

(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 6 1 B 17/072 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/072

請求項の数 16 (全 148 頁)

(21) 出願番号	特願2018-554062 (P2018-554062)	(73) 特許権者	517076008
(86) (22) 出願日	平成29年4月6日 (2017. 4. 6)		エシコン エルエルシー
(65) 公表番号	特表2019-513480 (P2019-513480A)		Ethicon LLC
(43) 公表日	令和1年5月30日 (2019. 5. 30)		アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
(86) 国際出願番号	PCT/US2017/026319		邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ
(87) 国際公開番号	W02017/180431		ライレス・インダストリアル・パーク、ス
(87) 国際公開日	平成29年10月19日 (2017. 10. 19)		トリート・シー ナンバー475、スイ
審査請求日	令和2年4月6日 (2020. 4. 6)		ト 401
(31) 優先権主張番号	15/130, 595		#475 Street C, Suite
(32) 優先日	平成28年4月15日 (2016. 4. 15)		401, Los Frailes
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		Industrial Park, Gu
			aynabo, Puerto Rico
			00969, United Stat
			es 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、

ステーブ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ンネルと、

前記細長いチャンネルに枢動可能に接続されたアンビルと、

前記ステーブ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氣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に構成されており、

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のセンサに電氣的に接続され、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、
ステーブ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ンネルと、
前記ステーブ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氣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

20

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 のセンサに電氣的に接続され、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、前記ステーブルカートリッジ
の近位端と前記ステーブ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ابلカートリッジを支持するように構成された細長いチャンネルと、
前記ステابل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氣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

10

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

20

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ابلカートリッジ
の近位端と前記ステابل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。

30

【請求項11】

外科用器具であって、
ステابلカートリッジを支持するように構成された細長いチャンネルと、
前記細長いチャンネルに枢動可能に接続されたアンビルと、
前記ステابل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
、

40

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

50

わせ、のうちの少なくとも１つを含む、請求項１１に記載の外科用器具。

【請求項１３】

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１２に記載の外科用器具。

10

【請求項１４】

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のセンサに電氣的に接続されたコントローラと、を含む、請求項１１に記載の外科用器具。

【請求項１５】

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１１に記載の外科用器具。

【請求項１６】

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１５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ンネルと、細長いチャンネルに枢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、電動モータに電氣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照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 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 16 A】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 16 B】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 17 A】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 17 B】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、外科用器具の切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ブ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ン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ブ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ンネル部分を示す。

【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ン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ブ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ンネル部分を示す。

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、ステーブ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ン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、遠位側センサブラグの一態様を示し、図５１は、遠位側センサブ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、遠位側センサブラグの一態様を示し、図５１は、遠位側センサブ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、カートリッジチャンネルと、そのカートリッジチャンネル内に配置されたステーブルカートリッジと、アンビルと、を含む外科用ステーブ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の外科用ステーブ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ブ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ブ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、顎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

サを備えるステーブルカートリッジの一態様を示す。

【図 6 6】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 6 7】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 6 8】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ブ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 6 9 A】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 6 9 B】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 7 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、ステーブルカートリッジと顎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 7 1】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 6 9 A ~ 6 9 B 又は図 7 0 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 7 2】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、ステーブ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 7 3 A】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 7 3 B】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 7 4】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 7 5】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 7 6】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、ステーブ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 7 7】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 のエンドエフェクタの一部の立面図を示す。

【図 7 8】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 の外科用器具のモジュールの論理図を示す。

【図 7 9】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 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 8 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 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 8 1】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 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 8 2】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 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 8 3】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 7 6 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 8 4】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ブルカートリッジの斜視図を示す。

【図 8 5】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 8 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っ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、アンビルが開位置にあり、複数の LED がステابل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ابل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 1 0 5】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 1 0 6】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 1 0 7】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、様々な態様による図 1 0 6 の外科用器具の閉鎖運動の制御方法を示す。

【図 1 0 8】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 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 1 0 9】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 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。

【図 1 1 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 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 1 1 1】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 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。

【図 1 1 2】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 の外科用器具の様々な態様の閉鎖力 F_C を時間 t にわたって表す曲線及び図 1 0 6 の外科用器具の発射力 F_F 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 1 1 3】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 の外科用器具の方向センサの様々な態様を示す。

【図 1 1 4】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 0 6 の外科用器具の方向センサの様々な態様を示す。

【図 1 1 5】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 1 1 6】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 1 5 の外科用器具の発射運動の制御方法を示す。

【図 1 1 7】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 1 5 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 1 1 8】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 1 5 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。

【図 1 1 9】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具の様々な態様の閉鎖力 F_C を時間 t にわたって表す曲線及び図 1 1 5 の外科用器具の発射力 F_F 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 1 2 0】本開示の 1 つ又は 2 つ以上の態様による、図 1 1 5 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】

【0 0 0 6】

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：

米国特許出願第 _____ 号、発明の名称「STAPLE FORMATION DETECTION MECHANISMS」(END 7774 USNP / 150513)、

米国特許出願第 _____ 号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH DETECTION SENSORS」(END 7775 USNP / 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」(END 7776 USNP / 150

10

20

30

40

50

515)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE PROGRAM RESPONSES DURING A FIRING MOTION」(END 7782 USNP / 150517)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE PROGRAM RESPONSES DURING A FIRING MOTION」(END 7783 USNP / 150518)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「MODULAR SURGICAL INSTRUMENT WITH CONFIGURABLE OPERATING MODE」(END 7784 USNP / 150519)、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」(END 7785 USNP / 150520)、及び

米国特許出願第_____号、発明の名称「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」(END 7786 USNP / 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せられてもよい。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、自然開口部を通して、組織内に形成された切込み又は穿刺孔を通してなど、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る。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し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ブ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カトリガを提供する。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、電動式ステーブ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

提供する、機械的及び電氣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 96 ~ 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氣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、切断及び締結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含む。また、「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「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」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 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。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、交換式シャフト組立体 2 0 0 が動作可能に結合された外科用器具 1 0 を示している。図 2 は、ハウジング 1 2 又はハンドル組立体 1 4 への交換式シャフト組立体 2 0 0 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 1 4 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 1 6 及び 1 8 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 1 6、1 8 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 1 9 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 1 4 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。

【 0 0 1 4 】

ここで図 4 を参照すると、ハンドル組立体 1 4 は、複数の駆動システムを動作可能に支持するフレーム 2 0 を更に含んでもよい。例えば、フレーム 2 0 は、全体として 3 0 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 2 0 0 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 3 0 は、フレーム 2 0 によって枢動可能に支持される閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 は、枢動ピン 3 3 によってハンドル組立体 1 4 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 3 2 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 1 4 のピストルグリップ部分 1 9 を把持するとき、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 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 3 0 は、閉鎖トリガ 3 2 に枢動可能に結合された閉鎖リンクエッジ組立体 3 4 を更に含む。図 4 に示されるように、閉鎖リンクエッジ組立体 3 4 は、ピン 3 5 によって閉鎖トリガ 3 2 に枢動可能に結合された第 1 の閉鎖リンク 3 6 及び第 2 の閉鎖リンク 3 8 を含んでもよい。第 2 の閉鎖リンク 3 8 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 3 7 を含み得る。

【 0 0 1 5 】

依然として図 4 を参照すると、第 1 の閉鎖リンク 3 6 は、フレーム 2 0 に枢動可能に結合された閉鎖解除組立体 6 0 と協働するように構成されている端部、つまりロック壁 3 9 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 6 0 は、遠位側に突出するロック爪 6 4 がその上に形成された閉鎖解除ボタン組立体 6 2 を備えてもよい。閉鎖解除ボタン組立体 6 2 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 3 2 をその非作動位置からハンドル組立体 1 4 のピストルグリップ部分 1 9 に向かって押下すると、ロック爪 6 4 が第 1 の閉鎖リンク 3 6 上のロック壁 3 9 との保持係合に至る地点に向かって第 1 の閉鎖リンク 3 6 が上向きに枢動し、それによって閉鎖トリガ 3 2 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 6 0 は、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 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したい場合、臨床医は単純に、閉鎖解除ボタン組立体 6 2 を枢動させ、それによってロック爪 6 4 を移動させて、第 1 の閉鎖リンク 3 6 上のロック壁 3 9 との係合から外す。ロック爪 6 4 が移動させられて第 1 の閉鎖リンク 3 6 との係合から外れると、閉鎖トリガ 3 2 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

られてよい。

【 0 0 1 6 】

上記に加えて更に、図 1 0 ~ 図 1 1 は、組織を交換式シャフト組立体 2 0 0 の顎部間に位置付けることができる、交換式シャフト組立体 2 0 0 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 3 2 を示している。図 1 2 は、組織が交換式シャフト組立体 2 0 0 の顎部間でクランプされる、交換式シャフト組立体 2 0 0 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 3 2 を示している。図 1 1 及び図 1 3 を比較すると、閉鎖トリガ 3 2 をその非作動位置（図 1 1）から作動位置（図 1 3）へと移動させると、閉鎖解除ボタン組立体 6 2 が第 1 の位置（図 1 1）と第 2 の位置（図 1 3）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 6 2 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 6 2 の少なくとも一部分は、回路基板 1 0 0 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 6 2 は、そこから延在するアーム 6 1 と、アーム 6 1 に装着される、例えば永久磁石などの磁気要素 6 3 と、を含むことができる。閉鎖解除ボタン組立体 6 2 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 6 3 は、回路基板 1 0 0 に向かって移動することができる。回路基板 1 0 0 は、磁気要素 6 3 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 6 5 が回路基板 1 0 0 の底面に装着され得る。磁場センサ 6 5 は、磁気要素 6 3 の移動によって生じる磁場センサ 6 5 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 6 5 は、例えば、コントローラ 1 5 0 0 と信号連通することができ、コントローラ 1 5 0 0 は、閉鎖解除ボタン組立体 6 2 が、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 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。

10

20

【 0 0 1 7 】

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。

30

【 0 0 1 8 】

少なくとも 1 つの形態では、ハンドル組立体 1 4 及びフレーム 2 0 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 8 0 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 8 0 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 8 0 は、ハンドル組立体 1 4 のピストルグリップ部分 1 9 に位置する電動モータ 8 2 を用いてもよい。様々な形態では、電動モータ 8 2 は、例えば、約 2 5 , 0 0 0 R P M の最大回転数を有するブラシ付き D C 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、ステップモータ、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 8 2 は、一形態では取り外し可能なパワーバック 9 2 を備えてよい、電源 9 0 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バック 9 2 は、遠位側ハウジング部分 9 6 に取り付けられるために構成されている、近位側ハウジング部分 9 4 を備えてよい。近位側ハウジング部分 9 4 及び遠位側ハウジング部分 9 6 は、複数の電池 9 8 を中に動作可能に支持するように構成されている。電池 9 8 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 9 6 は、電動モータ 8 2 にやはり動作可能に結合されている、制御回路基板 1 0 0 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 9 8 が、外科用器具 1 0 の電源として使用されてもよい。それに加えて、電源 9 0 は、交

40

50

換可能及び／又は再充電可能であってもよい。

【 0 0 1 9 】

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 8 2 は、長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 上にある駆動歯 1 2 2 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 8 4 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 9 0 によって提供される電圧極性によって電動モータ 8 2 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 8 2 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 8 2 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 1 2 0 は、遠位方向「D D」に軸方向に駆動されることになる。電動モータ 8 2 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 1 2 0 は、近位方向「P D」に軸方向駆動されることになる。ハンドル組立体 1 4 は、電源 9 0 によって電動モータ 8 2 に付与される極性を反転させるように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 1 4 はまた、長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 の位置、及び／又は長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 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

【 0 0 2 0 】

電動モータ 8 2 の作動は、ハンドル組立体 1 4 上に枢動可能に支持される発射トリガ 1 3 0 によって制御され得る。発射トリガ 1 3 0 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 1 3 0 は、ばね 1 3 2 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 1 3 0 を解放すると、それがばね 1 3 2 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 1 3 0 は、上述したように、閉鎖トリガ 3 2 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 1 3 4 が、ピン 3 5 によって閉鎖トリガ 3 2 に枢動可能に装着されてもよい。発射トリガ安全ボタン 1 3 4 は、発射トリガ 1 3 0 と閉鎖トリガ 3 2 との間に位置付けられ、そこから突出する枢動アーム 1 3 6 を有してよい。図 4 を参照されたい。閉鎖トリガ 3 2 が非作動位置にあるとき、発射トリガ安全ボタン 1 3 4 は、ハンドル組立体 1 4 内に収容され、臨床医は容易には安全ボタン 1 3 4 にアクセスすることができず、発射トリガ 1 3 0 の作動を防止する安全位置と、発射トリガ 1 3 0 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 3 2 を押下すると、発射トリガ安全ボタン 1 3 4 及び発射トリガ 1 3 0 が下に枢動して、次いで、臨床医がそれら进行操作することが可能になる。

20

30

【 0 0 2 1 】

上述したように、ハンドル組立体 1 4 は、閉鎖トリガ 3 2 及び発射トリガ 1 3 0 を含むことができる。図 1 1 ~ 図 1 3 を参照すると、発射トリガ 1 3 0 を閉鎖トリガ 3 2 に枢動可能に装着することができる。閉鎖トリガ 3 2 は、そこから延在するアーム 3 1 を含むことができ、発射トリガ 1 3 0 は、枢動ピン 3 3 を中心にしてアーム 3 1 に枢動可能に装着することができる。閉鎖トリガ 3 2 をその非作動位置（図 1 1）から作動位置（図 1 3）へと移動させると、上に概説したように、発射トリガ 1 3 0 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 1 3 4 がその発射位置へと移動した後、主に図 1 8 A を参照すると、発射トリガ 1 3 0 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 1 4 は、例えば、閉鎖トリガ 3 2 の位置及び／又は発射トリガ 1 3 0 の位置を判断するように構成された、システム 8 0 0 などの追跡システムを含むことができる。主に図 1 1 及び図 1 3 を参照すると、追跡システム 8 0 0 は、例えば、発射トリガ 1 3 0 から延在するアーム 8 0 1 に装着される、磁石 8 0 2 などの磁気要素を含むことができる。追跡システム 8 0 0 は、例えば、磁石 8 0 2 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 8 0 3 及び第 2 の磁場センサ 8 0 4 など、1 つ又は 2 つ以上のセンサを備えることができる。

40

【 0 0 2 2 】

50

図 1 1 及び図 1 3 を比較すると、閉鎖トリガ 3 2 をその非作動位置から作動位置へと移動させると、磁石 8 0 2 が、第 1 の磁場センサ 8 0 3 に隣接した第 1 の位置と、第 2 の磁場センサ 8 0 4 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。

【 0 0 2 3 】

図 1 1 及び図 1 3 を比較すると、発射トリガ 1 3 0 を未発射位置（図 1 1 ）から発射後位置（図 1 3 ）へと移動させると、磁石 8 0 2 が第 2 の磁場センサ 8 0 4 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 8 0 3 及び 8 0 4 は、磁石 8 0 2 の移動を追跡することができ、回路基板 1 0 0 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 8 0 3 及び / 又は第 2 の磁場センサ 8 0 4 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 8 0 2 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 3 2 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 8 0 3 及び / 又は第 2 の磁場センサ 8 0 4 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 8 0 2 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 1 3 0 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。

【 0 0 2 4 】

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 1 2 0 は、ギヤ減速機組立体 8 4 の対応する駆動ギヤ 8 6 と噛合係合するために、その上に形成された駆動歯 1 2 2 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 8 2 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 1 2 0 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 1 4 0 を含む。緊急離脱組立体 1 4 0 は、手動で駆動させて、長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 にやはり設けられた歯 1 2 4 とラチェ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 1 4 を含んでもよい。したがって、臨床医は、ハンドル組立体 1 4 を使用して長手方向に移動可能な駆動部材 1 2 0 を近位方向「PD」にラチェ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 1 2 0 を手動により後退させることができる。米国特許第 8 , 6 0 8 , 0 4 5 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 , 6 0 8 , 0 4 5 号は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 2 5 】

ここで図 1 を参照すると、交換式シャフト組立体 2 0 0 は、外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 を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 3 0 2 を備える、エンドエフェクタ 3 0 0 を含む。エンドエフェクタ 3 0 0 は、細長いチャネル 3 0 2 に対して駆動可能に支持されるアンビル 3 0 6 を更に含んでもよい。交換式シャフト組立体 2 0 0 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 3 0 0 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 2 7 0 及び関節ロック 3 5 0 （図 7 ）を更に含んでもよい。エンドエフェクタ 3 0 0 、関節継手 2 7 0 、及び関節ロック 3 5 0 の構造と動作に関する詳細は、米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 6 3 5 4 1 号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」に説明されており、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。図 7 に示されるように、交換式シャフト組立体 2 0 0 は、ノズル部分 2 0 2 、2 0 3 で構成される近位側ハウジング又はノズル 2 0 1 を更に含むことができる。交換式シャフト組立体 2 0 0 は、エンドエフェクタ 3 0 0 のアンビル 3 0 6 を開閉するために利用することができる、閉鎖管 2 6 0 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 2 0 0 はスパイン 2

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の周りに延在する閉鎖管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。

10

【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に取り付けるために構成されている、一对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内で保定される。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それに取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駆動する役割を果たすことができる。

20

30

【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上にあ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。

40

【0028】

使用の際、閉鎖管260は、例えば、閉鎖トリガ32の作動にตอบสนอง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、

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及び馬蹄形アパーチャ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可能になる。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」及び/又は「第2のシャフト組立体」と呼ばれることもある。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、チャンネル302内に位置するステーブ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の周り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ていないとき、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を更にも含む。スイッチドラム500は、外向き突出作動ピン410を中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を通して、ロックスリーブ402に設けられた長手方向スロット408内へと延在して、ロックスリーブ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を通して延在して、スパイン210位置する陥凹部に収まる。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及びロックスリーブ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氣的に接触する。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、それらの間の電氣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を通し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 CARTRIDGE 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、対応するダブテールスロット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。各ダブテールスロット702は、先細取り付け部分244を中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

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。

【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ブ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。

【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、別の場合では遠位側に枢動すること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。

【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 SA-SA に垂直な設置軸線 IA 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

10

20

30

40

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時、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。

【 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。

【 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 を受け入れること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駆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。

動作の際、E型梁178はまた、外科用ステーブルカートリッジ304を作動させること、即ち発射することができる。外科用ステーブルカートリッジ304は、ステーブルドライバ192上に載置された複数のステーブル191を、それぞれの上向きに開いたステーブルキャビティ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、外科用ステーブルカートリッジ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、ステーブルドライバ192を上向きにカム駆動して、ステーブル191を追い出してアンビル306と変形接触させる。

【0043】

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、及び細長いチャンネル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。外科用ステーブルカートリッジ304が細長いチャンネル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及び細長いチャンネル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を通し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ンネル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、ステーブルを外科用ステーブルカートリッジ304から発射し、かつ/又はアンビル306と外科用ステーブルカートリッジ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と外科用ステーブルカートリッジ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、ステーブ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】

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】

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つ以上の出力チャン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つ以上の入力チャン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

、電気接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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 1 4 に組み付けられていないとき、電気コネクタ 1 4 0 0 の電気接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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 1 5 0 0 が、エラー入力を受信する場合があります、かつ / 又は交換式シャフト組立体 2 0 0 が、エラー出力を受信する場合があります。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 2 0 0 などのシャフト組立体がハンドル組立体 1 4 に取り付けられていないとき、ハンドル組立体 1 4 は、給電されなくてもよい。

10

【 0 0 4 6 】

他の状況では、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 1 0 4 2 に取り付けられていないとき、ハンドル 1 0 4 2 に給電することができる。かかる状況では、コントローラ 1 5 0 0 は、シャフト組立体がハンドル組立体 1 4 に取り付けられるまで、コントローラ 1 5 0 0 と電気通信している接点、即ち、例えば電気接点 1 4 0 1 b ~ 1 4 0 1 e 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 1 5 0 0 は、そのような状況下でハンドル組立体 1 4 の他の機能进行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 1 4 は非給電状態にあってもよい。ある意味で、電気接点 1 4 0 1 b ~ 1 4 0 1 e に加えられる電位がハンドル組立体 1 4 の動作に影響することがないので、電気コネクタ 1 4 0 0 は非給電状態にあってもよい。電気接点 1 4 0 1 b ~ 1 4 0 1 e が給電停止状態にあっても、コントローラ 1 5 0 0 と電気通信していない電気接点 1 4 0 1 a 及び 1 4 0 1 f は給電停止状態にあってもなくともよいことが、読者には理解されるであろう。例えば、第 6 の電気接点 1 4 0 1 f は、ハンドル組立体 1 4 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。

20

【 0 0 4 7 】

更に、トランジスタ 1 4 0 8、及び / 又は例えばトランジスタ 1 4 1 2 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 1 4 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 1 4 内の電池などの電源 1 4 0 4 から第 1 の電気接点 1 4 0 1 a 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 2 0 0 は、例えば、交換式シャフト組立体 2 0 0 がハンドル組立体 1 4 と係合されたときにトランジスタ 1 4 0 8 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 1 4 0 2 は、トランジスタ 1 4 1 2 の状態を切り換えるように構成され得、トランジスタ 1 4 1 2 は結果として、トランジスタ 1 4 0 8 の状態を切り換えて、最終的に電源 1 4 0 4 から第 1 の電気接点 1 4 0 1 a 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 1 4 0 0 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 1 4 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 1 4 に設置されているときは給電することができる。

30

【 0 0 4 8 】

様々な状況では、図 1 5 を再び参照すると、ハンドル組立体 1 4 は、例えば磁場センサ 1 4 0 2 を含むことができ、磁場センサ 1 4 0 2 は、シャフト組立体がハンドル組立体 1 4 に結合されると、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上の、例えば磁気要素 1 4 0 7 (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 1 4 0 2 は、例えば電池などの電源 1 4 0 6 によって給電することができる。電源 1 4 0 6 は実際に、磁場センサ 1 4 0 2 の検出信号を増幅し、図 1 5 に示される回路を介してコントローラ 1 5 0 0 の入力チャネルと通信することができる。コントローラ 1 5 0 0 が、シャフト組立体がハンドル組立体 1 4 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 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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 1 5 0 0 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る。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、SQUID (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、StellarisWare (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 の電氣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（ADC）と、を備えたARM Cortex-M4F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。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、シャフト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、シャフト上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に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がワイプし、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、ハンドル上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。

【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に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る。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

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る、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。

10

【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、接点を不活性化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る。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に組み付けられてい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る。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、接点それぞ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る。かかる動作状態は、監視状態を含むことができる。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る。かかる動作状態は、非活性化状態を含むことができる。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る。かかる動作状態は、活性化状態を含むことができる。

20

【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氣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、互いに対して回転してもよい2つ又は3つ以上の構成要素間でのかかる電氣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に、ある程度コンパクトでなければならない。

30

【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2000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

40

50

リント回路基板組立体（PCBA）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に、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（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。

【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の構成されてもよい。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、

【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、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PCBA 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PCBA 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PCBA EEPROM 2034を備える。いくつかの実施例では、シャフトPCBA EEPROM 2034は、交換式シャフト組立体

200及び/又はシャフトPCBA 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PCBA 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EEPROM 2038を備える。第2のシャフトEEPROM 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。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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

50

グメント 2002a ~ 2002g の他の構成要素から物理的及び / 又は電氣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る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、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

、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스코プを備えてもよい。

【 0 0 6 8 】

一態様では、安全プロセッサ 2 0 0 4 は、例えばモータ回路セグメント 2 0 0 2 g など、１つ又は２つ以上の回路セグメント 2 0 0 2 c ~ 2 0 0 2 h 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 2 0 0 4 は、ウォッチドッグ機能を用いて、一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 0 4 は、一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 0 6 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 2 0 0 4 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 1 0（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 2 0 0 4 は、外科用器具 1 0 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 2 0 4 0 a は、安全プロセッサ 2 0 0 4 に結合されている。磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 a は、モータの速度及び位置情報を安全プロセッサ 2 0 0 4 に提供する。安全プロセッサ 2 0 0 4 は、磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 a 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 2 0 4 8 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 2 0 0 6 と通信している第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 b によって供給される値、及び／又は例えば安全プロセッサ 2 0 0 4 に結合されたメモリモジュールから、安全プロセッサ 2 0 0 4 に提供される値から計算される、モータ 2 0 4 8 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。

【 0 0 6 9 】

いくつかの態様では、第 2 のセンサが、一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 0 4 及び一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 0 4 又は一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 0 0 は、例えばモータ回路セグメント 2 0 0 2 g など、回路セグメント 2 0 0 2 c ~ 2 0 0 2 h のうちの少なくとも 1 つの動作を防止する。例えば、図 1 6 A 及び 1 6 B に示される例では、安全プロセッサ 2 0 0 4 は、第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 a に結合され、一次プロセッサ 2 0 0 6 は、第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 b に結合されている。磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 a、2 0 4 0 b 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 2 0 4 0 a、2 0 4 0 b は、モータ 2 0 4 8 の位置を示すそれぞれの信号を、安全プロセッサ 2 0 0 4 及び一次プロセッサ 2 0 0 6 に提供する。

【 0 0 7 0 】

安全プロセッサ 2 0 0 4 及び一次プロセッサ 2 0 0 6 は、第 1 の磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 a 及び第 2 の磁気角度回転位置エンコーダ 2 0 4 0 b 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 2 0 0 6 又は安全プロセッサ 2 0 0 4 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 2 0 0 2 g など、回路セグメント 2 0 0 2 c ~ 2 0 0 2 h 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 2 0 0 6 からの活性化信号及び安全プロセッサ 2 0 0 4 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 2 0 2 0 に結合されている。AND ゲートは、安全プロセッサ 2 0 0 4 及び一次プロセッサ 2 0 0 6 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 2 0 4 0 a、2 0 4 0 b の値が既定範囲内に

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】

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】

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もよい。

【0073】

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

10

20

30

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ブ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ヘステーブ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。

【 0 0 7 8 】

特定の状況下では、インターフェース 3 0 2 4 は、例えば、ハンドル組立体 1 4 (図 1) に存在するメインコントローラ 3 0 1 7 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 3 0 1 6 とシャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 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 3 0 2 4 は、交換式シャフト組立体 2 0 0 (図 1) 及び電源組立体 3 0 0 6 がハンドル組立体 1 4 に結合されている間に、ハンドル組立体 1 4 を介して電源管理コントローラ 3 0 1 6 とシャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 との間の直接線の通信を容易にし得る。

【 0 0 7 9 】

一例として、メインコントローラ 3 0 1 7 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 1 0 (図 1 ~ 4) は、例えば、同じく Texas Instruments の商標名 Hercules ARM Cortex R 4 として知られる、TMS 5 7 0 及び RM 4 x 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 3 0 1 6 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 2 0 0 4 (図 1 6 A) 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 6 1 5 0 8 及び ISO 2 6 2 6 2 の安全限界用途向けに特定の構成されてもよい。

【 0 0 8 0 】

特定の例では、メインコントローラ 3 0 1 7 は、図 1 5 ~ 1 7 B 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 LM 4 F 2 3 0 H 5 Q R であってよい。

【 0 0 8 1 】

図 1 8 は、ハンドル組立体 1 4 (図 1) と電源組立体との間及びハンドル組立体 1 4 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 1 8 に示すように、電源組立体 3 0 0 6 は、電源管理回路 3 0 3 4 を含んでよく、電源管理回路 3 0 3 4 は、電源管理コントローラ 3 0 1 6 、電力変調器 3 0 3 8 、及び電流検出回路 3 0 3 6 を含み得る。電源管理回路 3 0 3 4 は、交換式シャフト組立体 2 0 0 (図 1) 及び電源組立体 3 0 0 6 がハンドル組立体 1 4 に結合されている間に、交換式シャフト組立体 2 0 0 の電力要件に基づいて電池 3 0 0 7 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 3 0 1 6 は、電源組立体 3 0 0 6 の電力出力の電力変調器 3 0 3 8 を制御するようにプログラムされ得、電流検出回路 3 0 3 6 は、電池 3 0 0 7 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 3 0 1 6 に提供するため、電源組立体 3 0 0 6 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 3 0 1 6 は、電源組立体 3 0 0 6 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。

【 0 0 8 2 】

電源管理コントローラ 3 0 1 6 及び / 又はシャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 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 1 0 (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ポ

ーメントとの組み合わせ、によって実施され得る。

【 0 0 8 3 】

特定の例では、外科用器具 1 0 (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 3 0 4 2 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 3 0 4 2 は、ハンドル組立体 1 4 (図 1) に含まれ得るディスプレイ 3 0 4 3 を備えてよい。シャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 及び / 又は電源管理コントローラ 3 0 1 6 は、出力装置 3 0 4 2 を介して外科用器具 1 0 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 3 0 2 4 は、シャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 及び / 又は電源管理コントローラ 3 0 1 6 を出力装置 3 0 4 2 に接続するように構成され得る。読者は、出力装置 3 0 4 2 が代わりに電源組立体 3 0 0 6 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 2 0 0 がハンドル組立体 1 4 に結合されている一方で、出力装置 3 0 4 2 とシャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 との間の通信はインターフェース 3 0 2 4 を介して成し遂げられ得る。

10

【 0 0 8 4 】

外科用器具 1 0 (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 2 0 0 0、3 0 0 0 について記載したが、ここからは、本開示では、外科用器具 1 0 及びセグメント化回路 2 0 0 0 (又は 3 0 0 0) の様々な特定の構成について説明する。

20

【 0 0 8 5 】

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。

【 0 0 8 6 】

一態様において、外科用器具 1 0 (図 1 ~ 1 8 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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、アンプ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 1 0 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。

30

40

【 0 0 8 7 】

別の態様において、外科用器具 1 0 (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 1 0 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 ~ 2 0 0 滅菌サイクルにおいて変更せず、2 0 1 ~ 4 0 0 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ブ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べきではない、最終最大閾値及び/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效果をもたらし得る。

【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、組織をステーブリングし切断するように設計された、外科用ステーブリング及び切断器具、並びにそのためのステーブルカートリッジに関する。

【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。

【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、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。

【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に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。

【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。

【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ってもよい。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。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

図 1 9 は、様々な実施例による外科用器具 1 0 (図 1 ~ 4) の切刃 1 8 2 (図 1 4) の鋭さを評価するためのシステム 4 3 1 1 の論理図を示す。いくつかの例において、システム 4 3 1 1 は、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を通して切刃 1 8 2 を前進させる能力を試験することによって、切刃 1 8 2 の鋭さを評価することができる。例えば、システム 4 3 1 1 は、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 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 4 3 1 0 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てもよい。

【 0 0 9 6 】

一態様では、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を利用して、切刃 1 8 2 (図 1 4) 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 4 3 0 2 は、例えば、外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 (図 1、2、及び 1 5) のカートリッジ本体 1 9 4 (図 1 4) 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 4 3 0 2 は、例えば、外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 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 4 3 0 2 は、例えば、外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 のカートリッジデッキ、又はカートリッジ本体 1 9 4 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 4 3 3 5 は、例えば、切刃 1 8 2 (図 1 4) が鋭さ試験部材 4 3 0 2 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、切刃 1 8 2 の鋭さの減少は、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 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 4 3 0 2 のロードセル 4 3 3 5 を利用して、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 を通じて事前定義された距離 (D) だけ移動する間に、切刃 1 8 2 にかけられた力 (F_x) を測定してもよく、これは、切刃 1 8 2 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 4 3 1 1 は、プロセッサ 4 3 1 5 (「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 4 3 1 7 (「メモリ」) とを含んでもよい、コントローラ 4 3 1 3 (「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 4 3 1 7 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 4 3 1 5 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 4 3 1 7 は、例えばプロセッサ 4 3 1 5 に結合されてもよい。電源 4 3 1 9 は、例えば、コントローラ 4 3 1 3 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 4 3 1 9 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 1 4 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 4 3 1 9 として使用されてもよい。特定の例において、電源 4 3 1 9 は、例えば、交換可能及び / 又は充電式であってもよい。

【 0 0 9 9 】

特定の例では、コントローラ 4 3 1 3 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 4 1 2 3 に動作可能に結合することができる。

【 0 1 0 0 】

システム 4 3 1 1 は 1 つ又は 2 つ以上の位置センサを備えてもよい。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 2 0 1 4 / 0 2 6 3 5 3 8 号、発明の名称 「 S E N S O R A R R A N G E M E N T S F O R

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。

【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。

【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期間を、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、測定された期間が、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。

【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。

【0105】

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 を含んでもよい。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

40

【 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

50

刃 1 8 2 の鋭さの減少は、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 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 4 3 1 3 (図 1 9、2 0) は、切刃 1 8 2 (図 1 4) 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。

【 0 1 1 0 】

特定の例では、切刃 1 8 2 (図 1 4) は、第 1 の厚さを含む捕捉された組織を横切するの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 1 8 2 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 1 8 2 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 4 3 1 7 (図 1 9、2 0) は、エンドエフェクタ 3 0 0 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包含される組織厚さ (T x) を含む、捕捉された組織を横切するために好適である、切刃 1 8 2 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 1 8 2 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 1 8 2 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。

【 0 1 1 1 】

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 ~ 1 8 に関連して説明した) 外科用器具 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 が、このカートリッジタイプについて経験したものと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。

【 0 1 1 2 】

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ブル形成を向上させることができる。

【 0 1 1 3 】

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、組織をステープリングし切断するように設計された、外科用ステープリング及び切断器具、並びにそのためのステーブ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ブル形成を含む。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

。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應するように設計することができる。かかる適應調節（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。

【0116】

図21は、外科用器具の動作を適應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、又は使用後、制御手段を含めて、プログラムを適應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應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應され得る。

【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、プログラムを適應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應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應させる追加の入力（5166）として使用することができる、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。

【0118】

エンドエフェクタ 6006 は、組織を圧縮、切断、又はステーブ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、又はステーブル留めの前に、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 とチャンネルフレーム 6036 との間で圧縮されると、それによって垂直力 F_1 及び F_2 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 F_3 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ブ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。

【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 のステーブルカートリッジ、ナイフ、又はチャンネルフレームの上）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ン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、チャンネルフレーム 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。

【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、チャンネルフレーム 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。

【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、チャンネルフレーム 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、チャンネルフレーム 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

又は角度のある圧縮 6 0 5 4 及び 6 0 5 6 は、エンドエフェクタ 6 0 3 0 によって発生し得、R F 電極 6 0 4 8 並びに電気接点 6 0 5 0 及び 6 0 5 2 の相対的な位置付けに基づいて、組織 6 0 3 2 の様々なインピーダンス Z の関数として測定され得る。

【 0 1 2 4 】

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、R F 電極は、R F センサとして使用され得る。次に図 2 7 を参照すると、一態様では、R F センサ 6 0 6 2 は、エンドエフェクタのチャンネルフレーム 6 0 6 6 に挿入されたステープルカートリッジ 6 0 6 0 の上に位置付けられ得る。R F 電極は、エンドカッターのハンドル（例えば、ハンドル 6 0 0 2 ）内の電源によって給電され得る電力線 6 0 6 4 から続き得る。

10

【 0 1 2 5 】

次に図 2 8 を参照すると、一態様では、R F 電極 6 0 7 4 及び 6 0 7 6 は、エンドエフェクタ 6 0 7 0 のチャンネルフレーム 6 0 7 8 に挿入されたステープルカートリッジ 6 0 7 2 の上に位置付けられ得る。図示されるように、R F 電極 6 0 7 4 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、R F 電極 6 0 7 6 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。R F 電極 6 0 7 4 及び 6 0 7 6 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。

【 0 1 2 6 】

20

次に図 2 9 を参照すると、一態様では、R F 電極 6 0 8 4 ~ 6 1 1 6 は、圧縮情報を所望する様々な点に基づいて、チャンネルフレーム 6 0 8 0 （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 6 0 8 2 の上に位置付けられ得る。次に図 3 0 を参照すると、一態様では、R F 電極 6 1 2 2 ~ 6 1 4 0 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 6 1 2 0 の上に位置付けられ得る。次に図 3 1 を参照すると、R F 電極 6 1 5 2 ~ 6 1 7 2 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、R F 電極 6 1 5 2 ~ 6 1 5 6 は、区域 6 1 5 8 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 6 1 5 0 の区域 6 1 5 8 内に位置付けられ得る。更に、R F 電極 6 1 6 0 ~ 6 1 6 4 は、区域 6 1 6 6 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 6 1 5 0 の区域 6 1 6 6 内に位置付けられ得る。加えて、R F 電極 6 1 6 8 ~ 6 1 7 2 は、区域 6 1 7 4 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 6 1 5 0 の区域 6 1 7 4 内に位置付けられ得る。

30

【 0 1 2 7 】

本明細書に記載する R F 電極は、チャン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して配線され得る。次に図 3 2 を参照すると、一態様では、R F 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」6 1 8 0 を有し得る。R F 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、R F 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。R F 電極は、導電線 6 1 8 2 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 6 1 8 2 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 6 1 8 4 を有してよい。一実施例では、R F 電極は、ステープルカートリッジ、チャンネルフレーム、ナイフ、又はエンドエフェクタの他の構成要素を通して突出してよい。

40

【 0 1 2 8 】

次に図 3 3 を参照すると、R F 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ンネルフレームの単一の壁を通して、又は複数の壁を通して配線され得る。例えば、R F 電極 6 1 9 0 ~ 6 1 9 4 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

50

ルフレームの壁 6 1 9 6 を通って配線され得る。導線 6 1 9 8 の 1 つ又は 2 つ以上は、R F 電極 6 1 9 0 ~ 6 1 9 4 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 6 1 9 6 を通り抜けてよい。

【 0 1 2 9 】

次に図 3 4 を参照すると、電源は、R F 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して R F 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、R F 電極 6 2 0 4 ~ 6 2 1 2 は、電源から導線又はケーブル 6 2 0 2 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ブルカートリッジ 6 2 0 0 又はチャンネルフレームを通り抜けてよい。一実施例では、R F 電極 6 2 0 4 ~ 6 2 1 2 のそれぞれは、導線若しくはケーブル 6 2 0 2 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。ステーブルカートリッジ 6 2 0 0 又はチャンネルフレームはまた、例えば、図 1 6 A、1 6 B に関連して示される一次プロセッサ 2 0 0 6、又は図 1 7 A、1 7 B、及び 1 8 に関連して示されるメインコントローラ 3 0 1 7 など、コントローラ 6 2 1 4 を含んでもよい。コントローラ 6 2 1 4 は、ステーブルカートリッジ 6 2 0 0 又はチャン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)

10

【 0 1 3 0 】

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 3 5 を参照すると、本開示の一例による例示的な回路図 6 2 2 0 が示されている。図示されるように、周波数発生器 6 2 2 2 は、電源 6 2 2 1 から電力又は電流を受け取り得、1 つ又は 2 つ以上の R F 信号を 1 つ又は 2 つ以上の R F 電極 6 2 2 4 に供給し得る。上述したように、1 つ又は 2 つ以上の R F 電極は、ステーブルカートリッジ又はチャンネルフレームなど、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 6 2 2 6 又は 6 2 2 8 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ン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 6 2 3 0 又は 6 2 3 2 など、1 つ又は 2 つ以上のフィルタは、図 3 5 に示されるように電気接点 6 2 2 6 又は 6 2 2 8 と通信可能に結合され得る。フィルタ 6 2 3 0 及び 6 2 3 2 は、周波数発生器 6 2 2 2 によって供給される 1 つ又は 2 つ以上の R F 信号を、単一のリターン経路 6 2 3 4 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 R F 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 R F 電極 6 2 2 4 と電気接点 6 2 2 6 又は 6 2 2 8 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。

20

30

【 0 1 3 1 】

次に図 3 6 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 6 2 3 6 内に配置され得る。例えば、回路図 6 2 2 0 a に示されるように、周波数発生器 6 2 2 2 は、ハンドル 6 2 3 6 内に配置され得、電源 6 2 2 1 から電力を受け取る。また、電流 I_1 及び電流 I_2 が、電気接点 6 2 2 8 及び 6 2 2 6 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 Z_1 及び Z_2 が計算され得る。 Z_1 は、R F 電極 6 2 2 4 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6 2 2 8 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、 Z_2 は、R F 電極 6 2 2 4 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6 2 2 6 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 Z_1 及び Z_2 が計算され得る。

40

【 0 1 3 2 】

50

次に図 3 7 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 6 2 5 0 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 6 2 5 2 にある電源は、周波数発生器 6 2 5 4 に電力を供給し得る。周波数発生器 6 2 5 4 は、1 つ又は 2 つ以上の R F 信号を生成し得る。1 つ又は 2 つ以上の R F 信号は、エンドカッターのシャフト 6 2 5 8 内にあり得る、マルチプレクサ 6 2 5 6 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 R F 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 R F 信号は、エンドカッターのエンドエフェクタ 6 2 6 2 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 R F 電極 6 2 6 0 に通電し得る。組織（図示せず）は、1 つ又は 2 つ以上の R F 電極 6 2 6 0 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 R F 電極 6 2 6 0 と、エンドエフェクタ 6 2 6 2 のチャンネルフレーム内に位置付けられた電気接点 6 2 6 4 又はエンドエフェクタ 6 2 6 2 のアンビル内に位置付けられた電気接点 6 2 6 6 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 6 2 6 8 は、電気接点 6 2 6 4 に通信可能に結合され得、フィルタ 6 2 7 0 は、電気接点 6 2 6 6 に通信可能に結合され得る。

10

【 0 1 3 3 】

1 つ又は 2 つ以上の R F 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 R F 電極 6 2 6 0 に通信可能に結合される）と、チャンネルフレーム又はアンビル（電気接点 6 2 6 4 又は 6 2 6 6 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。

20

【 0 1 3 4 】

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 6 2 5 8 内に配置され得る。例えば、回路図 6 2 5 0 に示されるように（及び周波数発生器 6 2 5 4 に加えて）、インピーダンス計算器 6 2 7 2、コントローラ 6 2 7 4、不揮発性メモリ 6 2 7 6、及び通信チャネル 6 2 7 8 が、シャフト 6 2 5 8 内に配置され得る。一実施例では、周波数発生器 6 2 5 4、インピーダンス計算器 6 2 7 2、コントローラ 6 2 7 4、不揮発性メモリ 6 2 7 6、及び通信チャネル 6 2 7 8 は、シャフト 6 2 5 8 内の回路基板上に位置付けられ得る。

30

【 0 1 3 5 】

2 つ又は 3 つ以上の R F 信号は、電気接点を經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 R F 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 R F 信号は、共通経路上で R F 信号が合流する前にフィルタ処理され得る。電流 I_1 及び電流 I_2 は、電気接点 6 2 6 4 及び 6 2 6 6 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 Z_1 及び Z_2 が計算され得る。 Z_1 は、R F 電極 6 2 6 0 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6 2 6 4 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、 Z_2 は、R F 電極 6 2 6 0 の 1 つ又は 2 つ以上と電気接点 6 2 6 6 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 6 2 6 2 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 Z_1 及び Z_2 が計算され得る。実施例では、インピーダンス Z_1 及び Z_2 は、インピーダンス計算器 6 2 7 2 によって計算され得る。インピーダンス Z_1 及び Z_2 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。

40

【 0 1 3 6 】

一態様では、フィルタ 6 2 6 8 及び 6 2 7 0 は、フィルタ範囲が狭くなってもよいような（例えば、 $Q = 10$ ）、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 150 kHz であり得、周波数 2 は 300 kHz であり得る。実行可能なインピーダンス測定範

50

囲は、100kHz～20MHz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ピ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、アンピ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得る。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内で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よい。

【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知して、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感知するが、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知するため、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知するために、両技術が用いられ得る。

30

40

【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ブルの奇形（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、ステーブル留め）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 measures）、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待つことなど、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ブル形成を劇的に改良できる単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ブルカートリッジなどのエンドエフェクタの顎部材間で把持

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顎部材間で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。

10

【 0 1 4 7 】

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、顎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顎部の量、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。

20

【 0 1 4 8 】

図 2 2 A ~ 3 7 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 2 3 0 8 と直列に電流センサ 2 3 1 2 を用いて、電池 2 4 0 8 と直列に電流センサ 2 4 1 2 を用いて、又は図 1 8 の電流センサ 3 0 2 7 を用いて監視され得る。

【 0 1 4 9 】

図 3 8 は、再使用されてもされなくてもよい、切断及び締結用のモータ駆動の外科用器具 8 0 1 0 を示す。外科用器具 8 0 1 0 は、図 1 ~ 1 8 に関連して説明した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 3 8 に示される実施例では、外科用器具 8 0 1 0 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 8 0 1 4 を備えるハウジング 8 0 1 2 を含む。ハウジング 8 0 1 2 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 8 3 0 0 が動作可能に結合されている、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 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 8 0 1 0 は、図 1 ~ 1 8 に関連して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。

30

40

【 0 1 5 0 】

図 3 8 に示されるハウジング 8 0 1 2 は、外科用ステープルカートリッジ 8 3 0 4 を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 8 3 0 0 を含む、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 と接続されて示されている。ハウジング 8 0 1 2 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 8 0 1 2 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

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。

【 0 1 5 1 】

次に図 3 8 に移ると、再使用されてもされなくてもよい、外科用器具 8 0 1 0 が示されている。外科用器具 8 0 1 0 は、本明細書に記載の切断及び締結用の外科用器具 1 0 と、同様に構築されて装備されている。図 3 8 に示される実施例では、外科用器具 8 0 1 0 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 8 0 1 4 を備えるハウジング 8 0 1 2 を含む。ハウジング 8 0 1 2 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 8 3 0 0 が動作可能に結合されている、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 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 8 0 1 0 は、図 1 ~ 1 8 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 1 0 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。

【 0 1 5 2 】

図 3 8 に示されるハウジング 8 0 1 2 は、外科用ステーブルカートリッジ 8 3 0 4 を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 8 3 0 0 を含む、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 と接続されて示されている。ハウジング 8 0 1 2 は、種々のサイズ及びタイプのステーブ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 8 0 1 2 はまた、他の運動、並びに、例えば高周波 (R F) 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。

【 0 1 5 3 】

図 3 8 は、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 が動作可能に結合された外科用器具 8 0 1 0 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 8 0 1 9 を形成する。ハンドル組立体 8 0 1 4 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 8 0 3 2 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。

【 0 1 5 4 】

続けて図 3 8 を参照すると、交換式シャフト組立体 8 2 0 0 は、外科用ステーブルカートリッジ 8 3 0 4 を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 8 3 0 2 を備える、エンドエフェクタ 8 3 0 0 を含む。エンドエフェクタ 8 3 0 0 は、細長いチャネル 8 3 0 2 に対して駆動可能に支持されるアンビル 8 3 0 6 を更に含んでもよい。

【 0 1 5 5 】

本発明者らは、導出されたパラメータが、図 3 8 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、顎部間隙距離) 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、1 5 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、アンピルのひずみと組み合わせられて、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せられて、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

30

40

【0157】

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もよい。

10

【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、かつ顎部材 9016 及び / 又はステーブルカートリッジ 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もよい。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 と顎部材 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。

20

【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 と顎部材 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もよい。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 と顎部材 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 と顎部材 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。

30

【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 と顎部材 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 と顎部材 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 と顎部材 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、顎部材 9016 によって、かつ / 又はアンビル 9014 と顎部材 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 と顎部材 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 と顎部材 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、磁石を顎部材 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、磁場センサが顎部材 9016 上に位置付けられ、磁石

40

50

がアンビル 9 0 1 4 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。

【 0 1 6 1 】

例えば第 1 のセンサ 9 0 2 0 及び / 又は第 2 のセンサ 9 0 2 6 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 9 0 1 0 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

【 0 1 6 2 】

図 4 1 は、外科用器具 9 0 1 0 の操作者の手動入力 9 0 6 4 をリアルタイムに評価して、操作者に手動入力 9 0 6 4 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 9 0 6 0 の一様性を示す論理図である。図 4 0 及び 4 1 を参照して、図 4 1 に示す例では、リアルタイムフィードバックシステム 9 0 6 0 は、回路からなっている。回路は、プロセッサ 9 0 6 2 を備えるコントローラ 9 0 6 1 を含む。例えば、第 1 のセンサ 9 0 2 0 などのセンサは、エンドエフェクタ 9 0 1 2 のパラメータを測定するためにプロセッサ 9 0 6 2 によって用いられる。加えて、プロセッサ 9 0 6 2 は、外科用器具 9 0 1 0 の操作者の手動入力 9 0 6 4 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 9 0 6 4 は、手動入力 9 0 6 4 が操作者によって提供されている間は、プロセッサ 9 0 6 2 によって連続的に評価することができる。プロセッサ 9 0 6 2 は、手動入力 9 0 6 4 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 9 0 6 2 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 9 0 1 2 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 9 0 6 2 によって用いることができる。手動入力 9 0 6 4 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

【 0 1 6 3 】

図 4 1 に示すように、リアルタイムフィードバックシステム 9 0 6 0 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 9 0 6 6 を更に含むことができる。一実施例では、プロセッサ 9 0 6 2 は、エンドエフェクタ 9 0 1 2 のパラメータの測定値 (M 1) 及び第 1 の手動入力 (I 1) を表す第 1 の判定値 (V 1) に基づいて、手動入力 9 0 6 4 を特性化する第 1 の位置 (P 1)、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 (P 1)、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 9 0 6 4 を増大又は減少させることによって、第 1 の手動入力 (I 1) から第 2 の手動入力 (I 2) に手動入力 9 0 6 4 を変更することができる。これに応じて、プロセッサ 9 0 6 2 は、第 1 の位置 (P 1)、順位、及び / 又は状態から第 2 の位置 (P 2)、順位、及び / 又は状態にフィードバックインジケータ 9 0 6 6 を調節することができ、これにより、手動入力 9 0 6 4 の変化を特性化する。プロセッサ 9 0 6 2 は、エンドエフェクタ 9 0 1 2 のパラメータの測定値 (M 1) 及び第 2 の手動入力 (I 2) を表す第 2 の判定値 (V 2) に基づいて、第 2 の位置 (P 2)、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 (P 2)、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 (I 2) を維持することができる。

30

40

【 0 1 6 4 】

図 4 1 に示す態様では、コントローラ 9 0 6 1 は、例えば、メモリ 9 0 6 8 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 を特性化する対応する位置、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 を特性化し、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 とステープルカートリッジ 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 of 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。

【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。

【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。

【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、FPGA (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。

【 0 1 7 2 】

更に、シャフト 1 2 0 7 8 は、複数のスマートセンサ（例えば、スマートセンサ 1 2 0 6 0 又は 1 2 0 6 2 ）のうちの少なくとも 1 つ及びハンドル 1 2 0 8 0 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 1 2 0 6 6 又はエンドカッターの操作のために、プロセッサ 1 2 0 6 4 からハンドル 1 2 0 8 0 に情報を伝達し得る。一実施例では、プロセッサ 1 2 0 6 4 からの情報は、有線回線、単線式回線、多線式回線、Bluetooth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 1 2 0 7 8 を経由して又はシャフト 1 2 0 7 8 を使用することなく直接）ハンドル 1 2 0 8 0 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、又は単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 1 2 0 2 0 ）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 1 2 0 2 4 （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 1 2 0 2 0 ）と、少なくとも 1 つの処理要素（例えば、処理要素 1 2 0 2 2 ）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 1 2 0 2 4、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 1 2 0 2 2 ）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 1 2 0 2 4 は、外科用器具（即ち、エンドカッター 1 2 0 1 0 ）のハンドル 1 2 0 1 2 内に位置付けられてもよく、スマートセンサは、ハンドル 1 2 0 1 2 とは別体の外科用器具（即ち、エンドカッター 1 2 0 1 0 ）の別個の要素（即ち、エンドエフェクタ 1 2 0 1 6 ）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 1 2 0 2 4 は、外科用器具のハンドル 1 2 0 1 2 に位置付けられてもよく、信号処理要素 1 2 0 2 2 及びセンサ 1 2 0 2 0 は、ハンドル 1 2 0 1 2 （例えば、エンドエフェクタ 1 2 0 1 6 ）とは別個の要素内に配置されてもよい。

30

40

【 0 1 7 6 】

このようにして、ハンドル又はコントローラ 1 2 0 2 4 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ある。これは、処理要素 1 2 0 2 2 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 1 2 0 2 4 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 1 2 0 1 2 又はコントローラ 1 2 0

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ルズ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る。

【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チャンネル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ンネル及び/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。

【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からの入力に基づいて、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からの入力に基づいて、アンビル1

10

20

30

40

50

３１５２とステーブルカートリッジ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を備えるステーブルカートリッジ１３６０６の一態様を示している。ステーブルカートリッジ１３６０６は、ステーブルカートリッジ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ブルカートリッジ３０４（図１）と同様である。図１１２は、ステーブルカートリッジ１３６０６の分解図である。ステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ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。

10

【０１８１】

図４６は、遠位側センサプラグ１３８１６を備えるステーブルカートリッジ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、顎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ブルカートリッジ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。

20

30

【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又はステーブ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。

40

【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、ステーブルカートリッジ１３８０６に結合するためのプロング１３８４０を有する。

【０１８４】

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

50

れる細長いチャネル 13804 の拡大図を示す。ステーブルカートリッジ 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、ステーブルカートリッジ 13806 は、ステーブルカートリッジ 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、ステーブルカートリッジ 13806 が細長チャネル 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、ステーブルカートリッジ 13806 に電力を供給することができる。

【0185】

図 5 1 及び図 5 2 は、遠位側センサプラグ 13816 の一態様を示している。図 5 1 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 5 2 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 5 3 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、顎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ブルカートリッジ 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。

【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 が中を通し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。

【0188】

外科用ステーブル留め器具 16000 の一部分が図 5 4 ~ 5 6 に示されている。ステーブル留め器具 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。ステーブル留めシステム 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ブルカートリッジ 16050 とを備える。ステーブルカートリッジ 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ブルキャビティ 16053 とを備える。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 9 】

主として図 5 5 及び 5 6 を参照すると、ステーブル 1 6 0 5 5 がステーブルキャビティ 1 6 0 5 3 内に取り外し可能に配置されており、また同様にステーブルキャビティ 1 6 0 5 3 内に移動可能に配置されたステーブルドライバ 1 6 0 5 4 によって支持されている。リテーナ 1 6 0 5 7 は、ステーブルドライバ 1 6 0 5 4 及び / 又はステーブル 1 6 0 5 5 がステーブルキャビティ 1 6 0 5 3 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 1 6 0 5 1 の底部を囲んで延びている。ステーブルドライバ 1 6 0 5 4 及びステーブル 1 6 0 5 5 は、スレッド 1 6 0 6 0 によって未発射位置 (図 5 5) と発射位置との間で移動可能である。スレッド 1 6 0 6 0 は、図 5 6 に示すように、ステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 からステーブル 1 6 0 5 5 を排出するために近位側の未発射位置 (図 5 5) 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 1 6 0 6 0 は、ステーブルドライバ 1 6 0 5 4 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 1 6 0 6 4 を備える。エンドエフェクタ 1 6 0 2 0 は、ステーブル 1 6 0 5 5 がステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 から排出されるときにステーブル 1 6 0 5 5 を変形させるように構成された、アンビル 1 6 0 4 0 を更に備える。様々な例において、アンビル 1 6 0 4 0 は、その中に画定された成形ポケット 1 6 0 4 5 を備えることができ、その成形ポケット 1 6 0 4 5 はステーブル 1 6 0 5 5 を変形させるように構成されている。

10

【 0 1 9 0 】

シャフト 1 6 0 1 0 は、フレーム 1 6 0 1 2 と、そのフレーム 1 6 0 1 2 に対して移動可能である外側スリーブ 1 6 0 1 4 とを備える。カートリッジチャンネル 1 6 0 3 0 は、シャフトフレーム 1 6 0 1 2 に装着され、シャフトフレーム 1 6 0 1 2 から延びている。外側スリーブ 1 6 0 1 4 は、アンビル 1 6 0 4 0 と動作可能に係合され、アンビル 1 6 0 4 0 を開位置 (図 5 4) と閉位置 (図 5 5) 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 1 6 0 4 0 は、ステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 のデッキ 1 6 0 5 2 に対して組織を締め付けるために、カートリッジチャンネル 1 6 0 3 0 内に位置付けられたステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 に向かって移動可能である。様々な代替的な態様では、カートリッジチャンネル 1 6 0 3 0 及びステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 は、アンビル 1 6 0 4 0 との間で組織を締め付けるように、アンビル 1 6 0 4 0 に対して移動可能である。いずれの場合にも、シャフト 1 6 0 1 0 は、スレッド 1 6 0 6 0 を遠位側に押圧するように構成された発射部材 1 6 0 7 0 を更に備える。発射部材 1 6 0 7 0 はナイフエッジ 1 6 0 7 6 を備え、ナイフエッジ 1 6 0 7 6 は、長手方向スロット 1 6 0 5 6 内で移動可能であり、発射部材 1 6 0 7 0 がステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 からステーブル 1 6 0 5 5 を排出するために遠位側に前進されるときに、アンビル 1 6 0 4 0 とステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 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 1 6 0 7 0 は、カートリッジチャンネル 1 6 0 3 0 と係合するように構成された第 1 のカム 1 6 0 7 1 と、アンビル 1 6 0 4 0 と係合し、ステーブルカートリッジ 1 6 0 5 0 に対してアンビル 1 6 0 4 0 を定位置に保持するように構成された第 2 のカム 1 6 0 7 9 とを更に備える。第 1 のカム 1 6 0 7 1 は、カートリッジチャンネル 1 6 0 3 0 の下方でスライドするように構成され、第 2 のカム 1 6 0 7 9 は、アンビル 1 6 0 4 0 内に画定された細長いスロット 1 6 0 4 9 内でスライドするように構成されている。

20

30

40

【 0 1 9 1 】

図 5 7 は、第 1 のセンサ 3 0 0 8 a 及び第 2 のセンサ 3 0 0 8 b を備えるエンドエフェクタ 3 0 1 1 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3 0 1 1 は、上述したエンドエフェクタ 3 0 0 に類似している。エンドエフェクタ 3 0 1 1 は、顎部材 3 0 0 4 に枢動可能に係合された、アンビル 3 0 1 3 を備える。顎部材 3 0 0 4 は、中にステーブルカートリッジ 3 0 2 1 を受け入れるように構成されている。ステーブルカートリッジ 3 0 2 1 は、複数のステーブル (図示せず) を備える。複数のステーブルは、外科的動作の間、ステーブルカートリッジ 3 0 2 1 から配備可能である。エンドエフェクタ 3 0 1 1 は、エンドエフェクタ 3 0 1 1 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 3 0 0 8 a を備える。例えば、一態様では、第 1 のセンサ 3 0 0 8 a は、アンビル 3

50

013と顎部材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の顎部材3004及び/又はステープルカートリッジ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の顎部材3004によって、かつ/又はアンビル3013と第2の顎部材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と顎部材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と顎部材3004内に位置する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及び/又は圧縮性を表す。第1のセンサ3008aは、例えば、第2の顎部材3004及び/又はステープルカートリッジ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の顎部材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

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

50

ロセッサ 2006 は、ホール効果電圧 3072 信号の曲線入力 of 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、ステープルカートリッジ 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ตอบสนอง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、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 3108 a 及び第 2 のセンサ 3108 b 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、中にステープルカートリッジ 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 3108 a を備える。第 1 のセンサ 3108 a は、例えば、アンビル 3102 とステープルカートリッジ 3106 との間隙 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 とステープルカートリッジ 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 3108 a 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 3108 a 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 3108 b を備える。第 2 のセンサ 3108 b は、顎部材 3104 及び / 又はステープルカートリッジ 3106 に結合されている。第 2 のセンサ 3108 b 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 3108 b は、例えば、顎部材 3104 に結合されたステープルカートリッジ 3106 の色、ステープルカートリッジ 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 / 若しくはステープルカートリッジ 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 3108 b 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もよい。

【0202】

一態様では、第 2 のセンサ 3108 b からの入力を使用して、第 1 のセンサ 3108 a の入力 that 校正されてもよい。第 2 のセンサ 3108 b は、例えば、ステープルカートリッジ 3106 の色及び / 又は長さなど、ステープルカートリッジ 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。ステープルカートリッジ 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、ステープルカートリッジに使用可能 / 最適な組織の厚さ、及び / 又はステープルカートリッジ 3106 内におけるステープルのパターンなど、カートリッジの 1 つ又は 2 つ以上の

特性に相当してもよい。ステーブルカートリッジ 3 1 0 6 の既知のパラメータを使用して、第 1 のセンサ 3 1 0 8 a 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、ステーブルカートリッジ 3 1 0 6 がより高いデッキ高さを有する場合、第 1 のセンサ 3 1 0 8 a 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 1 0 に結合されたディスプレイ 2 0 2 6 を通して、操作者に対して表示されてもよい。

【 0 2 0 3 】

図 6 1 は、第 1 のセンサ 3 1 5 8 及び複数の二次センサ 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b を備えるエンドエフェクタ 3 1 5 0 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3 1 5 0 は、アンビル、即ちアンビル 3 1 5 2 と、顎部材 3 1 5 4 とを備える。顎部材 3 1 5 4 は、ステーブルカートリッジ 3 1 5 6 を受け入れるように構成されている。アンビル 3 1 5 2 は、アンビル 3 1 5 2 とステーブルカートリッジ 3 1 5 6 との間に組織をクランプするため、顎部材 3 1 5 4 に対して枢動移動可能である。アンビルは、第 1 のセンサ 3 1 5 8 を備える。第 1 のセンサ 3 1 5 8 は、例えば、アンビル 3 1 5 2 とステーブルカートリッジ 3 1 5 6 との間の間隙 3 1 1 0 など、エンドエフェクタ 3 1 5 0 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 3 1 1 0 は、例えば、アンビル 3 1 5 2 とステーブルカートリッジ 3 1 5 6 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 3 1 5 8 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 3 1 5 8 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。

【 0 2 0 4 】

いくつかの態様では、エンドエフェクタ 3 1 5 0 は、複数の二次センサ 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b を備える。二次センサ 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b は、エンドエフェクタ 3 1 5 0 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 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b は、クランプ処置の間にアンビル 3 1 5 2 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 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b 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 3 1 6 0 a、3 1 6 0 b は、アンビル 3 1 5 2 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 3 1 5 2 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 3 1 5 2 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。

【 0 2 0 5 】

図 6 2 は、複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d を備えるエンドエフェクタ 3 2 0 0 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3 2 0 0 は、顎部材 3 2 0 4 に枢動可能に結合された、アンビル 3 2 0 2 を備える。顎部材 3 2 0 4 は、中にステーブルカートリッジ 3 2 0 6 を受け入れるように構成されている。アンビル 3 2 0 2 は、その上に複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d を備える。複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d は、例えばアンビル 3 2 0 2 など、エンドエフェクタ 3 2 0 0 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 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d は複数のひずみゲージを備えてもよい。

【 0 2 0 6 】

一態様では、複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 3 2 0 2 の長さに沿って様々なパラメータを検

10

20

30

40

50

出することによって、複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 1 0 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 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 3 2 0 2 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 3 2 0 2 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 3 2 0 2 とステープルカートリッジ 3 2 0 6 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。クランプの間における複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d の時間ベースの監視によって、例えば一次プロセッサ 2 0 0 6 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 3 2 0 0、及び / 又はアンビル 3 2 0 2 とステープルカートリッジ 3 2 0 6 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

【 0 2 0 7 】

図 6 3 は、複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d 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 3 2 2 0 の一態様を示す論理図である。一態様では、複数のセンサ 3 2 0 8 a ~ 3 2 0 8 d は、エンドエフェクタ 3 2 0 0 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 (3 2 2 2 a ~ 3 2 2 2 d)。複数の生成された信号は、デジタル信号に変換され (3 2 2 4 a ~ 3 2 2 4 d)、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 (3 2 2 4 a ~ 3 2 2 4 d)。デジタル信号は、例えば一次プロセッサ 2 0 0 6 などのプロセッサに提供される。一次プロセッサ 2 0 0 6 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 (3 2 2 6)。一次プロセッサ 2 0 0 6 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 1 0 に埋め込まれたディスプレイ 2 0 2 6 によって、操作者に対して表示される (3 0 2 6)。

20

【 0 2 0 8 】

図 6 4 は、顎部材 3 2 5 4 に結合された複数の二次センサ 3 2 6 0 a ~ 3 2 6 0 d を備えるエンドエフェクタ 3 2 5 0 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3 2 5 0 は、顎部材 3 2 5 4 に枢動可能に結合された、アンビル 3 2 5 2 を備える。アンビル 3 2 5 2 は、例えば組織部分 3 2 6 4 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 3 2 5 4 に対して移動可能である。顎部材 3 2 5 4 は、ステープルカートリッジ 3 2 5 6 を受け入れるように構成されている。第 1 のセンサ 3 2 5 8 は、アンビル 3 2 5 2 に結合されている。第 1 のセンサは、例えば、アンビル 3 2 5 2 とステープルカートリッジ 3 2 5 6 との間の間隙 3 1 1 0 など、エンドエフェクタ 3 1 5 0 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 3 1 1 0 は、例えば、アンビル 3 2 5 2 とステープルカートリッジ 3 2 5 6 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 3 2 5 8 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 3 2 5 8 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。

30

40

【 0 2 0 9 】

複数の二次センサ 3 2 6 0 a ~ 3 2 6 0 d は、顎部材 3 2 5 4 に結合されている。複数の二次センサ 3 2 6 0 a ~ 3 2 6 0 d は、顎部材 3 2 5 4 及び / 又はステープルカートリッジ 3 2 5 6 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 3 2 6 0 a ~ 3 2 6 0 d は、ステープルカートリッジ 3 2 5 6 の外側列上に配設される (図 6 3 を参照のこと)。複数の二次センサ 3 2 6 0 a ~ 3 2 6 0 d は、エンドエフェクタ 3 2

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つと置き換えられる。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の一様性を示している。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、中にステーブルカートリッジ3356を受け入れるように構成されている。ステーブルカートリッジ3356は、アンビル3352とステーブルカートリッジ3356との間に位置する組織部分に送達されてもよい、複数のステーブルを収容している。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とステーブルカートリッジ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とステーブルカートリッジ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】

一様性では、磁気センサ3358は、顎部材3354及び/又はステーブルカートリッジ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とステーブルカートリッジ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ブルカートリッジ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】

一様性では、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体的に形成され、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、一様性では、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とステーブルカートリッジ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関させる。

【 0 2 1 6 】

図 6 8 は、例えば図 4 5 に示されるエンドエフェクタ 3 3 5 0 など、エンドエフェクタのアンビルとステーブ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 3 3 7 0 の一態様を示す論理図である。プロセス 3 3 7 0 の一態様では、信号は、変調された電磁波源 3 3 6 0 によって生成される (3 3 7 2)。生成された信号は、例えば 1 M H z の信号を含んでもよい。磁気センサ 3 3 5 8 は、電磁波源 3 3 6 0 によって生成される信号を検出する (3 3 7 4) ように構成されている。磁気センサ 3 3 5 8 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 3 3 6 2 に提供する。信号プロセッサ 3 3 6 2 は、信号を処理して (3 3 7 6)、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 (3 3 7 8) 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 (3 3 8 0) 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 (3 3 7 6)、変換 (3 3 7 8)、及び校正 (3 3 8 0) 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 1 0 と一体的に形成されたディスプレイ 2 0 2 6 によって、ユーザに対して表示される (3 0 2 6)。

10

【 0 2 1 7 】

図 6 9 A 及び 6 9 B は、圧力センサを備えるエンドエフェクタ 3 8 0 0 の一態様を示している。エンドエフェクタ 3 8 0 0 は、顎部材 3 8 0 4 に枢動可能に結合されたアンビル、即ちアンビル 3 8 0 2 を備える。顎部材 3 8 0 4 は、中にステーブルカートリッジ 3 8 0 6 を受け入れるように構成されている。ステーブルカートリッジ 3 8 0 6 は、複数のステーブルを備える。第 1 のセンサ 3 8 0 8 は、遠位先端でアンビル 3 8 0 2 に結合されている。第 1 のセンサ 3 8 0 8 は、例えば、アンビル 3 8 0 2 とステーブルカートリッジ 3 8 0 6 との間の距離、即ち間隙 3 8 1 4 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 3 8 0 8 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 3 8 1 0 は、顎部材 3 8 0 4 及び / 又はステーブルカートリッジ 3 8 0 6 に結合されて、磁気信号を磁気センサに提供してもよい。

20

【 0 2 1 8 】

いくつかの態様では、エンドエフェクタ 3 8 0 0 は、第 2 のセンサ 3 8 1 2 を備える。第 2 のセンサ 3 8 1 2 は、エンドエフェクタ 3 8 0 0、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 3 8 1 2 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 3 8 1 2 は、アンビル 3 8 0 2、顎部材 3 8 0 4、及び / 又はステーブルカートリッジ 3 8 0 6 に結合されてもよい。第 2 のセンサ 3 8 1 2 からの信号は、第 1 のセンサ 3 8 0 8 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 3 8 1 2 は、第 1 のセンサ 3 8 0 8 に対する代理であってもよい。

30

【 0 2 1 9 】

いくつかの態様では、第 2 のセンサ 3 8 1 2 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 3 8 1 2 は、例えば、切断及び / 又はステーブル配備部材を受け入れるように構成されたスロット 3 8 1 6 を被覆する、中心軸に沿って、ステーブルカートリッジ 3 8 0 6 のデッキに結合されている。第 2 のセンサ 3 8 1 2 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 3 8 1 2 からの信号は、例えば、第 2 のセンサ 3 8 1 2 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 3 8 1 2 の断絶された回路は、使用済みステーブルカートリッジ 3 8 0 6 を示してもよい。他の態様では、第 2 のセンサ 3 8 1 2 は、切断及び / 又は配備部材の配備が第 2 のセンサ 3 8 1

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と顎部材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、顎部材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。顎部材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、顎部材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と顎部材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などのプロセスに提供される。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3912a~3912c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、顎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もよい。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に使用されてもよい。図 1 1 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。

【 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、顎部材又は細長いチャンネル 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。細長いチャンネル 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、又はそれを通して配置される。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

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 の顎部と、例えば細長いチャネル 198 (図 14) などの第 2 の顎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

40

50

／又は遠位部分 1 1 0 5 における切刃 1 8 2 の鋭さを試験することができる。

【 0 2 3 0 】

図 7 8 ~ 8 3 を参照すると、回路 1 1 0 6 は、例えば光センサ 1 1 0 8 など、1 つ又は 2 つ以上のセンサを含んでもよく、回路 1 1 0 6 の光センサ 1 1 0 8 を用いて、例えば切刃 1 8 2 の反射能力を試験することができる。特定の例では、切刃 1 8 2 が光を反射する能力は、切刃 1 8 2 の鋭さと相関してもよい。換言すれば、切刃 1 8 2 の鋭さの減少により、切刃 1 8 2 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 1 8 2 から反射される光の強度を監視することによって、切刃 1 8 2 の鈍りを評価することができる。特定の例では、光センサ 1 1 0 8 は、光感知領域を画定してもよい。光センサ 1 1 0 8 は、例えば、光感知領域が切刃 1 8 2 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 1 1 0 8 を用いて、例えば切刃 1 8 2 が光感知領域内にある状態で、切刃 1 8 2 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 1 8 2 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

【 0 2 3 1 】

図 7 8 ~ 8 3 を再び参照すると、回路 1 1 0 6 は、例えば光源 1 1 1 0 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 1 1 0 6 は、図 7 8 ~ 8 3 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 に動作可能に結合されてもよい、コントローラ 1 1 1 2 (「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 1 1 1 2 は、プロセッサ 1 1 1 4 (「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 1 1 1 6 (「メモリユニット」)とを含んでもよい。特定の例では、メモリ 1 1 1 6 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 1 1 1 4 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 1 1 1 6 は、例えばプロセッサ 1 1 1 4 に結合されてもよい。電源 1 1 1 8 は、例えば、コントローラ 1 1 1 2、光センサ 1 1 0 8、及び／又は光源 1 1 1 0 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 1 1 1 8 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 1 0 に電力を供給するため、ハンドル組立体 1 4 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 4 4 2 8 として使用されてもよい。特定の例において、電源 1 1 1 8 は、例えば、交換可能及び／又は充電式であってもよい。

20

30

【 0 2 3 2 】

コントローラ 1 1 1 2 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、ASIC、PLD、DSP、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、SoC、及び／又は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 1 1 1 2 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 1 1 1 2 及び／又は本開示の他のコントローラは、図 1 4 ~ 1 7 B 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 LM 4 F 2 3 0 H 5 Q R であってよい。

40

【 0 2 3 3 】

特定の例では、光源 1 1 1 0 を用いて、例えば、光感知領域内の切刃 1 8 2 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 1 1 0 8 は、光源 1 1 1 0 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 1 8 2 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 1 1 1 4 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 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 は、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の近位側であることができる、エンドエフェクタ 3 0 0 の近位部分に収容することができる。切刃 1 8 2 の鋭さは、例えば、切刃 1 8 2 をエンドエフェクタ 3 0 0 内へと遷移させた後、ただしステーブルカートリッジ 1 1 0 0 を係合する前に、光センサ 1 1 0 8 によって評価することができる。特定の例では、発射バー 1 7 2 (図 1 4) は、例えば、切刃 1 8 2 がエンドエフェクタ 3 0 0 内にある状態で、ただしステーブルカートリッジ 1 1 0 0 を係合する前に、光センサ 1 1 0 8 によって画定される光感知領域を通して切刃 1 8 2 を前進させてもよい。

【 0 2 3 9 】

様々な例では、切刃 1 8 2 の鋭さは、切刃 1 8 2 を発射バー 1 7 2 によってスロット 1 9 3 を通して前進させるにつれて、光センサ 1 1 0 8 によって評価することができる。図 7 8 ~ 8 3 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 は、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の近位部分 1 1 0 3 に収容することができ、切刃 1 8 2 の鋭さは、例えば、近位部分 1 1 0 3 において光センサ 1 1 0 8 によって評価することができる。発射バー 1 7 2 (図 1 4) は、例えば、切刃 1 8 2 がステーブルカートリッジ 1 1 0 0 とアンビル 3 0 6 との間に捕捉された組織を係合する前に、近位部分 1 1 0 3 で光センサ 1 1 0 8 によって画定される光感知領域を通して、切刃 1 8 2 を前進させてもよい。特定の例では、図 7 8 ~ 8 3 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 は、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の遠位部分 1 1 0 5 に収容することができる。切刃 1 8 2 の鋭さは、遠位部分 1 1 0 5 で光センサ 1 1 0 8 によって評価することができる。特定の例では、発射バー 1 7 2 (図 1 4) は、例えば、切刃 1 8 2 がステーブルカートリッジ 1 1 0 0 とアンビル 3 0 6 との間に捕捉された組織を貫通した後に、遠位部分 1 1 0 5 で光センサ 1 1 0 8 によって画定される光感知領域を通して、切刃 1 8 2 を前進させてもよい。

【 0 2 4 0 】

図 7 6 を再び参照すると、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 は、例えば、複数の光センサ 1 1 0 8 及び複数の対応する光源 1 1 1 0 を備えてもよい。特定の例では、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対を、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の近位部分 1 1 0 3 に収容することができ、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対を、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の遠位部分 1 1 0 5 に収容することができる。かかる例では、切刃 1 8 2 の鋭さは、例えば、1 回目は組織を係合する前に近位部分 1 1 0 3 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 1 1 0 5 で評価することができる。

【 0 2 4 1 】

光センサ 1 1 0 8 が、外科的処置の間に複数回、切刃 1 8 2 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 1 8 2 がスロット 1 9 3 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 1 8 2 がスロット 1 9 3 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きに一度、また光感知領域を通して切刃 1 8 2 を後退させるときに一度、切刃 1 8 2 から反射する光を光センサ 1 1 0 8 によって測定することができる。

【 0 2 4 2 】

プロセッサ 1 1 1 4 が、切刃 1 8 2 から反射した光の強度の複数の読み取り値を、光センサ 1 1 0 8 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 1 1 1 4 は、例えば、アウトライアーを破棄し、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 1 1 1 6 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 1 1 1 4 は、例えば、計算された平均読み取り値がメモリ 1 1 1 6 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 1 1 2 0 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 1 1 2 2 を起動させるように構成されてもよい。

【 0 2 4 3 】

特定の例では、図 7 7、7 9、及び 8 0 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対を、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 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 1 1 0 8 を、例えばスロット 1 9 3 の第 1 の側 1 1 2 4 に位置付けることができ、光源 1 1 1 0 を、例えばスロット 1 9 3 の第 1 の側 1 1 2 4 とは反対の第 2 の側 1 1 2 6 に位置付けることができる。特定の例では、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対を、図 7 7 に示されるように、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 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 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対は、例えば、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 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 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対は、図 8 0 に示されるように、例えば、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 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

【 0 2 4 4 】

特定の例では、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対は、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 の同じ側に位置付けることができる。換言すれば、図 8 1 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対は、スロット 1 9 3 を通して切刃 1 8 2 を前進させる際に、切刃 1 8 2 の第 1 の側、例えば面 1 1 2 8 上に位置付けることができる。かかる例では、光源 1 1 1 0 は、切刃 1 8 2 の面 1 1 2 8 に光を方向付けるように配向することができ、光センサ 1 1 0 8 によって測定される、面 1 1 2 8 から反射する光の強度は、面 1 1 2 8 の鋭さを表してもよい。

20

【 0 2 4 5 】

特定の例では、図 8 2 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 2 の対を、切刃 1 8 2 の第 2 の側、例えば面 1 1 3 0 上に位置付けることができる。第 2 の対は、面 1 1 3 0 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 1 1 1 0 は、切刃 1 8 2 の面 1 1 3 0 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 1 1 0 8 によって測定される、面 1 1 3 0 から反射する光の強度は、面 1 1 3 0 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 1 8 2 の面 1 1 2 8 及び 1 1 3 0 から反射する光の測定された強度に基づいて、切刃 1 8 2 の鋭さを見積もるように構成することができる。

30

【 0 2 4 6 】

特定の例では、図 7 7 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の対は、ステابلカートリッジ 1 1 0 0 の遠位部分 1 1 0 5 に収容することができる。図 8 1 に示されるように、光センサ 1 1 0 8 は、例えば、スロット 1 9 3 を通る切刃 1 8 2 の経路に沿って長手方向に延在する軸 L L 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 1 1 1 0 は、例えば、切刃を光源 1 1 1 0 に向かって前進させる際に、切刃 1 8 2 の遠位側に位置付け、光を切刃 1 8 2 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 1 1 0 8 は、図 8 1 に示されるように、軸 L L と交差する軸 A A 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 A A は軸 L L に対して垂直であってもよい。いずれの場合も、光センサ 1 1 0 8 は、例えば、軸 L L 及び軸 A A 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

【 0 2 4 7 】

外科用器具 1 0 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 1 8 2 の鋭さを評価することができる。

【 0 2 4 8 】

エンドエフェクタ 3 0 0 によって捕捉された組織を通して切刃 1 8 2 を前進させることで、外科用器具 1 0 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 1 1 0 6 が切刃 1 8 2 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 1 0 は、例えば、切刃 1 8 2 の鋭さを評価する前に切刃 1 8 2 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。

【 0 2 4 9 】

図 7 6 を参照すると、特定の例では、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 は、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の近位部分 1 1 0 3 に収容することができる、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 1 の対を含んでもよい。更に、図 7 6 に示されるように、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 は、スロット 1 9 3 の反対側の近位部分 1 1 0 3 に収容することができる、洗浄部材 1 1 3 2 の第 1 の対を含んでもよい。洗浄部材 1 1 3 2 の第 1 の対は、例えば、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 1 の対の遠位側に位置付けることができる。図 7 6 に示されるように、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 は、例えば、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 の遠位部分 1 1 0 5 に収容することができる、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 2 の対を含んでもよい。図 7 6 に示されるように、ステーブルカートリッジ 1 1 0 0 は、スロット 1 9 3 の反対側の遠位部分 1 1 0 5 に収容することができる、洗浄部材 1 1 3 2 の第 2 の対を含んでもよい。洗浄部材 1 1 3 2 の第 2 の対は、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 2 の対の近位側に位置付けることができる。

【 0 2 5 0 】

上記に加えて更に、図 7 6 に示されるように、切刃 1 8 2 を発射行程で遠位側に前進させて、エンドエフェクタ 3 0 0 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 1 8 2 による組織係合の前に、切刃 1 8 2 の鋭さの第 1 の評価を、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 1 の対によって行うことができる。切刃 1 8 2 の鋭さの第 2 の評価は、例えば、切刃 1 8 2 が捕捉された組織を切除した後、光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 2 の対によって行うことができる。切刃 1 8 2 は、切刃 1 8 2 の鋭さの第 2 の評価の前に、洗浄部材 1 1 3 2 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 1 8 2 によって回収されたいかなる残屑を除去してもよい。

【 0 2 5 1 】

上記に加えて更に、図 7 6 に示されるように、切刃 1 8 2 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 1 8 2 の鋭さの第 3 の評価を、復帰行程の間に光センサ 1 1 0 8 及び光源 1 1 1 0 の第 1 の対によって行うことができる。切刃 1 8 2 は、切刃 1 8 2 の鋭さの第 3 の評価の前に、洗浄部材 1 1 3 2 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 1 8 2 によって回収されたいかなる残屑を除去してもよい。

【 0 2 5 2 】

特定の例では、1 つ又は 2 つ以上の光源 1 1 1 0 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 1 1 3 4 を用いて、エネルギーを電源 1 1 1 8 から光センサ 1 1 0 8 及び/又は光源 1 1 1 0 に伝達することができる。特定の例では、可撓性回路 1 1 3 4 は、例えば、光センサ 1 1 0 8 の読み取り値の 1 つ又は 2 つ以上をコントローラ 1 1 1 2 に伝達するように構成されてもよい。

【 0 2 5 3 】

次に図 8 4 を参照すると、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 が示されているが、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 は、多くの点で外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 (図 1 4) に類似している。例えば、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 は、エンドエフェクタ 3 0 0 と共に用いることができる。特定の例では、図 8 4 に示されるように、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 は、切刃 1 8 2 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 4 3 0 2 を備えてもよい。特定の例では、鋭さ試験部材 4 3 0 2 は、例えば、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 のカートリッジ本体 1 9 4 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 4 3 0 2 は、例えば、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 の近位部分 1 1 0 3 に配設することができる。特定の例では、図 8 4 に示されるように、鋭さ試験部材 4 3 0 2 は、例えば、ステーブルカートリッジ 4 3 0 0 の

カートリッジデッキ 4 3 0 4 上に配設することができる。

【 0 2 5 4 】

特定の例では、図 8 4 に示されるように、鋭さ試験部材 4 3 0 2 は、ステープルカートリッジ 4 3 0 0 のスロット 1 9 3 を横切って延在して、例えば、スロット 1 9 3 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、鋭さ試験部材 4 3 0 2 は、切刃 1 8 2 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 1 8 2 は、例えば、発射行程の間に切刃 1 8 2 を前進させるにつれて、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を係合、切断、及び / 又は通過してもよい。特定の例では、切刃 1 8 2 は、例えば、発射行程においてエンドエフェクタ 3 0 0 に捕捉された組織を係合する前に、鋭さ試験部材 4 3 0 2 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 1 8 2 は、鋭さ試験部材 4 3 0 2 の近位端 4 3 0 6 で鋭さ試験部材 4 3 0 2 を係合し、例えば、鋭さ試験部材 4 3 0 2 の遠位端 4 3 0 8 で、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を出で、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 1 8 2 は、例えば、発射行程の間に切刃 1 8 2 を前進させるにつれて、近位端 4 3 0 6 と遠位端 4 3 0 8 との間の距離 (D) で、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を通って移動及び / 又は切断することができる。

10

【 0 2 5 5 】

主に図 8 4 及び 8 5 を参照すると、外科用器具 1 0 は、例えば、切刃 1 8 2 の鋭さを試験するための回路 4 3 1 0 を備えてもよい。特定の例では、回路 4 3 1 0 は、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を通して切刃 1 8 2 を前進させる能力を試験することによって、切刃 1 8 2 の鋭さを評価することができる。例えば、回路 4 3 1 0 は、切刃 1 8 2 が鋭さ試験部材 4 3 0 2 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 4 3 1 0 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てもよい。

20

【 0 2 5 6 】

特定の例では、回路 4 3 1 0 は、プロセッサ 4 3 1 4 (「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 4 3 1 6 (「メモリ」) とを含んでもよい、コントローラ 4 3 1 2 (「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 4 3 1 6 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 4 3 1 4 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 4 3 1 6 は、例えばプロセッサ 4 3 1 4 に結合されてもよい。電源 4 3 1 8 は、例えば、コントローラ 4 3 1 2 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 4 3 1 8 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 1 4 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 4 3 1 8 として使用されてもよい。特定の例では、電源 4 3 1 8 は、例えば、交換可能及び / 又は充電式であってもよい。

30

【 0 2 5 7 】

特定の例では、コントローラ 4 3 1 3 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 に動作可能に結合することができる。

40

【 0 2 5 8 】

図 8 4 及び 8 5 を参照すると、回路 4 3 1 0 は 1 つ又は 2 つ以上の位置センサを備えてもよい。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 2 0 1 4 / 0 2 6 3 5 3 8 号、発明の名称「 S E N S O R A R R A N G E M E N T S F O R A B S O L U T E P O S I T I O N I N G S Y S T E M F O R S U R G I C A L I N S T R U M E N T S 」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 4 3 1 0 は、第 1 の位置センサ 4 3 2 0 及び第 2 の位置センサ 4 3 2 2 を含んでもよい。特定の例では、第 1 の位置センサ 4 3 2 0 は、例えば、鋭さ試験部材 4 3 0 2 の近位端 4 3 0 6 における切刃 1 8 2 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 4 3 2 2 は、例えば、鋭さ試験部材 4 3 0 2 の遠位端 4 3 0 8 における切刃 1 8 2 の第 2 の位置を検出するのに用いることができる。

【 0 2 5 9 】

特定の例では、第 1 及び第 2 の位置センサ 4 3 2 0 及び 4 3 2 2 はそれぞれ、コントローラ 4 3 1 2 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 4 3 1 2 と第 1 及び第 2 の位置センサ 4 3 2 0、4 3 2 2 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。一態様では、コントローラ 4 3 1 2 と第 1 及び第 2 の位置センサ 4 3 2 0、4 3 2 2 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 (S P I) であることができ、位置信号は、上述したように、切刃 1 8 2 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

【 0 2 6 0 】

上記に加えて更に、プロセッサ 4 3 1 4 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 4 3 0 2 の近位端 4 3 0 6 における第 1 の位置から、例えば鋭さ試験部材 4 3 0 2 の遠位端 4 3 0 8 における第 2 の位置まで、鋭さ試験部材 4 3 0 2 を通して切刃 1 8 2 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 4 3 1 2 は、第 1 の位置信号を受信するとプロセッサ 4 3 1 4 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 1 8 2 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

【 0 2 6 1 】

様々な例では、コントローラ 4 3 1 2 は、切刃 1 8 2 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期間を、事前定義された閾値と比較して、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 4 3 1 2 は、測定された期間が、例えば 1 %、5 %、1 0 %、2 5 %、5 0 %、1 0 0 %、及び / 又は 1 0 0 % 超、事前定義された閾値を超過した場合に、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てもよい。

30

【 0 2 6 2 】

図 8 6 を参照すると、様々な例では、電動モータ 4 3 3 0 は、発射バー 1 7 2 (図 1 4) を駆動して、例えば、発射行程の間は切刃 1 8 2 を前進させ、かつ / 又は復帰行程の間は切刃 1 8 2 を後退させることができる。モータドライバ 4 3 3 2 は、電動モータ 4 3 3 0 を制御することができ、例えばコントローラ 4 3 1 2 などのコントローラは、モータドライバ 4 3 3 2 と信号通信することができる。電動モータ 4 3 3 0 が切刃 1 8 2 を前進させるにつれて、コントローラ 4 3 1 2 は、例えば、電動モータ 4 3 3 0 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 1 8 2 を前進させるのに要する力は、例えば、電動モータ 4 3 3 0 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 8 6 を参照すると、外科用器具 1 0 のコントローラ 4 3 1 2 は、切刃 1 8 2 の前進の間に電動モータ 4 3 3 0 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

【 0 2 6 3 】

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は、切刃 1 8 2 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 0 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 / 又はそ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

50

８２に対する鋭さ試験部材４３０２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４３０２と接触している間、電動モータ４３３０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１８２の鋭さが減少するにつれて増加し得る。

【０２６４】

特定の例では、電動モータ４３３０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４３３０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４３１２は、電動モータ４３３０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４３３０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４３１２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ることができる。

10

【０２６５】

特定の例では、図８６に示されるように、プロセッサ４３１４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と通信することができる。特定の例では、プロセッサ４３１４はフィードバックシステム１１２０を用いて、例えば、電動モータ４３３０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４３１４は発射ロックアウトメカニズム１１２２を用いて、例えば、電動モータ４３３０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１８２の前進を防止してもよい。

20

【０２６６】

様々な例では、コントローラ４３１２は、アルゴリズムを利用して、電動モータ４３３０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４３３０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

【０２６７】

図８７を参照すると、外科用器具１０の切刃１８２の鋭さを評価するための方法４５００が示され、切刃１８２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４３１２などのコントローラを、図８５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１０は、ロードセル４３３４（図８６）を含んでもよく、図８４に示されるように、コントローラ４３１２は、ロードセル４３３４と通信していてもよい。特定の例では、ロードセル４３３４は、例えば発射バー１７２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４３１２は、ロードセル４３３４を用いて、発射行程の間に切刃１８２を前進させる際に切刃１８２に加えられる力（ F_x ）を監視してもよい。

40

【０２６８】

したがって、ナイフの発射が開始されると（４５０２）、システムは、力 F_x を感知することにより、ナイフの切刃１８２の鈍りをチェックする（４５０４）。感知された力 F

50

xは閾値力F₁と比較され、感知された力F_xが閾値力F₁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F₁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F₁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F₂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F₂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F₂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、アンビルと顎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知し(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T₁と第2の組織厚さ閾値T₂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F₁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T₂と第3の組織厚さ閾値T₃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F₂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T₁と第2の組織厚さ閾値T₂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F₁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T₂と第3の組織厚さ閾値T₃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F₂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の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

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包含される組織厚さ (T_x) を含む、捕捉された組織を横切す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。

【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」と結論付けてもよい。

【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。

【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もよい。

【 0 2 7 6 】

図 8 8 に記載される方法 4 6 0 0 は、例えば、切刃 1 8 2 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 4 3 1 3 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 4 3 1 2 は、例えば、フィードバックシステム 1 1 2 0 を通して、切刃 1 8 2 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 4 3 1 2 は、例えば、切刃 1 8 2 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 1 1 2 2 を用いて切刃 1 8 2 の前進を阻止してもよい。特定の例では、コントローラ 4 3 1 2 は、フィードバックシステム 1 1 2 0 を用いて、例えば、発射ロックアウトメカニズム 1 1 2 2 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

【 0 2 7 7 】

図 9 0、9 1 は、例えばモータ駆動の外科用器具 4 4 0 0 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 4 4 0 0 は、例えば、より詳細に上述した図 1 の外科用器具 1 0 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 4 4 0 0 は、ハウジング 1 2 と、ハンドル組立体 1 4 と、閉鎖トリガ 3 2 と、交換式シャフト組立体 2 0 0 と、エンドエフェクタ 3 0 0 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 1 0 と共通している、外科用器具 4 4 0 0 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。

20

【 0 2 7 8 】

やはり図 9 0、9 1 を参照すると、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 4 4 0 0 の複数のモータは、個々に起動して、エンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、1 5)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 2 0 0 (図 1)を通して、エンドエフェクタ 3 0 0 に伝達することができる。

30

【 0 2 7 9 】

特定の例では、図 9 1 に示されるように、外科用器具 4 4 0 0 は、発射モータ 4 4 0 2 を含んでもよい。発射モータ 4 4 0 2 は、発射モータ 4 4 0 2 によって生成された発射運動をエンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、1 4)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 4 4 0 4 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 4 4 0 2 によって生成される発射運動によって、例えば、ステーブル 1 9 1 を外科用ステーブルカートリッジ 3 0 4 から、エンドエフェクタ 3 0 0 によって捕捉された組織内へと配備し、かつ/又は切刃 1 8 2 を前進させて、捕捉された組織を切断してもよい。

【 0 2 8 0 】

特定の例では、図 9 1 に示されるように、外科用器具 4 4 0 0 は、例えば関節モータ 4 4 0 6 を含んでもよい。関節モータ 4 4 0 6 は、関節モータ 4 4 0 6 によって生成された関節運動をエンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、1 4)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 4 4 0 8 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 3 0 0 が交換式シャフト組立体 2 0 0 (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 4 4 0 0 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 3 0 0 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 3 0 0 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 4 4 0 0 は、外科用器具 4 4 0 0 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、複数のステーブル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つとの関係から、外科用器具4400の複数のモータのうち別の1つとの関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に電氣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に電氣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に電氣的に結合されて、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に電氣的に結合されて、例えば、複数のステーブル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

40

【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

50

。

【 0 2 8 5 】

特定の例では、インターフェース 4 4 1 2 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 4 4 1 0 (図 9 0) 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 4 4 1 2 が第 1 の位置から移動されると、共通コントローラ 4 4 1 0 は、第 1 のモータから切り離され、インターフェース 4 4 1 2 が第 2 の位置から移動されると、共通コントローラ 4 4 1 0 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 4 4 1 2 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 4 4 1 0 を、外科用器具 4 4 0 0 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 4 4 0 0 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

【 0 2 8 6 】

少なくとも 1 つの例では、図 9 1 に示されるように、閉鎖トリガ 3 2 は、インターフェース 4 4 1 2 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 4 4 1 2 を遷移させるように構成することができる。図 9 1 に示されるように、閉鎖トリガ 3 2 は、例えば閉鎖行程の間、インターフェース 4 4 1 2 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 3 0 0 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

【 0 2 8 7 】

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 4 4 1 0 を、例えば関節モータ 4 4 0 6 などの第 1 のモータに電氣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 4 4 1 0 を、例えば発射モータ 4 4 0 2 などの第 2 のモータに電氣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 4 4 1 0 を関節モータ 4 4 0 6 と係合させて、ユーザがエンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、1 5) 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 4 4 1 0 は、閉鎖トリガ 3 2 を作動させるまで、関節モータ 4 4 0 6 と係合されたままであってもよい。ユーザが閉鎖トリガ 3 2 を作動させて、所望の位置でエンドエフェクタ 3 0 0 によって組織を捕捉すると、インターフェース 4 4 1 2 を遷移又はシフトして、共通コントローラ 4 4 1 0 を、例えば関節モータ 4 4 0 6 と動作可能に係合した状態から、例えば発射モータ 4 4 0 2 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 4 4 0 2 との動作可能な係合が確立されると、共通コントローラ 4 4 1 0 は、発射モータ 4 4 0 2 を制御してもよく、共通コントローラ 4 4 1 0 は、ユーザ入力に応答して発射モータ 4 4 0 2 を起動して、例えば、複数のステーブル 1 9 1 (図 1 4) を発射し、かつ / 又は切刃 1 8 2 (図 1 4) を前進させてもよい。

30

【 0 2 8 8 】

特定の例では、図 9 1 に示されるように、共通コントローラ 4 4 1 0 は、インターフェース 4 4 1 2 と結合係合するように適合された、複数の電氣的及び / 又は機械的接点 4 4 1 1 を含んでもよい。共通コントローラ 4 4 1 0 を共有する外科用器具 4 4 0 0 の複数のモータはそれぞれ、例えば、インターフェース 4 4 1 2 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氣的及び / 又は機械的接点 4 4 1 3 を備えてもよい。

40

。

【 0 2 8 9 】

様々な例では、外科用器具 4 4 0 0 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 4 4 0 0 のモータのうち 1 つ又は 2 つ以上は、例えば約 2 5 , 0 0 0 R P M の最大回転数を有するブラシ付き D C 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 4 4 0 0 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】

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」)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】

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】

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時、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】

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ーブル191を発射させ、かつ/又は切刃182を前進させてもよい。

【0295】

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る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、1 4) 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、1 4) によって捕捉される組織の厚さを感知することができる、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知することができる、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知することができる。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知することができ、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知することができ、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知することができる。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、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。

【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。

【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。

【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に電氣的に結合された第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に電氣的に結合された第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に電氣的に結合された第3の位置及び/又は状態の間で遷移させるように、複数の位置の間で移動可能であることができる。

【0303】

特定の例では、ユーザが閉鎖トリガ 3 2 を作動させてエンドエフェクタ 3 0 0 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 4 4 5 2 を遷移又はシフトさせて、コントローラ 4 4 5 0 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。

【 0 3 0 4 】

特定の例では、コントローラ 4 4 5 0 は、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 が第 1 の作動位置を超え、第 2 の作動位置に向かって作動すると、コントローラ 4 4 5 0 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 4 4 5 0 は、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 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 4 4 5 0 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 4 4 5 0 は、閉鎖トリガ 3 2 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 3 2 が第 2 の作動位置を超え、第 3 の作動位置に向かって作動すると、コントローラ 4 4 5 0 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 4 4 5 0 は、閉鎖トリガ 3 2 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。

【 0 3 0 5 】

特定の例では、図 9 2 に示されるように、コントローラ 4 4 5 0 は、インターフェース 4 4 5 2 と結合係合するように適合された、複数の電氣的及び / 又は機械的接点 4 4 5 1 を含んでもよい。コントローラ 4 4 5 0 を共有する外科用器具 4 4 0 0 の複数のセンサはそれぞれ、例えば、インターフェース 4 4 5 2 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氣的及び / 又は機械的接点 4 4 5 3 を備えてもよい。

【 0 3 0 6 】

特定の例では、プロセッサ 4 4 2 2 は、センサがインターフェース 4 4 5 2 に結合されている間、コントローラ 4 4 5 0 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 4 4 2 2 は、センサ A がコントローラ 4 4 5 0 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 4 4 2 2 は、センサ B がコントローラ 4 4 5 0 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 4 4 2 2 は、センサ C がコントローラ 4 4 5 0 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 3 0 0 (図 1、1 5) 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 4 4 2 2 は、センサ A、B、及び C の 1 つ又は 2 つ以上からの入力をメモリ 4 4 2 4 に格納してもよい。特定の例では、プロセッサ 4 4 2 2 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。

【 0 3 0 7 】

図 9 3 A 及び 9 3 B は、2 つの発光ダイオード 5 3 1 0 (L E D) を更に備えるステープルカートリッジ 5 3 0 6 を備える、エンドエフェクタ 5 3 0 0 の一態様を示している。図 9 3 A は、カートリッジデッキ 5 3 0 8 のどちらかの側に位置する 1 つの L E D 5 3 1 0 を備えるエンドエフェクタ 5 3 0 0 を示している。図 9 1 B は、1 つの L E D 5 3 1 0 がカートリッジデッキ 5 3 0 8 のどちらかの側に位置する、アンビル 5 3 0 2 が開位置にあるエンドエフェクタ 5 3 0 0 の 3 / 4 角度図を示している。エンドエフェクタ 5 3 0 0 は、上述したエンドエフェクタ 3 0 0 (図 1、1 5) に類似している。エンドエフェクタは、顎部材又は細長いチャネル 5 3 0 4 に枢動可能に結合されたアンビル 5 3 0 2 を備える。細長いチャネル 5 3 0 4 は、ステープルカートリッジ 5 3 0 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 5 3 0 6 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 5 3 0 6 から配備可能である。ステープルカートリッジ 5 3 0 6 は、ステープルカートリッジ 5 3 0 6 の上面、又はカートリッジデッキ 5 3 0 8 上に装着される、2 つの L E D 5 3 1 0 を更に備える。L E D 5 3 1 0 は、アンビル 5 3 0 2 が閉位置にあるときに目に見えるように装着

10

20

30

40

50

される。更に、LED5310は、LED5310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、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ることがある。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（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、ステープ

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ＬＥＤ５３６０を備える。ＬＥＤ５３６０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、ＬＥＤ５３６０は、ＬＥＤ５３６０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ＬＥＤ５３６０が見えるように、同じ数のＬＥＤ５３６０をステーブルカートリッジ５３５６のどちらの側にも装着することができる。ＬＥＤ５３６０は、例示されるように、ステーブルカートリッジ５３５６の近位端付近に装着することができ、又はステーブルカートリッジ５３５６の遠位端に装着されてもよい。

【０３１２】

ＬＥＤ５３６０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。ＬＥＤ５３６０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。ＬＥＤ５３６０は、例えば、囲まれた組織が安定化する速度で後続のＬＥＤ５３６０がそれぞれ光ることにより、ステーブルカートリッジ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ＬＥＤ５３６０を光らせることができる。代替的に、ＬＥＤ５３６０は、ステーブルカートリッジ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、ＬＥＤ５３６０は、Ｌ

【０３１３】

図９５Ａ及び９５Ｂは、複数のＬＥＤ５４１０を更に備えるステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ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ＬＥＤ５４１０を備える。図９３Ｂは、アンビル５３０２が開位置にあり、複数のＬＥＤ５４１０がステーブルカートリッジ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。ステーブルカートリッジ５４０６は、ステーブルカートリッジ５４０６のカートリッジデッキ５４０８上に装着された複数のＬＥＤ５４１０を備え、ＬＥＤ５４１０は、ステーブルカートリッジ５４０６の近位端から遠位端まで連続して配置されている。ＬＥＤ５４１０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ＬＥＤ５４１０が見えるように、同じ数のＬＥＤ５４１０をステーブルカートリッジ５４０６のどちらの側にも装着することができる。

【０３１４】

ＬＥＤ５４１０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。ＬＥＤ５４１０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。ＬＥＤ５４１０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

10

20

30

40

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。

【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を備えてもよい。

【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もよい。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。

【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

10

20

30

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 ~ 17 B 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 25,000 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 Li イオン電池などの電池 12218（又は「電源」若しくは「パワーバック」）がハウジング 12212 に結合されてもよい。

【0320】

20

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ることができ、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、インターフェース 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、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、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11

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と動作可能に係合する。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に動作可能に係合されてもよい。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、零点調整又は校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 d_1 と等価である。換言すれば、 d_1 は、長手方向に移動可能な駆動部材1111に係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 $d_1 + d_2 + \dots + d_n$ 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が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。

【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 ~ 17 B 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 であってもよい。

【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。ブートス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、シュ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

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、ブラケット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、ブラケット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 QFN 16 ピン $4 \times 4 \times 0.85$ 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、エドウィン・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可能である。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得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、単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 ($\sim 600 \mu s$) 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ため、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

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ることができる。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ることができる。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を判定するように構成されることができる。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】

引き続き図 1 0 4 及び図 1 0 5 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、関節及びノ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 1 1 0 2 であり、このモータ 1 1 0 2 は、交換式シャフト組立体の、例えば発射部材 1 0 0 6 及び関節ドライバ 1 0 0 3 0 を操作する。図 1 0 4 及び図 1 0 5 において参照される外的影響 4 2 0 1 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象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 1 1 0 2 に逆らって作用するモータ 4 2 0 2 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 1 0 4 及び図 1 0 5 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。

【 0 3 4 7 】

図 1 0 4 及び図 1 0 5 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 7 1 0 2 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 7 0 0 4 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、測定された応答を十分に利用することが有用とすることができる。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ノ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、及びノ又は誘導抵抗などの特性が考慮される。図 1 0 3 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 1 2 0 0 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。

【 0 3 4 8 】

図 1 0 6 は、本明細書で説明される様々な態様による外科用器具 5 5 0 0 の斜視図を示す。外科用器具 5 5 0 0 は、外科用器具 5 5 0 0 が、ステーブ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ンネルと、細長いチャン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、ステーブルカートリッジに機械的に結合されたナイフと、閉鎖部材及びノ又はナイフに機械的に結合された電動モータと、モータに電氣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氣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 5 5 0 0 はまた、外科用器具 5 5 0 0 が、閉鎖力、発射力、電動モータによって引き込まれる電流、細長いチャン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、細長いチャン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知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 5 5 0 0 はまた、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 の動作を動的に調節する

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 5 5 0 0 は、外科用器具 5 5 0 0 が、以下に記載するように、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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ープル留めし、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 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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 1 0 7 は、様々な態様による、外科用器具 5 5 0 0 の閉鎖運動を制御する方法 1 0 1 0 を示す。プロセスは、閉鎖運動の開始（5 5 1 2）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 5 5 0 0 に存在するセンサは、閉鎖力を感知する／測定する（5 5 1 4）。閉鎖力は、例えば、外科用器具 5 5 0 0 の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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（5 5 1 4）閉鎖力を示す閉鎖力信号を出力する（5 5 1 6）。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（5 5 1 8）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（5 5 1 8）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（5 5 2 0）、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（5 5 1 8）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（5 5 2 0）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（5 5 1 4）閉鎖力を表すデジタル信号である

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。

【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）。

【０３５６】

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。

【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

して、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 が過剰な力を受けないようにしてよい。

【 0 3 5 8 】

曲線 5 5 4 2 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 5 5 0 0 の顎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 5 5 4 2 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 5 5 4 2 は、顎部の開閉時に 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 5 5 4 2 によって表される閉鎖力信号の勾配を判定してよい。

10

【 0 3 5 9 】

様々な態様によると、外科用器具 5 5 0 0 の動作は、曲線 5 5 4 2 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 1 0 8 を参照すると、曲線 5 5 4 2 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 5 5 4 2 の微分係数を取ることに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 5 5 0 0 の動作を制御してよい。例えば、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 4 2 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 5 5 4 2 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 1 0 8 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 1 0 8 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

【 0 3 6 0 】

例えば、図 1 0 8 に示されるグラフ 5 5 4 0 では、時間 $t = 0$ において、顎部は開位置にあり、顎部が受ける閉鎖力 F はない。組織が顎部間に位置付けられると、顎部が閉位置に向かって移動するとき、顎部は組織と接触し、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、顎部が受ける閉鎖力 F は増加し始める。外科用器具 5 5 0 0 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顎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、顎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、顎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

40

【 0 3 6 1 】

顎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、顎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顎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、顎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 5 5 4 2 の部分は、安定な組織状態を示してよい。あるいは、顎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 1 0 8 の期間 t_1 ）が過ぎると、アルゴリズムは、顎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

50

に十分な時間とみなされてよい。

【 0 3 6 2 】

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、顎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 5 5 0 0 の顎部は、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。

【 0 3 6 3 】

図 1 0 8 の例示的なグラフ 5 5 4 0 は、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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 1 0 8 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。

【 0 3 6 4 】

図 1 0 9 は、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 を表す曲線 5 5 5 2、及び外科用器具 5 5 0 0 の様々な態様の、時間 t にわたるナイフ速度 V を表す曲線 5 5 5 4 を示す、例示的なグラフ 5 5 5 0 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 5 5 5 2 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 5 5 5 4 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 1 0 9 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、ステー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。

【 0 3 6 5 】

曲線 5 5 5 2、5 5 5 4 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 1 0 9 の例示的なグラフ 5 5 5 0 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。

【 0 3 6 6 】

以下で更に詳細に説明するように（例えば、図 1 1 0 を参照）、様々な態様では、外科用器具 5 5 0 0 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。

【0367】

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、ステーブルは、組織を通り、アンビルに接して、ステーブ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の列のステーブルがステーブ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の列のステーブルがステーブ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の列のステーブルは、組織を通して駆動されず、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の列のステーブルは、組織の最厚部よりも薄い組織の部分を通して、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の列のステーブルは、（別のステーブルカートリッジからのステーブルで）以前にステーブル留めされた組織の部分を通して駆動され、したがって、2重にステーブル留めされた組織の当該部分をもたらす。

【0368】

第1の列のステーブ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の列のステーブ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の列のステーブルがステーブ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の列のステーブルは、組織を通して駆動されず、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の列のステーブルは、第1のステーブ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）組織の部分を通して、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の列のステーブルは、（別のステーブルカートリッジからのステーブルで）既にステーブル留めされた組織の部分を通して駆動され、したがって、2重にステーブル留めされた組織の該当部分をもたらす。

【0369】

第2の列のステーブ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の列のステーブ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の列のステーブルがステーブ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の列のステーブルは、組織を通して駆動されず、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の列のステーブルは、第2のステーブ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）組織の部分を通して、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の列のステーブルは、（別のステーブルカートリッジからのステーブルで）既にステーブル留めされた組織の部分を通して駆動され、したがって、2重にステーブル留めされた組織の該当部分をもたらす。

【0370】

第3の列のステーブ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

列のステープルが駆動されて発射力 F が第 4 の最大値 5 5 6 2 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 1 0 9 に示される例示的なグラフ 5 5 5 0 では、第 4 の最大値 5 5 6 2 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。

【 0 3 7 1 】

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 1 0 9 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ン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して駆動され得る、最後の 3 列のステープルは、組織のより薄い部分を通して駆動され得る、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。

【 0 3 7 2 】

図 1 0 9 の例示的なグラフ 5 5 5 0 は、外科用器具 5 5 0 0 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 5 5 0 0 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。

【 0 3 7 3 】

図 1 1 0 は、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 F 及びナイフ位置 X を示す曲線 5 5 7 2 を表す、例示的なグラフ 5 5 7 0 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 5 5 0 0 のエンドエフェクタ 3 0 0 の下顎部 3 0 2 に位置するカートリッジ 3 0 4 内のナイフチャンネルに沿って 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 5 5 7 4 は、外科用器具 5 5 0 0 のエンドエフェクタ 3 0 0 部分の顎部 3 0 6、3 0 2 に位置する組織を通し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。

【 0 3 7 4 】

したがって、曲線 5 5 7 2 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 5 5 7 2 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 5 5 7 0 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 5 5 0 0 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。

【0375】

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。

【0376】

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、正值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值を有し、

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。

【0377】

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で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 （正值）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）によって表される勾配の値は、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。

【0378】

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 1 1 0 を参照すると、例えば、外科用器具 5 5 0 0 のアルゴリズムは、第 1 及び第 2 のパラメータ（例えば、図 1 1 0 の $F 3 / t 3$ 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 $F 4 / t 4$ 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 1 1 0 に示される $F 3 / t 3$ によって示される勾配の値（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 1 1 0 に示される $F 4 / t 4$ 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 1 0 7 に示される、様々な態様による外科用器具 5 5 0 0 の閉鎖運動を制御する方法 1 0 1 0 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。

10

【 0 3 7 9 】

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 1 1 0 を参照すると、他のパラメータとしては、例えば、図 1 1 0 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 1 1 0 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 1 1 0 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 1 1 0 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 5 5 0 0 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。

20

【 0 3 8 0 】

図 1 1 0 に示される例示的なグラフ 5 5 7 0 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 5 5 0 0 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ブル（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ブルを表す。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ブルを表し、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、全てのステーブルが発射されている。

30

40

【 0 3 8 1 】

図 1 1 0 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。

【 0 3 8 2 】

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 N 又はナイフ位置 X を、図 1 0 3 及び 1 0 4 に示される発射力 F 、ナイ

50

フ速度 V 、及びノ又はナイフ位置 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。

【0383】

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、ナイフ及びノ又は発射バー）が受ける力、及びノ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、及びノ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

【0384】

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、及びノ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、及びノ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

【0385】

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ノ値を含む）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、及びノ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

【0386】

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 F_1 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 5 5 0 0 の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5 5 0 0 の顎部（例えば、アンビル及び／又は細長いチャンネル）が受ける力、外科用器具 5 5 0 0 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、細長いチャンネル上、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】

曲線 5 6 9 4 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 5 6 9 4 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 5 5 0 0 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】

図 1 1 2 の例示的なグラフ 5 6 9 0 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 5 6 9 6 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 5 6 9 8 に達するまで減少する。

【0396】

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 1 1 2 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 1 1 2 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 5 6 9 0 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 1 1 2 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 5 6 9 0 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。

【0398】

図 1 1 3、1 1 4 は、外科用器具 5 5 0 0 の方向センサ 5 5 9 0 の様々な態様を示す。様々な態様によると、外科用器具 5 5 0 0 の制御回路は、ステープルカートリッジが細長いチャン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 5 5 9 0 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 1 6 A ~ 1 7 B 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 5

10

20

30

40

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氣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氣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知し、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。集散的に、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、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、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】

図 1 1 5 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 5 7 0 0 の斜視図を示す。外科用器具 5 7 0 0 は外科用器具 5 5 0 0 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ンネルと、細長いチャン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、モータに電氣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氣的に結合された制御回路とを含む。外科用器具 5 7 0 0 はまた、外科用器具 5 7 0 0 が、閉鎖力、発射力、電動モータによって引き込まれる電流、細長いチャン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、細長いチャン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知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 5 5 0 0 に類似している。外科用器具 5 7 0 0 はまた、外科用器具 5 7 0 0 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 5 7 0 0 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 5 5 0 0 に類似している。しかしながら、外科用器具 5 7 0 0 は、外科用器具 5 7 0 0 が、以下に記載するように、外科用器具 5 7 0 0 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 5 5 0 0 と異なる。

【 0 4 0 3 】

特定の状況では、外科用器具 5 7 0 0 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 5 7 0 0 は、発射力の振幅が既定の閾値に達する、又はそれを越える前に、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。

【 0 4 0 4 】

図 1 1 6 は、1 つ又は 2 つ以上の態様による、外科用器具 5 7 0 0 の発射運動の制御方法 5 7 1 0 を示す。プロセスは、発射運動の開始（5 7 1 2）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 5 7 0 0 に存在するセンサは、発射力を感知する / 測定する（5 7 1 4）。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。

【 0 4 0 5 】

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（5 7 1 4）発射力を示す発射力信号を出力する（5 7 1 6）。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（5 7 1 8）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（5 7 1 8）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（5 7 2 0）、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（5 7 1 8）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（5 7 2 0）は不要であるためである。

【 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、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、又はそれを越えた場合、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、又はそれを越える前に、既定の閾値に達する、又はそれを越えると、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、又はそれを越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、又はそれを越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、又はそれを越える（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、又はそれを越える前に、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、又はそれを越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、又はそれを越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、又はそれを越えたときに、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 1 1 7 に示される）に再び達する、又はそれを越える。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、又はそれを越えることだけで、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 1 1 7 に示される振幅 F c r i t ）に達する、又はそれを越えることだけで、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、又はそれを越えること、及び既定の振幅閾値に達する、又はそれを越えることの組み合わせは、制御アルゴリズムが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 1 1 7 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、又はそれを越え、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、又はそれを越えるとき、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。

【 0 4 1 5 】

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 1 0 % 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 1 1 7 に示される 1 0 % 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 5 7 4 2 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 1 1 7 の右端側に示されるように、0 まで減少する。

【 0 4 1 6 】

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、又はそれを越え、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、又はそれを越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、又はそれを越えていないかのように、外科用器具 5 7 0 0 の動作の続行を許可してよい。

【 0 4 1 7 】

図 1 1 8 は、外科用器具 5 7 0 0 の様々な態様の、時間 t にわたる発射力 F を表す曲線 5 7 5 2 を示す、例示的なグラフ 5 7 5 0 を示す。曲線 5 7 5 2 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 5 7 5 0 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 5 7 0 0 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。

【 0 4 1 8 】

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。

【 0 4 1 9 】

図 1 1 8 の例示的なグラフ 5 7 5 0 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 の列のステーブルがステーブルカートリッジから駆動されるときに第 1 の最大値 5 7 5 4 に達する。第 1 の列のステーブ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。

【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。

【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よい。

【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 FC 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 FF 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 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 FF を表す曲線 5774 を示す、例示的なグラフ 5770 を示す。閉鎖力 FC は「左」縦軸に沿って示され、発射力 FF 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 FC 及び発射力 FF 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 FC の閾値力 F_{crit} の振幅は、発射力 FF 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。

【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 FC は、外科用器具 5700 の顎部間にクランプされた組織が受ける力、外科用器具 5700 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、

10

20

30

40

50

外科用器具 5 7 0 0 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、アンピル上、細長いチャンネル上、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。

【 0 4 2 6 】

曲線 5 7 7 4 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 1 0 9 の曲線 5 7 5 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 7 7 4 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 5 7 0 0 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。

【 0 4 2 7 】

図 1 1 0 の例示的なグラフ 5 7 7 0 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 の列のステーブルがステーブルカートリッジから駆動されるときに第 1 の最大値 5 7 7 6 に達する。第 1 の列のステーブ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 の列のステーブルが駆動されて発射力 F_F が第 2 の最大値 5 7 7 8 に達するまで減少する。

【 0 4 2 8 】

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 1 1 7 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 1 1 7 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。

【 0 4 2 9 】

例示的なグラフ 5 7 7 0 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 1 0 % 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 1 1 7 に示される 1 0 % 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。

【 0 4 3 0 】

例示的なグラフ 5 7 7 0 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 1 1 7 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 1 1 7 の右端側に示されるように、0 まで減少する。

【 0 4 3 1 】

図 1 2 0 は、外科用器具 5 7 0 0 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 5 7 6 2、外科用器具 5 7 0 0 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 5 7 0 0 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 5 7 6 4 を示す、例示的なグラフ 5 7 6 0 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 5 7 0 0 のエンドエフェクタ 3 0 0 の下顎部 3 0 2 に位置するカートリッジ 3 0 4 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 1 2 0 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。

【 0 4 3 2 】

したがって、曲線 5 7 6 2 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 5 7 6 4 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 5 7 6 2、5 7 6 4 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 5 5 0 0 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。

【 0 4 3 3 】

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。

【 0 4 3 4 】

例示的なグラフ 5 7 6 4 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 1 2 0 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 5 7 6 2 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。

【 0 4 3 5 】

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 1 2 0 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 t_2 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

30

【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。

【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

50

ダムアクセスメモリを形成する)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・電氣的設備)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(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、デジタル信号プロセッサ(DSP)、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/若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれる。

【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、配布を実際に行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(CD)、デジタルビデオディスク(DVD)、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ابلカートリッジを支持するように構成された細長いチャンネルと、

前記細長いチャンネルに枢動可能に接続されたアンビルと、

前記ステابل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氣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、
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のセンサに電氣的に接続され、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む、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、
ステーブ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ンネルと、
前記ステーブ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氣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、前記ステーブルカートリッジの近位端と
前記ステーブ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のセンサに電氣的に接続されたコントローラと、を備え、前記コント

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。

【 0 4 4 6 】

(1 1) 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 1 0 に記載の外科用器具。

(1 2) 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
、実施態様 9 に記載の外科用器具。 10

(1 3) 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 1 2 に記載の外科用器具。

(1 4) 外科用器具であって、

ステーブ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ンネルと、

前記細長いチャンネルに枢動可能に接続されたアンビルと、

前記ステーブ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。

(1 5) 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 1 4 に記載の外科用器具。 30

【 0 4 4 7 】

(1 6) 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 1 5 に記載の外科用器具。
。 40

(1 7) 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 のセンサに電氣的に接続されたコントローラと、を含む、実施態様 1 4 に記載の外科用器具。

(1 8) 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 1 7 に記載の外科用器具。

(1 9) 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 1 8 に記載の外科用器具。

(2 0) 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 1 9 に記載の外科用器具。 50

【図 1】

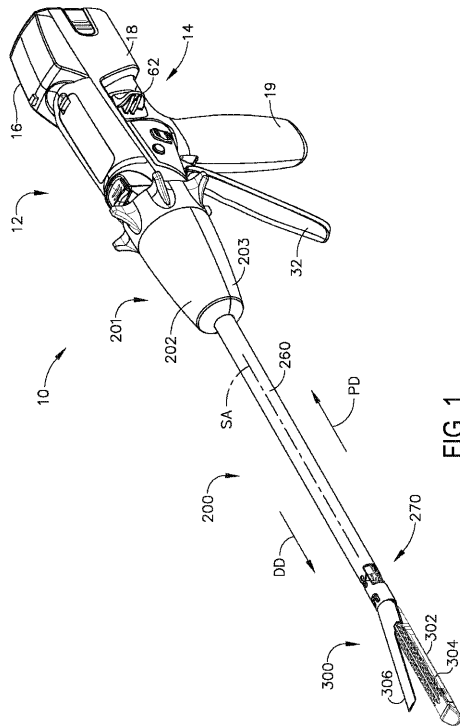


FIG. 1

【図 2】

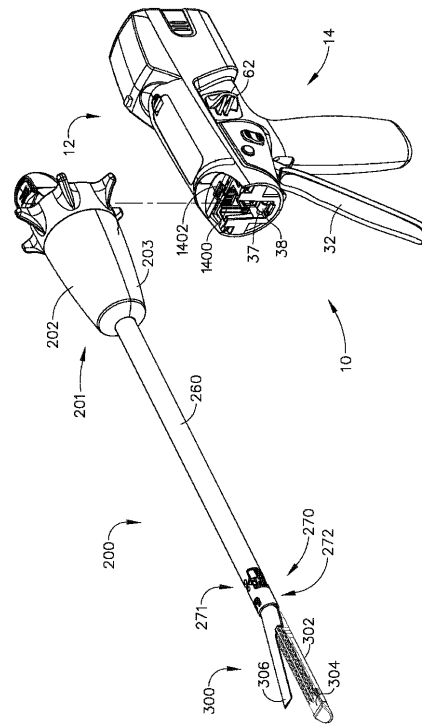


FIG. 2

【図 3】

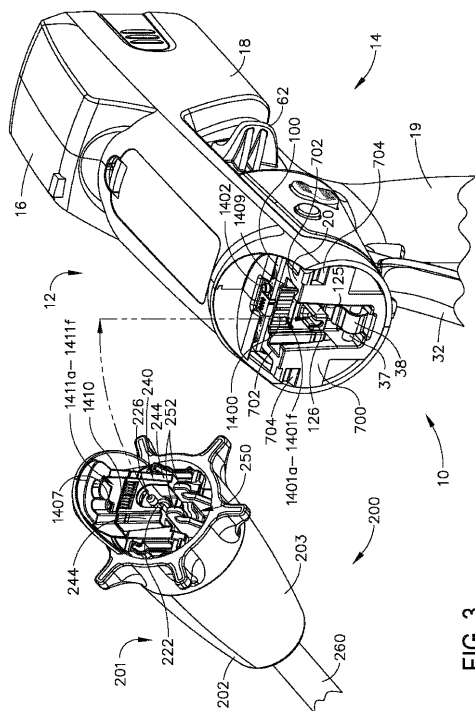


FIG. 3

【図 4】

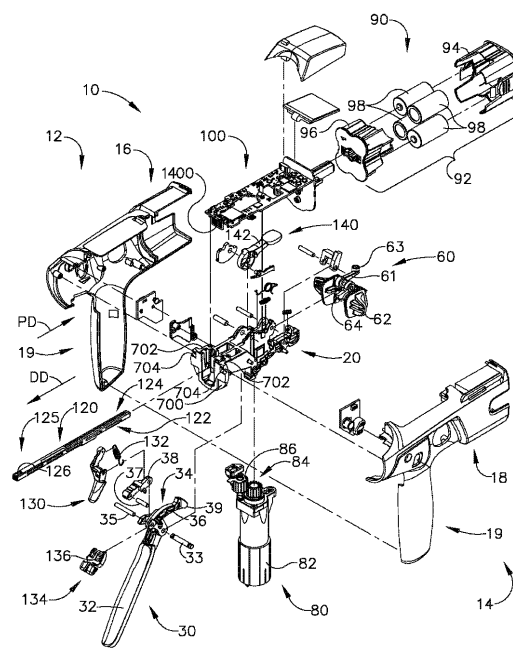


FIG. 4

【図 5】

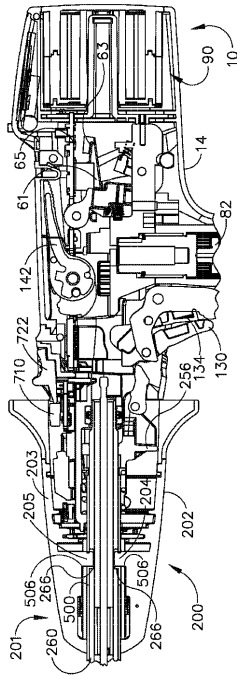


FIG. 5

【図 6】

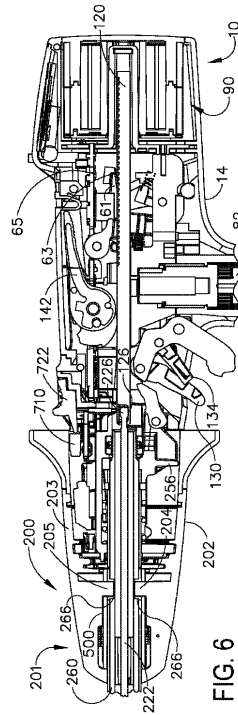


FIG. 6

【図 7】

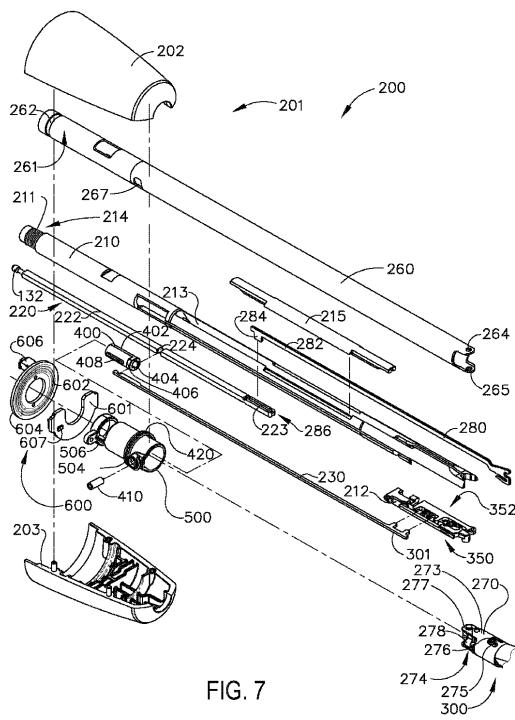


FIG. 7

【図 8】

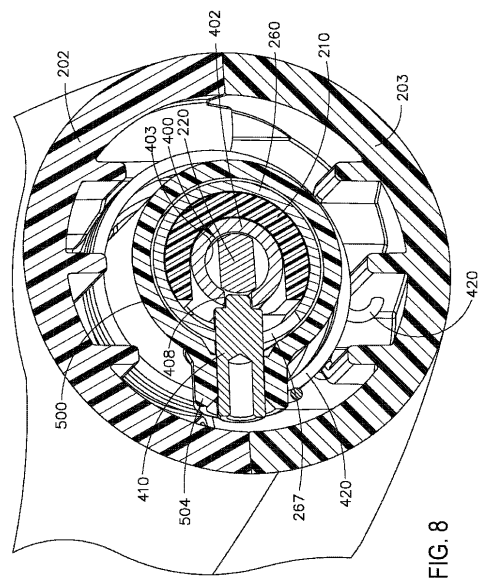
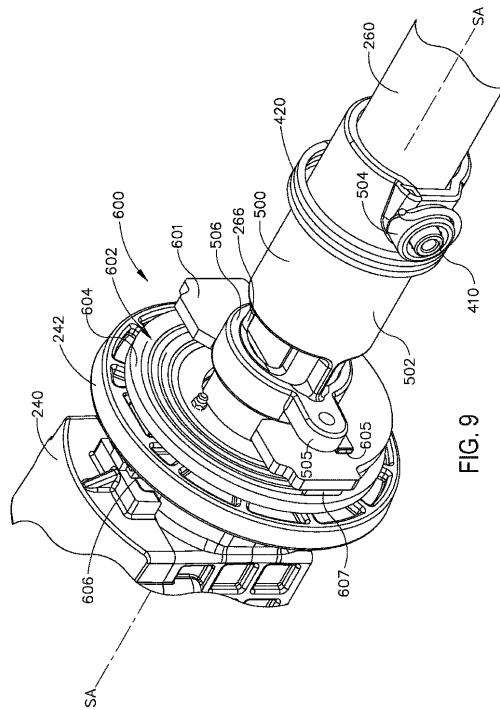
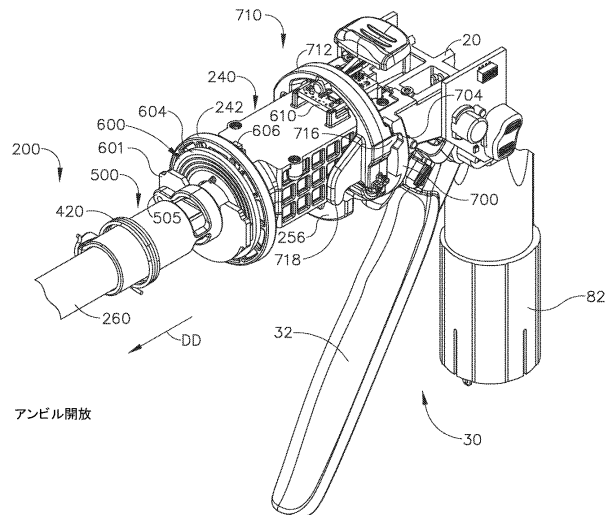


FIG. 8

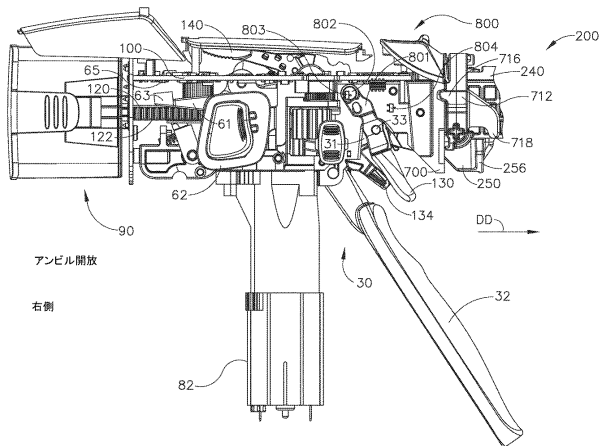
【図 9】



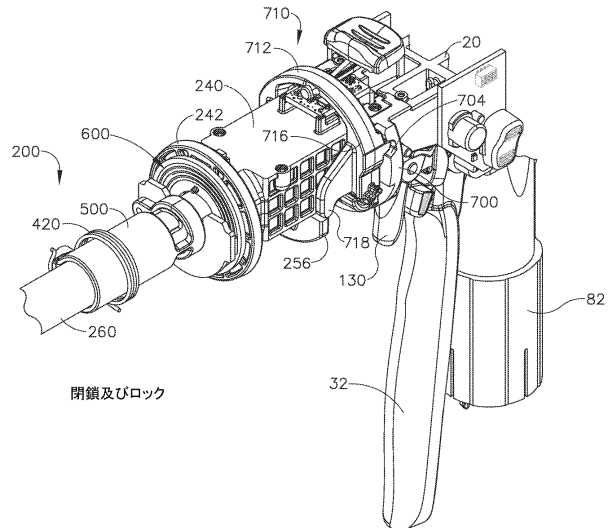
【図 10】



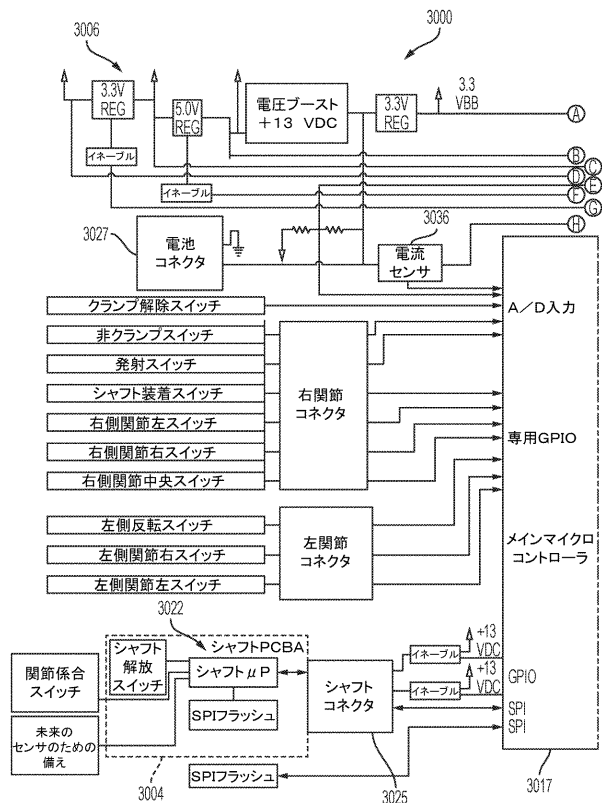
【図 11】



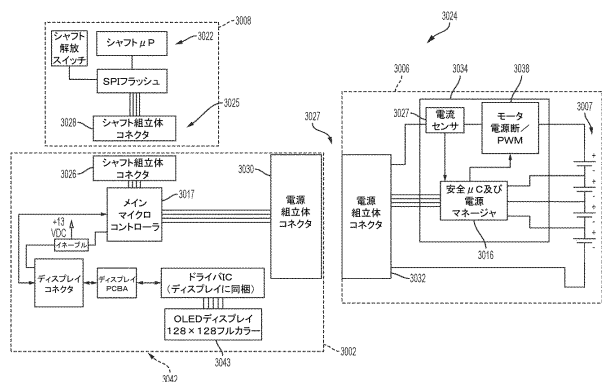
【図 12】



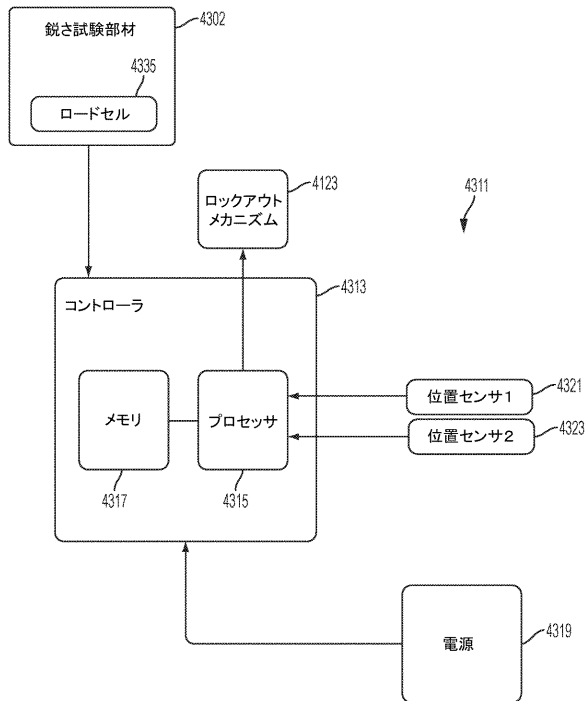
【 図 1 7 A 】



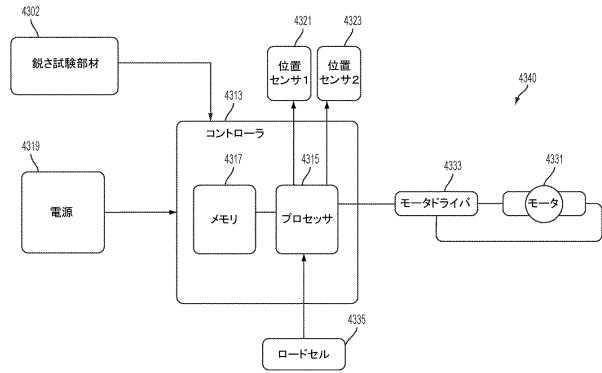
【 圖 1 8 】



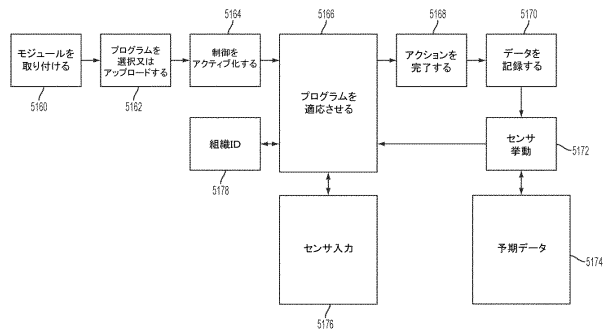
【図 19】



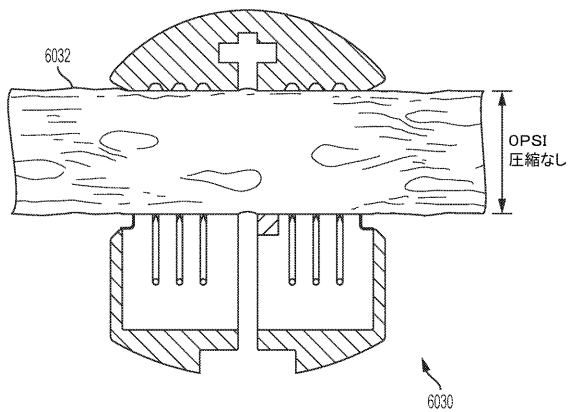
【図 20】



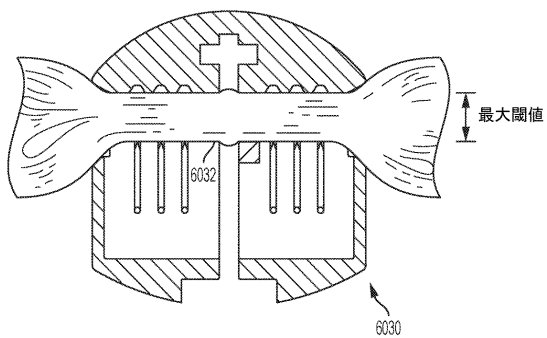
【図 21】



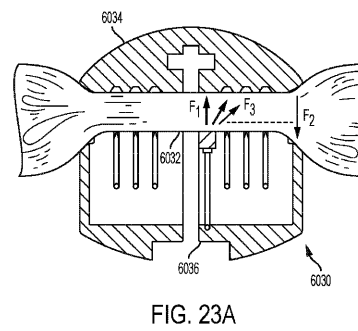
【図 22 A】



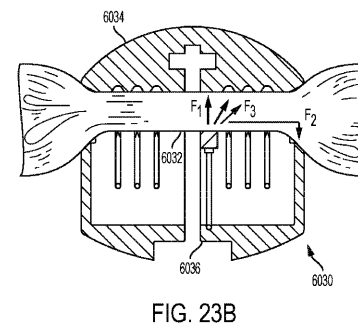
【図 22 B】



【図 23 A】



【図 23 B】



【図 24】

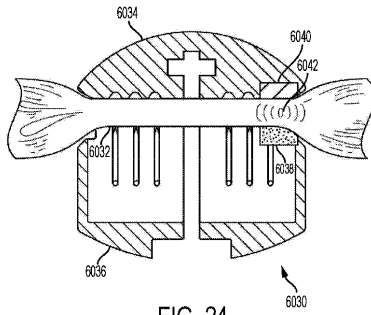


FIG. 24

【図 26】

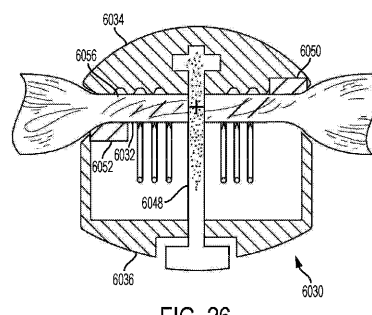


FIG. 26

【図 25】

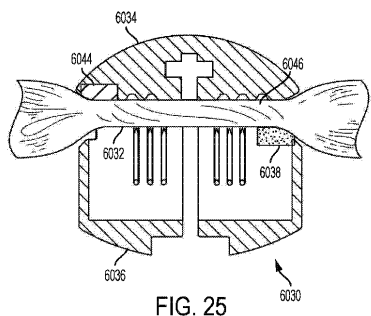


FIG. 25

【図 27】

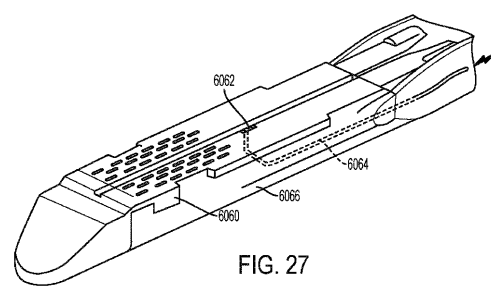


FIG. 27

【図 28】

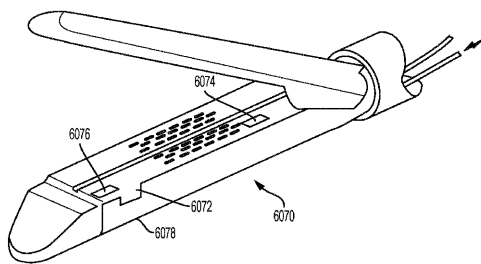


FIG. 28

【図 30】

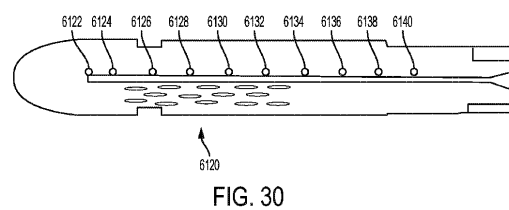


FIG. 30

【図 29】

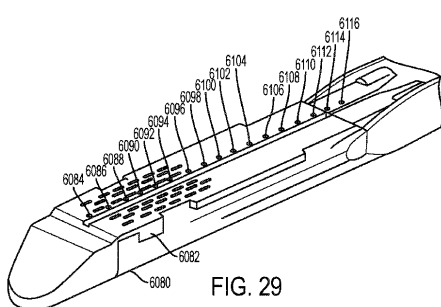


FIG. 29

【図 31】

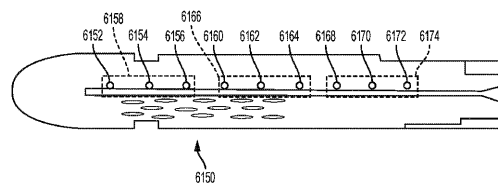


FIG. 31

【図 3 2】

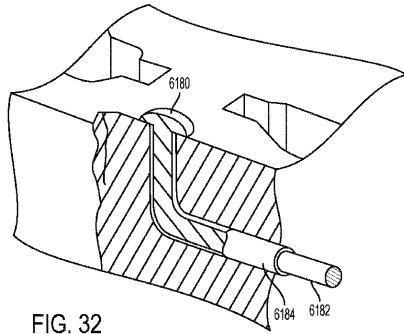


FIG. 32

【図 3 4】

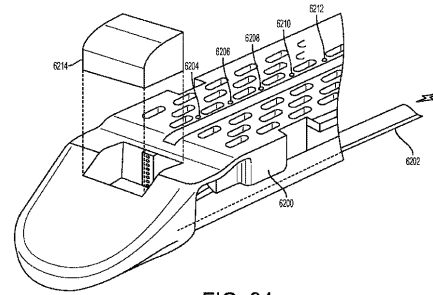


FIG. 34

【図 3 3】

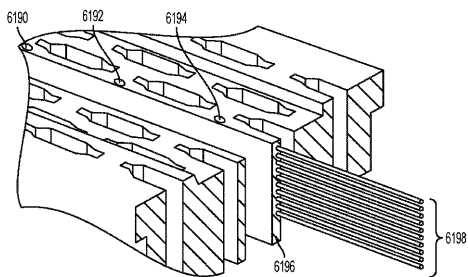
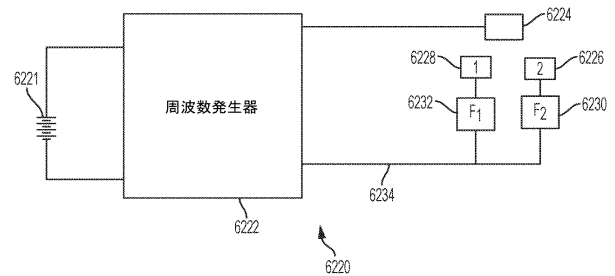
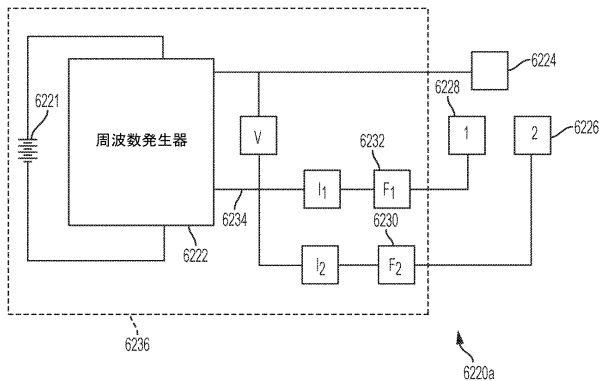


FIG. 33

【図 3 5】



【図 3 6】



【図 3 8】

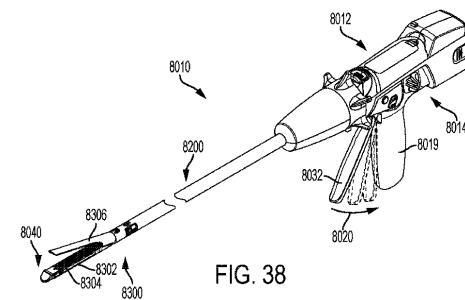
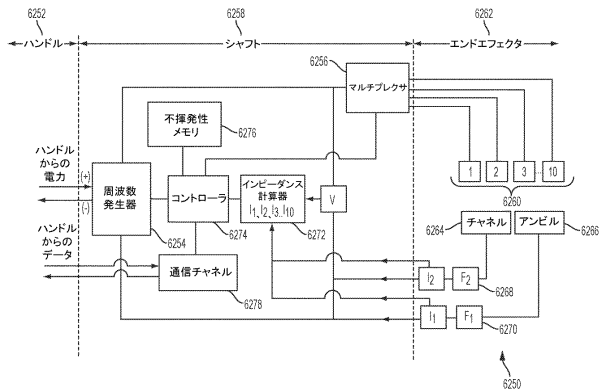


FIG. 38

【図 3 7】



【図 3 9】

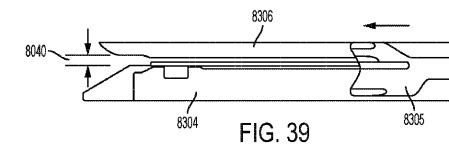


FIG. 39

【図 4 0】

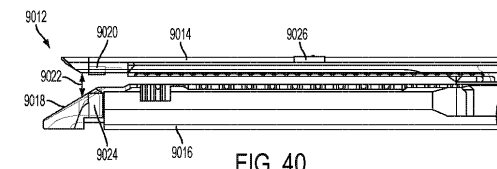
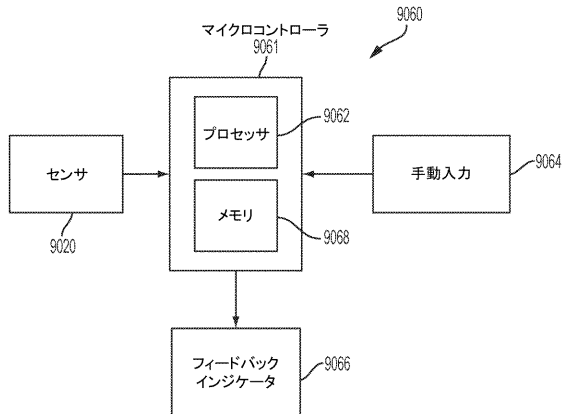
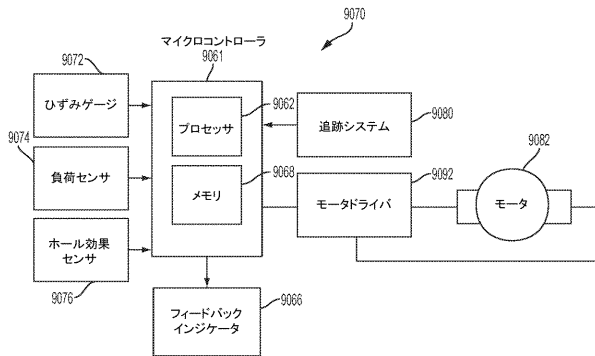


FIG. 40

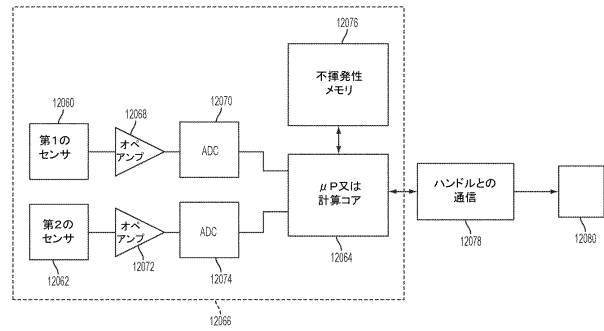
【図 4 1】



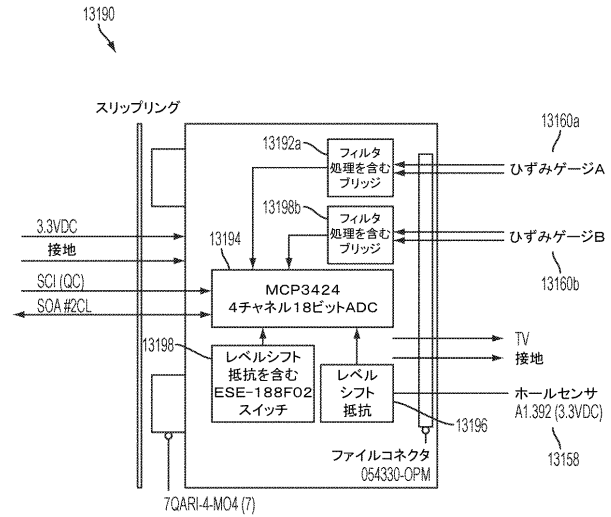
【図 4 2】



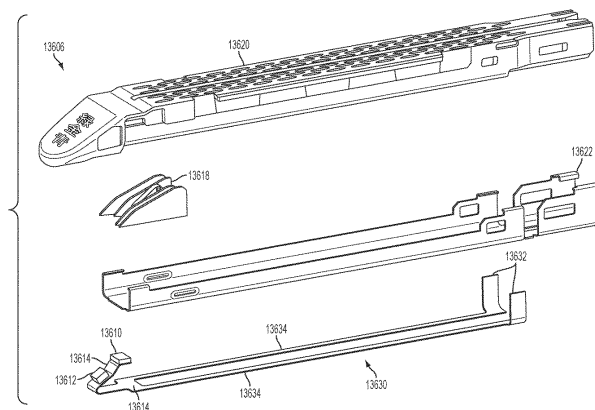
【図 4 3】



【図 4 4】



【図 4 5】



【図 4 6】

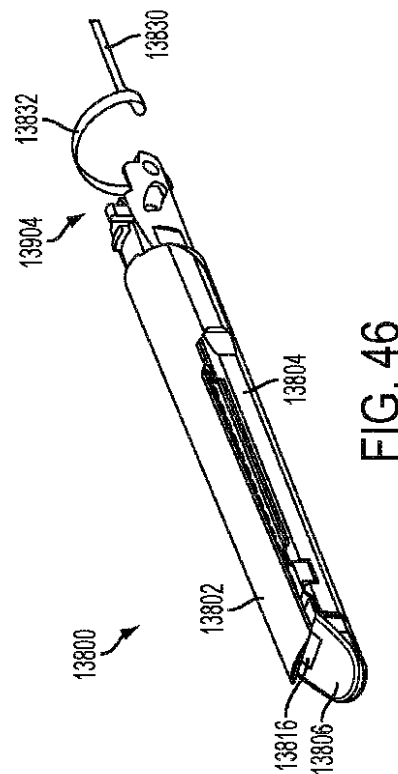


FIG. 46

【 図 4 7 】

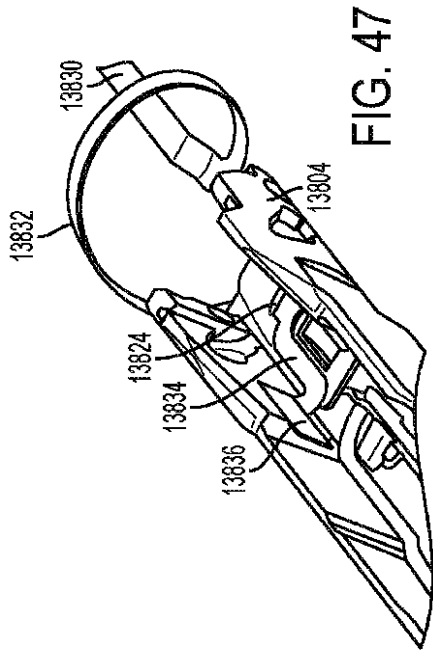


FIG. 47

【 図 4 8 】

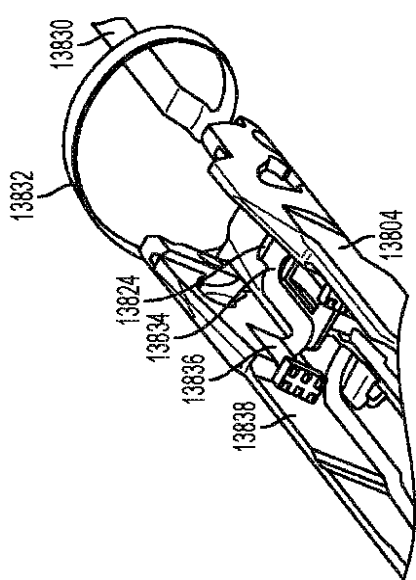


FIG. 48

【 図 4 9 】

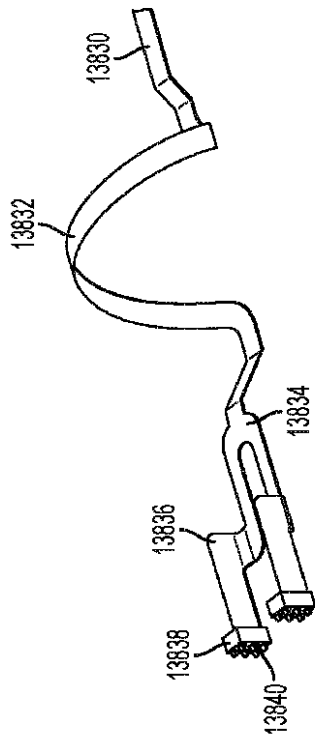


FIG. 49

【 図 5 0 】

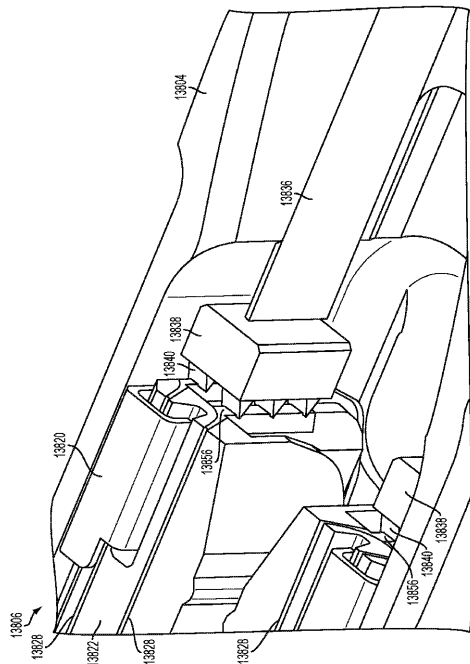


FIG. 50

【図 5 1】

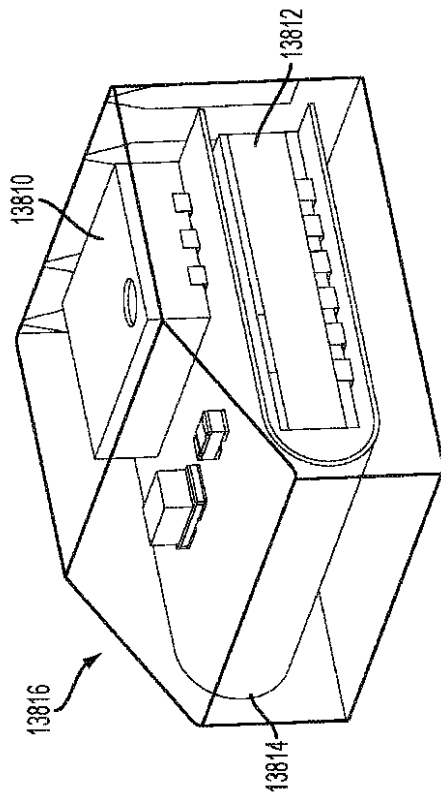


FIG. 51

【図 5 2】

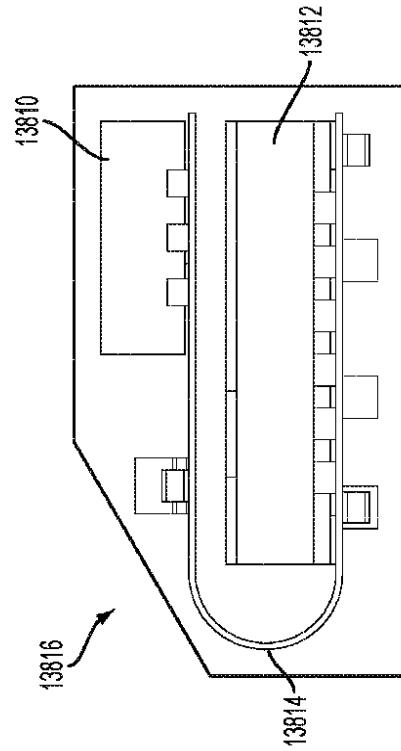


FIG. 52

【図 5 3】

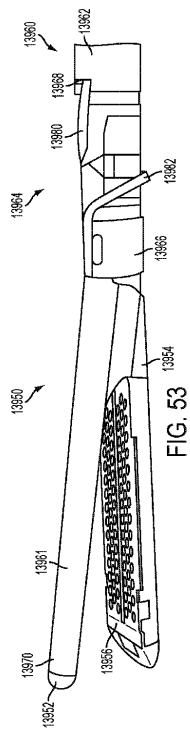


FIG. 53

【図 5 4】

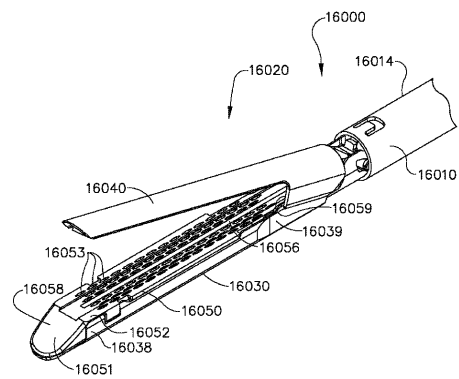


FIG. 54

【図 55】

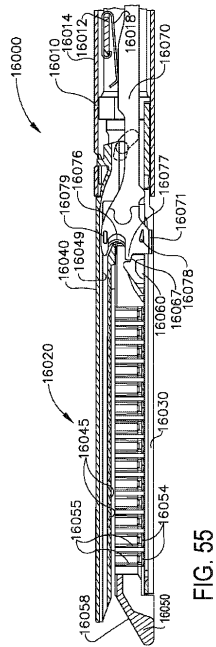


FIG. 55

【図 56】

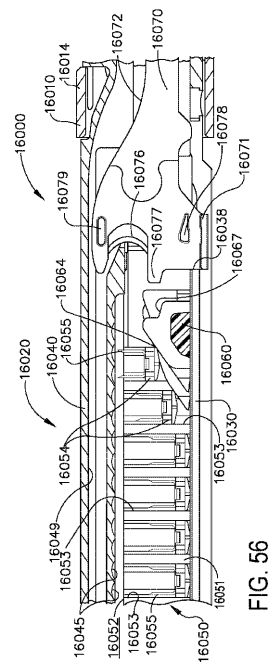


FIG. 56

【図 57】

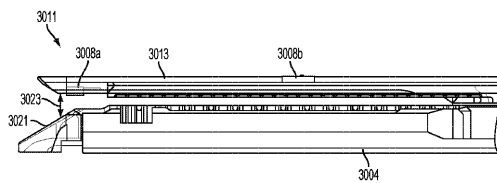
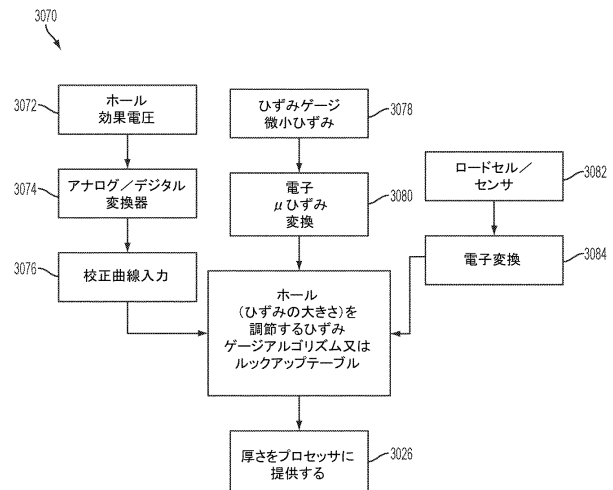
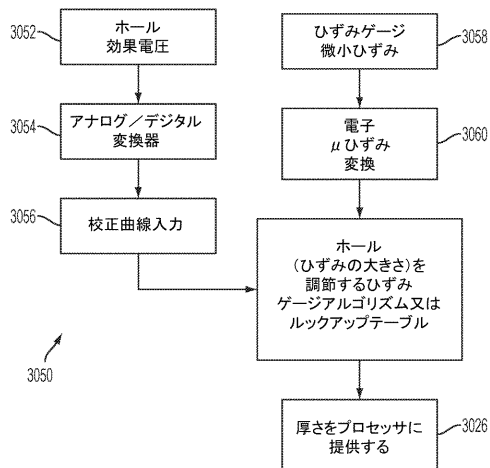


FIG. 57

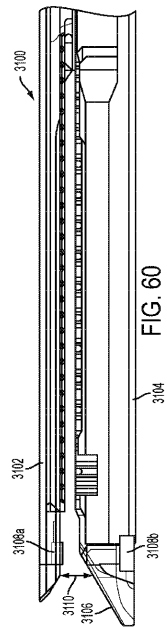
【図 59】



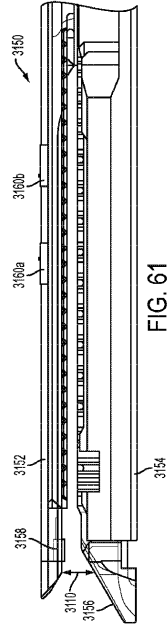
【図 58】



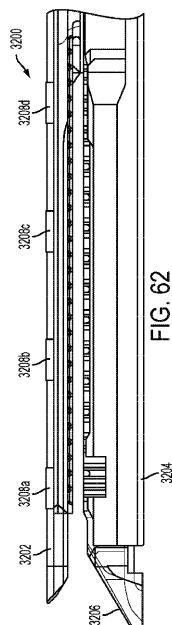
【図 60】



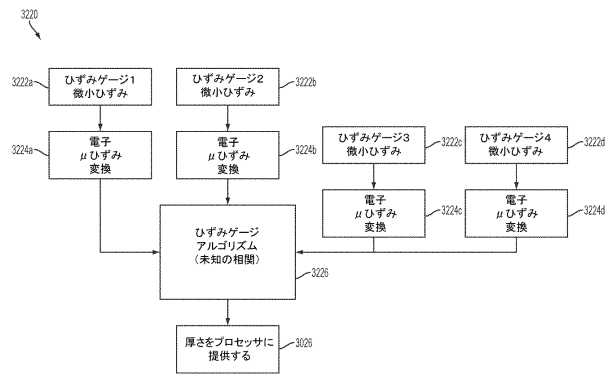
【図 61】



【図 62】



【図 63】



【図 64】

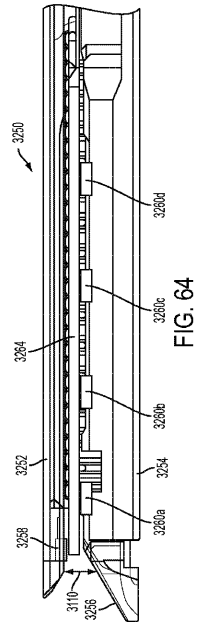


FIG. 64

【図 65】

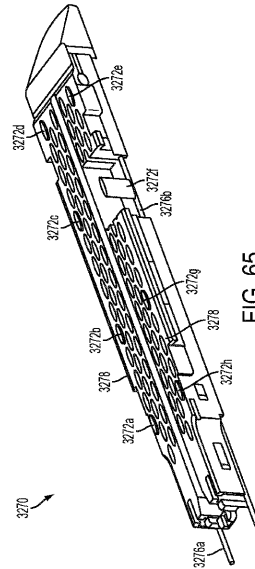
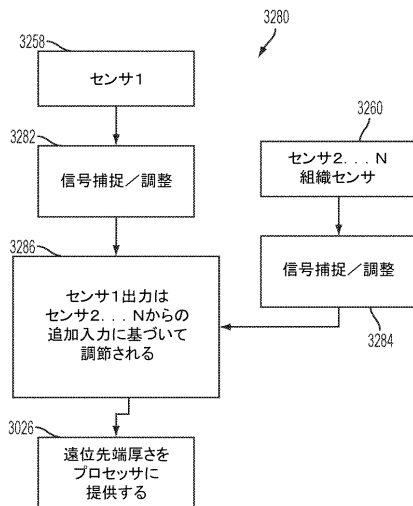


FIG. 65

【図 66】



【図 67】

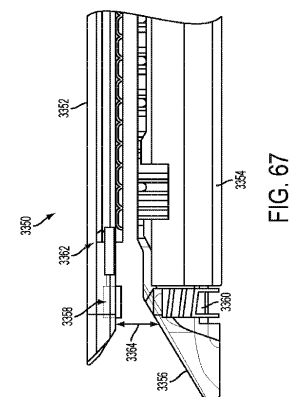
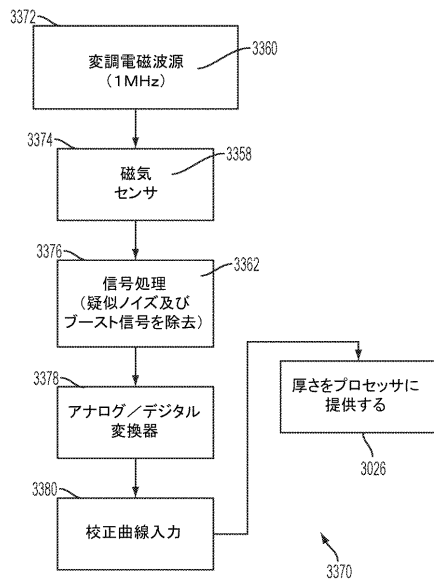


FIG. 67

【図 68】



【図 69 A】

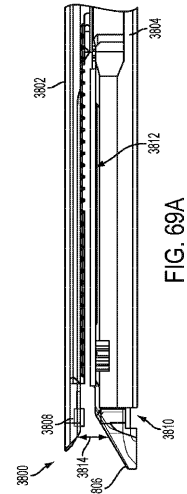


FIG. 69A

【図 69 B】

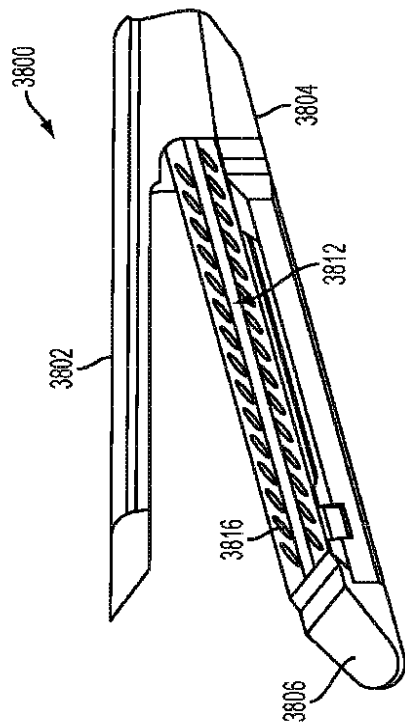


FIG. 69B

【図 70】

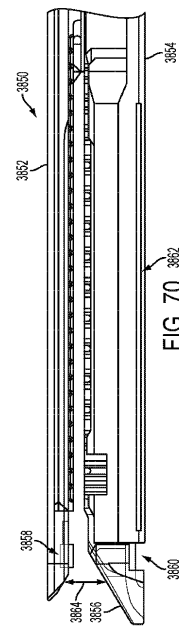
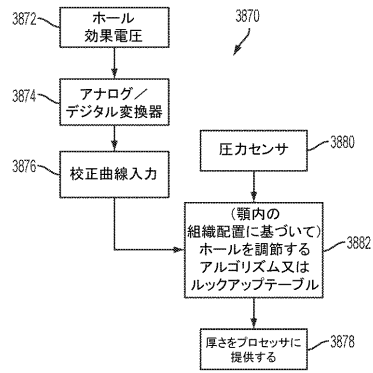


FIG. 70

【図 7 1】



【図 7 2】

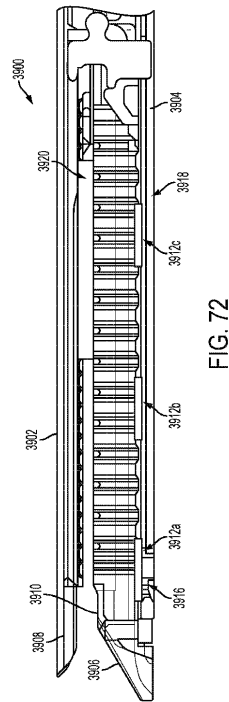


FIG. 72

【図 7 3 A】

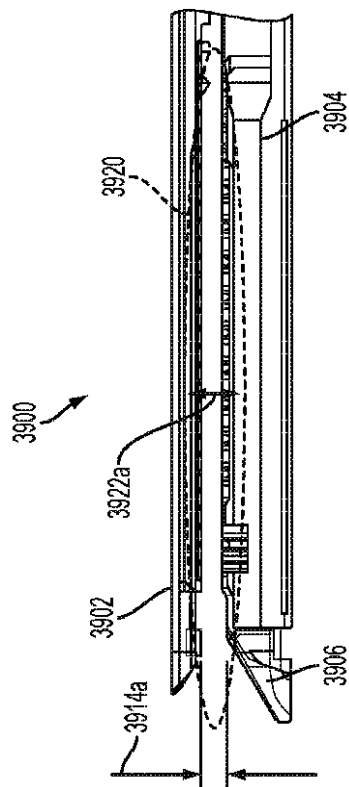


FIG. 73A

【図 7 3 B】

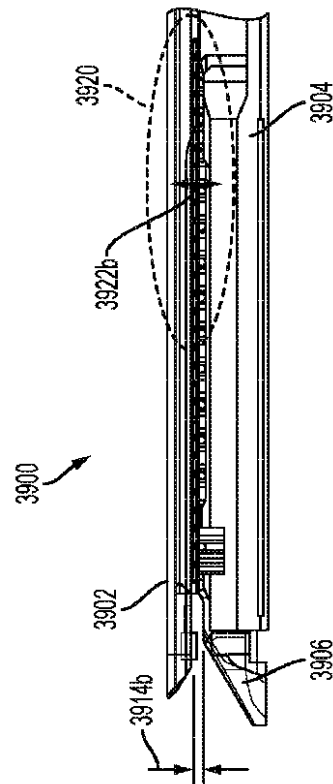


FIG. 73B

【 図 7 4 】

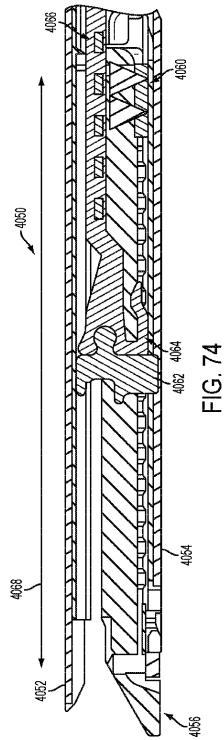


FIG. 74

【圖 7 5】

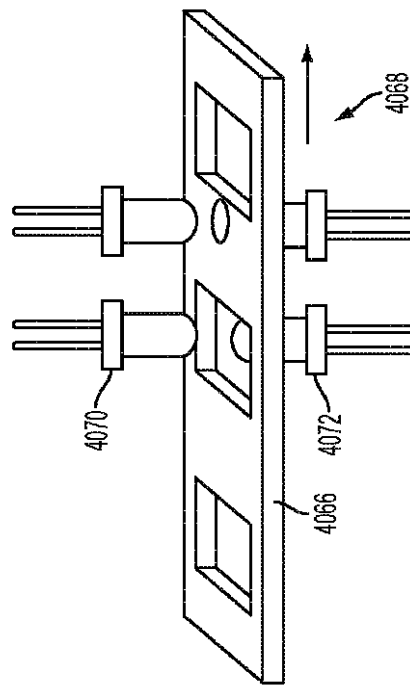


FIG. 75

【 図 7 6 】

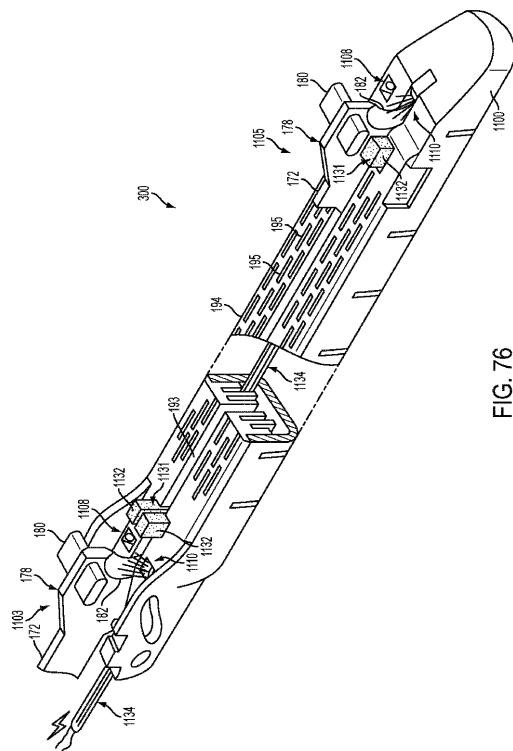


FIG. 76

【 圖 7 7 】

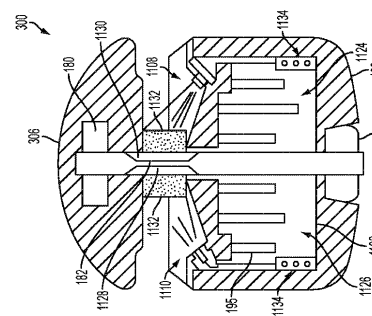


FIG. 77

【圖 7 8】

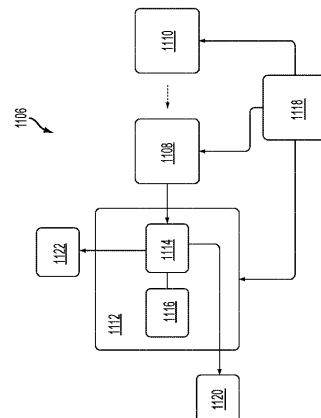
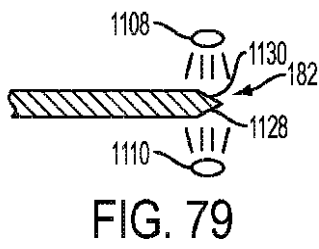
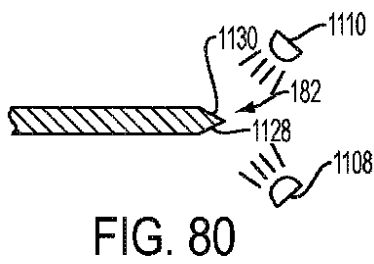


FIG. 78

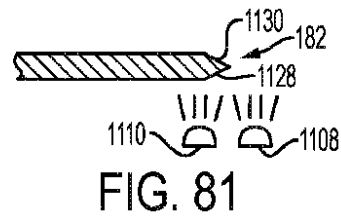
【図 79】



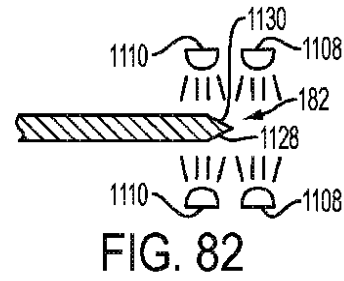
【図 80】



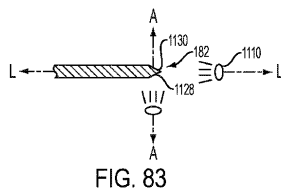
【図 81】



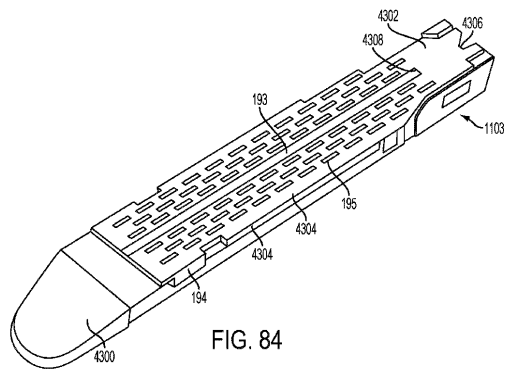
【図 82】



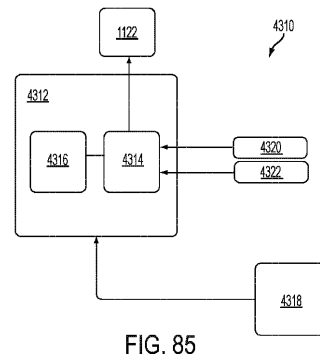
【図 83】



【図 84】



【図 85】



【図 86】

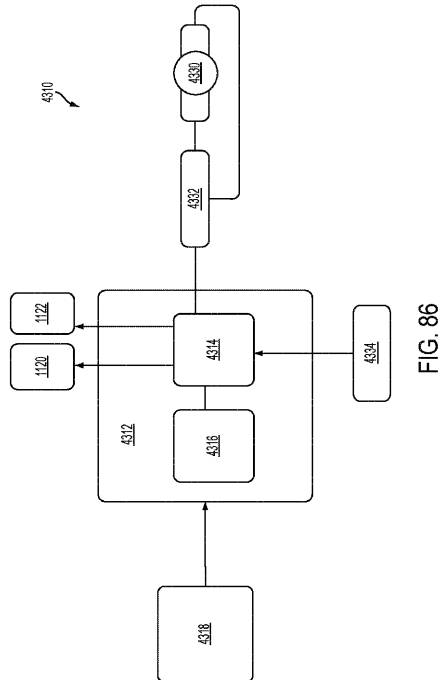
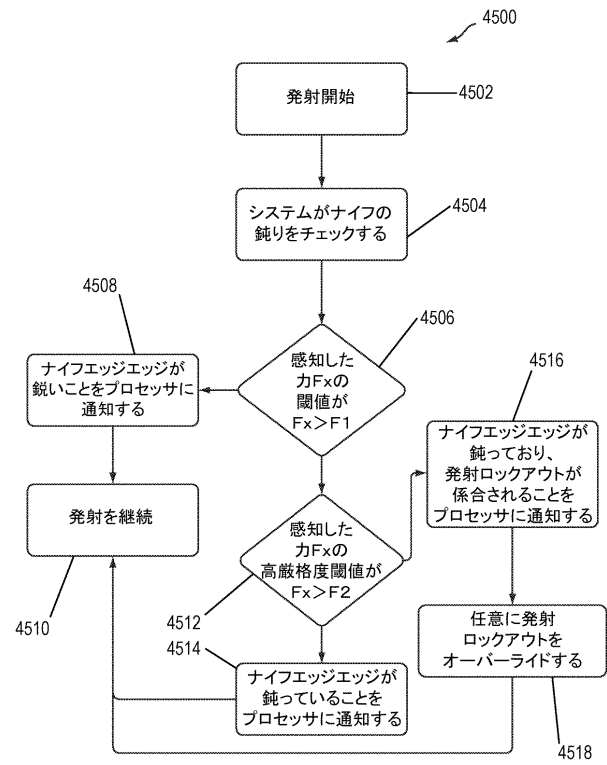
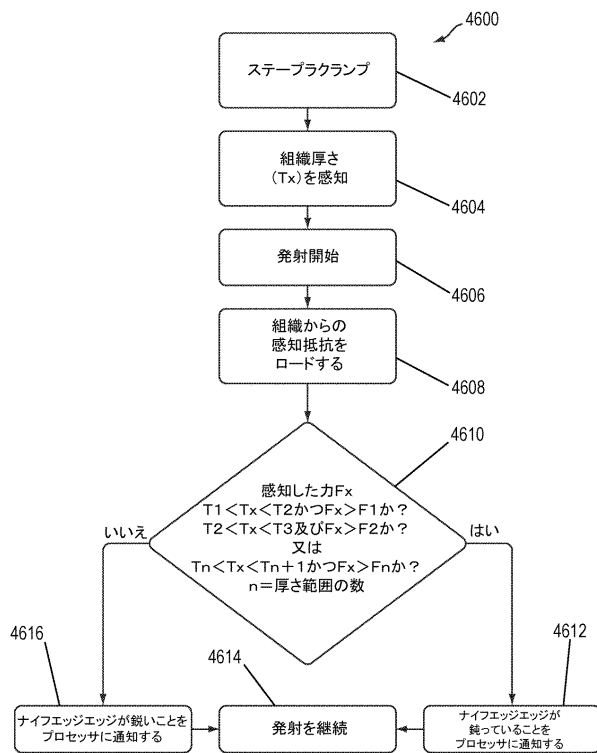


FIG. 86

【図 87】



【図 88】



【図 89】

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

【図 90】

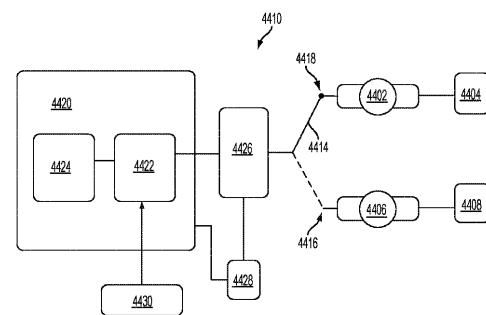
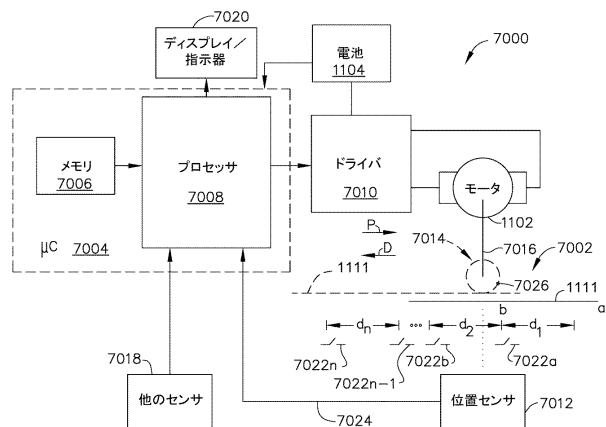


FIG. 90

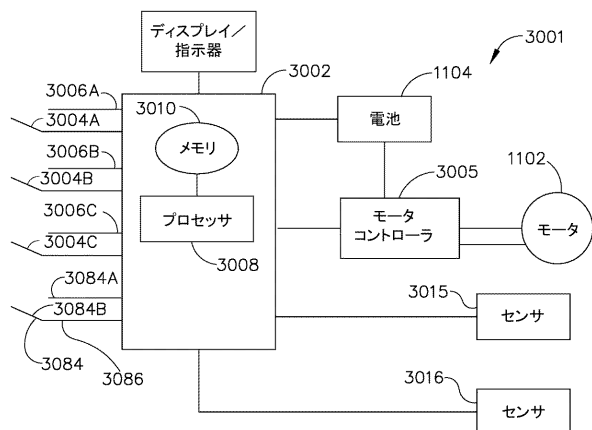
【 図 9 7 】



【 図 1 0 0 】



【 図 9 9 】



【図101】

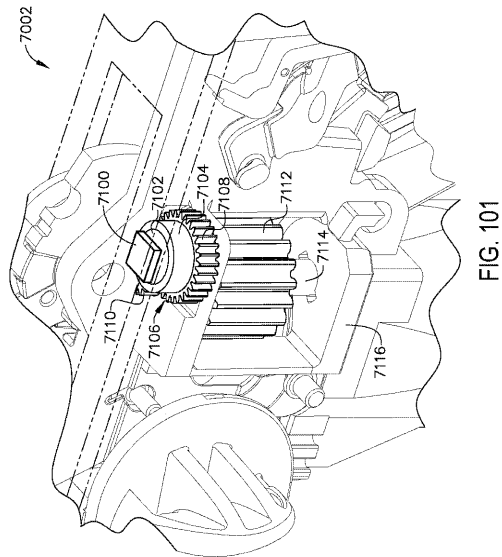


FIG. 101

【図102】

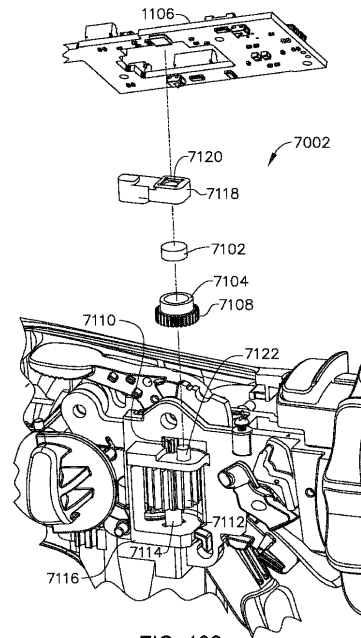
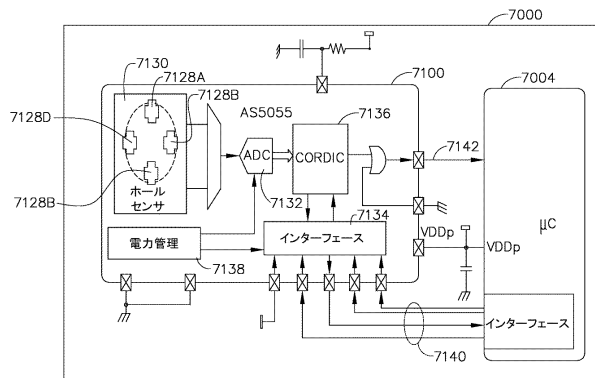
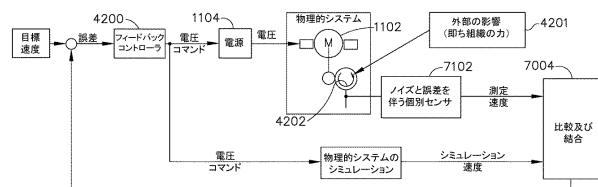


FIG. 102

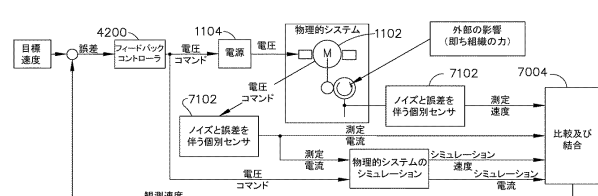
【図103】



【図104】



【図105】



【図106】

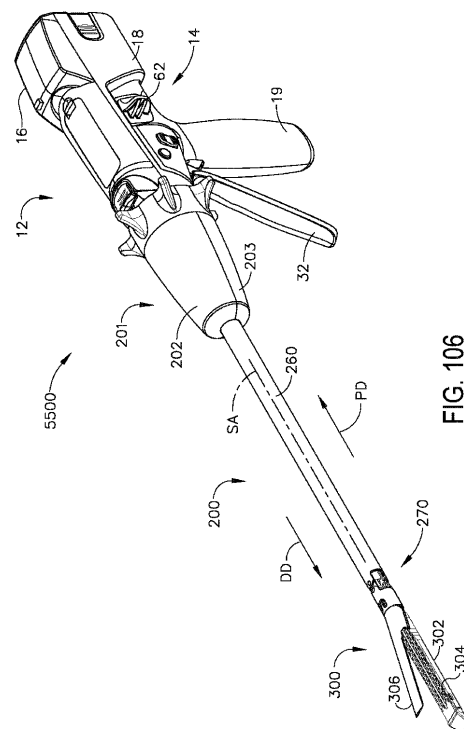
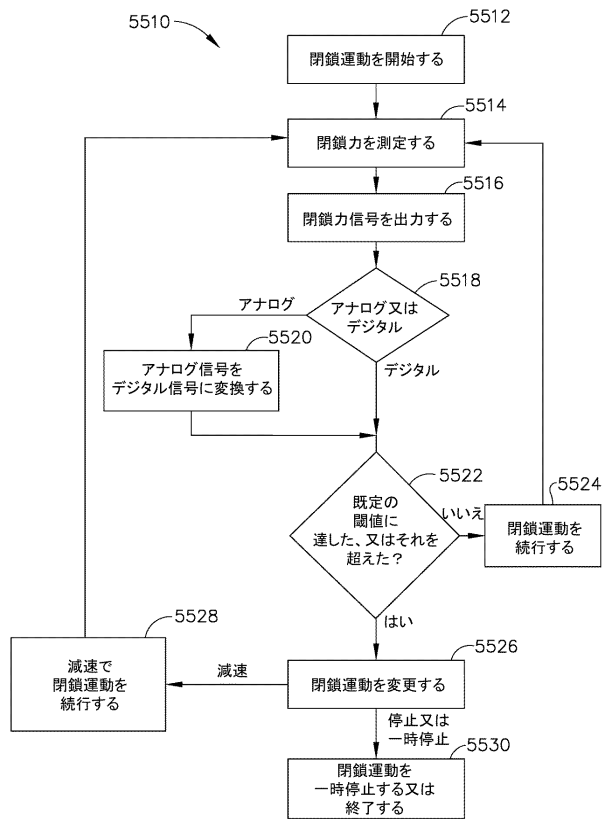


FIG. 106

【図 107】



【図 108】

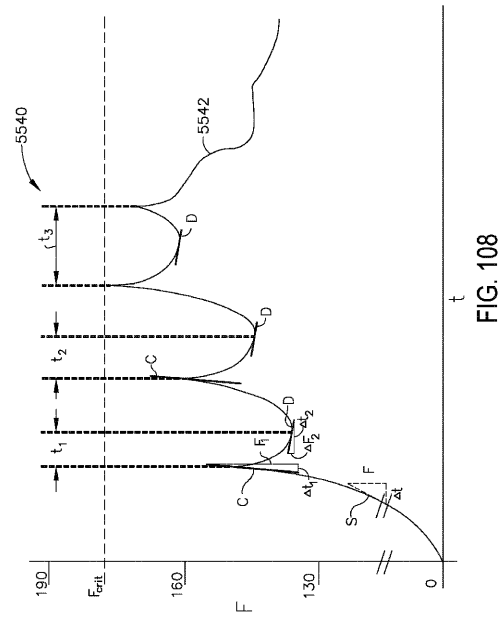


FIG. 108

【図 109】

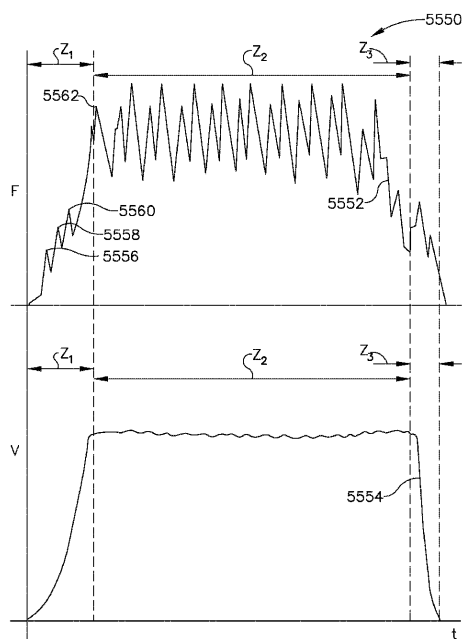


FIG. 109

【図 110】

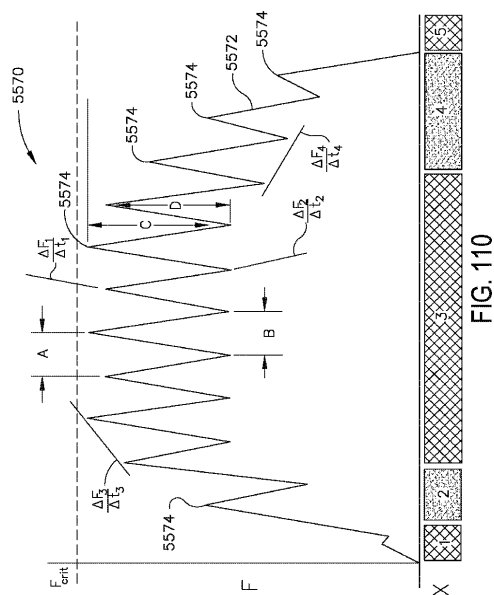


FIG. 110

【 図 1 1 1 】

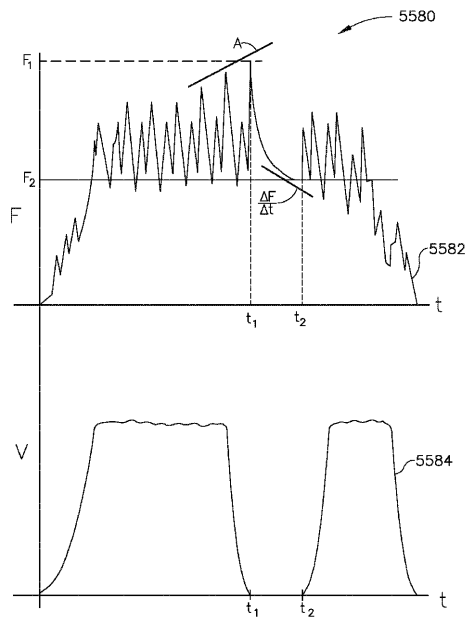
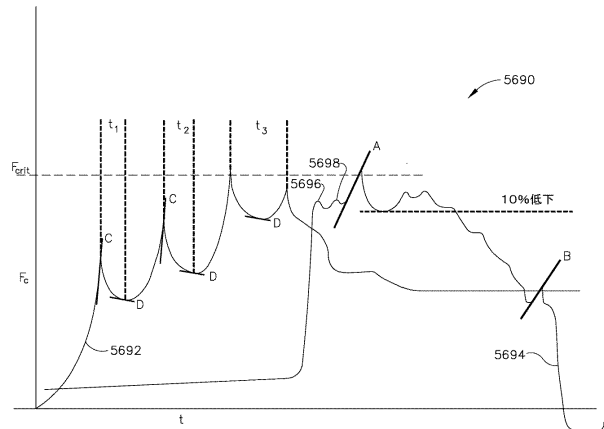
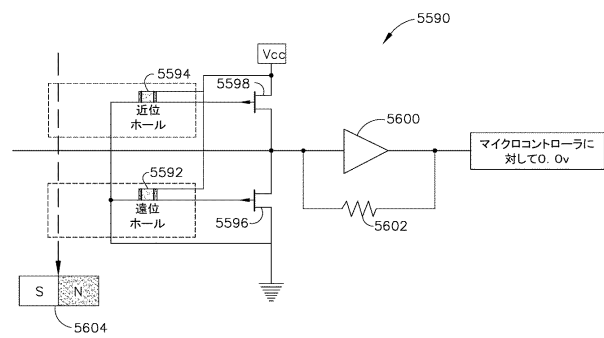


FIG. 111

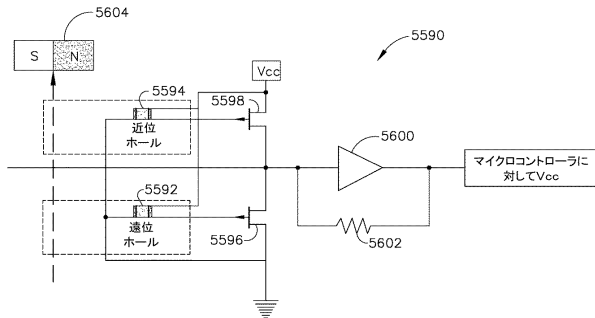
【 図 1 1 2 】



【 図 1 1 3 】



【 図 1 1 4 】



【 ㊦ 1 1 5 】

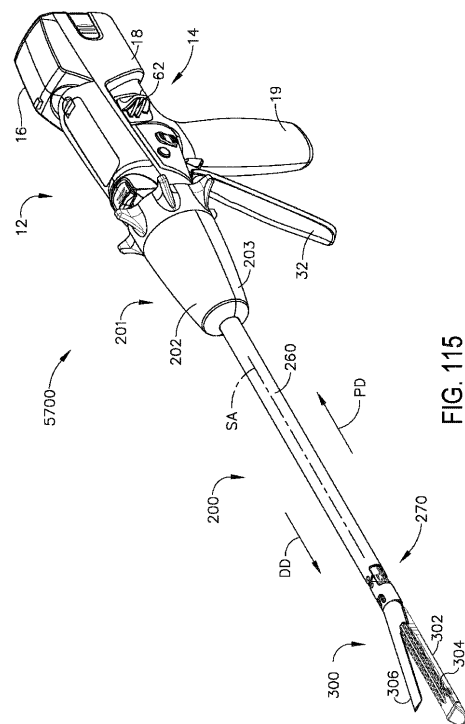
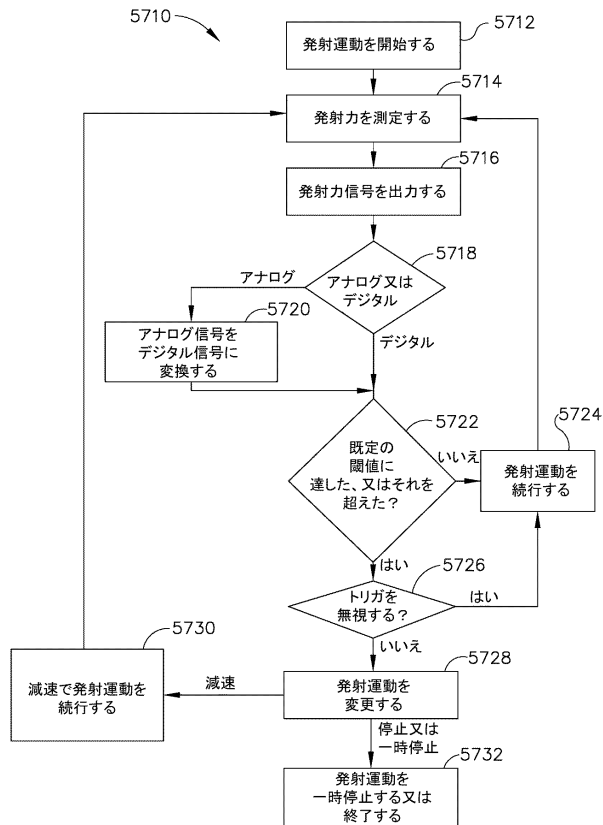
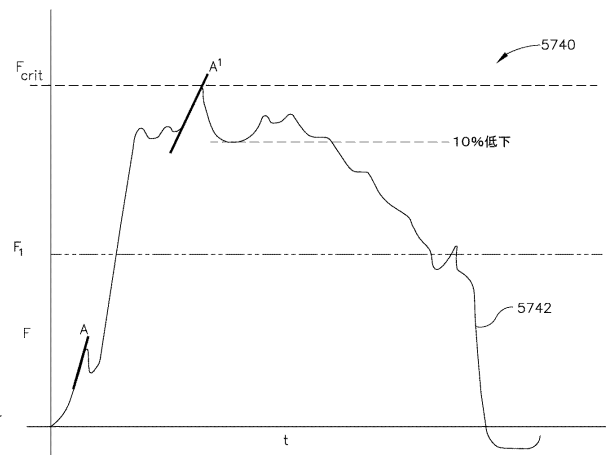


FIG. 115

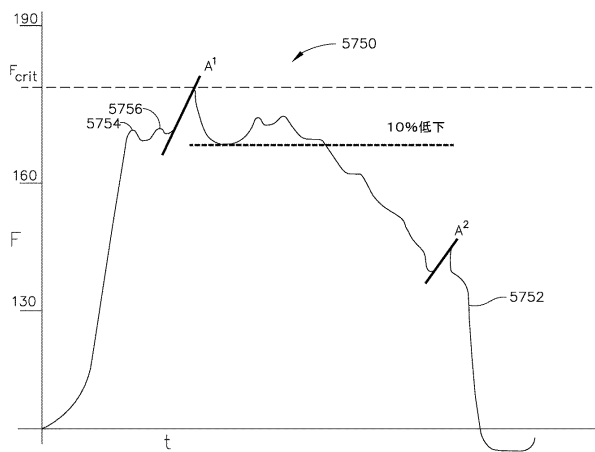
【図 1 1 6】



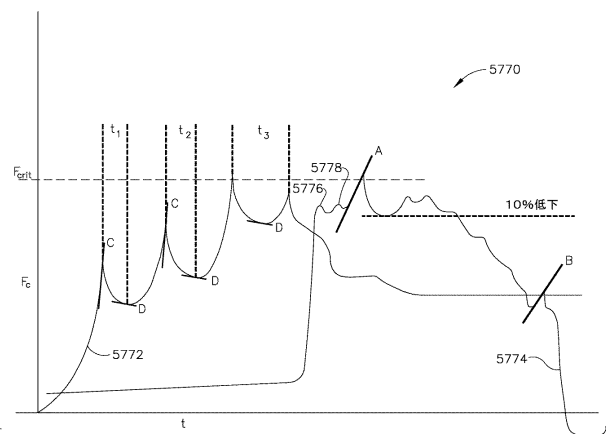
【図 1 1 7】



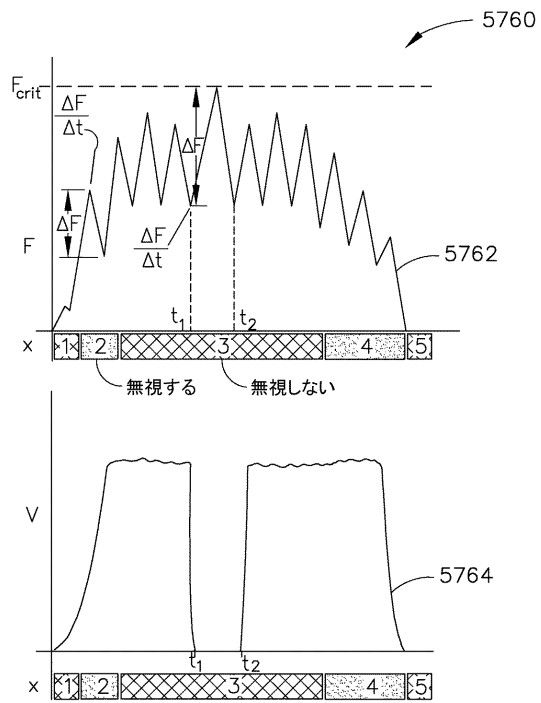
【図 1 1 8】



【図 1 1 9】



【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、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

審査官 近藤 利充

(56)参考文献 特開 2 0 1 5 - 0 5 8 3 6 0 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 2 5 6 1 8 4 (U S , A 1)

欧州特許出願公開第 0 2 9 2 3 6 5 3 (E P , A 2)

欧州特許出願公開第 0 2 9 2 3 6 5 0 (E P , A 1)

特開 2 0 0 7 - 2 2 9 4 4 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 9 0 / 9 8