、RF 電極 6190 ~ 6194 に接続されても、締結されても、その一部になってもよく、例えば、エンドカッターのハンドル内の電源から壁 6196 を通り抜けてよい。

【 0129 】

次に図 34 を参照すると、電源は、RF 電極と通信していてもよく、又は導線若しくはケーブルを通って RF 電極に電力を供給してもよい。導線又はケーブルは、個々の導線それぞれに合流し、電源に通じ得る。例えば、RF 電極 6204 ~ 6212 は、電源から導線又はケーブル 6202 を通って電力を受け取ってよく、この導線又はケーブルは、エンドエフェクタのステープルカートリッジ 6200 又はチャネルフレームを通り抜けてよい。一実施例では、RF 電極 6204 ~ 6212 のそれぞれは、導線若しくはケーブル 6202 にまで続く又はこれを通り抜ける、それ自身の導線を有してよい。ステープルカートリッジ 6200 又はチャネルフレームはまた、例えば、図 16A、16B に関連して示される一次プロセッサ 2006、又は図 17A、17B、及び 18 に関連して示されるメインコントローラ 3017 など、コントローラ 6214 を含んでもよい。コントローラ 6214 は、ステープルカートリッジ 6200 又はチャネルフレームフォームファクタに嵌合するように適切にサイズ決定される必要があることは理解されるであろう。また、コントローラ (Also, the controller)

【 0130 】

様々な態様では、医療デバイスと共に使用するための、本明細書に記載の組織圧縮センサシステムは、周波数発生器を含み得る。周波数発生器は、エンドカッターなど、医療デバイスの回路基板上に配置され得る。例えば、周波数発生器は、エンドカッターのシャフト又はハンドル内の回路基板上に配置され得る。次に図 35 を参照すると、本開示の一例による例示的な回路図 6220 が示されている。図示されるように、周波数発生器 6222 は、電源 6221 から電力又は電流を受け取り得、1 つ又は 2 つ以上の RF 信号を 1 つ又は 2 つ以上の RF 電極 6224 に供給し得る。上述したように、1 つ又は 2 つ以上の RF 電極は、ステープルカートリッジ又はチャネルフレームなど、エンドエフェクタ又はエンドカッター上の様々な位置又は構成要素に位置付けられ得る。電気接点 6226 又は 6228 など、1 つ又は 2 つ以上の電気接点は、エンドエフェクタのチャネルフレーム又はアンビルの上に位置付けられ得る。更に、フィルタ 6230 又は 6232 など、1 つ又は 2 つ以上のフィルタは、図 35 に示されるように電気接点 6226 又は 6228 と通信可能に結合され得る。フィルタ 6230 及び 6232 は、周波数発生器 6222 によって供給される 1 つ又は 2 つ以上の RF 信号を、単一のリターン経路 6234 に合流する前にフィルタ処理し得る。1 つ又は 2 つ以上の RF 信号に関連した電圧 V 及び電流 I は、1 つ又は 2 つ以上の RF 電極 6224 と電気接点 6226 又は 6228 との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合され得る組織に関連したインピーダンス Z を計算するために使用され得る。

【 0131 】

次に図 36 を参照すると、本明細書に記載される組織圧縮センサシステムの様々な構成要素は、エンドカッターのハンドル 6236 内に配置され得る。例えば、回路図 6220a に示されるように、周波数発生器 6222 は、ハンドル 6236 内に配置され得、電源 6221 から電力を受け取る。また、電流 I1 及び電流 I2 が、電気接点 6228 及び 6226 に対応するリターン経路上で測定され得る。供給経路とリターン経路との間で印加される電圧 V を使用して、インピーダンス Z1 及び Z2 が計算され得る。Z1 は、RF 電極 6224 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6228 との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合される組織のインピーダンスに対応し得る。更に、Z2 は、RF 電極 6224 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6226 との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合される組織のインピーダンスに対応し得る。式 $Z1 = V / I1$ 及び $Z2 = V / I2$ を適用すると、エンドエフェクタによって圧縮された組織の様々な圧縮水準に対応するインピーダンス Z1 及び Z2 が計算され得る。

【 0132 】

10

20

30

40

50

次に図37を参照すると、本開示の1つ又は2つ以上の態様が、回路図6250に記載されている。ある実装では、エンドカッターのハンドル6252にある電源は、周波数発生器6254に電力を供給し得る。周波数発生器6254は、1つ又は2つ以上のRF信号を生成し得る。1つ又は2つ以上のRF信号は、エンドカッターのシャフト6258内にあり得る、マルチブレクサ6256において多重化又は重ね合わされ得る。このようにして、2つ又は3つ以上のRF信号は、重ね合わされ（又は、例えば、共にネスト又は変調され）、エンドエフェクタに伝達され得る。1つ又は2つ以上のRF信号は、エンドカッターのエンドエフェクタ6262にある（例えば、ステープルカートリッジ内に位置付けられる）1つ又は2つ以上のRF電極6260に通電し得る。組織（図示せず）は、1つ又は2つ以上のRF電極6260と1つ又は2つ以上の電気接点との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合され得る。例えば、組織は、1つ又は2つ以上のRF電極6260と、エンドエフェクタ6262のチャネルフレーム内に位置付けられた電気接点6264又はエンドエフェクタ6262のアンビル内に位置付けられた電気接点6266と、の間で圧縮され及び／又は通信可能に結合され得る。フィルタ6268は、電気接点6264に通信可能に結合され得、フィルタ6270は、電気接点6266に通信可能に結合され得る。

【0133】

1つ又は2つ以上のRF信号に関連した電圧V及び電流Iは、ステープルカートリッジ（1つ又は2つ以上のRF電極6260に通信可能に結合される）と、チャネルフレーム又はアンビル（電気接点6264又は6266の1つ又は2つ以上に通信可能に結合される）と、の間で圧縮され得る組織に関連したインピーダンスZを計算するために使用され得る。

【0134】

一態様では、本明細書に記載される組織圧縮センサシステムの様々な構成要素は、エンドカッターのシャフト6258内に配置され得る。例えば、回路図6250に示されるように（及び周波数発生器6254に加えて）、インピーダンス計算器6272、コントローラ6274、不揮発性メモリ6276、及び通信チャネル6278が、シャフト6258内に配置され得る。一実施例では、周波数発生器6254、インピーダンス計算器6272、コントローラ6274、不揮発性メモリ6276、及び通信チャネル6278は、シャフト6258内の回路基板上に位置付けられ得る。

【0135】

2つ又は3つ以上のRF信号は、電気接点を経由して共通経路上で折り返され得る。更に、2つ又は3つ以上のRF信号によって表される別々の組織インピーダンスを差異化するために、2つ又は3つ以上のRF信号は、共通経路上でRF信号が合流する前にフィルタ処理され得る。電流I1及び電流I2は、電気接点6264及び6266に対応するリターン経路上で測定され得る。供給経路とリターン経路との間で印加される電圧Vを使用して、インピーダンスZ1及びZ2が計算され得る。Z1は、RF電極6260の1つ又は2つ以上と電気接点6264との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合される組織のインピーダンスに対応し得る。更に、Z2は、RF電極6260の1つ又は2つ以上と電気接点6266との間で圧縮され及び／又は通信可能に結合される組織のインピーダンスに対応し得る。式 $Z_1 = V / I_1$ 及び $Z_2 = V / I_2$ を適用すると、エンドエフェクタ6262によって圧縮された組織の様々な圧縮に対応するインピーダンスZ1及びZ2が計算され得る。実施例では、インピーダンスZ1及びZ2は、インピーダンス計算器6272によって計算され得る。インピーダンスZ1及びZ2は、組織の様々な圧縮水準を計算するために使用され得る。

【0136】

一態様では、フィルタ6268及び6270は、フィルタ範囲が狭くなてもよいような（例えば、 $Q = 1.0$ ）、高Qフィルタであり得る。Qは、中心周波数（W_o）/帯域幅（BW）によって定義され得、 $Q = W_o / BW$ である。一実施例では、周波数1は150kHzであり得、周波数2は300kHzであり得る。実行可能なインピーダンス測定範

10

20

30

40

50

周波数は、100 kHz ~ 20 MHz であり得る。様々な実施例では、RF信号を分離するために、相関、直交検波など、他の高度な技術が使用され得る。

【0137】

本明細書に記載の技術及び特徴のうちの1つ又は2つ以上を使用して、エンドエフェクタのステープルカートリッジ又は孤立したナイフの上にある単一の通電電極は、複数の組織圧縮測定を同時に行うために使用され得る。2つ又は3つ以上のRF信号が、重ね合わされるか、多重化される（又はネストされるか、変調される）場合、それらは、エンドエフェクタの単一電源側に伝達され得、エンドエフェクタのチャネルフレーム又はアンビルのどちらかの上で折り返し得る。それらが共通リターン経路に合流する前に、アンビル及びチャネルの接点にフィルタが組み込まれていれば、両経路によって表される組織インピーダンスは差異化されることができる。これは、垂直方向の組織圧縮対横方向の組織圧縮の測定を提供し得る。この方法はまた、フィルタの配置及び金属リターン経路の位置に応じて近位及び遠位の組織圧縮も提供し得る。周波数発生器及び信号プロセッサは、（エンドカッター内に既に存在し得る）回路基板又はサブ基盤の上の1つ又は2つ以上のチップ上に配置され得る。10

【0138】

様々な態様では、本開示は、（図1～18に関連して説明した）外科用器具10内の駆動モータの速度及び倍精度を監視する技術を提供する。一実施例では、磁石はギヤ減速装置の段のうちの1つの遊星フレーム上に配置され得、ギヤハウジング上にはインダクタンスセンサが位置する。別の例では、磁石及び磁場センサを最終段に配置することにより、最も高精度の増分式移動監視をもたらすであろう。20

【0139】

従来のモータ制御システムは、エンコーダを用いて、電動エンドカッター／ステープラデバイスなど手持ち電池式体内外科用器具内のモータの位置及び速度を検出する。エンドカッター／ステープラデバイスの高精度の動作は、1つには、負荷下でモータ動作を確認できることに依存する。単純なセンサ実装を用いて、負荷下でモータ動作を確認できてしまい。20

【0140】

したがって、本開示は、ギヤ減速システムの遊星キャリアのうちの1つに磁性体を含む、又はブラシレスモータ技術を用いる。両方法は、モータのハウジング又は遊星ギヤシステムの外側にインダクタンスセンサを配置することを含む。ブラシレスモータの場合、モータの中央磁気シャフトの周りに径方向に配置された電磁場コイル（巻線、インダクタなど）が存在する。コイルは、連続的に作動及び非作動させられて、中央モータシャフトを駆動する。1つ又は2つ以上のインダクタンスセンサはモータの外側に、少なくともいくつかのコイルに隣接して配置され得、モータ巻線の作動／非作動サイクルを感じて、シャフトの回転回数を判定する。あるいは、永久磁石が遊星キャリアのうちの1つに配置され得、インダクタンスセンサが遊星キャリアの径方向経路に隣接して配置されて、ギヤトレインの段の回転回数を測定できる。この実装は、システム内の任意の回転構成要素に適用され得、機能中、又は設計に応じて回転構成要素がエンドエフェクタにより近くなるとき（接続回数の点で）、比較的多くの回転数を有する領域において、より鮮明な解像度をもたらす。モータ感知法は、実際のシャフト回転ではなく、モータが通電を命じられた回数を感じするが、ギヤトレイン感知法は段のうちの1つの回転を実際に測定するため、ギヤトレイン感知法が好ましいことがある。例えば、モータが高負荷下でエンストした場合、モータ検知法は、シャフト回転ではなく、通電サイクルのみを感じするため、回転の欠落を検出できないであろう。それにもかかわらず、費用効果の高い方法でモータ回転を感じるために、両技術が用いられ得る。3040

【0141】

例えば、ステープル留め中、ステープルがクランプされた組織に打ち込まれる前の組織は、対向する顎部間でしっかりとクランプされる。クランプ中の組織圧縮は、圧縮された組織から流体を移動させることがあり、移動速度又は移動量は、組織のタイプ、組織厚さ、50

外科的動作（例えば、クランプ圧及びクランプ時間）に応じて異なる。様々な例では、エンドエフェクタの対向する顎部間での流体移動は、対向する顎部間でのステープルの奇形（例えば、屈曲）に寄与することがある。したがって、様々な例では、発射行程を制御すること、例えば、検出された流体流、又はその欠如に関連して発射速度を制御すること、外科用エンドエフェクタの対向する顎部に介在することが望ましい場合がある。

【0142】

したがって、本明細書では、外科用器具の駆動トレインの速度及び増分式移動を監視するための方法、デバイス、及び方法も提供され、次いで、デバイスの動作速度（例えば、顎部閉鎖、ステープル留め）に関する情報を提供する。本実施例によると、外科用器具10（図1～4）はモータエンコーダを含まない。外科用器具10には、モータエンコーダではなく、例示の実施例による、モータのパワートレイン用速度センサ組立体を備えるモータが装備され得る。速度センサ組立体は、駆動シャフトに直接的又は間接的に結合されている出力シャフトを有するモータを含み得る。いくつかの実施例では、出力シャフトは、システムの任意の好適な構成要素の回転速度を検出するセンサを備える遊星ギヤトレインなどギヤ減速組立体に接続される。例えば、センサは、ギヤ減速組立体の任意の回転部分に取り付けられた1つ又は2つ以上の検出可能な要素の移動を検出する誘導センサなど近接センサであってよい。検出可能な要素は、最終段の環状ギヤに取り付けられており、センサは、検出可能な要素の移動を検出できるように、検出可能な要素の径方向経路に隣接して位置付けられる。回転構成要素は、設計によって様々であり得、センサは、ギヤ減速組立体の任意の回転構成要素に取り付けられ得る。例えば、別の例では、検出可能な要素は、最終段又は更には駆動ギヤのキャリアギヤと関連付けられる。いくつかの実施例では、検出可能な要素は、ギヤ減速組立体とエンドエフェクタとの間の駆動シャフト上などギヤ減速組立体の外側に位置する。いくつかの実施例では、検出可能な要素は、エンドエフェクタにおける最終ギヤ減速装置内の回転構成要素に位置する。

【0143】

前述の回路を用いて、様々な機能が実装され得る。例えば、モータは、図16A、16B、17A、17B、及び18に関連して記載したモータコントローラと同様のものを用いて制御され得、エンコーダの代わりに、本明細書に記載の電動外科用器具用モータシステムの速度制御及び倍精度の監視が行われる。

【0144】

一態様では、本開示は、様々な検出システムで構成される外科用器具10（図1～18に関連して記載される）を提供する。したがって、簡潔かつ明快にするため、動作及び構造の詳細はここでは繰り返さない。一態様では、検出システムは、ナイフ加速度、インピーダンスの変化率、及び組織接触の変化率を監視するために、粘弾性／変化率検出システムを含む。一実施例では、ナイフ加速度の変化率は、組織タイプの測定として使用され得る。別の実施例では、インピーダンスの変化率は、パルスセンサで測定され得（can be measured）、圧縮率の測定として用いられ得る。最後に、組織接触の変化率は、ナイフ発射率に基づいて組織流動を測定するセンサで測定され得る。

【0145】

検出されたパラメータの変化率、又は別 の方法で規定される、組織パラメータが漸近的な定常状態値に達するのにどのくらい時間が必要か、は、それ自体別個の測定であり、導出元の検出されたパラメータよりも貴重であり得る。測定を行う前に既定の時間を持つことなど、組織パラメータの測定を改良するために、本開示は、組織パラメータの変化率など、測定の微分係数を用いるための新規な技術を提供する。

【0146】

単独で用いてステープル形成を劇的に改良できる单一の測定は存在しないという理解のもと、微分技術又は変化率測定は最も有用となる。それは、測定を有効なものにする複数の測定の組み合わせである。組織の間隙の場合、関連する間隙測定を行うために、顎部が組織によってどのくらい覆われているかを知ることが役に立つ。インピーダンスの変化率測定は、アンビル及びステープルカートリッジなどのエンドエフェクタの顎部材間に把持

10

20

30

40

50

される組織に加えられる力及び圧縮を関係付けるために、アンビルでのひずみ測定と組み合わせられてよい。変化率測定は、組織圧縮はもとより、組織タイプも決定するために、体内外科用デバイスによって用いられ得る。胃組織及び肺組織は、ときに類似の厚さを有し、また肺組織が石灰化したときに類似の圧縮特性さえも有するが、器具は、間隙、圧縮、加えられた力、組織接触面積、及び圧縮の変化率又は間隙の変化率などの測定の組み合わせを用いることによって、これらの組織タイプを見分けることが可能であり得る。これらの測定のいずれかが単独で使用されたならば、体内外科用デバイスが組織タイプを見分けることは困難となり得る。圧縮の変化率はまた、組織が「正常」であるか否か、又は異常が存在するか否かをデバイスで判定可能にすることにも役に立ち得る。経過した時間だけでなく、センサ信号の変動も測定し、信号の微分係数を決定すると、体内外科用デバイスがその信号を測定することを可能にする別の測定が提供されるであろう。変化率情報はまた、いつ定常状態に達したのかを判定し、プロセスの次の工程に信号を送るためにも用いられ得る。例えば、アンビル及びステープルカートリッジなどのエンドエフェクタの頸部材間に組織をクランプした後、組織圧縮が定常状態に達すると（例えば、約15秒）、デバイスの発射を開始するインジケータ又はトリガが使用可能にされ得る。

【0147】

本明細書ではまた、外科用器具動作中の組織の安定特性、クリープ特性、及び粘弾性特性を決定するセンサデータの時間依存性評価のための方法、デバイス、及びシステムも提供する。図1に示されるステープラなどの外科用器具10は、いくつか例を挙げると、頸部の間隙の大きさ又は距離、発射電流、組織圧縮、組織によって覆われる頸部の量、アンビルひずみ、及びトリガ力などの動作パラメータを測定するために、多様なセンサを含むことができる。これらの検出された測定値は、外科用器具の自動制御のため、及びフィードバックを臨床医に提供するために重要である。

【0148】

図22A～37に関連して示される例は、間隙距離対時間、組織圧縮対時間、及びアンビルひずみ対時間などの様々な導出されたパラメータを測定するために用いられ得る。モータ電流は、本明細書に記載されるように電池2308と直列に電流センサ2312を用いて、電池2408と直列に電流センサ2412を用いて、又は図18の電流センサ3027を用いて監視され得る。

【0149】

図38は、再使用されなくてもよい、切断及び縫合用のモータ駆動の外科用器具8010を示す。外科用器具8010は、図1～18に関連して説明した切断及び縫合用の外科用器具10と、同様に構築されて装備されている。図38に示される実施例では、外科用器具8010は、臨床医が把持し、操作し、作動させるように構成されているハンドル組立体8014を備えるハウジング8012を含む。ハウジング8012は、1つ又は2つ以上の外科的タスク又は処置を行うように構成されている外科用エンドエフェクタ8300が動作可能に結合されている、交換式シャフト組立体8200に動作可能に取り付けるように構成されている。外科用器具8010は、図1～18に関連して記載される切断及び縫合用の外科用器具10と同様に構築及び装備されるので、簡潔かつ明瞭にするために、ここでは動作及び構造の詳細を繰り返さない。

【0150】

図38に示されるハウジング8012は、外科用ステープルカートリッジ8304を中心で動作可能に支持するように構成されている、外科用切断及び縫合デバイスを備えるエンドエフェクタ8300を含む、交換式シャフト組立体8200と接続されて示されている。ハウジング8012は、種々のサイズ及びタイプのステープルカートリッジを支持するように適合されたエンドエフェクタを含み、種々のシャフトの長さ、サイズ、及びタイプなどを有する交換式シャフト組立体と接続されて使用するように構成されてもよい。加えて、ハウジング8012はまた、他の運動、並びに、例えば高周波(RF)エネルギー、超音波エネルギー及び/又は運動などの他の形態のエネルギーを、種々な外科用途及び処置に関連して用いられるように適合されたエンドエフェクタ装置に印加するように構成さ

10

20

30

40

50

れている組立体など様々な他の交換式シャフト組立体と共に効果的に用いられてよい。更に、エンドエフェクタ、シャフト組立体、ハンドル、外科用器具、及び／又は外科用器具システムは、任意の好適な締結具を利用して組織を締結することができる。例えば、中に着脱可能に格納された複数の締結具を備える締結具カートリッジが、シャフト組立体のエンドエフェクタに着脱可能に挿入及び／又は装着され得る。

【0151】

次に図38に移ると、再使用されてもされなくともよい、外科用器具8010が示されている。外科用器具8010は、本明細書に記載の切断及び締結用の外科用器具10と、同様に構築されて装備されている。図38に示される実施例では、外科用器具8010は、臨床医が把持し、操作し、作動させるように構成されているハンドル組立体8014を備えるハウジング8012を含む。ハウジング8012は、1つ又は2つ以上の外科的タスク又は処置を行うように構成されているエンドエフェクタ8300が動作可能に結合されている、交換式シャフト組立体8200に動作可能に取り付けるように構成されている。外科用器具8010は、図1～18に関連して本明細書に記載される切断及び締結用の外科用器具10と同様に構築及び装備されるので、簡潔かつ明瞭にするために、ここでは動作及び構造の詳細を繰り返さない。

【0152】

図38に示されるハウジング8012は、外科用ステープルカートリッジ8304の中で動作可能に支持するように構成されている、外科用切断及び締結デバイスを備えるエンドエフェクタ8300を含む、交換式シャフト組立体8200と接続されて示されている。ハウジング8012は、種々のサイズ及びタイプのステープルカートリッジを支持するように適合されたエンドエフェクタを含み、種々のシャフトの長さ、サイズ、及びタイプなどを有する交換式シャフト組立体と接続されて使用するように構成されてもよい。加えて、ハウジング8012はまた、他の運動、並びに、例えば高周波(RF)エネルギー、超音波エネルギー及び／又は運動などの他の形態のエネルギーを、様々な外科用途及び処置に関連して用いられるように適合されたエンドエフェクタ装置に印加するように構成されている組立体など様々な他の交換式シャフト組立体と共に効果的に用いられてよい。更に、エンドエフェクタ、シャフト組立体、ハンドル、外科用器具、及び／又は外科用器具システムは、任意の好適な締結具を利用して組織を締結することができる。例えば、中に着脱可能に格納された複数の締結具を備える締結具カートリッジが、シャフト組立体のエンドエフェクタに着脱可能に挿入及び／又は装着され得る。

【0153】

図38は、交換式シャフト組立体8200が動作可能に結合された外科用器具8010を示している。図示の構成において、ハンドルハウジングは、臨床医に把持及び操作され得るピストルグリップ部分8019を形成する。ハンドル組立体8014は、その中に複数の駆動システムを動作可能に支持し、それら駆動システムは、ハンドル組立体に動作可能に取り付けられた交換式シャフト組立体の対応部分に、様々な制御運動を生成及び適用するように構成されている。トリガ8032は、これらの制御運動の様々を制御するために、ピストルグリップと動作可能に関連付けられる。

【0154】

続けて図38を参照すると、交換式シャフト組立体8200は、外科用ステープルカートリッジ8304の中で動作可能に支持するように構成された細長いチャネル8302を備える、エンドエフェクタ8300を含む。エンドエフェクタ8300は、細長いチャネル8302に対して枢動可能に支持されるアンビル8306を更に含んでもよい。

【0155】

本発明者らは、導出されたパラメータが、図38に例示される器具などの外科用器具を制御するために、導出されたパラメータの基礎となる検出されたパラメータよりも更に有用であり得ることを見出した。導出されたパラメータの非限定的な例には、検出されたパラメータの変化率(例えば、頸部間隙距離)及び組織パラメータが漸近的な定常状態値に達するまでの経過時間(例えば、15秒)が挙げられる。変化率などの導出されたパラメ

10

20

30

40

50

ータは、測定精度を劇的に向上させ、更に、他の形では検出されたパラメータから直接に明らかでない情報も提供することから、特に有用である。例えば、インピーダンス（即ち、組織圧縮）変化率は、アンビルのひずみと組み合わされて、圧縮及び力を関係付けることができ、これにより、コントローラが、組織圧縮の量はもとより、組織タイプも決定することが可能になる。この実施例は一例に過ぎず、いずれの導出されたパラメータも、1つ又は2つ以上の検出されたパラメータと組み合わされて、組織タイプ（例えば、胃と肺）、組織の健康状態（石灰化と正常）、及び外科用デバイスの動作状態（例えば、クランプ完了）に関するより正確な情報を提供することができる。異なる組織は、独自の粘弾性特性及び独自の変化率を有し、したがって、これら及び本明細書に記載される他のパラメータは、外科処置を監視し、自動的に調節するための有用なしるしとなる。

10

【0156】

具体的には、図38及び39を参照すると、間隙8040は、エンドエフェクタ8300のアンビル8306と細長いチャネル8302との間の距離である。開いた顎部位置では、時間0において、アンビル8306と細長い部材との間の間隙8040は、その最大距離にある。間隙8040の幅は、組織クランプ中など、アンビル8306が閉じるにつれて減少する。組織は非一様な弾力性を有するため、間隙距離変化率は変動し得る。例えば、ある組織タイプは、急速な圧縮を初期に示し得、結果としてより速い変化率となる。しかしながら、組織が持続的に圧縮されると、組織の粘弾性特性により、組織がそれ以上圧縮できなくなるまで変化率が減少し得、それ以上圧縮できなくなると、間隙距離は実質的に一定のままになる。組織がエンドエフェクタ8300のアンビル8306と外科用ステープルカートリッジ8304との間で圧搾されると、間隙は時間の経過と共に減少する。図22A～37及び図40に関連して記載される1つ又は2つ以上のセンサは、時間tにわたってアンビル8306と外科用ステープルカートリッジ8304との間の間隙距離「d」を測定するように適合され、構成されてよく、時間tにわたる間隙距離「d」の変化率は曲線の勾配であり、勾配 = d / t である。加えて、発射電流の変化率は、組織がある状態から別の状態に遷移中であることのインジケータとして使用することができる。したがって、発射電流及び、とりわけ、発射電流の変化率は、デバイス動作を監視するために使用することができる。ナイフが組織を切り進むと、発射電流は時間の経過と共に減少する。発射電流の変化率は、切断される組織の抵抗が、組織特性又はナイフ8305（図39）の鋭さにより増減する場合、変動し得る。例えば、モータ電流は、本明細書に記載されるように電池2308と直列に電流センサ2312を用いて、本明細書に示される電池2408と直列に電流センサ2412を用いて、又は図18に示される電流センサ3027を用いて監視され得る。電流センサ2312、2314、3027は、時間tにわたってモータ発射電流「i」を測定するように適合され、構成されてよく、時間tにわたる発射電流「i」の変化率は曲線の勾配であり、勾配 = i / t である。図22A～37及び40に関連して記載されるセンサは、組織圧縮／インピーダンスを測定するように適合され、構成されてよい。センサは、時間tにわたって組織インピーダンス「Z」を測定するように適合され、構成されてよく、時間tにわたる組織インピーダンス「Z」の変化率は勾配であり、勾配 = Z / t である。アンビル8306のひずみの変化率は、アンビル8306と外科用ステープルカートリッジ8304との間に把持された組織に加えられる圧力又はひずみを測定するようにアンビル8306及び外科用ステープルカートリッジ8304（図38、39）のいずれか又は両方の上に位置付けられる圧力センサ又はひずみゲージによって測定され得る。したがって、時間0において、トリガ8020（図38）の圧力は最低であってよく、トリガ圧は、動作（例えば、クランプ、切断又はステープル留め）の完了まで増加してよい。トリガ力の変化率は、アンビル8306と外科用ステープルカートリッジ8304との間に把持された組織を通してナイフ8305（図39）を駆動するために必要な力を測定するように外科用器具8010（図38）のハンドルのピストルグリップ部分8019のトリガ8032上に位置付けられる圧力センサ又はひずみゲージによって測定され得る。

20

【0157】

30

40

50

簡潔に図40を参照すると、エンドエフェクタ9012は、外科用器具8010(図38)と共に動作して間隙距離対時間、組織圧縮対時間、及びアンビルひずみ対時間などの様々な導出されたパラメータを測定するように適合され得るエンドエフェクタ8300(図38)の一態様である。したがって、図40に示されるエンドエフェクタ9012は、エンドエフェクタ9012及び/又はエンドエフェクタ9012によって捕捉される組織切片に関連付けられる1つ若しくは2つ以上のパラメータ又は特性を測定するように構成された1つ又は2つ以上のセンサを含み得る。図40に示される例では、エンドエフェクタ9012は、第1のセンサ9020及び第2のセンサ9026を備える。様々な例では、例えば、第1のセンサ9020及び/又は第2のセンサ9026は、例えば磁場センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、力センサ、例えば渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び/又はエンドエフェクタ9012の1つ若しくは2つ以上のパラメータを測定するための任意の他の好適なセンサを備えてよい。

【0158】

特定の例では、第1のセンサ9020及び/又は第2のセンサ9026は、例えば、アンビル9014に埋め込まれ、かつ頸部材9016及び/又はステープルカートリッジ9018に埋め込まれた磁石9024によって生成される磁場を検出するように構成された磁場センサを備えてよい。アンビル9014は、開位置と閉位置との間で枢動可能に回転可能である。検出された磁場の強度は、例えば、アンビル9014と頸部材9016との間に位置する組織の厚さ及び/又は食込みの完全さに相当してもよい。特定の例では、第1のセンサ9020及び/又は第2のセンサ9026は、クランプ後状態の間のアンビル9014におけるひずみの大きさを測定するように構成された、例えば微小ひずみゲージなどのひずみゲージを備えてよい。ひずみゲージは、ひずみの大きさに伴って大きさが変動する電気信号を提供する。

【0159】

いくつかの態様では、例えば第1のセンサ9020及び/又は第2のセンサ9026など、エンドエフェクタ9012の1つ又は2つ以上のセンサは、アンビル9014と頸部材9016との間に圧縮された組織が存在することによって生成される圧力を検出するように構成された圧力センサを備えてよい。いくつかの実施例では、例えば第1のセンサ9020及び/又は第2のセンサ9026など、エンドエフェクタ9012の1つ又は2つ以上のセンサは、アンビル9014と頸部材9016との間に位置する組織切片のインピーダンスを検出するように構成されている。検出されたインピーダンスは、アンビル9014と頸部材9016との間に位置する組織の厚さ及び/又は完全さを示してもよい。

【0160】

一態様では、例えば第1のセンサ9020など、エンドエフェクタ9012のセンサのうちの1つ又は2つ以上は、アンビル9014と頸部材9016との間の間隙9022を測定するように構成されている。特定の例では、間隙9022は、アンビル9014と頸部材9016との間にクランプされた組織切片の厚さ及び/又は圧縮率を表すものであり得る。少なくとも1つの例では、間隙9022は、アンビル9014と頸部材9016との間にクランプされた組織切片の厚さと等しい、又は実質的に等しいものであり得る。一実施例では、例えば第1のセンサ9020など、エンドエフェクタ9012のセンサのうちの1つ又は2つ以上は、頸部材9016によって、かつ/又はアンビル9014と頸部材9016との間にクランプされた組織によって、アンビル9014に対して及ぼされる1つ又は2つ以上の力を測定するように構成されている。アンビル9014に対して及ぼされる力は、アンビル9014と頸部材9016との間に捕捉された組織切片によって経験される組織圧縮を表すものであり得る。一態様では、アンビル9014と頸部材9016との間の間隙9022は、磁場センサをアンビル9014上に位置付け、磁石を頸部材9016上に位置付けることによって測定され得、それにより、間隙9022は、磁場センサによって検出される信号に比例し、信号は、磁石と磁場センサとの間の距離に比例する。磁場センサ及び磁石の位置は、磁場センサが頸部材9016上に位置付けられ、磁石

がアンビル 9014 上に配置されるように、交換されてもよいことは理解されるであろう。

【0161】

例えば第 1 のセンサ 9020 及び / 又は第 2 のセンサ 9026 など、センサのうちの 1 つ又は 2 つ以上は、クランプ動作中にリアルタイムに測定されてよい。外科用器具 9010 の操作者の手動入力をリアルタイムに評価することを目的とした 1 つ若しくは 2 つ以上のアルゴリズム及び / 又はルックアップテーブルを選択するために、リアルタイム測定は、時間基準の情報が、例えば、プロセッサによって分析され、使用されることを可能にする。更に、操作者が手動入力を校正して所望の出力を生成する手助けをするために、リアルタイムのフィードバックを操作者に提供することができる。

10

【0162】

図 41 は、外科用器具 9010 の操作者の手動入力 9064 をリアルタイムに評価して、操作者に手動入力 9064 の妥当性に関するリアルタイムフィードバックを提供するための、リアルタイムフィードバックシステム 9060 の一様を示す論理図である。図 40 及び 41 を参照して、図 41 に示す例では、リアルタイムフィードバックシステム 9060 は、回路からなっている。回路は、プロセッサ 9062 を備えるコントローラ 9061 を含む。例えば、第 1 のセンサ 9020 などのセンサは、エンドエフェクタ 9012 のパラメータを測定するためにプロセッサ 9062 によって用いられる。加えて、プロセッサ 9062 は、外科用器具 9010 の操作者の手動入力 9064 を表す値を判定又は受信するように構成することができる。手動入力 9064 は、手動入力 9064 が操作者によって提供されている間は、プロセッサ 9062 によって連続的に評価することができる。プロセッサ 9062 は、手動入力 9064 を表す値を監視するように構成することができる。更に、プロセッサ 9062 は、所望の区域又は範囲に対して、判定値に対する位置、順位、及び / 又は状態を割り当てる、選択する、又は判断するように構成される。以下により詳細に説明するように、エンドエフェクタ 9012 のパラメータの測定値及び判定値は、判定値に関連付けられた位置、順位、及び / 又は状態を選択又は判断するために、プロセッサ 9062 によって用いることができる。手動入力 9064 の変化により、判定値の変化が生じ、その変化により、今度は、所望の区域又は範囲に対して判定値に割り当てられた位置、順位、及び / 又は状態の変化が生じる。

20

【0163】

図 41 に示すように、リアルタイムフィードバックシステム 9060 は、所望の区域又は範囲の内側又は外側の複数の位置、順位、及び / 又は状態の間で調節することができる、フィードバックインジケータ 9066 を更に含むことができる。一実施例では、プロセッサ 9062 は、エンドエフェクタ 9012 のパラメータの測定値 (M1) 及び第 1 の手動入力 (I1) を表す第 1 の判定値 (V1) に基づいて、手動入力 9064 を特性化する第 1 の位置 (P1)、順位、及び / 又は状態を選択することができる。特定の例では、第 1 の位置 (P1)、順位、及び / 又は状態は、所望の区域又は範囲の外側にあたることがある。そのような例では、操作者は、例えば、手動入力 9064 を増大又は減少させることによって、第 1 の手動入力 (I1) から第 2 の手動入力 (I2) に手動入力 9064 を変更することができる。これに応じて、プロセッサ 9062 は、第 1 の位置 (P1)、順位、及び / 又は状態から第 2 の位置 (P2)、順位、及び / 又は状態にフィードバックインジケータ 9066 を調節することができ、これにより、手動入力 9064 の変化を特性化する。プロセッサ 9062 は、エンドエフェクタ 9012 のパラメータの測定値 (M1) 及び第 2 の手動入力 (I2) を表す第 2 の判定値 (V2) に基づいて、第 2 の位置 (P2)、順位、及び / 又は状態を選択することができる。特定の例では、第 2 の位置 (P2)、順位、及び / 又は状態は、所望の区域又は範囲の内側にあたることがある。そのような例では、操作者は、例えば、治療サイクル又は処置の残部に関して第 2 の手動入力 (I2) を維持することができる。

40

【0164】

図 41 に示す態様では、コントローラ 9061 は、例えば、メモリ 9068 などの記憶

50

媒体を含む。メモリ 9068 は、エンドエフェクタ 9012 の 1つ又は 2つ以上のパラメータの測定値と、手動入力を表す値と、所望の区域又は範囲に対する手動入力 9064 を特性能する対応する位置、順位、及び / 又は状態との間の相関を格納するように構成することができる。一実施例では、メモリ 9068 は、測定値 (M1) と、第1の判定値 (V1) と、第1の手動入力 (I1) との間の相関、及び測定値 (M1) と、第2の判定値 (V2) と、第2の手動入力 (I2) との間の相関を格納することができる。一実施例では、メモリ 9068 は、エンドエフェクタ 9012 の 1つ又は 2つ以上のパラメータの測定値と、手動入力を表す値と、所望の区域又は範囲に対する対応する位置、順位、又は状態との間の相関を判定するための、アルゴリズム、式、又はルックアップテーブルを格納することができる。プロセッサ 9062 は、そのようなアルゴリズム、式、及び / 又はルックアップテーブルを用いて、外科用器具 9010 の操作者によって提供される手動入力 9064 を特性能し、操作者に手動入力 9064 の妥当性に関するフィードバックを提供することができる。10

【0165】

図 42 は、リアルタイムフィードバックシステム 9070 の一態様を示す論理図である。リアルタイムフィードバックシステム 9070 は、リアルタイムフィードバックシステム 9060 に多くの点で類似している。例えば、リアルタイムフィードバックシステム 9060 と同様に、リアルタイムフィードバックシステム 9070 は、外科用器具 9010 の操作者の手動入力をリアルタイムに評価して、操作者に手動入力の妥当性に関するリアルタイムフィードバックを提供するように構成されている。更に、リアルタイムフィードバックシステム 9060 と同様に、リアルタイムフィードバックシステム 9070 は、コントローラ 9061 を含み得る回路からなっている。20

【0166】

図 42 に示す態様では、例えば、ひずみゲージ又は微小ひずみゲージなどのセンサ 9072 は、例えば、組織の圧縮を示し得る、クランプ動作の間にアンビル 9014 に作用するひずみの振幅など、エンドエフェクタ 9012 の 1つ又は 2つ以上のパラメータを測定するように構成されている。測定された歪みは、デジタル信号に変換され、プロセッサ 9062 に提供される。例えば負荷センサなどセンサ 9074 は、アンビル 9014 とステップカートリッジ 9018との間に捕捉された組織を切断するために切断部材 9040 を前進させる力を測定することができる。あるいは、モータ 9082 による電流引き出しを測定するために、電流センサ（図示せず）を用いることができる。発射バー 9036 を前進させるのに要する力は、例えば、モータ 9082 によって引き出される電流に対応することができる。測定された力は、デジタル信号に変換され、プロセッサ 9062 に提供される。例えば磁場センサなどセンサ 9076 は、上述したように、捕捉された組織の厚さを測定するために用いられ得る。磁場センサ 9076 の測定値もまた、デジタル信号に変換され、プロセッサ 9062 に提供される。30

【0167】

図 42 に示す態様では、リアルタイムフィードバックシステム 9070 は、発射トリガの位置を判定するように構成することができる追跡システム 9080 を更に含む。上述したように、発射トリガ 9094 は、発射行程中の発射バー 9036 及び / 又は切断部材 9040 の運動特性の複数の値のうちの 1つにそれぞれ対応する、複数の位置の間で発射トリガ 9094 を移動することによって、押下する又は作動させることができる。上述したように、運動特性は、発射行程中の発射バー 9036 及び / 又は切断部材 9040 の前進速度とすることができる。特定の例では、モータドライバ 9092 は、コントローラ 9061 と通信することができ、追跡システム 9080 によって検出されたように、操作者の手動入力に従ってモータ 9082 を駆動するように構成することができる。40

【0168】

上記に加えて更に、リアルタイムフィードバックシステム 9070 は、フィードバックインジケータ 9066 を含むことができる。一態様では、フィードバックインジケータ 9066 は、ハンドル 9030 内に配置することができる。あるいは、フィードバックイン50

ジケータは、例えば、シャフト組立体 9032 内に配置することができる。任意のイベントにおいて、コントローラ 9061 は、フィードバックインジケータ 9066 を用いて、外科用器具 9010 の操作者に、例えば、発射トリガ 9094 の選択された位置などの手動入力の妥当性に関するフィードバックを提供することができる。そのようにするために、コントローラ 9061 は、発射トリガ 9094 の選択された位置、並びに / 又は発射バー 9036 及び / 若しくは切断部材 9040 の速度の対応する値を評価することができる。センサ 9072、9074、及び 9076 によってそれぞれ測定されるような、組織の圧縮、組織厚さ、及び / 又は発射バー 9036 を前進させるために要する力の測定値は、発射トリガ 9094 の選択された位置、並びに / 又は発射バー 9036 及び / 若しくは切断部材 9040 の速度の対応する値を特性化するために、コントローラ 9061 によって使用され得る。一例では、メモリ 9068 は、評価においてコントローラ 9061 によって用いることができるアルゴリズム、式、及び / 又はルックアップテーブルを格納することができる。一実施例では、センサ 9072、9074、及び / 又は 9076 の測定値を使用して、発射トリガ 9094 の選択された位置、並びに / 又は発射バー 9036 及び / 若しくは切断部材 9040 の速度の対応する値を特性化する、位置、順位、及び / 又は状態を選択又は判断することができる。判断された位置、順位、及び / 又は状態は、フィードバックインジケータ 9066 により操作者に伝達することができる。
10

【0169】

発射行程中の発射バー 9036 及び / 又は切断部材 9040 の最適な速度は、例えば、エンドエフェクタ 9012 によって捕捉された組織の厚さ、組織の圧縮、並びに / 又は発射バー 9036 及び次に切断部材 9040 を前進させるために要する力などの、エンドエフェクタ 9012 のいくつかのパラメータに依存し得ることを読者は理解するであろう。そのように、これらのパラメータの測定値は、捕捉された組織を通る切断部材 9040 の現在の前進速度が最適な区域又は範囲内であるか否かを評価する際に、コントローラ 9061 によって活用されることができる。
20

【0170】

一態様では、複数のスマートセンサは、エンドエフェクタの電力線上に位置付けられてもよく、エンドカッターのハンドルに通信可能に結合されてもよい。スマートセンサは、電力線に対して直列又は並列に位置付けられてもよい。次に図 43 を参照すると、スマートセンサ 12060 及び 12062 は、スマートセンサに対してローカルであり得る信号処理要素又はプロセッサ 12064 と通信してもよい。両方のスマートセンサ 12060 及び 12062 並びにプロセッサ 12064 は、エンドエフェクタ（点線枠 12066 によって表される）に配置されてもよい。例えば、スマートセンサ 12060 は、プロセッサ 12064 への入力のために信号又はデータを調整し得る、演算増幅器 12068 及び ADC 変換器 12070 に信号又はデータを出力してもよい。同様に、スマートセンサ 12062 は、プロセッサ 12064 への入力のために信号又はデータを調整し得る、演算増幅器 12072 及び ADC 変換器 12074 に信号又はデータを出力してもよい。
30

【0171】

スマートセンサ 12060 及び / 又は 12062 は、異なるタイプのセンサ又は同じタイプのセンサであってもよく、これらは例えば、磁場センサ、磁気センサ、誘導センサ、容量センサ、又は医療用装置若しくはエンドカッターに使用される他のタイプのセンサであってもよい。既にプロセッサとして参照した要素 12064 はまた、計算コア、FPG A（フィールド・プログラマブルゲート・アレイ）、論理ユニット（例えば、論理プロセッサ又は論理コントローラ）、信号処理ユニット、又は他のタイプのプロセッサであってもよい。プロセッサ 12064 は、不揮発性メモリ 12076 などのメモリと通信してもよく、不揮発性メモリ 12076 は、計算データ、エンドエフェクタ 12066 に挿入されたカートリッジのタイプなどの機器情報、表データ、又は、プロセッサ 12064 が、エンドエフェクタ 12066 若しくはエンドカッターを操作する際に使用するスマートセンサ 12060 若しくは 12062 のうち 1つ若しくは 2つ以上から受信した信号若しくはデータを処理することを可能にし得る、他の参照データを格納し得る。
40
50

【 0 1 7 2 】

更に、シャフト 12078 は、複数のスマートセンサ（例えば、スマートセンサ 12060 又は 12062）のうちの少なくとも 1 つ及びハンドル 12080 が通信可能に結合された復路を含んでもよい。シャフトは、1 本又は 2 本以上のワイヤを含んでもよく、これは、エンドエフェクタ 12066 又はエンドカッターの操作のために、プロセッサ 12064 からハンドル 12080 に情報を伝達し得る。一実施例では、プロセッサ 12064 からの情報は、有線回線、単線式回線、多線式回線、Blueoothなどの無線通信プロトコル、光回線、又は音響回線のうち 1 つ又は 2 つ以上を介して（シャフト 12078 を経由して又はシャフト 12078 を使用することなく直接）ハンドル 12080 に通信されてもよい。

10

【 0 1 7 3 】

一態様では、エンドエフェクタに位置付けられた複数のスマートセンサのうちの少なくとも 1 つは、信号処理要素を含んでもよい。例えば、信号処理要素は、スマートセンサに内蔵されてもよく、又は單一モジュールとしてスマートセンサにローカルに結合されてもよい。信号処理要素は、複数のスマートセンサのうちの少なくとも 1 つのセンサ要素（例えば、センサ要素 12020）から受信したデータを処理するように構成されてもよい。ハンドルのコントローラ 12024（例えば、コントローラ）は、複数のスマートセンサのうちの少なくとも 1 つに通信可能に結合されてもよい。

【 0 1 7 4 】

一態様では、スマートセンサは、医療用装置におけるローカル信号処理のために構成されてもよい。スマートセンサは、少なくとも 1 つのセンサ要素（例えば、センサ要素 12020）と、少なくとも 1 つの処理要素（例えば、処理要素 12022）と、を含んでもよい。処理要素は、少なくとも 1 つのセンサ要素からデータを受信し、医療用装置によって使用される情報にデータを処理するように構成されてもよい。医療用装置は、例えば、エンドカッターであってもよいが、これは本開示の限定を意図するものではない。ローカル信号処理を有するスマートセンサのために本明細書で考察される技術及び特徴は、センサ信号又はデータの処理が医療用装置の動作に使用される任意の医療用装置に使用され得ることが理解されるべきである。

20

【 0 1 7 5 】

更に、医療用装置内のコントローラ（例えば、コントローラ 12024、コントローラ）は、少なくとも 1 つの処理要素（例えば、処理要素 12022）から情報（即ち、処理された信号又はデータ）を受信するように構成されてもよい。上述したように、医療用装置は、エンドカッターなどの外科用器具であってもよく、スマートセンサは、外科用器具におけるローカル信号処理のために構成されてもよい。ローカル信号処理とは、例えば、センサに結合された処理要素でセンサ要素からの信号又はデータを処理することを指し、結果として得られた被処理情報が、別個の要素によって使用されてもよい。例えば、コントローラ 12024 は、外科用器具（即ち、エンドカッター 12010）のハンドル 12012 内に位置付けられてもよく、スマートセンサは、ハンドル 12012 とは別体の外科用器具（即ち、エンドカッター 12010）の別個の要素（即ち、エンドエフェクタ 12016）内に位置付けられるように構成されてもよい。したがって、コントローラ 12024 は、外科用器具のハンドル 12012 に位置付けられてもよく、信号処理要素 12022 及びセンサ 12020 は、ハンドル 12012（例えば、エンドエフェクタ 12016）とは別個の要素内に配置されてもよい。

30

【 0 1 7 6 】

このようにして、ハンドル又はコントローラ 12024 は、スマートセンサに関する情報、スマートセンサが何を行っているかという知識、又はスマートセンサからのデータフィードバックを解釈する性能を有する必要がない。これは、処理要素 12022 が、スマートセンサからのデータを変換又は調整して、ハンドル又はコントローラ 12024 によって直接使用可能なデータからの情報を生成するからである。処理要素によって生成された情報は、医療用装置の別の部分（例えば、ハンドル 12012 又はコントローラ 120

40

50

24の近く)で処理される必要があるスマートセンサからのデータなしに、直接使用されてもよい。したがって、外科用器具は、センサに対してローカルな信号処理要素からの(被処理)情報に基づいて制御されてもよい。

【0177】

一態様では、信号処理要素12022に通信可能に結合された電力線上の電流引き込み(即ち、センサ12020に対してローカル)は、監視されてもよい。電流引き込みは、シャフト12014若しくはハンドル12012で、又は信号処理要素12022とは別個の別のプロセッサ、コントローラ、若しくは他の監視装置で、プロセッサ、コントローラ、又は他の監視装置によって監視されてもよい。例えば、監視は、電力線上の電流引き込みの標準的なモールス符号タイプの監視であってもよい。電流引き込み及び特定のセンサに基づく外科用器具の問題は、例えば、ハンドル12012で別個のプロセッサによって判定されてもよい。このようにして、監視は、ハンドル(又はその中のプロセッサ若しくはコントローラ)に、1つ又は2つ以上のセンサによって受信された信号又はデータに関する様々な問題、及び、どの特定のセンサが問題を識別したかを、更なる通信要件(例えば、ペアリング又は他の結合される通信)なしに通知することを可能にすることができます。10

【0178】

図44は、第1のセンサ13158及び複数の二次センサ13160a、13160bからの信号を、例えば、一次プロセッサ2006(図16A~図16B)などのプロセッサが受信可能なデジタル信号に変換するように構成された、回路13190の一態様を示している。回路13190は、アナログ・デジタル変換器13194を備える。いくつかの実施例では、アナログ・デジタル変換器13194は、4チャネル18ビットのアナログ・デジタル変換器を備える。アナログ・デジタル変換器13194は、1つ又は2つ以上の入力をアナログ信号からデジタル信号に変換する、任意の好適な数のチャネル及び/又はビットを備えてもよいことが、当業者には認識されるであろう。回路13190は、例えば磁場センサなど、第1のセンサ13158からの入力を受け入れるように構成された、1つ又は2つ以上のレベルシフト抵抗13196を備える。レベルシフト抵抗13196は、第1のセンサからの入力を調節して、入力に応じて値を、より高い電圧へ、又はより低い電圧へとシフトさせる。レベルシフト抵抗13196は、第1のセンサ13158からのレベルシフトされた入力をアナログ・デジタル変換器に提供する。2030

【0179】

いくつかの態様では、複数の二次センサ13160a、13160bは、回路13190内の複数のブリッジ13192a、13192bに結合されている。複数のブリッジ13192a、13192bは、複数の二次センサ13160a、13160bからの入力のフィルタ処理を提供してもよい。入力信号をフィルタ処理した後、複数のブリッジ13192a、13192bは、複数の二次センサ13160a、13160bからの入力をアナログ・デジタル変換器13194に提供する。いくつかの実施例では、1つ又は2つ以上のレベルシフト抵抗に結合されたスイッチ13198は、アナログ・デジタル変換器13194に結合されてもよい。スイッチ13198は、例えば磁場センサからの入力など、1つ又は2つ以上の入力信号を校正するように構成されている。スイッチ13198は、例えば磁場センサの入力を校正することなどのために、1つ又は2つ以上のレベルシフト信号を提供してセンサの1つ又は2つ以上の入力を調節する役割を担って(engage)いてもよい。いくつかの実施例では、調節は必須ではなく、レベルシフト抵抗を切り離すため、スイッチ13198は開位置のままにされる。スイッチ13198は、アナログ・デジタル変換器13194に結合されている。アナログ・デジタル変換器13194は、例えば一次プロセッサ2006(図16A~図16B)など、1つ又は2つ以上のプロセッサに出力を提供する。一次プロセッサ2006は、アナログ・デジタル変換器13194からの入に基づいて、エンドエフェクタ13150の1つ又は2つ以上のパラメータを計算する。例えば、一実施例では、一次プロセッサ2006は、第1のセンサ13158及び複数の二次センサ13160a、13160bからの入に基づいて、アンビル14050

3152とステープルカートリッジ13156との間に位置する組織の厚さを計算する。

【0180】

図45は、磁場センサ13610及びプロセッサ13612に接続された可撓ケーブル13630を備えるステープルカートリッジ13606の一態様を示している。ステープルカートリッジ13606は、ステープルカートリッジ13606と同様であり、外科用器具10(図1～図6)に関して上述した外科用ステープルカートリッジ304(図1)と同様である。図112は、ステープルカートリッジ13606の分解図である。ステープルカートリッジ13606は、カートリッジ本体13620と、楔形スレッド13618と、カートリッジトレイ13622と、可撓ケーブル13630と、を備える。可撓ケーブル13630は、ステープルカートリッジ13606が、以下に述べるエンドエフェクタ13800などのエンドエフェクタと動作可能に結合されると電気接続を作るように配置された、ステープルカートリッジ13606の近位端にある電気接点13632を更に備える。電気接点13632は、ステープルカートリッジ13606の長さの一部に沿って延在する、ケーブルトレース13634と一体化される。ケーブルトレース13634は、ステープルカートリッジ13606の遠位端付近で接続(13636)し、この接続13636によって導電結合13614と接合される。磁場センサ13610及びプロセッサ13612は、磁場センサ13610とプロセッサ13612とが通信することができるようにして、導電結合13614に動作可能に結合されている。

【0181】

図46は、遠位側センサプラグ13816を備えるステープルカートリッジ13806に電力を供給するように動作可能な可撓ケーブル13830を備えたエンドエフェクタ13800の一態様を示している。エンドエフェクタ13800は、外科用器具10(図1～図6)に関して上述したエンドエフェクタ300(図1)と同様である。エンドエフェクタ13800は、アンビル13802と、頸部材又は細長いチャネル13804と、細長いチャネル13804に動作可能に結合されたステープルカートリッジ13806と、を備える。エンドエフェクタ13800は、シャフト組立体に動作可能に結合されている。シャフト組立体は、外科用器具10(図1～図6)に関して上述した交換式シャフト組立体200(図1)と同様である。シャフト組立体は、シャフト組立体の外側を囲む閉鎖チューブを更に備える。いくつかの実施例では、シャフト組立体は、二重枢動閉鎖スリーブ組立体を含む関節継手13904を更に備える。二重枢動閉鎖スリーブ組立体は、エンドエフェクタ13800と結合するように動作可能なエンドエフェクタ閉鎖スリーブ組立体を含む。

【0182】

図47及び図48は、可撓ケーブル13830を細長いチャネル13804内にどのように収めることができるかを示す、アンビル13802又はステープルカートリッジを有さないエンドエフェクタ13800の細長いチャネル13804部分を示している。いくつかの実施例では、細長チャネル13804は、可撓ケーブル13830を受け入れるための第3のアパーチャ13824を更に備える。細長チャネル13804の本体内で、可撓ケーブルは分岐13834して、細長チャネル13804の両側に延長部13836を形成する。図48は、可撓ケーブル延長部13836に動作可能に結合することができるコネクタ13838を更に示している。

【0183】

図49は、可撓ケーブル13830のみを示している。例示されるように、可撓ケーブル13830は、関節継手13904(図46)の周りに巻きつくように動作可能な単コイル13832と、延長部13836に付着する分岐13834と、を備える。延長部は、コネクタ13838に結合することができ、コネクタは、後述するように、それらの遠位側に面する面上に、ステープルカートリッジ13806に結合するためのプロング13840を有する。

【0184】

図50は、ステープルカートリッジ13804が結合された、図47及び図48に示さ

10

20

30

40

50

れる細長いチャネル 13804 の拡大図を示す。ステープルカートリッジ 13804 は、カートリッジ本体 13822 と、カートリッジトレイ 13820 と、を備える。いくつかの実施例では、ステープルカートリッジ 13806 は、ステープルカートリッジ 13806 の近位端で近位側接点 13856 に結合された電気トレース 13828 を更に備える。近位側接点 13856 は、可撓ケーブル延長部 13836 に結合されたコネクタ 13838 のプロング 13840 と導電接続を形成するように位置付けることができる。したがって、ステープルカートリッジ 13806 が細長いチャネル 13804 と動作可能に結合されると、可撓ケーブル 13830 は、コネクタ 13838 及びコネクタプロング 13840 を通して、ステープルカートリッジ 13806 に電力を供給することができる。

【0185】

10

図 51 及び図 52 は、遠位側センサプラグ 13816 の一態様を示している。図 51 は、遠位側センサプラグ 13816 の切欠図を示している。例示されるように、遠位側センサプラグ 13816 は、磁場センサ 13810 と、プロセッサ 13812 と、を備える。遠位側センサプラグ 13816 は、可撓性基板 13814 を更に備える。図 52 に更に示されるように、磁場センサ 13810 及びプロセッサ 13812 は、通信することができるようにして、可撓性基板 13814 に動作可能に結合されている。

【0186】

図 53 は、アンビル 13961 部分の遠位先端 13952 にあるセンサ及び電子部品に電力を供給するように動作可能な可撓ケーブル 13980 を有するエンドエフェクタ 13950 の一態様を示している。エンドエフェクタ 13950 は、アンビル 13961 と、頸部材又は細長いチャネル 13954 と、細長いチャネルに動作可能に結合されたステープルカートリッジ 13956 と、を備える。エンドエフェクタ 13950 は、シャフト組立体 13960 に動作可能に結合されている。シャフト組立体 13960 は、シャフト組立体 13960 を囲む閉鎖チューブ 13962 を更に備える。いくつかの実施例では、シャフト組立体 13960 は、二重枢動閉鎖スリーブ組立体 13966 を含む関節継手 13964 を更に備える。

20

【0187】

様々な態様では、エンドエフェクタ 13950 は、関節継手 13964 の機能に干渉しないように構成された、可撓ケーブル 13980 を更に備える。いくつかの実施例では、閉鎖チューブ 13962 は、可撓ケーブル 13980 が中を通って延在することができる、第 1 のアパー・チャ 13968 を備える。いくつかの実施例では、可撓ケーブル 13980 は関節継手 13964 の周りに巻きつくるループ又はコイル 13982 を更に備え、それによって、更に後述するように、可撓ケーブル 13980 は関節継手 13964 の動作に干渉しない。いくつかの実施例では、可撓ケーブル 13980 は、アンビル 13961 の長さに沿って、アンビル 13961 の遠位先端にある第 2 のアパー・チャ 13970 まで延在する。

30

【0188】

外科用ステープル留め器具 16000 の一部分が図 54 ~ 56 に示されている。ステープル留め器具 16000 は、例えば、手動システム及び / 又はロボット制御システムと共に使用可能である。ステープル留めシステム 16000 は、シャフト 16010 と、シャフト 16010 から延在するエンドエフェクタ 16020 とを備える。エンドエフェクタ 16020 は、カートリッジチャネル 16030 と、カートリッジチャネル 16030 内に位置決めされたステープルカートリッジ 16050 とを備える。ステープルカートリッジ 16050 は、カートリッジ本体 16051 と、カートリッジ本体 16051 に取り付けられたリテーナ 16057 とを備える。カートリッジ本体 16051 は、例えばプラスチック材料から構成され、リテーナ 16057 は、例えば金属から構成される。しかしながら、カートリッジ本体 16051 及びリテーナ 16057 は、任意の好適な材料から構成され得る。カートリッジ本体 16051 は、組織を支持するように構成されたデッキ 16052 と、長手方向スロット 16056 と、デッキ 16052 に画定された複数のステープルキャビティ 16053 とを備える。

40

50

【0189】

主として図55及び56を参照すると、ステープル16055がステープルキャビティ16053内に取り外し可能に配置されており、また同様にステープルキャビティ16053内に移動可能に配置されたステープルドライバ16054によって支持されている。リテーナ16057は、ステープルドライバ16054及び/又はステープル16055がステープルキャビティ16053の底部から落下しないようにするために、カートリッジ本体16051の底部を囲んで延びている。ステープルドライバ16054及びステープル16055は、スレッド16060によって未発射位置(図55)と発射位置との間で移動可能である。スレッド16060は、図56に示すように、ステープルカートリッジ16050からステープル16055を排出するために近位側の未発射位置(図55)から遠位側の発射位置へと向かう間で移動可能である。スレッド16060は、ステープルドライバ16054の下方でスライドするように構成された1つ又は2つ以上の傾斜表面16064を備える。エンドエフェクタ16020は、ステープル16055がステープルカートリッジ16050から排出されるときにステープル16055を変形させるように構成された、アンビル16040を更に備える。様々な例において、アンビル16040は、その中に画定された成形ポケット16045を備えることができ、その成形ポケット16045はステープル16055を変形させるように構成されている。

【0190】

シャフト16010は、フレーム16012と、そのフレーム16012に対して移動可能である外側スリーブ16014とを備える。カートリッジチャネル16030は、シャフトフレーム16012に装着され、シャフトフレーム16012から延びている。外側スリーブ16014は、アンビル16040と動作可能に係合され、アンビル16040を開位置(図54)と閉位置(図55)との間で移動させるように構成されている。使用の際、アンビル16040は、ステープルカートリッジ16050のデッキ16052に対して組織を締め付けるために、カートリッジチャネル16030内に位置付けられたステープルカートリッジ16050に向かって移動可能である。様々な代替的な態様では、カートリッジチャネル16030及びステープルカートリッジ16050は、アンビル16040との間で組織を締め付けるように、アンビル16040に対して移動可能である。いずれの場合にも、シャフト16010は、スレッド16060を遠位側に押圧するように構成された発射部材16070を更に備える。発射部材16070はナイフエッジ16076を備え、ナイフエッジ16076は、長手方向スロット16056内で移動可能であり、発射部材16070がステープルカートリッジ16050からステープル16055を排出するために遠位側に前進されるときに、アンビル16040とステープルカートリッジ16050との中間に位置付けられた組織を切開するように構成されている。発射部材16070は、カートリッジチャネル16030と係合するように構成された第1のカム16071と、アンビル16040と係合し、ステープルカートリッジ16050に対してアンビル16040を定位に保持するように構成された第2のカム16079とを更に備える。第1のカム16071は、カートリッジチャネル16030の下方でスライドするように構成され、第2のカム16079は、アンビル16040内に画定された細長いスロット16049内でスライドするように構成されている。

【0191】

図57は、第1のセンサ3008a及び第2のセンサ3008bを備えるエンドエフェクタ3011の一態様を示している。エンドエフェクタ3011は、上述したエンドエフェクタ300に類似している。エンドエフェクタ3011は、顎部材3004に枢動可能に結合された、アンビル3013を備える。顎部材3004は、中にステープルカートリッジ3021を受け入れるように構成されている。ステープルカートリッジ3021は、複数のステープル(図示せず)を備える。複数のステープルは、外科的動作の間、ステープルカートリッジ3021から配備可能である。エンドエフェクタ3011は、エンドエフェクタ3011の1つ又は2つ以上のパラメータを測定するように構成された第1のセンサ3008aを備える。例えば、一態様では、第1のセンサ3008aは、アンビル3

013と頸部材3004との間の間隙3023を測定するように構成されている。第1のセンサ3008aは、例えば、第2の頸部材3004及び/又はステーブルカートリッジ3021に埋め込まれた磁石3012によって生成される磁場を検出するように構成された、ホール効果センサを備えてもよい。別の例として、一態様では、第1のセンサ3008aは、第2の頸部材3004によって、かつ/又はアンビル3013と第2の頸部材3004との間にクランプされた組織によって、アンビル3013に対して及ぼされる1つ又は2つ以上の力を測定するように構成されている。

【0192】

エンドエフェクタ3011は、第2のセンサ3008bを備える。第2のセンサ3008bは、エンドエフェクタ3011の1つ又は2つ以上のパラメータを測定するように構成されている。例えば、様々な態様では、第2のセンサ3008bは、クランプ後状態の間におけるアンビル3013のひずみの大きさを測定するように構成された、ひずみゲージを備えてもよい。ひずみゲージは、ひずみの大きさに伴って大きさが変動する電気信号を提供する。様々な態様では、例えば、第1のセンサ3008a及び/又は第2のセンサ3008bは、例えばホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、力センサ、例えば渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び/又はエンドエフェクタ3011の1つ若しくは2つ以上のパラメータを測定するための任意の他の好適なセンサを備えてもよい。第1のセンサ3008a及び第2のセンサ3008bは、直列構成及び/又は並列構成で配置されてもよい。直列構成では、第2のセンサ3008bは、第1のセンサ3008aの出力に直接影響するように構成されてもよい。並列構成では、第2のセンサ3008bは、第1のセンサ3008aの出力に間接的に影響するように構成されてもよい。

【0193】

一態様では、第1のセンサ3008aによって測定される1つ又は2つ以上のパラメータは、第2のセンサ3008bによって測定される1つ又は2つ以上のパラメータと関連する。例えば、一態様では、第1のセンサ3008aは、アンビル3013と頸部材3004との間の間隙3023を測定するように構成されている。間隙3023は、アンビル3013と頸部材3004内に位置するステーブルカートリッジ3021との間にクランプされた組織部分の厚さ及び/又は圧縮性を表す。第1のセンサ3008aは、例えば、第2の頸部材3004及び/又はステーブルカートリッジ3021に結合された磁石3012によって生成される磁場を検出するように構成された、ホール効果センサを含んでもよい。単一箇所での測定により、組織の校正されたフルビットに対して圧縮された組織厚さが正確に説明されるが、組織の部分食込みがアンビル3013と第2の頸部材3004との間に位置する場合、不正確な結果がもたらされることがある。組織の部分食込み（近位側部分食込み又は遠位側部分食込みのいずれか）は、アンビル3013のクランプの幾何学形状を変化させる。

【0194】

いくつかの態様では、第2のセンサ3008bは、組織食込みのタイプ、例えば完全食込み、部分的な近位側食込み、及び/又は部分的な遠位側食込みを示す、1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第2のセンサ3008bの測定値は、近位側又は遠位側に位置付けられた部分食込みにおける真の圧縮された組織厚さを正確に表すように、第1のセンサ3008aの測定値を調節するのに使用されてもよい。例えば、一態様では、第2のセンサ3008bは、クランプ後状態の間のアンビルにおけるひずみの振幅を監視するように構成された、例えば微小ひずみゲージなどのひずみゲージを備える。アンビル3013のひずみの振幅は、近位側又は遠位側に位置付けられた部分食込みにおける真の圧縮された組織厚さを正確に表すように、第1のセンサ3008a、例えばホール効果センサの出力を修正するのに使用される。第1のセンサ3008a及び第2のセンサ3008bは、クランプ動作の間にリアルタイムで測定されてもよい。リアルタイム測定によって、時間ベースの情報を、例えば一次プロセッサ2006によって分析することが可能になると共に、組織特徴及びクランプの位置付けを認識して組織厚さ測定値

10

20

30

40

50

を動的に調節するため、1つ若しくは2つ以上のアルゴリズム及び／又はルックアップテーブルを選択するのに使用することが可能になる。

【0195】

いくつかの態様では、第1のセンサ3008aの厚さ測定値は、エンドエフェクタ3011に結合された外科用器具10の出力デバイスに提供されてもよい。例えば、一態様では、エンドエフェクタ3011は、ディスプレイ2028を備える外科用器具10に結合されている。第1のセンサ3008aの測定値は、プロセッサに、例えば一次プロセッサ2006に提供される。一次プロセッサ2006は、第2のセンサ3008bの測定値に基づいて第1のセンサ3008aの測定値を調節して、アンビル3013とステープルカートリッジ3021との間にクランプされた組織部分の真の組織厚さを反映させる。一次プロセッサ2006は、調節された組織厚さ測定値、及び完全食込み又は部分食込みの指示を、ディスプレイ2028に対して出力する。操作者は、表示された値に基づいて、ステープルカートリッジ3021内でステープルを配備するか否かを判定してもよい。10

【0196】

いくつかの態様では、第1のセンサ3008a及び第2のセンサ3008bは、例えば、第1のセンサ3008aが患者の体内の治療部位に配置され、第2のセンサ3008bが患者の体外に配置されるなど、異なる環境に配置されてもよい。第2のセンサ3008bは、第1のセンサ3008aの出力を校正及び／又は修正するように構成されてもよい。第1のセンサ3008a及び／又は第2のセンサ3008bは、例えば、環境センサを備えてもよい。環境センサは、例えば、温度センサ、湿度センサ、圧力センサ、及び／又は任意の他の好適な環境センサを備えてもよい。20

【0197】

図58は、エンドエフェクタ3011のアンビル3013とステープルカートリッジ3021との間にクランプされた組織部分の厚さを判定し表示するプロセス3050の一態様を示す論理図である。プロセス3050は、例えば、アンビル3013の遠位先端に位置するホール効果センサを通して、ホール効果電圧3052を得ることを含む。ホール効果電圧3052は、アナログ・デジタル変換器3054に提供され、デジタル信号に変換される。デジタル信号は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ2006は、ホール効果電圧3052信号の曲線入力を校正する(3056)。例えば微小ひずみゲージなどのひずみゲージ3058は、例えば、クランプ動作の間にアンビル3013に及ぼされるひずみの振幅など、エンドエフェクタ3011の1つ又は2つ以上のパラメータを測定するように構成されている。測定されたひずみは、デジタル信号に変換され(3060)、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ2006は、ひずみゲージ3058によって測定されたひずみに応答して、1つ若しくは2つ以上のアルゴリズム及び／又はルックアップテーブルを使用してホール効果電圧3052を調節して、アンビル3013及びステープルカートリッジ3021によってクランプされた組織の真の厚さ及びその食込みの完全さを反映させる。調節された厚さは、例えば、外科用器具10に埋め込まれたディスプレイ2026によって、操作者に対して表示される(3026)。30

【0198】

いくつかの態様では、外科用器具は、負荷センサ3082又はロードセルを更に備えることができる。負荷センサ3082は、例えば、上述した交換式シャフト組立体200内に、又はやはり上述したハウジング12内に配置することができる。40

【0199】

図59は、エンドエフェクタ3011のアンビル3013とステープルカートリッジ3021との間にクランプされた組織部分の厚さを判定し表示するプロセス3070の一態様を示す論理図である。プロセスは、例えば、アンビル3013の遠位先端に位置するホール効果センサを通して、ホール効果電圧3072を得ることを含む。ホール効果電圧3072は、アナログ・デジタル変換器3074に提供され、デジタル信号に変換される。デジタル信号は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサに提供される。一次プロセス3070は、ホール効果電圧3072によって測定されたひずみゲージ3058によって測定されたひずみに応答して、1つ若しくは2つ以上のアルゴリズム及び／又はルックアップテーブルを使用してホール効果電圧3072を調節して、アンビル3013及びステープルカートリッジ3021によってクランプされた組織の真の厚さ及びその食込みの完全さを反映させる。調節された厚さは、ディスプレイ2026によって、操作者に対して表示される。50

ロセッサ 2006 は、ホール効果電圧 3072 信号の曲線入力の校正を適用する (3076)。例えば微小ひずみゲージなどのひずみゲージ 3078 は、例えば、クランプ動作の間にアンビル 3013 に及ぼされるひずみの振幅など、エンドエフェクタ 3011 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを測定するように構成されている。測定されたひずみは、デジタル信号に変換され (3080)、例えば一次プロセッサ 2006 などのプロセッサに提供される。負荷センサ 3082 は、ステーブルカートリッジ 3021 に対するアンビル 3013 のクランプ力を測定する。測定されたクランプ力は、デジタル信号に変換され (3084)、例えば一次プロセッサ 2006 などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ 2006 は、ひずみゲージ 3078 によって測定されたひずみ及び負荷センサ 3082 によって測定されたクランプ力に応答して、1 つ若しくは 2 つ以上のアルゴリズム及び / 又はルックアップテーブルを使用してホール効果電圧 3072 を調節して、アンビル 3013 及びステーブルカートリッジ 3021 によってクランプされた組織の真の厚さ及びその食込みの完全さを反映させる。調節された厚さは、例えば、外科用器具 10 に埋め込まれたディスプレイ 2026 によって、操作者に対して表示される (3026)。

【0200】

図 60 は、第 1 のセンサ 3108a 及び第 2 のセンサ 3108b を備えるエンドエフェクタ 3100 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3100 は、エンドエフェクタ 3011 に類似している。エンドエフェクタ 3100 は、顎部材 3104 に枢動可能に結合されたアンビル、即ちアンビル 3102 を備える。顎部材 3104 は、中にステーブルカートリッジ 3106 を受け入れるように構成されている。エンドエフェクタ 3100 は、アンビル 3102 に結合された第 1 のセンサ 3108a を備える。第 1 のセンサ 3108a は、例えば、アンビル 3102 とステーブルカートリッジ 3106 との間の間隙 3110 など、エンドエフェクタ 3100 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを測定するように構成されている。間隙 3110 は、例えば、アンビル 3102 とステーブルカートリッジ 3106 との間にクランプされた組織の厚さに相当してもよい。第 1 のセンサ 3108a は、エンドエフェクタの 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを測定する任意の好適なセンサを備えてよい。例えば、様々な態様では、第 1 のセンサ 3108a は、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び / 又は任意の他の好適なセンサを含んでもよい。

【0201】

いくつかの態様では、エンドエフェクタ 3100 は、第 2 のセンサ 3108b を備える。第 2 のセンサ 3108b は、顎部材 3104 及び / 又はステーブルカートリッジ 3106 に結合されている。第 2 のセンサ 3108b は、エンドエフェクタ 3100 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを検出するように構成されている。例えば、いくつかの態様では、第 2 のセンサ 3108b は、例えば、顎部材 3104 に結合されたステーブルカートリッジ 3106 の色、ステーブルカートリッジ 3106 の長さ、エンドエフェクタ 3100 のクランプ状態、エンドエフェクタ 3100 及び / 若しくはステーブルカートリッジ 3106 の使用回数 / 残りの使用回数、並びに / 又は他の任意の好適な器具状態など、1 つ又は 2 つ以上の器具状態を検出するように構成されている。第 2 のセンサ 3108b は、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び / 又は他の任意の好適なセンサなど、1 つ又は 2 つ以上の器具状態を検出する任意の好適なセンサを備えてよい。

【0202】

一態様では、第 2 のセンサ 3108b からの入力を使用して、第 1 のセンサ 3108a の入力が校正されてもよい。第 2 のセンサ 3108b は、例えば、ステーブルカートリッジ 3106 の色及び / 又は長さなど、ステーブルカートリッジ 3106 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを検出するように構成されてもよい。ステーブルカートリッジ 3106 の色及び / 又は長さなど、検出されたパラメータは、例えば、カートリッジデッキの高さ、ステーブルカートリッジに使用可能 / 最適な組織の厚さ、及び / 又はステーブルカートリッジ 3106 内におけるステーブルのパターンなど、カートリッジの 1 つ又は 2 つ以上の

10

20

30

40

50

特性に相当してもよい。ステークルカートリッジ3106の既知のパラメータを使用して、第1のセンサ3108aによって提供される厚さ測定値が調節されてもよい。例えば、ステークルカートリッジ3106がより高いデッキ高さを有する場合、第1のセンサ3108aによって提供される厚さ測定値は、追加のデッキ高さを補償するために低減されてもよい。調節された厚さは、例えば、外科用器具10に結合されたディスプレイ2026を通して、操作者に対して表示されてもよい。

【0203】

図61は、第1のセンサ3158及び複数の二次センサ3160a、3160bを備えるエンドエフェクタ3150の一態様を示している。エンドエフェクタ3150は、アンビル、即ちアンビル3152と、顎部材3154とを備える。顎部材3154は、ステークルカートリッジ3156を受け入れるように構成されている。アンビル3152は、アンビル3152とステークルカートリッジ3156との間に組織をクランプするため、顎部材3154に対して枢動移動可能である。アンビルは、第1のセンサ3158を備える。第1のセンサ3158は、例えば、アンビル3152とステークルカートリッジ3156との間の隙間3110など、エンドエフェクタ3150の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。隙間3110は、例えば、アンビル3152とステークルカートリッジ3156との間にクランプされた組織の厚さに相当してもよい。第1のセンサ3158は、エンドエフェクタの1つ又は2つ以上のパラメータを測定する任意の好適なセンサを備えてもよい。例えば、様々な態様では、第1のセンサ3158は、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び／又は任意の他の好適なセンサを備えてもよい。

10

20

【0204】

いくつかの態様では、エンドエフェクタ3150は、複数の二次センサ3160a、3160bを備える。二次センサ3160a、3160bは、エンドエフェクタ3150の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。例えば、いくつかの態様では、二次センサ3160a、3160bは、クランプ処置の間にアンビル3152に及ぼされるひずみの振幅を測定するように構成されている。様々な態様では、二次センサ3160a、3160bは、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び／又は任意の他の好適なセンサを備えてもよい。二次センサ3160a、3160bは、アンビル3152の異なる位置における1つ若しくは2つ以上の同一のパラメータ、アンビル3152の同一の位置における異なるパラメータ、及び／又はアンビル3152の異なる位置における異なるパラメータを測定するように構成されてもよい。

30

【0205】

図62は、複数のセンサ3208a～3208dを備えるエンドエフェクタ3200の一態様を示している。エンドエフェクタ3200は、顎部材3204に枢動可能に結合された、アンビル3202を備える。顎部材3204は、中にステークルカートリッジ3206を受け入れるように構成されている。アンビル3202は、その上に複数のセンサ3208a～3208dを備える。複数のセンサ3208a～3208dは、例えばアンビル3202など、エンドエフェクタ3200の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。複数のセンサ3208a～3208dは、1つ若しくは2つ以上の同一のセンサ及び／又は異なるセンサを備えてもよい。複数のセンサ3208a～3208dは、例えば、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び／又は任意の他の好適なセンサ、あるいはそれらの組み合わせを備えてもよい。例えば、一態様では、複数のセンサ3208a～3208dは複数のひずみゲージを備えてもよい。

40

【0206】

一態様では、複数のセンサ3208a～3208dにより、堅牢な組織厚さ感知プロセスを実現することが可能になる。アンビル3202の長さに沿って様々なパラメータを検

50

出することによって、複数のセンサ 3208a～3208d により、食込み、例えば部分食込み又は完全食込みに関わらず、例えば外科用器具 10などの外科用器具が、顎部内における組織厚さを計算することが可能になる。いくつかの態様では、複数のセンサ 3208a～3208d は、複数のひずみゲージを備える。複数のひずみゲージは、アンビル 3202 の様々な点においてひずみを測定するように構成されている。アンビル 3202 の様々な点それぞれにおけるひずみの大きさ及び / 又は勾配は、アンビル 3202 とステープルカートリッジ 3206との間の組織の厚さを判断するのに使用することができる。複数のひずみゲージは、組織の厚さ、組織配置、及び / 又は物質の特性を判断するため、クランプの力学に基づいて、大きさ及び / 又は勾配の最大差を最適化するように構成されてもよい。クランプの間ににおける複数のセンサ 3208a～3208d の時間ベースの監視によって、例えば一次プロセッサ 2006などのプロセッサが、アルゴリズム及びルックアップテーブルを利用して、組織特徴及びクランプ位置を認識し、エンドエフェクタ 3200、及び / 又はアンビル 3202 とステープルカートリッジ 3206との間にクランプされた組織を動的に調節することが可能になる。10

【0207】

図 63 は、複数のセンサ 3208a～3208d に基づいて 1つ又は 2つ以上の組織の特性を判定するプロセス 3220 の一態様を示す論理図である。一態様では、複数のセンサ 3208a～3208d は、エンドエフェクタ 3200 の 1つ又は 2つ以上のパラメータを示す複数の信号を生成する (3222a～3222d)。複数の生成された信号は、デジタル信号に変換され (3224a～3224d)、プロセッサに提供される。例えば、複数のひずみゲージを含む一態様では、複数の電子 μ ひずみ (微小ひずみ) 変換回路が、ひずみゲージ信号をデジタル信号に変換する (3224a～3224d)。デジタル信号は、例えば一次プロセッサ 2006などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ 2006 は、複数の信号に基づいて、1つ又は 2つ以上の組織特徴を判断する (3226)。一次プロセッサ 2006 は、アルゴリズム及び / 又はルックアップテーブルを適用することによって、1つ又は 2つ以上の組織特徴を判定してもよい。1つ又は 2つ以上の組織特徴は、例えば、外科用器具 10に埋め込まれたディスプレイ 2026によって、操作者に対して表示される (3026)。20

【0208】

図 64 は、顎部材 3254 に結合された複数の二次センサ 3260a～3260d を備えるエンドエフェクタ 3250 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3250 は、顎部材 3254 に枢動可能に結合された、アンビル 3252 を備える。アンビル 3252 は、例えば組織部分 3264などの 1つ又は 2つ以上の物質を間にクランプするように、顎部材 3254 に対して移動可能である。顎部材 3254 は、ステープルカートリッジ 3256 を受け入れるように構成されている。第 1 のセンサ 3258 は、アンビル 3252 に結合されている。第 1 のセンサは、例えば、アンビル 3252 とステープルカートリッジ 3256との間の間隙 3110など、エンドエフェクタ 3150 の 1つ又は 2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。間隙 3110 は、例えば、アンビル 3252 とステープルカートリッジ 3256との間にクランプされた組織の厚さに相当してもよい。第 1 のセンサ 3258 は、エンドエフェクタの 1つ又は 2つ以上のパラメータを測定する任意の好適なセンサを備えてもよい。例えば、様々な態様では、第 1 のセンサ 3258 は、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び / 又は任意の他の好適なセンサを備えてよい。30

【0209】

複数の二次センサ 3260a～3260d は、顎部材 3254 に結合されている。複数の二次センサ 3260a～3260d は、顎部材 3254 及び / 又はステープルカートリッジ 3256 と一体的に形成されてもよい。例えば、一態様では、複数の二次センサ 3260a～3260d は、ステープルカートリッジ 3256 の外側列上に配設される (図 63 を参照のこと)。複数の二次センサ 3260a～3260d は、エンドエフェクタ 3240
50

50、及び／又はアンビル3252とステープルカートリッジ3256との間にクランプされる組織部分3264の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。複数の二次センサ3260a～3260dは、例えば、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び／又は任意の他の好適なセンサ、あるいはそれらの組み合わせなど、エンドエフェクタ3250及び／又は組織部分3264の1つ又は2つ以上のパラメータを検出する、任意の好適なセンサを備えてもよい。複数の二次センサ3260a～3260dは、同一のセンサ及び／又は異なるセンサを備えててもよい。

【0210】

いくつかの態様では、複数の二次センサ3260a～3260dは、兼用のセンサ及び組織安定化要素を備える。複数の二次センサ3260a～3260dは、例えばクランプ動作の間など、複数の二次センサ3260a～3260dが組織部分3264と係合されたとき、安定化された組織状態を作り出すように構成された、電極及び／又は感知形状を備える。いくつかの態様では、複数の二次センサ3260a～3260dのうち1つ又は2つ以上が、非感知型の組織安定化要素と置き換えられてもよい。二次センサ3260a～3260dは、クランプ、ステープル留め、及び／又は他の治療プロセスの間の、組織フロー、ステープル形成、及び／又は他の組織状態を制御することによって、安定化された組織状態を作り出す。

【0211】

図65は、中に一体的に形成された複数のセンサ3272a～3272hを備えるステープルカートリッジ3270の一態様を示している。ステープルカートリッジ3270は、ステープルを中に格納する複数の穴を包含する複数の列を備える。外側列3278の穴のうちの1つ又は2つ以上が、複数のセンサ3272a～3272hのうちの1つと置き換える。センサワイヤ3276bに結合されたセンサ3272fを示すため、切欠き部分3274が示されている。センサワイヤ3276a、3276bは、複数のセンサ3272a～3272hを、例えば外科用器具10など、外科用器具の1つ又は2つ以上の回路に結合する複数のワイヤを備えてもよい。いくつかの態様では、複数のセンサ3272a～3272hのうち1つ又は2つ以上は、組織安定化を提供するように構成された電極及び／又は感知形状を有する、兼用のセンサ及び組織安定化要素を備える。いくつかの態様では、複数のセンサ3272a～3272hは、複数の組織安定化要素と置き換えられ、かつ／又はそれと共同設置されてもよい。組織安定化は、例えば、クランプ及び／又はステープル留めプロセスの間の、組織フロー及び／又はステープル形成を制御することによって提供されてもよい。複数のセンサ3272a～3272hは、外科用器具10の1つ又は2つ以上の回路に信号を提供して、ステープル留め性能及び／又は組織厚さ感知のフィードバックを向上する。

【0212】

図66は、例えば図64に示されるエンドエフェクタ3250などのエンドエフェクタ内でクランプされた、組織部分3264の1つ又は2つ以上のパラメータを判定するプロセス3280の一態様を示す論理図である。一態様では、第1のセンサ3258は、エンドエフェクタ3250、及び／又はアンビル3252とステープルカートリッジ3256との間に位置する組織部分3264の、1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第1の信号は、第1のセンサ3258によって生成される(3282)。第1の信号は、第1のセンサ3258によって検出される1つ又は2つ以上のパラメータを示す。1つ又は2つ以上の二次センサ3260は、エンドエフェクタ3250及び／又は組織部分3264の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。二次センサ3260は、第1のセンサ3258と同じパラメータ、追加のパラメータ、又はそれとは異なるパラメータを検出するように構成されてもよい。二次信号3284は、二次センサ3260によって生成される。二次信号3284は、二次センサ3260によって検出される1つ又は2つ以上のパラメータを示す。第1の信号及び二次信号は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサによって提供される。一次プロセッサ20

10

20

30

40

50

06は、二次センサ3260によって生成される入力に基づいて、第1のセンサ3258によって生成される第1の信号を調節する(3286)。調節された信号は、例えば、組織部分3264の真の厚さ及び食込みの完全さを示してもよい。調節された信号は、例えば、外科用器具10に埋め込まれたディスプレイ2026によって、操作者に対して表示される(3026)。

【0213】

図67は、疑似信号を制限又は排除する固有のサンプリング速度を備える磁気センサ3358を備えるエンドエフェクタ3350の一態様を示している。エンドエフェクタ3350は、顎部材3354に枢動可能に結合されたアンビル、即ちアンビル3352を備える。顎部材3354は、中にステープルカートリッジ3356を受け入れるように構成されている。ステープルカートリッジ3356は、アンビル3352とステープルカートリッジ3356との間に位置する組織部分に送達されてもよい、複数のステープルを収容している。磁気センサ3358は、アンビル3352に結合されている。磁気センサ3358は、例えば、アンビル3352とステープルカートリッジ3356との間の間隙3364など、エンドエフェクタ3350の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。間隙3364は、例えば組織部分などの物質の厚さ、及び/又はアンビル3352とステープルカートリッジ3356との間に位置する物質の食込みの完全さに相当してもよい。磁気センサ3358は、例えば、ホール効果センサなどの磁気センサ、ひずみゲージ、圧力センサ、渦電流センサなどの誘導センサ、抵抗センサ、容量センサ、光センサ、及び/又は他の任意の好適なセンサなど、エンドエフェクタ3350の1つ又は2つ以上のパラメータを検出する、任意の好適なセンサを含んでもよい。

【0214】

一態様では、磁気センサ3358は、顎部材3354及び/又はステープルカートリッジ3356に結合された電磁波源3360によって生成される、磁場を検出するように構成された磁気センサを含む。電磁波源3360は、磁気センサ3358によって検出される磁場を生成する。検出された磁場の強度は、例えば、アンビル3352とステープルカートリッジ3356との間に位置する組織の厚さ及び/又は食込みの完全さに相当してもよい。いくつかの態様では、電磁波源3360は、例えば1MHzなど、既知の周波数で信号を生成する。他の態様では、電磁波源3360によって生成される信号は、例えば、顎部材3354に設置されたステープルカートリッジ3356のタイプ、1つ若しくは2つ以上の追加センサ、アルゴリズム、及び/又は1つ若しくは2つ以上のパラメータに基づいて、調節可能であってもよい。

【0215】

一態様では、信号プロセッサ3362は、例えばアンビル3352など、エンドエフェクタ3350に結合されている。信号プロセッサ3362は、磁気センサ3358によって生成される信号を処理して、疑似信号を排除し、磁気センサ3358からの入力を昇圧するように構成されている。いくつかの態様では、信号プロセッサ3362は、例えば、外科用器具10のハンドル組立体14内など、エンドエフェクタ3350とは別個に配置されてもよい。いくつかの態様では、信号プロセッサ3362は、例えば一次プロセッサ2006など、一般プロセッサと一緒に形成され、かつ/又はそれによって実行されるアルゴリズムを含む。信号プロセッサ3362は、電磁波源3360によって生成される信号の周波数と実質的に等しい周波数で、磁気センサ3358の信号を処理するように構成されている。例えば、一態様では、電磁波源3360は1MHzの周波数で信号を生成する。信号は、磁気センサ3358によって検出される。磁気センサ3358は、信号プロセッサ3362に提供される、検出された磁場を示す信号を生成する。信号は、1MHzの周波数で信号プロセッサ3362によって処理されて、疑似信号が排除される。処理された信号は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ2006は、受信した信号を、例えば、アンビル3352とステープルカートリッジ3356との間の間隙3364など、エンドエフェクタ3350の1つ又は2つ以上のパラメータに相關させる。

10

20

30

40

50

【0216】

図68は、例えば図45に示されるエンドエフェクタ3350など、エンドエフェクタのアンビルとステープルカートリッジとの間に配置された組織部分の厚さ測定値を生成する、プロセス3370の一態様を示す論理図である。プロセス3370の一態様では、信号は、変調された電磁波源3360によって生成される(3372)。生成された信号は、例えば1MHzの信号を含んでもよい。磁気センサ3358は、電磁波源3360によつて生成される信号を検出する(3374)ように構成されている。磁気センサ3358は、検出された磁界を示す信号を生成し、その信号を信号プロセッサ3362に提供する。信号プロセッサ3362は、信号を処理して(3376)、ノイズの除去、疑似信号の除去、及び/又は信号の昇圧を行う。処理された信号は、デジタル信号に変換する(3378)ため、アナログ・デジタル変換器に提供される。デジタル信号の校正(3380)は、例えば、校正曲線入力アルゴリズム及び/又はルックアップテーブルの適用によって実行されてもよい。処理(3376)、変換(3378)、及び校正(3380)は、1つ又は2つ以上の回路によって行われてもよい。校正された信号は、例えば、外科用器具10と一体的に形成されたディスプレイ2026によって、ユーザに対して表示される(3026)。

【0217】

図69A及び69Bは、圧力センサを備えるエンドエフェクタ3800の一態様を示している。エンドエフェクタ3800は、頸部材3804に枢動可能に結合されたアンビル、即ちアンビル3802を備える。頸部材3804は、中にステープルカートリッジ3806を受け入れるように構成されている。ステープルカートリッジ3806は、複数のステープルを備える。第1のセンサ3808は、遠位先端でアンビル3802に結合されている。第1のセンサ3808は、例えば、アンビル3802とステープルカートリッジ3806との間の距離、即ち間隙3814など、エンドエフェクタの1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第1のセンサ3808は、例えば磁気センサなど、任意の好適なセンサを備えてもよい。磁石3810は、頸部材3804及び/又はステープルカートリッジ3806に結合されて、磁気信号を磁気センサに提供してもよい。

【0218】

いくつかの態様では、エンドエフェクタ3800は、第2のセンサ3812を備える。第2のセンサ3812は、エンドエフェクタ3800、及び/又は間に位置する組織部分の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第2のセンサ3812は、例えば1つ又は2つ以上の圧力センサなど、任意の好適なセンサを備えてもよい。第2のセンサ3812は、アンビル3802、頸部材3804、及び/又はステープルカートリッジ3806に結合されてもよい。第2のセンサ3812からの信号は、第1のセンサ3808の測定値を調節して、近位側及び/又は遠位側に位置付けられた部分食込みの真の圧縮された組織厚さを正確に表すように、第1のセンサの読み取り値を調節するために使用されてもよい。いくつかの態様では、第2のセンサ3812は、第1のセンサ3808に対する代理であってもよい。

【0219】

いくつかの態様では、第2のセンサ3812は、例えば、単一の連続圧力感知フィルム、及び/又は圧力感知フィルムのアレイを備えてもよい。第2のセンサ3812は、例えば、切断及び/又はステープル配備部材を受け入れるように構成されたスロット3816を被覆する、中心軸に沿って、ステープルカートリッジ3806のデッキに結合されている。第2のセンサ3812は、クランプ処置の間、組織によって印加される圧力の大きさを示す信号を提供する。切断及び/又は配備部材を発射する間、第2のセンサ3812からの信号は、例えば、第2のセンサ3812と1つ又は2つ以上の回路との間の電気接続を切断することによって断絶されてもよい。いくつかの態様では、第2のセンサ3812の断絶された回路は、使用済みステープルカートリッジ3806を示してもよい。他の態様では、第2のセンサ3812は、切断及び/又は配備部材の配備が第2のセンサ381

10

20

30

40

50

2に対する接続を断絶しないように位置付けられてもよい。

【0220】

図70は、ステープルカートリッジ3806と頸部材3804との間に位置する第2のセンサ3862を備えるエンドエフェクタ3850の一態様を示している。エンドエフェクタ3850は、頸部材3854に枢動可能に結合されたアンビル、即ちアンビル3852を備える。頸部材3854は、中にステープルカートリッジ3856を受け入れるように構成されている。第1のセンサ3858は、遠位先端でアンビル3852に結合されている。第1のセンサ3858は、例えば、アンビル3852とステープルカートリッジ3856との間の距離、即ち間隙3864など、エンドエフェクタ3850の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第1のセンサ3858は、例えば磁気センサなど、任意の好適なセンサを備えてもよい。磁石3860は、頸部材3854及び/又はステープルカートリッジ3856に結合されて、磁気信号を磁気センサに提供してもよい。いくつかの態様では、エンドエフェクタ3850は、ステープルカートリッジ3856と頸部材3854との間に位置する点を除いて、図69A～69Bの第2のセンサ3812に全ての点で類似している、第2のセンサ3862を備える。
10

【0221】

図71は、図69A～69B又は図70による、エンドエフェクタ3800又は3850内でクランプされた組織部分の厚さを判定し表示するプロセス3870の一態様を示す論理図である。プロセスは、例えば、アンビル3802の遠位先端に位置するホール効果センサを通して、ホール効果電圧3872を得ることを含む。ホール効果電圧3872は、アナログ・デジタル変換器3876に提供され、デジタル信号に変換される。デジタル信号は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセスに提供される。一次プロセッサ2006は、ホール効果電圧3872信号の曲線入力を校正する(3874)。例えば第2のセンサ3812などの圧力センサは、例えば、エンドエフェクタ3800内にクランプされた組織に対してアンビル3802が及ぼしている圧力の量など、例えばエンドエフェクタ3800の1つ又は2つ以上のパラメータを測定する(3880)ように構成されている。いくつかの態様では、圧力センサは、単一の連続圧力感知フィルム、及び/又は圧力感知フィルムのアレイを備えてもよい。したがって、圧力センサは、エンドエフェクタ3800の近位端と遠位端との間の異なる位置における測定圧力のばらつきを判断するように動作可能であってもよい。測定された圧力は、例えば一次プロセッサ2006などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ2006は、圧力センサ3880によって測定された圧力に応答して、1つ若しくは2つ以上のアルゴリズム及び/又はルックアップテーブルを使用して、例えばアンビル3802とステープルカートリッジ3806との間にクランプされた組織の厚さをより正確に反映するように、ホール効果電圧3872を調節する(3882)。調節された厚さは、例えば、外科用器具10に埋め込まれたディスプレイ2026によって、操作者に対して表示される(3878)。
20
30

【0222】

図72は、ステープルカートリッジ3906と細長いチャネル3904との間に位置する複数の第2のセンサ3192a～3192bを備えるエンドエフェクタ3900の一態様を示している。エンドエフェクタ3900は、頸部材又は細長いチャネル3904に枢動可能に結合されたアンビル3902を備える。細長いチャネル3904は、ステープルカートリッジ3906を中心に受け入れるように構成されている。アンビル3902は、遠位先端に配置された第1のセンサ3908を更に備える。第1のセンサ3908は、例えば、アンビル3902とステープルカートリッジ3906との間の距離、即ち間隙など、エンドエフェクタ3900の1つ又は2つ以上のパラメータを検出するように構成されている。第1のセンサ3908は、例えば磁気センサなど、任意の好適なセンサを備えてもよい。磁石3910は、細長いチャネル3904及び/又はステープルカートリッジ3906に結合されて、磁気信号を第1のセンサ3908に提供してもよい。いくつかの態様では、エンドエフェクタ3900は、ステープルカートリッジ3906と細長いチャネル3904との間に位置する、複数の第2のセンサ3912a～3912cを備える。第2
40
50

のセンサ 3 9 1 2 a ~ 3 9 1 2 c は、例えば圧電抵抗圧力フィルムストリップなど、任意の好適なセンサを備えてよい。いくつかの態様では、第 2 のセンサ 3 9 1 2 a ~ 3 9 1 2 c は、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の遠位端と近位端との間で均一に分配されてもよい。

【 0 2 2 3 】

いくつかの態様では、第 2 のセンサ 3 9 1 2 a ~ 3 9 1 2 c からの信号は、第 1 のセンサ 3 9 0 8 の測定値を調節するために使用されてもよい。例えば、第 2 のセンサ 3 9 1 2 a ~ 3 9 1 2 c からの信号は、アンビル 3 9 0 2 とステープルカートリッジ 3 9 0 6 との間の組織 3 9 2 0 の位置及び / 又は密度に応じて、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の遠位端と近位端との間で変動することがある、アンビル 3 9 0 2 とステープルカートリッジ 3 9 0 6 との間の間隙を正確に表すように、第 1 のセンサ 3 9 0 8 の読み取り値を調節するため 10 に使用されてもよい。図 11 は、組織 3 9 2 0 の部分食込みの一例を示している。この例の目的に対して示されるように、組織は、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の近位側領域にのみ配置されて、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の近位側領域付近に高圧 3 9 1 8 領域を、またそれに対応してエンドエフェクタの遠位端付近に低圧 3 9 1 6 領域を作り出している。

【 0 2 2 4 】

図 7 3 A 及び 7 3 B は、組織 3 9 2 0 の完全食込み対部分食込みの影響を更に示している。図 7 3 A は、組織 3 9 2 0 が均一な密度である、組織 3 9 2 0 の完全食込みを含むエンドエフェクタ 3 9 0 0 を示している。組織 3 9 2 0 の完全食込みが均一な密度であることで、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の遠位先端における測定された第 1 の間隙 3 9 1 4 a は、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の中央又は近位端における測定された第 2 の間隙 3 9 2 2 a とほぼ同じであってもよい。例えば、第 1 の間隙 3 9 1 4 a は 2 . 4 mm を測定してよく、第 2 の間隙は 2 . 3 mm を測定してよい。図 7 3 B は、組織 3 9 2 0 の部分食込み、あるいは不均一な密度の組織 3 9 2 0 の完全食込みを含むエンドエフェクタ 3 9 0 0 を示す。この場合、第 1 の間隙 3 9 1 4 b は、組織 3 9 2 0 の最も厚い又は最も高密度の部分で測定した第 2 の間隙 3 9 2 2 b 未満であってもよい。例えば、第 1 の間隙は 1 . 0 mm を測定してよく、第 2 の間隙は 1 . 9 mm を測定してよい。図 7 3 A ~ 7 3 B に示される状態では、例えば、エンドエフェクタ 3 9 0 0 の長さに沿った異なる点で測定された圧力など、第 2 のセンサ 3 9 1 2 a ~ 3 9 1 2 c からの信号は、組織 3 9 2 0 の配置及び / 又は組織 3 9 2 0 の物質の特性を判定するため、器具によって用いられてもよい。器具は、経時的に測定された圧力を使用して組織特徴及び組織の位置を認識し、組織厚さの測定値を動的に調節するように、更に動作可能であってもよい。 30

【 0 2 2 5 】

図 7 4 は、切断部材又はナイフ 4 0 6 2 の位置を判定するように構成されているエンドエフェクタ 4 0 5 0 の一態様を示している。エンドエフェクタ 4 0 5 0 は、頸部材又は細長いチャネル 4 0 5 4 に枢動可能に結合されたアンビル 4 0 5 2 を備える。細長いチャネル 4 0 5 4 は、ステープルカートリッジ 4 0 5 6 を中に受け入れるように構成されている。ステープルカートリッジ 4 0 5 6 は、スロット（図示せず）と、その中に配置される切断部材又はナイフ 4 0 6 2 とを更に備える。ナイフ 4 0 6 2 は、ナイフバー 4 0 6 4 に動作可能に結合されている。ナイフバー 4 0 6 4 は、ナイフ 4 0 6 2 をスロットの近位端から遠位端まで移動させるように動作可能である。エンドエフェクタ 4 0 5 0 は、スロットの近位端付近に位置する光センサ 4 0 6 0 を更に備えてもよい。光センサは、例えば一次プロセッサ 2 0 0 6 などのプロセッサに結合されてもよい。光センサ 4 0 6 0 は、ナイフバー 4 0 6 4 に向かって光信号を放出するように動作可能であってもよい。ナイフバー 4 0 6 4 は、その長さに沿ってコードストリップ 4 0 6 6 を更に備えてもよい。コードストリップ 4 0 6 6 は、カットアウト、切欠き、反射片、又は光学読み取り可能な他の任意の構成を含んでもよい。コードストリップ 4 0 6 6 は、光センサ 4 0 6 0 からの光信号がコードストリップ 4 0 6 6 に反射するか、又はそれを通るように配置される。ナイフ 4 0 6 2 及びナイフバー 4 0 6 4 がスロット 4 0 5 8 に沿って移動する（4 0 6 8）につれて、光センサ 4 0 6 0 は、コードストリップ 4 0 6 6 に結合された放出光信号の反射を検出する。光センサ 4 0 6 0 は、検出された信号を一次プロセッサ 2 0 0 6 に通信するように動 40

作可能であってもよい。一次プロセッサ 2006 は、検出された信号を使用して、ナイフ 4062 の位置を判定するように構成されてもよい。ナイフ 4062 の位置は、検出された光信号が漸進的な上昇及び下降を有するようにコードストリップ 4066 を設計することによって、より精密に感知されてもよい。

【0226】

図 75 は、赤色 LED 4070 及び赤外線 LED 4072 を備える、動作中のコードストリップ 4066 の一例を示している。この例のみの目的のため、コードストリップ 4066 は、カットアウトを備える。コードストリップ 4066 が移動する (4068) につれて、赤色 LED 4070 によって放出される光は、カットアウトがその前を通るので遮断される。したがって、赤外線 LED 4072 は、コードストリップ 4066 の運動を検出し、したがって転じて、ナイフ 4062 の運動を検出する。10

【0227】

図 76 は、外科用器具 10 のエンドエフェクタ 300 の部分図を示している。図 76 に示される例示の形態では、エンドエフェクタ 300 は、多くの点で外科用ステープルカートリッジ 304 (図 15) に類似しているステープルカートリッジ 1100 を備える。エンドエフェクタ 300 のいくつかの部品は、本開示をより明瞭に理解できるように省略されている。特定の例では、エンドエフェクタ 300 は、例えばアンビル 306 (図 20) などの第 1 の頸部と、例えば細長いチャネル 198 (図 14) などの第 2 の頸部とを含んでもよい。特定の例では、上述したように、例えば、細長いチャネル 198 は、例えば外科用ステープルカートリッジ 304 又は外科用ステープルカートリッジ 1100 など、ステープルカートリッジを収容してもよい。ステープルカートリッジ 1100 とアンビル 306 との間で組織を捕捉するため、細長いチャネル 198 及びアンビル 306 の少なくとも一方は、細長いチャネル 198 及びアンビル 306 の他方に対して移動可能であってもよい。細長いチャネル 198 及び / 又はアンビル 306 の、例えば開放構成 (図 1) と閉鎖構成 (図 77) との間での運動を容易にする、様々な作動組立体が本明細書に記載されている。20

【0228】

特定の例では、上述したように、E 型梁 178 を遠位側に前進させて、ステープル 191 を捕捉された組織内に配備し、かつ / 又は切刃 182 を複数の位置の間で前進させて、捕捉された組織に係合し切断することができる。図 76 に示されるように、切刃 182 を、例えばスロット 193 によって画定される経路に沿って、遠位側に前進させることができる。特定の例では、切刃 182 を、ステープルカートリッジ 1100 の近位部分 1103 から、ステープルカートリッジ 1100 の遠位部分 1105 まで前進させて、捕捉された組織を切断することができる。特定の例では、例えば、E 型梁 178 を近位側に後退させることによって、切刃 182 を、遠位部分 1105 から近位部分 1103 まで近位側に後退させることができる。30

【0229】

特定の例では、切刃 182 を用いて、複数の処置においてエンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織を切断することができる。切刃 182 を繰り返し使用することが切刃 182 の鋭さに影響し得ることが、読者には理解されるであろう。また、切刃 182 の鋭さが減少するにつれて、切刃 182 を用いて捕捉された組織を切断するのに要する力が増加し得ることが、読者には理解されるであろう。図 78 ~ 83 を参照すると、特定の例では、外科用器具 10 は、例えば、外科的処置における外科用器具 10 の動作の間、動作の前、及び / 又は動作の後に、切刃 182 の鋭さを監視する回路 1106 (図 78) を備えてもよい。特定の例では、捕捉された組織を切断するために切刃 182 を利用する前に、回路 1106 を用いて、切刃 182 の鋭さを試験することができる。特定の例では、捕捉された組織を切断するために切刃 182 が使用された後、回路 1106 を用いて、切刃 182 の鋭さを試験することができる。特定の例では、捕捉された組織を切断するために切刃 182 が使用される前、及び使用された後、回路 1106 を用いて、切刃 182 の鋭さを試験することができる。特定の例では、回路 1106 を用いて、近位部分 1103 及び4050

/ 又は遠位部分 1105 における切刃 182 の鋭さを試験することができる。

【0230】

図 78 ~ 83 を参照すると、回路 1106 は、例えば光センサ 1108 など、1つ又は 2つ以上のセンサを含んでもよく、回路 1106 の光センサ 1108 を用いて、例えば切刃 182 の反射能力を試験することができる。特定の例では、切刃 182 が光を反射する能力は、切刃 182 の鋭さと相関してもよい。換言すれば、切刃 182 の鋭さの減少により、切刃 182 が光を反射する能力が減少することがある。したがって、特定の例では、例えば切刃 182 から反射される光の強度を監視することによって、切刃 182 の鈍りを評価することができる。特定の例では、光センサ 1108 は、光感知領域を画定してもよい。光センサ 1108 は、例えば、光感知領域が切刃 182 の経路内に配設されるように配向することができる。光センサ 1108 を用いて、例えば切刃 182 が光感知領域内にある状態で、切刃 182 から反射される光を感知してもよい。閾値を超えた反射光の強度の減少は、切刃 182 の鋭さが許容可能なレベルを超えて減少していることを示す場合がある。10

【0231】

図 78 ~ 83 を再び参照すると、回路 1106 は、例えば光源 1110 など、1つ又は 2つ以上の光源を含んでもよい。特定の例では、回路 1106 は、図 78 ~ 83 に示されるように、光センサ 1108 に動作可能に結合されてもよい、コントローラ 1112 (「マイクロコントローラ」) を含んでもよい。特定の例では、コントローラ 1112 は、プロセッサ 1114 (「マイクロプロセッサ」) と、1つ若しくは 2つ以上のコンピュータ可読媒体又はメモリ 1116 (「メモリユニット」) とを含んでもよい。特定の例では、メモリ 1116 は、様々なプログラム命令を記憶してもよく、それが実行されると、プロセッサ 1114 に、本明細書に記載される複数の機能及び / 又は計算を実施させることができる。特定の例では、メモリ 1116 は、例えばプロセッサ 1114 に結合されてもよい。電源 1118 は、例えば、コントローラ 1112、光センサ 1108、及び / 又は光源 1110 に電力を供給するように構成することができる。特定の例では、電源 1118 は、例えば Li イオン電池などの電池 (又は「電池パック」若しくは「パワーパック」) を含んでもよい。特定の例では、電池パックは、外科用器具 10 に電力を供給するため、ハンドル組立体 14 に解除可能に装着されるように構成されてもよい。直列で接続された多数の電池セルが、電源 4428 として使用されてもよい。特定の例において、電源 1118 は、例えば、交換可能及び / 又は充電式であってもよい。20

【0232】

コントローラ 1112 及び / 又は本開示の他のコントローラは、集積型及び / 若しくは個々のハードウェア要素、ソフトウェア要素、並びに / 又は両方の組み合わせを使用して実装されてもよい。集積型ハードウェア要素の例としては、プロセッサ、マイクロプロセッサ、コントローラ、集積回路、A S I C、P L D、D S P、F P G A、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、コントローラ、S o C、及び / 又は S I P が挙げられ得る。個々のハードウェア要素の例としては、論理ゲート、電界効果トランジスタ、バイポーラトランジスタ、抵抗、コンデンサ、インダクタ、及び / 若しくはリレーなど、回路並びに / 又は回路素子が挙げられ得る。特定の例では、コントローラ 1112 は、例えば、1つ又は 2つ以上の基板上に離散的及び集積型の回路素子又は構成要素を含むハイブリッド回路を含んでもよい。特定の例では、コントローラ 1112 及び / 又は本開示の他のコントローラは、図 14 ~ 17B に関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラの L M 4 F 2 3 0 H 5 Q R であってよい。40

【0233】

特定の例では、光源 1110 を用いて、例えば、光感知領域内の切刃 182 に方向付けることができる光を放出することができる。光センサ 1108 は、光源 1110 によって放出される光に対する曝露に応答して、光感知領域内にある状態で切刃 182 から反射される光の強度を測定するのに用いられてもよい。特定の例では、プロセッサ 1114 は、反射光の測定された強度の 1つ又は 2つ以上の値を受信してもよく、反射光の測定された50

強度の1つ又は2つ以上の値を、例えばメモリ1116に格納してもよい。格納された値は、例えば、外科用器具10によって行われる複数の外科的処置の前、後、及び／又はその間に、検出及び／又は記録することができる。

【0234】

特定の例では、プロセッサ1114は、反射光の測定された強度を、例えばメモリ1116に格納されてもよい、事前定義された閾値と比較してもよい。特定の例では、コントローラ1112は、測定された光強度が、例えば1%、5%、10%、25%、50%、100%、及び／又は100%超、事前定義された閾値を超過した場合に、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けてもよい。特定の例では、プロセッサ1114を用いて、光感知領域内にある状態の切刃182から反射した光の測定された強度の格納値における、減少傾向を検出することができる。10

【0235】

特定の例では、外科用器具10は、例えばフィードバックシステム1120など、1つ又は2つ以上のフィードバックシステムを含んでもよい。特定の例では、プロセッサ1114は、フィードバックシステム1120を用いて、光感知領域内にある状態で切刃182から反射した光の測定された光強度が、例えば格納された閾値を超えた場合、ユーザに警告することができる。特定の例では、フィードバックシステム1120は、例えば表示画面、バックライト、及び／又はLEDなど、1つ又は2つ以上の視覚フィードバックシステムを備えてもよい。特定の例では、フィードバックシステム1120は、例えばスピーカ及び／又はブザーなど、1つ又は2つ以上の音声フィードバックシステムを備えてもよい。特定の例では、フィードバックシステム1120は、例えば、1つ又は2つ以上の触覚フィードバックシステムを備えてもよい。特定の例では、フィードバックシステム1120は、例えば、視覚、音声、及び／又は触覚フィードバックシステムの組み合わせを備えてもよい。20

【0236】

特定の例では、外科用器具10は、切刃182の前進を防止するために用いることができる、発射ロックアウトメカニズム1122を備えてもよい。様々な好適な発射ロックアウトメカニズムが、米国特許出願公開第2014/0001231号、発明の名称「FIRING SYSTEM LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」に更に詳細に記載されており、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、図78に示されるように、プロセッサ1114を発射ロックアウトメカニズム1122に動作可能に結合することができ、プロセッサ1114は、切刃182から反射した光の測定された強度が、例えば格納された閾値を超えたと判定された場合に、発射ロックアウトメカニズム1122を用いて切刃182の前進を防止してもよい。換言すれば、プロセッサ1114は、切刃がエンドエフェクタ300によって捕捉された組織を切断するのに十分に鋭くない場合に、発射ロックアウトメカニズム1122を起動してもよい。30

【0237】

特定の例では、光センサ1108及び光源1110を、交換式シャフト組立体200の遠位部分に収容することができる。特定の例では、切刃182の鋭さは、切刃182をエンドエフェクタ300内へと遷移させる前に、上述したように、光センサ1108によって評価することができる。発射バー172(図14)は、切刃182が交換式シャフト組立体200内にあり、例えばエンドエフェクタ300に入る前に、光センサ1108によって画定される光感知領域を通して、切刃182を前進させててもよい。特定の例では、切刃182の鋭さは、切刃182をエンドエフェクタ300から近位側に後退させた後に、光センサ1108によって評価することができる。発射バー172(図14)は、例えば、切刃182をエンドエフェクタ300から交換式シャフト組立体200内へと後退させた後、光センサ1108によって画定される光感知領域を通して、切刃182を後退させてもよい。40

【0238】

50

特定の例では、光センサ 1108 及び光源 1110 は、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の近位側であることができる、エンドエフェクタ 300 の近位部分に収容することができる。切刃 182 の鋭さは、例えば、切刃 182 をエンドエフェクタ 300 内へと遷移させた後、ただしほどもカートリッジ 1100 を係合する前に、光センサ 1108 によって評価することができる。特定の例では、発射バー 172 (図 14) は、例えば、切刃 182 がエンドエフェクタ 300 内にある状態で、ただしほどもカートリッジ 1100 を係合する前に、光センサ 1108 によって画定される光感知領域を通して切刃 182 を前進させてもよい。

【0239】

様々な例では、切刃 182 の鋭さは、切刃 182 を発射バー 172 によってスロット 193 を通して前進させるにつれて、光センサ 1108 によって評価することができる。図 78 ~ 83 に示されるように、光センサ 1108 及び光源 1110 は、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の近位部分 1103 に収容することができ、切刃 182 の鋭さは、例えば、近位部分 1103 において光センサ 1108 によって評価することができる。発射バー 172 (図 14) は、例えば、切刃 182 がステープルカートリッジ 1100 とアンビル 306との間に捕捉された組織を係合する前に、近位部分 1103 で光センサ 1108 によって画定される光感知領域を通して、切刃 182 を前進させてもよい。特定の例では、図 78 ~ 83 に示されるように、光センサ 1108 及び光源 1110 は、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の遠位部分 1105 に収容することができる。切刃 182 の鋭さは、遠位部分 1105 で光センサ 1108 によって評価することができる。特定の例では、発射バー 172 (図 14) は、例えば、切刃 182 がステープルカートリッジ 1100 とアンビル 306との間に捕捉された組織を貫通した後に、遠位部分 1105 で光センサ 1108 によって画定される光感知領域を通して、切刃 182 を前進させてもよい。

【0240】

図 76 を再び参照すると、ステープルカートリッジ 1100 は、例えば、複数の光センサ 1108 及び複数の対応する光源 1110 を備えてよい。特定の例では、光センサ 1108 及び光源 1110 の対を、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の近位部分 1103 に収容することができ、光センサ 1108 及び光源 1110 の対を、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の遠位部分 1105 に収容することができる。かかる例では、切刃 182 の鋭さは、例えば、1 回目は組織を係合する前に近位部分 1103 で、また例えば、2 回目は捕捉された組織を貫通した後に遠位部分 1105 で評価することができる。

【0241】

光センサ 1108 が、外科的処置の間に複数回、切刃 182 の鋭さを評価してもよいことが、読者には理解されるであろう。例えば、切刃の鋭さは、1 回目は発射行程において切刃 182 がスロット 193 を通って前進する間に、また例えば、2 回目は復帰行程において切刃 182 がスロット 193 を通って後退する間に評価することができる。換言すれば、例えば、光感知領域を通して切刃を前進させるとときに一度、また光感知領域を通して切刃 182 を後退させるとときに一度、切刃 182 から反射する光を光センサ 1108 によって測定することができる。

【0242】

プロセッサ 1114 が、切刃 182 から反射した光の強度の複数の読み取り値を、光センサ 1108 の1つ又は2つ以上から受信してもよいことが、読者には理解されるであろう。特定の例では、プロセッサ 1114 は、例えば、アウトライアを破棄し、複数の読み取り値から平均読み取り値を計算するように構成されてもよい。特定の例では、例えば、平均読み取り値をメモリ 1116 に格納された閾値と比較することができる。特定の例では、プロセッサ 1114 は、例えば、計算された平均読み取り値がメモリ 1116 に格納された閾値を超えた場合、フィードバックシステム 1120 を通してユーザに警告し、かつ / 又は発射ロックアウトメカニズム 1122 を起動させるように構成されてもよい。

10

20

30

40

50

【0243】

特定の例では、図77、79、及び80に示されるように、光センサ1108及び光源1110の対を、ステープルカートリッジ1100の反対側に位置付けることができる。換言すれば、光センサ1108を、例えばスロット193の第1の側1124に位置付けることができ、光源1110を、例えばスロット193の第1の側1124とは反対の第2の側1126に位置付けることができる。特定の例では、光センサ1108及び光源1110の対を、図77に示されるように、ステープルカートリッジ1100を横断する面内に実質的に配設することができる。光センサ1108及び光源1110の対は、例えば、ステープルカートリッジ1100を横断する面上に位置付けられる、又は少なくとも実質的に位置付けられる、光感知領域を画定するように配向することができる。代替的に、光センサ1108及び光源1110の対は、図80に示されるように、例えば、ステープルカートリッジ1100を横断する面に近接して位置付けられる、光感知領域を画定するように配向することができる。10

【0244】

特定の例では、光センサ1108及び光源1110の対は、ステープルカートリッジ1100の同じ側に位置付けることができる。換言すれば、図81に示されるように、光センサ1108及び光源1110の対は、スロット193を通して切刃182を前進させる際に、切刃182の第1の側、例えば面1128上に位置付けることができる。かかる例では、光源1110は、切刃182の面1128に光を方向付けるように配向することができ、光センサ1108によって測定される、面1128から反射する光の強度は、面1128の鋭さを表してもよい。20

【0245】

特定の例では、図82に示されるように、光センサ1108及び光源1110の第2の対を、切刃182の第2の側、例えば面1130上に位置付けることができる。第2の対は、面1130の鋭さを評価するために用いることができる。例えば、第2の対の光源1110は、切刃182の面1130に光を方向付けるように配向することができ、第2の対の光センサ1108によって測定される、面1130から反射する光の強度は、面1130の鋭さを表してもよい。特定の例では、プロセッサは、例えば、切刃182の面1128及び1130から反射する光の測定された強度に基づいて、切刃182の鋭さを見積もるように構成することができる。30

【0246】

特定の例では、図77に示されるように、光センサ1108及び光源1110の対は、ステープルカートリッジ1100の遠位部分1105に収容することができる。図81に示されるように、光センサ1108は、例えば、スロット193を通る切刃182の経路に沿って長手方向に延在する軸LLに位置付けるか、又は少なくとも実質的に位置付けることができる。それに加えて、光源1110は、例えば、切刃を光源1110に向かって前進させる際に、切刃182の遠位側に位置付け、光を切刃182に方向付けるように配向することができる。更に、光センサ1108は、図81に示されるように、軸LLと交差する軸AAに沿って位置付けるか、又は少なくとも実質的に位置付けることができる。特定の例では、例えば、軸AAは軸LLに対して垂直であってもよい。いずれの場合も、光センサ1108は、例えば、軸LL及び軸AAの交点に光感知領域を画定するように配向することができる。40

【0247】

外科用器具10と関連して本明細書に記載する光センサ及びそれに対応する光源の位置、配向、及び/又は数は、例示を目的とした例示的態様であることが、読者には理解されるであろう。光センサ及び光源の他の様々な配置を、本開示によって用いて、切刃182の鋭さを評価することができる。

【0248】

エンドエフェクタ300によって捕捉された組織を通して切刃182を前進させることで、外科用器具10の各発射の間に、組織残屑及び/又は体液を、切刃に回収させ得るこ50

とが、読者には理解されるであろう。かかる残屑は、回路 1106 が切刃 182 の鋭さを正確に評価する能力に干渉することがある。特定の例では、外科用器具 10 は、例えば、切刃 182 の鋭さを評価する前に切刃 182 を洗浄するために用いることができる、1つ又は2つ以上の洗浄メカニズムを装備することができる。

【0249】

図 76 を参照すると、特定の例では、ステープルカートリッジ 1100 は、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の近位部分 1103 に収容することができる、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 1 の対を含んでもよい。更に、図 76 に示されるように、ステープルカートリッジ 1100 は、スロット 193 の反対側の近位部分 1103 に収容することができる、洗浄部材 1132 の第 1 の対を含んでもよい。洗浄部材 1132 の第 1 の対は、例えば、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 1 の対の遠位側に位置付けることができる。図 76 に示されるように、ステープルカートリッジ 1100 は、例えば、ステープルカートリッジ 1100 の遠位部分 1105 に収容することができる、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 2 の対を含んでもよい。図 76 に示されるように、ステープルカートリッジ 1100 は、スロット 193 の反対側の遠位部分 1105 に収容することができる、洗浄部材 1132 の第 2 の対を含んでもよい。洗浄部材 1132 の第 2 の対は、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 2 の対の近位側に位置付けることができる。
10

【0250】

上記に加えて更に、図 76 に示されるように、切刃 182 を発射行程で遠位側に前進させて、エンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織を切断してもよい。切刃を前進させる際、例えば、切刃 182 による組織係合の前に、切刃 182 の鋭さの第 1 の評価を、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 1 の対によって行うことができる。切刃 182 の鋭さの第 2 の評価は、例えば、切刃 182 が捕捉された組織を切除した後、光センサ 1108 及び光源 1110 の第 2 の対によって行うことができる。切刃 182 は、切刃 182 の鋭さの第 2 の評価の前に、洗浄部材 1132 の第 2 の対を通して前進させて、捕捉された組織を切除する間に切刃 182 によって回収されたいかなる残屑を除去してもよい。
20

【0251】

上記に加えて更に、図 76 に示されるように、切刃 182 は、復帰行程で近位側に後退させてもよい。切刃を後退させる際、切刃 182 の鋭さの第 3 の評価を、復帰行程の間に光センサ 1108 及び光源 1110 の第 1 の対によって行うことができる。切刃 182 は、切刃 182 の鋭さの第 3 の評価の前に、洗浄部材 1132 の第 1 の対を通して後退させて、例えば、捕捉された組織を切除する間に、切刃 182 によって回収されたいかなる残屑を除去してもよい。
30

【0252】

特定の例では、1つ又は2つ以上の光源 1110 は、1つ又は2つ以上の光ファイバケーブルを備えてもよい。特定の例では、1つ又は2つ以上の可撓性回路 1134 を用いて、エネルギーを電源 1118 から光センサ 1108 及び / 又は光源 1110 に伝達することができる。特定の例では、可撓性回路 1134 は、例えば、光センサ 1108 の読み取り値の1つ又は2つ以上をコントローラ 1112 に伝達するように構成されてもよい。
40

【0253】

次に図 84 を参照すると、ステープルカートリッジ 4300 が示されているが、ステープルカートリッジ 4300 は、多くの点で外科用ステープルカートリッジ 304 (図 14) に類似している。例えば、ステープルカートリッジ 4300 は、エンドエフェクタ 300 と共に用いることができる。特定の例では、図 84 に示されるように、ステープルカートリッジ 4300 は、切刃 182 の鋭さを試験するために用いることができる、鋭さ試験部材 4302 を備えてもよい。特定の例では、鋭さ試験部材 4302 は、例えば、ステープルカートリッジ 4300 のカートリッジ本体 194 に取り付け、かつ / 又はそれと一体化することができる。特定の例では、鋭さ試験部材 4302 は、例えば、ステープルカートリッジ 4300 の近位部分 1103 に配設することができる。特定の例では、図 84 に示されるように、鋭さ試験部材 4302 は、例えば、ステープルカートリッジ 4300 の
50

カートリッジデッキ 4304 上に配設することができる。

【0254】

特定の例では、図 84 に示されるように、銳さ試験部材 4302 は、ステープルカートリッジ 4300 のスロット 193 を横切って延在して、例えば、スロット 193 によって画定される間隙を橋渡しするか、又は少なくとも部分的に橋渡しすることができる。特定の例では、銳さ試験部材 4302 は、切刃 182 の経路を遮断するか、又は少なくとも部分的に遮断してもよい。切刃 182 は、例えば、発射行程の間に切刃 182 を前進させるにつれて、銳さ試験部材 4302 を係合、切断、及び／又は通過してもよい。特定の例では、切刃 182 は、例えば、発射行程においてエンドエフェクタ 300 に捕捉された組織を係合する前に、銳さ試験部材 4302 を係合、切断、及び／又は通過するように構成されてもよい。特定の例では、切刃 182 は、銳さ試験部材 4302 の近位端 4306 で銳さ試験部材 4302 を係合し、例えば、銳さ試験部材 4302 の遠位端 4308 で、銳さ試験部材 4302 を出て、かつ／又はそれを係脱するように構成されてもよい。特定の例では、切刃 182 は、例えば、発射行程の間に切刃 182 を前進させるにつれて、近位端 4306 と遠位端 4308 との間の距離 (D) で、銳さ試験部材 4302 を通って移動及び／又は切断することができる。10

【0255】

主に図 84 及び 85 を参照すると、外科用器具 10 は、例えば、切刃 182 の銳さを試験するための回路 4310 を備えてもよい。特定の例では、回路 4310 は、銳さ試験部材 4302 を通して切刃 182 を前進させる能力を試験することによって、切刃 182 の銳さを評価することができる。例えば、回路 4310 は、切刃 182 が銳さ試験部材 4302 の少なくとも既定部分を完全に横断する、かつ／又は完全に通過するのにかかる期間を観察するように構成することができる。観察された期間が既定の閾値を超過する場合、回路 4310 は、例えば、切刃 182 の銳さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けてもよい。20

【0256】

特定の例では、回路 4310 は、プロセッサ 4314 (「マイクロプロセッサ」と、1つ若しくは 2 つ以上のコンピュータ可読媒体又はメモリユニット 4316 (「メモリ」と) を含んでもよい、コントローラ 4312 (「マイクロコントローラ」) を含んでもよい。特定の例では、メモリ 4316 は、様々なプログラム命令を記憶してもよく、それが実行されると、プロセッサ 4314 に、本明細書に記載される複数の機能及び／又は計算を実施させることができる。特定の例では、メモリ 4316 は、例えばプロセッサ 4314 に結合されてもよい。電源 4318 は、例えば、コントローラ 4312 に電力を供給するように構成することができる。特定の例では、電源 4138 は、例えば Li イオン電池などの電池 (又は「電池パック」若しくは「パワーパック」) を含んでもよい。特定の例では、電池パックは、ハンドル組立体 14 に解除可能に装着されるように構成されてもよい。直列で接続された多数の電池セルが、電源 4318 として使用されてもよい。特定の例では、電源 4318 は、例えば、交換可能及び／又は充電式であってもよい。30

【0257】

特定の例では、コントローラ 4313 は、例えば、フィードバックシステム 1120 及び／又は発射ロックアウトメカニズム 1122 に動作可能に結合することができる。40

【0258】

図 84 及び 85 を参照すると、回路 4310 は 1 つ又は 2 つ以上の位置センサを備えてよい。本開示と共に使用するのに適した例示の位置センサ及び位置付けシステムが、米国特許出願公開第 2014 / 0263538 号、発明の名称「SENSOR ARRANGEMENTS FOR ABSOLUTE POSITIONING SYSTEM FOR SURGICAL INSTRUMENTS」に記載されており、その開示の全体を参照により本明細書に組み込む。特定の例では、回路 4310 は、第 1 の位置センサ 4320 及び第 2 の位置センサ 4322 を含んでもよい。特定の例では、第 1 の位置センサ 4320 は、例えば、銳さ試験部材 4302 の近位端 4306 における切刃 182 の第50

1の位置を検出するのに用いることができ、第2の位置センサ4322は、例えば、鋭さ試験部材4302の遠位端4308における切刃182の第2の位置を検出するのに用いることができる。

【0259】

特定の例では、第1及び第2の位置センサ4320及び4322はそれぞれ、コントローラ4312に対して第1及び第2の位置信号を提供するために利用することができる。位置信号は、コントローラ4312と第1及び第2の位置センサ4320、4322との間のインターフェースに基づくアナログ信号又はデジタル値であってもよいことが理解されるであろう。一様では、コントローラ4312と第1及び第2の位置センサ4320、4322との間のインターフェースは、標準的なシリアル周辺インターフェース(SPI)であることができ、位置信号は、上述したように、切刃182の第1位置及び第2位置を表すデジタル値であることができる。

10

【0260】

上記に加えて更に、プロセッサ4314は、第1の位置信号の受信と第2の位置信号の受信との間の期間を判定してもよい。判断された期間は、例えば鋭さ試験部材4302の近位端4306における第1の位置から、例えば鋭さ試験部材4302の遠位端4308における第2の位置まで、鋭さ試験部材4302を通して切刃182を前進させるのにかかる時間に相当してもよい。少なくとも1つの例では、コントローラ4312は、第1の位置信号を受信するとプロセッサ4314によってアクティブ化し、第2の位置信号を受信すると非アクティブ化することができる、時間要素を含んでもよい。時間要素のアクティブ化と非アクティブ化との間の期間は、例えば、切刃182を第1の位置から第2の位置まで前進させるのにかかる時間に相当してもよい。時間要素は、リアルタイムクロック、時間関数を実現するように構成されたプロセッサ、又は他の任意の好適なタイミング回路を備えてもよい。

20

【0261】

様々な例では、コントローラ4312は、切刃182を第1の位置から第2の位置まで前進させるのにかかる時間を、事前定義された閾値と比較して、例えば、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っているか否かを見積もることができる。特定の例では、コントローラ4312は、測定された時間が、例えば1%、5%、10%、25%、50%、100%、及び/又は100%超、事前定義された閾値を超過した場合に、切刃182の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けてもよい。

30

【0262】

図86を参照すると、様々な例では、電動モータ4330は、発射バー172(図14)を駆動して、例えば、発射行程の間は切刃182を前進させ、かつ/又は復帰行程の間は切刃182を後退させることができる。モータドライバ4332は、電動モータ4330を制御することができ、例えばコントローラ4312などのコントローラは、モータドライバ4332と信号通信することができる。電動モータ4330が切刃182を前進させるにつれて、コントローラ4312は、例えば、電動モータ4330によって引き込まれる電流を判定することができる。かかる例では、切刃182を前進させるのに要する力は、例えば、電動モータ4330によって引き込まれる電流に対応することができる。やはり図86を参照すると、外科用器具10のコントローラ4312は、切刃182の前進の間に電動モータ4330によって引き込まれる電流が増加したかを判定することができ、増加した場合、電流の増加率を計算することができる。

40

【0263】

特定の例では、電動モータ4330によって引き込まれる電流は、切刃182が鋭さ試験部材4302と接触している間、鋭さ試験部材4302の切刃182に対する抵抗により、大幅に増加し得る。例えば、電動モータ4330によって引き込まれる電流は、切刃182が鋭さ試験部材4302を係合し、通過し、及び/又はそれを切断するにつれて大幅に増加し得る。切刃182に対する鋭さ試験部材4302の抵抗は、切刃182の鋭さに部分的に依存し、繰り返し使用によって切刃182の鋭さが減少するにつれて、切刃1

50

8 2に対する鋭さ試験部材 4 3 0 2の抵抗が増加することが、読者には理解されるであろう。したがって、切刃が鋭さ試験部材 4 3 0 2と接触している間、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の値は、例えば、繰り返し使用によって切刃 1 8 2の鋭さが減少するにつれて増加し得る。

【0 2 6 4】

特定の例では、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の判定された値は、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の最大検出増加率であることができる。様々な例において、コントローラ 4 3 1 2は、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の判定された値を、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の事前既定された閾値と比較することができる。判定された値が事前定義された閾値を超過した場合、コントローラ 4 3 1 2は、例えば、切刃 1 8 2の鋭さが許容可能なレベルを下回っていると結論付けることができる。10

【0 2 6 5】

特定の例では、図 8 6に示されるように、プロセッサ 4 3 1 4は、例えば、フィードバックシステム 1 1 2 0及び／又は発射ロックアウトメカニズム 1 1 2 2と通信することができる。特定の例では、プロセッサ 4 3 1 4はフィードバックシステム 1 1 2 0を用いて、例えば、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の判定された値が事前定義された閾値を超過した場合にユーザに警告することができる。特定の例では、プロセッサ 4 3 1 4は発射ロックアウトメカニズム 1 1 2 2を用いて、例えば、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の増加率の判定された値が事前定義された閾値を超過した場合に切刃 1 8 2の前進を防止してもよい。20

【0 2 6 6】

様々な例では、コントローラ 4 3 1 2は、アルゴリズムを利用して、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流の変化を判定することができる。例えば、電流センサは、発射行程の間、電動モータ 4 3 3 0によって引き込まれる電流を検出することができる。電流センサは、電動モータによって引き込まれる電流を継続的に検出することができ、かつ／又は電動モータによる電流引き込みを間欠的に検出することができる。様々な例では、アルゴリズムは、例えば、最近の電流読み取り値を直前の電流読み取り値と比較することができる。それに加えて、又は代替的に、アルゴリズムは、期間 X内のサンプル読み取り値を、以前の電流読み取り値と比較することができる。例えば、アルゴリズムは、サンプル読み取り値を、例えば、直前の期間 Xなど、以前の期間 X内の以前のサンプル読み取り値と比較することができる。他の例では、アルゴリズムは、モータによって引き込まれる電流の傾向的な平均を計算することができる。アルゴリズムは、例えば、最近の電流読み取り値を含む、期間 Xの間の平均電流引き込みを計算することができ、また、平均電流引き込みを、例えば直前の期間 Xの間の平均電流引き込みと比較することができる。30

【0 2 6 7】

図 8 7を参照すると、外科用器具 1 0の切刃 1 8 2の鋭さを評価するための方法 4 5 0 0が示され、切刃 1 8 2の鋭さが、例えば、警告閾値及び／又は高厳格度閾値まで、かつ／若しくはそれを下回って低下した場合の、様々な応答が概説されている。様々な例では、例えばコントローラ 4 3 1 2などのコントローラを、図 8 5に示される方法を実現するように構成することができる。特定の例では、外科用器具 1 0は、ロードセル 4 3 3 4(図 8 6)を含んでもよく、図 8 4に示されるように、コントローラ 4 3 1 2は、ロードセル 4 3 3 4と通信していくてもよい。特定の例では、ロードセル 4 3 3 4は、例えば発射バー 1 7 2に動作可能に結合することができる、例えばひずみゲージなどの力センサを含んでもよい。特定の例では、コントローラ 4 3 1 2は、ロードセル 4 3 3 4を用いて、発射行程の間に切刃 1 8 2を前進させる際に切刃 1 8 2に加えられる力(F_x)を監視してもよい。

【0 2 6 8】

したがって、ナイフの発射が開始されると(4 5 0 2)、システムは、力 F_x を感知することにより、ナイフの切刃 1 8 2の鈍りをチェックする(4 5 0 4)。感知された力 F 40

x は閾値力 F_1 と比較され、感知された力 F_x が閾値力 F_1 よりも大きいかどうかを判定する (4506)。感知された力 F_x が閾値力 F_1 以下の場合、プロセスは「いいえ」分岐に沿って続行し、何も表示せず (4508)、ナイフ発射プロセスを続行する (4510)。感知された力 F_x が閾値力 F_1 よりも大きい場合、プロセスは「はい」分岐に沿って続行し、感知された力 F_x が高厳格度閾値力 F_2 を上回るかどうかを判定する (4512)。感知された力 F_x が閾値力 F_2 以下の場合、プロセスは「いいえ」分岐に沿って続行し、ナイフの切刃 182 が鈍りつつあることをプロセッサに通知し (4514)、ナイフ発射プロセスを続行する (4510)。感知された力 F_x が閾値力 F_2 よりも大きい場合、プロセスは「はい」分岐に沿って続行し、ナイフの切刃 182 が鈍ったことをプロセッサに通知し、ナイフ発射ロックアウトが係合される (4516)。続いて、任意追加的に、プロセッサは、ナイフ発射ロックアウトをオーバーライドし得 (4518)、ロックアウトがオーバーライドされた場合には、ナイフ発射プロセスを続行する (4510)。

【0269】

図 88 を参照すると、例えば切刃 182 などの切刃が、例えばエンドエフェクタ 300 によって捕捉されている特定の組織厚さの組織の切除に用いるのに、十分に鋭いか否かを判定するための方法 4600 が示されている。上述したように、切刃 182 の繰り返し使用によって切刃 182 が鈍るか又はその鋭さが低減されることがあり、それによって、切刃 182 が捕捉された組織を横切するのに要する力が増加することがある。換言すれば、切刃 182 の鋭さレベルは、例えば、切刃 182 が捕捉された組織を横切するのに要する力によって規定することができる。切刃 182 が捕捉された組織を切除するのに要する力は、捕捉された組織の厚さにも依存し得ることが、読者には理解されるであろう。特定の例において、捕捉された組織の厚さが厚いほど、例えば同じ鋭さレベルで、切刃 182 が捕捉された組織を横切するのに要する力が大きくなる。

【0270】

したがって、最初に、ステープラが、アンビルと頸部材との間に組織をクランプする (4602)。システムは、組織厚さ T_x を感知し (4604)、ナイフ発射プロセスを開始する (4606)。ナイフ発射プロセスを開始すると、システムは、クランプされた組織からの負荷抵抗を感じし (4608)、感知された力 F_x と感知された厚さ T_x を様々な閾値と比較し、評価に基づいていくつかの結果を判定する (4610)。一態様では、プロセスが、感知された組織厚さ T_x は第 1 の組織厚さ閾値 T_1 と第 2 の組織厚さ閾値 T_2 との間で定められた第 1 の組織厚さ範囲内であり、かつ感知された力 F_x が第 1 の力閾値 F_1 よりも大きいかどうかを判定する (4610)、またプロセスが、感知された組織厚さ T_x は第 2 の組織厚さ閾値 T_2 と第 3 の組織厚さ閾値 T_3 との間で定められた第 2 の組織厚さ範囲内であり、かつ感知された力 F_x が第 2 の力閾値 F_2 よりも大きいと判定する (4610) と、プロセスは「はい」分岐に沿って続行し、ナイフが鈍りつつあることをプロセッサに通知 (4612) 又は警告し、次いでナイフ発射プロセスを続行する (4614)。それ以外の場合、プロセスは「いいえ」分岐に沿って続行し、プロセッサに通知せず (4616)、ナイフ発射プロセスを続行する。一般に、プロセスは、感知された組織厚さ T_x が組織厚さ閾値 T_n と T_{n+1} との間で定められた組織厚さ範囲内であり、かつ感知された力 F_x が、力閾値 T_n よりも大きいかどうかを判定する (n は、組織厚さ範囲を示す)。プロセスが、感知された組織厚さ T_x は第 1 の組織厚さ閾値 T_1 と第 2 の組織厚さ閾値 T_2 との間で定められた第 1 の組織厚さ範囲内であり、かつ感知された力 F_x が第 1 の力閾値 F_1 よりも大きいと判定する (4610)、またプロセスが、感知された組織厚さ T_x は第 2 の組織厚さ閾値 T_2 と第 3 の組織厚さ閾値 T_3 との間で定められた第 2 の組織厚さ範囲内であり、かつ感知された力 F_x が第 2 の力閾値 F_2 よりも大きいと判定する (4610) と、プロセスは続行する。

【0271】

特定の例では、切刃 182 は、第 1 の厚さを含む捕捉された組織を切除するには十分に先鋭であり得るが、例えば、第 1 の厚さよりも厚い第 2 の厚さを含む捕捉された組織を切除するには鋭さが十分でないことがある。特定の例において、切刃 182 が捕捉された

10

20

30

40

50

組織を横切するのに要する力によって規定されるような、切刃 182 の鋭さレベルは、例えば、捕捉された組織が特定の組織厚さ範囲内にある組織厚さを含む場合に、捕捉された組織を横切するのに適正であり得る。

【0272】

特定の例では、図 89 に示されるように、メモリ 4316 は、エンドエフェクタ 300 によって捕捉された組織の 1つ又は 2つ以上の事前定義された組織厚さ範囲、及び事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた事前定義された閾値力を格納することができる。特定の例において、事前定義された閾値力はそれぞれ、事前定義された閾値力と関連付けられた組織厚さ範囲に含まれる組織厚さ (T_x) を含む、捕捉された組織を横切るために好適である、切刃 182 の最小鋭さレベルを表してもよい。特定の例では、組織厚さ (T_x) を含む捕捉された組織を切刃 182 が横切するのに要する力 (F_x) が、組織厚さ (T_x) を包含する事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた事前定義された閾値力を超過した場合、切刃 182 は、例えば、捕捉された組織を横切するには鋭さが十分でないことがある。10

【0273】

特定の例では、事前定義された閾値力及びそれらに対応する事前定義された組織厚さ範囲は、例えば、図 89 に示されるようなテーブル 4342 など、データベース及び / 又はメモリ 4316 上のテーブルに格納することができる。特定の例では、プロセッサ 4314 は、切刃 182 が捕捉された組織を横切するのに要する力 (F_x) の測定値、及び捕捉された組織の組織厚さ (T_x) の測定値を受信するように構成することができる。プロセッサ 4314 は、テーブル 4342 にアクセスして、測定された組織厚さ (T_x) を包含する事前定義された組織厚さ範囲を判定してもよい。それに加えて、プロセッサ 4314 は、測定された力 (F_x) を、組織厚さ (T_x) を包含する事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた事前定義された閾値力と比較してもよい。特定の例では、測定された力 (F_x) が事前定義された閾値力を超過した場合、プロセッサ 4314 は、例えば、切刃 182 が捕捉された組織を横切するには鋭さが十分でない可能性があると結論付けてよい。20

【0274】

上記に加えて更に、プロセッサ 4314 (図 85、86) は、例えば組織厚さ感知モジュール 4336 など、1つ又は 2つ以上の組織厚さ感知モジュールを用いて、捕捉された組織の厚さを判定してもよい。様々な好適な組織厚さ感知モジュールが、本開示に記載されている。それに加えて、本開示と共に使用するのに適した、様々な組織厚さ感知デバイス及び方法が、米国特許出願公開第 2011/0155781 号、発明の名称「SURGICAL CUTTING INSTRUMENT THAT ANALYZES TISSUE THICKNESS」に開示されており、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。30

【0275】

特定の例では、プロセッサ 4314 は、ロードセル 4334 を用いて、切刃 182 が組織厚さ (T_x) を備える捕捉された組織を横切するのに要する力 (F_x) を測定してもよい。切刃 182 が捕捉された組織と係合され、かつ / 又は接触している間、捕捉された組織によって切刃 182 に加えられる力は、切刃 182 を捕捉された組織に対して前進させるにつれて、切刃 182 が捕捉された組織を横切することができる力 (F_x) まで増加してもよいことが、読者には理解されるであろう。特定の例では、プロセッサ 4314 は、ロードセル 4334 を用いて、切刃 182 を捕捉された組織に対して前進させるにつれて、捕捉された組織によって切刃 182 に対して加えられる力を継続的に監視してもよい。プロセッサ 4314 は、監視された力を、捕捉された組織の組織厚さ (T_x) を包含する事前定義された組織厚さ範囲と関連付けられた、事前定義された閾値力と継続的に比較してもよい。特定の例では、監視された力が事前定義された閾値力を超過した場合、プロセッサ 4314 は、例えば、切刃が捕捉された組織を安全に横切するのに十分に先鋭でないと結論付けてよい。40

【0276】

図88に記載される方法4600は、例えば、切刃182が捕捉された組織を安全に横切するのに十分に鋭くないと判定された場合に、コントローラ4313が取り得る様々な例示の動作を概説している。特定の例では、コントローラ4312は、例えば、フィードバックシステム1120を通して、切刃182が鈍りすぎて安全に使用できないことをユーザに警告してもよい。特定の例では、コントローラ4312は、例えば、切刃182が捕捉された組織を安全に横切するには十分に鋭くないと結論付けると、発射ロックアウトメカニズム1122を用いて切刃182の前進を阻止してもよい。特定の例では、コントローラ4312は、フィードバックシステム1120を用いて、例えば、発射ロックアウトメカニズム1122をオーバーライドする命令をユーザに提供してもよい。

10

【0277】

図90、91は、例えばモータ駆動の外科用器具4400などの外科用器具と接続された、複数のモータを備える共通コントローラを用いる装置、システム、及び方法の様々な態様を示している。外科用器具4400は、例えば、より詳細に上述した図1の外科用器具10など、本開示によって記載される他の外科用器具に、多くの点で類似している。外科用器具4400は、ハウジング12と、ハンドル組立体14と、閉鎖トリガ32と、交換式シャフト組立体200と、エンドエフェクタ300とを含む。したがって、開示を簡潔かつ明瞭にするため、外科用器具10と共に通している、外科用器具4400の特定の特性についての詳細な説明は、ここでは繰り返さない。

【0278】

20

やはり図90、91を参照すると、外科用器具4400は、外科用器具4400の動作と関連する様々な機能を行うように起動させることができる、複数のモータを含んでもよい。特定の例では、第1のモータは、第1の機能を行わせるために起動させることができ、第2のモータは、第2の機能を行わせるために起動させることができ、第3のモータは、第3の機能を行わせるために起動させることができる。特定の例では、外科用器具4400の複数のモータは、個々に起動して、エンドエフェクタ300(図1、15)において関節運動、閉鎖運動、及び／又は発射運動を生じさせることができる。関節運動、閉鎖運動、及び／又は発射運動は、例えば交換式シャフト組立体200(図1)を通して、エンドエフェクタ300に伝達することができる。

【0279】

30

特定の例では、図91に示されるように、外科用器具4400は、発射モータ4402を含んでもよい。発射モータ4402は、発射モータ4402によって生成された発射運動をエンドエフェクタ300(図1、14)に伝達するように構成することができる、発射駆動組立体4404に動作可能に結合されてもよい。特定の例では、発射モータ4402によって生成される発射運動によって、例えば、ステープル191を外科用ステープルカートリッジ304から、エンドエフェクタ300によって捕捉された組織内へと配備し、かつ／又は切刃182を前進させて、捕捉された組織を切断してもよい。

【0280】

特定の例では、図91に示されるように、外科用器具4400は、例えば関節モータ4406を含んでもよい。関節モータ4406は、関節モータ4406によって生成された関節運動をエンドエフェクタ300(図1、14)に伝達するように構成することができる、関節駆動組立体4408に動作可能に結合されてもよい。特定の例では、関節運動により、例えば、エンドエフェクタ300が交換式シャフト組立体200(図1)に対して関節運動してもよい。特定の例では、外科用器具4400は、例えば閉鎖モータを含んでもよい。閉鎖モータは、閉鎖運動をエンドエフェクタ300に伝達するように構成することができる、閉鎖駆動組立体に動作可能に結合されてもよい。特定の例では、閉鎖運動により、例えば、エンドエフェクタ300が開放構成から近接構成へと遷移して組織を捕捉してもよい。本明細書に記載するモータ及びそれらに対応する駆動組立体は、本開示と関連して用いることができる、モータ及び／又は駆動組立体のタイプの例として意図されることが、読者には理解されるであろう。外科用器具4400は、外科用器具4400の動

40

50

作と関連する他の様々な機能を行うために利用することができる、他の様々なモータを含んでもよい。

【0281】

上述したように、外科用器具4400は、様々な独立機能を行うように構成されてもよい、複数のモータを含んでもよい。特定の例では、外科用器具4400の複数のモータは、他のモータが停止したままで、個々に又は別個に起動して、1つ又は2つ以上の機能を行わせることができる。例えば、関節モータ4406を起動して、発射モータ4402が停止したままで、エンドエフェクタ300(図1、14)を関節運動させることができる。代替的に、発射モータ4402を起動して、関節モータ4406が停止したままで、複数のステープル191(図14)を発射させ、かつ/又は切刃182を前進させることができる。

10

【0282】

図90、91を参照して、特定の例では、外科用器具4400は、外科用器具4400の複数のモータ4402、4406と共に用いることができる、共通コントローラ4410を含んでもよい。特定の例では、共通コントローラ4410は、一度に複数のモータのうち1つを収容してもよい。例えば、共通コントローラ4410は、個々に外科用器具4400の複数のモータに、別個に結合可能であることができる。特定の例では、外科用器具4400の複数のモータは、共通コントローラ4410など、1つ又は2つ以上の共通コントローラを共有してもよい。特定の例では、外科用器具4400の複数のモータは、共通コントローラ4410に個々にかつ選択的に係合することができる。特定の例では、共通コントローラ4410は、外科用器具4400の複数のモータのうち1つとの連係から、外科用器具4400の複数のモータのうち別の1つとの連係へと選択的に切り換えることができる。

20

【0283】

少なくとも1つの例では、共通コントローラ4410は、関節モータ4406との動作可能な係合と、発射モータ4402との動作可能な係合との間で選択的に切り換えることができる。少なくとも1つの例では、図90に示されるように、スイッチ4414は、例えば、第1の位置4416及び第2の位置4418など、複数の位置及び/又は状態の間で移動又は遷移させることができる。例えば、第1の位置4416では、スイッチ4414は共通コントローラ4410を関節モータ4406に電気的に結合してもよく、第2の位置4418では、スイッチ4414は共通コントローラ4410を発射モータ4402に電気的に結合してもよい。特定の例では、スイッチ4414が第1の位置4416にある間、共通コントローラ4410は、関節モータ4406に電気的に結合されて、エンドエフェクタ300(図1、15)を所望の位置へと関節運動させるように関節モータ4406の動作を制御することができる。特定の例では、スイッチ4414が第2の位置4418にある間、共通コントローラ4410は、発射モータ4402に電気的に結合されて、例えば、複数のステープル191(図14)を発射させ、かつ/又は切刃182(図14)を前進させるように、発射モータ4402の動作を制御することができる。特定の例では、スイッチ4414は、機械スイッチ、電気機械スイッチ、固体スイッチ、又は任意の好適な切り替えメカニズムであってもよい。

30

【0284】

次に図91を参照すると、開示を明瞭にするため、外科用器具4400のハンドル組立体14の外側ケーシングが取り外され、外科用器具4400のいくつかの特性及び要素も取り外されている。特定の例では、図91に示されるように、外科用器具4400は、複数の位置及び/又は状態の間で選択的に遷移させることができる、インターフェース4412を含んでもよい。第1の位置及び/又は状態では、インターフェース4412は、共通コントローラ4410(図90)を、例えば関節モータ4406などの第1のモータに結合してもよく、第2の位置及び/又は状態では、インターフェース4412は、共通コントローラ4410を、例えば発射モータ4402などの第2のモータに結合してもよい。インターフェース4412の追加の位置及び/又は状態が、本開示によって想起される

40

50

。

【0285】

特定の例では、インターフェース4412は、第1の位置と第2の位置との間で移動可能であり、共通コントローラ4410(図90)は、第1の位置では第1のモータに、第2の位置では第2のモータに結合されている。特定の例では、インターフェース4412が第1の位置から移動されると、共通コントローラ4410は、第1のモータから切り離され、インターフェース4412が第2の位置から移動されると、共通コントローラ4410は、第2のモータから切り離される。特定の例では、スイッチ又はトリガは、インターフェース4412を複数の位置及び/又は状態の間で遷移させるように構成することができる。特定の例では、トリガは、エンドエフェクタを有効にするのと同時に、共通コントローラ4410を、外科用器具4400のモータのうち1つとの動作可能な係合から、外科用器具4400のモータのうち別の1つとの動作可能な係合へと遷移させるように、移動可能であることができる。10

【0286】

少なくとも1つの例では、図91に示されるように、閉鎖トリガ32は、インターフェース4412に動作可能に結合することができ、複数の位置及び/又は状態の間でインターフェース4412を遷移させるように構成することができる。図91に示されるように、閉鎖トリガ32は、例えば閉鎖行程の間、インターフェース4412を第1の位置及び/又は状態から第2の位置及び/又は状態へと遷移させる一方で、エンドエフェクタ300を近接構成へと遷移させて、例えばエンドエフェクタによって組織を捕捉するように、移動可能であることができる。20

【0287】

特定の例では、第1の位置及び/又は状態では、共通コントローラ4410を、例えば関節モータ4406などの第1のモータに電気的に結合することができ、第2の位置及び/又は状態では、共通コントローラ4410を、例えば発射モータ4402などの第2のモータに電気的に結合することができる。第1の位置及び/又は状態では、共通コントローラ4410を関節モータ4406と係合させて、ユーザがエンドエフェクタ300(図1、15)を所望の位置へと関節運動させることを可能にしてもよく、共通コントローラ4410は、閉鎖トリガ32を作動させるまで、関節モータ4406と係合されたままであってもよい。ユーザが閉鎖トリガ32を作動させて、所望の位置でエンドエフェクタ300によって組織を捕捉すると、インターフェース4412を遷移又はシフトして、共通コントローラ4410を、例えば関節モータ4406と動作可能に係合した状態から、例えば発射モータ4402と動作可能に係合した状態へと遷移させることができる。発射モータ4402との動作可能な係合が確立されると、共通コントローラ4410は、発射モータ4402を制御してもよく、共通コントローラ4410は、ユーザ入力に応答して発射モータ4402を起動して、例えば、複数のステップル191(図14)を発射し、かつ/又は切刃182(図14)を前進させてもよい。30

【0288】

特定の例では、図91に示されるように、共通コントローラ4410は、インターフェース4412と結合係合するように適合された、複数の電気的及び/又は機械的接点4411を含んでもよい。共通コントローラ4410を共有する外科用器具4400の複数のモータはそれぞれ、例えば、インターフェース4412と結合係合するように適合された、1つ若しくは2つ以上の対応する電気的及び/又は機械的接点4413を備えてもよい。40

【0289】

様々な例では、外科用器具4400のモータは、電動モータであることができる。特定の例では、外科用器具4400のモータのうち1つ又は2つ以上は、例えば約25,000RPMの最大回転数を有するブラシ付きDC駆動モータであることができる。他の構成では、外科用器具4400のモータは、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は他の任意の好適な電動モータを含むモータ群から選択される。50

1つ又は2つ以上のモータを含んでもよい。

【0290】

様々な例では、図90に示されるように、共通コントローラ4410は、1つ又は2つ以上のHブリッジ電界効果トランジスタ(FET)を含んでもよい、モータドライバ4426を備えてもよい。モータドライバ4426は、例えば、コントローラ4420(「マイクロコントローラ」)からの入力に基づいて、電源4428から共通コントローラ4410に結合されたモータへと伝達された電力を変調してもよい。特定の例では、コントローラ4420を用いて、上述したように、モータが共通コントローラ4410に結合された状態で、例えばモータによって引き出される電流を判定することができる。

【0291】

10

特定の例では、コントローラ4420は、プロセッサ4422(「マイクロプロセッサ」と、1つ若しくは2つ以上のコンピュータ可読媒体又はメモリ4424ユニット(「メモリ」と)を含んでもよい。特定の例では、メモリ4424は、様々なプログラム命令を記憶してもよく、それが実行されると、プロセッサ4422に、本明細書に記載される複数の機能及び/又は計算を実施させることができる。特定の例では、メモリ4424の1つ又は2つ以上が、例えばプロセッサ4422に結合されてもよい。

【0292】

20

特定の例では、電源4428を用いて、例えばコントローラ4420に電力を供給することができる。特定の例では、電源4428は、例えばリチイオン電池などの電池(又は「電池パック」若しくは「パワーパック」)を含んでもよい。特定の例では、電池パックは、外科用器具4400に電力を供給するため、ハンドル組立体14に解除可能に装着されるように構成されてもよい。直列で接続された多数の電池セルが、電源4428として使用されてもよい。特定の例では、電源4428は、例えば、交換可能及び/又は充電式であってもよい。

【0293】

30

様々な例では、プロセッサ4422は、モータドライバ4426を制御して、共通コントローラ4410に結合されているモータの位置、回転方向、及び/又は速度を制御してもよい。特定の例では、プロセッサ4422は、共通コントローラ4410に結合されているモータを停止及び/又は使用不能にするように、モータドライバ4426に信号伝達することができる。プロセッサという用語は、本明細書で使用するとき、任意の好適なプロセッサ、コントローラ、又は、コンピュータの中央処理装置(CPU)の機能を1つの集積回路又は最大で数個の集積回路上に組み込んだ、他の基本コンピューティングデバイスを含むことが理解されるべきである。プロセッサは、デジタルデータを入力として受理し、メモリに記憶された命令に従ってそのデータを処理し、結果を出力として提供する、多目的のプログラマブルデバイスである。これは、内部メモリを有するので、逐次的デジタル論理の一例である。プロセッサは、二進数法で表される数字及び記号で動作する。一例では、プロセッサ4422は、図15~17Bに関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラのLM4F230H5QRであってよい。

【0294】

40

特定の例では、メモリ4424は、共通コントローラ4410に結合可能な外科用器具4400のモータそれぞれを制御する、プログラム命令を含んでもよい。例えば、メモリ4424は、関節モータ4406を制御するプログラム命令を含んでもよい。かかるプログラム命令により、プロセッサ4422が関節モータ4406を制御して、関節モータ4406が共通コントローラ4410に結合された状態で、ユーザ入力に従ってエンドエフェクタ300を関節運動させてもよい。別の例では、メモリ4424は、発射モータ4402を制御するプログラム命令を含んでもよい。かかるプログラム命令により、プロセッサ4422が発射モータ4402を制御して、発射モータ4402が共通コントローラ4410に結合された状態で、ユーザ入力に従って複数のステップル191を発射させ、かつ/又は切刃182を前進させてもよい。

【0295】

50

特定の例では、例えばセンサ 4 4 3 0 など、1つ若しくは2つ以上のメカニズム及び／又はセンサを用いて、プログラム命令を特定の設定で使用すべきであることをプロセッサ 4 4 2 2 に警告することができる。例えば、センサ 4 4 3 0 は、共通コントローラ 4 4 1 0 が関節モータ 4 4 0 6 に結合された状態で、エンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、14) の関節運動と関連付けられたプログラム命令を使用するように、プロセッサ 4 4 2 2 に警告してもよく、またセンサ 4 4 3 0 は、共通コントローラ 4 4 1 0 が発射モータ 4 4 0 2 に結合された状態で、外科用器具 4 4 0 0 の発射と関連付けられたプログラム命令を使用するように、プロセッサ 4 4 2 2 に警告してもよい。特定の例では、センサ 4 4 3 0 は、例えば、スイッチ 4 4 1 4 の位置を感知するために用いることができる、位置センサを備えてもよい。したがって、プロセッサ 4 4 2 2 は、例えばセンサ 4 4 3 0 を通して、スイッチ 4 4 1 4 が第1の位置 4 4 1 6 にあることを検出すると、エンドエフェクタ 3 0 0 の関節運動と関連付けられたプログラム命令を使用してもよく、またプロセッサ 4 4 2 2 は、例えばセンサ 4 4 3 0 を通して、スイッチ 4 4 1 4 が第2の位置 4 4 1 8 にあることを検出すると、外科用器具 4 4 0 0 の発射と関連付けられたプログラム命令を使用してもよい。
10

【 0 2 9 6 】

次に図 9 2 を参照すると、開示を明瞭にするため、外科用器具 4 4 0 0 の外側ケーシングが取り外され、外科用器具 4 4 0 0 のいくつかの特性及び要素も取り外されている。図 9 2 に示されるように、外科用器具 4 4 0 0 は、外科用器具 4 4 0 0 の動作と関連する様々な機能を行うのに用いることができる、複数のセンサを含んでもよい。例えば、図 9 2 に示されるように、外科用器具 4 4 0 0 は、センサ A、B、及び／又は C を含んでもよい。特定の例では、センサ A を用いて、例えば第1の機能を行うことができ、センサ B を用いて、例えば第2の機能を行うことができ、センサ C を用いて、例えば第3の機能を行うことができる。特定の例では、例えば、センサ A を用いて、閉鎖行程の第1のセグメントの間に、エンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、14) によって捕捉される組織の厚さを感じることができ、センサ B を用いて、第1のセグメントに続く閉鎖行程の第2のセグメントの間における組織厚さを感じることができ、センサ C を用いて、第2のセグメントに続く閉鎖行程の第3のセグメントの間における組織厚さを感じすることができる。特定の例では、センサ A、B、及び C は、例えばエンドエフェクタ 3 0 0 に沿って配設することができる。
20
30

【 0 2 9 7 】

特定の例では、センサ A、B、及び C は、図 9 4 に示されるように、例えば、センサ A がセンサ B に近接して配設され、センサ C がセンサ B に近接して配設されるように配置することができる。特定の例では、図 9 2 に示されるように、例えば、センサ A は、第1の位置でエンドエフェクタ 3 0 0 によって捕捉される組織の組織厚さを感じすることができ、センサ B は、第1の位置よりも遠位側にある第2の位置でエンドエフェクタ 3 0 0 によって捕捉される組織の組織厚さを感じすることができ、センサ C は、第2の位置よりも遠位側にある第3の位置でエンドエフェクタ 3 0 0 によって捕捉される組織の組織厚さを感じすることができる。本明細書に記載するセンサは、本開示と関連して用いることができるセンサのタイプの例として意図されることが、読者には理解されるであろう。他の好適なセンサ及び感知装置を、本開示によって用いることができる。
40

【 0 2 9 8 】

特定の例では、外科用器具 4 4 0 0 は、多くの点で共通コントローラ 4 4 1 0 に類似し得る、コントローラ 4 4 5 0 を含んでもよい。例えば、コントローラ 4 4 5 0 は、共通コントローラ 4 4 1 0 のように、コントローラ 4 4 2 0 、プロセッサ 4 4 2 2 、及び／又はメモリ 4 4 2 4 を備えてもよい。特定の例では、電源 4 4 2 8 は、例えばコントローラ 4 4 5 0 に電力を供給することができる。特定の例では、外科用器具 4 4 0 0 は、外科用器具 4 4 0 0 の動作と関連する様々な機能を行うように起動することができる、例えば、センサ A、B、及び C などの複数のセンサを含んでもよい。特定の例では、例えば、センサ A、B、及び C のうちの1つを、他のセンサが停止したままの状態で、個々に又は別個に
50

起動して1つ又は2つ以上の機能を行わせることができる。特定の例では、例えばセンサA、B、及びCなど、外科用器具4400の複数のセンサはコントローラ4450を共有してもよい。特定の例では、一度にセンサA、B、及びCの1つのみをコントローラ4450に結合することができる。特定の例では、外科用器具4400の複数のセンサを、例えば、コントローラ4450に個々にかつ別個に結合可能であることができる。少なくとも1つの例では、コントローラ4450は、センサA、センサB、及び/又はセンサCとの動作可能な係合の間で選択的に切り換えることができる。

【0299】

特定の例では、図92に示されるように、例えば、コントローラ4450をハンドル組立体14内に配設することができ、例えば、コントローラ4450を共有するセンサをエンドエフェクタ300(図1、14)内に配設することができる。コントローラ4450、及び/又はコントローラ4450を共有するセンサは、上記に特定した位置に限定されないことが、読者には理解されるであろう。特定の例では、コントローラ4450、及びコントローラ4450を共有するセンサは、例えば、エンドエフェクタ300内に配設することができる。コントローラ4450、及び/又はコントローラ4450を共有するセンサの位置に関する他の配置が、本開示によって想起される。

10

【0300】

特定の例では、図92に示されるように、インターフェース4452を用いて、コントローラ4450に対する外科用器具4400のセンサの結合及び/又は切り離しを管理することができる。特定の例では、インターフェース4452を、複数の位置及び/又は状態の間で選択的に遷移させることができる。第1の位置及び/又は状態では、インターフェース4452は、例えばコントローラ4450をセンサAに結合してもよく、第2の位置及び/又は状態では、インターフェース4452は、例えばコントローラ4450をセンサBに結合してもよく、第3の位置及び/又は状態では、インターフェース4452は、例えばコントローラ4450をセンサCに結合してもよい。インターフェース4452の追加の位置及び/又は状態が、本開示によって想起される。

20

【0301】

特定の例では、インターフェース4452は、例えば、第1の位置、第2の位置、及び/又は第3の位置の間で移動可能であり、コントローラ4450は、第1の位置では第1のセンサに、第2の位置では第2のセンサに、また第3の位置では第3のセンサに結合されている。特定の例では、インターフェース4452が第1の位置から移動されると、コントローラ4450は第1のセンサから切り離され、インターフェース4452が第2の位置から移動されると、コントローラ4450は第2のセンサから切り離され、インターフェース4452が第3の位置から移動されると、コントローラ4450は第3のセンサから切り離される。特定の例では、スイッチ又はトリガは、インターフェース4452を複数の位置及び/又は状態の間で遷移させるように構成することができる。特定の例では、トリガは、エンドエフェクタを有効にするのと同時に、コントローラ4450を、例えば、コントローラ4450を共有するセンサのうちの1つとの動作可能な係合から、コントローラ4450を共有するセンサのうちの別の1つとの動作可能な係合へと遷移させるように、移動可能であることができる。

30

【0302】

少なくとも1つの例では、図92に示されるように、閉鎖トリガ32は、インターフェース4452に動作可能に結合することができ、複数の位置及び/又は状態の間でインターフェース4452を遷移させるように構成することができる。図92に示されるように、閉鎖トリガ32は、例えば閉鎖行程の間、インターフェース4452を、例えばコントローラ4450がセンサAに電気的に結合された第1の位置及び/又は状態、例えばコントローラ4450がセンサBに電気的に結合された第2の位置及び/又は状態、並びに/あるいは例えばコントローラ4450がセンサCに電気的に結合された第3の位置及び/又は状態の間で遷移せるように、複数の位置の間で移動可能であることができる。

40

【0303】

50

特定の例では、ユーザが閉鎖トリガ32を作動させてエンドエフェクタ300によって組織を捕捉してもよい。閉鎖トリガの作動によって、インターフェース4452を遷移又はシフトさせて、コントローラ4450を、例えばセンサAとの動作可能な係合から、例えばセンサBとの動作可能な係合へ、かつ／又は例えばセンサBとの動作可能な係合から、例えばセンサCとの動作可能な係合へと遷移させてもよい。

【0304】

特定の例では、コントローラ4450は、閉鎖トリガ32が第1の作動位置にある状態で、センサAに結合されてもよい。閉鎖トリガ32が第1の作動位置を超えて、第2の作動位置に向かって作動すると、コントローラ4450はセンサAから切り離されてよい。代替的に、コントローラ4450は、閉鎖トリガ32が非作動位置にある状態で、センサAに結合されてもよい。閉鎖トリガ32が非作動位置を超えて、第2の作動位置に向かって作動すると、コントローラ4450はセンサAから切り離されてよい。特定の例では、コントローラ4450は、閉鎖トリガ32が第2の作動位置にある状態で、センサBに結合されてもよい。閉鎖トリガ32が第2の作動位置を超えて、第3の作動位置に向かって作動すると、コントローラ4450はセンサBから切り離されてよい。特定の例では、コントローラ4450は、閉鎖トリガ32が第3の作動位置にある状態で、センサCに結合されてもよい。

10

【0305】

特定の例では、図92に示されるように、コントローラ4450は、インターフェース4452と結合係合するように適合された、複数の電気的及び／又は機械的接点4451を含んでもよい。コントローラ4450を共有する外科用器具4400の複数のセンサはそれぞれ、例えば、インターフェース4452と結合係合するように適合された、1つ若しくは2つ以上の対応する電気的及び／又は機械的接点4453を備えてもよい。

20

【0306】

特定の例では、プロセッサ4422は、センサがインターフェース4452に結合されている間、コントローラ4450を共有する複数のセンサからの入力を受信してもよい。例えば、プロセッサ4422は、センサAがコントローラ4450に結合されている間、センサAからの入力を受信してもよく、プロセッサ4422は、センサBがコントローラ4450に結合されている間、センサBからの入力を受信してもよく、プロセッサ4422は、センサCがコントローラ4450に結合されている間、センサCからの入力を受信してもよい。特定の例では、入力は、例えば、エンドエフェクタ300（図1、15）によって捕捉された組織の組織厚さの測定値など、測定値であることができる。特定の例では、プロセッサ4422は、センサA、B、及びCの1つ又は2つ以上の入力をメモリ4424に格納してもよい。特定の例では、プロセッサ4422は、例えば、センサA、B、及びCによって提供される入力に基づいて、様々な計算を行ってもよい。

30

【0307】

図93A及び93Bは、2つの発光ダイオード5310（LED）を更に備えるステープルカートリッジ5306を備える、エンドエフェクタ5300の一態様を示している。図93Aは、カートリッジデッキ5308のどちらかの側に位置する1つのLED5310を備えるエンドエフェクタ5300を示している。図91Bは、1つのLED5310がカートリッジデッキ5308のどちらかの側に位置する、アンビル5302が閉位置にあるエンドエフェクタ5300の3/4角度図を示している。エンドエフェクタ5300は、上述したエンドエフェクタ300（図1、15）に類似している。エンドエフェクタは、頸部材又は細長いチャネル5304に枢動可能に結合されたアンビル5302を備える。細長いチャネル5304は、ステープルカートリッジ5306を中心に受け入れるように構成されている。ステープルカートリッジ5306は、複数のステープル（図示せず）を備える。外科的動作の間、複数のステープルがステープルカートリッジ5306から配備可能である。ステープルカートリッジ5306は、ステープルカートリッジ5306の上面、又はカートリッジデッキ5308上に装着される、2つのLED5310を更に備える。LED5310は、アンビル5302が閉位置にあるときに目に見えるように装着

40

50

される。更に、LED5310は、LED5310の直視を妨げことがある組織を通して見えるように、十分に明るいものであることができる。それに加えて、少なくとも1つのLED5310がエンドエフェクタ5300のどちらかの側から見えるように、1つのLED5310をステープルカートリッジ5306どちらかの側に装着することができる。LED5310は、例示されるように、ステープルカートリッジ530の近位端付近に装着することができ、又はステープルカートリッジ5306の遠位端に装着されてもよい。

【0308】

LED5310は、例えばコントローラ1500(図19)など、プロセッサ又はコントローラと通信していてもよい。コントローラ1500は、カートリッジデッキ5308に対してアンビル5302によって圧縮された組織の特性を検出するように構成することができる。エンドエフェクタ5300によって囲まれた組織は、組織内の流体が組織の層から浸出するにつれて高さを変化させことがある。組織が十分に安定化される前にステープル留めすることは、ステープルの有効性に影響を及ぼすことがある。組織安定化は、一般的に変化率として伝わり、その変化率は、エンドエフェクタによって囲まれた組織がどの程度急速に高さを変化させているかを示す。

【0309】

器具の操作者の視野内でステープルカートリッジ5306に装着されるLED5310は、囲まれた組織が安定化する速度、及び/又は組織が安定状態に達しているか否かを示すために使用することができる。LED5310は、例えば、組織の安定化速度に直接相關する速度で点滅するように構成することができ、つまり、最初は高速で点滅し、組織が安定化するにしたがって点滅が低速になり、組織が安定していると定常のままであることができる。代替的に、LED5310は、最初は低速で点滅し、組織が安定化するにしたがって点滅がより高速になり、組織が安定していると消灯することができる。

【0310】

ステープルカートリッジ5306上に装着されたLED5310は、それに加えて又は任意に、他の情報を示すために使用することができる。他の情報の例としては、エンドエフェクタ5300が十分な量の組織を囲んでいるか否か、ステープルカートリッジ5306が囲まれた組織に対して適正であるか否か、ステープルカートリッジ5306に対して適正であるよりも多量の組織が囲まれているか否か、ステープルカートリッジ5306が外科用器具と適合していないか、又は器具の操作者にとって有用であろう他の任意のインジケータが挙げられるが、これらに限定されない。LED5310は、特定の速度で点滅するか、特定の瞬間に点灯又は消灯するか、あるいは異なる情報に対して異なる色で光ることによって、情報を示すことができる。代替的に、又はそれに加えて、LED5310は動作領域を照明するために使用することができる。いくつかの態様では、LED5310は、紫外光又は赤外光を放出して、通常光の下では見えない情報を照明するように選択することができ、その情報は、エンドエフェクタ5300内に位置付けられたステープルカートリッジ上又は組織コンペンセーター(図示せず)上に印刷される。代替的に、又はそれに加えて、ステープルを蛍光染料で覆うことができ、LED5310の波長は、LED5310によって蛍光染料が光るように選択される。ステープルをLED5310で照明することによって、器具の操作者がステープルを駆動させた後にそれらを見ることが可能になる。

【0311】

図94A及び94Bは、複数のLED5360を更に備えるステープルカートリッジ5356を備える、エンドエフェクタ5300の一態様を示している。図92Aは、アンビル5302が閉位置にあるエンドエフェクタ5300の横角度図を示している。例示される態様は、例として、カートリッジデッキ5358のどちらかの側に位置する複数のLED5360を備える。図92Bは、複数のLED5360がカートリッジデッキ5358のどちらかの側に位置することを示す、アンビル5302が開位置にあるエンドエフェクタ5300の3/4角度図を示している。ステープルカートリッジ5356は、ステー

10

20

30

40

50

ルカートリッジ 5356 のカートリッジデッキ 5358 上に装着された複数の LED 5360 を備える。LED 5360 は、アンビル 5302 が閉位置にあるときに目に見えるように装着される。更に、LED 5360 は、LED 5360 の直視を妨げることがある組織を通して見えるように、十分に明るいものであることができる。それに加えて、エンドエフェクタ 5300 のどちらの側からも同じ数の LED 5360 が見えるように、同じ数の LED 5360 をステープルカートリッジ 5356 のどちらの側にも装着することができる。LED 5360 は、例示されるように、ステープルカートリッジ 5356 の近位端付近に装着することができ、又はステープルカートリッジ 5356 の遠位端に装着してもよい。

【0312】

10

LED 5360 は、例えば図 15 のコントローラ 1500 など、プロセッサ又はコントローラと通信していてもよい。コントローラ 1500 は、上述したような組織の安定化速度など、カートリッジデッキ 5358 に対してアンビル 5302 によって圧縮された組織の特性を検出するように構成することができる。LED 5360 は、囲まれた組織が安定化する速度、及び / 又は組織が安定状態に達しているか否かを示すために使用することができる。LED 5360 は、例えば、囲まれた組織が安定化する速度で後続の LED 5360 がそれぞれ光ることにより、ステープルカートリッジ 5356 の近位端で始まって順番に光るように構成することができ、組織が安定していると、全ての LED 5360 を光らせることができる。代替的に、LED 5360 は、ステープルカートリッジ 5356 の遠位端で始まって順番に光ることができる。更に別の代替例では、LED 5360 は、LED 5360 の近位端又は遠位端のどちらから始まる順番で、連続して繰り返し光る。LED 5360 が光る速度及び / 又は繰り返しの速度は、囲まれた組織が安定化する速度を示すことができる。これらは、LED 5360 が組織に関する情報をどのように示すことができるかの単なる例であり、LED 5360 が光る順番、それらが光る速度、及び / 又はそれらのオン若しくはオフ状態の他の組み合わせが可能であることが理解される。また、LED 5360 を使用して、他の何らかの情報を外科用器具の操作者に通信するか、又は上述したように、作業領域を照らすことができることが理解される。

【0313】

20

図 95A 及び 95B は、複数の LED 5410 を更に備えるステープルカートリッジ 5406 を備える、エンドエフェクタ 5300 の一態様を示している。図 93A は、アンビル 5302 が閉位置にあるエンドエフェクタ 5300 の横角度図を示している。例示される態様は、例として、ステープルカートリッジ 5406 の近位端から遠位端まで、カートリッジデッキ 5408 のどちらかの側にある複数の LED 5410 を備える。図 93B は、アンビル 5302 が開位置にあり、複数の LED 5410 がステープルカートリッジ 5406 の近位端から遠位端までカートリッジデッキ 5408 のどちらかの側に位置していることを示す、エンドエフェクタ 5300 の 3 / 4 角度図を示している。ステープルカートリッジ 5406 は、ステープルカートリッジ 5406 のカートリッジデッキ 5408 上に装着された複数の LED 5410 を備え、LED 5410 は、ステープルカートリッジ 5406 の近位端から遠位端まで連続して配置されている。LED 5410 は、アンビル 5302 が閉位置にあるときに目に見えるように装着される。エンドエフェクタ 5300 のどちらの側からも同じ数の LED 5410 が見えるように、同じ数の LED 5410 をステープルカートリッジ 5406 のどちらの側にも装着することができる。

30

【0314】

40

LED 5410 は、例えば図 15 のコントローラ 1500 など、プロセッサ又はコントローラと通信することができる。コントローラ 1500 は、上述したような組織の安定化速度など、カートリッジデッキ 5408 に対してアンビル 5302 によって圧縮された組織の特性を検出するように構成することができる。LED 5410 は、組織の安定化速度及び / 又は組織が安定していることを示すように、所望に応じて順番に又はまとめてオン又はオフされるように構成することができる。LED 5410 は更に、他の何らかの情報を外科用器具の操作者に通信するか、又は上述したように、作業領域を照らすように構成

50

することができる。それに加えて、又は代替的に、LED5410は、エンドエフェクタ5300のどの領域が安定した組織を含むか、及び／又はエンドエフェクタ5300のどの領域が組織を囲んでいるか、及び／又はそれらの領域が十分な組織を囲んでいるかを示すように構成することができる。LED5410は更に、囲まれた組織の任意の部分がステープルカートリッジ5406に対して好適でないかを示すように構成することができる。

【0315】

主としてここで図96及び97を参照すると、電源組立体2096は、電力変調器制御機器2106を含み得、電力変調器制御機器2106は、例えば、1つ若しくは2つ以上の電界効果トランジスタ(FET)、ダーリントンアレイ、調節可能な増幅器、及び／又は任意の他の電力変調器を含み得る。交換式運転組立体2094が電源組立体2096に結合されている間、電源組立体コントローラ2100は、運転組立体コントローラ2102によって生成される信号に反応して、電池2098の電力出力を交換式運転組立体2094の電力要件に設定するように、電力変調器制御機器2106を作動し得る。

10

【0316】

やはり図96及び97を参照すると、交換式運転組立体2094が電源組立体2096に結合されている間、電源組立体コントローラ2100は、交換式運転組立体2094の運転組立体コントローラ2102によって生成される1つ又は2つ以上の信号に対し、電源組立体2096から交換式運転組立体2094への送電を監視するように構成され得る。図96に示されているように、電源組立体コントローラ2100は、例えば、運転組立体コントローラ2102によって生成される1つ又は2つ以上の信号を検出するために、電池2098に対する電圧を監視するための電圧監視機構を使用してもよい。特定の例では、電源組立体コントローラ2100のアナログ・デジタル変換器(ADC)によって読み取り可能にするために、電圧コンディショナーを使用して電池2098の電圧のスケーリングを行うことができる。図96に示されているように、電圧コンディショナーは、測定され、例えば、ADCを介して電源組立体コントローラ2100に報告され得る電池2098の電圧に比例する、基準電圧又は低電圧信号を生じさせ得る電圧回路2018を備えてよい。

20

【0317】

他の状況下では、図97に示されているように、電源組立体2096は、例えば、運転組立体コントローラ2102によって生成される1つ又は2つ以上の信号を検出するために、交換式運転組立体2094に送信される電流を監視するための電流監視機構を備えてよい。特定の例では、電源組立体2096は、交換式運転組立体2094に送信される電流を監視するために使用され得る、電流センサ2110を備えてもよい。監視された電流は、例えば、ADCを介して電源組立体コントローラ2100に報告され得る。他の状況下では、電源組立体コントローラ2100は、運転組立体コントローラ2102によって生成される1つ又は2つ以上の信号を検出するために、交換式運転組立体2094に送信される電流と、電池2098に対する対応する電圧と、の両方を同時に監視するように構成され得る。読者は、電流及び／又は電圧を監視するための様々な他の機構が、運転組立体コントローラ2102によって生成される1つ又は2つ以上の信号を検出するために、電源組立体コントローラ2100によって使用され得ることを理解するであろう。このような機構全てが、本開示によって想到される。

30

【0318】

図98を参照すると、コントローラ13002は、一般に、プロセッサ13008(「マイクロプロセッサ」と、プロセッサ13008に動作可能に結合された1つ又は2つ以上のメモリユニット13010とを備えてもよい。メモリ13010に記憶された命令コードを実行することによって、プロセッサ13008は、例えば、モータ12216、様々な駆動システム、及び／又はユーザディスプレイなど、外科用器具12200の様々な構成要素を制御してもよい。コントローラ13002は、集積型及び／若しくは個々のハードウェア要素、ソフトウェア要素、並びに／又はそれら両者の組み合わせを用いて実

40

50

装され得る。集積型ハードウェア要素の例としては、プロセッサ、マイクロプロセッサ、コントローラ、集積回路、特定用途向け集積回路（ASIC）、プログラマブル論理デバイス（PLD）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、コントローラ、システムオンチップ（SOC）、及び／又はシステムインパッケージ（SIP）が挙げられ得る。個々のハードウェア要素の例としては、論理ゲート、電界効果トランジスタ、バイポーラトランジスタ、抵抗、コンデンサ、インダクタ、及び／若しくはリレーなど、回路並びに／又は回路素子が挙げられ得る。特定の例では、コントローラ13002は、例えば、1つ又は2つ以上の基板上に離散的及び集積型の回路素子又は構成要素を含むハイブリッド回路を含んでもよい。特定の例では、コントローラ13002は、図15～17Bに関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラのLM4F230H5QRであってよい。10

【0319】

様々な形態では、モータ12216は、例えば、約25,000RPMの最大回転数を有するブラシ付きDC駆動モータであってもよい。別の構成において、モータ12216としては、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は任意の他の好適な電動モータが挙げられてよい。例えば、モータ12216に電力を供給するために、例えばリチイオン電池などの電池12218（又は「電源」若しくは「パワーパック」）がハウジング12212に結合されてもよい。20

【0320】

再び図98を参照すると、外科用器具12200は、コントローラ13002と動作可能に通信するモータコントローラ13005を有してもよい。モータコントローラ13005は、モータ12216の回転方向を制御するように構成されることができる。特定の例では、モータコントローラ13005は、電池12218によってモータ12216に加えられる電圧極性を判定し、そしてモータ12216の回転方向を、コントローラ13002からの入力に基づいて判定するように構成されてもよい。例えば、電池12218によってモータ12216に加えられる電圧極性が、コントローラ13002からの入力に基づいてモータコントローラ13005によって逆転されるとき、モータ12216は、その回転方向を時計回りの方向から反時計回りの方向へと逆転させることができる。それに加えて、モータ12216は、例えば、モータ12216の回転方向に応じて遠位側又は近位側にモータ12216によって駆動され得る、関節駆動部に動作可能に結合され得る。更に、関節駆動部はエンドエフェクタ12208に動作可能に結合され得る。例えば、関節駆動部が近位側へ軸方向に並進することで、例えばエンドエフェクタ12208を反時計回りの方向に関節運動させることができ、及び／又は、関節駆動部が遠位側へ軸方向に並進することで、例えばエンドエフェクタ12208を時計回りの方向に関節運動させることができる。30

【0321】

図99に示す態様では、インターフェース3001は、複数のスイッチ3004A～C、3084Bを備え、スイッチ3004A～Cの各々はそれぞれ、3つの電気回路3006A～Cのうちの1つによってコントローラ3002に結合され、スイッチ3084Bは回路3084Aによってコントローラ3002に結合されている。読者に理解されたいこととして、スイッチと回路との他の組み合わせが、インターフェイス3001と共に利用され得る。40

【0322】

上記に加えて更に、コントローラ3002は、プロセッサ3008及び／又は1つ若しくは2つ以上のメモリユニット3010を備えてもよい。メモリ3010に記憶された命令コードを実行することにより、プロセッサ3008は、電動モータ1102及び／又はユーザディスプレイなど、外科用器具の様々な構成要素を制御することができる。コントローラ3002は、集積型及び／若しくは個々のハードウェア要素、ソフトウェア要素、並びに／又はそれら両者の組み合わせを用いて実装され得る。集積型ハードウェア要素の50

例としては、プロセッサ、マイクロプロセッサ、コントローラ、集積回路、特定用途向け集積回路（ASIC）、プログラマブル論理デバイス（PLD）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、コントローラ、システムオンチップ（SOC）、及び／又はシステムインパッケージ（SIP）が挙げられ得る。個々のハードウェア要素の例には、回路及び／又は回路素子（例えば、ロジックゲート、電界効果トランジスタ、バイポーラトランジスタ、レジスタ、コンデンサ、インダクタ、リレーなど）を挙げることができる。他の態様では、コントローラ3002は、例えば1つ又は2つ以上の基板上に個々の回路素子又は部品と集積型の回路素子又は部品とを備えるハイブリッド回路を含んでもよい。

10

【0323】

再び図99を参照すると、外科用器具1010は、コントローラ3002と動作可能に通信するモータコントローラ3005を含んでもよい。モータコントローラ3005は、電動モータ1102の回転方向を制御するように構成されることができる。例えば、電動モータ1102は、例えば電池1104などの電池から給電されることができ、コントローラ3002は、電池1104から電動モータ1102に加えられる電圧極性を、そして電動モータ1102の回転方向を、コントローラ3002からの入力に基づいて判定するように構成されてもよい。例えば、電池1104によって電動モータ1102に加えられる電圧極性が、コントローラ3002からの入力に基づいてモータコントローラ3005によって逆転されるとき、電動モータ1102は、その回転方向を時計回りの方向から反時計回りの方向へと逆転させることができる。好適なモータコントローラの例が、本書の他の箇所で説明されており、限定するものではないがドライバ7010（図100）が挙げられる。

20

【0324】

それに加えて、本書の他の箇所により詳細に記載されるように、電動モータ1102は、関節駆動部に動作可能に結合され得る。使用の際、電動モータ1102は、電動モータ1102が回転する方向に応じて、近位関節駆動部を遠位側に又は近位側に駆動することができる。更に、近位関節駆動部はエンドエフェクタ1300に動作可能に結合されることができ、例えば、近位関節駆動部10030が近位側へ軸方向に並進することで、例えばエンドエフェクタ1300を反時計回りの方向に関節運動させることができ、かつ／又は、近位関節駆動部10030が遠位側へ軸方向に並進することで、例えばエンドエフェクタ1300を時計回りの方向に関節運動させることができる。

30

【0325】

上記に加えて更に、再び図99を参照すると、インターフェース3001は、スイッチ3004Aをエンドエフェクタ1300の時計回りの関節運動用にすることができる、スイッチ3004Bをエンドエフェクタ1300の反時計回りの関節運動用にすることができるように構成され得る。例えば、操作者は、スイッチ3004Aを閉じることによってエンドエフェクタ1300を時計回りの方向に関節運動させることができ、スイッチ3004Aは、電動モータ1102を時計回りの方向に回転させるようにコントローラ3002に信号を送ることができ、それにより、結果として、近位関節駆動部10030は遠位側に前進され、エンドエフェクタ1300は時計回りの方向に関節運動されることになる。別の例において、操作者は、スイッチ3004Bを閉じることによってエンドエフェクタ1300を反時計回りの方向に関節運動させることができ、スイッチ3004Bは、例えば電動モータ1102を反時計回りの方向に回転させるようにコントローラ3002に信号を送って、近位関節駆動部10030を近位側に後退させて、反時計回りの方向にエンドエフェクタ1300を関節運動させることができる。

40

【0326】

図100に示すように、センサ装置7002は、長手方向に移動可能な駆動部材1111の位置に対応する固有の位置信号を与える。電動モータ1102は回転式シャフト7016を含むことができ、回転式シャフト7016は、長手方向に移動可能な駆動部材1111

50

11の駆動歯の組又はラックとの噛合い係合をなして取り付けられるギヤ組立体7014と動作可能に連係する。図101も参照すると、以下で更に詳細に説明するように、センサ要素7026は、センサ要素7026の1回転が、長手方向に移動可能な駆動部材1111のいくぶんかの直線的な長手方向移動に対応するように、ギヤ組立体7106に動作可能に結合されてもよい。一態様において、ギヤ及びセンサの装置が、ラックピニオン装置によって直線アクチュエータに、又はスパーギヤ若しくは他の接続によって回転アクチュエータに接続され得る。多数回の旋回が必要となる回転ねじ式駆動構成を備えた態様の場合、ウォーム及びホイールなど、駆動部材とセンサとの間の高度な減速装置が用いられてもよい。

【0327】

10

本開示の一態様によれば、絶対位置調整システム7000のセンサ装置7002は、外科用デバイスと共に使用するための、より頑健な位置センサ7012を設ける。取り得る各アクチュエータの位置に関する固有の位置信号又は値を与えることによって、そのような装置は、零点調整又は較正工程の必要性を排除し、ノイズ又は電力低下の状態によって従来の回転エンコーダ構成と同様に位置検知の誤差が生じ得る場合に、設計の悪影響が生じる可能性を低減する。

【0328】

一態様では、絶対位置調整システム7000のセンサ装置7002は、通常はモータのロータに装着される従来の回転エンコーダに代わるものであり、従来の回転エンコーダを位置センサ7012で置き換えており、位置センサ7012は、位置センサ7012に関連付けられたセンサ要素の1回転で、各回転位置に対する固有の位置信号を発生させる。したがって、位置センサ7012に関連付けられたセンサ要素の1回転は、長手方向に移動可能な駆動部材1111の長手方向の線形変位d1と等価である。換言すれば、d1は、長手方向に移動可能な駆動部材1111に結合されたセンサ要素が1回転した後の、長手方向に移動可能な駆動部材1111が点「a」から点「b」まで移動した長手方向の直線距離である。センサ装置7002は、ギヤ減速装置を介して接続されてもよく、このギヤ減速装置によって、位置センサ7012は、長手方向に移動可能な駆動部材1111の全行程に対して1回転のみすることになる。好適なギヤ比を用いると、長手方向に移動可能な駆動部材1111の全行程が位置センサ7012の1回転で表現され得る。

20

【0329】

30

位置センサ7012の複数の回転に対する固有の位置信号を与えるために、一連のスイッチ7022a～7022n（ここでnは1より大きい整数である）が、単独で用いられても、ギヤ減速装置と共に用いられてもよい。スイッチ7022a～7022nの状態はコントローラ7004にフィードバックされ、コントローラ7004はロジックを適用して、長手方向に移動可能な駆動部材1111の長手方向の線形変位d1+d2+...+dnに対応する固有の位置信号を決定する。

【0330】

したがって、絶対位置調整システム7000は、モータが前方又は後方に経たステップの数を単純にカウントして装置アクチュエータ、駆動バー、ナイフなどの位置を推測する、従来の回転エンコーダで必要となり得るように、長手方向に移動可能な駆動部材1111をリセット（ゼロ又はホーム）位置へ後退又は前進させることなく、器具の電源投入後に長手方向に移動可能な駆動部材1111の絶対位置を与える。

40

【0331】

様々な態様では、センサ装置7002の位置センサ7012は例えば、とりわけ、1つ又は2つ以上の磁気センサ、電位差計などのアナログ回転センサ、アナログホール効果素子の配列を備えてもよく、アナログホール効果素子は、位置信号又は値の固有の組み合わせを出力するものである。

【0332】

様々な態様では、コントローラ7004は、ナイフ及び関節運動システムの速度及び位置に対する精密制御など、様々な機能を実施するようにプログラムされてもよい。既知の

50

物理特性を用いて、コントローラ 7004 は、実システムの応答をコントローラ 7004 のソフトウェアでシミュレートするように設計され得る。シミュレーションによる応答は、（ノイズを伴い、離散的な）測定による実システムの応答と比較されて、「観測された」応答が取得され、これが実際のフィードバックの決定に用いられる。観測された応答は、シミュレーションによる応答の滑らかで連続的な性質を、測定による応答と釣り合われる好適な同調された値であり、これはシステムに及ぼす外部の影響を検知することができる。

【0333】

様々な態様では、絶対位置調整システム 7000 は、以下の機能性を更に備えてもよく、及び / 又は以下の機能性を実現するようにプログラムされてもよい。フィードバックコントローラは、これらに限定されないが、PID、状態フィードバック、及び適応コントローラを含む任意のフィードバックコントローラのうちの 1 つであってもよい。電源が、フィードバックコントローラからの信号を、システムへの物理的入力、この場合は電圧へと変換する。他の例には、限定するものではないが、パルス幅変調（PWMed）電圧、電流、及び力が挙げられる。電動モータ 1102 は、関節運動又はナイフシステムへのギヤボックス及び機械的リンクを備えたブラシ付き DC モータであってもよい。位置センサ 7012 で測定される位置に加えて、物理的システムの物理パラメータを測定するために、他の（単数又は複数の）センサ（7018）が設けられてもよい。それはデジタル信号である（又は、デジタルデータ取得システムに接続される）ので、その出力は有限の解像度とサンプリング周波数を有することになる。限定するものではないが、シミュレーションされた応答を測定された応答に近づける重み付き平均及び理論的制御ループなどのアルゴリズムを用いて、シミュレーションされた応答と測定された応答とを結び付けるために、比較及び結合回路が設けられてもよい。入力を知ることによって物理的システムの状態及び出力がどのようになるかを予測するために、物理的システムのシミュレーションは、質量、慣性、粘性摩擦、誘導抵抗などの特性を考慮する。一態様では、コントローラ 7004 は、図 15 ~ 17B に関連して記載されるように、シングルコア又はマルチコアコントローラの LM4F230H5QR であってよい。

【0334】

一態様では、ドライバ 7010 は、 Allegro Microsystems, Inc. から入手可能な A3941 であってもよい。A3941 ドライバ 7010 は、ブラシ付き DC モータなどの、誘導負荷に対して特別に設計された外部の N チャネルパワー金属酸化膜半導体電界効果トランジスタ（MOSFET）と共に使用するためのフルブリッジコントローラである。ドライバ 7010 は、固有の電荷ポンプ調整器を備え、これは、全 ($> 10V$) ゲート駆動を 7Vまでの電池電圧にもたらし、A3941 が 5.5Vまでの低減ゲート駆動で動作することを可能にする。ブーストトラップコンデンサは、N チャネルの MOSFET に必要な上記の電池供給電圧を提供するために使用されてもよい。ハイサイド駆動用の内部電荷ポンプにより、DC (100% デューティサイクル) 動作が可能となる。フルブリッジは、ダイオード又は同期整流を用いて高速又は低速減衰モードで駆動され得る。低速減衰モードにおいて、電流の再循環は、ハイサイドの FET によっても、ローサイドの FET によっても可能である。電力 FET は、抵抗器で調節可能なデッドタイムによって、シートスルーから保護される。統合診断は、低電圧、温度過昇、及びパワーブリッジの異常を指示するものであり、ほとんどの短絡状態下でパワー MOSFET を保護するように構成され得る。絶対位置調整システム 7000 で使用するために、他のモーター駆動器が容易に代用されることができる。したがって、本開示は、この文脈に限定されるべきではない。

【0335】

センサ装置 7002 用の絶対位置調整システム 7000 の様々な態様を実現するための一般的なアーキテクチャについて説明したので、ここで、絶対位置調整システム 7000 のセンサ装置の一態様について説明するために、本開示は図 101 ~ 図 103 を参照する。図 101 に示す態様では、センサ装置 7002 は、位置センサ 7100 と、磁石 710

10

20

30

40

50

2のセンサ要素と、長手方向に移動可能な駆動部材1111（図100）の全行程ごとに1回転する磁石ホルダ7104と、減速するためのギヤ組立体7106とを備えている。ギヤ組立体7106、磁石ホルダ7104、及び磁石7102を支持するために、プラケット7116などの構造要素が設けられている。位置センサ7100は、ホール要素などの1つ又は2つ以上の磁気検出要素を備え、磁石7102に近接して定置されている。したがって、磁石7102が回転すると、位置センサ7100の磁気検出要素は、1回転にわたって磁石7102の絶対角度位置を判定する。

【0336】

様々な態様において、例えば、全磁場を測定するか、磁場のベクトル成分を測定するかによって分類される磁気センサなど、任意の個数の磁気検出要素が絶対位置調整システム7000に用いられてよい。両タイプの磁気センサを生産するために用いられる技術は、物理学及び電子工学の多数の側面を含んでいる。磁場検出に用いられる技術として、とりわけ、探りコイル、フラックスゲート、光ポンピング、核摂動、SQUID、ホール効果、異方性磁気抵抗、巨大磁気抵抗、磁気トンネル接合、巨大磁気インピーダンス、磁歪／圧電複合材、磁気ダイオード、磁気トランジスタ、光ファイバ、光磁気、及び微小電気機械システム系の磁気センサが挙げられる。

【0337】

例示の態様では、ギヤ組立体7106は、3：1のギヤ比接続を提供する噛合い係合の第1のギヤ7108と第2のギヤ7110とを備えている。第3のギヤ7112は、シャフト7114の周りを回転する。第3のギヤは、長手方向に移動可能な駆動部材1111と噛合い係合し、長手方向に移動可能な駆動部材1111が遠位方向Dに前進すると、第1の方向に回転し、長手方向に移動可能な駆動部材1111が近位方向Pに後退すると、第2の方向に回転する。第2のギヤ7110はまた、シャフト7114の周りを回転し、したがって、シャフト7114の周りでの第2のギヤ7110の回転は、長手方向に移動可能な駆動部材1111の長手方向移動に対応する。したがって、遠位方向D又は近位方向Pのいずれかにおける長手方向に移動可能な駆動部材1111の完全な1行程は、第2のギヤ7110の3回転、及び第1のギヤ7108の1回転に対応する。磁石ホルダ7104は、第1のギヤ7108に結合されているので、磁石ホルダ7104は、長手方向に移動可能な駆動部材1111の各全行程について完全に1回転する。

【0338】

図102は、一態様による、回路1106及びセンサ装置7002の各要素の相対的な整合を示す、絶対位置調整システム7000のセンサ装置7002の分解斜視図である。位置センサ7100（この図には示さない）は、アパー・チャ7120を画定する位置センサホルダ7118によって支持されており、アパー・チャ7120は、下方で回転する磁石7102と正確に整列する位置センサ7100を収容するのに好適なものである。固定具が、プラケット7116に、及び回路1106に結合されており、磁石7102が磁石ホルダ7104と共に回転する間、依然として静止している。ハブ7122が、第1のギヤ7108及び磁石ホルダ7104と嵌合するように設けられている。

【0339】

図103は、一態様による、磁気回転式絶対位置調整システムを含んだ絶対位置調整システム7000用の位置センサ7100の一態様の模式図である。一態様では、位置センサ7100はAustria Microsystems, AGから入手可能なAS5055EQFTシングルチップ磁気回転式位置センサとして実装されてもよい。位置センサ7100は、コントローラ7004と連係して絶対位置調整システム7000を設けている。位置センサ7100は、低電圧低電力の構成要素であり、磁石7102（図99、図100）の上方に位置する位置センサ7100の領域7130に、4つのホール効果要素7128A、7128B、7128C、7128Dを有している。また、高解像度ADC7132及びスマート電力管理コントローラ7138がチップ上に設けられている。加算、減算、ビットシフト、及びテーブル参照演算のみを必要とする、双曲線関数及び三角関数を計算する簡潔かつ効率的なアルゴリズムを実装するために、1桁毎の方法とボルダー

10

20

30

40

50

アルゴリズム (Volder's algorithm) でも知られる、CORDIC (座標回転デジタルコンピュータの略) プロセッサ 7136 が設けられる。角度位置、アラームビット、及び磁場情報が、SPI インターフェース 7134 など標準的なシリアル通信インターフェースを介してコントローラ 7004 に伝送される。位置センサ 7100 は、12 ビット又は 14 ビットの解像度を提供する。位置センサ 7100 は、小型の QFN16 ピン $4 \times 4 \times 0.85\text{ mm}$ パッケージで提供される AS5055 チップであってよい。

【0340】

ホール効果素子 7128A、7128B、7128C、7128D は、直接回転磁石の上方に設置されている。ホール効果は、周知の効果であり、開示を簡潔かつ明確にするために、本明細書では詳細に説明しない。一般に、ホール効果とは、電気導体に流れる電流と、その電流に垂直な磁場に直交して、電気導体にかかる電位差（ホール電圧）が発生することである。これは、エドWIN・ホール (Edwin Hall) によって 1879 年に発見された。ホール係数は、誘導電場と、電流密度に印加磁場を掛けたものとの比として定義される。その値は、電流を構成する電荷キャリアの種類、個数、及び特性に依存するので、ホール係数は、導体を作る材料の特徴を示す。AS5055 位置センサ 7100 において、ホール効果要素 7128A、7128B、7128C、7128D は、磁石 7102 (図 186、187) の絶対位置を磁石 7102 の 1 回転にわたって角度で示す電圧信号を発生させることができある。この角度値は固有の位置信号であり、CORDIC プロセッサ 7136 によって算出され、AS5055 位置センサ 7100 にオンボードでレジスタ又はメモリ内に格納される。1 回転にわたる磁石 7102 の位置を示す角度値は、様々な技術で、例えば電源投入時に、又はコントローラ 7004 によって要求されたときに、コントローラ 7004 に与えられる。

【0341】

AS5055 位置センサ 7100 は、コントローラ 7004 に接続されているとき、動作するために少数の外部構成要素のみを必要とする。単一電源を使用する単純な適用には 6 本の導線を必要とし、電力用に 2 本の導線、及びコントローラ 7004 との SPI インターフェース 7134 用に 4 本の導線 7140 を必要とする。割り込みをコントローラ 7004 に送信して、新たな有効な角度が読み込まれることを知らせるために、7 番目の接続が加えられてもよい。

【0342】

電源投入時に、AS5055 位置センサ 7100 は、1 回の角度測定を含む全ての電源投入シーケンスを実施する。このサイクルの完了は、INT 出力 7142 として示され、角度値は内部レジスタに記憶される。この出力が設定されると、AS5055 位置センサ 7100 は、一時停止してスリープモードに移る。コントローラ 7004 は、SPI インターフェース 7134 を介して AS5055 位置センサ 7100 から角度値を読み取ることによって、INT 出力 7142 における INT 要求に応答することができる。角度値がコントローラ 7004 によって読み取られると、INT 出力 7142 が再びクリアされる。また、コントローラ 7004 によって SPI インターフェース 7134 で「角度読み取り」コマンドを位置センサ 7100 に送信すると、自動的にチップに給電され、別の角度測定が開始される。コントローラ 7004 が角度値の読み取りを完了すると、直ちに、INT 出力 7142 がクリアされ、新たな結果が角度レジスタに記憶される。角度測定の完了は、再び、INT 出力 7142 及びステータスレジスタの対応するフラグを設定することによって示される。

【0343】

AS5055 位置センサ 7100 の測定原理に基づいて、单一の角度測定のみが、各電源投入シーケンス後のごく短い時間で ($\sim 600\mu\text{s}$) 実施される。1 つの角度の測定が完了すると、直ちに、AS5055 位置センサ 7100 は一時停止して電源オフ状態に移る。デジタル平均化による角度値のオンチップフィルタリングは、複数回の角度測定を必要とし、その結果、電源投入時間がより長くなり、低電力用途には望ましくないので、このオンチップフィルタリングは実施されない。角度のジッターは、コントローラ 7004

10

20

30

40

50

で複数の角度サンプルを平均化することによって低減され得る。例えば、4つのサンプルを平均化すると、ジッターは6 dB (50%) 低減する。

【0344】

上述したように、エンドエフェクタ1300内に捕捉された組織をステープル留め及び／又は切開するために、外科用器具システム1000のハンドル1042内に配置された電動モータ1102を利用することで、例えば発射部材1272及び1280を含めて、シャフト組立体1200の発射システムを、シャフト組立体1200のエンドエフェクタ1300に対して前進及び／又は後退させることができる。様々な状況において、発射部材1272及び1280を所望の速度で、又は所望の速度の範囲内で前進させることが望ましい場合がある。同様に、発射部材1272及び1280を所望の速度で、又は所望の速度の範囲内で後退させることが望ましい場合がある。様々な状況において、例えばハンドル1042のコントローラ7004、及び／又は任意の他の好適なコントローラが、発射部材1272及び1280の速度を制御するように構成され得る。いくつかの状況において、コントローラは例えば、電圧及び／若しくは電流など、電動モータ1102に供給される電力の様々なパラメータ、並びに／又は電動モータ1102の他の動作パラメータに基づいて、発射部材1272及び1280の速度を予測するように構成され得る。コントローラはまた、電動モータ1102に供給される電流及び／若しくは電圧の以前の値、並びに／又は、速度、加速度、及び／若しくは位置など、システムの以前の状態に基づいて、発射部材1272及び1280の現在の速度を予想するように構成され得る。更に、コントローラはまた、例えば上述した絶対位置調整センサシステムを利用して、発射部材1272及び1280の速度を感知するように構成され得る。様々な状況下で、コントローラは、発射部材1272及び1280の予想速度と、発射部材1272及び1280の感知速度とを比較して、電動モータ1102への電力を、発射部材1272及び1280の速度を増加させるために増加させ、かつ／又は発射部材1272及び1280の速度を低下させるために減少させるべきか否かを判定するように構成され得る。米国特許第8210411号、発明の名称「MOTOR - DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT」の全ての開示内容が参照によって本明細書に組み込まれる。米国特許第7,845,537号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HAVING RECORDING CAPABILITIES」の全ての開示内容が参照によって本明細書に組み込まれる。

【0345】

ここで図104及び図105を参照すると、本明細書で開示する器具の物理的性質を用いて、例えばコントローラ7004などのコントローラが、器具の実際のシステムの応答をコントローラのソフトウェアでシミュレートするように設計され得る。シミュレーションによる応答は、（ノイズを伴い離散的な）測定された実際のシステムの応答と比較されて、「観測された」応答が取得され、これが実際のフィードバックの決定に用いられる。観測された応答は、シミュレーションによる応答の滑らかで連続的な性質を、測定による応答と釣り合わせる好適な同調された値であり、これはシステムに及ぼす外部の影響を検知することができる。図104及び図105に関連して、シャフト組立体1200のエンドエフェクタ1300の発射要素又は切断要素が、目標の速さ若しくは速度又はその近傍で移動させられ得る。図102及び図103に開示するシステムは、切断要素を目標の速さで移動させるために利用され得る。システムは、フィードバックコントローラ4200を含むことができ、フィードバックコントローラ4200は、限定するものではないが、例えば、PID、状態フィードバック、LQR、及び／又は適応コントローラを含む任意のフィードバックコントローラのうちのいずれかであってもよい。システムは電源を更に含むことができる。電源は例えば、フィードバックコントローラ4200からの信号を、システムへの物理的入力、この場合は電圧に変換することができる。他の例としては、限定するものではないが、例えば、パルス幅変調(PWM)電圧、周波数変調電圧、電流、トルク、及び／又は力が挙げられる。

【0346】

10

20

30

40

50

引き続き図104及び図105を参照すると、これらにおいて参照される物理的システムは、発射部材又は切断部材を駆動するように構成された器具の実際の駆動システムである。一例が、関節及び／又はナイフシステムへのギヤボックス及び機械的リンクを備えたブラシ付きDCモーターである。もう1つの例が、本明細書で開示される電動モータ1102であり、このモータ1102は、交換式シャフト組立体の、例えば発射部材10060及び関節ドライバ10030を操作する。図104及び図105において参照される外的影響4201は、例えば、身体を囲む組織及び物理的システムにかかる摩擦などの事物についての無制限の予測不可能な影響である。そのような外的影響は、抗力と呼ばれてもよく、例えば電動モータ1102に逆らって作用するモータ4202によって表されることができる。様々な状況下で、抗力などの外的影響は、物理的システムのシミュレーションが実際の物理的システムからの偏差の主要な原因となる。図104及び図105において示され、以下で更に議論されるシステムは、発射部材又は切断部材の予想される挙動と、発射部材又は切断部材の実際の挙動との差に対処することができる。

【0347】

図104及び図105を引き続き参照すると、それらにおいて参照される個々のセンサは、実際の物理的システムの物理的パラメータを測定する。そのような個々のセンサの一態様が、絶対位置調整センサと、磁石7102など本明細書において説明されるシステムとを有することができる。そのような個々のセンサの出力はデジタル信号であり得る（又は、デジタルデータ取得システムに接続される）ので、その出力は有限の解像度及びサンプリング周波数を有することができる。個々のセンサの出力は、例えばコントローラ7004などのコントローラに供給され得る。様々な状況において、コントローラは、シミュレートされた、又は推定された応答を、測定された応答と組み合わせることができる。特定の状況において、観測された応答をノイズが多く利用できないものにすることなく、外的影響が考慮されるようにするために、測定された応答を十分に利用することが有用となることがある。そのように行うアルゴリズムの例として、例えば、シミュレーションによる応答を測定による応答に近似する重み付き平均及び／又は理論的制御ループが挙げられる。最終的に、上記に加えて更に、例えば、入力を知ることによって物理的システムの状態及び出力がどのようになるかを予測するために、物理的システムのシミュレーションでは、質量、慣性、粘性摩擦、及び／又は誘導抵抗などの特性が考慮される。図103は、実際のシステムを動作させるために供給される電流の評価及び測定の追加を示しており、この電流は、例えば、シャフト組立体1200の切断部材又は発射部材の速度を制御するために評価され得る更に別のパラメータである。特定の状況において、電圧を測定することに加えて、又はそれに代えて電流を測定することによって、物理的システムをより正確なものにすることができる。それでもなお、本明細書において開示される構想は、他の物理的システムについての他の状態パラメータの測定に拡張され得る。

【0348】

図106は、本明細書で説明される様々な態様による外科用器具5500の斜視図を示す。外科用器具5500は、外科用器具5500が、ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、アンビルに機械的に結合された閉鎖部材と、ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、閉鎖部材及び／又はナイフに機械的に結合された電動モータと、モータに電気的に結合されたモータコントローラと、モータコントローラに電気的に結合された制御回路と、を含む点で、本明細書に上述した外科用器具に類似している。外科用器具5500はまた、外科用器具5500が、閉鎖力、発射力、電動モータによって引き込まれる電流、細長いチャネルとアンビルとの間に位置付けられた組織のインピーダンス、細長いチャネルに対するアンビルの位置、ナイフの位置、又はこれらの任意の組み合わせを感じ又は測定するように共同で構成されているセンサも含む点で、本明細書に上述した外科用器具に類似している。外科用器具5500はまた、外科用器具5500が閉鎖アルゴリズム、発射アルゴリズム、モータ制御アルゴリズム、又はこれらの任意の組み合わせなどアルゴリズムも含み、これらのアルゴリズムが外科用器具5500の動作を動的に調節する

10

20

30

40

50

よう に 機能する点で、本明細書に上述した外科用器具に類似している。しかしながら、外科用器具 5500 は、外科用器具 5500 が、以下に記載するように、外科用器具 5500 に更なる制御機能を提供する、1つ又は2つ以上の追加アルゴリズム（上述したアルゴリズムに加えて）を更に含む点で、本明細書に上述した外科用器具と異なる。

【 0 3 4 9 】

一般に、外科用器具 5500 は、1つ又は2つ以上の閉鎖アルゴリズムを用いて、顎部をその間に位置付けられた組織に対してクランプする閉鎖運動を制御してよい、かつ／又は1つ又は2つ以上の発射アルゴリズムを用いて、顎部間にクランプされた組織をステップ留めし、切断する発射運動を制御してよい。動作の際、所与のセンサは、所与のパラメータ（例えば、閉鎖力、発射力、及び／又はこれらの任意の組み合わせ）を感知又は測定し、感知した／測定したパラメータを示す信号を出力する。出力信号は、アナログ信号又はデジタル信号であり得る。例えば、センサによる信号出力がアナログ信号である場合、アナログ信号は、アナログ信号を示すデジタル信号を出力する、アナログ・デジタル（A/D）変換器への入力である。その結果、デジタル信号は、外科用器具 5500 内に存在するコントローラへの入力である。例えば、センサによる信号出力がデジタル信号である場合、A/D 変換は不要であり、センサによるデジタル信号出力は、コントローラへの入力であり得る。トリガ、閾値、及び／又はイベントが生じると、コントローラは、閉鎖アルゴリズムを修正若しくは調節してよい、又は別の閉鎖アルゴリズムを開始してよく、したがって、閉鎖運動中の外科用器具 5500 の動作を自動的に変更する。同様に、トリガ、閾値、及び／又はイベントが生じると、コントローラは、発射アルゴリズムを修正若しくは調節してよい、又は別の発射アルゴリズムを開始してよく、したがって、発射運動中の外科用器具 5500 の動作を自動的に変更する。

【 0 3 5 0 】

様々な態様によると、トリガ、閾値、又はイベントは、感知された／測定された閉鎖力によって定められる。他の態様によると、トリガ、閾値、又はイベントは、感知された／測定された閉鎖力に関連するパラメータによって定められる。同様に、様々な態様によると、トリガ、閾値、又はイベントは、感知された／測定された発射力によって定められる。他の態様によると、トリガ、閾値、又はイベントは、感知された／測定された発射力に関連するパラメータによって定められる。

【 0 3 5 1 】

図 107 は、様々な態様による、外科用器具 5500 の閉鎖運動を制御する方法 1010 を示す。プロセスは、閉鎖運動の開始（5512）から始まる。閉鎖運動は、例えば、閉鎖トリガをハンドルに向かって引くことにより開始されてよい。外科用器具 5500 に存在するセンサは、閉鎖力を感知する／測定する（5514）。閉鎖力は、例えば、外科用器具 5500 の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5500 の顎部（例えば、アンビル及び／又は細長いチャネル）が受ける力、外科用器具 5500 の閉鎖管が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。

【 0 3 5 2 】

閉鎖力に応じて、センサは、センサによって感知された／測定された（5514）閉鎖力を示す閉鎖力信号を出力する（5516）。センサの構成に応じて、閉鎖力信号は、アナログ信号又はデジタル信号であり得る。閉鎖力信号がアナログ信号又はデジタル信号のいずれであるかを判定する（5518）と、プロセスは、対応する分岐に沿って続行する。閉鎖力信号はアナログ信号であるとの判定（5518）の場合、プロセスは、アナログ分岐に沿って続行し、アナログ信号は A/D 変換器によって受信され、A/D 変換器によってアナログ信号を表すデジタル信号に変換され（5520）、デジタル信号は A/D 変換器によって出力される。閉鎖力信号はデジタル信号であると判定（5518）の場合、プロセスはデジタル分岐に沿って続行する。これは、閉鎖力信号がデジタル信号の場合、A/D 変換（5520）は不要であるためである。

【 0 3 5 3 】

センサによって感知された／測定された（5514）閉鎖力を表すデジタル信号である

10

20

30

40

50

閉鎖力信号は、コントローラによって受信される。コントローラはデジタル信号を使用し、センサによって感知された／測定された(5514)閉鎖力が、既定の閾値に達する、又はそれを超えるかどうかを判定する(5522)。コントローラは、センサによって感知された／測定された(5514)閉鎖力の大きさと既定の閾値との比較に基づいて、センサによる閉鎖力信号出力(5516)の振幅と既定の閾値との比較に基づいて、又はこれらの任意の組み合わせに基づいて、この判定を行ってよい(5522)。

【0354】

コントローラが、センサによって感知された／測定された(5514)閉鎖力は既定の閾値に達していない又はそれを超えていないと判定すると(5522)、当初開始された(5512)閉鎖運動は、暫定プロセス5514～5522に沿って続行される(5524)。コントローラが、センサによって感知された／測定された(5514)閉鎖力は既定の閾値に達した又はそれを超えたと判定すると(5522)、コントローラは閉鎖運動を変更する(5526)。いくつかの態様によると、コントローラは、コントローラによって実行される閉鎖アルゴリズムを修正又は調節して、閉鎖運動を減速する、一時停止する、又は停止し、外科用器具5500が過剰な力を受けないようにすることにより、閉鎖運動を変更してよい。他の態様によると、コントローラは、閉鎖運動を減速する、一時停止する、又は停止して、外科用器具5500が過剰な力を受けないようにする別の閉鎖アルゴリズムを実行することにより、閉鎖運動を変更してよい。いずれにしても、モータコントローラに対して、コントローラに減速信号、停止信号、又は一時信号を伝達させて、外科用器具5500の顎部の閉鎖を駆動するモータの回転を減速する、停止する、又は一時停止することにより、閉鎖運動は、減速されてよい、停止されてよい、又は一時停止されてよい。

10

【0355】

閉鎖運動5526を変更すると、閉鎖運動5526の変更が閉鎖運動の減速(顎部の閉鎖を駆動するモータの回転の減速)の場合、プロセスは、当初開始された(5512)閉鎖運動を続行する(5528)ものの、減速で続行され、暫定プロセス5514～5522は続行されるが、減速で顎部の閉鎖が生じる。閉鎖運動5526の変更が閉鎖運動の停止又は一時停止(顎部の閉鎖を駆動するモータの回転の停止又は一時停止)の場合、プロセスは、閉鎖運動を一時停止する、又は終了する(5530)。

20

【0356】

30

図108は、外科用器具5500の様々な態様の、時間tにわたる閉鎖力Fを表す曲線5542を示す、例示的なグラフ5540を示す。閉鎖力Fは縦軸に沿って示され、時間tは横軸に沿って示される。換言すると、曲線5542は、閉鎖運動中の様々な時点における閉鎖力信号のグラフ表示である。曲線5542は、コントローラによって受信された閉鎖力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。縦軸に表される閉鎖力Fは、外科用器具5500の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具5500の顎部(例えば、アンビル及び／又は細長いチャネルによる)が受ける力、外科用器具5500の閉鎖管が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。閉鎖力Fは、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、閉鎖力Fは、アンビル上、細長いチャネル上、閉鎖管上に位置付けられたセンサ(例えば、ひずみゲージ)によって直接的に、又は組織のインピーダンス、モータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

40

【0357】

様々な態様によると、外科用器具5500の動作は、閉鎖力信号の振幅を監視し、閉鎖力信号の振幅が既定の閾値に達する、又はそれを超えると閉鎖運動を変更することにより制御されてよい。図107を参照すると、例えば、閉鎖力振幅F_{crit}は、外科用器具5500が受ける、過剰な量の閉鎖力Fと判定されてよい。閉鎖力振幅F_{crit}に達する、又はそれを超える閉鎖力信号の振幅が生じると、図106に例示される、様々な態様による外科用器具5500の閉鎖運動を制御する方法1010などのアルゴリズムが動作

50

して、外科用器具 5500 のモータを減速する、一時停止する、又は停止して閉鎖運動を変更し、外科用器具 5500 が過剰な力を受けないようにしてよい。

【0358】

曲線 5542 は、閉鎖力 F が時間 t にわたってどのように変動するかを有意に表す。時間 t にわたる閉鎖力 F の変化（即ち、閉鎖力 F の変化率）は、外科用器具 5500 の頸部閉鎖機構を制御するための有意なフィードバックを制御回路に提供してよい。時間 t にわたる閉鎖力 F の変化は、曲線 5542 の微分係数として表されてよく、勾配 S = F / t （式中、F は閉鎖力 F の変化であり、t は時間 t の変化である）という式によって短期間近似されてよい。曲線 5542 は、頸部の開閉時に A/D 変換器によって抽出され、デジタル値に変換されるアナログ信号を経時的に表す。アナログ信号がデジタル化されると、制御回路は、その後、閉鎖運動中の任意の時点において、曲線 5542 によって表される閉鎖力信号の勾配を判定してよい。10

【0359】

様々な態様によると、外科用器具 5500 の動作は、曲線 5542 の勾配（閉鎖力信号の勾配）を監視し、勾配の値に基づいて閉鎖運動を変更することにより制御されてよい。一般に、図 108 を参照すると、曲線 5542 の勾配は、式 $S = F / t$ （式中、F は閉鎖力 F の変化であり、t は時間 t の変化である）で近似されてよい。当業者は、瞬間的な勾配は、曲線 5542 の微分係数を取ることにより計算され得ることを理解するであろう。時間 t にわたって、勾配 S は制御回路によって監視され、制御回路によって使用されて、外科用器具 5500 の動作を制御してよい。例えば、外科用器具 5500 のアルゴリズムは、時間 t にわたって閉鎖力 F の変化を監視し、曲線 5542 の勾配が第 1 の既定の閾値に達する、又はそれを超えると、閉鎖運動を停止する、又は一時停止し、次いで曲線 5542 の勾配が第 2 の既定の閾値に達する、又はそれを下回ると、閉鎖運動を再開するように構成されてよい。図 108 に示される勾配 $C = F_1 / t_1$ の値（正值）は、コントローラによって判定されてよく、第 1 の既定の閾値を表してよい。同様に、図 108 に示される勾配 $D = F_2 / t_2$ の値（負値）は、コントローラによって判定されてよく、第 2 の既定の閾値を表してよい。したがって、様々な態様によると、アルゴリズムは、判定された勾配（瞬間的又は近似）に基づいて、制御回路の動作を制御できる。20

【0360】

例えば、図 108 に示されるグラフ 5540 では、時間 $t = 0$ において、頸部は開位置にあり、頸部が受ける閉鎖力 F はない。組織が頸部間に位置付けられると、頸部が閉位置に向かって移動するとき、頸部は組織と接触し、組織の圧縮を開始する。したがって、時間が時間 $t = 0$ から移動すると、頸部が受ける閉鎖力 F は増加し始める。外科用器具 5500 のアルゴリズムは、トリガ、閾値、及び／又はイベントに基づいて頸部の更なる閉鎖を自動的に停止又は一時停止してよい。例えば、時間 t にわたる閉鎖力 F の変化が既定の閾値に達する、又はそれを超える（例えば、勾配 C が既定の閾値よりも大きい）とき、アルゴリズムは、頸部の更なる閉鎖を自動的に停止又は一時停止してよい。あるいは、閉鎖力 F が別の既定の閾値に達する、又はそれを超える（例えば、閉鎖力 F が F_{crit} よりも大きい）とき、アルゴリズムは、頸部の更なる閉鎖を自動的に停止又は一時停止してよい。30

【0361】

頸部の閉鎖の停止後又は一時停止後、流体は、経時的に組織から移動し続けてよく、したがって、頸部が受ける圧力を低減させる。制御アルゴリズムは、トリガ、閾値、及び／又はイベントに基づいて頸部が更に閉鎖することを自動的に再び可能にしてよい。例えば、時間 t にわたる閉鎖力 F の変化が既定の閾値に達する、又はそれを下回る（例えば、勾配 D が既定の閾値よりも更に負である）とき、アルゴリズムは、頸部の更なる閉鎖を自動的に再開してよい。勾配 D を有する曲線 5542 の部分は、安定な組織状態を示してよい。あるいは、頸部の閉鎖が停止又は一時停止されてから既定の期間（例えば、図 108 の期間 t_1 ）が過ぎると、アルゴリズムは、頸部の更なる閉鎖を自動的に再開してよい。既定の期間は、十分な量の組織クリープが生じる、及び／又は組織が安定状態に達するため4050

に十分な時間とみなされてよい。

【0362】

上述した自動停止又は一時停止、及び自動再開は、任意の回数繰り返されてよい。より大きい圧力が組織に加えられると（即ち、頸部がより大きい力を受けると）、自動停止又は一時停止と、自動再開との間に生じる期間は増加する傾向にある（例えば、期間 t_3 は期間 t_2 よりも大きく、期間 t_2 は期間 t_1 よりも大きい）。組織が十分に圧縮されたと判定されると、外科用器具 5500 の頸部は、閉鎖位置、つまりクランプ位置にロックされ得、閉鎖力 F は本質的に一定であり、発射運動が開始され得る。

【0363】

図 108 の例示的なグラフ 5540 は、外科用器具 5500 の様々な態様との関連で説明されたが、他の態様については、閉鎖力 F のそれぞれの例示及び説明が変わり得ることが理解されるであろう。例えば、外科用器具 5500 の様々な態様では、組織が十分に圧縮されたとみなされるには、3 回未満又は 3 回超の自動停止又は一時停止が必要であり得る。同様に、組織が十分に圧縮されたとみなされるには、3 回未満又は 3 回超の自動再開が生じ得る。また、図 108 は時間 t にわたる閉鎖力 F との関連で説明されたが、様々な態様では、発射力（図示なし）も経時的に測定されてよい／抽出されてよいことが理解されるであろう。以下で更に詳細に説明するように、発射力の測定値及びそれに関連するパラメータは、制御回路によって使用されて、トリガ、閾値及び／又はイベントに基づいて発射運動を自動的に変更してよい。

【0364】

図 109 は、外科用器具 5500 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す曲線 5552、及び外科用器具 5500 の様々な態様の、時間 t にわたるナイフ速度 V を表す曲線 5554 を示す、例示的なグラフ 5550 を示す。発射力 F は縦軸の上部に沿って示され、ナイフ速度 V は縦軸の下部に沿って示され、時間 t は上側横軸に沿って、及び下側横軸に沿って示される。換言すると、曲線 5552 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号を表し、曲線 5554 は、発射運動中の様々な時点におけるナイフ速度信号を表す。図 109 に示されるように、ナイフは、3 つの異なる区域 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 を遷移する。区域 Z_1 では、ナイフ速度 V 及び力 F は初期値 0 から増加している。区域 Z_2 では、ナイフは比較的一定の速度 V で移動し、測定された力 F の急上昇は、ステップル駆動力によるものである。区域 Z_3 では、ナイフ速度 V 及び力 F は、0 へと減少する。

【0365】

曲線 5552、5554 は、コントローラによって受信された発射力信号及びナイフ速度信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。図 109 の例示的なグラフ 5550 に示される発射力 F 及びナイフ速度 V は、切断線に沿った組織の厚さ及び組成が均一である状態を表してよい。縦軸の上部に表される発射力 F は、外科用器具の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び／又は発射バー）が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。縦軸の下部に表されるナイフ速度 V は、ナイフの速度、スレッドの速度、駆動システムの別の構成要素（例えば、発射バー）の速度、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。ナイフ速度 V は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、ナイフ速度 V は、発射バー上に位置付けられた磁石及びホール効果センサの組み合わせによって直接的に、若しくはモータの電流引き込み、モータのシャフトに結合されたエンコーダによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

【0366】

以下で更に詳細に説明するよう（例えば、図 110 を参照）、様々な態様では、外科用器具 5500 は、瞬間的な発射力 F 、発射力 F の 1 つ又は 2 つ以上の最大値、発射力 F

10

20

30

40

50

の 1 つ又は 2 つ以上の最小値、発射力 F の平均、時間 t にわたる発射力 F の変化（即ち、発射力 F の変化率）、発射力 F の連続最大値を接続する線の勾配、発射力 F の連続最小値を接続する線の勾配、発射力 F の連続最大値の期間、発射力 F の連続最小値の期間、発射力 F の最大値からその後の発射力 F の最小値までの発射力 F の減少、発射力 F の最小値からその後の発射力 F の最大値までの発射力 F の増加、瞬間的なナイフ速度 V、ナイフ速度 V の 1 つ又は 2 つ以上の最大値、ナイフ速度 V の 1 つ又は 2 つ以上の最小値、ナイフ速度 V の平均、時間 t にわたるナイフ速度 V の変化（即ち、ナイフ速度 V の変化率）、及び／又はこれらの任意の組み合わせを測定及び／又は判定できる。

【 0 3 6 7 】

図 109 に示される例示的なグラフ 5550 では、時間 t = 0 において発射力 F は本質的に 0 であり、ナイフは完全後退位置にあり、ナイフは静止している（ナイフ速度 V は 0 である）。発射運動が作動すると、ナイフは前進を開始し、当初は増速度で前進する。ナイフが前進するとき、スレッドは前進し、ステープルは、組織を通り、アンビルに接して、ステープルカートリッジから駆動される。ナイフ及びスレッドが前進し、ナイフ速度 V が増加すると、発射力 F が増加し、第 1 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されるときに第 1 の最大値に達する。この時点において、ナイフはまだ組織と接触していない。図 109 に示される例示的なグラフ 5550 では、発射力 F の第 1 の最大値 5556 は、第 1 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されていることを示す。様々な態様によると、第 1 の列のステープルは、組織を通って駆動されず、したがってアンビルに接して駆動されない。他の態様によると、第 1 の列のステープルは、組織の最厚部よりも薄い組織の部分を通って、アンビルに接して駆動される。更に他の態様によると、第 1 の列のステープルは、（別のステープルカートリッジからのステープルで）以前にステープル留めされた組織の部分を通って駆動され、したがって、2重にステープル留めされた組織の当該部分をもたらす。

【 0 3 6 8 】

第 1 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、発射力 F は、第 2 の列のステープルが駆動されて発射力 F が第 2 の最大値 5558 に達するまで減少する。この時点において、ナイフはまだ組織と接触していない。図 109 に示される例示的なグラフ 5550 では、第 2 の最大値 5558 は、第 2 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されていることを示す。様々な態様によると、第 2 の列のステープルは、組織を通って駆動されず、したがってアンビルに接して駆動されない。他の態様によると、第 2 の列のステープルは、第 1 のステープルが通って駆動された組織の部分よりも厚い（ただし、組織の最厚部よりは薄い）組織の部分を通って、アンビルに接して駆動される。更に他の態様によると、第 2 の列のステープルは、（別のステープルカートリッジからのステープルで）既にステープル留めされた組織の部分を通って駆動され、したがって、2重にステープル留めされた組織の該当部分をもたらす。

【 0 3 6 9 】

第 2 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、発射力 F は、第 3 の列のステープルが駆動されて発射力 F が第 3 の最大値 5560 に達するまで減少する。この時点において、ナイフはまだ組織と接触していない。図 109 に示される例示的なグラフ 5550 では、第 3 の最大値 5560 は、第 3 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されていることを示す。様々な態様によると、第 3 の列のステープルは、組織を通って駆動されず、したがってアンビルに接して駆動されない。他の態様によると、第 3 の列のステープルは、第 2 のステープルが通って駆動された組織の部分よりも厚い（ただし、組織の最厚部よりは薄い）組織の部分を通って、アンビルに接して駆動される。更に他の態様によると、第 3 の列のステープルは、（別のステープルカートリッジからのステープルで）既にステープル留めされた組織の部分を通って駆動され、したがって、2重にステープル留めされた組織の該当部分をもたらす。

【 0 3 7 0 】

第 3 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、発射力 F は、第 4 の

10

20

30

40

50

列のステープルが駆動されて発射力 F が第 4 の最大値 5562 に達するまで減少する。第 3 の列のステープルが駆動された後のある時点で、ナイフは組織と接触し、組織の切断を開始し、略一定速度で前進する。図 109 に示される例示的なグラフ 5550 では、第 4 の最大値 5562 は、ナイフが組織を切断しており、第 4 の列のステープルが組織を通して、アンビルに接してステープルカートリッジから駆動されていることを示す。

【0371】

第 4 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、ナイフが略一定速度で組織を通して前進し、ステープルの更なる列が、組織を通り、アンビルに接して駆動されるとき、発射力 F は増減のサイクルを続行する。図 109 に示される態様では、ナイフ速度 V は、ナイフが組織と接触した時点（発射力の第 4 の最大値に達する直前）からナイフが組織を切断した直後（最後の 3 行のステープルが駆動される前の最後の最大値）まで実質的に一定である。ナイフが組織を切断した直後、ナイフ速度 V は、略一定速度から 0 まで減速を開始する。ナイフ速度 V の減速及び最後の 3 列のステープルを駆動させるために必要なより少ない力は、発射力 F の最大値を徐々に減少させる。最後の 3 列のステープルを駆動させるためにより小さい力が必要な理由は様々である。例えば、様々な態様によると、最後の 3 列のステープルは、組織を超えて延在し得る（したがって、組織を通り、アンビルに接して駆動されない）、最後の 3 列のステープルは、（アンビル及び細長いチャネルの幾何学的形状により）組織のより圧縮されていない部分を通じて駆動され得る、最後の 3 列のステープルは、組織のより薄い部分を通じて駆動され得る、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであり得る。全てのステープルが駆動され、ナイフ速度 V が 0 に達する（ナイフが前進を停止する）と、発射力 F は 0 である。

【0372】

図 109 の例示的なグラフ 5550 は、外科用器具 5500 の様々な態様との関連で説明されたが、他の態様については、発射力 F 及びナイフ速度 V のそれぞれの例示及び説明が変わり得ることが理解されるであろう。例えば、外科用器具 5500 の様々な態様では、ナイフは、3 列未満又は 3 列超のステープルがステープルカートリッジから駆動された後で、組織と接触してよい。同様に、3 列未満又は 3 列超のステープルは、ナイフが組織を切断した後に駆動されてよい。

【0373】

図 110 は、外科用器具 5500 の様々な態様の、時間 t にわたる発射 F 及びナイフ位置 X を示す曲線 5572 を表す、例示的なグラフ 5570 を示す。発射力 F は縦軸に沿って示され、ナイフ位置 X 及び時間 t は横軸に沿って示される。横軸に沿って示されるように、ナイフ位置 X は、以下で更に詳細に説明するように、外科用器具 5500 のエンドエフェクタ 300 の下顎部 302 に位置するカートリッジ 304 内のナイフチャネルに沿って 5 つの区域 1 ~ 5 を移動する。要約すると、区域 1 は、区域 2 で組織に当初接触するまで、ナイフが組織ユニットに接触せずに移動する、組織なし区域である。次いで、ナイフは、区域 3 沿って移動するときに組織を横断する。ナイフは、区域 4 で組織から出て、ナイフが、組織なし領域内の移動距離の末端に達する区域 5 で停止する。様々な区域 1 ~ 5 における急上昇 5574 は、外科用器具 5500 のエンドエフェクタ 300 部分の顎部 306、302 に位置する組織を通じてステープルを駆動させるために必要な更なる力による。

【0374】

したがって、曲線 5572 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号を、ステープル駆動力（本明細書では、総称して駆動 F と呼ぶ）と合わせて表す。曲線 5572 は、コントローラによって受信された発射力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。例示的なグラフ 5570 に示される発射力 F 及びナイフ位置 X は、切断線に沿った組織の厚さ及び組成が均一である状態を表してよい。縦軸に表される発射力 F は、外科用器具 5500 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び / 又は発射バー）が受ける力、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によ

10

20

30

40

50

ると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

【 0 3 7 5 】

様々な態様によると、外科用器具 5500 の動作は、発射力信号の振幅及びナイフ位置 X を監視し、発射力信号の振幅が既定の閾値に達する、又はそれを超えると発射運動を変更することにより制御されてよい。前述したように、このプロセスは、図 107 に例示される、様々な態様による外科用器具 5500 の閉鎖運動を制御する方法 1010 などアルゴリズムで制御されてよい。いくつかの態様によると、発射運動の変更は、ナイフ位置が既定の位置範囲内であるときのみ続行する。図 110 を参照すると、例えば、発射力振幅 F_{crit} は、外科用器具 5500 が受ける、過剰な量の発射力 F と判定されてよい。発射力振幅 F_{crit} に達する、又はそれを超える発射力信号の振幅が生じると、アルゴリズムが動作して、外科用器具 5500 のナイフを駆動するモータの回転を減速する、一時停止する、又は停止して発射運動を変更し、外科用器具 5500 が過剰な力を受けないようにしてよい。10

【 0 3 7 6 】

曲線 5572 は、発射力 F 及びナイフ位置 X が時間 t にわたってどのように変動するかを有意に表す。時間 t にわたる発射力の変化（即ち、閉鎖力 F の変化率）は、外科用器具 5500 の発射機構を制御するための有意なフィードバックを制御回路に提供してよい。時間 t にわたる発射力 F の変化は、曲線 5572 の微分係数として表されてよく、勾配 $S = F / t$ （式中、F は発射力 F の変化であり、t は時間 t の変化である）という式によって短期間近似されてよい。勾配は、正値又は負値を有し得る。曲線 5572 の F_1 / t_1 によって示される勾配は正値を有し、20

曲線 5572 の F_2 / t_2 によって示される勾配は負値を有する。曲線 5572 は、発射機構の前進／後退時に A/D 変換器によって抽出され、デジタル値に変換されるアナログ信号を経時的に表す。アナログ信号がデジタル化されると、制御回路は、その後、発射運動中の任意の時点において、曲線 5542 によって表される発射力信号の勾配を判定してよい。

【 0 3 7 7 】

様々な態様によると、外科用器具 5500 の動作は、曲線 5572 の勾配（発射力信号の勾配）及びナイフ位置 X を監視し、勾配の値に基づいて発射運動を変更することにより制御されてよい。いくつかの態様によると、発射運動の変更は、ナイフ位置が既定の位置範囲内であるときのみ続行する。一般に、図 110 を参照すると、曲線 5572 の勾配は、式 $S = F / t$ （式中、F は発射力 F の変化であり、t は時間 t の変化である）で近似されてよい。当業者は、瞬間的な勾配は、曲線 5572 の微分係数を取ることにより計算され得ることを理解するであろう。時間 t にわたって、勾配 S は制御回路によって監視され、制御回路によって使用されて、外科用器具 5500 の動作を制御してよい。例えば、外科用器具 5500 のアルゴリズムは、時間 t にわたって発射力 F の変化を監視し、曲線 5572 の勾配が第 1 の既定の閾値に達する、又はそれを超えると、発射運動を停止する、又は一時停止し、次いで曲線 5572 の勾配が第 2 の既定の閾値に達する、又はそれを下回ると、発射運動を再開するように構成されてよい。図 110 に示される F_1 / t_1 （正値）によって示される勾配の値は、コントローラによって判定されてよく、第 1 の既定の閾値を表してよい。同様に、図 110 に示される F_2 / t_2 （負値）によって示される勾配の値は、コントローラによって判定されてよく、第 2 の既定の閾値を表してよい。したがって、様々な態様によると、アルゴリズムは、判定された勾配（瞬間的又は近似）に基づいて、制御回路の動作を制御できる。3040

【 0 3 7 8 】

様々な態様によると、外科用器具 5500 の動作は、発射力信号に関連するパラメータ及びナイフ位置 X を監視し、パラメータの値に基づいて発射運動を変更することにより制御されてよい。いくつかの態様によると、発射運動の変更は、ナイフ位置が既定の位置範

囲内であるときのみ続行する。図110を参照すると、例えば、外科用器具5500のアルゴリズムは、第1及び第2のパラメータ（例えば、図110のF3/t3によって表される発射力信号の連続最大値を接続する線の勾配及びF4/t4によって表される発射力信号の連続最小値を接続する線の勾配）を監視する、第1のパラメータの値が第1の既定の閾値に達する、又はそれを超えると、発射運動を停止又は一時停止し、次いで、第2のパラメータの値が第2の既定の閾値に達する、又はそれを下回ると、発射運動を再開するように構成されてよい。図110に示されるF3/t3によって示される勾配の値（正値）は、コントローラによって判定されてよく、第1の既定の閾値を表してよい。同様に、図110に示されるF4/t4によって表される勾配の値（負値）は、コントローラによって判定されてよく、第2の既定の閾値を表してよい。したがって、様々な態様によると、図107に示される、様々な態様による外科用器具5500の閉鎖運動を制御する方法1010などのアルゴリズムは、判定された勾配（瞬間的又は近似）に基づいて、制御回路の動作を制御できる。

【0379】

あるいは、コントローラは、発射力信号に関連する他のパラメータの値を判定し、パラメータの値を用いて発射運動を変更してよい。いくつかの態様によると、発射運動の変更は、ナイフ位置が既定の位置範囲内であるときのみ続行する。図110を参照すると、他のパラメータとしては、例えば、図110に示される期間Aによって表される、発射力信号の連続最大値の期間、図110に示される期間Bによって表される、発射力信号の連続最小値の期間、図110に示される大きさCによって表される最大値から次の最小値までの発射力信号の振幅の減少、図110に示される大きさDによって表される最小値から次の最大値までの発射力信号の増加が挙げられてよい。制御回路によって判定された上述のパラメータ／値は、ナイフ位置Xと合わせて、又はそれを合わせずに使用されて、外科用器具5500の発射運動を自動的に制御し得る。加えて、制御回路によって判定された上述のパラメータ／値は、外科医可変レート作動制御及びフィードバックと合わせて、一定時間／レートウィンドウ内で使用され得る。

【0380】

図110に示される例示的なグラフ5570では、時間t=0において、ナイフは、エンドエフェクタの近位端付近の完全後退位置にあり、エンドエフェクタの遠位端付近の完全前進位置へと徐々に前進する。発射運動中にナイフが完全後退位置から完全前進位置へと移動した総距離は、事前定義された区域に分割され得、事前定義された区域のそれぞれは、外科用器具5500の異なる動作状態を表す。例えば、様々な態様によると、発射運動中にナイフが完全後退位置から完全前進位置へと移動した総距離は、5つの事前定義された区域に分割され得、5つの区域は以下を表してよい。区域1は、完全後退位置から増加する速度で前進するナイフを表すが、外科用器具の顎部間に位置付けられた組織とは、まだ接触していない。区域2は、より急速に増加する速度で前進するナイフ及び組織へと駆動されるステープル（ただし、組織の最厚部分には駆動されない）を表す。区域3は、最大、つまり最高速度に達しつつあり、次いで、略一定速度で前進を続行するナイフ及び組織の最厚部分へと駆動されているステープルを表す。区域4は、略一定速度で前進を続行し、次いで組織の切断後に減速するナイフ及び組織の最厚部分へとまだ駆動されているステープルを表し、区域5は、その完全前進位置に達したナイフ（ナイフは停止した）を表し、全てのステープルが発射されている。

【0381】

図110には5つの区域が示されているが、発射運動中にナイフが完全後退位置から完全前進位置まで移動する総距離は、5超又は5未満の区域に分割され得、それぞれの区域は、本明細書に上述した動作条件とは異なる動作条件を表し得ることが理解されるであろう。

【0382】

実際、組織の厚さ及び組成は、切断線に沿って異なり得る。したがって、発射力F、ナイフ速度V、及び／又はナイフ位置Xを、図103及び104に示される発射力F、ナイ

10

20

30

40

50

フ速度 V、及び / 又はナイフ位置 X から逸脱させ得る多くの条件が存在することが理解されるであろう。

【 0 3 8 3 】

図 111 は、外科用器具 5500 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す曲線 5582、及び外科用器具 5500 の様々な態様の、時間 t にわたるナイフ速度 V を表す曲線 5584 を示す、例示的なグラフ 5580 を示す。換言すると、曲線 5582 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号を表し、曲線 5584 は、発射運動中の様々な時点におけるナイフ速度信号を表す。曲線 5582、5584 は、コントローラによって受信された発射力信号及びナイフ速度信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。発射力 F は縦軸の上部に沿って示され、ナイフ速度 V は縦軸の下部に沿って示され、時間 t は上側横軸に沿って、及び下側横軸に沿って示される。縦軸の上部に表される発射力 F は、外科用器具 5500 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び / 又は発射バー）が受ける力、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び / 又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

10

【 0 3 8 4 】

縦軸の下部に表されるナイフ速度 V は、ナイフの速度、スレッドの速度、駆動システムの別の構成要素（例えば、発射バー）の速度、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。ナイフ速度 V は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、ナイフ速度 V は、発射バー上に位置付けられた磁石及びホール効果センサの組み合わせによって直接的に、若しくはモータの電流引き込み、モータのシャフトに結合されたエンコーダによって間接的に、及び / 又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

20

【 0 3 8 5 】

発射力 F 及びナイフ速度 V が測定されることに加えて、発射力の測定値（そこから導出されたパラメータ / 値を含む）及びナイフ速度の測定値は、外科用器具 5500 のメモリによって記憶され得る。外科用器具 5500 の制御回路のアルゴリズムは、記憶された測定値を使用して、外科用器具 5500 の自動制御を提供し得る。例えば、様々な態様によると、アルゴリズムは、トリガ、閾値、及び / 又はイベントに基づいてナイフの更なる前進を自動的に停止又は一時停止できる。例えば、発射力信号の連続最大値を接続する線の勾配（例えば、図 111 に示される線 A の勾配）が既定の閾値に達する、又はそれを超える（例えば、線 A の勾配が既定の閾値よりも大きい）とき、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に停止又は一時停止できる。

30

【 0 3 8 6 】

他の態様によると、発射力信号の連続最大値を接続する線の勾配及び発射力信号の振幅が第 2 の既定の閾値に達する、又はそれを超える（例えば、振幅が発射力の振幅 F1 よりも大きい）とき、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に停止又は一時停止できる。更に他の態様によると、発射力信号の連続最大値を接続する線の勾配が既定の閾値に達する、又はそれを超え、発射力信号の振幅が第 2 の既定の閾値に達する、又はそれを超え、ナイフの位置が事前定義された動作区域内（例えば、ナイフが略一定速度で前進する位置）にあるとき、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に停止又は一時停止できる。これらの態様では、これらの組み合わせが満たされると、コントローラがモータコントローラに信号を伝達して、外科用器具 5500 のナイフを駆動するモータの回転を減速する、一時停止する、又は停止して発射運動を変更し、外科用器具 5500 が過剰な力を受けないようにする。図 111 に示される例示的なグラフ 5580 では、これらの組み合わせが満たされると、コントローラは、一時停止信号又は停止信号をモータコントローラに伝達して、ナイフ速度を駆動するモータの回転を一時停止する、又は停止して発射運動を変更し、ナイフ速度は、略一定速度から 0 へと低下する。

40

50

【 0 3 8 7 】

ナイフの前進が停止又は一時停止した後、アルゴリズムは、トリガ、閾値、及び／又はイベントに基づいてナイフの前進を自動的に再開してよい。例えば、様々な態様によると、アルゴリズムは、曲線 5 5 8 2 の勾配（例えば、図 1 1 1 に示される勾配 F / t ）が既定の閾値に達する、又はそれを下回ると、ナイフの前進を自動的に再開し得る。既定の閾値は、安定な組織状態を示してよい。他の態様によると、ナイフの前進が停止又は一時停止されてから既定の期間（例えば、図 1 1 1 の t_1 から t_2 の期間）が過ぎると、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に再開してよい。既定の期間は、十分な量の組織クリープが生じる、及び／又は組織が安定状態に達するために十分な時間とみなされてよい。

10

【 0 3 8 8 】

更に他の態様によると、発射力信号の振幅が、停止又は一時停止の開始時点の発射力信号の振幅から既定量低下すると、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に再開してよい。発射力信号の振幅の低下の既定量は、定量的な量（例えば、図 1 1 1 における発射力振幅 F_1 と発射力振幅 F_2 との差異）又はパーセンテージ（例えば、10% 低下）であってよい。発射力信号の低下の既定量は、十分な量の組織クリープを生じさせるために、及び／又は組織が安定状態に達するために十分であるとみなされてよい。

【 0 3 8 9 】

更に他の態様によると、発射力信号の振幅が既定の値（例えば、図 1 1 1 に示される発射力振幅 F_2 ）まで低下すると、アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に再開してよい。発射力 F の既定値は、十分な量の組織クリープを生じさせるために、及び／又は組織が安定状態に達するために十分低いとみなされてよい。ナイフが何に基づいて再開するかにかかわらず、トリガ、閾値及び／又はイベントが生じると、コントローラは開始信号をモータコントローラに伝達して、外科用器具 5 5 0 0 のナイフを駆動するモータの回転を再開することにより発射運動を再開し、モータの回転の再開は、ナイフ速度 V を 0 から略一定速度に増加させる。

20

【 0 3 9 0 】

ナイフが組織を切断した後、ナイフ速度 V は、略一定速度から 0 まで減速を開始する。ナイフ速度 V の減速及び最後の数列のステープルを駆動させるために必要なより少ない発射力 F は、発射力信号の最大値を徐々に低下させる。全てのステープルが駆動され、ナイフ速度 V が 0 に達する（ナイフが前進を停止する）と、発射力 F は 0 である。

30

【 0 3 9 1 】

図 1 1 1 にはナイフ位置 X は示されていないが、いくつかの態様によると、発射運動の変更は、ナイフ位置が既定の位置範囲内であるときのみ続行することが理解されるであろう。

【 0 3 9 2 】

図 1 1 2 は、外科用器具 5 5 0 0 の様々な態様の、時間 t にわたる閉鎖力 F_C を表す曲線 5 6 9 2、及び外科用器具 5 5 0 0 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F_F を表す曲線 5 6 9 4 を示す、例示的なグラフ 5 6 9 0 を示す。閉鎖力 F_C は「左」縦軸に沿って示され、発射力 F_F は「右」縦軸に沿って示され、時間 t は横軸に沿って示される。合わせて見ると、曲線 5 6 9 2、5 6 9 4 は、互いに対して閉鎖運動及び発射運動のタイミングを反映し、閉鎖運動は、発射運動の開始前に開始される。例示的なグラフ 5 6 9 0 は、閉鎖力 F_C 及び発射力 F_F の両方に対して同一振幅であるものとして閾値力 F_{crit} を示すが、閉鎖力 F_C の閾値力 F_{crit} の振幅は、発射力 F_F の閾値力 F_{crit} の振幅と異なってもよいことが理解されるであろう。換言すると、「左」縦軸の尺度は、「右」縦軸の尺度と異なってもよい。

40

【 0 3 9 3 】

曲線 5 6 9 2 は、閉鎖運動中の様々な時点における閉鎖力信号のグラフ表現であり、図 1 0 8 の曲線 5 5 4 2 と類似又は同一であってよい。したがって、本明細書に上述したように、曲線 5 6 9 2 は、コントローラによって受信された閉鎖力信号に基づいて、コント

50

ローラによって数学的に生成されてよい。「左」縦軸に表される閉鎖力 F C は、外科用器具 5500 の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5500 の顎部（例えば、アンビル及び／又は細長いチャネル）が受ける力、外科用器具 5500 の閉鎖管が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。閉鎖力 F C は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、閉鎖力 F C は、アンビル上、細長いチャネル上、閉鎖管上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、又は組織のインピーダンス若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

【0394】

10

曲線 5694 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号のグラフ表示である。曲線 5694 は、コントローラによって受信された発射力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。「右」縦軸に表される発射力 F F は、外科用器具 5500 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び／又は発射バー）が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、発射力 F F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。簡略化するために示されていないが、発射サイクルのそれぞれの区域（例えば、本明細書に上述するように区域 1～5）はまた、横軸に沿って示され得る。

【0395】

20

図 112 の例示的なグラフ 5690 では、閉鎖運動開始後のある時点において、ナイフはまだ完全後退位置にあり、発射力 F F はほぼ 0 である。ナイフ及びスレッドが前進し、ナイフ速度が増加すると、発射力 F F が増加し、第 1 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されるときに第 1 の最大値 5696 に達する。第 1 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、発射力 F F は、第 2 の列のステープルが駆動されて発射力 F F が第 2 の最大値 5698 に達するまで減少する。

【0396】

30

発射運動の以降の時点において、発射力信号の勾配が既定の閾値に達する、又はそれを超え（この状態は、図 112 では発射力信号の勾配 A として示される）、発射力 F F の振幅は、既定の振幅閾値（例えば、図 112 に示される振幅 F crit ）に達する、又はそれを超える。それに応じて、制御アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止するように作用し、発射力 F F は減少を開始する。

【0397】

例示的なグラフ 5690 では、ナイフの減速、停止、又は一時停止は、発射力 F F が、ナイフの更なる前進が開始される、既定の振幅閾値（例えば、F crit ）よりも 10 % 少ない値に達するまで続行する。当然のことながら、様々な態様によると、ナイフの更なる前進は、発射力 F F が、図 112 に示される 10 % の例よりも少ない、又は多い値に達すると開始され得る。上述した自動停止又は一時停止、及び自動再開は、任意の回数繰り返されてよい。例示的なグラフ 5690 では、ナイフの更なる前進が開始されると、ナイフはその完全前進位置に向かって前進し、発射力 F F は、右端側に示されるように、最終的に 0 まで減少する。

40

【0398】

図 113、114 は、外科用器具 5500 の方向センサ 5590 の様々な態様を示す。様々な態様によると、外科用器具 5500 の制御回路は、ステープルカートリッジが細長いチャネル内に位置付けられていない、又は適切に位置付けられていないとき、ナイフの前進を停止するように構成されていてよい。かかる態様では、制御回路は、方向センサ 5590 と、メインプロセッサと、安全プロセッサとを含んでよく、図 16A～17B に関連して上述したように、それぞれシャフト組立体内に位置付けられている。方向センサ 5590

50

590は、シャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサと電気的に接続されている。シャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサは、ハンドル組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサに電気的に接続されていてよい。方向センサ5590は、組織横断の開始点に対してある位置に位置付けられ、発射バーの移動を感じし、発射バーの感知された位置に関連する信号（例えば、電圧）を、シャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサに出力するように構成されている。発射バーの感知された移動に基づいて、シャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサは、発射バーが組織横断の開始点の遠位側及び近位側に移動するときの発射バーの移動状態及び移動方向を判定し、追跡できる。シャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサは、モータコントローラに信号を伝達して、電動モータに給電する、これを循環させる、及び／又は再起動し、発射バーの移動及び移動方向、したがって、ナイフの移動及び移動方向を制御でき、その間ずっと、方向センサ5590の出力信号に基づいて発射バーの関連位置を判定し続ける。

【0399】

図113、114に示されるように、方向センサ5590は、第1及び第2のセンサ5592、5594と、第1及び第2のトランジスタ5596、5598と、演算増幅器5600と、抵抗要素5602とを含む。第1及び第2のセンサ5592、5594は、ホール効果センサであってよく、第1及び第2のホール効果センサのそれぞれは、組織横断又は切断線から設定された距離に位置付けられる。集合的に、第1及び第2のトランジスタ5596、5598、演算増幅器5600、及び抵抗要素5602はラッチ回路を備え、ラッチ回路は、起動された最後のホール効果センサに関連する電圧のみを出力する。

【0400】

図113は、磁石5604が当初の近位位置から遠位位置まで移動する発射行程を示す。図113では、磁石5604が最終遠位位置に示され、演算増幅器5600の出力は、磁石5604の遠位位置を示す。動作中、発射バーが、図113に示されるように、組織横断の近位開始点から遠位側に移動すると、発射バーに位置付けられた磁石5604は、第1のホール効果センサ5594を超えて、次いで第2のホール効果センサ5592を超えて移動する。磁石5604が第1のホール効果センサ5594を超えて移動すると、第1のホール効果センサ5594は、第1のトランジスタ5598のゲートまでの発射バーの移動を示す信号を出力して、ラッチ回路を第1の安定状態Vccにする。磁石5604が第2のホール効果センサ5592を超えて移動すると、第2のホール効果センサ5592は、第2のトランジスタ5596のゲートまでの発射バーの移動を示す信号を出力して、ラッチ回路を第2の安定状態0.0Vにする。ラッチ回路は、第2の安定状態を示す信号（例えば、電圧0.0V）をシャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサに対して出力して、発射バーが遠位発射位置にあることを示す。

【0401】

図114は、磁石5604が当初の遠位位置から最終近位位置まで移動する後退行程を示す。図114では、磁石5604が最終近位位置に示され、演算増幅器5600の出力は、磁石5604の近位位置を示す。動作中、発射バーが、図114に示されるように、組織横断の開始点に向かって近位側に移動すると、発射バーに位置付けられた磁石5604は、第2のホール効果センサ5592を超えて、次いで第1のホール効果センサ5594を超えて移動する。磁石5604が第2のホール効果センサ5592を超えて移動すると、第2のホール効果センサ5592は、第2のトランジスタ5596のゲートまでの発射バーの移動を示す信号を出力して、ラッチ回路を第2の安定状態0.0Vにする。磁石5604が第1のホール効果センサ5594を超えて移動すると、第1のホール効果センサ5594は、第1のトランジスタ5598のゲートまでの発射バーの移動を示す信号を出力して、ラッチ回路を第1の安定状態Vccにする。ラッチ回路は、第1の安定状態を示す信号（例えば、電圧Vcc）をシャフト組立体のメインプロセッサ及び／又は安全プロセッサに対して出力し、発射バーが近位後退位置にあることを示す。

【0402】

10

20

30

40

50

図115は、本明細書に記載の1つ又は2つ以上の態様による外科用器具5700の斜視図を示す。外科用器具5700は外科用器具5500に類似しており、ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、アンビルに機械的に結合された閉鎖部材と、ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、閉鎖部材及び／又はナイフに機械的に結合された電動モータと、モータに電気的に結合されたモータコントローラと、モータコントローラに電気的に結合された制御回路とを含む。外科用器具5700はまた、外科用器具5700が、閉鎖力、発射力、電動モータによって引き込まれる電流、細長いチャネルとアンビルとの間に位置付けられた組織のインピーダンス、細長いチャネルに対するアンビルの位置、ナイフの位置、又はこれらの任意の組み合わせを感じ又は測定するように共同で構成されたセンサも含む点で、外科用器具5500に類似している。外科用器具5700はまた、外科用器具5700が、閉鎖アルゴリズム、発射アルゴリズム、モータ制御アルゴリズム、又はこれらの任意の組み合わせなどのアルゴリズムも含み、これらのアルゴリズムが外科用器具5700の動作を動的に調節するように機能する点で、外科用器具5500に類似している。しかしながら、外科用器具5700は、外科用器具5700が、以下に記載するように、外科用器具5700に更なる制御機能を提供する、1つ又は2つ以上の追加アルゴリズム（上述したアルゴリズムに加えて）を更に含む点で、外科用器具5500と異なる。

【0403】

特定の状況では、外科用器具5700は、発射力に関連付けられた、1つ又は2つ以上の上述のトリガ、閾値、及び／又はイベントの発生を無視することが望ましいことがある。1つ又は2つ以上の態様によると、外科用器具5700は、発射力の振幅が既定の閾値に達する、又はそれを超える前に、トリガ、閾値、及び／又はイベントが生じる場合、トリガ、閾値、及び／又はイベントが特定の発射運動区域内で生じる場合、並びにこれらの組み合わせの場合、特定のトリガ、閾値、及び／又はイベントを無視するように構成されている1つ又は2つ以上の制御アルゴリズムを含む。本明細書に上述するように、発射運動の区域は、ナイフの位置に関連する。換言すると、制御アルゴリズムは、発射運動内のナイフの位置に基づいて、発射力トリガ、閾値、及び／又はイベント（例えば、閾値の値）を変更し得る。

【0404】

図116は、1つ又は2つ以上の態様による、外科用器具5700の発射運動の制御方法5710を示す。プロセスは、発射運動の開始（5712）から始まる。閉鎖運動は、例えば、発射トリガをハンドルに向かって引くことにより開始されてよい。外科用器具5700に存在するセンサは、発射力を感知する／測定する（5714）。発射力は、例えば、外科用器具の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び／又は発射バー）が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力Fは、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、発射力Fは、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、又はモータの電流引き込みによって間接的に測定され得る。

【0405】

発射力に応じて、センサは、センサによって感知された／測定された（5714）発射力を示す発射力信号を出力する（5716）。センサの構成に応じて、発射力信号は、アナログ信号又はデジタル信号であり得る。発射力信号がアナログ信号又はデジタル信号のいずれかであるかを判定する（5718）と、プロセスは、対応する分岐に沿って続行する。発射力信号はアナログ信号であるとの判定（5718）の場合、プロセスは、アナログ分岐に沿って続行し、アナログ信号はA／D変換器によって受信され、A／D変換器によってアナログ信号を表すデジタル信号に変換され（5720）、デジタル信号はA／D変換器によって出力される。発射力信号はデジタル信号であるとの判定（5718）の場合、プロセスはデジタル分岐に沿って続行する。これは、発射力信号がデジタル信号である場合、A／D変換（5720）は不要であるためである。

10

20

30

40

50

【 0 4 0 6 】

センサによって感知された / 測定された (5 7 1 4) 発射力を表すデジタル信号である発射力信号は、コントローラによって受信される。コントローラはデジタル信号を使用し、センサによって感知された / 測定された (5 7 1 4) 発射力が、既定の閾値に達する、又はそれを超えるかどうかを判定する (5 7 2 2)。コントローラは、センサによって感知された / 測定された (5 7 1 4) 発射力の大きさと既定の閾値との比較に基づいて、センサによる発射力信号出力 (5 7 1 6) の振幅と既定の閾値との比較に基づいて、又はこれらの任意の組み合わせに基づいて、この決定を行ってよい (5 7 2 2)。

【 0 4 0 7 】

コントローラが、センサによって感知された / 測定された (5 7 1 4) 発射力は既定の閾値に達していない又はそれを超えていないと判定する (5 7 2 2) 場合、当初開始された (5 7 1 2) 発射運動は、暫定プロセス 5 7 1 4 ~ 5 7 2 2 に沿って続行される (5 7 2 4)。コントローラが、センサによって感知された / 測定された (5 7 1 4) 発射力は、既定の閾値に達した、又はそれを超えたと判定する (5 7 2 2) 場合、次いで、コントローラは、発射力が既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視するかどうかを判定する (5 7 2 6)。この判定 (5 7 2 6) は、例えば、発射力信号の振幅が既定の閾値に達した、又はそれを超えたかどうかに基づく、スレッド、ナイフ及び / 若しくは発射バーの位置に基づく、又はこれらの任意の組み合わせに基づき得る。例えば、以下で更に詳細に説明するように、特定の態様では、コントローラは、発射力信号の振幅が既定の振幅閾値にまだ達していない、又はまだこれを超えていない場合、発射力信号の勾配が既定の勾配閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視すると判定し得る (5 7 2 6)。他の態様では、コントローラは、ナイフが発射運動の特定区域（例えば、区域 1 又は区域 5 ）にあるときのスレッド、ナイフ、発射バーの位置、又はこれらの任意の組み合わせに基づいて、発射力信号の勾配が既定の勾配閾値に到達した、又はそれを超えたという事実を無視すると判定してよい (5 7 2 6)。例えば、発射力信号のパラメータが既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視するとコントローラが判定すると (5 7 2 6)、当初開始された (5 7 1 2) 発射運動は、暫定プロセス 5 7 1 4 ~ 5 7 2 2 に沿って続行される (5 7 2 4)。

【 0 4 0 8 】

他の態様では、コントローラは、発射力信号のパラメータが既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視しないと判定してよい (5 7 2 6)。発射力信号のパラメータが既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視しないという判定 (5 7 2 6) は、例えば、発射力信号の振幅が既定の閾値に達した、又はそれを超えたかどうかに基づく、スレッド、ナイフ及び / 若しくは発射バーの位置に基づく、又はこれらの任意の組み合わせに基づき得る。例えば、発射力信号のパラメータが既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視しないとコントローラが判定すると (5 7 2 6)、コントローラは、発射運動を変更する (5 7 3 0)。いくつかの態様によると、コントローラは、コントローラによって実行される発射アルゴリズムを修正又は調節して、発射運動を減速する、一時停止する、又は停止して、外科用器具 5 7 0 0 が過剰な力を受けないようにすることにより、閉鎖運動を変更してよい。他の態様によると、コントローラは、発射運動を減速する、一時停止する、又は停止して、外科用器具 5 7 0 0 が過剰な力を受けないようにする別の発射アルゴリズムを実行することにより、発射運動を変更してよい。いずれにしても、発射運動は、モータコントローラに対して、コントローラに減速信号、停止信号、又は一時信号を伝達させて、外科用器具 5 7 0 0 のスレッド、ナイフ、発射バー、又はこれらの任意の組み合わせを駆動するモータの回転を減速する、停止する、又は一時停止することにより、減速されてよい、停止されてよい、又は一時停止されてよい。

【 0 4 0 9 】

発射運動 5 7 2 8 を変更すると、発射運動 5 7 2 8 の変更が発射運動の減速（スレッド、ナイフ、及び / 又は発射バーを駆動するモータの回転の減速）の場合、プロセスは、当初開始された (5 7 1 2) 閉鎖運動を続行する (5 7 3 0) ものの、減速で続行され、暫

10

20

30

40

50

定プロセス 5714 ~ 5726 は続行されるが、スレッド、ナイフ、及び / 又は発射バーの発射は減速で生じる。発射運動 5728 の変更が発射運動の停止又は一時停止（スレッド、ナイフ、及び / 又は発射バーを駆動するモータの回転の停止又は一時停止）の場合、プロセスは、発射運動を一時停止する、又は終了する（5732）。

【0410】

1つ又は2つ以上の態様によると、外科用器具 5700 の動作は、発射力信号のパラメータ（例えば、振幅、勾配など）を監視し、既定の閾値に達した、又はそれを超えた場合、監視されたパラメータに基づいて発射運動を変更するか、既定の閾値への到達又はその超過を無視するかを決定することによって制御されてよい。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、時間 t にわたる発射力 F の変化（例えば、発射力信号の勾配）が、発射力 F が第1の発射力閾値に達する、又はそれを超える前に、既定の閾値に達する、又はそれを超えると、制御アルゴリズムは、発射力信号の勾配が既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視し、発射力信号の勾配がこれまで既定の閾値に達していない、又はそれを超えていないかのように、外科用器具 5700 の動作の続行を許可してよい。10

【0411】

図 117 は、外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す曲線 5742 を示す、例示的なグラフ 5740 を示す。発射力 F が縦軸に沿って示され、時間 t が横軸に沿って示される。換言すると、曲線 5742 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号のグラフ表示である。曲線 5742 は、コントローラによって受信された発射力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。例示的なグラフ 5740 に示される発射力 F は、切断線に沿った組織の厚さ及び組成が均一である状態を表してよい。縦軸に表される発射力 F は、外科用器具 1000 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び / 又は発射バー）が受ける力、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び / 又はこれらの任意の組み合わせで測定され得る。20

【0412】

図 117 に示される例示的なグラフ 5740 では、時間 $t = 0$ において、ナイフは、エンドエフェクタの近位端付近の完全後退位置にあり、エンドエフェクタの遠位端付近の完全前進位置へと徐々に前進する。上述したように、発射運動中にナイフが完全後退位置から完全前進位置へと移動した総距離は、事前定義された区域に分割され得、各区域は、外科用器具 5700 の異なる動作状態を表す。簡略化するために図 117 には示されていないが、発射運動のそれぞれの区域（例えば、本明細書に上述するように区域 1 ~ 5）はまた、図 117 の横軸に沿って示され得る。30

【0413】

ナイフがその完全後退位置からその完全前進位置へと移動する直後、時間 t にわたる発射力 F の変化は、既定の勾配閾値に達する、又はそれを超える（この状態は、図 117 では発射力信号の勾配 A として示される）。発射力 F が第1の発射力閾値（図 117 で F_1 として示される）に達する、又はそれを超える前に、この例で勾配 A が生じるとき、制御アルゴリズムは、勾配 A が既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視し、勾配 A がこれまで既定の閾値に達していない、又はそれを超えていないかのように、外科用器具 5700 の動作の続行を許可してよい。同様に、制御アルゴリズムはまた、ナイフの位置に基づいて（例えば、既定の勾配閾値に達した、又はそれを超えたときに、ナイフが発射運動の区域 2 にあった場合）、勾配 A のトリガ、閾値、又はイベントも無視できる。40

【0414】

勾配 A のトリガ、閾値及び / 又はイベントが事実上無視されるため、ナイフは、完全前進位置に向かって前進し続け、発射力 F は、時間 t にわたって増加し続ける。図 117 に50

示されるように、発射力信号の勾配は、既定の勾配閾値（この場合は、発射力信号勾配 A 1 として図 117 に示される）に再び達する、又はそれを超える。1つ又は2つ以上の態様によると、既定の勾配閾値に達する、又はそれを超えることだけで、制御アルゴリズムが発射運動を変更してナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止するのに十分である。他の態様によると、既定の振幅閾値（例えば、図 117 に示される振幅 F c r i t ）に達する、又はそれを超えることだけで、制御アルゴリズムが発射運動を変更してナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止するのに十分である。更に他の態様によると、既定の勾配閾値に達する、又はそれを超えること、及び既定の振幅閾値に達する、又はそれを超えることの組み合わせは、制御アルゴリズムに発射運動を変更させて、ナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止する。図 117 に示されるように、発射力信号の勾配 A 1 が既定の勾配閾値に達する、又はそれを超え、かつ発射力信号の振幅が既定の振幅閾値（例えば、F c r i t ）に達する、又はそれを超えるとき、制御アルゴリズムは発射運動を変更して、ナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止し、発射力 F は減少を開始する。

【0415】

ナイフの減速、停止、又は一時停止は、発射力 F が、ナイフの更なる前進が開始される、既定の振幅閾値（例えば、F c r i t ）よりも 10 % 少ない値に達するまで続行する。当然のことながら、1つ又は2つ以上の態様によると、ナイフの更なる前進は、発射力が、図 117 に示される 10 % の例よりも少ない、又は多い値に達すると開始され得る。例示的なグラフ 5742 では、ナイフの更なる前進が開始されると、ナイフはその完全前進位置へと前進し、発射力は、図 117 の右端側に示されるように、0 まで減少する。

【0416】

他の態様によると、発射運動を変更する又は既定の閾値に達した若しくはこれを超えたことを無視するとの決定は、スレッド、ナイフ、発射バーの位置、又はこれらの組み合わせに更に基づいてよい。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、時間 t にわたる発射力の変化が、既定の閾値に達する、又はそれを超え、その一方ではナイフが発射運動の特定区域（例えば、区域 2 又は区域 4 ）にあるとき、制御アルゴリズムは、発射力信号の勾配が既定の閾値に達した、又はそれを超えたという事実を無視し、発射力信号の勾配がこれまで既定の閾値に達していない、又はそれを超えていないかのように、外科用器具 5700 の動作の続行を許可してよい。

【0417】

図 118 は、外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す曲線 5752 を示す、例示的なグラフ 5750 を示す。曲線 5752 は、コントローラによって受信された発射力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。例示的なグラフ 5750 に示される発射力 F は、切断線に沿った組織の厚さ及び組成が均一である状態を表してよい。縦軸に表される発射力 F は、外科用器具 5700 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び／又は発射バー）が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。簡略化するために示されていないが、発射サイクルのそれぞれの区域（例えば、本明細書に上述するように区域 1 ~ 5 ）はまた、横軸に沿って示され得る。

【0418】

発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせで測定され得る。

【0419】

図 118 の例示的なグラフ 5750 では、時間 t = 0 において、ナイフは完全後退位置にあり、発射力 F は 0 である。ナイフ及びスレッドが前進し、ナイフ速度が増加すると、発射力 F が増加し、第 1 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されるとときに第 1 の最大値 5754 に達する。第 1 の列のステープルが本明細書に上述したように駆

10

20

30

40

50

動された後、発射力 F は、第 2 の列のステープルが駆動されて発射力 F が第 2 の最大値 5756 に達するまで減少する。

【0420】

発射運動の以降の時点において、発射力信号の勾配が既定の閾値に達する、又はそれを超え（この状態は、図 118 では発射力信号の勾配 A1 として示される）、発射力 F の振幅は、既定の振幅閾値（例えば、図 118 に示される振幅 F_{crit} ）に達する、又はそれを超える。それに応じて、制御アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止するように作用し、発射力 F は減少を開始する。

【0421】

例示的なグラフ 5752 では、ナイフの減速、停止、又は一時停止は、発射力 F が、ナイフの更なる前進が開始される、既定の振幅閾値（例えば、 F_{crit} ）よりも 10% 少ない値に達するまで続行する。当然のことながら、1つ又は2つ以上の態様によると、ナイフの更なる前進は、発射力が、図 118 に示される 10% の例よりも少ない、又は多い値に達すると開始され得る。上述した自動停止又は一時停止、及び自動再開は、任意の回数繰り返されてよい。10

【0422】

例示的なグラフ 5752 では、ナイフの更なる前進が開始されると、ナイフはその完全前進位置に向かって前進するので、発射力信号の勾配は、再び既定の勾配閾値に達する、又はそれを超える（この状態は、図 118 では発射力信号の勾配 A2 として示される）。しかしながら、既定の勾配閾値に達した、又はそれを超え、その一方では、ナイフが発射運動の区域 4 内にあったため、制御アルゴリズムはこの「勾配」トリガを無視し、ナイフのその完全前進位置までの前進を続行し、発射力は、図 118 の右端側に示されるように、0 まで減少する。20

【0423】

発射運動内でトリガ、閾値、及び / 又はイベントが生じる位置に基づいてトリガ、閾値、及び / 又はイベントを無視することに加えて、制御アルゴリズムは、発射運動内でトリガ、閾値、及び / 又はイベントが生じる位置に基づいて、トリガ、閾値、及び / 又はイベントを変更してもよい、又は修正してもよい。例えば、1つ又は2つ以上の態様によると、制御アルゴリズムは、発射運動の区域 1 に対して第 1 の値、発射運動の区域 2 に対して第 2 の値、発射運動の区域 3 に対して第 3 の値などにおいて、既定の勾配閾値を設定してもよい。30

【0424】

図 119 は、外科用器具の様々な態様の、時間 t にわたる閉鎖力 F_C を表す曲線、及び図 115 の外科用器具 5700 の、時間 t にわたる発射力 F_F を表す曲線を示す、例示的なグラフ 5770 を示す。図 119 は、外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたる閉鎖力 F_C を表す曲線 5772、及び外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F_F を表す曲線 5774 を示す、例示的なグラフ 5770 を示す。閉鎖力 F_C は「左」縦軸に沿って示され、発射力 F_F は「右」縦軸に沿って示され、時間 t は横軸に沿って示される。合わせて見ると、曲線 5772、5774 は、互いに対して閉鎖運動及び発射運動のタイミングを反映し、閉鎖運動は、発射運動の開始前に開始される。例示的なグラフ 5770 は、閉鎖力 F_C 及び発射力 F_F の両方に対して同一振幅であるものとして閾値力 F_{crit} を示すが、閉鎖力 F_C の閾値力 F_{crit} の振幅は、発射力 F_F の閾値力 F_{crit} の振幅と異なってもよいことが理解されるであろう。換言すると、「左」縦軸の尺度は、「右」縦軸の尺度と異なってもよい。40

【0425】

曲線 5772 は、閉鎖運動中の様々な時点における閉鎖力信号のグラフ表示である。したがって、本明細書に上述したように、曲線 5772 は、コントローラによって受信された閉鎖力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。「左」縦軸に表される閉鎖力 F_C は、外科用器具 5700 の頸部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5700 の頸部（例えば、アンビル及び / 又は細長いチャネル）が受ける力、50

外科用器具 5700 の閉鎖管が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。閉鎖力 F_C は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、閉鎖力 F_C は、アンビル上、細長いチャネル上、閉鎖管上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、又は組織のインピーダンス若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

【0426】

曲線 5774 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号のグラフ表現であり、図 109 の曲線 5752 と類似又は同一であってよい。したがって、本明細書に上述したように、曲線 5774 は、コントローラによって受信された発射力信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。「右」縦軸に表される発射力 F_F は、外科用器具 5700 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び／又は発射バー）が受ける力、及び／又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F_F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、様々な態様によると、発射力 F_F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び／又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。簡略化するために示されていないが、発射サイクルのそれぞれの区域（例えば、本明細書に上述するように区域 1～5）はまた、横軸に沿って示され得る。

【0427】

図 110 の例示的なグラフ 5770 では、閉鎖運動開始後のある時点において、ナイフはまだ完全後退位置にあり、発射力 F_F はほぼ 0 である。ナイフ及びスレッドが前進し、ナイフ速度が増加すると、発射力 F_F が増加し、第 1 の列のステープルがステープルカートリッジから駆動されるときに第 1 の最大値 5776 に達する。第 1 の列のステープルが本明細書に上述したように駆動された後、発射力 F_F は、第 2 の列のステープルが駆動されて発射力 F_F が第 2 の最大値 5778 に達するまで減少する。

【0428】

発射運動の以降の時点において、発射力信号の勾配が既定の閾値に達する、又はそれを超え（この状態は、図 117 では発射力信号の勾配 A として示される）、発射力 F_F の振幅は、既定の振幅閾値（例えば、図 117 に示される振幅 F_{crit} ）に達する、又はそれを超える。それに応じて、制御アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を減速する、停止する、又は一時停止するように作用し、発射力 F_F は減少を開始する。

【0429】

例示的なグラフ 5770 では、ナイフの減速、停止、又は一時停止は、発射力 F_F が、ナイフの更なる前進が開始される、既定の振幅閾値（例えば、 F_{crit} ）よりも 10% 少ない値に達するまで続行する。当然のことながら、様々な態様によると、ナイフの更なる前進は、発射力 F_F が、図 117 に示される 10% の例よりも少ない、又は多い値に達すると開始され得る。上述した自動停止又は一時停止、及び自動再開は、任意の回数繰り返されてよい。

【0430】

例示的なグラフ 5770 では、ナイフの更なる前進が開始されると、ナイフはその完全前進位置に向かって前進するので、発射力信号の勾配は、再び既定の勾配閾値に達する、又はそれを超える（この状態は、図 117 では発射力信号の勾配 B として示される）。しかしながら、既定の勾配閾値に達した、又はそれを超え、その一方では、ナイフが発射運動の区域 4（図示なし）内にあるため、制御アルゴリズムはこの「勾配」トリガを無視し、ナイフのその完全前進位置までの前進を続行し、発射力は、図 117 の右端側に示されるように、0 まで減少する。

【0431】

図 120 は、外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す第 1 の曲線 5762、外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたるナイフ位置 X 、及

10

20

30

40

50

び外科用器具 5700 の様々な態様の、時間 t にわたるナイフ速度 V を表す第 2 の曲線 5764 を示す、例示的なグラフ 5760 を示す。発射力 F は上縦軸に沿って示され、ナイフ速度 V は下縦軸に沿って示され、ナイフ位置 X は、上横軸に沿って示され、時間 t は上下の両横軸に沿って示される。上横軸に沿って示されるように、ナイフ位置 X は、外科用器具 5700 のエンドエフェクタ 300 の下顎部 302 に位置するカートリッジ 304 内のナイフチャネルに沿って 5 つの区域 1 ~ 5 を移動する。図 120 に示されるナイフ速度 V 及び発射力 F は、切断線に沿った組織の厚さ及び組成は均一であるとの前提に基づいてよい。

【0432】

したがって、曲線 5762 は、発射運動中の様々な時点における発射力信号を表し、曲線 5764 は、発射運動中の様々な時点におけるナイフ速度信号を表す。曲線 5762、5764 は、コントローラによって受信された発射力信号及びナイフ速度信号に基づいて、コントローラによって数学的に生成されてよい。上縦軸に表される発射力 F は、外科用器具 5500 の駆動システム（例えば、スレッド、ナイフ及び / 又は発射バー）が受ける力、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。発射力 F は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、1 つ又は 2 つ以上の態様によると、発射力 F は、スレッド上、ナイフ上に位置付けられたセンサ（例えば、ひずみゲージ）によって直接的に、若しくはモータの電流引き込みによって間接的に、及び / 又はこれらの任意の組み合わせで測定され得る。

【0433】

下縦軸に表されるナイフ速度 V は、ナイフの速度、スレッドの速度、駆動システムの別の構成要素（例えば、発射バー）の速度、及び / 又はこれらの任意の組み合わせであってよい。ナイフ速度 V は、直接的又は間接的のいずれかで、任意の好適な方法にて測定され得る。例えば、1 つ又は 2 つ以上の態様によると、ナイフ速度 V は、発射バー上に位置付けられた磁石及びホール効果センサの組み合わせによって直接的に、若しくはモータの電流引き込み、モータのシャフトに結合されたエンコーダによって間接的に、及び / 又はこれらの任意の組み合わせによって測定され得る。

【0434】

例示的なグラフ 5764 では、ナイフ速度 V は 0 から略最高速度まで増加するものとして示され、ナイフは、その完全後退位置から発射運動の区域 1 を通って区域 2 へと前進する。経時的な発射力 F の変化（例えば、区域 1 及び / 又は区域 2 で生じて示される勾配 F / t ）が既定の閾値に達する、又はそれを超えるとしても、制御アルゴリズムは、このトリガ、閾値、及び / 又はイベントを無視し、図 120 のナイフ速度 V によって示されるように、ナイフの前進の続行を許可してよい。区域 2 において略最高速度に達すると、ナイフは、別のトリガ、閾値、及び / 又はイベントがナイフの前進の自動停止を制御アルゴリズムに促すまで、区域 2 及び区域 3 における前進を続行する。例示的なグラフ 5762 では、これは、発射力 F が既定の閾値 F_{crit} を超えると区域 3 において生じる。他の態様によると、トリガ、閾値、及び / 又はイベントは、特定の値に達する、又はそれを超える発射力 F の時間 t にわたる変化、特定の値に達する、又はそれを超える発射力 F の時間 t にわたる変化と、特定の値に達する、又はそれを超える発射力 F との組み合わせ、特定の値に達する、又はそれを超える ピーク・トゥ・ピーク 発射力の時間 t にわたる変化、特定の値に達する、又はそれを超える ピーク・トゥ・ピーク 発射力の時間 t にわたる変化と、特定の値に達する、又はそれを超える発射力 F との組み合わせなどであり得る。

【0435】

発射力 F が既定の閾値 F_{crit} に達する、又はそれを超え、かつナイフが発射運動の区域 3 に関連付けられた位置にあるとき、制御アルゴリズムは、ナイフの更なる前進を自動的に停止する又は一時停止し、ナイフ速度 V は、時間 t_1 において略一定速度から 0 へと低下する。換言すると、トリガを無視するのではなく、制御アルゴリズムはトリガに作用し、発射運動を変更する。図 120 に示されるように事前定義された期間（例えば、期間 $t_2 - t_1$ ）又は、発射力 F の振幅の事前定義された低下の後、制御アルゴリズムはナ

10

20

30

40

50

イフの前進を自動的に再開し、ナイフ速度Vは、時間t2における0から略最高速度まで増加し、次いで、区域3及び区域4において略一定速度で続行する。区域4のある時点において、ナイフ速度は、略一定速度から0へと低下し、発射力も0に低下する。

【0436】

図120は、発射運動の区域2において生じる発射力トリガ、閾値、及び／又はイベントに作用せず、発射運動の区域3において生じる発射力トリガ、閾値、及び／又はイベントに作用するものとして制御アルゴリズムを示すが、制御アルゴリズムは、発射運動の他の区域において生じる発射力トリガ、閾値、及び／又はイベントに作用する、又は作用しないように構成され得ることが理解されるであろう。例えば、図118に関して上述したように、制御アルゴリズムは、発射運動の区域4において生じる発射力トリガ、閾値、及び／又はイベントに作用しない（無視する）ように構成され得る。10

【0437】

更に、図115～120に関連して記載した制御アルゴリズムの機能は、発射運動中のトリガ、閾値、及び／又はイベントの無視又は変化との関連で説明されたが、外科用器具5700の制御アルゴリズムは、閉鎖サイクル（即ち、顎部の閉鎖）中のトリガ、閾値、及び／又はイベントを無視する又は変化させるように構成されてもよいことが理解されるであろう。

【0438】

上述の説明で様々な詳細が記載されてきたが、電動式外科用器具の様々な態様がこれらの特定の詳細なしで実行されてもよいことが理解されるであろう。例えば、簡潔かつ明確にするために、選択された態様は、詳細に示すのではなく、ブロック図で示されている。本明細書に示した詳細な説明のいくつかの部分は、コンピュータメモリに格納されたデータに対して動作する命令に関して提示され得る。そのような説明及び表現は、当業者によって、自身の仕事の内容を当該技術分野の他者に説明及び伝達するために使用されているものである。一般に、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、「工程」とは、必ずしも必要ではないが、記憶、伝達、結合、比較及び別様に操作されることが可能な電気又は磁気信号の形態をとることができる物理量の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などで参照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、これらの物理量に当てはめられる便利なラベルである。20

【0439】

様々な態様について本明細書で述べたが、これらの態様に対する多くの改変例、変形例、代替例、変更例及び同等物を実施することが可能であり、また、当業者には想到されるであろう。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、全てのそのような改変例及び変形例を、開示された態様の範囲に含まれるものとして網羅することを目的としたものである点を理解されたい。以下の「特許請求の範囲」は、全てのそのような改変例及び変形例を網羅することを目的としたものである。30

【0440】

一般的な意味で、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はそれらの任意の組み合わせによって、個々にかつ／又は共同して実装することができる、本明細書で説明する様々な態様を、様々な種類の「電気回路」から構成されるものと見なすことができることを、当業者には理解されよう。その結果として、本明細書で使用されるとき、「電気回路」は、限定するものではないが、少なくとも1つの個々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つの専用集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムで構成された汎用コンピューティングデバイス（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で構成されている汎用コンピュータ、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で構成されているプロセッサ）を形成する電気回路、メモリデバイスを形成する（例えばラン40

ダムアクセスマモリを形成する)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学的-電気的設備)を形成する電気回路を含む。本明細書で述べた主題は、アナログ若しくはデジタルの形式又はそれらのいくつかの組み合わせで実現されてもよいことを、当業者には理解されよう。

【0441】

上記の詳細な説明は、ブロック図、フローチャート及び/又は実施例を用いてデバイス及び/又はプロセスの様々な態様について記載してきた。そのようなブロック図、フローチャート及び/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、フローチャート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、又はそれらの事実上任意の組み合わせによって、個々にかつ/又は共同に実装することができる。一態様では、本明細書に記載される主題のいくつかの部分は、特定用途向け集積回路(A S I C)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(F P G A)、デジタル信号プロセッサ(D S P)、又は他の集積型の形式で実装されてもよい。しかしながら、当業者に理解されたいこととして、その全部か一部かを問わず、本明細書で開示される態様のうちのいくつかの態様は、1つ又は2つ以上のコンピュータ上で稼働する1つ又は2つ以上のコンピュータプログラムとして(例えば、1つ又は2つ以上のコンピュータシステム上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして)、1つ又は2つ以上のプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして(例えば、1つ又は2つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして)、ファームウェアとして、あるいは、それらの実質的に任意の組み合わせとして、集積回路において等価に実現され得、また、回路を設計すること、並びに/又はソフトウェア及び/又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。

【0442】

加えて、本明細書に記載される主題の機構は、多様な形式でプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載される主題の例示的な態様は、配布を実際に使うために使用される信号搬送媒体の特定の種類にかかわらず用いられることが、当業者には理解されよう。信号搬送媒体の例としては、記録可能型の媒体、例えば、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク(C D)、デジタルビデオディスク(D V D)、デジタルテープ、コンピュータメモリなど、並びに伝送型の媒体、例えば、デジタル及び/又はアナログ通信媒体(例えば、光ファイバケーブル、導波管、有線通信リンク、無線通信リンク(例えば、送信機、受信機、送信ロジック、受信ロジックなど)が挙げられるが、これらに限定されない。

【0443】

要約すると、本明細書に記載した構想を用いる結果として得られる多くの利益が記載されてきた。1つ又は2つ以上の態様の上述の記載は、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。上記の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。1つ又は2つ以上の態様は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、様々な態様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できるようにするために、選択され記載されるものである。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。

【0444】

[実施の態様]

(1) 外科用器具であって、

ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、

前記細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、

前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、

前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、

前記電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、前記制御回路が、

10

20

30

40

50

前記ナイフの位置に基づいて第1の事前定義されたイベントの発生を無視し、
第2の事前定義されたイベントの発生後に前記ナイフの前進を自動的に停止し、かつ
第3の事前定義されたイベントの発生後に前記ナイフの閉鎖動作を自動的に再開するよ
うに構成されている、外科用器具。

- (2) 前記第1の事前定義されたイベントの前記発生は、
経時的な発射力の変化が既定の閾値を超えること、及び
前記発射力が第1の値を下回ることを含む、実施態様1に記載の外科用器具。

- (3) 前記制御回路が、
前記発射力を測定するように構成された第1のセンサと、
前記ナイフの前記位置を測定するように構成された第2のセンサと、
前記第1及び第2のセンサに電気的に接続され、前記ナイフの前記位置及び前記経時的
な発射力の前記変化を判定するように構成されたコントローラと、を備える、実施態様2
に記載の外科用器具。

- (4) 前記第1のセンサがひずみゲージを備え、
前記第2のセンサがホール効果センサを備える、実施態様3に記載の外科用器具。
- (5) 前記第2の事前定義されたイベントの前記発生は、
前記経時的な発射力の前記変化が第2の既定の閾値を超えること、及び
前記発射力が第2の値を超えることを含み、前記第2の値が前記第1の値よりも大きい
、実施態様3に記載の外科用器具。

【0445】

- (6) 前記第3の事前定義されたイベントが、以下：
前記ナイフの前記前進の前記自動停止後の前記発射力の事前定義された低下、及び
事前定義された期間、のうちの少なくとも1つを含む、実施態様5に記載の外科用器具
。
- (7) 前記発射力の前記事前定義された低下が、以下：
事前定義されたパーセンテージの低下、
定量の低下、のうちの少なくとも1つである、実施態様6に記載の外科用器具。

- (8) 外科用器具であって、
ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、
前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、
前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、
前記電動モータに電気的に接続された制御回路と、を備え、前記制御回路が、
第1の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前進を自動的に停止し、
第2の事前定義されたイベントの発生時に前記ナイフの前記前進を自動的に再開し、か
つ

前記ナイフの位置に基づいて第3の事前定義されたイベントの発生を無視するように構
成されている、外科用器具。

- (9) 前記第1の事前定義されたイベントの前記発生は、以下：
発射力が既定の閾値を超えること、
経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化が第2の既定の閾値を超えること、
発射力が前記既定の閾値を超え、かつ前記経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化
が前記第2の既定の閾値を超えること、及び
発射力が前記既定の閾値を超え、前記経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化が前
記第2の既定の閾値を超え、かつ前記ナイフが、前記ステープルカートリッジの近位端と
前記ステープルカートリッジの遠位端との間の位置の既定の範囲内にあること、のうちの
少なくとも1つを含む、実施態様8に記載の外科用器具。

- (10) 前記制御回路が、
前記発射力を測定するように構成された第1のセンサと、
前記ナイフの前記位置を測定するように構成された第2のセンサと、
前記第1及び第2のセンサに電気的に接続されたコントローラと、を備え、前記コント
10

ローラが、

前記経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化、及び

前記ナイフの前記位置を判定するように構成されている、実施態様9に記載の外科用器具。

【0446】

(11) 前記第1のセンサがひずみゲージを備え、

前記第2のセンサがホール効果センサを備える、実施態様10に記載の外科用器具。

(12) 前記第2の事前定義されたイベントの前記発生は、以下：

前記ナイフがある期間停止すること、及び

前記経時的な発射力の変化が既定の範囲内であること、のうちの少なくとも1つである
10
、実施態様9に記載の外科用器具。

(13) 前記期間が前記ナイフの前記位置に基づいて異なる、実施態様12に記載の外
科用器具。

(14) 外科用器具であって、

ステープルカートリッジを支持するように構成された細長いチャネルと、

前記細長いチャネルに枢動可能に接続されたアンビルと、

前記ステープルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、

前記ナイフに機械的に結合された電動モータと、

前記電動モータを制御する手段であって、

トリガが第1の閾値を超える場合は、前記ナイフの部材の前進を自動的に停止し、
20

前記トリガが第2の閾値を超える場合は、前記ナイフの前記前進を自動的に再開する、
手段と、

前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの少なくとも1つを変更する手段と、を備え
る、外科用器具。

(15) 前記第1の閾値が、以下：

発射力の第1の値、

前記経時的な発射力の変化の第1の値、及び

前記発射力の前記第1の値と前記経時的な発射力の前記変化の前記第1の値との組み合
わせ、のうちの少なくとも1つを含む、実施態様14に記載の外科用器具。

【0447】

(16) 前記第2の閾値が、以下：

発射力の第2の値、

前記経時的な発射力の変化の第2の値、

経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の変化の値、

前記発射力の前記第2の値と前記経時的な発射力の前記変化の前記第2の値との組み合
わせ、及び

前記発射力の前記第2の値と前記経時的なピーク・トゥ・ピーク発射力の前記変化の前
記値との組み合わせ、のうちの少なくとも1つを含む、実施態様15に記載の外科用器具
。

(17) 前記電動モータを制御する前記手段が、

力を測定するように構成された第1のセンサと、

前記第1のセンサに電気的に接続されたコントローラと、を含む、実施態様14に記載
の外科用器具。

(18) 前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの前記少なくとも1つを変更する前
記手段が、前記ナイフの位置に基づいて前記第1の閾値及び前記第2の閾値のうちの前記
少なくとも1つを変更する手段を含む、実施態様17に記載の外科用器具。

(19) 前記ナイフの前記位置を判定する手段を更に含む、実施態様18に記載の外
科用器具。

(20) 前記ナイフの前記位置を判定する前記手段がホール効果センサを含む、実施態
様19に記載の外科用器具。

30

40

50

【図1】

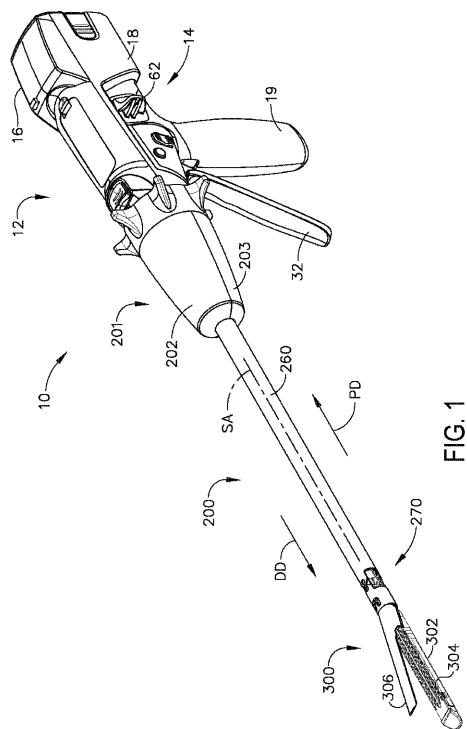


FIG. 1

【図2】

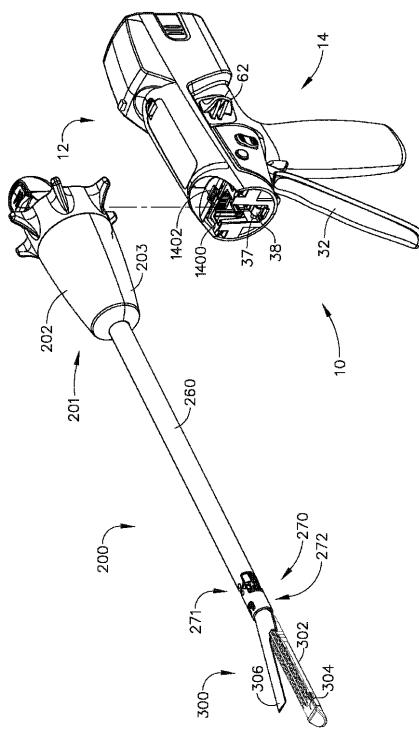


FIG. 2

【図3】

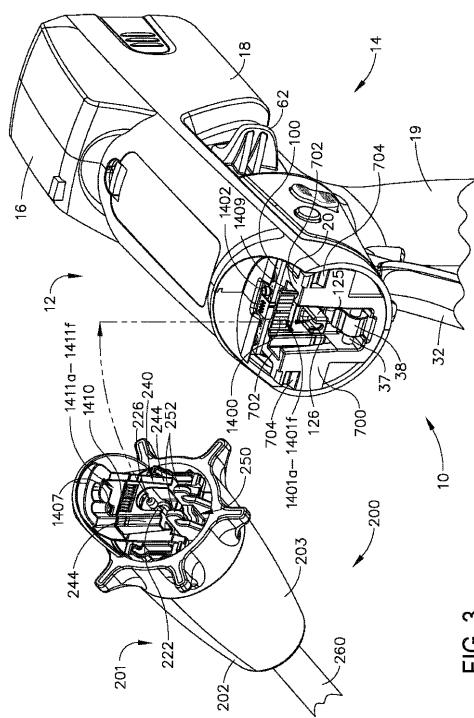


FIG. 3

【図4】

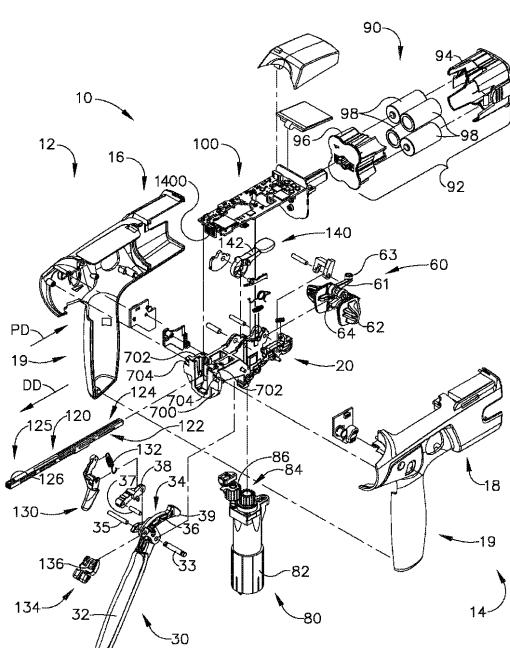


FIG. 4

【 図 5 】

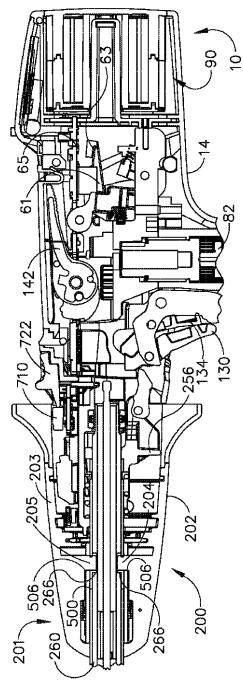


FIG. 5

【 図 6 】

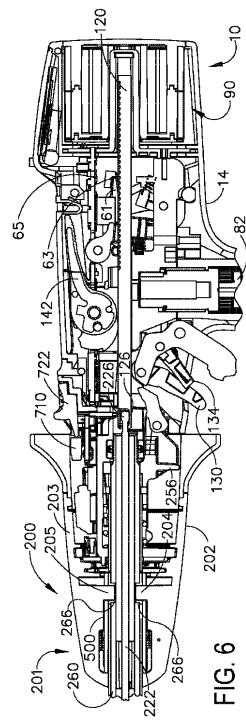


FIG. 6

【図7】

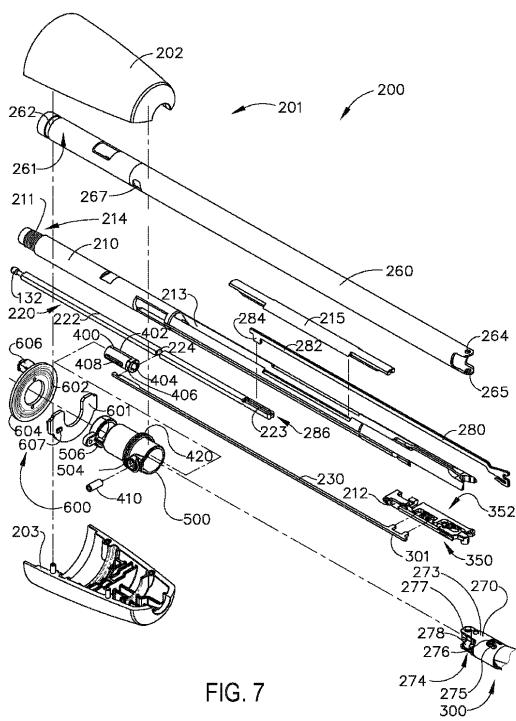


FIG. 7

【 図 8 】

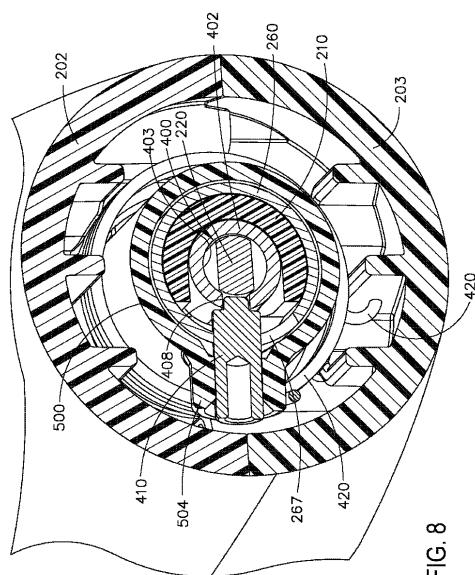


FIG. 8

【図9】

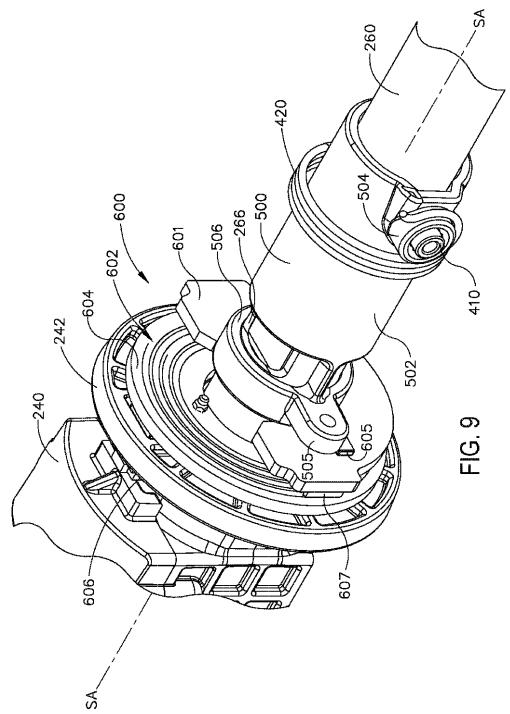
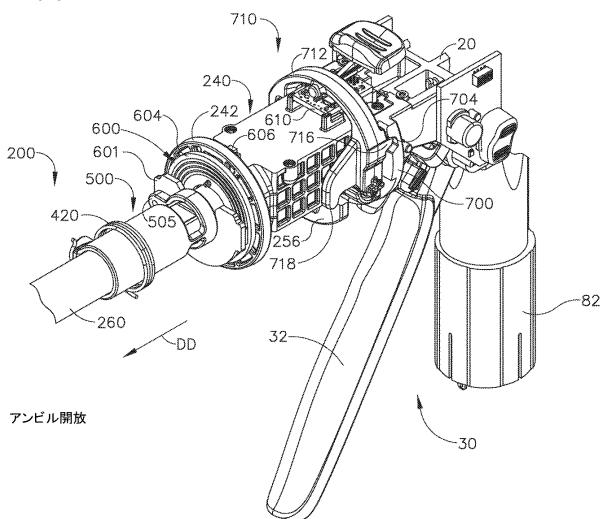


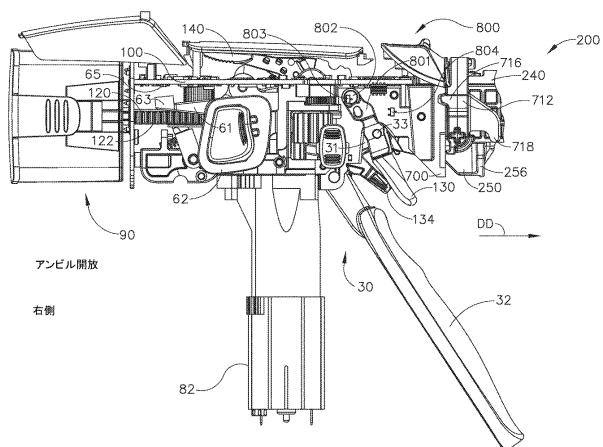
FIG. 9

【図10】



アンビル開放

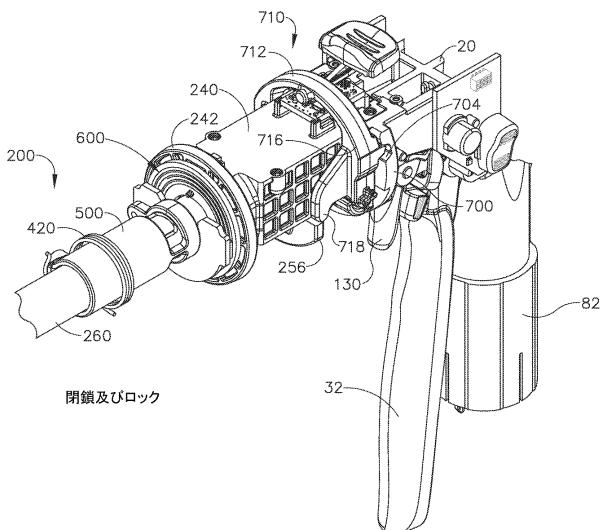
【図11】



アンビル開放

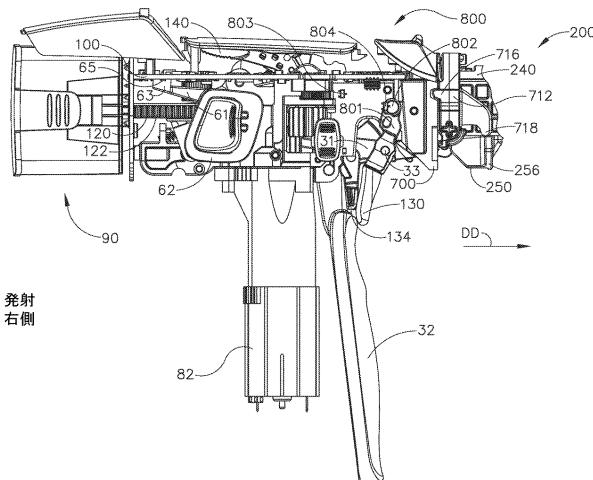
右側

【図12】



閉鎖及びロック

【図13】



発射
右側

【図14】

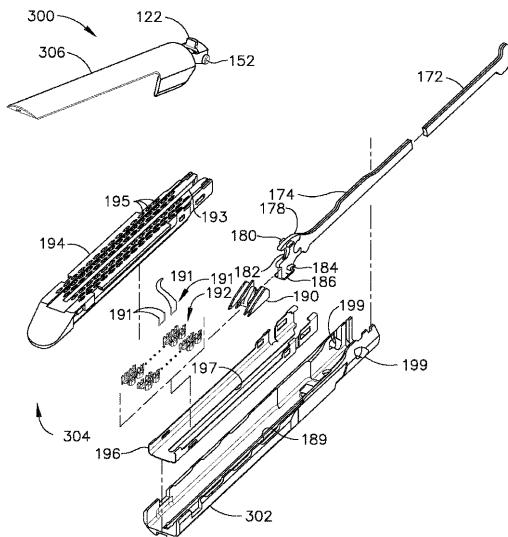
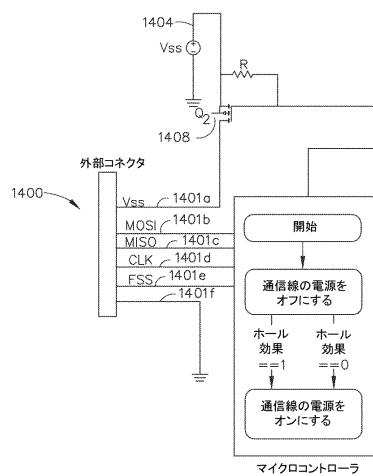


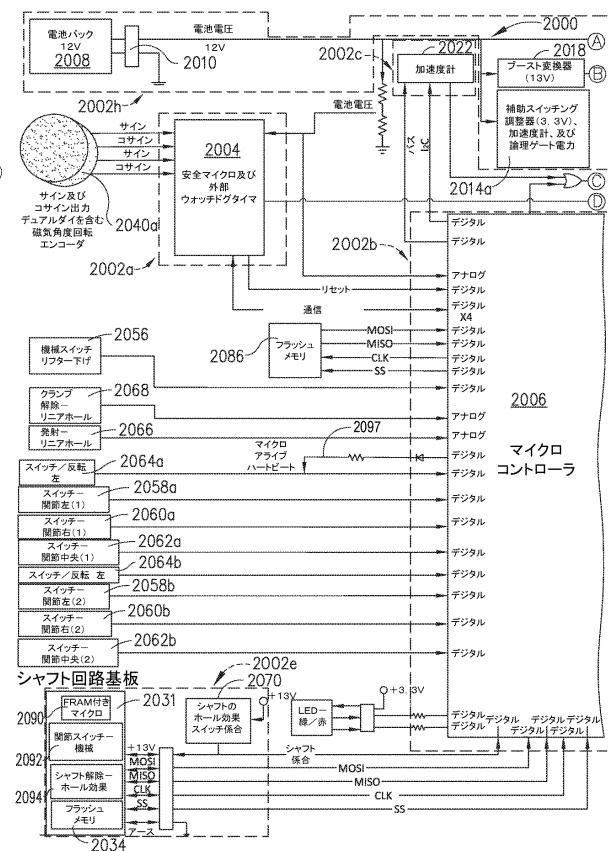
FIG. 14

【図 1 5】

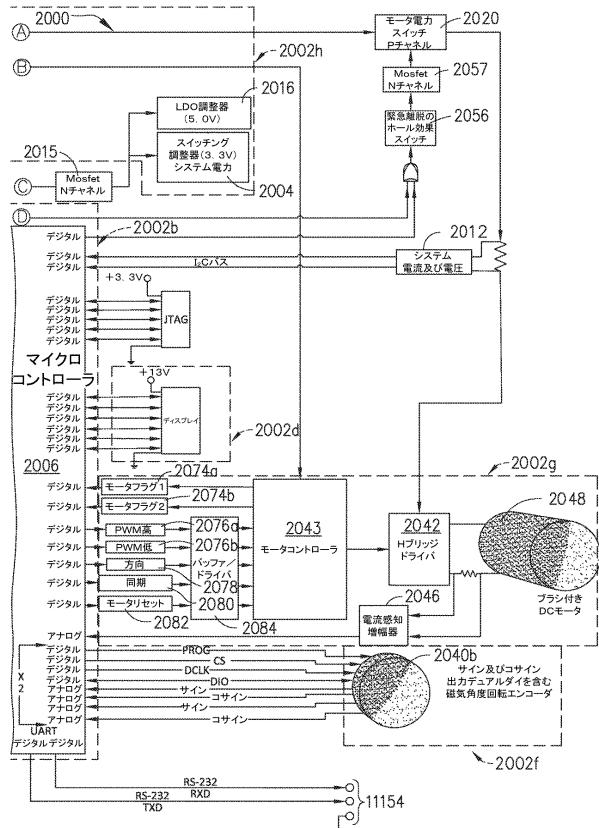


マイクロコントローラ

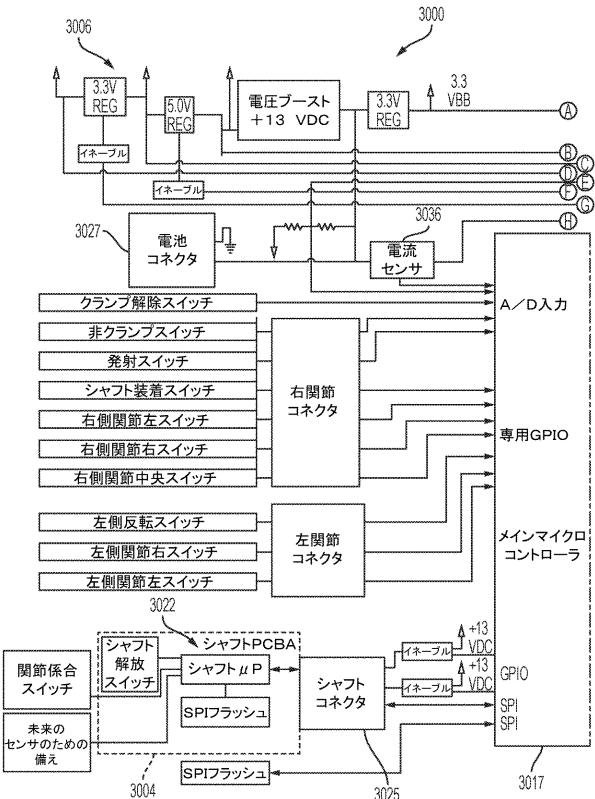
【図16A】



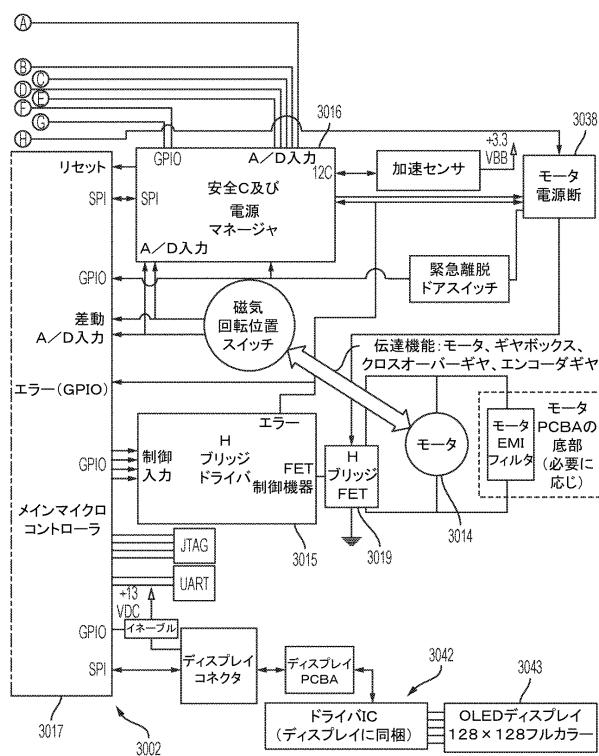
【図16B】



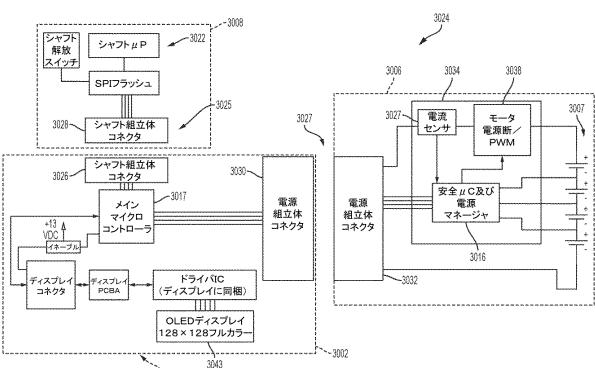
【図17A】



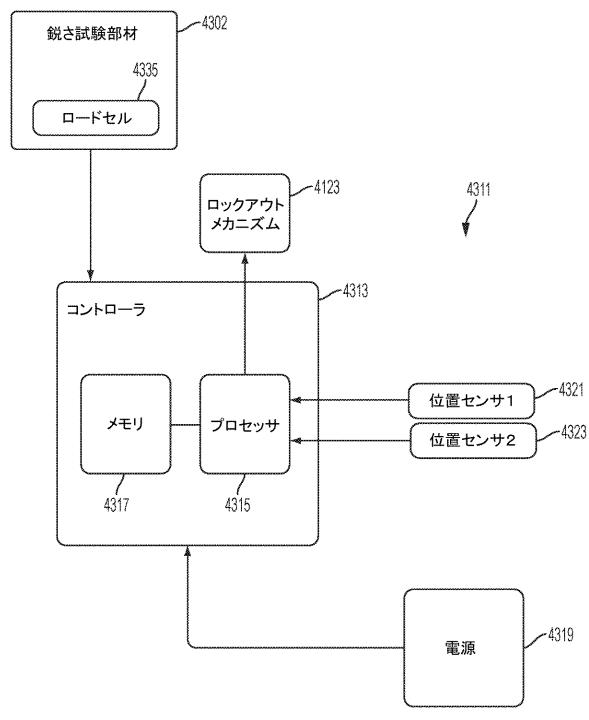
【図17B】



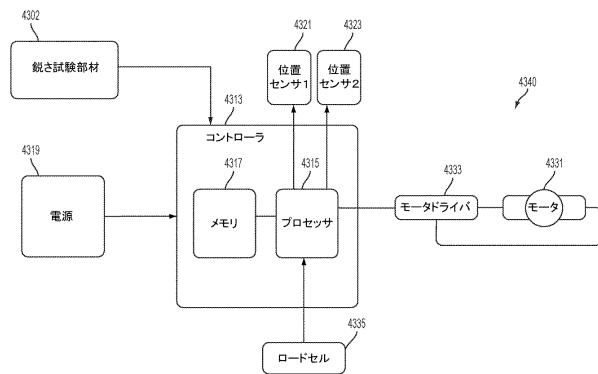
【図18】



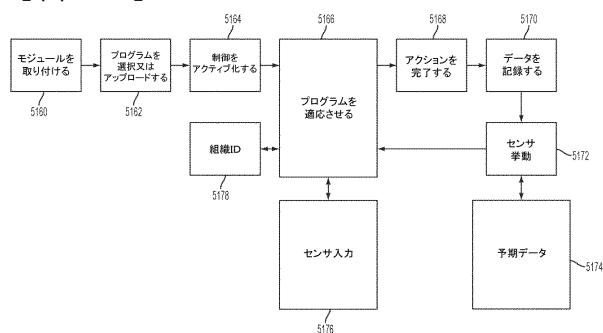
【図 19】



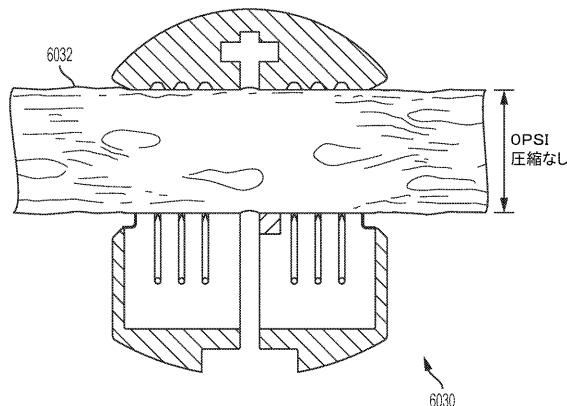
【図 20】



【図 21】



【図 22A】



【図 23A】

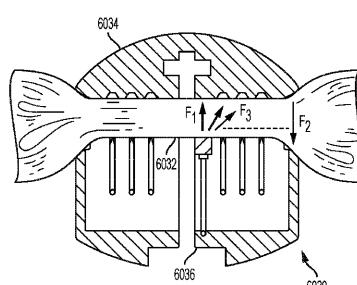
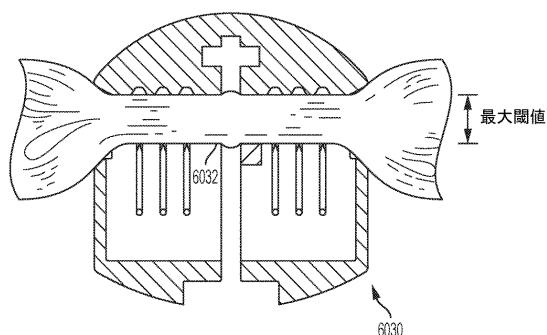


FIG. 23A

【図 22B】



【図 23B】

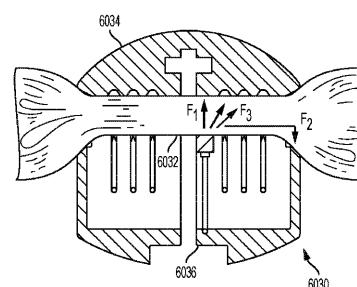


FIG. 23B

【図24】

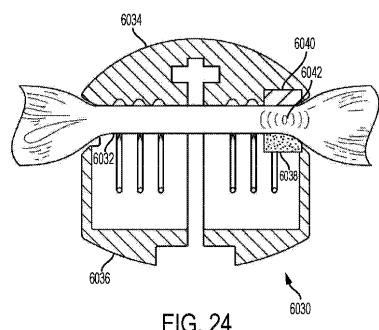


FIG. 24

【図26】

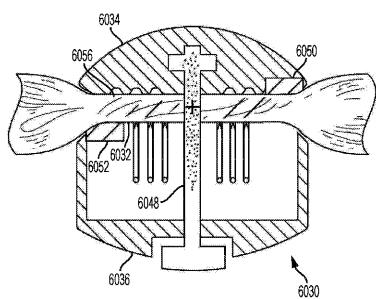


FIG. 26

【図25】

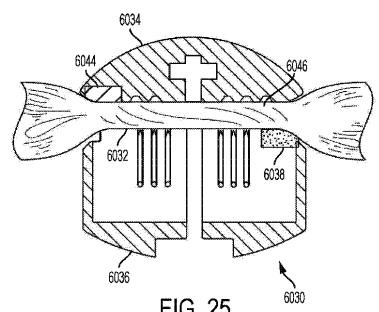


FIG. 25

【図27】

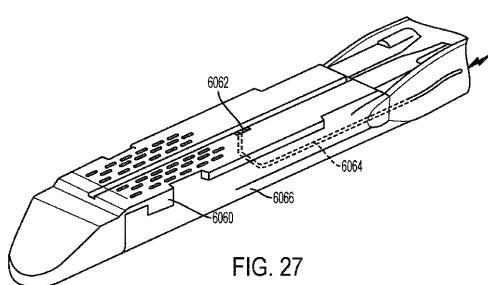


FIG. 27

【図28】

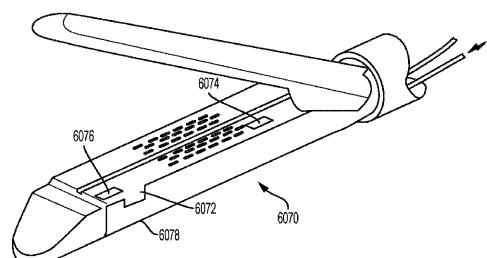


FIG. 28

【図30】

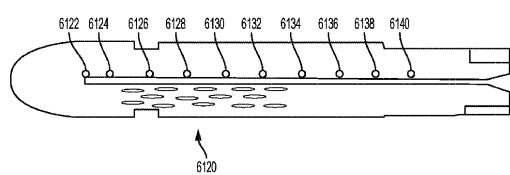


FIG. 30

【図29】

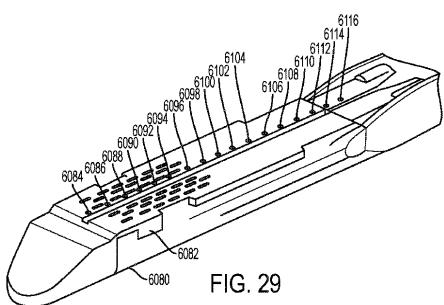


FIG. 29

【図31】

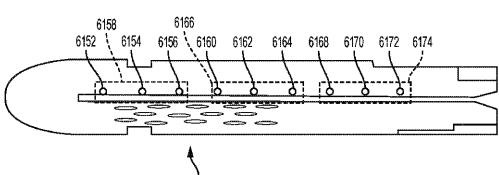


FIG. 31

【図32】

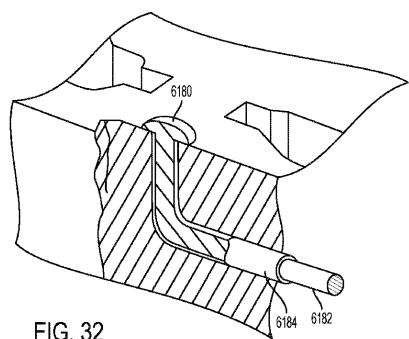


FIG. 32

【図34】

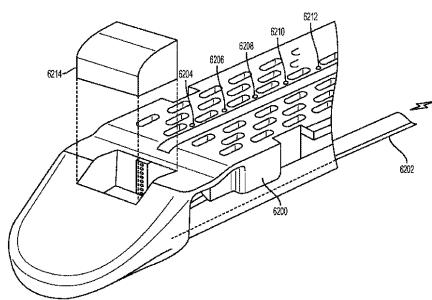


FIG. 34

【図33】

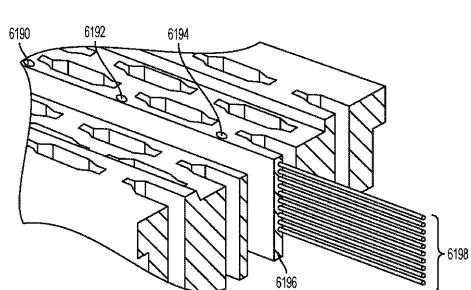
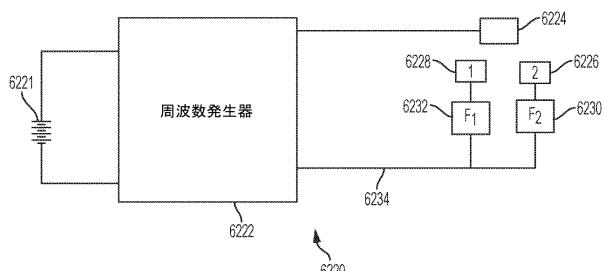
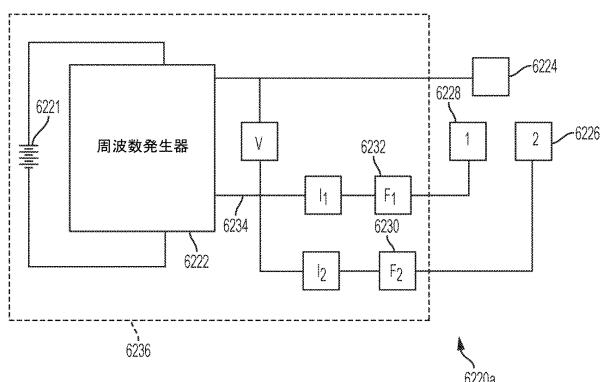


FIG. 33

【図35】



【図36】



【図38】

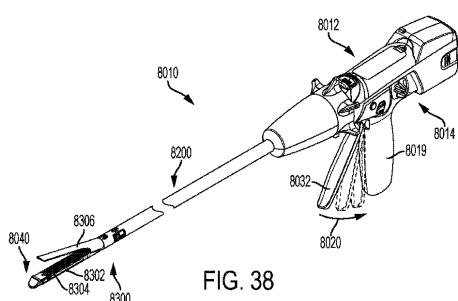
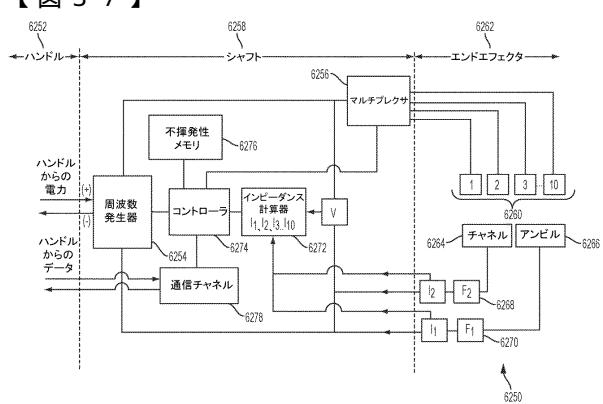


FIG. 38

【図37】



【図40】

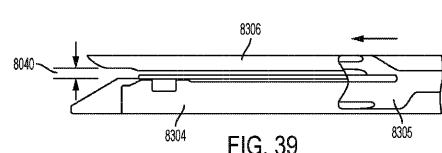


FIG. 39

【図40】

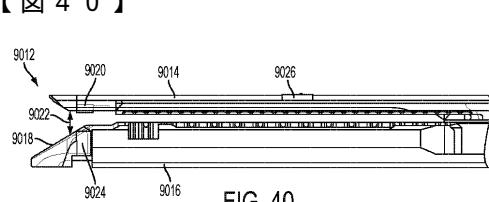
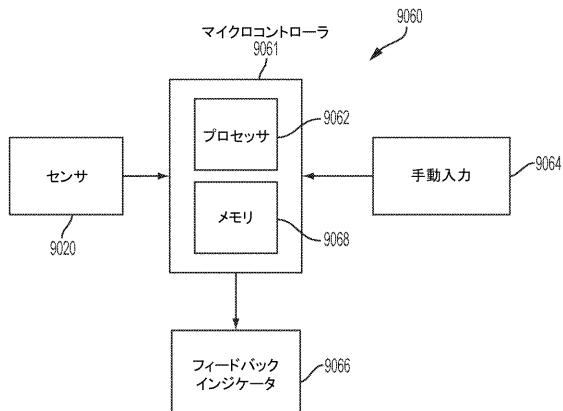
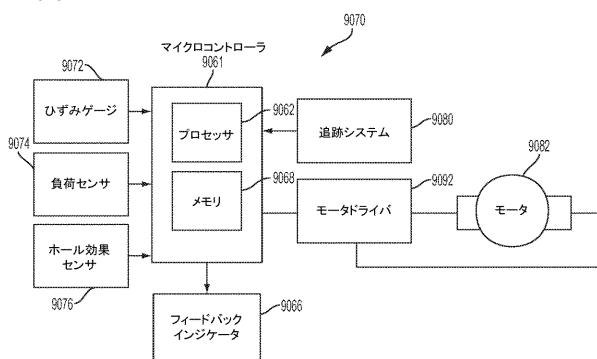


FIG. 40

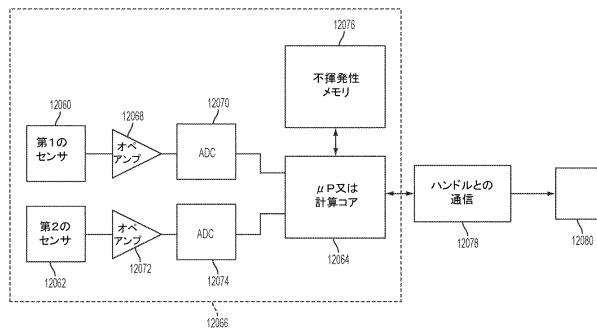
【図41】



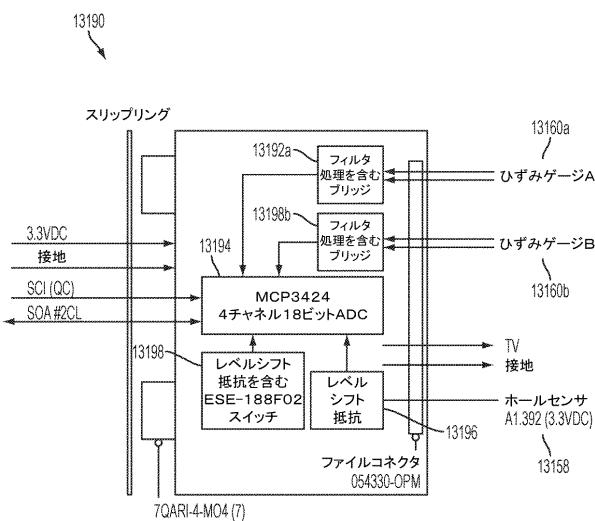
【図42】



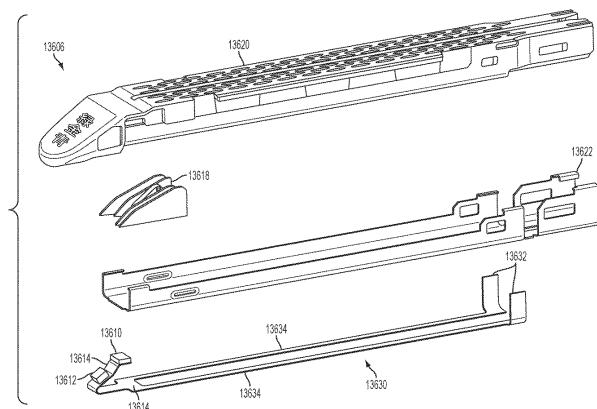
【図43】



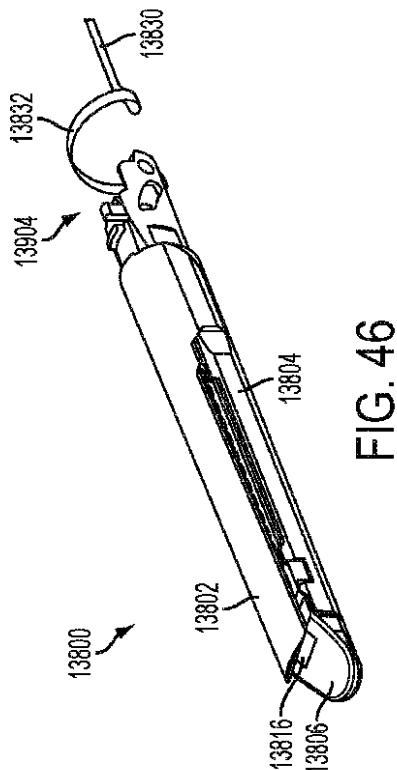
【図44】



【図45】



【図46】



【図47】

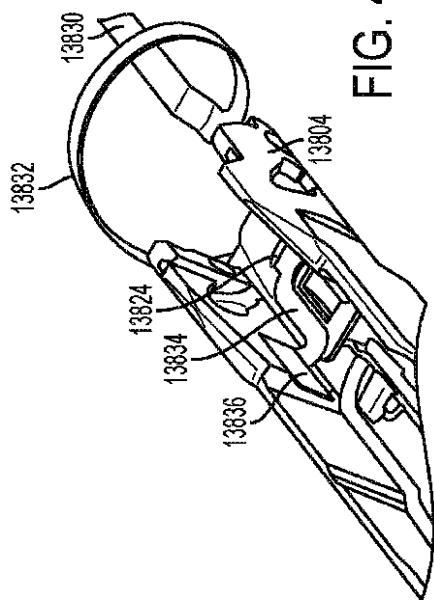


FIG. 47

【図48】

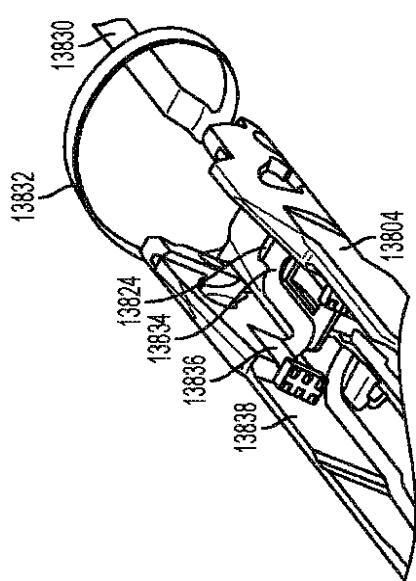


FIG. 48

【図49】

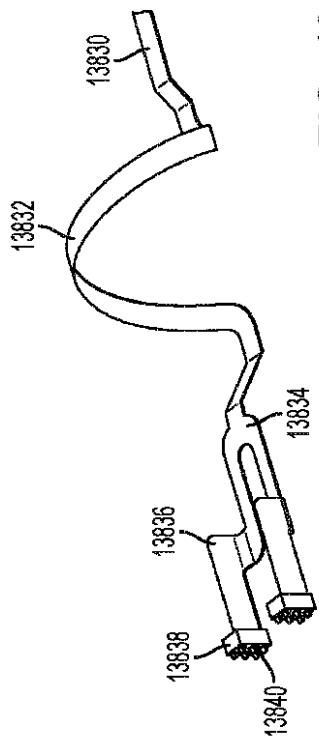


FIG. 49

【図50】

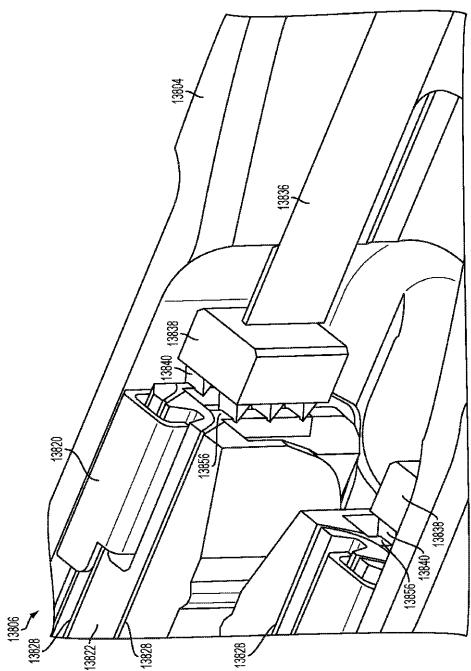


FIG. 50

【図 5 1】

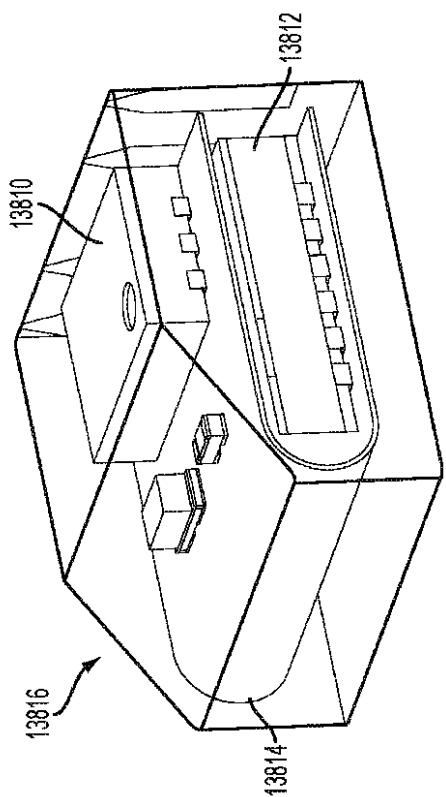


FIG. 51

【図 5 2】

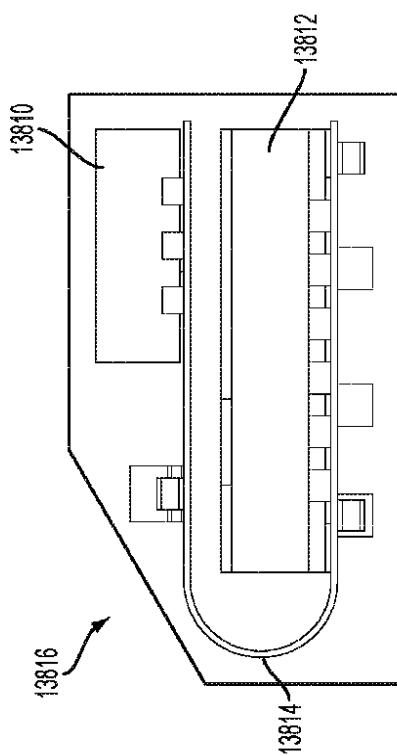


FIG. 52

【図 5 3】

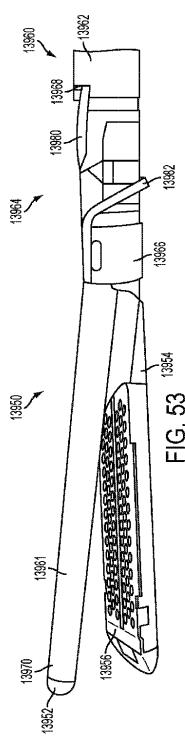


FIG. 53

【図 5 4】

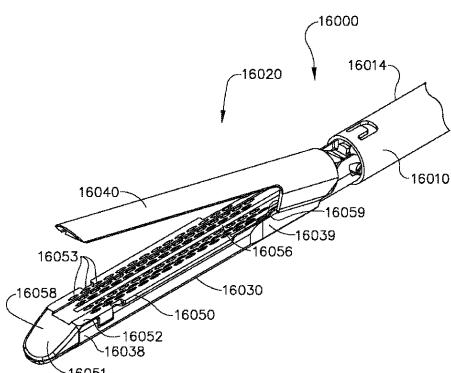


FIG. 54

【図 5 5】

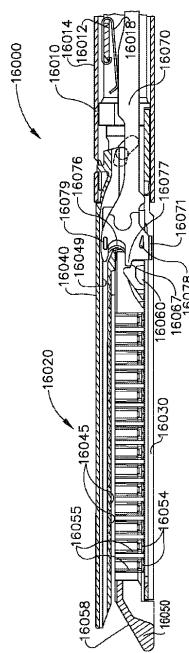


FIG. 55

【図56】

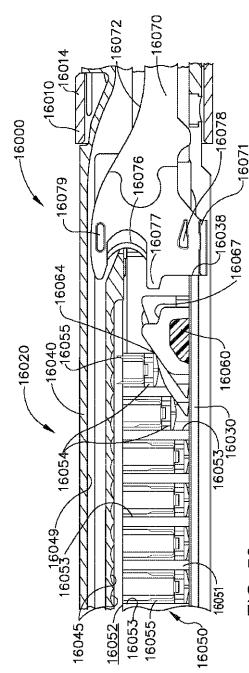


FIG. 56

【図57】

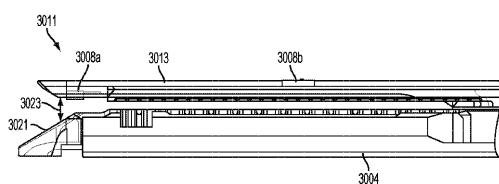
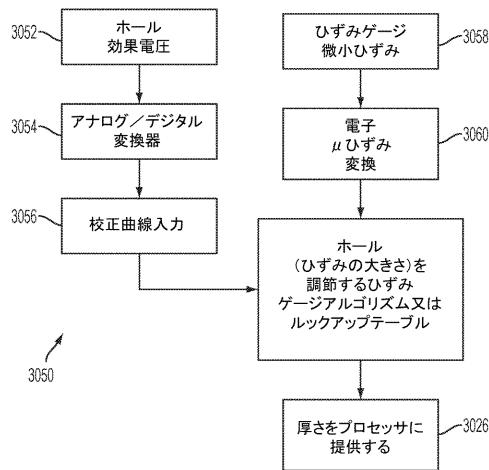
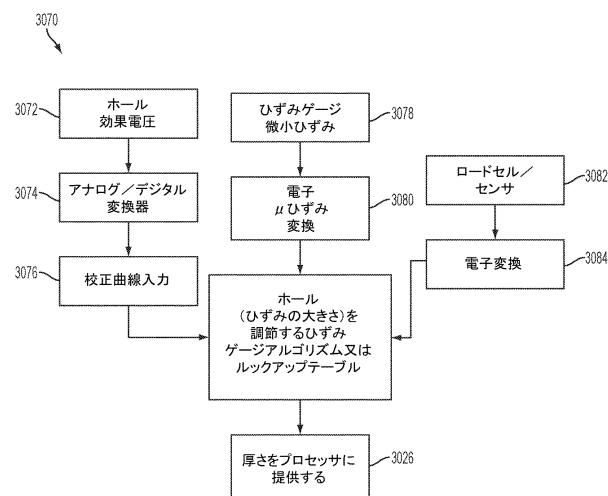


FIG. 57

【図58】



【図59】



【図 6 0】

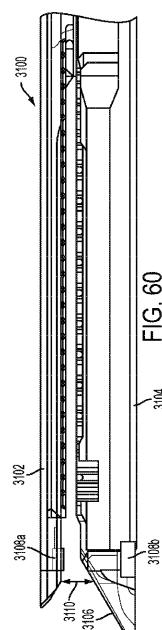


FIG. 60

【図 6 1】

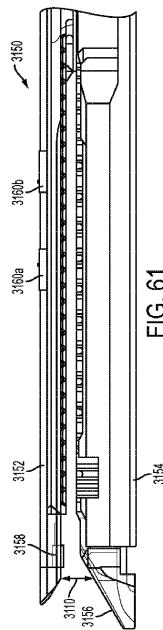


FIG. 61

【図 6 2】

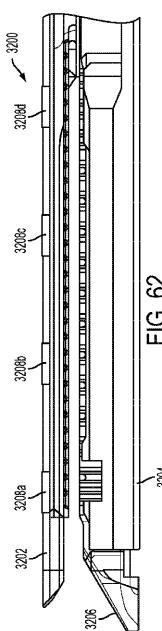
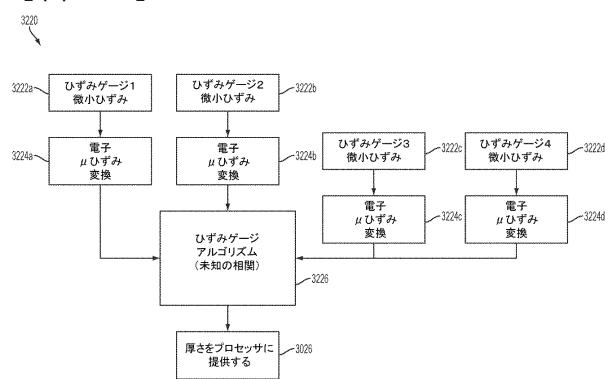


FIG. 62

【図 6 3】



【図 6 4】

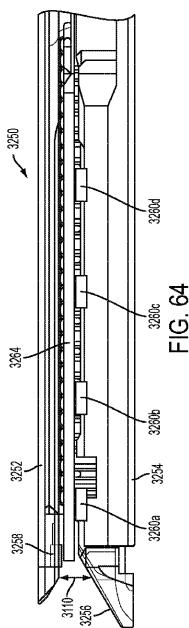


FIG. 64

【図65】

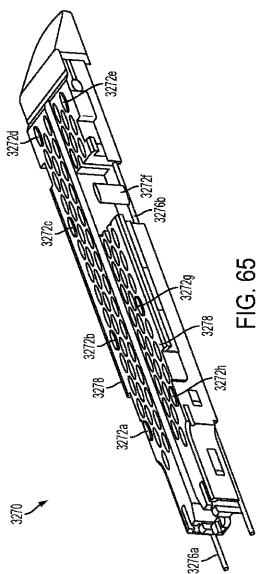
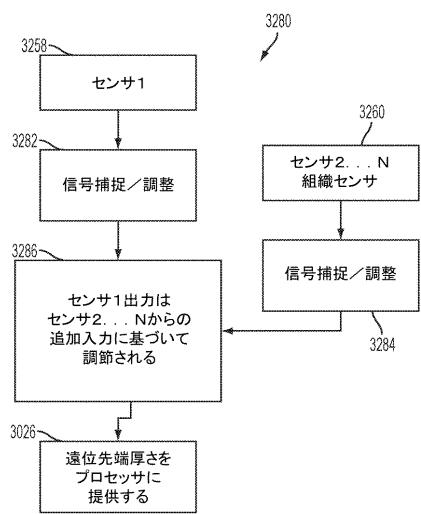


FIG. 65

【図 6 6】



【図67】

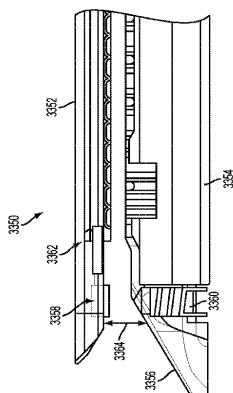
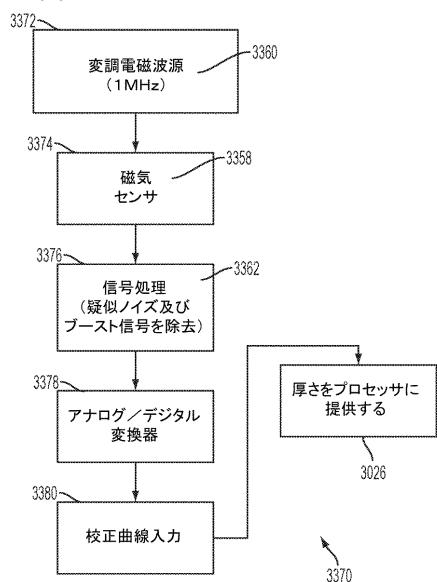
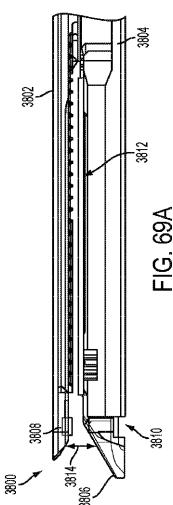


FIG. 67

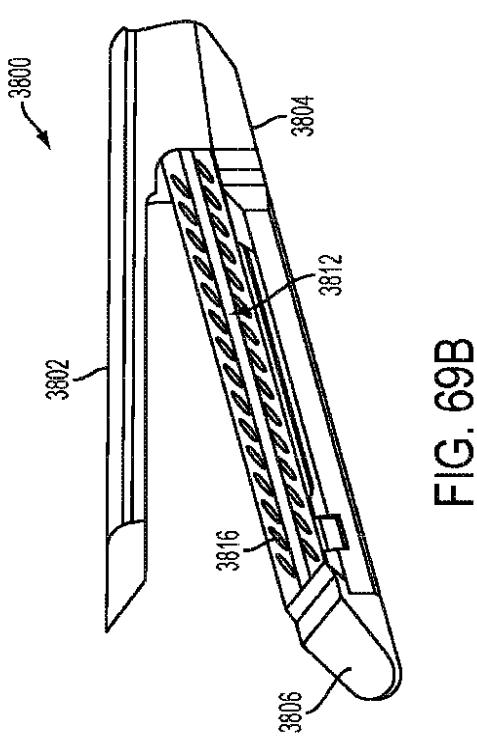
【図 6 8】



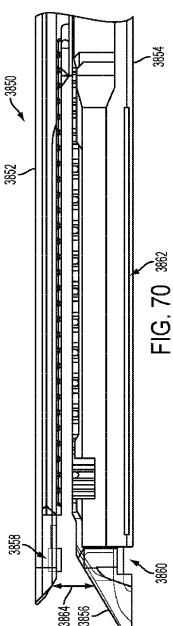
【図 6 9 A】



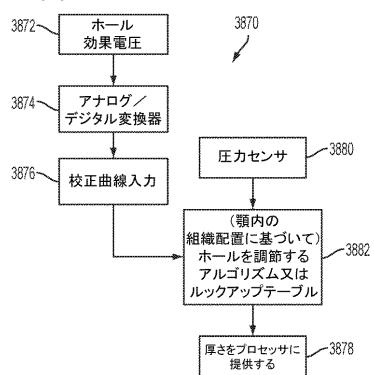
【図 6 9 B】



【図 7 0】



【図 7 1】



【図 7 2】

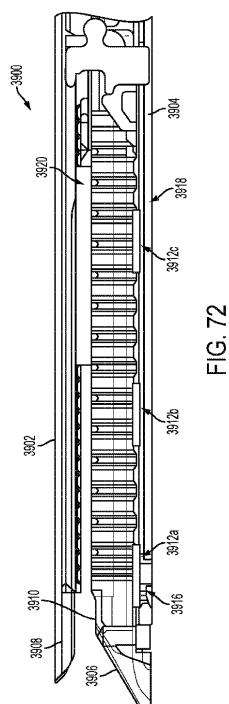


FIG. 72

【図 7 3 A】

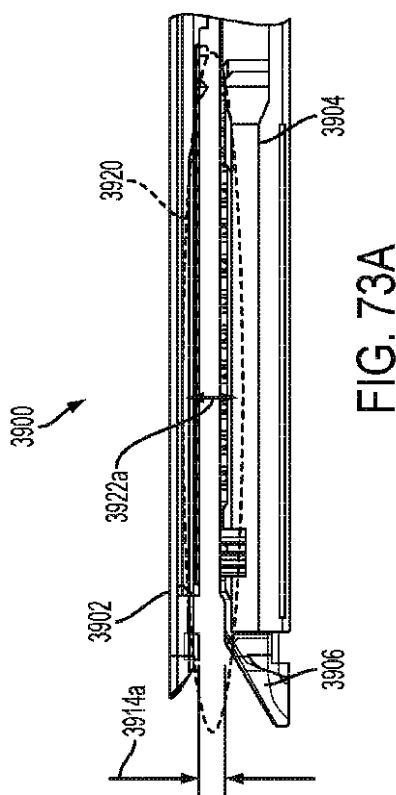


FIG. 73A

【図 7 3 B】

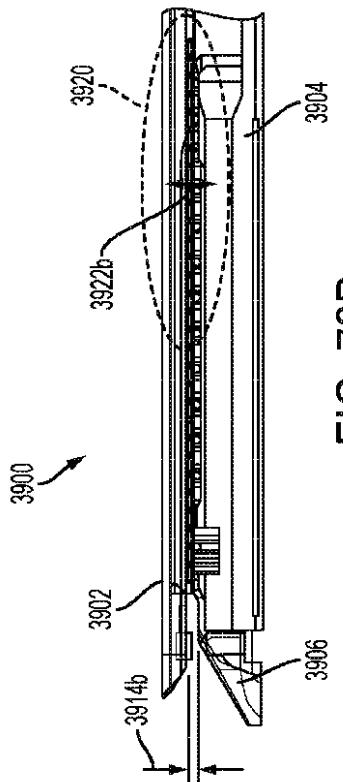


FIG. 73B

【図 7-4】

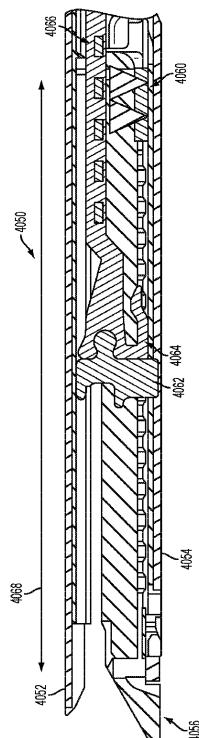


FIG. 74

【図75】

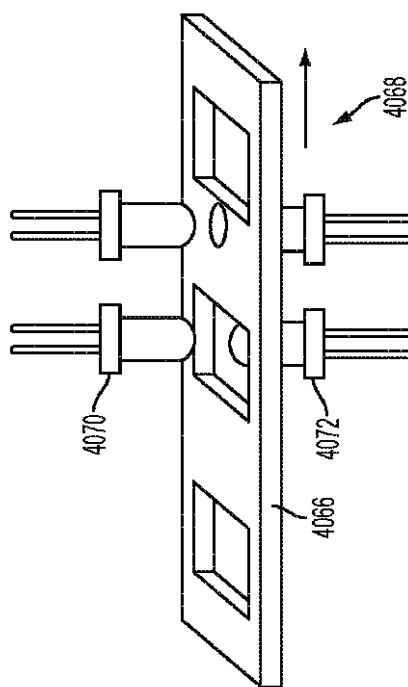


FIG. 75

【図76】

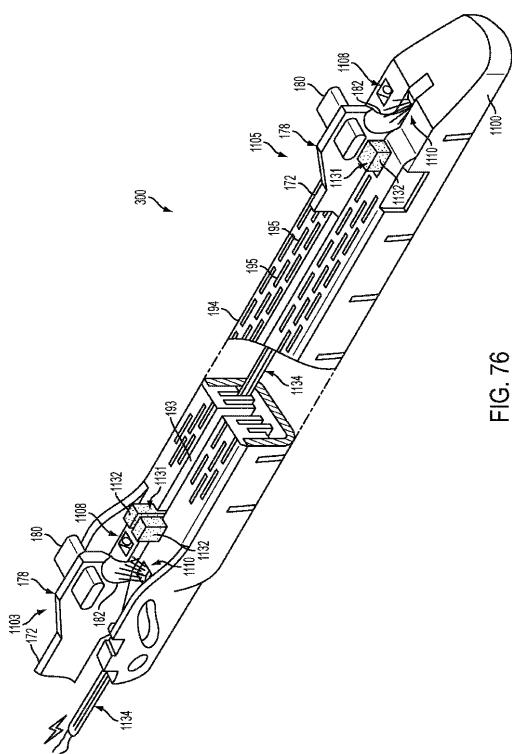


FIG. 76

【図77】

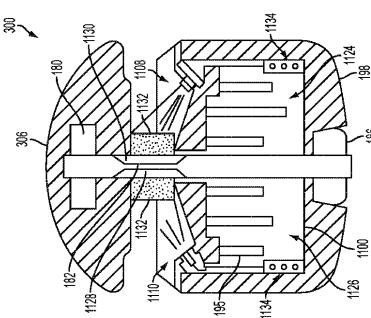


FIG. 77

【図7-8】

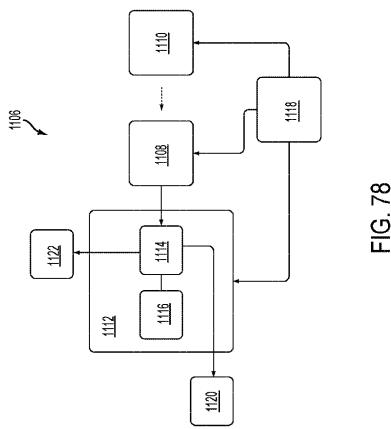


FIG. 78

【図 7 9】

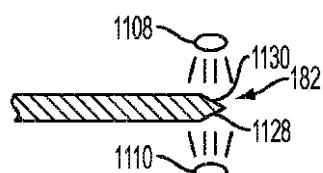


FIG. 79

【図 8 0】

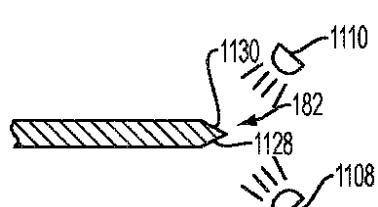


FIG. 80

【図 8 1】

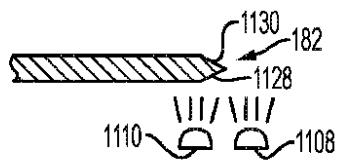


FIG. 81

【図 8 2】

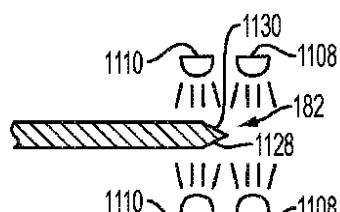


FIG. 82

【図 8 3】

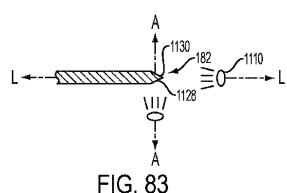


FIG. 83

【図 8 4】

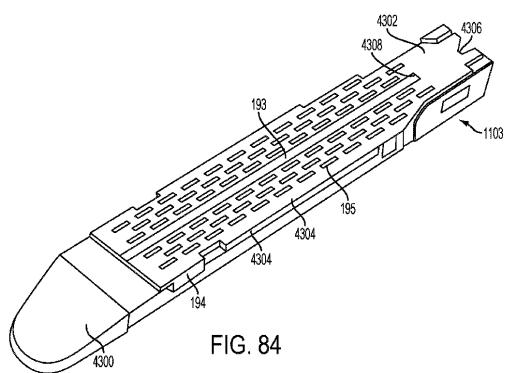


FIG. 84

【図 8 5】

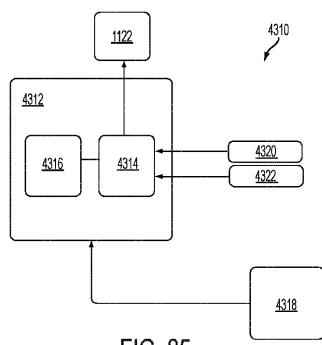
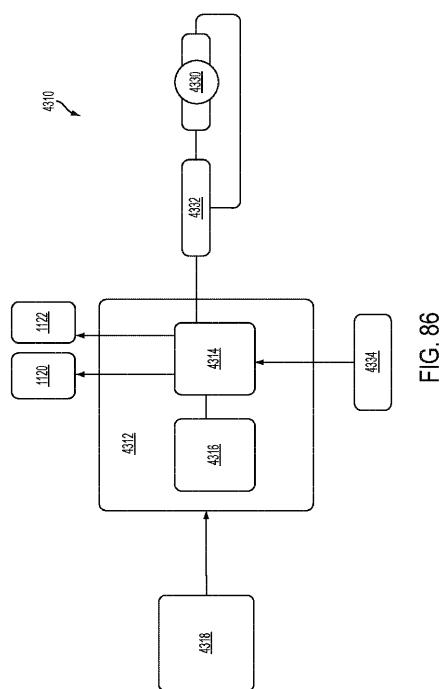
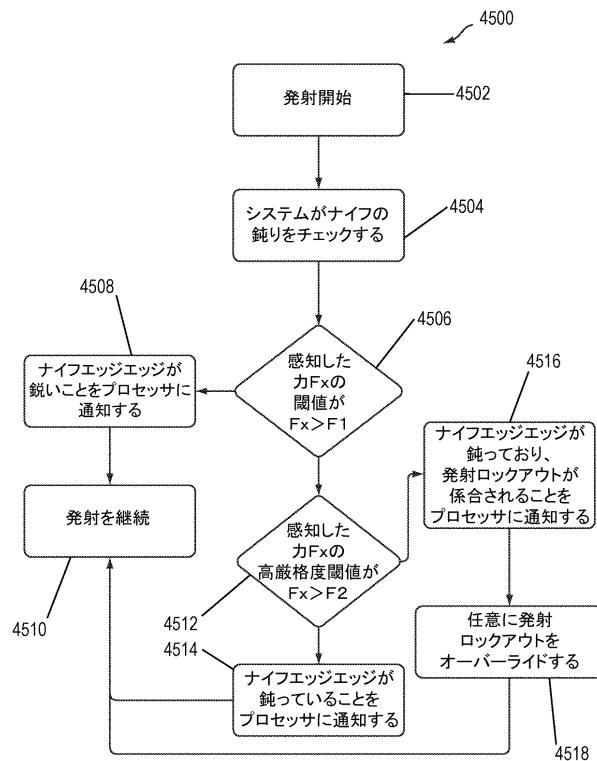


FIG. 85

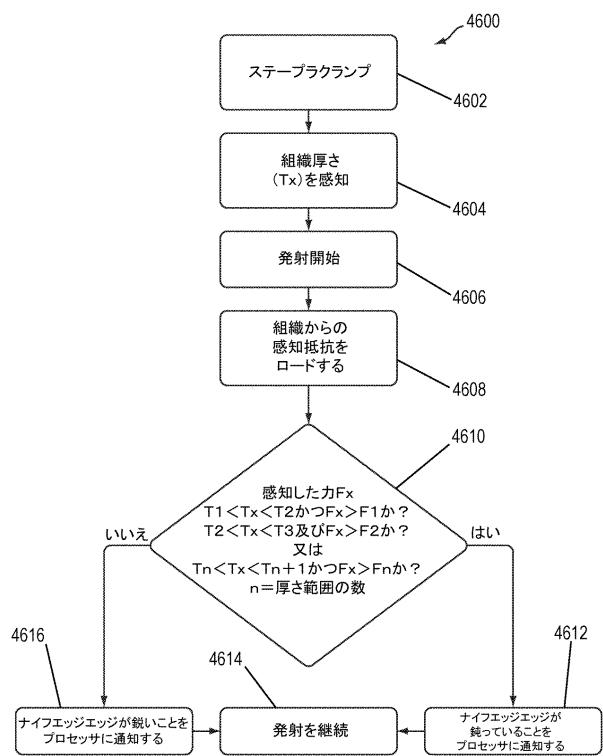
【図 8 6】



【図 8 7】



【図 8 8】



【図 8 9】

組織厚さ範囲(T)	閾値力(F)
T1～T2	F1
T2～T3	F2
T3～T4	F3
-	-
-	-
Tn-1～Tn	Fn

4342

【図 9 0】

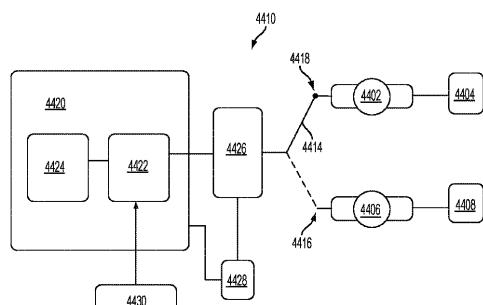


FIG. 90

【図91】

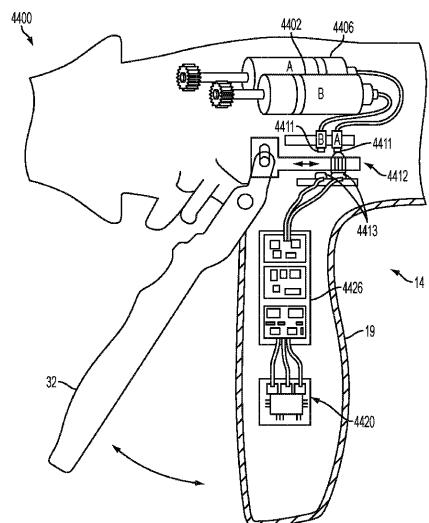


FIG. 91

【図92】

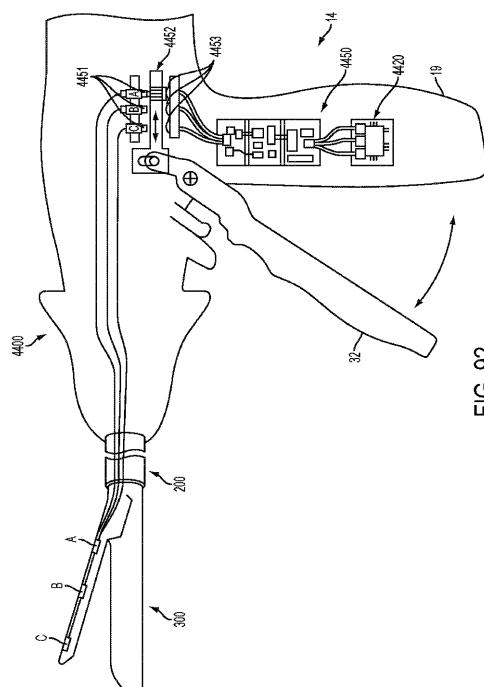


FIG. 92

【図93A】

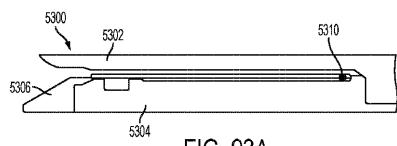


FIG. 93A

【図93B】

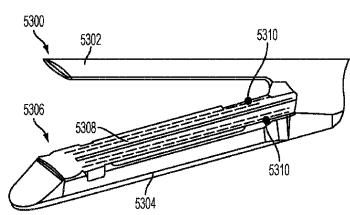


FIG. 93B

【図94B】

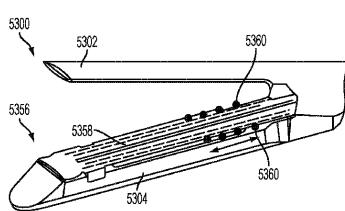


FIG. 94B

【図94A】

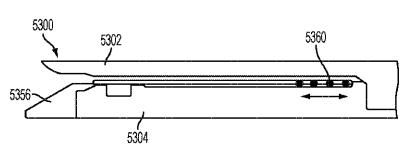


FIG. 94A

【図95A】

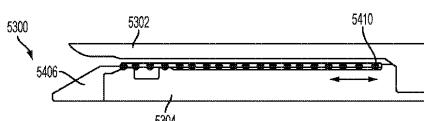


FIG. 95A

【図95B】

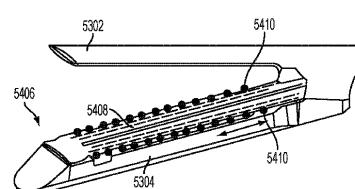


FIG. 95B

【図 9 6】

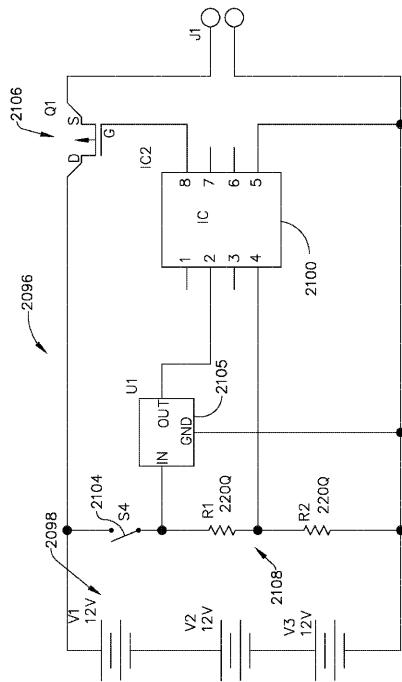


FIG. 96

【図 9 7】

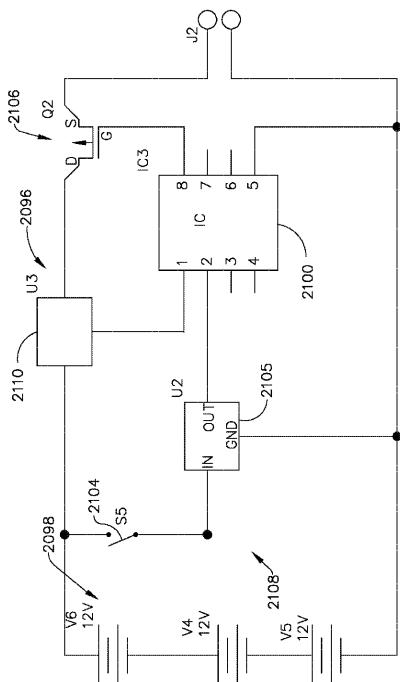
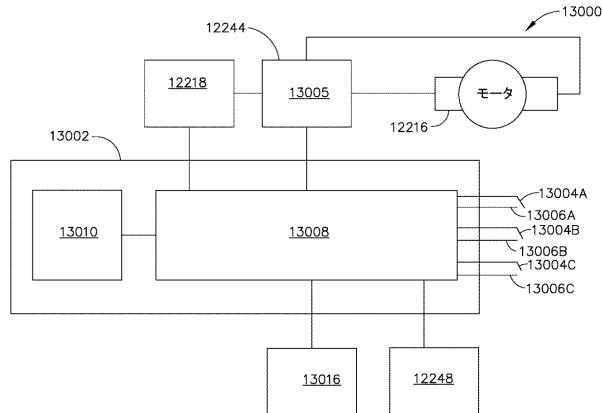
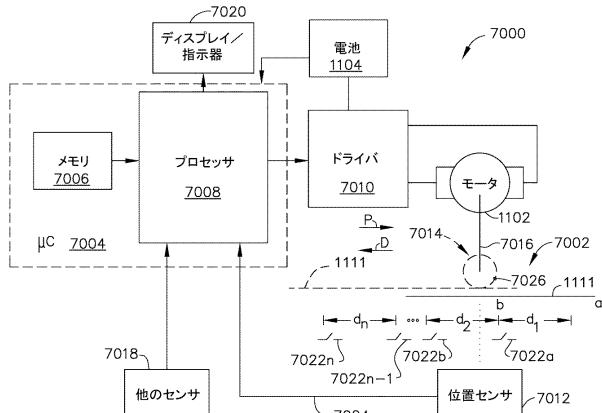


FIG. 97

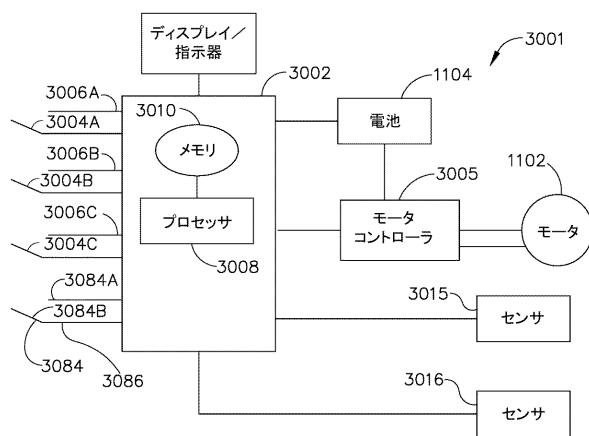
【図 9 8】



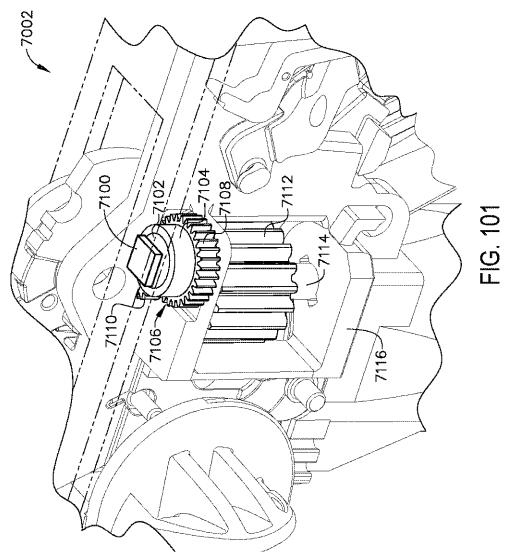
【図 10 0】



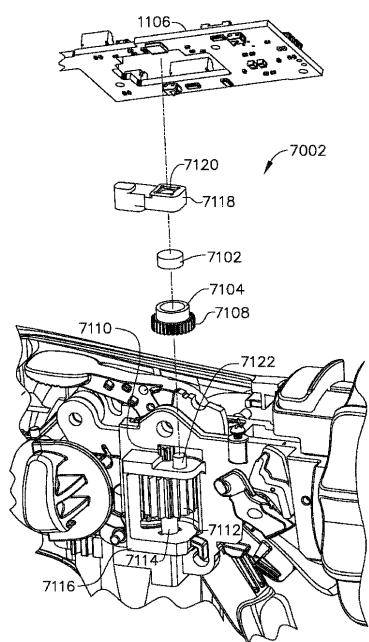
【図 9 9】



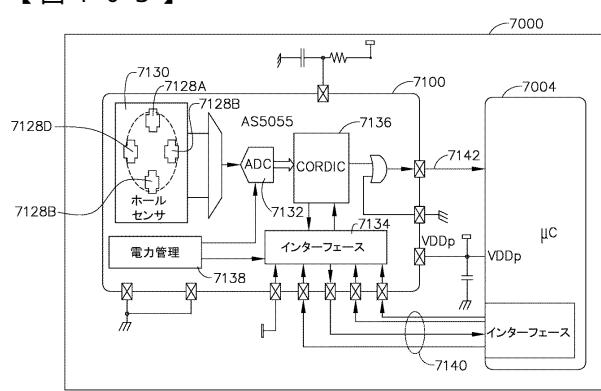
【図101】



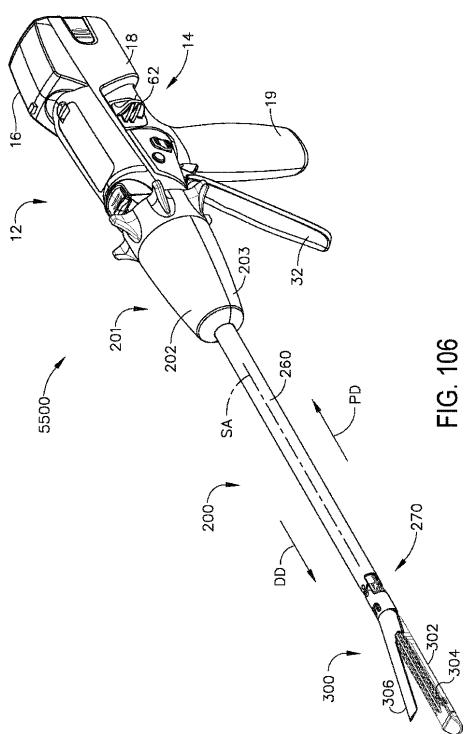
【図102】



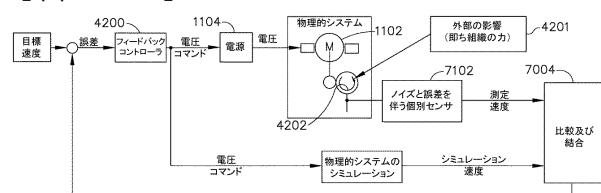
【図103】



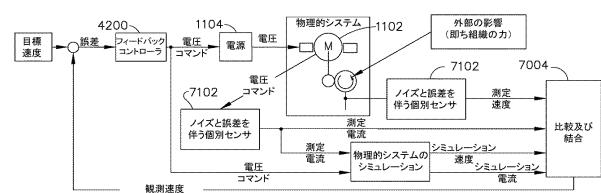
【図106】



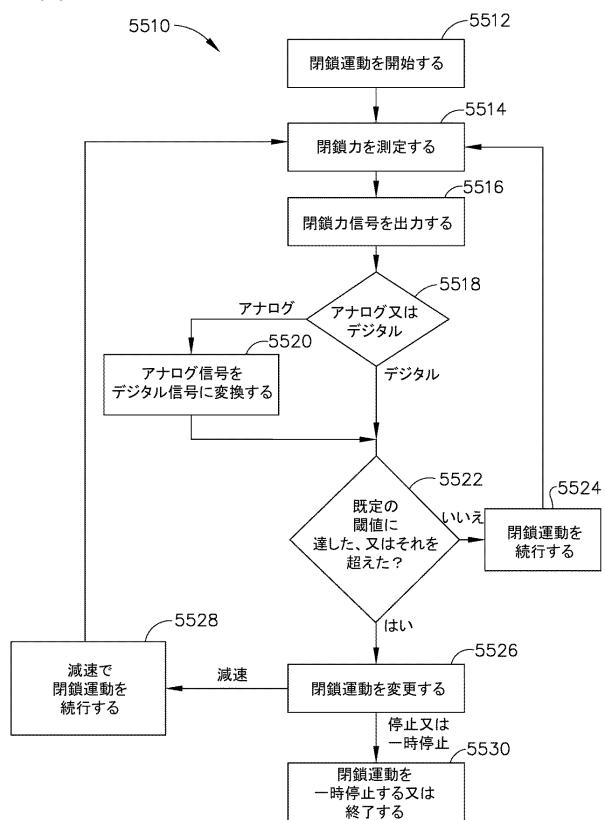
【図104】



【図105】



【図 107】



【図 108】

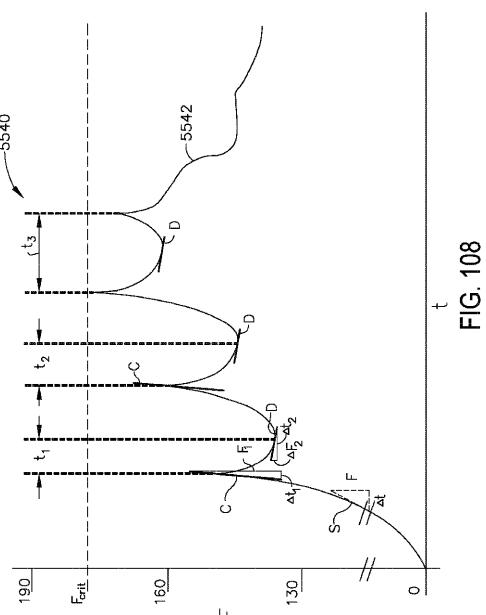


FIG. 108

【図 109】

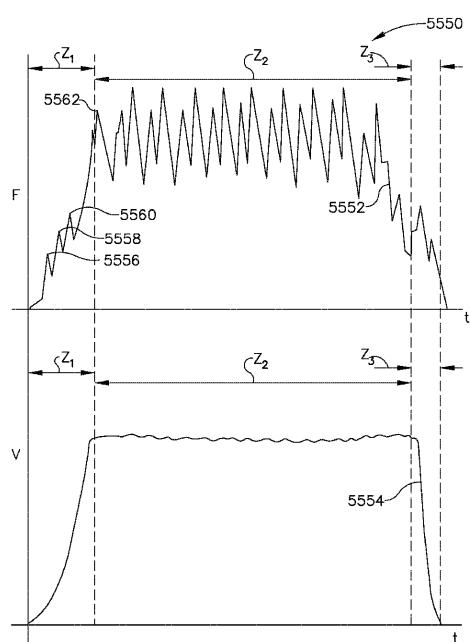


FIG. 109

【図 110】

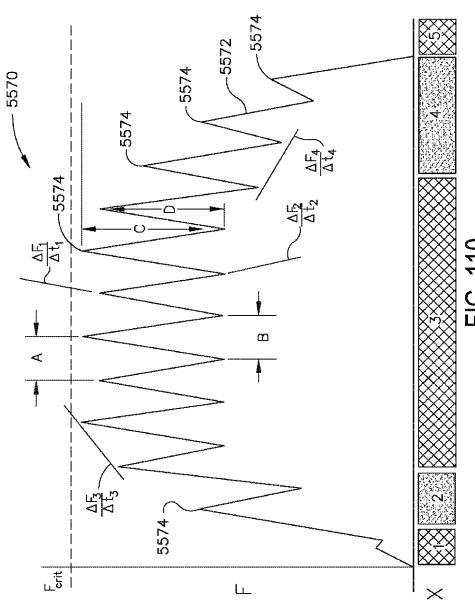


FIG. 110

【図 111】

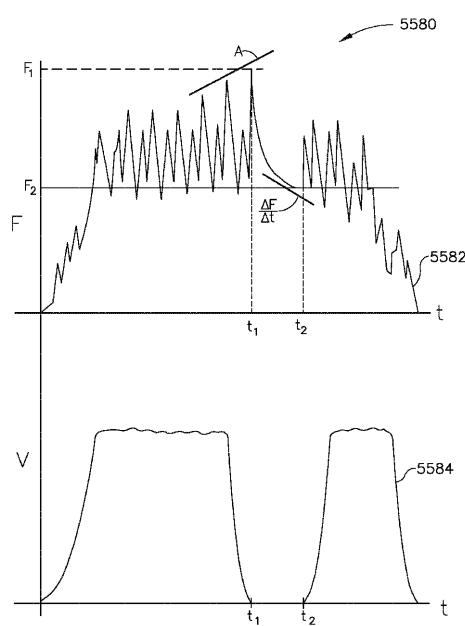
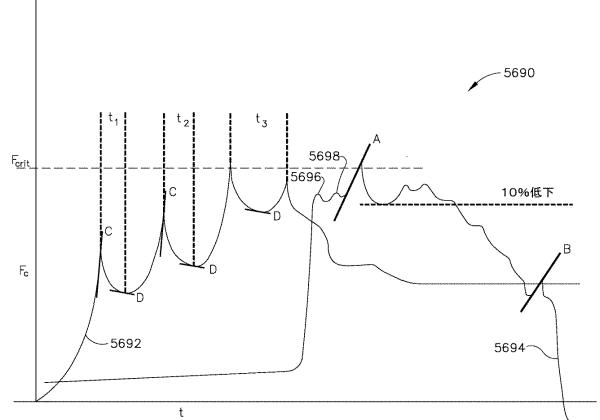
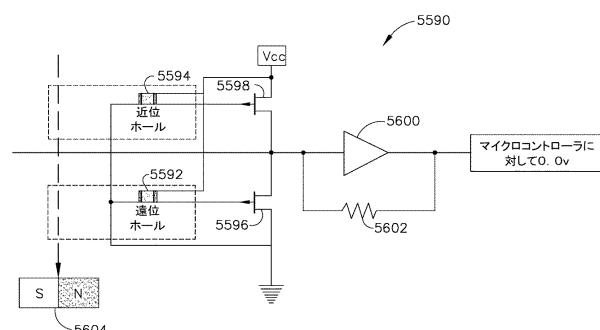


FIG. 111

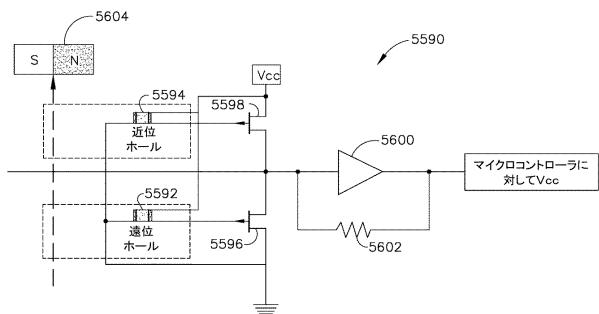
【図 112】



【図 113】



【図 114】



【図 115】

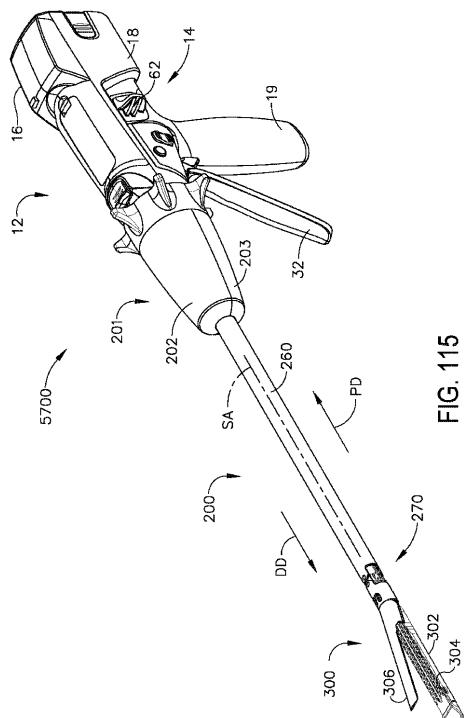
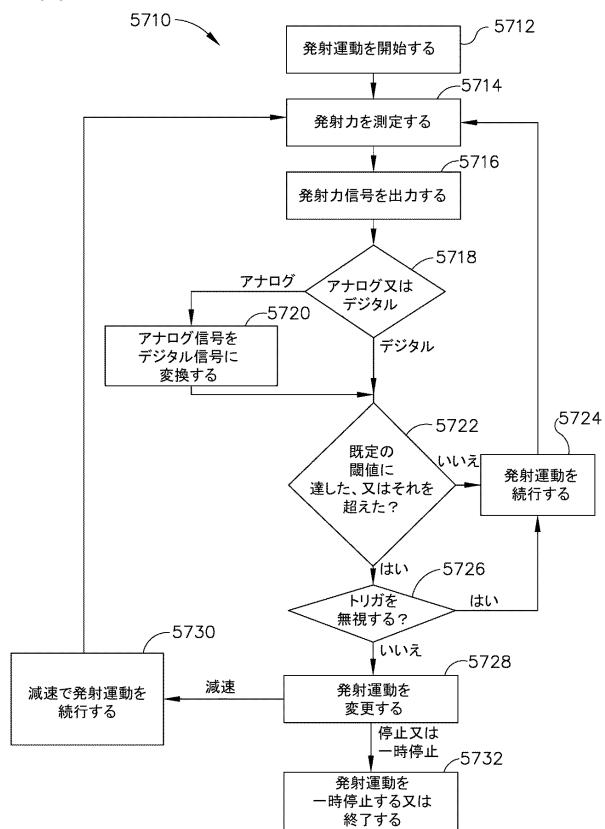
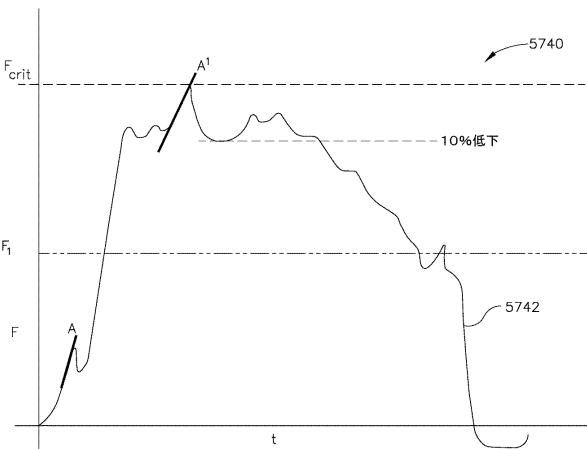


FIG. 115

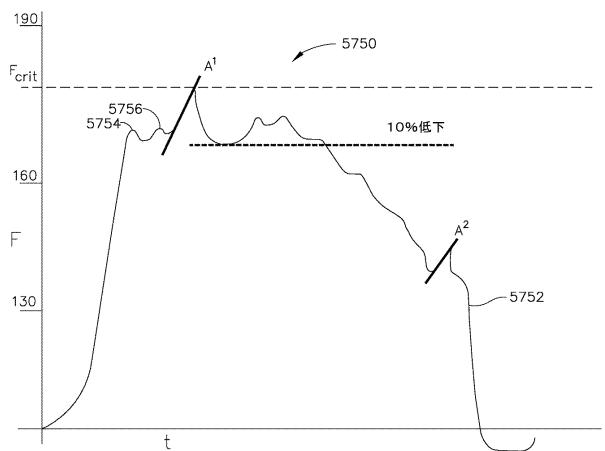
【図 116】



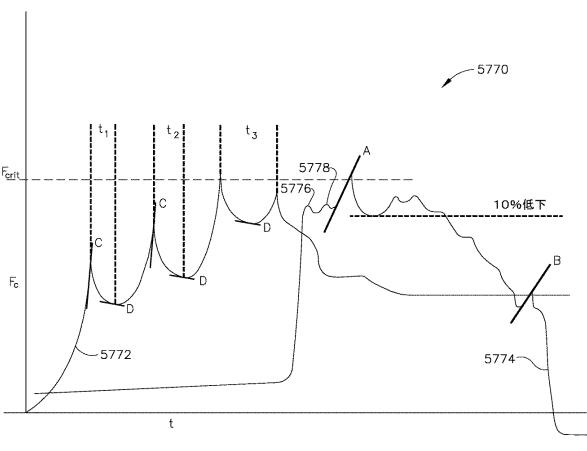
【図 117】



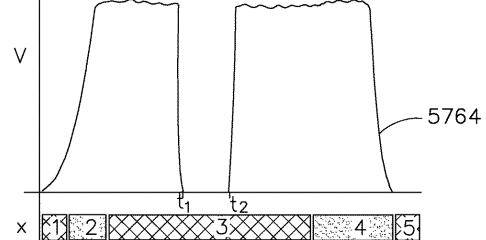
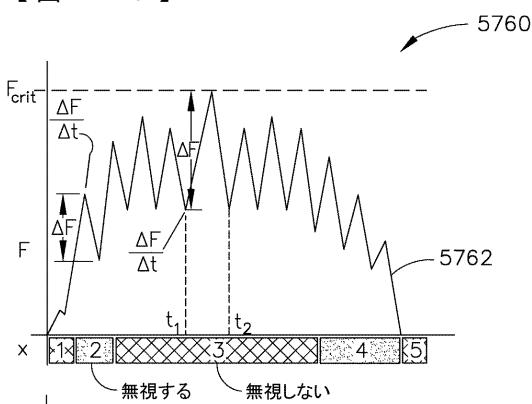
【図 118】



【図 119】



【図 120】



フロントページの続き

(74)代理人 100088605
弁理士 加藤 公延

(74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文

(72)発明者 ハリス・ジェイソン・エル
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー¹
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545

審査官 近藤 利充

(56)参考文献 特開2015-058360 (JP, A)
米国特許出願公開第2016/0256184 (US, A1)
欧州特許出願公開第02923653 (EP, A2)
欧州特許出願公開第02923650 (EP, A1)
特開2007-229448 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17/00 - 90/98