

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6862455号
(P6862455)

(45) 発行日 令和3年4月21日 (2021.4.21)

(24) 登録日 令和3年4月2日 (2021.4.2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 17/072 (2006.01)
H O 2 K 11/33 (2016.01)
H O 2 P 29/40 (2016.01)
H O 2 K 7/116 (2006.01)

A 6 1 B 17/072
H O 2 K 11/33
H O 2 P 29/40
H O 2 K 7/116

請求項の数 10 (全 71 頁)

(21) 出願番号 特願2018-534478 (P2018-534478)
(86) (22) 出願日 平成28年9月20日 (2016.9.20)
(65) 公表番号 特表2018-534092 (P2018-534092A)
(43) 公表日 平成30年11月22日 (2018.11.22)
(86) 国際出願番号 PCT/US2016/052576
(87) 国際公開番号 W02017/053257
(87) 国際公開日 平成29年3月30日 (2017.3.30)
審査請求日 令和1年9月20日 (2019.9.20)
(31) 優先権主張番号 14/862,455
(32) 優先日 平成27年9月23日 (2015.9.23)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
米国 (US)

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電流ミラーベースのモータ制御を有する外科用ステープラ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、

を備え、

前記制御システムは、

複数のスイッチ素子である複数の F E T を含み、前記電気モータに電流を供給する、
Hブリッジ回路であって、前記Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、前記Hブリッジ
回路の前記低側は、第1及び第2の脚部を含む、Hブリッジ回路と、

前記Hブリッジ回路に電氣的に接続された第1の電流ミラー回路であって、前記第1
の電流ミラー回路は、前記Hブリッジ回路の前記第1及び第2の脚部のうちの1つと前記
電池との間に電氣的に接続されており、前記第1の電流ミラー回路は3トランジスタウィ
ルソン電流ミラー回路である、第1の電流ミラー回路と、

を備え、

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された力を、前記第1の電流ミラー回路
のノードにて測定された第1の電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノ
ードは、前記Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、外科用ステープラ。

10

20

【請求項 2】

前記制御システムは、前記第 1 の電流を測定するように構成された第 1 の電流センサを更に備える、請求項 1 に記載の外科用ステープラ。

【請求項 3】

前記制御システムは、前記 Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 2 の電流ミラー回路を更に備え、前記第 2 の電流ミラー回路は、前記 Hブリッジ回路の前記第 1 及び第 2 の脚部のうちの他の 1 つと前記電池との間に電氣的に接続されており、前記第 2 の電流ミラー回路は、3 トランジスタウィルソン電流ミラー回路であり、

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された第 2 の力を、前記第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように更に構成されており、前記第 2 の電流ミラー回路の前記ノードは、前記 Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、請求項 1 に記載の外科用ステープラ。

10

【請求項 4】

前記制御システムは、第 2 の電流センサを更に備え、前記第 2 の電流センサは、前記第 2 の電流を測定するように構成されている、請求項 3 に記載の外科用ステープラ。

【請求項 5】

外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、

を備え、

前記制御システムは、

複数のスイッチ素子である複数の FET を含み、前記電気モータに電流を供給する、Hブリッジ回路であって、前記 Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、前記 Hブリッジ回路の前記低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含む、Hブリッジ回路と、

20

前記 Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 1 の電流ミラー回路であって、前記第 1 の電流ミラー回路は、前記 Hブリッジ回路の前記第 1 及び第 2 の脚部のうちの 1 つと前記電池との間に電氣的に接続されており、前記第 1 の電流ミラー回路は、3 トランジスタウィルソン電流ミラー回路である、第 1 の電流ミラー回路と、

30

前記 Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 2 の電流ミラー回路であって、前記第 2 の電流ミラー回路は、前記 Hブリッジ回路の前記第 1 及び第 2 の脚部のうちの他の 1 つと前記電池との間に電氣的に接続されており、前記第 2 の電流ミラー回路は、3 トランジスタウィルソン電流ミラー回路である、第 2 の電流ミラー回路と、

を備え、

前記制御システムは、

前記駆動システムに印加された第 1 の力を、前記第 1 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 1 の電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノードは、前記 Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続され、

前記駆動システムに印加された第 2 の力を、前記第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように構成されており、前記第 2 の電流ミラー回路の前記ノードは、前記 Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、外科用ステープラ。

40

【請求項 6】

前記制御システムは、

前記第 1 の電流を測定するように構成された第 1 の電流センサと、

前記第 2 の電流を測定するように構成された第 2 の電流センサと、

を更に備える、請求項 5 に記載の外科用ステープラ。

【請求項 7】

外科用ステープラであって、

50

駆動システムと、
前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、
前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、
前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、
を備え、

前記制御システムは、ミラーブリッジ回路を備え、

前記ミラーブリッジ回路は、

複数のスイッチ素子である複数のFETを含み、前記電気モータに電流を供給する、
Hブリッジ回路であって、前記Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、前記Hブリッジ
回路の前記低側は、第1及び第2の脚部を含む、Hブリッジ回路と、

10

前記Hブリッジ回路の前記第1及び第2の脚部のうちの1つにある前記スイッチ素子
と前記電気モータとの間に電氣的に直列に接続された第1の電流ミラー回路であって、前
記第1の電流ミラー回路は4トランジスタウィルソン電流ミラー回路である、第1の電流
ミラー回路と、

を含み、

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された力を、前記第1の電流ミラー回路
のノードにて測定された第1の電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノ
ードは、前記Hブリッジ回路の外部にある、外科用ステープラ。

【請求項8】

前記Hブリッジ回路の前記第1及び第2の脚部のうちの他の1つにある前記スイッチ素
子と前記電気モータとに電氣的に直列に接続された第2の電流ミラー回路であって、前記
第2の電流ミラー回路は4トランジスタウィルソン電流ミラー回路である、第2の電流ミ
ラー回路を更に含み、

20

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された第2の力を、前記第2の電流ミ
ラー回路のノードにて測定された第2の電流に基づいて制御するように更に構成されて
おり、前記第2の電流ミラー回路の前記ノードは、前記Hブリッジ回路の外部にある、請求項
7に記載の外科用ステープラ。

【請求項9】

前記制御システムは、

前記第1の電流を測定するように構成された第1の電流センサと、

前記第2の電流を測定するように構成された第2の電流センサとを更に備える、請求項
8に記載の外科用ステープラ。

30

【請求項10】

外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、

を備え、

前記制御システムは、

複数のスイッチ素子である複数のFETを含み、前記電気モータに電流を供給する、
Hブリッジ回路であって、前記Hブリッジ回路は、高側及び低側を含む、Hブリッジ回路
と、

40

前記Hブリッジ回路の前記低側と前記電気モータまたは前記電池との間に電氣的に接
続された電流ミラー回路であって、前記電流ミラー回路は3トランジスタウィルソン電流
ミラー回路または4トランジスタウィルソン電流ミラー回路である、電流ミラー回路と、

を備え、

前記制御システムは、前記電気モータを、前記電流ミラー回路において測定された電流
に基づいて制御するように構成されている、外科用ステープラ。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本明細書で開示する発明は、外科用器具に関し、様々な実施形態において、外科用ステープル留め及び切断器具、並びにそれと共に使用するステープルカートリッジに関する。

【背景技術】

【0002】

ステープル留め器具は、一对の協働する細長い顎部材を含むことができ、各顎部材が患者の中に挿入され、ステープル留め及び／又は切開される組織に対して位置付けられるように適合させることができる。様々な実施形態では、顎部材のうちの一方は、横方向に離隔された少なくとも2列のステープルを中に収容したステープルカートリッジを支持することができ、他方の顎部材は、ステープルカートリッジ内のステープル列と位置合わせされたステープル形成ポケットを有するアンビルを支持することができる。概して、ステープル留め器具は、顎部材に対して摺動可能な押し込みバー及びナイフブレードを更に含んでおり、これらが押し込みバー上のカム面、及び／又は押し込みバーによって押し込まれるウェッジスレッド上のカム面を介して、ステープルカートリッジからステープルを連続的に排出することができる。少なくとも1つの実施形態では、ステープルをアンビルに対して押し込み、顎部材の間で把持された組織内に変形したステープルの横方向に離隔された列を形成するために、カートリッジによって保持され、ステープルと関連付けられた複数のステープルドライバを作動させるように、カム面を構成することができる。少なくとも1つの実施形態では、ナイフブレードはカム面に追従し、ステープル列間の線に沿って組織を切断することができる。

【0003】

上述の議論は、当時の本発明の分野における関連技術の様々な態様を説明することのみを意図したものであり、特許請求の範囲を否定するものとみなされるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0004】

本明細書に記載する実施形態の様々な特徴は、それらの利点と共に、以下の添付図面と併せて以下の説明によって理解することができる。

【図1】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】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】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部分を示す別の分解組立図である。

【図4】図1～図3の外科用器具の一部分の分解組立図である。

【図5】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分の横断面図である。

【図6】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分の別の断面図である。

【図7】交換式シャフト組立体の1つの形態の分解組立図である。

【図8】図7の交換式シャフト組立体の部分の別の分解組立図である。

【図9】図7及び図8の交換式シャフト組立体の部分の別の分解組立図である。

【図10】図7～図9の交換式シャフト組立体の一部分の断面図である。

【図11】明確にするためにスイッチドラムを省略した、図7～図10のシャフト組立体の一部分の斜視図である。

【図12】上にスイッチドラムが装着されている、図11の交換式シャフト組立体の一部分の別の斜視図である。

【図13】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分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分の斜視図である。

【図14】図13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15】図13及び図14の交換式シャフト組立体及び外科用器具の左側立面図である

。

【図 1 6】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分に動作可能に結合された、図 1 1 の交換式シャフト組立体の一部分の斜視図である。

【図 1 7】図 1 6 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 1 8】図 1 6 及び図 1 7 の交換式シャフト組立体及び外科用器具の左側立面図である。

。

【図 1 8 A】閉鎖トリガが作動位置で、かつ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分に動作可能に結合された、図 1 1 の交換式シャフト組立体の右側立面図である。

10

【図 1 9】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概略図である。

【図 2 0】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 2 1 A】2 枚の図面にわたる図 1 の外科用器具の回路図である。

【図 2 1 B】2 枚の図面にわたる図 1 の外科用器具の回路図である。

【図 2 2】電池バックの使用サイクル計数を生成するように構成された使用サイクル回路を備える、電源組立体の一例を示す図である。

【図 2 3】セグメント化回路に逐次的に通電するためのプロセスの一態様を示す図である。

。

【図 2 4】複数のデージーチェーン接続された電力変換器を備える電源セグメントの一態様を示す図である。

20

【図 2 5】臨界及び / 又は電力集約的機能に利用可能な電力を最大限にするように構成されたセグメント化回路の一態様を示す図である。

【図 2 6】逐次的に通電されるように構成された複数のデージーチェーン接続された電力変換器を備える電源システムの一態様を示す図である。

【図 2 7】隔離された制御区画を備えるセグメント化回路の一態様を示す図である。

【図 2 8 A】図 2 8 A と図 2 8 B とに分割されるものであり、図 1 の外科用器具の回路図である。

【図 2 8 B】図 2 8 A と図 2 8 B とに分割されるものであり、図 1 の外科用器具の回路図である。

30

【図 2 9】ハンドル組立体 1 4 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イスを示す、図 1 の外科用器具のブロック図である。

【図 3 0】外科用ステープラの様々な実施形態の略示図である。

【図 3 1】様々な実施形態による図 3 0 の外科用ステープラのより詳細な図である。

【図 3 2】様々な実施形態による図 3 0 の外科用ステープラのより詳細な図である。

【図 3 3】外科用ステープラの様々な実施形態の略示図である。

【図 3 4】様々な実施形態による図 3 3 の外科用ステープラのより詳細な図である。

【0 0 0 5】

複数の図面を通して、対応する参照符号は対応する部材を示す。本明細書に記載される例示は、本発明の様々な実施形態を 1 つの形態で例示するものであり、かかる例示は、い

40

かなる方法によっても本発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【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「SURGICAL STAPLER HAVING DOWNSTREAM CURRENT-BASED MOTOR CONTROL」、代理人整理番号第 END 7 6 6 0 USNP / 1 5 0 0 9 5 号、

米国特許出願第 _____ 号、発明の名称「SURGICAL STAPLER HAVING MOTOR CONTROL BASED ON A DRIVE SY

50

STEM COMPONENT」、代理人整理番号第END7661USNP/150096号、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL STAPLER HAVING TEMPERATURE-BASED MOTOR CONTROL」、代理人整理番号第END7662USNP/150097号、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL STAPLER HAVING MAGNETIC FIELD-BASED MOTOR CONTROL」、代理人整理番号第END7663USNP/150098号、

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL STAPLER HAVING FORCE-BASED MOTOR CONTROL」、代理人整理番号第END7664USNP/150099号、及び

米国特許出願第_____号、発明の名称「SURGICAL STAPLER HAVING MOTOR CONTROL BASED ON AN ELECTRICAL PARAMETER RELATED TO A MOTOR CURRENT」、代理人整理番号第END7666USNP/150101号。

【0007】

本願の出願人は、2015年3月6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14/640,746号、発明の名称「POWERED SURGICAL INSTRUMENT」、

米国特許出願第14/640,765号、発明の名称「SYSTEM FOR DETECTING THE MIS-INSERTION OF A STAPLE CARTRIDGE INTO A SURGICAL STAPLER」、

米国特許出願第14/640,780号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A LOCKABLE BATTERY HOUSING」、

米国特許出願第14/640,795号、発明の名称「MULTIPLE LEVEL THRESHOLDS TO MODIFY OPERATION OF POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/640,799号、発明の名称「SIGNAL AND POWER COMMUNICATION SYSTEM POSITIONED ON A ROTATABLE SHAFT」、

米国特許出願第14/640,817号、発明の名称「INTERACTIVE FEEDBACK SYSTEM FOR POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/640,831号、発明の名称「MONITORING SPEED CONTROL AND PRECISION INCREMENTING OF MOTOR FOR POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/640,832号、発明の名称「ADAPTIVE TISSUE COMPRESSION TECHNIQUES TO ADJUST CLOSURE RATES FOR MULTIPLE TISSUE TYPES」、

米国特許出願第14/640,837号、発明の名称「SMART SENSORS WITH LOCAL SIGNAL PROCESSING」、

米国特許出願第14/640,844号、発明の名称「CONTROL TECHNIQUES AND SUB-PROCESSOR CONTAINED WITHIN MODULAR SHAFT WITH SELECT CONTROL PROCESSING FROM HANDLE」、

米国特許出願第14/640,859号、発明の名称「TIME DEPENDENT EVALUATION OF SENSOR DATA TO DETERMINE

10

20

30

40

50

STABILITY, CREEP, AND VISCOELASTIC ELEMENTS OF MEASURES」、及び

米国特許出願第14/640,935号、発明の名称「OVERLAID MULTI SENSOR RADIO FREQUENCY (RF) ELECTRODE SYSTEM TO MEASURE TISSUE COMPRESSION」。

【0008】

本願の出願人は、2015年2月27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14/633,526号、発明の名称「ADAPTABLE SURGICAL INSTRUMENT HANDLE」、

10

米国特許出願第14/633,541号、発明の名称「MODULAR STAPLING ASSEMBLY」、

米国特許出願第14/633,542号、発明の名称「REINFORCED BATTERY FOR A SURGICAL INSTRUMENT」、

米国特許出願第14/633,546号、発明の名称「SURGICAL APPARATUS CONFIGURED TO ASSESS WHETHER A PERFORMANCE PARAMETER OF THE SURGICAL APPARATUS IS WITHIN AN ACCEPTABLE PERFORMANCE BAND」、

米国特許出願第14/633,548号、発明の名称「POWER ADAPTER FOR A SURGICAL INSTRUMENT」、

20

米国特許出願第14/633,555号、発明の名称「SYSTEM FOR MONITORING WHETHER A SURGICAL INSTRUMENT NEEDS TO BE SERVICED」、

米国特許出願第14/633,560号、発明の名称「SURGICAL CHARGING SYSTEM THAT CHARGES AND/OR CONDITION S ONE OR MORE BATTERIES」、

米国特許出願第14/633,562号、発明の名称「SURGICAL APPARATUS CONFIGURED TO TRACK AN END-OF-LIFE PARAMETER」、

30

米国特許出願第14/633,566号、発明の名称「CHARGING SYSTEM THAT ENABLES EMERGENCY RESOLUTIONS FOR CHARGING A BATTERY」、及び

米国特許出願第14/633,576号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM COMPRISING AN INSPECTION STATION」。

【0009】

本願の出願人は、2014年12月18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14/574,478号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING AN ARTICULATABLE END EFFECTOR AND MEANS FOR ADJUSTING THE FIRING STROKE OF A FIRING」、

40

米国特許出願第14/574,483号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLY COMPRISING LOCKABLE SYSTEMS」、

米国特許出願第14/574,493号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLY COMPRISING A FLEXIBLE ARTICULATION SYSTEM」、

米国特許出願第14/574,500号、発明の名称「SURGICAL INSTR

50

UMENT ASSEMBLY COMPRISING A LOCKABLE ARTICULATION SYSTEM」、

米国特許出願第14/575,117号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATABLE END EFFECTORS AND MOVABLE FIRING BEAM SUPPORT ARRANGEMENTS」、

米国特許出願第14/575,130号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH AN ANVIL THAT IS SELECTIVELY MOVABLE ABOUT A DISCRETE NON-MOVABLE AXIS RELATIVE TO A STAPLE CARTRIDGE」、

米国特許出願第14/575,139号、発明の名称「DRIVE ARRANGEMENTS FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/575,143号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH IMPROVED CLOSURE ARRANGEMENTS」、

米国特許出願第14/575,148号、発明の名称「LOCKING ARRANGEMENTS FOR DETACHABLE SHAFT ASSEMBLIES WITH ARTICULATABLE SURGICAL END EFFECTORS」、及び

米国特許出願第14/575,154号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATABLE END EFFECTORS AND IMPROVED FIRING BEAM SUPPORT ARRANGEMENTS」。

【0010】

本願の出願人はまた、2014年9月5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14/478,895号、発明の名称「MULTIPLE SENSORS WITH ONE SENSOR AFFECTING A SECOND SENSOR'S OUTPUT OR INTERPRETATION」、

米国特許出願第14/478,908号、発明の名称「MONITORING DEVICE DEGRADATION BASED ON COMPONENT EVALUATION」、

米国特許出願第14/479,098号、発明の名称「SMART CARTRIDGE WAKE UP OPERATION AND DATA RETENTION」、

米国特許出願第14/479,103号、発明の名称「CIRCUITRY AND SENSORS FOR POWERED MEDICAL DEVICE」、

米国特許出願第14/479,108号、発明の名称「LOCAL DISPLAY OF TISSUE PARAMETER STABILIZATION」、

米国特許出願第14/479,110号、発明の名称「USE OF POLARITY OF HALL MAGNET DETECTION TO DETECT MISLOADED CARTRIDGE」、

米国特許出願第14/479,115号、発明の名称「MULTIPLE MOTOR CONTROL FOR POWERED MEDICAL DEVICE」、及び

米国特許出願第14/479,119号、発明の名称「ADJUNCT WITH INTEGRATED SENSORS TO QUANTIFY TISSUE COMPRESSION」。

【0011】

本願の出願人はまた、2014年4月9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14/248,581号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CLOSING DRIVE AND A FIRING DRIVE OPERATED FROM THE SAME ROTATABLE OUTPUT」、現在は米国特許出願公開第2014/0305989号、

米国特許出願第14/248,584号、発明の名称「MODULAR MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH ALIGNMENT FEATURES FOR ALIGNING ROTARY DRIVE SHAFTS WITH SURGICAL END EFFECTOR SHAFTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0305994号、

米国特許出願第14/248,586号、発明の名称「DRIVE SYSTEM DECOUPLING ARRANGEMENT FOR A SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0305990号、

米国特許出願第14/248,587号、発明の名称「POWERED SURGICAL STAPLER」、現在は米国特許出願公開第2014/0309665号、

米国特許出願第14/248,588号、発明の名称「POWERED LINEAR SURGICAL STAPLER」、現在は米国特許出願公開第2014/0309666号、

米国特許出願第14/248,590号、発明の名称「MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH LOCKABLE DUAL DRIVE SHAFTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0305987号、

米国特許出願第14/248,591号、発明の名称「TRANSMISSION ARRANGEMENT FOR A SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0305991号、

米国特許出願第14/248,595号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT SHAFT INCLUDING SWITCHES FOR CONTROLLING THE OPERATION OF THE SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0305988号、及び

米国特許出願第14/248,607号、発明の名称「MODULAR MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH STATUS INDICATION ARRANGEMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0305992号。

【0012】

本願の出願人はまた、2014年3月26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14/226,071号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT CONTROL CIRCUIT HAVING A SAFETY PROCESSOR」、

米国特許出願第14/226,075号、発明の名称「MODULAR POWERED SURGICAL INSTRUMENT WITH DETACHABLE SHAFT ASSEMBLIES」、

米国特許出願第14/226,076号、発明の名称「POWER MANAGEMENT THROUGH SEGMENTED CIRCUIT AND VARIABLE VOLTAGE PROTECTION」、

米国特許出願第14/226,081号、発明の名称「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SEGMENTED CIRCUIT」、

米国特許出願第14/226,093号、発明の名称「FEEDBACK ALGORITHMS FOR MANUAL BAILOUT SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/226,094号、発明の名称「VERIFICATION O

10

20

30

40

50

F NUMBER OF BATTERY EXCHANGES / PROCEDURE COUNT」、

米国特許出願第14/226,097号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING INTERACTIVE SYSTEMS」、

米国特許出願第14/226,099号、発明の名称「STERILIZATION VERIFICATION CIRCUIT」、

米国特許出願第14/226,106号、発明の名称「POWER MANAGEMENT CONTROL SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、

米国特許出願第14/226,111号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT SYSTEM」、10

米国特許出願第14/226,116号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT UTILIZING SENSOR ADAPTATION」、

米国特許出願第14/226,117号、発明の名称「POWER MANAGEMENT THROUGH SLEEP OPTIONS OF SEGMENTED CIRCUIT AND WAKE UP CONTROL」、

米国特許出願第14/226,125号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A ROTATABLE SHAFT」、

米国特許出願第14/226,126号、発明の名称「INTERFACE SYSTEMS FOR USE WITH SURGICAL INSTRUMENTS」、及び 20

米国特許出願第14/226,133号、発明の名称「MODULAR SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM」。

【0013】

本願の出願人はまた、2014年3月7日に出願された以下の特許出願を所有しており、そ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14/200,111号、発明の名称「CONTROL SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0263539号。

【0014】

30

本願の出願人はまた、2013年4月16日に提出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：

米国仮特許出願第61/812,365号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE FUNCTIONS PERFORMED BY A SINGLE MOTOR」、

米国仮特許出願第61/812,372号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE FUNCTIONS PERFORMED BY A SINGLE MOTOR」、

米国仮特許出願第61/812,376号、発明の名称「LINEAR CUTTER WITH POWER」、40

米国仮特許出願第61/812,382号、発明の名称「LINEAR CUTTER WITH MOTOR AND PISTOL GRIP」、及び

米国仮特許出願第61/812,385号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HANDLE WITH MULTIPLE ACTUATION MOTORS AND MOTOR CONTROL」。

【0015】

本願の出願人はまた、2013年3月14日に提出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13/803,053号、発明の名称「INTERCHANGEABLE SHAFT ASSEMBLIES FOR USE WITH A SURGICAL 50

AL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0263564号、

米国特許出願第13/803,066号、発明の名称「DRIVE SYSTEM LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0263565号、
米国特許出願第13/803,086号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」、現在は米国特許出願公開第2014/0263541号、
米国特許出願第13/803,097号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE」、現在は米国特許出願公開第2014/0263542号、

10

米国特許出願第13/803,117号、発明の名称「ARTICULATION CONTROL SYSTEM FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0263553号、
米国特許出願第13/803,130号、発明の名称「DRIVE TRAIN CONTROL ARRANGEMENTS FOR MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0263543号、
米国特許出願第13/803,148号、発明の名称「MULTI-FUNCTION MOTOR FOR A SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0263554号、

20

米国特許出願第13/803,159号、発明の名称「METHOD AND SYSTEM FOR OPERATING A SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0277017号。

【0016】

米国特許出願第13/803,193号、発明の名称「CONTROL ARRANGEMENTS FOR A DRIVE MEMBER OF A SURGICAL INSTRUMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0263537号、及び
米国特許出願第13/803,210号、発明の名称「SENSOR ARRANGEMENTS FOR ABSOLUTE POSITIONING SYSTEM FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0263538号。

30

【0017】

本願の出願人は、2013年3月1日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13/782,295号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH CONDUCTIVE PATHWAYS FOR SIGNAL COMMUNICATION」、現在は米国特許出願公開第2014/0246471号、

米国特許出願第13/782,323号、発明の名称「ROTARY POWERED ARTICULATION JOINTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0246472号、

40

米国特許出願第13/782,338号、発明の名称「THUMBWHEEL SWITCH ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0249557号、

米国特許出願第13/782,358号、発明の名称「JOYSTICK SWITCH ASSEMBLIES FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0246477号、

米国特許出願第13/782,375号、発明の名称「ROTARY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH MULTIPLE DEGREES OF FREEDOM」、現在は米国特許出願公開第2014/0246473

50

号、

米国特許出願第13/782,460号、発明の名称「MULTIPLE PROCESSOR MOTOR CONTROL FOR MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS」、現在は米国特許出願公開第2014/0246478号、

米国特許出願第13/782,481号、発明の名称「SENSOR STRAIGHTENED END EFFECTOR DURING REMOVAL THROUGH TROCAR」、現在は米国特許出願公開第2014/0246479号、

米国特許出願第13/782,499号、発明の名称「ELECTROMECHANICAL SURGICAL DEVICE WITH SIGNAL RELAY ARRANGEMENT」、現在は米国特許出願公開第2014/0246474号、

米国特許出願第13/782,518号、発明の名称「CONTROL METHOD FOR SURGICAL INSTRUMENTS WITH REMOVABLE IMPLEMENT PORTIONS」、現在は米国特許出願公開第2014/0246475号、及び

米国特許出願第13/782,536号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT SOFT STOP」、現在は米国特許出願公開第2014/0246476号。

【0018】

本明細書に記載され添付の図面に示される実施形態の全体的な構造、機能、製造、及び使用の完全な理解をもたらすように、多くの具体的詳細が示される。周知の動作、構成要素、及び要素は、本明細書に記載される実施形態を不明瞭にしないようにするため詳細に記載されていない。本明細書に記載され図示される実施形態は非限定例であることが読者には理解され、それ故、本明細書に開示される特定の構造的及び機能的詳細は、典型であり例示であり得ることが理解されるであろう。それらに対する変形及び変更が、特許請求の範囲から逸脱することなく行われ得る。

【0019】

用語「備える(comprise)」(「comprises」及び「comprising」など、compriseの任意の語形)、「有する(have)」(「has」及び「having」など、haveの任意の語形)、「含む(include)」(「includes」及び「including」など、includeの任意の語形)、「含有する(contains)」(「contains」及び「containing」など、containの任意の語形)は、開放型の連結動詞である。結果として、1つ又は2つ以上の要素を「備える」か、「有する」か、「含む」か、若しくは「含有する」外科用システム、デバイス、又は装置は、それら1つ又は2つ以上の要素を有しているが、それら1つ又は2つ以上の要素のみを有することに限定されない。同様に、1つ又は2つ以上の特徴を「備える」か、「有する」か、「含む」か、若しくは「含有する」、システム、デバイス、又は装置の要素は、それら1つ又は2つ以上の特徴を有しているが、それら1つ又は2つ以上の特徴のみを有することに限定されない。

【0020】

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

【0021】

腹腔鏡下及び低侵襲性の外科的処置を行うための、様々な例示的なデバイス及び方法が提供される。しかしながら、本明細書で開示される様々な方法及びデバイスが、例えば開放型の外科的処置と関連するものを含む、多くの外科的処置及び用途で使用され得ること

10

20

30

40

50

が、読者には容易に理解されるであろう。本明細書の「発明を実施するための形態」を読み進めることで、読者は、本明細書に開示される様々な器具が、例えば、天然の開口部を通じて、組織に形成された切開又は穿刺穴を通じてなど、任意の方法で体内に挿入され得ることを更に理解するであろう。これらの器具の作用部分即ちエンドエフェクタ部分は、患者の体内に直接に挿入することもでき、又は、外科用器具のエンドエフェクタ及び細長いシャフトを進めることが可能な作用通路を有するトロカールのようなアクセス装置を通じて挿入することもできる。

【0022】

外科用ステーブル留めシステムは、シャフトと、シャフトから延在するエンドエフェクタとを備えることができる。エンドエフェクタは、第1顎部と第2顎部とを備える。第1の顎部は、ステーブルカートリッジを備える。ステーブルカートリッジは、第1の顎部に挿入可能であり、かつ第1の顎部から着脱可能であるが、ステーブルカートリッジが第1の顎部から着脱可能でないか、又は少なくとも容易に交換可能でない、他の実施形態も想起される。第2の顎部は、ステーブルカートリッジから排出されたステーブルを変形させるように構成されたアンビルを備える。第2の顎部は、閉鎖軸を中心にして第1の顎部に対して枢動可能であるが、第1の顎部が第2の顎部に対して枢動可能である、他の実施形態も想起される。外科用ステーブル留めシステムは、エンドエフェクタをシャフトに対して回転させる、即ち関節運動させることができるように構成された関節継手を更に備える。エンドエフェクタは、関節継手を通して延在する関節運動軸線を中心にして回転可能である。関節継手を含まない他の実施形態も想起される。

【0023】

ステーブルカートリッジは、カートリッジ本体を備える。カートリッジ本体は、近位端部と、遠位端部と、近位端部と遠位端部との間に延在するデッキとを含む。使用の際、ステーブルカートリッジは、ステーブル留めされる組織の第1の側に位置付けられ、アンビルは、組織の第2の側に位置付けられる。アンビルは、ステーブルカートリッジに向かって移動させられて、デッキに対して組織を圧縮及びクランプする。続いて、カートリッジ本体内に着脱可能に格納されたステーブルを、組織内に配備することができる。カートリッジ本体は、その内部に画定されたステーブルキャビティを含み、ステーブルは、ステーブルキャビティ内に着脱可能に格納される。ステーブルキャビティは、長手方向6列に配置される。3列のステーブルキャビティは、長手方向スロットの第1の側に位置付けられ、3列のステーブルキャビティは、長手方向スロットの第2の側に位置付けられる。ステーブルキャビティ及びステーブルの他の配置も可能であり得る。

【0024】

ステーブルは、カートリッジ本体内のステーブルドライバによって支持される。ドライバは、第1の、即ち未発射位置と、ステーブルをステーブルキャビティから排出する、第2の、即ち発射位置との間で移動可能である。ドライバは、カートリッジ本体の底部周辺に延在する保定具によってカートリッジ本体内に保持され、また、カートリッジ本体を把持し、保定具をカートリッジ本体に対して保持するように構成された、弾性部材を含む。ドライバは、スレッドによってその未発射位置とその発射位置との間で移動可能である。スレッドは、近位端部に隣接した近位位置と、遠位端部に隣接した遠位位置との間で移動可能である。スレッドは、ドライバの下を摺動し、ドライバを持ち上げるように構成された複数の傾斜面を備え、ステーブルがその上に支持され、アンビルに向かう。

【0025】

上記に加えて、スレッドは発射部材によって遠位側に移動される。発射部材は、スレッドに接触し、スレッドを遠位端部に向かって押し出すように構成される。カートリッジ本体内部に画定された長手方向スロットは、発射部材を受け入れるように構成される。アンビルはまた、発射部材を受け入れるように構成されたスロットを含む。発射部材は、第1の顎部を係合する第1のカムと、第2の顎部を係合する第2のカムとを更に備える。発射部材を遠位側に前進させる際、第1のカム及び第2のカムは、ステーブルカートリッジのデッキとアンビルとの間の距離、即ち組織隙間を制御することができる。発射部材はまた、

ステーブルカートリッジとアンビルとの中間に捕捉された組織を切開するように構成されたナイフを備える。ステーブルがナイフよりも前方に排出されるように、ナイフが傾斜面に対して少なくとも部分的に近位側に位置付けられることが望ましい。

【 0 0 2 6 】

図 1 ~ 図 6 は、再使用されてもされなくてもよい、モータ駆動される外科用切断及び締結器具 1 0 を示している。図示の例では、器具 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たハンドル組立体 1 4 を備えるハウジング 1 2 を含む。ハウジング 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た外科用エンドエフェクタ 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 2 0 0 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た、少なくとも 1 つの駆動システムを収容するか又は別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムのハウジング又は類似の部分を包含してもよい。「フレーム」という用語は、手持ち式外科用器具の一部を指してもよい。「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、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を表す場合もある。例えば、本明細書に開示する交換式シャフト組立体は、米国特許出願第 1 3 / 1 1 8 , 2 4 1 号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」、現在の米国特許第 9 , 0 7 2 , 5 3 5 号に開示されている、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てもよい。米国特許出願第 1 3 / 1 1 8 , 2 4 1 号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」、現在の米国特許第 9 , 0 7 2 , 5 3 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 7 】

図 1 ~ 図 3 に示されるハウジング 1 2 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た、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 3 0 0 を含む、交換式シャフト組立体 2 0 0 と接続されて示されている。ハウジング 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 1 2 はまた、例えば、運動、並びに高周波 (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 2 8 】

図 1 は、交換式シャフト組立体 2 0 0 が動作可能に連結された外科用器具 1 0 を示している。図 2 及び図 3 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 14 は、その中に複数の駆動システムを動作可能に支持し、それら駆動システムは、ハンドル組立体に動作可能に装着された交換式シャフト組立体の対応部分に、様々な制御運動を生成して適用するように構成されている。

【0029】

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

【0030】

図 4 を引き続き参照すると、第 1 の閉鎖リンク 36 はその上に、フレーム 20 に枢動可能に結合された閉鎖解除組立体 60 と協働するように構成された、ロック壁又は端部 39 を有してもよいことを観察することができる。少なくとも 1 つの形態では、閉鎖解除組立体 60 は、遠位側に突出するロック爪 64 がその上に形成された解除ボタン組立体 62 を備えてもよい。解除ボタン組立体 62 は、解除ばね（図示せず）によって反時計方向に枢動させられてもよい。臨床医が閉鎖トリガ 32 をその非作動位置からハンドル組立体 14 のピストルグリップ部分 19 に向かって押下すると、ロック爪 64 が第 1 の閉鎖リンク 36 上のロック壁 39 との保持係合に至る地点に向かって第 1 の閉鎖リンク 36 が上向きに枢動し、それによって閉鎖トリガ 32 が非作動位置に復帰することが防止される。図 18 を参照されたい。したがって、閉鎖解除組立体 60 は、閉鎖トリガ 32 を完全作動位置でロックするように働く。臨床医が、閉鎖トリガ 32 をロック解除して、それを非作動位置へ付勢することができるようにしたい場合、臨床医は単純に、閉鎖解除ボタン組立体 62 を枢動させ、それによってロック爪 64 を移動させて、第 1 の閉鎖リンク 36 上のロック壁 39 との係合から外す。ロック爪 64 が移動させられて第 1 の閉鎖リンク 36 との係合から外れると、閉鎖トリガ 32 は枢動して非作動位置に戻ってもよい。他の閉鎖トリガロック及び解放構成が用いられてもよい。

【0031】

上記に加えて更に、図 13 ~ 図 15 は、組織をシャフト組立体 200 の顎部間に位置付けることができる、シャフト組立体 200 の開放構成、即ち非クランプ構成と関連付けられる非作動位置にある、閉鎖トリガ 32 を示している。図 16 ~ 図 18 は、組織がシャフト組立体 200 の顎部の間でクランプされる、シャフト組立体 200 の閉鎖構成、即ちクランプ構成と関連付けられる作動位置にある、閉鎖トリガ 32 を示している。図 14 及び図 17 を比較すると、閉鎖トリガ 32 をその非作動位置（図 14）から作動位置（図 17）へと移動させると、閉鎖解除ボタン 62 が第 1 の位置（図 14）と第 2 の位置（図 17）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 62 の回転は、上向きの回転であるとして言及され得るが、閉鎖解除ボタン 62 の少なくとも一部分は

、回路基板 100 に向かって回転させられている。図 4 を参照すると、閉鎖解除ボタン 62 は、そこから延在するアーム 61 と、アーム 61 に装着される、例えば永久磁石などの磁気素子 63 とを含むことができる。閉鎖解除ボタン 62 をその第 1 の位置から第 2 の位置へと回転させると、磁気素子 63 は、回路基板 100 に向かって移動することができる。回路基板 100 は、磁気素子 63 の移動を検出するように構成された、少なくとも 1 つのセンサを含むことができる。少なくとも 1 つの態様では、例えば、磁場センサ 65 が回路基板 100 の底面に装着され得る。磁場センサ 65 は、磁気素子 63 の移動によって生じる磁場センサ 65 を取り巻く磁場の変化を検出するように構成され得る。磁場センサ 65 は、例えば、マイクロコントローラ 1500 (図 19) と信号連通することができ、マイクロコントローラ 1500 は、閉鎖解除ボタン 62 が、閉鎖トリガ 32 の非作動位置及びエンドエフェクタの開放構成と関連付けられるその第 1 の位置、閉鎖トリガ 32 の作動位置及びエンドエフェクタの閉鎖構成と関連付けられるその第 2 の位置、及び / 又は第 1 の位置と第 2 の位置との間の任意の位置のどこにあるかを判断することができる。

【0032】

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、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であってよい。

【0033】

少なくとも 1 つの形態では、ハンドル組立体 14 及びフレーム 20 は、取り付けられた交換式シャフト組立体の対応部分に対して発射運動を適用するように構成されている、本明細書では発射駆動システム 80 と呼ばれる別の駆動システムを動作可能に支持してもよい。発射駆動システム 80 はまた、本明細書では「第 2 の駆動システム」と呼ばれることもある。発射駆動システム 80 は、ハンドル組立体 14 のピストルグリップ部分 19 に設置された電気モータ 82 を用いてもよい。様々な形態では、モータ 82 は、例えば、約 25,000 RPM の最大回転数を有するブラシ付き DC 駆動モータであってもよい。別の構成において、モータ 82 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る。モータ 82 は、1 つの形態では着脱可能なパワーバック 92 を備えてもよい、電源 90 によって給電されてもよい。例えば、図 4 に示されるように、パワーバック 92 は、遠位側ハウジング部分 96 に取り付けられるために構成された、近位側ハウジング部分 94 を備えてもよい。近位側ハウジング部分 94 及び遠位側ハウジング部分 96 は、複数の電池 98 を中に動作可能に支持するように構成されている。電池 98 はそれぞれ、例えば、リチウムイオン (「LI」) 又は他の好適な電池を含んでもよい。遠位側ハウジング部分 96 は、モータ 82 にやはり動作可能に結合されている、制御回路基板組立体 100 に着脱可能かつ動作可能に取り付けられるために構成されている。直列に接続されてもよい多数の電池 98 が、外科用器具 10 の電源として使用されてもよい。それに加えて、電源 90 は、交換可能及び / 又は再充電可能であってもよい。

【0034】

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

【0035】

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

【0036】

上述したように、ハンドル組立体 14 は、閉鎖トリガ 32 及び発射トリガ 130 を含むことができる。図 14 ~ 図 18 A を参照すると、発射トリガ 130 を閉鎖トリガ 32 に枢動可能に装着することができる。閉鎖トリガ 32 は、そこから延在するアーム 31 を含むことができ、発射トリガ 130 は、枢動ピン 33 を中心にして枢動可能にアーム 31 に装着することができる。閉鎖トリガ 32 をその非作動位置（図 14）から作動位置（図 17）へと移動させると、上に概説したように、発射トリガ 130 が下向きに下降することができる。安全ボタン 134 がその発射位置へと移動した後、主に図 18 A を参照すると、発射トリガ 130 を押下して、外科用器具発射システムのモータを動作させることができる。様々な例では、ハンドル組立体 14 は、例えば、閉鎖トリガ 32 の位置及び / 又は発射トリガ 130 の位置を判断するように構成された、システム 800 などの追跡システムを含むことができる。主に図 14、図 17、及び図 18 A を参照すると、追跡システム 800 は、例えば、発射トリガ 130 から延在するアーム 801 に装着される、永久磁石 802 などの磁気素子を含むことができる。追跡システム 800 は、例えば、磁石 802 の位置を追跡するように構成され得る、第 1 の磁場センサ 803 及び第 2 の磁場センサ 804 など、1 つ又は 2 つ以上のセンサを備えることができる。

【0037】

図 14 及び図 17 を比較すると、閉鎖トリガ 32 をその非作動位置から作動位置へと移動させると、磁石 802 が、第 1 の磁場センサ 803 に隣接した第 1 の位置と、第 2 の磁場 804 に隣接した第 2 の位置との間で移動することができることが、読者には理解されるであろう。

【0038】

図 17 及び図 18 A を比較すると、発射トリガ 130 を未発射位置（図 17）から発射後位置（図 18 A）へと移動させると、磁石 802 が第 2 の磁場センサ 804 に対して移動することができることが、読者には更に理解されるであろう。センサ 803 及び 804 は、磁石 802 の移動を追跡することができ、回路基板 100 のマイクロコントローラと信号連通することができる。第 1 のセンサ 803 及び / 又は第 2 のセンサ 804 からのデータを用いて、マイクロコントローラは、事前定義された経路に沿って磁石 802 の位置を判断することができ、その位置に基づいて、マイクロコントローラは、閉鎖トリガ 32 がその非作動位置、その作動位置、又はそれらの間の位置のどこにあるかを判断することができる。同様に、第 1 のセンサ 803 及び / 又は第 2 のセンサ 804 からのデータを用

いて、マイクロコントローラは、事前定義された経路に沿って磁石 802 の位置を判断することができ、その位置に基づいて、マイクロコントローラは、発射トリガ 130 がその未発射位置、その完全発射後位置、又はそれらの位置の間のどこにあるかを判断することができる。

【0039】

上に示されるように、少なくとも一形態において、長手方向に移動可能な駆動部材 120 は、ギヤ減速機組立体 84 の対応する駆動ギヤ 86 と嚙合係合するために、その上に形成された歯 122 のラックを有する。少なくとも 1 つの形態はまた、モータ 82 が使用不能になった場合に、臨床医が長手方向に移動可能な駆動部材 120 を手動で後退させることができるように構成された、手動作動式の「緊急離脱」組立体 140 を含む。緊急離脱組立体 140 は、手動で枢動させて、駆動部材 120 にやはり設けられた歯 124 とラチェット係合するように構成された、レバー又は緊急離脱ハンドル組立体 142 を含んでもよい。したがって、臨床医は、緊急離脱ハンドル組立体 142 を使用して駆動部材 120 を近位方向「PD」にラチェットさせることによって、駆動部材 120 を手動により後退させることができる。米国特許出願公開第 2010/0089970 号、現在の米国特許第 8,608,045 号は、本明細書において開示される様々な器具と共に同様に用いられることもできる緊急離脱装置、並びに他の構成要素、装置、及びシステムを開示している。米国特許出願第 12/249,117 号、発明の名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」、米国特許出願公開第 2010/0089970 号、現在の米国特許第 8,608,045 号は、その全体を参照により本明細書に組み込む。

【0040】

ここで図 1 及び図 7 を参照すると、交換式シャフト組立体 200 は、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た細長いチャネル 302 を備える、外科用エンドエフェクタ 300 を含む。エンドエフェクタ 300 は、細長いチャネル 302 に対して枢動可能に支持されるアンビル 306 を更に含んでもよい。交換式シャフト組立体 200 は、シャフト軸線 SA-SA に対して所望の位置でエンドエフェクタ 300 を解除可能に保持するように構成することができる、関節継手 270 及び関節ロック 350 (図 8) を更に含んでもよい。エンドエフェクタ 300、関節継手 270、及び関節ロック 350 の構造と動作に関する詳細は、2013 年 3 月 14 日出願の米国特許出願第 13/803,086 号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」、現在の米国特許出願公開第 2014/0263541 号に説明されている。2013 年 3 月 14 日出願の米国特許出願第 13/803,086 号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」、現在の米国特許出願公開第 2014/0263541 号の開示全体が参照により本明細書に組み込まれる。図 7 及び図 8 に示されるように、交換式シャフト組立体 200 は、ノズル部分 202 及び 203 で構成される近位側ハウジング又はノズル 201 を更に含むことができる。交換式シャフト組立体 200 は、エンドエフェクタ 300 のアンビル 306 を開閉するために利用することができる、閉鎖管 260 を更に含むことができる。次に図 8 及び図 9 を主に参照すると、シャフト組立体 200 は、関節ロック 350 のシャフトフレーム部分 212 を固定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 を含むことができる。図 8 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、近位側関節ドライバ 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、米国特許出願第 13 / 803 , 086 号、現在の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。図 7 を参照されたい。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

【0041】

主に図 7 を参照すると、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 及び図 7 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 に取り付けられる取り付けピン 37 に取り付けられるために構成された、一対の近位側に突出するフック 252 を含む。閉鎖管 260 の近位端部 261 は、相対回転するように閉鎖シャトル 250 に結合されている。例えば、U 字コネクタ 263 は、閉鎖管 260 の近位端部 261 にある環状スロット 262 に挿入され、閉鎖シャトル 250 の垂直スロット 253 内で保定される。図 7 を参照されたい。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

20

【0042】

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屈曲可能でなくてもよい。図 7 に示されるように、例えば、関節継手 270 は、二重枢動閉鎖スリーブ組立体 271 を含む。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、参照により本明細書に組み込まれている、2013 年 3 月 14 日出願の米国特許出願第 13 / 803 , 086 号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK」、現在の米国特許出願公開第 2014 / 0263541 号に記載されている様々な形式で、アンビル 306 上の開放タブに係合する馬蹄形アパーチャ 275 及びタブ 276 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

30

40

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。下側二重枢動リンク 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 8 も参照されたい。

【0043】

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、したがってシャフト閉鎖スリーブ組立体 272 を遠位側に並進させて、上述した参照文献の米国特許出願第 13 / 803 , 086 号、現在の米国特許出願公開第 2014 / 0263541 号に記載されている方法で、アンビル 306 の近位面に衝突させること

50

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 及びシャフト閉鎖スリーブ組立体 272 を近位側に並進させて、タブ 276 及び馬蹄形アーチャ 275 をアンビルタブに接触させ、それを押してアンビル 306 を持ち上げることで、アンビル 306 が開放される。アンビル開位置において、シャフト閉鎖管 260 は、その近位位置へと移動させられる。

【0044】

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、米国特許出願第 13 / 803 , 086 号、現在の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、シャフト閉鎖管 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。

【0045】

やはり上述したように、交換式シャフト組立体 200 は、シャフトスパイン 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 に取り付けのために構成された中間発射シャフト部分 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 8 及び図 9 に示されるように、中間発射シャフト部分 222 は、その遠位端部に、遠位側ナイフバー 280 の近位端部 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、発射駆動部 220 の中間発射シャフト部分 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 が適切に方向付けられると、中間発射シャフト部分 222 は、ナイフバー 280 を前進させ、チャンネル 302 内に配置されたステーブルカートリッジを発射するために、長手方向スロット 223 の近位側壁がタブ 284 と接触するまで、遠位方向に前進される。図 8 及び図 9 で更に分かるように、シャフトスパイン 210 は、シャフトフレーム 210 への中間発射シャフト部分 222 の組み付け及び挿入を容易にするために、細長い開口部又は窓部 213 を有している。中間発射シャフト部分 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、中間発射シャフト部分 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、米国特許出願第 13 / 803 , 086 号、現在の米国特許出願公開第 2014 / 0263541 号に見出すことができる。

【0046】

上記に加えて更に、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るロックカラー、即ちスリーブ 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 200 に動作可能に結合されない係合解除位置との間で回転させることができる。ロックスリーブ 402 がその係合位置にあるとき、発射部材 220 の遠位方向移動によって、関節ドライバ 360 を遠位側に移動させることができ、それに対応して、発射部材 220 の近位方向移動によって、関節ドライバ 230 を近位側に移動させることができる。ロックスリーブ 402 がその係合解除位置にあるとき、発射部材 220

の移動は、関節ドライバ 230 に伝達されず、その結果、発射部材 220 は、関節ドライバ 230 とは独立して移動することができる。様々な状況において、関節ドライバ 230 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。

【0047】

主に図 9 を参照すると、ロックスリーブ 402 は、発射部材 220 を受け入れるように構成された長手方向アパーチャ 403 が中に画定された、円筒状の、又は少なくとも実質的に円筒状の本体を備えることができる。ロックスリーブ 402 は、直径方向に対向する内向きのロック突出部 404 と外向きのロック部材 406 とを備え得る。ロック突出部 404 は、発射部材 220 と選択的に係合されるように構成され得る。より具体的には、ロックスリーブ 402 が係合位置にあるとき、ロック突出部 404 は、発射部材 220 に画定された駆動ノッチ 224 内に配置され、そのため、遠位側に押す力及び／又は近位側に引っ張る力が発射部材 220 からロックスリーブ 402 に伝達され得るようになっている。ロックスリーブ 402 がその係合位置にあるとき、第 2 のロック部材 406 は、関節ドライバ 230 に画定された駆動ノッチ 232 内に受け入れられ、それによって、ロックスリーブ 402 に加えられる遠位側に押す力及び／又は近位側に引っ張る力を関節ドライバ 230 に伝達することができる。実質的に、発射部材 220、ロックスリーブ 402、及び関節ドライバ 230 は、ロックスリーブ 402 がその係合位置にあると、共に移動するようになる。他方で、ロックスリーブ 402 がその係合解除位置にあるとき、ロック突出部 404 は、発射部材 220 の駆動ノッチ 224 内に配置され得ず、結果として、遠位側に押す力及び／又は近位側に引っ張る力が発射部材 220 からロックスリーブ 402 に伝達され得ないようになっている。それに対応して、遠位側に押す力及び／又は近位側に引っ張る力が関節ドライバ 230 に伝達されないことがある。そのような状況下で、発射部材 220 は、ロックスリーブ 402 及び近位関節ドライバ 230 に対して近位側及び／又は遠位側に摺動され得る。

【0048】

図 8 ~ 図 12 に示されるように、シャフト組立体 200 は、閉鎖管 260 上に回転可能に受け入れられるスイッチドラム 500 を更に含む。スイッチドラム 500 は、外向き突出作動ピン 410 を中に受容するためのシャフトボス 504 が形成された中空シャフトセグメント 502 を備える。様々な状況において、作動ピン 410 は、スロット 267 を通って、ロックスリーブ 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 10 に示されるように、スイッチドラム 500 のボス 504 及びノズルハウジング 203 の一部分に係合して、付勢力をスイッチドラム 500 に加えるように構成されている。スイッチドラム 500 は、そこに画定された少なくとも部分的に円周方向の開口部 506 を更に備えることができ、その開口部は、図 5 及び図 6 を参照すると、ノズル半片 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 と近位側ノズル 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。それらの図に示されるように、マウント 204 及び 205 はまた、閉鎖管 260 の開口部 266 を通って延在して、シャフトスパイン 210 の陥凹部 209 に収まる。しかしながら、マウント 204、205 がスイッチドラム 500 内のそれぞれのスロット 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、米国特許出願第 13/803,086 号、現在の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られてもよい。

【0049】

やはり図 8 ~ 図 12 に示されるように、シャフト組立体 200 は、例えば、エンドエフ

10

20

30

40

50

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フランジ242に装着される近位コネクタフランジ604と、シャフトハウジング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、コネクタフランジ601の近位面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1つに対応し、それと電氣的に接触する。かかる構成により、近位側コネクタフランジ604と遠位側コネクタフランジ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、シャフトシャーシ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。図7を参照されたい。2013年3月13日に出願された米国特許出願第13/800,067号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE THICKNESS SENSOR SYSTEM」、現在の米国特許出願公開第2014/0263552号は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。2013年3月13日に出願された米国特許出願第13/800,025号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE THICKNESS SENSOR SYSTEM」、現在の米国特許出願公開第2014/0263551号は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。スリップリング組立体600に関する更なる詳細は、米国特許出願第13/803,086号、現在の米国特許出願公開第2014/0263541号に見出すことができる。

【0050】

上述のように、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、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、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11及び図12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

10

20

30

40

50

イッチドラム 500 は、例えば永久磁石 505 などの磁気素子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。様々な事例において、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 / 又はハンドル回路基板 100 上のマイクロコントローラは、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断し得る。

【0051】

再び図 3 及び図 7 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部分 700 内に形成された、対応するダブルスロット 702 に受け入れられるように適合された、シャーシ上に形成された少なくとも 1 つの、好ましくは 2 つの先細取り付け部分 244 を含む。各ダブルスロット 702 は、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 及び図 7 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 の近位端部に形成される。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、長手方向駆動部材 120 の遠位端部 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。

【0052】

様々なシャフト組立体は、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 に着脱可能に結合するためのラッチシステム 710 を用いる。図 7 に示されるように、例えば、少なくとも 1 つの形態では、ラッチシステム 710 は、シャーシ 240 に移動可能に結合されている、ロック部材又はロックヨーク 712 を含む。例示されている例では、例えば、ロックヨーク 712 は、2 つの離れて下向きに延びる脚部 714 を備えた U 字形を有する。脚部 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、枢動ラグ 715 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 716 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、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。

【0053】

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

10

20

30

40

50

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、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。

【0054】

図7で最も具体的に分かるように、ロックヨーク712は、閉鎖シャトル250上に形成された対応するロックラグ部分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13～図15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上のロックラグ部分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16～図18を参照のこと。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。

【0055】

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、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、取り付け部分244に対応するダブテール受け入れスロット702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222上のシャフト取り付けラグ226もまた、長手方向に移動可能な駆動部材120のクレードル126に収められ、第2の閉鎖リンク38上にあるピン37の部分が、閉鎖ヨーク250の対応するフック252に収められる。本明細書で使用するとき、2つの構成要素の文脈における「動作可能な係合」という用語は、それら2つの構成要素が互いに十分に係合され、それにより、作動運動をそれらに適用すると、構成要素が意図される行為、機能、及び/又は手順を実施し得ることを意味する。

【0056】

上で議論したように、交換式シャフト組立体200の少なくとも5つのシステムが、ハンドル組立体14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、シャフト組立体200のフレーム又はスパインをハンドル組立体14のフレーム20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14の閉鎖トリガ32と、閉鎖管260と、シャフト組立体200のアンビル306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30を備えることができる。上で概説したように、シャフト組立体200の閉鎖管取り付けヨーク250を、第2の閉鎖リンク38のピン37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14の発射トリガ130をシャフト組立体200の中間発射シャフト222と動作可能に接続することができる発射駆動システム80を備えることができる。

【0057】

上で概説したように、シャフト取り付けラグ226は、長手方向駆動部材120のクレードル126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と動作可能に係合されていること

を、例えばマイクロコントローラなど、ハンドル組立体 14 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シャフト組立体 200 とハンドル組立体 14 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、シャフト組立体 200 は、シャフト回路基板 610 に動作可能に装着される電気コネクタ 1410 を含むことができる。電気コネクタ 1410 は、ハンドル制御基板 100 上の対応する電気コネクタ 1400 と噛合係合するように構成されている。回路類及び制御システムに関する更なる詳細は、米国特許出願第 13 / 803,086 号、現在は米国特許出願公開第 2014 / 0263541 号に見出すことができ、その開示内容全体は、参照により本明細書に既に組み込まれている。第 5 のシステムは、シャフト組立体 200 をハンドル組立体 14 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。

10

【0058】

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 19 を参照すると、電気コネクタ 1400 は、例えば、第 1 の接点 1401a と、第 2 の接点 1401b と、第 3 の接点 1401c と、第 4 の接点 1401d と、第 5 の接点 1401e と、第 6 の接点 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。

【0059】

図 19 に示されるように、第 1 の接点 1401a は、トランジスタ 1408 と電氣的に連通することができ、接点 1401b ~ 1401e は、マイクロコントローラ 1500 と電氣的に連通することができ、第 6 の接点 1401f は、アースと電氣的に連通することができる。特定の状況では、ハンドル組立体 14 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、マイクロコントローラ 1500 のうちの 1 つ又は 2 つ以上の出力チャンネルと電氣的に連通していてもよく、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 1 つ又は 2 つ以上が、マイクロコントローラ 1500 の 1 つ又は 2 つ以上の入力チャンネルと電氣的に連通していてもよく、ハンドル組立体 14 が給電状態にあるとき、マイクロコントローラ 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、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 1401a ~ 1401f は、互いに連通しなくてもよい。しかしながら、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に組み付けられていないとき、電気コネクタ 1400 の電気接点 1401a ~ 1401f は、露出しているとしてもよく、またいくつかの状況では、接点 1401a ~ 1401f のうち 1 つ又は 2 つ以上が、偶然に互いに電氣的に連通されて配置されてもよい。かかる状況は、例えば、接点 1401a ~ 1401f のうち 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、マイクロコントローラ 1500 が、エラー入力を受信する場合があります、かつ / 又はシャフト組立体 200 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、シャフト組立体 200 などのシャフト組立体がハンドル組立体 14 に取り付けられていないとき、ハンドル組立体 14 は、給電されなくてもよい。

20

30

40

【0060】

他の状況では、例えば、シャフト組立体 200 などのシャフト組立体が、ハンドル組立体 14 に取り付けられていないとき、ハンドル組立体 14 に給電することができる。かかる状況では、マイクロコントローラ 1500 は、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に取り付けられるまで、マイクロコントローラ 1500 と電氣的に連通している接点、即ち、例えば接点 1401b ~ 1401e に印加される、入力又は電位を無視するように構成することができる。マイクロコントローラ 1500 は、そのような状況下でハンドル組立体 14 の他の機能を操作するために電力を供給されてもよいが、ハンドル組立体 14 は非給電状態にあってもよい。ある意味で、電気接点 1401b ~ 1401e に加えられる電

50

位がハンドル組立体 14 の動作に影響することがないので、電気コネクタ 1400 は非給電状態にあってもよい。接点 1401b ~ 1401e が給電停止状態にあっても、マイクロコントローラ 1500 と電氣的に連通していない電気接点 1401a 及び 1401f は給電停止状態にあってもなくてもよいことが、読者には理解されるであろう。例えば、第 6 の接点 1401f は、ハンドル組立体 14 が給電状態にあるか給電停止状態にあるかに関わらず、アースと電氣的に連通したままであってもよい。

【0061】

更に、トランジスタ 1408、及び / 又は例えばトランジスタ 1410 などの任意の他の好適なトランジスタの配置、及び / 又はスイッチは、ハンドル組立体 14 が給電状態にあるか給電停止状態にあるかに関わらず、例えばハンドル組立体 14 内の電池 90 などの電源 1404 から第 1 の電気接点 1401a への電力の供給を制御するように構成されてもよい。様々な状況では、シャフト組立体 200 は、例えば、シャフト組立体 200 がハンドル組立体 14 と係合されたときにトランジスタ 1408 の状態を変化させるように構成することができる。特定の状況下では、以下に加えて、磁場センサ 1402 は、トランジスタ 1410 の状態を切り換えるように構成され得、トランジスタ 1410 は結果として、トランジスタ 1408 の状態を切り換えて、最終的に電源 1404 から第 1 の接点 1401a に電力を供給することができる。このようにして、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。

【0062】

様々な状況では、図 19 を再び参照すると、ハンドル組立体 14 は、例えば磁場センサ 1402 を含むことができ、磁場センサ 1402 は、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に結合されると、例えばシャフト組立体 200 などのシャフト組立体上の、例えば磁気素子 1407 (図 3) などの検出可能な要素を検出するように構成することができる。磁場センサ 1402 は、例えば電池などの電源 1406 によって給電することができ、電源 1406 は実際に、磁場センサ 1402 の検出信号を増幅し、図 19 に示される回路を介してマイクロコントローラ 1500 の入力チャネルと通信することができる。マイクロコントローラ 1500 が、シャフト組立体がハンドル組立体 14 に少なくとも部分的に結合されていること、またその結果として、電気接点 1401a ~ 1401f が露出しなくなっていることを示す入力を受信すると、マイクロコントローラ 1500 は、通常の、つまり給電動作状態に入ることができる。かかる動作状態では、マイクロコントローラ 1500 は、その通常の使用時に、接点 1401b ~ 1401e のうち 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、接点 1401b ~ 1401e のうち 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 が磁気素子 1407 を検出し得るにはその前に、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。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、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。

【0063】

様々な実施形態において、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、磁界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、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。

【 0 0 6 4 】

図 1 9 を参照すると、マイクロコントローラ 1 5 0 0 は、一般に、マイクロプロセッサ（「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もよい。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。マイクロコントローラ 1 5 0 0 は、集積型及び / 若しくは離散的なハードウェア要素、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は、プロセッサ、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、集積回路、特定用途向け集積回路（A S I C）、プログラマブル論理デバイス（P L D）、デジタル信号プロセッサ（D S P）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（F P G A）、論理ゲート、レジスタ、半導体素子、チップ、マイクロチップ、チップセット、マイクロコントローラ、システムオンチップ（S o C）、及び / 又はシステムインパッケージ（S I P）を含んでもよい。離散的な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、マイクロコントローラ 1 5 0 0 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。

【 0 0 6 5 】

図 1 9 を参照すると、マイクロコントローラ 1 5 0 0 は、例えば、T e x a s I n s t r u m e n t s から入手可能な L M 4 F 2 3 0 H 5 Q R であってもよい。特定の例では、T e x a s I n s t r u m e n t s の L M 4 F 2 3 0 H 5 Q R は、容易に利用可能な他の特性の中でも特に、最大 4 0 M H z、2 5 6 K B 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、4 0 M H z 超の性能を改善するブリフェッチバッファと、3 2 K B の単一サイクルシリアルランダムアクセスメモリ（S R A M）と、S t e l l a r i s W a r e（登録商標）ソフトウェアを搭載した内部読み出し専用メモリ（R O M）と、2 K B の電氣的消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（E E P R O M）と、1 つ又は 2 つ以上のパルス幅変調（P W M）モジュールと、1 つ又は 2 つ以上の直交エンコーダ入力（Q E I）アナログと、1 2 のアナログ入力チャンネルを備えた 1 つ又は 2 つ以上の 1 2 ビットアナログデジタル変換器（A D C）とを備える、A R M C o r t e x - M 4 F プロセッサコアである。他のマイクロコントローラが、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。

【 0 0 6 6 】

上述したように、ハンドル組立体 1 4 及び / 又はシャフト組立体 2 0 0 は、シャフト組立体 2 0 0 がハンドル組立体 1 4 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、ハンドルの電気コネクタ 1 4 0 0 の接点及び / 又はシャフトの電気コネクタ 1 4 1 0 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、ハンドルの電気コネクタ 1 4 0 0 は、ハンドルフレーム 2 0 に画定されたキャビティ 1 4 0 9 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 1 4 0 0 の 6 つの接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f は、キャビティ 1 4 0 9 内に完全に入り込ませることができる。かかる配置は、物体が接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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、シャフトの電気コネクタ 1 4 1 0 を、シャフトシャシ 2 4 0 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、物体がシャフトの電気コネクタ 1 4 1 0 の接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f のうち 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。図 3 に示される特定の例に関して、シャフト接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f 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、各シャフト接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f は、例えば、対応するハンドル接点 1 4 0

1 a ~ 1 4 0 1 f を係合するように構成することができる、シャフト接点から延在する可撓性突出部を備えることができる。ハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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、各ハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f は、例えば、平坦面を備えることができ、それに接して雄シャフト接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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。様々な事例では、シャフト組立体 2 0 0 がハンドル組立体 1 4 に組み付けられる方向は、ハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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、シャフト組立体 2 0 0 がハンドル組立体 1 4 に組み付けられると、シャフト接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f はハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f に接して摺動する。様々な代替的な例では、ハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f が雄接点を備えることができ、シャフト接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f が雌接点を備えることができる。特定の代替的な例では、ハンドル接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 及びシャフト接点 1 4 1 1 a ~ 1 4 1 1 f は、接点の任意の好適な配置を備えることができる。

【 0 0 6 7 】

様々な事例では、ハンドル組立体 1 4 は、ハンドルの電気コネクタ 1 4 0 0 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 / 又はシャフトの電気コネクタ 1 4 1 0 を少なくとも部分的に被覆するように構成されたコネクタガードを備えることができる。コネクタガードは、シャフト組立体がハンドルに組み付けられていないとき、又は部分的にのみ組み付けられているとき、物体が電気コネクタの接点に偶発的に触れることを防止するか、又は少なくともその可能性を低減することができる。コネクタガードは、可動であることができる。例えば、コネクタガードは、コネクタを少なくとも部分的に防護する防護位置と、コネクタを防護しないか、又は少なくともわずかし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。

【 0 0 6 8 】

上述したように、外科用器具は、例えば、電気コネクタ 1 4 0 0 などの電気コネクタの接点を、選択的に給電又は活性化することができるシステムを含むことができる。様々な例では、接点を不活性状態と活性化状態との間で遷移させることができる。特定の例では、接点を、監視状態、非活性化状態、及び活性化状態の間で遷移させることができる。例えば、マイクロコントローラ 1 5 0 0 は例えば、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の接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f を監視して、接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f のうち 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断することができる。マイクロコントローラ 1 5 0 0 は、接点 1 4 0 1 a ~ 1 4 0 1 f 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、マイクロコントローラ 1 5 0 0 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

10

20

30

40

50

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、それがマイクロコントローラ 1500 によって検出された場合、マイクロコントローラ 1500 は、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。

【0069】

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フィットするように、ある程度コンパクトでなければならない。

【0070】

図20を参照すると、エンドエフェクタ300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300は、アンビル306及びステープルカートリッジ304を含んでもよい。この非限定的な例では、アンビル306は、細長いチャンネル198に結合されている。例えば、アパーチャ199を、アンビル306から延在するピン152を受け入れることができる細長いチャンネル198内に画定することができ、アパーチャ199によって、細長いチャンネル198及びステープルカートリッジ304に対してアンビル306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20は、エンドエフェクタ300内へと長手方向で並進するように構成された発射バー172を示している。発射バー172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172の遠位側に突出する端部は、E型梁178に取り付けることができ、E型梁178は、中でも特に、アンビル306が閉位置にあるとき、細長いチャンネル198内に位置付けられたステープルカートリッジ304からアンビル306を離すことを支援することができる。E型梁178はまた、E型梁178を発射バー172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182を含むことができる。動作の際、E型梁178はまた、ステープルカートリッジ304を作動させること、即ち発射することができる。ステープルカートリッジ304は、ステープルドライバ192上に載置された複数のステープル191を、それぞれの上向きに開いたステープルキャビティ195内で保持する、成型カートリッジ本体194を含むことができる。楔形スレッド190は、E型梁178によって遠位側に駆動されて、交換可能なステープルカートリッジ304の様々な構成要素を共に保持するカートリッジトレイ196上を摺動する。楔形スレッド190は、E型梁178の切断面182がクランプされた組織を切る間、ステープルドライバ192を上向きにカム駆動して、ステープル191を追いついてアンビル306と変形接触させる。

【0071】

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。ステープルカートリッジ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、位置合わせされたスロット193、197、及び189を通して摺動することができ、図20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 とステーブルカートリッジ 304 とを離すか、又はそ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）。

【0072】

外科用器具 10（図 1～図 4）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。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 21A～図 21B 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 18A 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、一次つまりメインプロセッサ 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 2056～2070 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 内のプ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時、任意のマイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、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。

【0073】

一態様では、メインプロセッサ 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 つのマイクロコントローラ系ファミリーを備える安全マイクロ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、マイクロコントローラ及び安全プロセッサに好適な他の置換品も制限なく用いることができる。一例では、安全プロセッサ 2004 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。

【0074】

特定の例では、メインプロセッサ 2006 は、例えば、Texas Instruments から入手可能な LM4F230H5QR であってもよい。少なくとも 1 つの例では、Texas Instruments の LM4F230H5QR は、製品データシートに関して容易に利用可能な他の特性の中でも特に、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プリフェッチバッファと、32KB の単一サイクル SRAM と、S

t e l l a r i s W a r e (登録商標)ソフトウェアを搭載した内部ROMと、2KBのEEPROMと、1つ又は2つ以上のPWMモジュールと、1つ又は2つ以上のQ E Iアナログと、12のアナログ入力チャネルを備えた1つ又は2つ以上の12ビットADCとを備える、ARM Cortex-M4Fプロセッサコアである。他のプロセッサが容易に代用されてもよく、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。

【0075】

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、加速度センサ2022を備える。加速度センサ2022は、例えば、加速度計を備えてもよい。加速度センサ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。いくつかの例では、加速度センサ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。

10

【0076】

いくつかの態様では、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。様々な実施形態により、ディスプレイセグメント2002dは、一次プロセッサ2006に結合されているディスプレイコネクタ(図示せず)、ディスプレイコネクタに結合されている1つ又は2つ以上のディスプレイドライバ集積回路(図示せず)、及び、1つ又は2つ以上のディスプレイドライバ集積回路に結合されているディスプレイ2028を備える。ディスプレイコネクタ及び1つ又は2つ以上のディスプレイドライバ集積回路は、例えば、米国特許出願第14/226,076号の図4Bに示されており、この内容は、全体が参照により本明細書に組み込まれる。ディスプレイドライバ集積回路は、ディスプレイ2028と一体化されてもよく、及び/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。

20

【0077】

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に結合されたシャフト200に対する1つ又は2つ以上の制御、及び/又はシャフト200に結合されたエンドエフェクタ300に対する1つ又は2つ以上の制御を備える。様々な実施形態により、シャフトセグメント2002eは、シャフトコネクタ2030及びシャフトプリント回路基板組立体(PCBA)2031を備える。シャフトコネクタ2030は、シャフトPCBA 2031を一次プロセッサ2006に結合するように構成されている。様々な実施形態により、シャフトPCBA 2031は、第1の関節運動スイッチ(図示せず)、第2の関節運動スイッチ(図示せず)、及び、シャフトPCBA EEPROM(図示せず)を備える。いくつかの例では、シャフトPCBA EEPROMは、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、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。いくつかの例では、シャフトセグメント2002eは、第2のシャフトEEPROM(図示せず)を備える。第2のシャフトEEPROMは、電動外科用器具10と接続され得る1つ又は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。第1の関節運動スイッチ、第2の関節運動スイッチ及びシャフトPCBA EEPROMは、例えば、米国特許出願第14/226,076号の図4Aに示されており、この内容全体は、全体が参照により本明細書に組み込まれる。他の実施形態により、図21Aに示すように、シャフトセ

30

40

50

グメント 2002e は、シャフト P C B A 2031、ホール効果センサ 2070、及びシャフトコネクタ 2025 を備える。シャフト P C B A 2031 は、強誘電体メモリ (F R A M) 技術、機械的関節運動スイッチ 2092、シャフト解放ホール効果スイッチ 2094、及びフラッシュメモリ 2034 を有する低出力マイクロプロセッサ 2090 を備える。ホール効果センサ 2070 は、シャフト組立体 200 の係合を示すために利用され、従って、シャフト係合スイッチと考えられ得る。

【0078】

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 つ以上の磁気回転位置エンコーダ 2040a ~ 2040b は、外科用器具 10 のモータ 2048、シャフト組立体 200、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。いくつかの例では、磁気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。

【0079】

いくつかの態様では、セグメント化回路 2000 は、モータセグメント 2002g (セグメント 7) を備える。モータセグメント 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、例えば、ブラシ付き D C モータなど、モータ 2048 を備える。モータ 2048 は、モータコントローラ 2043、複数の H ブリッジドライバ 2042、及び複数の H ブリッジ電界効果トランジスタ (図示せず) を介して一次プロセッサ 2006 に結合されている。様々な実施形態により、H ブリッジ電界効果トランジスタ (F E T) は、安全プロセッサ 2004 に結合されている。H ブリッジ F E T は、例えば、米国特許出願第 14 / 226, 076 号の図 4 B に示されており、この内容は、全体が参照により本明細書に組み込まれる。モータコントローラ 2043 は、第 1 のモータフラグ 2074a 及び第 2 のモータフラグ 2074b を、モータ 2048 の状態及び位置を一次プロセッサ 2006 に示すように制御する。一次プロセッサ 2006 は、パルス幅変調 (P W M) 高信号 2076a、P W M 低信号 2076b、方向信号 2078、同期信号 2080 及びモータリセット信号 2082 をモータコントローラ 2043 にバッファ 2084 を介して供給する。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。いくつかの例では、モータ 2048 はモータ電磁界干渉 (E M I) フィルタ (図示せず) に結合されている。E M I フィルタは、例えば、米国特許出願第 14 / 226, 076 号の図 3 B に示されており、この内容は、全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0080】

いくつかの態様では、セグメント化回路 2000 は、セグメント電圧を回路セグメント 1102a ~ 1102g のそれぞれに供給するように構成された電力セグメント 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、いくつかの例では、セグメント化回路 2000 は、3.3 V 電圧変換器 2014a ~ 2014b 及び / 又は 5 V 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 13 V 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。トランジスタスイッチ (例えば、N チャンネル M O S F E T) 2015 は、電力変換器 2014B、201

10

20

30

40

50

6に結合されている。

【0081】

いくつかの態様では、安全セグメント2002aは、モータ電力遮断2020を備える。モータ電力遮断2020は、電源セグメント2002hとモータセグメント2002gとの間に結合されている。トランジスタスイッチ（例えば、NチャネルMOSFET）2057は、モータ電力割り込み2020に結合されている。安全セグメント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。

10

【0082】

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（図示せず）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（図示せず）によって一次プロセッサ2006に結合されている。左可撓コネクタ及び右可撓コネクタは、例えば、米国特許出願第14/226,076号の図3Aに示されており、この内容は、全体が参照により本明細書に組み込まれる。いくつかの例では、発射スイッチ2066、クランプ解除スイッチ2068、及び、ホール効果センサ/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。

20

30

【0083】

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る単一の多重位置スイッチとしてもよい。

40

【0084】

50

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。一次プロセッサ2006はまた、フラッシュメモリ2086に結合されている。マイクロプロセッサのアライブハートビート信号は、出力2096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(Dof)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。

10

【0085】

一態様では、安全プロセッサ2004は、例えばモータセグメント2002gなど、1つ又は2つ以上の回路セグメント2002c~2002hに関して、ウォッチドッグ機能を実現するように構成されている。これに関して、安全プロセッサ2004は、ウォッチドッグ機能を用いて、一次プロセッサ2006の誤動作を検出しそこから復帰する。正常動作の間、安全プロセッサ2004は、一次プロセッサ2006のハードウェア障害又はプログラムエラーを監視し、修正動作(単数若しくは複数)を開始する。修正動作は、一次プロセッサ2006を安全状態に置くこと、及び正常なシステム動作を復元することを含んでもよい。一例では、安全プロセッサ2004は、少なくとも第1のセンサに結合されている。第1のセンサは、外科用器具10(図1~図4)の第1の特性を測定する。いくつかの例では、安全プロセッサ2004は、外科用器具10の測定された特性を既定値と比較するように構成されている。例えば、一例において、モータセンサ2040a(例えば、磁気回転位置エンコーダ)は、安全プロセッサ2004に結合されている。モータセンサ2040aは、モータの速度及び位置情報を安全プロセッサ2004に提供する。安全プロセッサ2004は、モータセンサ2040aを監視し、その値を速度及び/又は位置の最大値と比較し、既定値を上回るモータ2048の動作を防止する。いくつかの例では、既定値は、一次プロセッサ2006と連通している第2のモータセンサ2040b(例えば、磁気回転位置エンコーダ)によって供給される値、及び/又は例えば安全プロセッサ2004に結合されたメモリモジュールから、安全プロセッサ2004に提供される値から計算される、モータ2048のリアルタイムの速度及び/又は位置に基づいて計算される。

20

30

【0086】

いくつかの態様では、第2のセンサが、一次プロセッサ2006に結合されている。第2のセンサは、第1の物理的特性を測定するように構成されている。安全プロセッサ2004及び一次プロセッサ2006は、第1のセンサ及び第2のセンサそれぞれの値を示す信号を提供するように構成されている。安全プロセッサ2004又は一次プロセッサ2006のどちらかが許容可能な範囲外の値を示しているとき、セグメント化回路2000は、例えばモータセグメント2002gなど、回路セグメント2002c~2002hのうちの少なくとも1つの動作を防止する。例えば、図21A~図21Bに示される例では、安全プロセッサ2004は、第1のモータ位置センサ2040aに結合され、一次プロセッサ2006は、第2のモータ位置センサ2040bに結合されている。モータ位置センサ2040a、2040bは、例えば、サイン及びコサイン出力を含む磁気角度回転入力

40

50

など、任意の好適なモータ位置センサを含んでもよい。モータ位置センサ 2040a、2040b は、モータ 2048 の位置を示すそれぞれの信号を、安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 に提供する。

【0087】

安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 は、第 1 のモータセンサ 2040a 及び第 2 のモータセンサ 2040b の値が既定範囲内のとき、活性化信号を生成する。一次プロセッサ 2006 又は安全プロセッサ 2004 のどちらかが既定範囲外の値を検出すると、活性化信号は終了され、例えばモータセグメント 2002g など、少なくとも 1 つの回路セグメント 2002c ~ 2002h の動作が遮断及び / 又は防止される。例えば、いくつかの例では、一次プロセッサ 2006 からの活性化信号及び安全プロセッサ 2004 からの活性化信号は、AND ゲート 2059 に結合されている。AND ゲート 2059 は、モータ電源スイッチ 2020 に結合されている。AND ゲート 2059 は、安全プロセッサ 2004 及び一次プロセッサ 2006 の両方からの活性化信号が高であり、モータセンサ 2040a、2040b 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。モータセンサ 2040a、2040b のどちらかが既定範囲外の値を検出すると、そのモータセンサ 2040a、2040b からの活性化信号は低に設定され、AND ゲート 2059 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。いくつかの例では、第 1 のセンサ 2040a 及び第 2 のセンサ 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、モータセグメント 2002g の動作を防止してもよい。

【0088】

いくつかの態様では、安全プロセッサ 2004 は、第 2 のセンサ 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 のモータセンサ 2040a に直接結合されている。第 2 のモータセンサ 2040b は、一次プロセッサ 2006 に結合され、それによって第 2 のモータセンサ 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 のモータセンサ 2040a の値を第 2 のモータセンサ 2040b の値と比較する。安全プロセッサ 2004 が第 1 のモータセンサ 2040a と第 2 のモータセンサ 2040b との間の不整合を検出すると、安全プロセッサ 2004 は、例えばモータセグメント 2002g への電力を止めることによって、モータセグメント 2002g の動作を遮断してもよい。

【0089】

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 のセンサ 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 のセンサ 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。

【0090】

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

10

20

30

40

50

具 10 の 1 つ又は 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。プロセッサ 2004、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。

【0091】

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。

【0092】

図 22 は、電源組立体 2100 の使用サイクル計数を監視するように構成された、使用サイクル回路 2102 を備える電源組立体 2100 の一例を示している。電源組立体 2100 は、外科用器具 2110 に結合されてもよい。使用サイクル回路 2102 は、プロセッサ 2104 及び使用インジケータ 2106 を備える。使用インジケータ 2106 は、信号をプロセッサ 2104 に提供して、電池バック 2100、及び / 又は電源組立体 2100 に結合された外科用器具 2110 の使用を示すように構成されている。「使用」は、例えば、外科用器具 2110 のモジュール式構成要素の変更、外科用器具 2110 に結合された使い捨て構成要素の配備又は発射、外科用器具 2110 からの電気外科的エネルギーの送達、外科用器具 2110 及び / 若しくは電源組立体 2100 の再調整、電源組立体 2100 の交換、電源組立体 2100 の再充電、並びに / 又は外科用器具 2110 及び / 若しくは電池バック 2100 の安全限界の超過など、任意の好適な動作、状態、及び / 又は

【0093】

いくつかの例では、使用サイクル、即ち使用は、1 つ又は 2 つ以上の電源組立体 2100 のパラメータによって定義される。例えば、1 つの例では、使用サイクルは、電源組立体 2100 が完全充電レベルのとき、電源組立体 2100 から利用可能な合計エネルギーの 5 % 超過を使用することを含む。別の例では、使用サイクルは、既定の時限を超過する電源組立体 2100 からの連続エネルギー流出を含む。例えば、使用サイクルは、電源組立体 2100 からの 5 分間の連続及び / 又は合計エネルギー引き出しに相当してもよい。いくつかの例では、電源組立体 2100 は、例えば、使用インジケータ 2106 及び / 又はカウンタ 2108 など、使用サイクル回路 2102 の 1 つ又は 2 つ以上の構成要素を活動状態で維持するため、連続電力引き出しを有する使用サイクル回路 2102 を備える。

【0094】

プロセッサ 2104 は、使用サイクル計数を維持する。使用サイクル計数は、電源組立体 2100 及び / 又は外科用器具 2110 に対して、使用インジケータ 2106 によって検出される使用回数を示す。プロセッサ 2104 は、使用インジケータ 2106 からの入力に基づいて、使用サイクル計数を増分及び / 又は減分してもよい。使用サイクル計数は、電源組立体 2100 及び / 又は外科用器具 2110 の 1 つ又は 2 つ以上の動作を制御するために使用される。例えば、いくつかの例では、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過すると、電源組立体 2100 は使用不能にされる。本明細書で考察する例は、既定の使用限界を上回って使用サイクル計数を増分することに関して考察しているが、使用サイ

クル計数は既定量で開始してもよく、プロセッサ 2 1 0 4 によって減分されてもよいことが、当業者には認識されるであろう。この例では、プロセッサ 2 1 0 4 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を下回ると、電源組立体 2 1 0 0 の 1 つ又は 2 つ以上の動作を開始及び / 又は防止する。

【 0 0 9 5 】

使用サイクル計数は、カウンタ 2 1 0 8 によって維持される。カウンタ 2 1 0 8 は、例えば、メモリモジュール、アナログカウンタ、及び / 又は使用サイクル計数を維持するように構成された任意の回路など、任意の好適な回路を備える。いくつかの例では、カウンタ 2 1 0 8 は、プロセッサ 2 1 0 4 と一体的に形成される。他の例では、カウンタ 2 1 0 8 は、例えば固体メモリモジュールなど、別個の構成要素を備える。いくつかの例では、使用サイクル計数は、例えば中央データベースなど、遠隔システムに提供される。使用サイクル計数は、通信モジュール 2 1 1 2 によって遠隔システムに伝達される。通信モジュール 2 1 1 2 は、例えば有線及び / 又は無線通信など、任意の好適な通信媒体を使用するように構成されている。いくつかの例では、通信モジュール 2 1 1 2 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過すると、例えば制御信号など、遠隔システムからの 1 つ又は 2 つ以上の命令を受信するように構成されている。

10

【 0 0 9 6 】

いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、電源組立体 2 1 0 0 に結合された外科用器具 2 1 1 0 と共に使用される、モジュール式構成要素の数を監視するように構成されている。モジュール式構成要素は、例えば、モジュール式シャフト、モジュール式エンドエフェクタ、及び / 又は他の任意のモジュール式構成要素を備えてもよい。いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、例えば、外科用器具 2 1 1 0 に結合されたエンドエフェクタ内におけるステーブルカートリッジの挿入及び / 又は配備など、1 つ又は 2 つ以上の使い捨て構成要素の使用を監視する。使用インジケータ 2 1 0 6 は、外科用器具 2 1 1 0 の 1 つ又は 2 つ以上のモジュール式及び / 又は使い捨て構成要素の交換を検出する、1 つ又は 2 つ以上のセンサを備える。

20

【 0 0 9 7 】

いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、電源組立体 2 1 0 0 が設置された状態で行われる単一患者の外科的処置を監視するように構成されている。例えば、使用インジケータ 2 1 0 6 は、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 に結合されている状態での外科用器具 2 1 1 0 の発射を監視するように構成されてもよい。発射は、ステーブルカートリッジの配備、電気外科的エネルギーの適用、及び / 又は他の任意の好適な外科的行為に相当してもよい。使用インジケータ 2 1 0 6 は、電源組立体 2 1 0 0 が設置されている状態での発射回数を測定する 1 つ又は 2 つ以上の回路を備えてもよい。使用インジケータ 2 1 0 6 は、単一患者処置が行われると、プロセッサ 2 1 0 4 に信号を提供し、プロセッサ 2 1 0 4 は、使用サイクル計数を増分する。

30

【 0 0 9 8 】

いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、例えば、電源 2 1 1 4 からの電流引き出しなど、電源 2 1 1 4 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータを監視するように構成された回路を備える。電源 2 1 1 4 の 1 つ又は 2 つ以上のパラメータは、例えば切断及び封着動作など、外科用器具 2 1 1 0 によって実行可能な 1 つ又は 2 つ以上の動作に対応する。使用インジケータ 2 1 0 6 は、処置が行われたことを 1 つ又は 2 つ以上のパラメータが示す場合、1 つ又は 2 つ以上のパラメータをプロセッサ 2 1 0 4 に提供し、それによって使用サイクル計数を増分する。

40

【 0 0 9 9 】

いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、既定の期間後に使用サイクル計数を増分するように構成されたタイミング回路を備える。既定の期間は、操作者が、例えば切断及び封着処置などの処置を行うのに要する時間である、単一患者処置時間に相当する。電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 に結合されると、プロセッサ 2 1 0 4 は、使用インジケータ 2 1 0 6 をポーリングして、単一患者処置時間がいつ期限切れしたかを判断

50

する。既定の期間が経過すると、プロセッサ 2104 は、使用サイクル計数を増分する。使用サイクル計数を増分した後、プロセッサ 2104 は、使用インジケータ 2106 のタイミング回路をリセットする。

【0100】

いくつかの例では、使用インジケータ 2106 は、単一患者処置時間に近似する時定数を含む。一例では、使用サイクル回路 2102 は、抵抗容量結合型 (RC) タイミング回路 2506 を備える。RC タイミング回路は、抵抗・コンデンサ対によって定義される時定数を含む。時定数は、抵抗及びコンデンサの値によって定義される。一例では、使用サイクル回路 2552 は、充電式電池及びクロックを備える。電源組立体 2100 が外科用器具に設置されると、充電式電池が電源によって充電される。充電式電池は、少なくとも単一患者処置時間の間、クロックを稼働させるのに十分な電力を含む。クロックは、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、又は任意の他の好適なタイミング回路を備えてもよい。

10

【0101】

依然として図 22 を参照すると、いくつかの例では、使用インジケータ 2106 は、電源組立体 2100 が経験する 1 つ又は 2 つ以上の環境状態を監視するように構成されたセンサを備える。例えば、使用インジケータ 2106 は、加速度計を備えてもよい。加速度計は、電源組立体 2100 の加速度を監視するように構成されている。電源組立体 2100 は、最大許容加速度を含む。既定の閾値を上回る加速度は、例えば、電源組立体 2100 が落下していることを示す。使用インジケータ 2106 が最大許容加速度を上回る加速度を検出すると、プロセッサ 2104 は、使用サイクル計数を増分する。いくつかの例では、使用インジケータ 2106 は、水分センサを備える。水分センサは、電源組立体 2100 が水分に晒されるとそれを示すように構成されている。水分センサは、例えば、電源組立体 2100 が洗浄流体に完全に浸漬しているとそれを示すように構成された浸漬センサ、使用中に水分が電源組立体 2100 と接触しているとそれを示すように構成された水分センサ、及び / 又は任意の他の好適な水分センサを備えてもよい。

20

【0102】

いくつかの例では、使用インジケータ 2106 は、化学物質曝露センサを備える。化学物質曝露センサは、電源組立体 2100 が有害及び / 又は危険な化学物質と接触しているとそれを示すように構成されている。例えば、滅菌処置の間、不適切な化学物質が使用され、それが電源組立体 2100 の劣化に結び付くことがある。プロセッサ 2104 は、使用インジケータ 2106 が不適切な化学物質を検出すると、使用サイクル計数を増分する。

30

【0103】

いくつかの例では、使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 が経験する再調整サイクルの回数を監視するように構成されている。再調整サイクルは、例えば、洗浄サイクル、滅菌サイクル、充電サイクル、定期及び / 若しくは予防整備、並びに / 又は任意の他の好適な再調整サイクルを含んでもよい。使用インジケータ 2106 は、再調整サイクルを検出するように構成されている。例えば、使用インジケータ 2106 は、洗浄及び / 又は滅菌サイクルを検出する水分センサを備えてもよい。いくつかの例では、使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 が経験する再調整サイクルの回数を監視し、再調整サイクルの回数が既定の閾値を超過した後、電源組立体 2100 を使用不能にする。

40

【0104】

使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 の交換回数を監視するように構成されてもよい。使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 が交換される毎に使用サイクル計数を増分する。最大交換回数を超過すると、使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 及び / 又は外科用器具 2110 をロックアウトする。いくつかの例では、電源組立体 2100 が外科用器具 2110 に結合されると、使用サイクル回路 2102 は、電源組立体 2100 のシリアル番号を識別し、電源組立体 2100 が外科用器具 2110 のみと共に使用可能であるように、電源組立体 2100 をロックする。いくつかの例で

50

は、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 から取り外される毎、及び／又は外科用器具 2 1 1 0 に結合される毎に、使用サイクルを増分する。

【 0 1 0 5 】

いくつかの例では、使用サイクル計数は、電源組立体 2 1 0 0 の滅菌に対応する。使用インジケータ 2 1 0 6 は、例えば、温度パラメータ、化学物質パラメータ、水分パラメータ、及び／又は任意の他の好適なパラメータなど、滅菌サイクルの 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たセンサを備える。プロセッサ 2 1 0 4 は、滅菌パラメータが検出されると使用サイクル計数を増分する。使用サイクル回路 2 1 0 2 は、既定の滅菌回数後、電源組立体 2 1 0 0 を使用不能にする。いくつかの例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、滅菌サイクルの間に、充電サイクルを検出する電圧センサ、及び／又は任意の好適なセンサをリセットする。プロセッサ 2 1 0 4 は、再調整サイクルが検出されると、使用サイクル計数を増分する。使用サイクル回路 2 1 0 2 は、滅菌サイクルが検出されると、使用不能にされる。使用サイクル回路 2 1 0 2 は、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 に結合されると、再活性化及び／又はリセットされる。いくつかの例では、使用インジケータは、ゼロ電力インジケータを含む。ゼロ電力インジケータは、滅菌サイクル中に状態を変化させ、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 に結合されると、プロセッサ 2 1 0 4 によってチェックされる。ゼロ電力インジケータが、滅菌サイクルが起きていることを示すと、プロセッサ 2 1 0 4 は、使用サイクル計数を増分する。

【 0 1 0 6 】

カウンタ 2 1 0 8 は、使用サイクル計数を維持する。いくつかの例では、カウンタ 2 1 0 8 は、不揮発性メモリモジュールを備える。プロセッサ 2 1 0 4 は、使用サイクルが検出される毎に、不揮発性メモリモジュールに記憶された使用サイクル計数を増分する。メモリモジュールは、プロセッサ 2 1 0 4、及び／又は例えば制御回路 2 0 0 0 などの制御回路によってアクセスされてもよい。使用サイクル計数が既定の閾値を超過すると、プロセッサ 2 1 0 4 は、電源組立体 2 1 0 0 を使用不能にする。いくつかの例では、使用サイクル計数は、複数の回路構成要素によって維持される。例えば、1 つの例では、カウンタ 2 1 0 8 は、抵抗（又はヒューズ）パックを備える。電源組立体 2 1 0 0 の各使用後に、抵抗（又はヒューズ）が焼けて開位置に至って、抵抗パックの抵抗が変化する。電源組立体 2 1 0 0 及び／又は外科用器具 2 1 1 0 は、残りの抵抗を読み取る。抵抗パックの最後の抵抗が焼損したとき、抵抗パックは、例えば、電源組立体 2 1 0 0 がその使用限界に達していることを示す、開回路に相当する無限抵抗など、既定の抵抗を有する。いくつかの例では、抵抗パックの抵抗は、残りの使用回数を導き出すために使用される。

【 0 1 0 7 】

いくつかの事例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過したとき、電源組立体 2 1 0 0 及び／又は外科用器具 2 1 1 0 の更なる使用を防止する。1 つの例では、電源組立体 2 1 0 0 と関連付けられた使用サイクル計数は、例えば、外科用器具 2 1 1 0 と一体的に形成された画面を利用して、操作者に提供される。外科用器具 2 1 1 0 は、操作者に対して、使用サイクル計数が電源組立体 2 1 0 0 の既定の使用限界を超過していることの指示を提供し、外科用器具 2 1 1 0 の更なる動作を防止する。

【 0 1 0 8 】

いくつかの例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、既定の使用限界に達すると、動作を物理的に防止するように構成されている。例えば、電源組立体 2 1 0 0 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過すると、電源組立体 2 1 0 0 の接点の上に配備するように構成されたシールドを備えてもよい。シールドは、電源組立体 2 1 0 0 の電気接続を被覆することによって、電源組立体 2 1 0 0 の充電及び使用を防止する。

【 0 1 0 9 】

いくつかの例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、少なくとも部分的に外科用器具 2 1 1 0 内に配置され、外科用器具 2 1 1 0 の使用サイクル計数を維持するように構成されている。図 2 2 は、外科用器具 2 1 1 0 内の使用サイクル回路 2 1 0 2 の 1 つ又は 2 つ以上の構成要素を仮想線で示して、使用サイクル回路 2 1 0 2 の代替の位置付けを示している

10

20

30

40

50

。外科用器具 2 1 1 0 の既定の使用限界を超過すると、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、外科用器具 2 1 1 0 を使用不能にし、かつ / 又はその動作を防止する。使用サイクル計数は、例えば、外科用器具 2 1 1 0 の発射、単一患者処置時間に対応する既定の期間、外科用器具 2 1 1 0 の 1 つ又は 2 つ以上のモータパラメータに基づくもの、1 つ又は 2 つ以上の既定の閾値が満たされていることを示すシステム診断に対する応答、及び / 又は任意の他の好適な要件など、使用インジケータ 2 1 0 6 が特定の事象及び / 又は要件を検出すると、使用サイクル回路 2 1 0 2 によって増分される。上述したように、いくつかの例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、単一患者処置時間に対応するタイミング回路を備える。他の例では、使用インジケータ 2 1 0 6 は、外科用器具 2 1 1 0 の特定の事象及び / 又は状態を検出するように構成された 1 つ又は 2 つ以上のセンサを備える。

10

【 0 1 1 0 】

いくつかの例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、既定の使用限界に達した後、外科用器具 2 1 1 0 の動作を防止するように構成されている。いくつかの例では、外科用器具 2 1 1 0 は、既定の使用限界に達すると、かつ / 又は既定の使用限界を超過するとそれを示す、可視インジケータを備える。例えば、赤いフラグなどのフラグが、ハンドルからなど、外科用器具 2 1 1 0 から飛び出して、外科用器具 2 1 1 0 が既定の使用限界を超過していることの視覚的指示を操作者に提供してもよい。別の例として、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、外科用器具 2 1 1 0 と一体的に形成されたディスプレイに結合されてもよい。使用サイクル回路 2 1 0 2 は、既定の使用限界を超過していることを示すメッセージを表示する。外科用器具 2 1 1 0 は、既定の使用限界を超過していることの可聴指示を操作者に提供してもよい。例えば、1 つの例では、外科用器具 2 1 1 0 は、既定の使用限界を超過すると可聴音を放出し、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 から取り外される。可聴音は、外科用器具 2 1 1 0 の最後の使用を示し、外科用器具 2 1 1 0 を廃棄又は再調整すべきであることを示す。

20

【 0 1 1 1 】

いくつかの例では、使用サイクル回路 2 1 0 2 は、外科用器具 2 1 1 0 の使用サイクル計数を、例えば中央データベースなどの遠隔位置に伝達するように構成されている。使用サイクル回路 2 1 0 2 は、使用サイクル計数を遠隔位置に伝達するように構成された通信モジュール 2 1 1 2 を備える。通信モジュール 2 1 1 2 は、例えば有線又は無線通信システムなど、任意の好適な通信システムを利用してもよい。遠隔位置は、使用情報を維持するように構成された中央データベースを備えてもよい。いくつかの例では、電源組立体 2 1 0 0 が外科用器具 2 1 1 0 に結合されると、電源組立体 2 1 0 0 は、外科用器具 2 1 1 0 のシリアル番号を記録する。シリアル番号は、例えば、電源組立体 2 1 0 0 が充電器に結合されると、中央データベースに伝達される。いくつかの例では、中央データベースは、外科用器具 2 1 1 0 の各使用に対応する計数を維持する。例えば、外科用器具 2 1 1 0 が使用される毎に、外科用器具 2 1 1 0 と関連付けられたバーコードがスキャンされてもよい。使用計数が既定の使用限界を超過すると、中央データベースは、外科用器具 2 1 1 0 を処分すべきであることを示す信号を外科用器具 2 1 1 0 に提供する。

30

【 0 1 1 2 】

外科用器具 2 1 1 0 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過すると、外科用器具 2 1 1 0 の動作をロック及び / 又は防止するように構成されてもよい。いくつかの例では、外科用器具 2 1 1 0 は、使い捨て器具を含み、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過した後で処分される。他の例では、外科用器具 2 1 1 0 は、使用サイクル計数が既定の使用限界を超過した後で再調整されてもよい、再使用可能な外科用器具を含む。外科用器具 2 1 1 0 は、既定の使用限界が満たされた後に可逆的なロックアウトを開始する。技術者は、例えば、使用サイクル回路 2 1 0 2 をリセットするように構成された専用技術者キーを利用して、外科用器具 2 1 1 0 を再調整し、ロックアウトを解除する。

40

【 0 1 1 3 】

いくつかの態様では、セグメント化回路 2 0 0 0 は、逐次的起動向けに構成されている。エラーチェックは、次の順番の回路セグメント 2 0 0 2 a ~ 2 0 0 2 g に通電する前に

50

、各回路セグメント 2002a ~ 2002g によって行われる。図 23 は、例えばセグメント化回路 2000 などのセグメント化回路 2270 に逐次的に通電するプロセスの一例を示している。電池 2008 がセグメント化回路 2000 に結合されると、安全プロセッサ 2004 が通電される (2272)。安全プロセッサ 2004 は、自己エラーチェックを行う (2274)。エラーが検出されると (2276a)、安全プロセッサは、セグメント化回路 2000 の通電を停止し、エラーコードを生成する (2278a)。エラーが検出されなければ (2276b)、安全プロセッサ 2004 は、一次プロセッサ 2006 の給電を開始する (2278b)。一次プロセッサ 2006 は、自己エラーチェックを行う。エラーが検出されなければ、一次プロセッサ 2006 は、残りの回路セグメントそれぞれの逐次的給電を始める (2278b)。一次プロセッサ 2006 によって、各回路セグメントが通電され、エラーチェックされる。エラーが検出されなければ、次の回路セグメントが通電される (2278b)。エラーが検出されると、安全プロセッサ 2004 及び / 又は一次プロセスが、現在のセグメントの通電を停止し、エラーを生成する (2278a)。逐次的起動は、回路セグメント 2002a ~ 2002g が全て通電されるまで継続する。

10

【0114】

図 24 は、複数のデジチチェーン接続された電力変換器 2314、2316、2318 を備える、電源セグメント 2302 の一態様を示している。電源セグメント 2302 は、電池 2308 を備える。電池 2308 は、例えば 12V などのソース電圧を提供するように構成されている。電流センサ 2312 は、電池 2308 に結合されて、セグメント化回路及び / 又は 1 つ又は 2 つ以上の回路セグメントの電流引き出しを監視する。電流センサ 2312 は、FET スイッチ 2313 に結合されている。電池 2308 は、1 つ又は 2 つ以上の電圧変換器 2309、2314、2316 に結合されている。常時接続型 (always on) 変換器 2309 は、例えば運動センサ 2322 など、1 つ又は 2 つ以上の回路構成要素に定電圧を提供する。常時接続型変換器 2309 は、例えば、3.3V 変換器である。常時接続型変換器 2309 は、例えば安全プロセッサ (図示せず) など、追加の回路構成要素に定電圧を提供してもよい。電池 2308 は、ブースト変換器 2318 に結合されている。ブースト変換器 2318 は、電池 2308 によって提供される電圧を上回るブースト電圧を提供するように構成されている。例えば、例示される例では、電池 2308 は、12V の電圧を提供する。ブースト変換器 2318 は、電圧を 13V までブーストするように構成されている。ブースト変換器 2318 は、外科用器具、例えば外科用器具 10 (図 1 ~ 図 4) の動作中、最小電圧を維持するように構成されている。モータの動作によって、一次プロセッサ 2306 に提供される電力を最小閾値よりも下まで降下させ、一次プロセッサ 2306 の電圧低減又はリセット状態を作り出すことができる。ブースト変換器 2318 は、外科用器具 10 の動作中、一次プロセッサ 2306、及び / 又はモータコントローラ 2343 などの他の回路構成要素に対して、十分な電力が利用可能であることを担保する。いくつかの例は、ブースト変換器 2318 は、例えば OLED ディスプレイ 2388 など、1 つ又は 2 つ以上の回路構成要素に直接結合されている。

20

30

【0115】

ブースト変換器 2318 は、ブースト電圧レベルを下回る電圧を提供するように、1 つ又は 2 つ以上の通降変換器に結合されている。第 1 の電圧変換器 2316 は、ブースト変換器 2318 に結合され、第 1 の通降電圧を 1 つ又は 2 つ以上の回路構成要素に提供する。例示される例では、第 1 の電圧変換器 2316 は、5V の電圧を提供する。第 1 の電圧変換器 2316 は、回転位置エンコーダ 2340 に結合されている。FET スイッチ 2317 は、第 1 の電圧変換器 2316 と回転位置エンコーダ 2340 との間に結合されている。FET スイッチ 2317 は、プロセッサ 2306 によって制御される。プロセッサ 2306 は、FET スイッチ 2317 を開放して、例えば電力集約的な動作の間、位置エンコーダ 2340 を非活性化する。第 1 の電圧変換器 2316 は、第 2 の通降電圧を提供するように構成された第 2 の電圧変換器 2314 に結合されている。第 2 の通降電圧は、例えば 3.3V を含む。第 2 の電圧変換器 2314 は、プロセッサ 2306 に結合されてい

40

50

る。いくつかの例では、ブースト変換器 2318、第1の電圧変換器 2316、及び第2の電圧変換器 2314は、デジチェーン構成で結合されている。デジチェーン構成によって、ブースト電圧レベルを下回る電圧レベルを生成する、より小型でより効率的な変換器を使用することが可能になる。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0116】

図25は、臨界及び/又は電力集約的機能に利用可能な電力を最大限にするように構成されたセグメント化回路2400の一態様を示している。セグメント化回路2400は、電池2408を備える。電池2408は、例えば12Vなどのソース電圧を提供するように構成されている。ソース電圧は、複数の電圧変換器2409、2418に提供される。常時接続型電圧変換器2409は、例えば、運動センサ2422及び安全プロセッサ2404など、1つ又は2つ以上の回路構成要素に定電圧を提供する。常時接続型電圧変換器2409は、電池2408に直接結合されている。常時接続型変換器2409は、例えば3.3Vの電圧を提供する。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0117】

セグメント化回路2400は、ブースト変換器2418を備える。ブースト変換器2418は、例えば13Vなど、電池2408によって提供されるソース電圧を上回るブースト電圧を提供する。ブースト変換器2418は、例えば、OLEDディスプレイ2488及びモータコントローラ2443など、1つ又は2つ以上の回路構成要素にブースト電圧を直接提供する。OLEDディスプレイ2488をブースト変換器2418に直接結合することによって、セグメント化回路2400は、OLEDディスプレイ2488専用の電力変換器の必要性を排除する。ブースト変換器2418は、例えば切断動作など、モータ2448の1つ又は2つ以上の電力集約的な動作の間、モータコントローラ2443及びモータ2448にブースト電圧を提供する。ブースト変換器2418は、通降変換器2416に結合されている。通降変換器2416は、例えば5Vなど、1つ又は2つ以上の回路構成要素にブースト電圧を下回る電圧を提供するように構成されている。通降変換器2416は、例えば、FETスイッチ2451及び位置エンコーダ2440に結合されている。FETスイッチ2451は、一次プロセッサ2406に結合されている。一次プロセッサ2406は、セグメント化回路2400をスリープモードへと遷移するとき、及び/又はモータ2448に送達される追加電圧を要する電力集約的な機能の間、FETスイッチ2451を開放する。FETスイッチ2451を開放すると、位置エンコーダ2440が非活性化され、位置エンコーダ2440の電力引き出しが排除される。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0118】

通降変換器2416は、線形変換器2414に結合されている。線形変換器2414は、例えば3.3Vの電圧を提供するように構成されている。線形変換器2414は、一次プロセッサ2406に結合されている。線形変換器2414は、一次プロセッサ2406に動作電圧を提供する。線形変換器2414は、1つ又は2つ以上の追加の回路構成要素に結合されてもよい。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0119】

セグメント化回路2400は、緊急離脱スイッチ2456を備える。緊急離脱スイッチ2456は、外科用器具10の緊急離脱ドアに結合されている。緊急離脱スイッチ2456及び安全プロセッサ2404は、ANDゲート2419に結合されている。ANDゲート2419は、FETスイッチ2413に入力を提供する。緊急離脱スイッチ2456が緊急離脱状態を検出すると、緊急離脱スイッチ2456は、緊急離脱停止信号をANDゲート2419に提供する。安全プロセッサ2404が、例えばセンサの不整合によるものなど、安全でない状態を検出すると、安全プロセッサ2404は、停止信号をANDゲート2419に提供する。いくつかの例では、緊急離脱停止信号及び停止信号は両方とも、

正常動作の間は高であり、緊急離脱状態又は安全でない状態が検出されたときは低である。ANDゲート2419の出力が低のとき、FETスイッチ2413が開放され、モータ2448の動作が防止される。いくつかの例では、安全プロセッサ2404は、停止信号を利用して、モータ2448をスリープモードのオフ状態へと遷移させる。FETスイッチ2413に対する第3の入力は、電池2408に結合された電流センサ2412によって提供される。電流センサ2412は、回路2400によって引き出される電流を監視し、既定の閾値を上回る電流が検出されると、FETスイッチ2413を開放してモータ2448に対する電力を遮断する。FETスイッチ2413及びモータコントローラ2443は、モータ2448の動作を制御するように構成された、FETスイッチ2445のバンクに結合されている。

10

【0120】

モータ電流センサ2446は、モータ2448と直列で結合されて、モータ電流センサ読み取り値を電流モニタ2447に提供する。電流モニタ2447は、一次プロセッサ2406に結合されている。電流モニタ2447は、モータ2448の電流引き出しを示す信号を提供する。一次プロセッサ2406は、モータ電流2447からの信号を利用して、例えば、モータの動作を制御し、モータ2448の電流引き出しが許容可能な範囲内であることを担保し、モータ2448の電流引き出しを、例えば位置エンコーダ2440など、回路2400の1つ又は2つ以上の他のパラメータと比較し、かつ/又は治療部位の1つ又は2つ以上のパラメータを判断してもよい。いくつかの例では、電流モニタ2447は、安全プロセッサ2404に結合されてもよい。

20

【0121】

いくつかの態様では、1つ又は2つ以上のハンドルの作動は、例えば発射トリガなどを制御し、一次プロセッサ2406によって、ハンドル制御を作動させた状態で1つ又は2つ以上の構成要素に対する電力を減少させる。例えば、一例では、発射トリガは、切断部材の発射行程を制御する。切断部材は、モータ2448によって駆動される。発射トリガの作動によって、モータ2448の順方向動作及び切断部材の前進がもたらされる。発射の間、一次プロセッサ2406は、FETスイッチ2451を開にし、電力を位置エンコーダ2440から除去する。1つ又は2つ以上の回路構成要素を非活性化することによって、より高い電力をモータ2448に送達することが可能になる。発射トリガが解除されると、例えばFETスイッチ2451を閉鎖し、位置エンコーダ2440を再活性化することによって、非活性化された構成要素に対する全電力が回復される。

30

【0122】

いくつかの態様では、安全プロセッサ2404は、セグメント化回路2400の動作を制御する。例えば、安全プロセッサ2404は、セグメント化回路2400の逐次的給電を開始し、セグメント化回路2400をスリープモードへ、またスリープモードから遷移してもよく、かつ/又は一次プロセッサ2406からの1つ又は2つ以上の制御信号をオーバーライドしてもよい。例えば、例示される例では、安全プロセッサ2404は、逡降変換器2416に結合されている。安全プロセッサ2404は、逡降変換器2416を活性化又は非活性化することによって、セグメント化回路2400の動作を制御して、電力をセグメント化回路2400の残りに提供する。

40

【0123】

図26は、逐次的に通電されるように構成された複数のデイジーチェーン接続された電力変換器2514、2516、2518を備える、電源システム2500の一態様を示している。複数のデイジーチェーン接続された電力変換器2514、2516、2518は、最初の給電及び/又はスリープモードからの遷移の間、例えば安全プロセッサによって、逐次的に活性化されてもよい。安全プロセッサは、独立した電力変換器(図示せず)によって給電されてもよい。例えば、一例では、電池電圧VBATTが電源システム2500に結合されると、かつ/又は加速度計がスリープモードにおける移動を検出すると、安全プロセッサは、デイジーチェーン接続された電力変換器2514、2516、2518の逐次的始動を開始する。安全プロセッサは、13Vブースト区画2518を活性化する

50

。ブースト区画 2518 が通電され、自己チェックを行う。いくつかの例では、ブースト区画 2518 は、ソース電圧をブーストし、自己チェックを行うように構成された集積回路 2520 を備える。ダイオード D は、ブースト区画 2518 が自己チェックを完了し、ブースト区画 2518 がエラーを何ら識別しなかったことを示す信号をダイオード D に提供するまで、5V 電源区画 2516 の給電を防止する。いくつかの例では、この信号は、安全プロセッサによって提供される。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0124】

5V 電源区画 2516 は、ブースト区画 2518 の後に逐次的に給電される。5V 電源区画 2516 は、給電の間に自己チェックを行って、5V 電源区画 2516 に何らかのエラーがあればそれを識別する。5V 電源区画 2516 は、ブースト電圧から通降電圧を提供し、エラーチェックを行うように構成された集積回路 2515 を備える。エラーが検出されない場合、5V 電源区画 2516 は逐次的給電を完了し、活性化信号を 3.3V 電源区画 2514 に提供する。いくつかの例では、安全プロセッサが、活性化信号を 3.3V 電源区画 2514 に提供する。3.3V 電源区画は、5V 電源区画 2516 から通降電圧を提供し、給電の間に自己エラーチェックを行うように構成された集積回路 2513 を備える。自己チェックの間にエラーが検出されない場合、3.3V 電源区画 2514 は、一次プロセッサに電力を提供する。一次プロセッサは、残りの回路セグメントそれぞれに逐次的に通電するように構成されている。電源システム 2500 及び / 又はセグメント化回路の残りに逐次的に通電することによって、電源システム 2500 はエラーリスクを低減し、負荷が加えられる前の電圧レベルの安定化が可能になり、大きい電流引き出しによって全てのハードウェアが制御されない形で同時にオンになることを防止する。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0125】

一態様では、電源システム 2500 は、過電圧識別及び緩和回路を備える。過電圧識別及び緩和回路は、外科用器具内の単極リターン電流を検出し、単極リターン電流が検出されると電源セグメントからの電力を遮断するように構成されている。過電圧識別及び緩和回路は、電源システムのアース浮き (ground floatation) を識別するように構成されている。過電圧識別及び緩和回路は、金属酸化物バリスタを備える。過電圧識別及び緩和回路は、少なくとも 1 つの過渡電圧抑制ダイオードを備える。

【0126】

図 27 は、隔離制御区画 2602 を備えるセグメント化回路 2600 の一態様を示している。隔離制御区画 2602 は、セグメント化回路 2600 の制御ハードウェアをセグメント化回路 2600 の電源区画 (図示せず) から隔離する。制御区画 2602 は、例えば、一次プロセッサ 2606、安全プロセッサ (図示せず)、及び / 又は追加制御ハードウェア、例えば FET スイッチ 2617 を備える。電源区画は、例えば、モータ、モータドライバ、及び / 又は複数のモータ MOSFET を備える。隔離制御区画 2602 は、5V 電力変換器 2616 に結合されている、充電回路 2603 及び充電式電池 2608 を備える。充電回路 2603 及び充電式電池 2608 は、一次プロセッサ 2606 を電源区画から隔離する。いくつかの例では、充電式電池 2608 は、安全プロセッサ及び任意の追加の支援ハードウェアに結合されている。制御区画 2602 を電源区画から隔離することによって、主電源を取り外した場合であっても、制御区画 2602、例えば一次プロセッサ 2606 が活動状態のままであることができ、充電式電池 2608 を通してノイズを制御区画 2602 から遠ざけるフィルタが提供され、制御区画 2602 が電池電圧の大幅なスイングから隔離されて、重いモータ負荷の間であっても適正な動作が担保され、かつ / 又はセグメント化回路 2600 がリアルタイムオペレーティングシステム (RTOS) を使用することが可能になる。いくつかの例では、充電式電池 2608 は、例えば 3.3V などの通降電圧を一次プロセッサに提供する。しかしながら、これらの例は、本明細書の文脈において記載される特定の電圧範囲に限定されない。

【0127】

図28A及び図28Bは、図1～図18Aに示す電動外科用器具10を制御するように構成された制御回路3000の別の態様を示す。図18A、図28Bに示すように、ハンドル組立体14はモータ3014を含んでもよく、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、モータ3014は、例えば、約25,000RPMの最大回転数を有するブラシ付きDC駆動モータであってもよい。別の構成において、モータ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る。特定の状況下では、モータドライバ3015は、例えば図28Bに示されているように、HブリッジFET 3019を備えてよい。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に別個に連結され得るリチウムイオン電池であってよい。

【0128】

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、2013年3月14日に出願された「CONTROL SYSTEM OF A SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国特許仮出願第61/782,866号に開示されており、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、電気モータ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、電気モータ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、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。

【0129】

図28A及び図28B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3016を含むことができ、電源管理コントローラ3016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、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、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。

【0130】

シャフト組立体200及び電力組立体3006がハンドル組立体14に結合されている一方で、シャフト組立体200は、インターフェイス(例えば、図29のインターフェイス3024)を介して電力管理コントローラ3016と通信することができるシャフト組立体コントローラ3022を含むシャフトPCBA 3031を含んでもよい。例えば、インターフェイスは、シャフト組立体200及び電力組立体3006がハンドル組立体14に結合されている間にシャフト組立体コントローラ3022と電力管理コントローラ3016との間の電気通信を可能にするために、対応するシャフト組立体電気コネクタとの連結係合のために1つ又は2つ以上の電気コネクタを含み得る第1のインターフェイス部分

3025、及び、対応する電力組立体電気コネクタとの連結係合のために1つ又は2つ以上の電気コネクタを含み得る第2のインターフェイス部分3027を含み得る。1つ又は2つ以上の通信信号をインターフェイスを介して送信して、装着された交換式シャフト組立体200、1つ又は2つ以上の電力要件を電源管理コントローラ3016に伝達することができる。それに応じて、電源管理コントローラ3016は、装着されたシャフト組立体200の電力要件に従って、以下により詳細に記載されているように、電源組立体3006の電池の電力出力を変調し得る。特定の状況下では、1つ又は2つ以上の電気コネクタは、シャフト組立体200、及び/又は電源組立体3006とのハンドル組立体14の機械的連結係合後に起動され得るスイッチを備えてよく、それにより、シャフト組立体コントローラ3022と電源管理コントローラ3016との間の電気通信が可能になる。

10

【0131】

特定の状況下では、インターフェイスは、例えば、ハンドル組立体14に存在するメインコントローラ3017を介してかかる通信信号を経路指定することにより、電源管理コントローラ3016とシャフト組立体コントローラ3022との間の1つ又は2つ以上の通信信号の伝送を容易にし得る。他の状況下では、シャフト組立体200及び電源組立体3006がハンドル組立体14に連結されている一方で、インターフェイスは、ハンドル組立体14を介して電源管理コントローラ3016とシャフト組立体コントローラ3022との間の直接線の通信を容易にし得る。

【0132】

一例として、メインマイクロコントローラ3017は、Texas Instrumentsの商標名ARM Cortexとして知られるものなど、任意のシングルコア又はマルチコアプロセッサであってよい。一例として、外科用器具10(図1~図4)は、例えば、同じくTexas Instrumentsの商標名Hercules ARM Cortex R4として知られる、TMS570及びRM4xなどの2つのマイクロコントローラベースファミリを備える、安全なマイクロコントローラプラットフォームなどの、電源管理コントローラ3016を備え得る。それにもかかわらず、マイクロコントローラ及び安全プロセッサに好適な他の置換品も制限なく用いることができる。一例では、安全プロセッサ2004(図21A)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。

20

30

【0133】

特定の例では、マイクロコントローラ3017は、例えば、Texas Instrumentsから入手可能なLM4F230H5QRであってもよい。少なくとも一例では、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。本開示は、この文脈条件に限定されるべきではない。

40

【0134】

電源組立体3006は、電力管理回路を含んでよく、電力管理回路は、電源管理コントローラ3016、電力変調器3038、及び電流検出回路3036を含み得る。シャフト組立体200及び電源組立体3006がハンドル組立体14に連結されている一方で、電源管理回路は、シャフト組立体200の電力要件に基づいて電池の電力出力を変調するように構成され得る。例えば、電源管理コントローラ3016は、電源組立体3006の電

50

力出力の電力変調器 3038 を制御するようにプログラムされ得、電流検出回路 3036 は、電池の電力出力に関するフィードバックを電源管理コントローラ 3016 に提供するため、電源組立体 3006 の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電源管理コントローラ 3016 は、電源組立体 3006 の電力出力を調節して、所望の出力を維持することができる。

【0135】

電源管理コントローラ 3016 及び / 又はシャフト組立体コントローラ 3022 はそれぞれ、多数のソフトウェアモジュールを記憶し得る 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサ及び / 又はメモリ装置を備え得る点に注目すべきである。外科用器具 10 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理解されるであろう。更に、様々な事例が、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ネントとの組み合わせ、によって実施され得る。

【0136】

特定の事例では、外科用器具 10 は、ユーザに感覚フィードバックを提供するための 1 つ又は 2 つ以上の装置を含み得る、出力装置 3042 を備えてよい。このような装置は、例えば、視覚的フィードバック装置 (例えば、LCD ディスプレイスクリーン、LED インジケータ)、可聴フィードバック装置 (例えば、スピーカー、ブザー) 又は触覚フィードバック装置 (例えば、触覚作動装置) を含んでもよい。特定の状況下では、出力装置 3042 は、ハンドル組立体 14 に含まれ得るディスプレイ 3043 を備えてよい。シャフト組立体コントローラ 3022 及び / 又は電源管理コントローラ 3016 は、出力装置 3042 を介して外科用器具 10 のユーザにフィードバックを提供し得る。インターフェイス (例えば、図 29 のインターフェイス 3024) は、シャフト組立体コントローラ 3022 及び / 又は電源管理コントローラ 3016 を出力装置 3042 に接続するように構成され得る。読者は、出力装置 3042 が代わりに電源組立体 3006 と統合され得ることを理解するであろう。このような状況下では、シャフト組立体 200 がハンドル組立体 14 に連結されている一方で、出力装置 3042 とシャフト組立体コントローラ 3022 との間の通信はインターフェイスを介して成し遂げられ得る。

【0137】

図 29 は、ハンドル組立体 14 と電源組立体 3006 との間及びハンドル組立体 14 と交換式シャフト組立体 200 との間のインターフェイス (集合的に 3024) を示す、図 1 の外科用器具のブロック図である。図 29 に示すように、電源組立体 3006 は、電力管理回路 3034 を含んでよく、電力管理回路 3034 は、電源管理コントローラ 3016、電力変調器 3038、電流検出回路 3036、及び電源組立体コネクタ 3032 を含み得る。シャフト組立体 200 及び電源組立体 3006 がハンドル組立体 14 に連結されている一方で、電源管理回路 3034 は、シャフト組立体 200 の電力要件に基づいて電池 3007 の電力出力を変調するように構成され得る。例えば、電源管理コントローラ 3016 は、電源組立体 3006 の電力出力の電力変調器 3038 を制御するようにプログラムされ得、電流検出回路 3036 は、電池 3007 の電力出力に関するフィードバックを電源管理コントローラ 3016 に提供するため、電源組立体 3006 の電力出力を監視するように用いられ得、そのため、電源管理コントローラ 3016 は、電源組立体 3006 の電力出力を調節して、所望の出力を維持することができる。電源組立体コネクタ 3032 は、電源組立体 3006 をハンドル組立体 14 に接続するためにインターフェイス 3027 にてハンドル組立体 14 の電源組立体コネクタ 3030 に接続するように構成されている。

【 0 1 3 8 】

シャフト組立体 2 0 0 は、シャフト組立体コントローラ 3 0 2 2 及びシャフト組立体コネクタ 3 0 2 8 を含む。シャフト組立体コネクタ 3 0 2 8 は、シャフト組立体 2 0 0 をハンドル組立体 1 4 に接続するためにインターフェイス 3 0 2 5 にてハンドル組立体 1 4 のシャフト組立体コネクタ 3 0 2 6 に接続するように構成されている。図 2 9 に示すように、ハンドル組立体 1 4 は、ディスプレイ 3 0 4 3 を備えるメインマイクロコントローラ 3 0 1 7 及び出力装置 3 0 4 2 を含み得る。

【 0 1 3 9 】

本明細書で先述したように、様々な構成要素が、電動外科用器具のモータの制御を手助けするように協働し得る。例えば、電動外科用器具 1 0 については、モータ電流センサ 2 0 4 6 は、モータ 2 0 4 8 に送給されている電流を測定し、測定された電流を表す入力信号をメインプロセッサ 2 0 0 6 に送給し、メインプロセッサ 2 0 0 6 は、次に、パルス幅変調信号をモータコントローラ 2 0 4 3 に印加し、モータコントローラ 2 0 4 3 は、次に、モータ 2 0 4 8 の回転方向だけでなく、電池 2 0 0 8 から経時的にモータ 2 0 4 8 に送給される電流の量を制御するために制御信号を F E T 2 0 4 4 のゲート端子に供給する。1つのモータ電流センサ 2 0 4 6 は、モータが第 1 の方向に回転しているときにモータ 2 0 4 8 に送給されている電流を測定するために利用され得、別のモータ電流センサ 2 0 4 6 は、モータが第 2 の方向に回転しているモータ 2 0 4 8 に送給されている電流を測定するために利用され得る。集合的に、そのような構成要素は、制御回路 / システム又はモータ制御回路 / システムの一部をなすと考え得る。様々な実施形態では、モータ 2 0 4 8 に送給されている電流を測定するために、モータ電流センサ 2 0 4 6 は、モータ 2 0 4 8 とモータ 2 0 4 8 の上流側にある F E T 2 0 4 4 との間の Hブリッジ回路 (Hブリッジ回路は、F E T 2 0 4 4 を含んで、モータ 2 0 4 8 が第 1 の方向及び第 2 の方向に回転することを可能にするために電圧をいずれかの方向にモータ 2 0 4 8 全体にわたって印加することを可能にする) 内を流れる電流を測定するために位置決めされている。測定された電流は、モータ 2 0 4 8 を制御し、拡張によって、電動外科用器具 1 0 の発射駆動システム 8 0 に印加された力を制御するために利用され得る。

【 0 1 4 0 】

実際には、モータ 2 0 4 8 とモータ 2 0 4 8 の上流側にある F E T 2 0 4 4 との間の Hブリッジ回路内を流れる電流を測定するためにモータ電流センサ 2 0 4 6 を位置決めすることは相対的に難しい。したがって、様々な実施形態により、Hブリッジ回路内で測定された電流以外の電流を利用してモータ 2 0 4 8 を制御することが望まれる。例えば、本明細書で先述したように Hブリッジ回路内で測定された電流を利用する代わりに、外科用器具 1 0 内で別の地点にて測定された電流を利用して、モータ 2 0 4 8 を制御することができる。

【 0 1 4 1 】

図 3 0 は、外科用ステーブラ 3 1 0 0 の様々な実施形態の略示図を例示する。様々な実施形態により、外科用ステーブラ 3 1 0 0 は、駆動システムと、電気モータ 3 1 0 2 と、電池 3 1 0 4 と、制御システムとを含む。駆動システムは、簡潔さのために図 3 0 には示されていないが、発射駆動システム 8 0 と類似又は全く同じであり得る。電気モータ 3 1 0 2 は、駆動システムに機械的に結合され、モータ 2 0 4 8 と類似又は全く同じであり得る。電池 3 1 0 4 は、電気モータ 3 1 0 2 に電氣的に結合可能であり、電池 2 0 0 8 と類似又は全く同じであり得る。制御システムは、電気モータ 3 1 0 2 に電氣的に接続されており、Hブリッジ回路、第 1 の電流ミラー回路 3 1 0 6、及び第 2 の電流ミラー回路 3 1 0 8 を含む。Hブリッジ回路は、第 1 のスイッチ素子 3 1 1 0、第 2 のスイッチ素子 3 1 1 2、第 3 のスイッチ素子 3 1 1 4、及び第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 を含む。第 1、第 2、第 3、及び第 4 のスイッチ素子 3 1 1 0 ~ 3 1 1 6 は、任意の好適な形式のスイッチ素子であり得、F E T 2 0 4 4 と類似又は全く同じであり得る。Hブリッジ回路はまた、電気モータ 3 1 0 2 に対して高側及び低側を画成する。高側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、第 1 のスイッチ素子 3 1 1 0 は、第 1 の脚部の一部であり、第 2 のスイッチ素子 3

112は、第2の脚部の一部である。低側は、第3及び第4の脚部を含み、第3のスイッチ素子3114は、第3の脚部の一部であり、第4のスイッチ素子3116は、第4の脚部の一部である。Hブリッジ回路の高側は、Hブリッジ回路の上流側とみなされ、Hブリッジ回路の低側はHブリッジ回路の下流側とみなされる。電気モータ3102は、Hブリッジ回路を介して電池3104に電氣的に結合可能である。

【0142】

動作時、第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「閉」であり、第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「開」であるとき、電気モータ3102は、電流を電池3104から引き込み、第1の方向（例えば、駆動システムの構成要素を遠位に前進させる方向）に回転することができる。この状態については、電流の経路は、電池3104の正端子から、第1のスイッチ素子3110を通り、電気モータ3102を通り、第4のスイッチ素子3116を通り、第1の電流ミラー回路3106を通過して電池3104の負端子に戻る。同様に、第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「閉」であり、第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「開」であるとき、電気モータ3102は、電流を電池3104から引き込み、第2の方向（例えば、駆動システムの構成要素を近位に退避させる方向）に回転することができる。この状態については、電流の経路は、電池3104の正端子から、第2のスイッチ素子3112を通り、電気モータ3102を通り、第3のスイッチ素子3114を通り、第2の電流ミラー回路3108を通過して、電池3104の負端子に戻る。

【0143】

第1の電流ミラー回路3106は、Hブリッジ回路の低側の脚部（例えば、第4の脚部）に電氣的に接続されており、ノードA及びBを含む。ノードAは、Hブリッジ回路と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノードBは、Hブリッジ回路と並列に、バッテリー3104と直列に、電氣的に接続されているとみなされる。当技術分野で知られているように、電流ミラー回路は、1つの能動素子を通る電流を、回路の別の能動素子内の電流を制御することによって複製し、出力電流を負荷に関係なく一定に保つように設計された回路である。第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「閉」であり、第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「開」であるとき、ノードAでの電流に基づいて、第1の電流ミラー回路3106は、ノードAでの電流に大きさにおいて同等であるノードBでの電流を維持するよう動作するように構成され得る。第1の電流ミラー回路3106のノードBでの電流は、電流センサ3118によって感知/測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3118は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードAでのHブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3118からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第1の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。電流センサ3118は、制御システムの一部とみなされ得る。他の実施形態により、第1の電流ミラー回路3106は、ノードAでの電流に相関するが、必ずしもノードAでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードBでの電流を維持するよう動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素（例えば、抵抗器）が、第1の電流ミラー回路3106の「脚部」内に含まれ得る。

【0144】

第2の電流ミラー回路3108は、Hブリッジ回路の低側の第2の脚部（例えば、第3の脚部）に電氣的に接続されており、ノードC及びDを含む。ノードCは、Hブリッジ回路と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノードDは、Hブリッジ回路と並列に、バッテリー3104と直列に、電氣的に接続されているとみなされる。第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「閉」であり、第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「開」であるとき、ノードCでの電流に基づいて、第2の電流ミラー回路3108は、ノードCでの電流と大きさが同等であるノードDでの電流を維持するよう動作する。第2の電流ミラー回路3108のノードDでの電流は、電流センサ3120によって

感知／測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ 3120 は、感知された電流の大きさを示す（また、ノード C での Hブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ 3120 からの出力信号は、電気モータ 3102 を制御し、拡張によって、電気モータ 3102 が第 2 の方向で動作しているときに外科用ステープラ 3100 の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ 2006 に入力され得る。電流センサ 3120 は、制御システムの一部とみなされ得る。他の実施形態により、第 2 の電流ミラー回路 3108 は、ノード C での電流に相関するが、必ずしもノード C での電流と大きさが同等であるというわけではないノード D での電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1 つ又は 2 つ以上の抵抗要素（例えば、抵抗器）が、第 1 の電流ミラー回路 3108 の「脚部」内に含まれ得る。

10

【0145】

第 1 及び第 2 の電流ミラー回路 3106、3108 は、同じであり得るか又は異なり得、任意の好適な形式の電流ミラー回路として具現化され得る。例えば、本明細書で以下により詳細に説明するように、様々な実施形態により、第 1 の電流ミラー回路 3106 は、3 トランジスタウィルソン電流ミラー、4 トランジスタウィルソン電流ミラーなどとして具現化され得、第 2 の電流ミラー回路 3108 は、3 トランジスタウィルソン電流ミラー、4 トランジスタウィルソン電流ミラーなどとして具現化され得る。簡潔さのために、以下で説明するそれぞれの電流ミラー回路をウィルソン電流ミラーであるという文脈で説明する。しかしながら、第 1 及び第 2 の電流ミラー回路 3106、3108、及び、以下で説明する任意の電流ミラー回路は、任意の好適な形式の電流ミラー回路として具現化され得ることが理解されるであろう。

20

【0146】

外科用ステープラ 3100 は、2 つの電流ミラー回路 3106、3108 をそれぞれ Hブリッジ回路の下流側に有すると図 30 に示されているが、他の実施形態により、外科用ステープラ 3100 は、本明細書で先述したように、Hブリッジ回路の第 3 の脚部又は第 4 の脚部のいずれかに電氣的に接続された単一の電流ミラー回路を含み得ることが理解されるであろう。

【0147】

図 31 は、様々な実施形態による外科用ステープラ 3100 のより詳細な図を示す。図 31 に示すように、第 1 及び第 2 の電流ミラー回路 3106、3108 は、3 トランジスタウィルソン電流ミラーとして具現化されている。第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 は、Hブリッジ回路の低側の第 1 の脚部（例えば、第 4 の脚部）に電氣的に接続されており、ノード A 及び B を含む。第 2 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3108 は、Hブリッジ回路の低側の第 2 の脚部（例えば、第 3 の脚部）に電氣的に接続されており、ノード C 及び D を含む。第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 については、ノード A での電流に基づいて、第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 は、ノード A での電流と大きさが同等であるノード B での電流を維持するように動作する。第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 のノード B での電流は、電流センサ 3118 によって感知／測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ 3118 は、感知された電流の大きさを示す（また、ノード A での Hブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ 3118 からの出力信号は、電気モータ 3102 を制御し、拡張によって、電気モータ 3102 が第 1 の方向で動作しているときに外科用ステープラ 3100 の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ 2006 に入力され得る。他の実施形態により、第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 は、ノード A での電流に相関するが、必ずしもノード A での電流と大きさが同等であるというわけではないノード B での電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1 つ又は 2 つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第 1 の 3 トランジスタウィルソン電流ミラー 3106 の「脚部」内に含まれ得る。

30

40

【0148】

50

第2の3トランジスタウィルソン電流ミラー3108については、ノードCでの電流に基づいて、第2の3トランジスタウィルソン電流ミラー3108は、ノードCでの電流と大きさが同等であるノードDでの電流を維持するように動作する。第2の3トランジスタウィルソン電流ミラー3108のノードDでの電流は、電流センサ3120によって感知／測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3120は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードCでのHブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3120からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第2の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第2の3トランジスタウィルソン電流ミラー3108は、ノードCでの電流に相関するが、必ずしもノードCでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードDでの電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第2の3トランジスタウィルソン電流ミラー3108の「脚部」内に含まれ得る。

10

【0149】

外科用ステープラ3100は、2つの3トランジスタウィルソン電流ミラーをそれぞれHブリッジ回路の下流側に有すると図31に示されているが、他の実施形態により、外科用ステープラ3100は、本明細書で先述したように、Hブリッジ回路の第3の脚部又は第4の脚部のいずれかに電氣的に接続された単一の3トランジスタウィルソン電流ミラーを含み得ることが理解されるであろう。

20

【0150】

図32は、様々な実施形態による外科用ステープラ3100のより詳細な図を示す。図31に示すように、第1及び第2の電流ミラー回路3106、3108は、4トランジスタウィルソン電流ミラーとして具現化されている。第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106は、Hブリッジ回路の低側の第1の脚部（例えば、第4の脚部）に電氣的に接続されており、ノードA及びBを含む。第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3108は、Hブリッジ回路の低側の第2の脚部（例えば、第3の脚部）に電氣的に接続されており、ノードC及びDを含む。第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106については、ノードAでの電流に基づいて、第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106は、ノードAでの電流と大きさが同等であるノードBでの電流を維持するように動作する。第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106のノードBでの電流は、電流センサ3118によって感知／測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3118は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードAでのHブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3118からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第1の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106は、ノードAでの電流に相関するが、必ずしもノードAでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードBでの電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3106の「脚部」内に含まれ得る。

30

40

【0151】

第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3108については、ノードCでの電流に基づいて、第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3108は、ノードCでの電流と大きさが同等であるノードDでの電流を維持するように動作する。第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3108のノードDでの電流は、電流センサ3120によって感知／測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3120は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードCでのHブリッジ回路の下流側の電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3120からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によ

50

て、電気モータ 3 1 0 2 が第 2 の方向で動作しているときに外科用ステープラ 3 1 0 0 の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ 2 0 0 6 に入力され得る。他の実施形態により、第 2 の 4 トランジスタウィルソン電流ミラー 3 1 0 8 は、ノード C での電流に相関するが、必ずしもノード C での電流と大きさが同等であるというわけではないノード D での電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1 つ又は 2 つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第 2 の 4 トランジスタウィルソン電流ミラー 3 1 0 8 の「脚部」内に含まれ得る。

【0152】

外科用ステープラ 3 1 0 0 は、2 つの 4 トランジスタウィルソン電流ミラーをそれぞれ Hブリッジ回路の下流側に有すると図 3 2 に示されているが、他の実施形態により、外科用ステープラ 3 1 0 0 は、本明細書で先述したように、Hブリッジ回路の第 3 の脚部又は第 4 の脚部のいずれかに電氣的に接続された単一の 4 トランジスタウィルソン電流ミラーを含み得ることが理解されるであろう。

10

【0153】

2 つの電流ミラー回路を（それぞれ、Hブリッジ回路の下流側に）含む外科用ステープラ 3 1 0 0 の実施形態については、2 つの電流ミラー回路は、同じ又は異なるものとしてすることができる。その結果、図 3 1 は、両方の電流ミラー回路が 3 トランジスタウィルソン電流ミラーであるとし、図 3 2 は、両方の電流ミラー回路が 4 トランジスタウィルソン電流ミラーであるとしすが、他の実施形態により、2 つの電流ミラー回路は異なり得ることが理解されるであろう。例えば、電流ミラー回路の一方は、3 トランジスタウィルソン電流ミラーであり得、電流ミラー回路の他方は、4 トランジスタウィルソン電流ミラーであり得る。

20

【0154】

図 3 3 は、外科用ステープラ 3 3 0 0 の様々な実施形態の略示バージョンを例示する。外科用ステープラ 3 3 0 0 は、外科用ステープラ 3 1 0 0 と類似であるが異なる。様々な実施形態により、外科用ステープラ 3 3 0 0 は、駆動システムと、電気モータ 3 1 0 2 と、電池 3 1 0 4 と、制御システムとを含む。駆動システムは、簡潔さのために図 3 3 には示されていないが、発射駆動システム 8 0 と類似又は全く同じであり得る。制御システムは、電気モータ 3 1 0 2 に電氣的に接続されており、ミラーブリッジ回路を含む。ミラーブリッジ回路は、第 1 のスイッチ素子 3 1 1 0、第 2 のスイッチ素子 3 1 1 2、第 3 のスイッチ素子 3 1 1 4、第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 を含む Hブリッジ回路、第 1 の電流ミラー回路 3 3 0 6、及び第 2 の電流ミラー回路 3 3 0 8 を含む。Hブリッジ回路はまた、電気モータ 3 1 0 2 に対して高側及び低側を画成する。高側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、第 1 のスイッチ素子 3 1 1 0 は、第 1 の脚部の一部であり、第 2 のスイッチ素子 3 1 1 2 は、第 2 の脚部の一部である。低側は、第 3 及び第 4 の脚部を含み、第 3 のスイッチ素子 3 1 1 4 は、第 3 の脚部の一部であり、第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 は、第 4 の脚部の一部である。Hブリッジ回路の高側は、Hブリッジ回路の上流側とみなされ、Hブリッジ回路の低側は Hブリッジ回路の下流側とみなされる。電気モータ 3 1 0 2 は、Hブリッジ回路を介して電池 3 1 0 4 に電氣的に結合可能である。

30

【0155】

第 1 の電流ミラー回路 3 3 0 6 は、電気モータ 3 1 0 2 と第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 との間で Hブリッジ回路の低側の脚部（例えば、第 4 の脚部）に電氣的に接続されており、電池 3 3 2 2 にも電氣的に接続されている。電池 3 3 2 2 は、電池 3 1 0 4 を表し得るか、又は、電池 3 1 0 4 に追加し得る。第 1 の電流ミラー回路 3 4 0 6 は、ノード A 及び B を含む。ノード A は、電気モータ 3 1 0 2 及び第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノード B は、Hブリッジ回路の外部にあるとみなされる。第 1 及び第 4 のスイッチ素子 3 1 1 0、3 1 1 6 が「閉」であり、第 2 及び第 3 のスイッチ素子 3 1 1 2、3 1 1 4 が「開」であるとき、電流は、電池 3 1 0 4 の正端子から流れて、第 1 のスイッチ素子 3 1 1 0 を通り、電気モータ 3 1 0 2 を通り、第 1 の電流ミラー回路 3 4 0 6 の脚部を通り、第 4 のスイッチ素子 3 1 1 6 を通って、電池 3 1 0 4 の

40

50

負端子に戻る。ノードAでの電流に基づいて、第1の電流ミラー回路3306は、ノードAでの電流と大きさが同等であるノードBでの電流を維持するように動作する。第1の電流ミラー回路3306のノードBでの電流は、電流センサ3118によって感知/測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3118は、感知された電流の大きさを示す(また、ノードAでの電気モータ3102の下流側での電流を示す)信号を出力し得る。電流センサ3118からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第1の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第1の電流ミラー回路3306は、ノードAでの電流に相関するが、必ずしもノードAでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードBでの電流を維持するよう動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素(例えば、抵抗器)が、第1の電流ミラー回路3306の「脚部」内に含まれ得る。

10

【0156】

第2の電流ミラー回路3308は、電気モータ3102と第3のスイッチ素子3114との間でHブリッジ回路の低側の脚部(例えば、第3の脚部)に電氣的に接続されており、電池3324にも電氣的に接続されている。第2の電流ミラー回路3308は、ノードC及びDを含む。ノードCは、電気モータ3102及び第3のスイッチ素子3114と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノードDは、Hブリッジ回路の外部にあるとみなされる。第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「閉」であり、第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「開」であるとき、電流は、電池3104の正端子から流れて、第2のスイッチ素子3112を通り、電気モータ3102を通り、第2の電流ミラー回路3308の脚部を通り、第3のスイッチ素子3114を通過して、電池3104の負端子に戻る。ノードCでの電流に基づいて、第2の電流ミラー回路3308は、ノードCでの電流と大きさが同等であるノードDでの電流を維持するように動作する。第2の電流ミラー回路3308のノードDでの電流は、電流センサ3120によって感知/測定され得る。感知された電流に応答して、電流センサ3120は、感知された電流の大きさを示す(また、ノードCでの電気モータ3102の下流側での電流を示す)信号を出力し得る。電流センサ3120からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第2の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第2の電流ミラー回路3308は、ノードCでの電流に相関するが、必ずしもノードCでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードDでの電流を維持するよう動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素(例えば、抵抗器)が、第2の電流ミラー回路3308の「脚部」内に含まれ得る。

20

30

【0157】

ミラーブリッジ回路の第1及び第2の電流ミラー回路3306、3308は、同じか又は異なるものであり得、任意の好適な形式の電流ミラー回路として具現化され得る。例えば、図34に関して本明細書で以下により詳細に説明するように、様々な実施形態により、第1及び第2の電流ミラー回路3306、3308は、4トランジスタウィルソン電流ミラーとして具現化され得る。しかしながら、ミラーブリッジ回路の第1及び第2の電流ミラー回路3306、3308は、任意の好適な形式の電流ミラー回路として具現化され得ることが理解されるであろう。また、ミラーブリッジ回路は、2つの電流ミラー回路3306、3308をそれぞれHブリッジ回路の下流側に有すると図33に示されているが、他の実施形態により、外科用ステープラ3300は、本明細書で先述したように、Hブリッジ回路の第3の脚部又は第4の脚部のいずれかに電氣的に接続された単一の電流ミラー回路を含み得ることが理解されるであろう。

40

【0158】

図34は、様々な実施形態による外科用ステープラ3300のより詳細な図を示す。図

50

34に示すように、第1及び第2の電流ミラー回路3306、3308は、4トランジスタウィルソン電流ミラーとして具現化されている。第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3306は、電気モータ302と第4のスイッチ素子3116との間でHブリッジ回路の低側の脚部（例えば、第4の脚部）に電氣的に接続されており、電池3322にも電氣的に接続されている。第1の電流ミラーは、ノードA及びBを含む。ノードAは、電気モータ3102及び第4のスイッチ素子3116と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノードBは、Hブリッジ回路の外部にあるとみなされる。第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「閉」であり、第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「開」であるとき、電流は、電池3102の正端子から流れて、第1のスイッチ素子3110を通り、電気モータ3102を通り、第1の4トランジスタ電流ミラー3306の脚部を通り、第4のスイッチ素子3116を通過して、電池3104の負端子に戻る。ノードAでの電流に基づいて、第1の4トランジスタ電流ミラー3306は、ノードAでの電流と大きさが同等であるノードBでの電流を維持するように動作する。第1の4トランジスタ電流ミラー3306のノードBでの電流は、電流センサ3118によって感知/測定され得る。感知された電流にตอบสนองして、電流センサ3118は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードAでの電気モータ3102の下流側での電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3118からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第1の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3306は、ノードAでの電流に相関するが、必ずしもノードAでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードBでの電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第1の4トランジスタウィルソン電流ミラー3306の「脚部」内に含まれ得る。

【0159】

第2の4トランジスタ電流ミラー回路3308は、電気モータ3102と第3のスイッチ素子3114との間でHブリッジ回路の低側の脚部（例えば、第3の脚部）に電氣的に接続されており、電池3324にも電氣的に接続されている。第2の4トランジスタ電流ミラー3308は、ノードC及びDを含む。ノードCは、電気モータ3102及び第3のスイッチ素子3114と電氣的に直列に接続されているとみなされ、ノードDは、Hブリッジ回路の外部にあるとみなされている。第2及び第3のスイッチ素子3112、3114が「閉」であり、第1及び第4のスイッチ素子3110、3116が「開」であるとき、電流は、電池3104の正端子から流れて、第2のスイッチ素子3112を通り、電気モータ3102を通り、第2の4トランジスタ電流ミラー3308の脚部を通り、第3のスイッチ素子3114を通過して、電池3104の負端子に戻る。ノードCでの電流に基づいて、第2の4トランジスタ電流ミラー3308は、ノードCでの電流と大きさが同等であるノードDでの電流を維持するように動作する。第2の4トランジスタ電流ミラー3308のノードDでの電流は、電流センサ3120によって感知/測定され得る。感知された電流にตอบสนองして、電流センサ3120は、感知された電流の大きさを示す（また、ノードCでの電気モータ3102の下流側での電流を示す）信号を出力し得る。電流センサ3120からの出力信号は、電気モータ3102を制御し、拡張によって、電気モータ3102が第2の方向で動作しているときに外科用ステープラ3100の駆動システムに印加された力を制御するためにメインプロセッサ2006に入力され得る。他の実施形態により、第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3308は、ノードCでの電流に相関するが、必ずしもノードCでの電流と大きさが同等であるというわけではないノードDでの電流を維持するように動作するように構成され得る。そのような実施形態については、1つ又は2つ以上の抵抗要素（図示せず）が、第2の4トランジスタウィルソン電流ミラー3308の「脚部」内に含まれ得る。

【実施例】

【0160】

実施例 1 - 外科用ステープラを提供する。外科用ステープラは、駆動システムと、駆動システムに機械的に結合された電気モータと、電気モータに電氣的に結合可能な電池と、電気モータに電氣的に接続された制御システムとを備える。制御システムは、Hブリッジ回路と、Hブリッジ回路に電氣的に接続された電流ミラー回路とを備える。Hブリッジ回路は、複数のスイッチ素子を含む。制御システムは、駆動システムに印加された力を、電流ミラー回路のノードにて測定された電流に基づいて制御するように構成されており、ノードは、Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている。

【0161】

実施例 2 - Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の低側に電氣的に接続されている、実施例 1 の外科用ステープラ。

10

【0162】

実施例 3 - Hブリッジ回路の低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の第 1 及び第 2 の脚部のうちの 1 つに電氣的に接続されている、実施例 2 の外科用ステープラ。

【0163】

実施例 4 - 電流ミラー回路は、3 トランジスタウィルソン電流ミラーを含む、実施例 1、2、又は 3 の外科用ステープラ。

【0164】

実施例 5 - 制御システムは、電流を測定するように構成された電流センサを更に備える、実施例 1、2、3、又は 4 の外科用ステープラ。

20

【0165】

実施例 6 - 制御システムは、Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 2 の電流ミラー回路を更に備え、制御システムは、駆動システムに印加された第 2 の力を、第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように更に構成されている、実施例 1、2、3、4、又は 5 の外科用ステープラ。第 2 の電流ミラーのノードは、Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている。

【0166】

実施例 7 - Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、電流ミラー回路及び第 2 の電流ミラー回路は、それぞれ、Hブリッジ回路の低側に電氣的に接続されている、実施例 6 の外科用ステープラ。

30

【0167】

実施例 8 - Hブリッジ回路の低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の第 1 の脚部に電氣的に接続されており、第 2 の電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の第 2 の脚部に電氣的に接続されている、実施例 6 又は 7 の外科用ステープラ。

【0168】

実施例 9 - 制御システムは、第 2 の電流センサを更に備え、第 2 の電流センサは、第 2 の電流を測定するように構成されている、実施例 6、7、又は 8 の外科用ステープラ。

【0169】

実施例 10 - 外科用ステープラを提供する。外科用ステープラは、駆動システムと、駆動システムに機械的に結合された電気モータと、電気モータに電氣的に結合可能な電池と、電気モータに電氣的に接続された制御システムとを備える。制御システムは、Hブリッジ回路と、Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 1 の電流ミラー回路と、Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 2 の電流ミラー回路とを備える。Hブリッジ回路は、複数のスイッチ素子を含む。制御システムは、(1) 駆動システムに印加された第 1 の力を、第 1 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 1 の電流に基づいて制御するように構成されており、ノードは、Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続され、(2) 駆動システムに印加された第 2 の力を、第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように構成されており、第 2 の電流ミラー回路のノードは、Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている。

40

50

【 0 1 7 0 】

実施例 1 1 - Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、第 1 及び第 2 の電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の低側に電氣的に接続されている、実施例 1 0 の外科用ステープラ。

【 0 1 7 1 】

実施例 1 2 - Hブリッジ回路の低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、第 1 の電流ミラー回路は、Hブリッジ回路の第 1 の脚部に電氣的に接続されており、第 2 の電流ミラーは、Hブリッジ回路の第 2 の脚部に電氣的に接続されている、実施例 1 1 の外科用ステープラ。

【 0 1 7 2 】

実施例 1 3 - 第 1 及び第 2 の電流ミラー回路のうちの少なくとも 1 つは、3 トランジスタウィルソン電流ミラーである、実施例 1 0、1 1、又は 1 2 の外科用ステープラ。

10

【 0 1 7 3 】

実施例 1 4 - 制御システムは、第 1 の電流を測定するように構成された第 1 の電流センサと、第 2 の電流を測定するように構成された第 2 の電流センサとを更に備える、実施例 1 0、1 1、1 2、又は 1 3 の外科用ステープラ。

【 0 1 7 4 】

実施例 1 5 - 外科用ステープラを提供する。外科用ステープラは、駆動システムと、駆動システムに機械的に結合された電気モータと、電気モータに電氣的に結合可能な電池と、電気モータに電氣的に接続された制御システムとを備える。制御システムは、ミラーブリッジ回路を備える。ミラーブリッジ回路は、Hブリッジ回路を含む。Hブリッジ回路は、複数のスイッチ素子と、電気モータと電氣的に直列に接続された電流ミラー回路とを含む。制御システムは、駆動システムに印加された力を、電流ミラー回路のノードにて測定された電流に基づいて制御するように構成されている。ノードは、Hブリッジ回路の外部にある。

20

【 0 1 7 5 】

実施例 1 6 - Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、Hブリッジ回路の低側は、電流ミラー回路を含む、実施例 1 5 の外科用ステープラ。

【 0 1 7 6 】

実施例 1 7 - Hブリッジ回路の低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、Hブリッジ回路の第 1 及び第 2 の脚部のうちの 1 つは、電流ミラー回路を含む、実施例 1 6 の外科用ステープラ。

30

【 0 1 7 7 】

実施例 1 8 - Hブリッジ回路の低側は、第 2 の電流ミラー回路を更に含み、制御システムは、駆動システムに印加された第 2 の力を、第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように更に構成されている、実施例 1 6 又は 1 7 の外科用ステープラ。第 2 の電流ミラー回路のノードは、Hブリッジ回路の外部にある。

【 0 1 7 8 】

実施例 1 9 - 第 1 及び第 2 の電流ミラー回路のうちの少なくとも 1 つは、4 トランジスタウィルソン電流ミラーである、実施例 1 8 の外科用ステープラ。

【 0 1 7 9 】

実施例 2 0 - 制御システムは、電流を測定するように構成された第 1 の電流センサと、第 2 の電流を測定するように構成された第 2 の電流センサとを更に備える、実施例 1 8 又は 1 9 の外科用ステープラ。

40

【 0 1 8 0 】

実施例 2 1 - 外科用ステープラを提供する。外科用ステープラは、駆動システムと、駆動システムに機械的に結合された電気モータと、電気モータに電氣的に結合可能な電池と、電気モータに電氣的に接続された制御システムとを備える。制御システムは、Hブリッジ回路と、Hブリッジ回路に電氣的に接続された電気回路とを備える。Hブリッジ回路は、複数のスイッチ素子を含む。制御システムは、電気モータを、電気回路において測定された電流に基づいて制御するように構成されている。

50

【 0 1 8 1 】

以下の開示内容全体を参照により本明細書に援用するものである。即ち、

1995年4月4日に発行された米国特許第5,403,312号、発明の名称「ELECTROSURGICAL HEMOSTATIC DEVICE」、

2006年2月21日に発行された米国特許第7,000,818号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS」、

2008年9月9日に発行された米国特許第7,422,139号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH TACTILE POSITION FEEDBACK」、

10

2008年12月16日に発行された米国特許第7,464,849号、発明の名称「ELECTRO-MECHANICAL SURGICAL INSTRUMENT WITH CLOSURE SYSTEM AND ANVIL ALIGNMENT COMPONENTS」、

2010年3月2日に発行された米国特許第7,670,334号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HAVING AN ARTICULATING END EFFECTOR」、

2010年7月13日に発行された米国特許第7,753,245号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS」、

20

2013年3月12日に発行された米国特許第8,393,514号、発明の名称「SELECTIVELY ORIENTABLE IMPLANTABLE FASTENER CARTRIDGE」、

米国特許出願第11/343,803号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HAVING RECORDING CAPABILITIES」、現在は、米国特許第7,845,537号、

2008年2月14日に出願された米国特許出願第12/031,573号、発明の名称「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT HAVING RF ELECTRODES」、

30

2008年2月15日に出願された米国特許出願第12/031,873号、発明の名称「END EFFECTORS FOR A SURGICAL CUTTING AND STAPLING INSTRUMENT」、現在は米国特許第7,980,443号、

米国特許出願第12/235,782号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT」、現在は、米国特許第8,210,411号、

米国特許出願第12/249,117号、発明の名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」、現在は、米国特許第8,608,045号、

40

2009年12月24日に出願された米国特許出願第12/647,100号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT WITH ELECTRIC ACTUATOR DIRECTIONAL CONTROL ASSEMBLY」、現在は、米国特許第8,220,688号、

2012年9月29日に出願された米国特許出願第12/893,461号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE」、現在は米国特許第8,733,613号、

2011年2月28日に出願された米国特許出願第13/036,647号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT」、現在は米国特許第8,561,870号、

50

米国特許出願第13/118,241号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」、現在は米国特許第9,072,535号、

2012年6月15日出願の米国特許出願第13/524,049号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE」、現在は米国特許第9,101,358号、

2013年3月13日出願された米国特許出願第13/800,025号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」、現在は米国特許出願公開第2014/0263551号、

2013年3月13日出願された米国特許出願第13/800,067号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」、現在は米国特許出願公開第2014/0263552号、

2006年1月31日出願された米国特許出願公開第2007/0175955号、発明の名称「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH CLOSURE TRIGGER LOCKING MECHANISM」、及び、

2010年4月22日出願された米国特許出願公開第2010/0264194号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH AN ARTICULATABLE END EFFECTOR」、現在は米国特許第8,308,040号。

【0182】

特定の開示された実施形態と関連してデバイスの様々な実施形態について本明細書に記載してきたが、それらの実施形態に対して多くの修正及び変形が実施可能である。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。更に、様々な実施形態に従って、所与の機能を実行するために、単一の構成要素を複数の構成要素に置き換えてもよく、また複数の構成要素を単一の構成要素に置き換えてもよい。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような修正及び変形を全て包含することが意図される。

【0183】

本明細書に開示されるデバイスは、1回の使用後に廃棄されるように設計することができる、又は複数回使用されるように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、本デバイスは、少なくとも1回の使用後に再使用のために再調整することができる。再調整には、デバイスの分解工程、それに続く特定の部品の洗浄工程又は交換工程、及びその後の再組立工程の任意の組み合わせを含むことができる。特に、デバイスは分解することができ、デバイスの任意の数の特定の部品又は部分を、任意の組み合わせで選択的に交換するか又は取り外すことができる。特定の部分を洗浄及び/又は交換した後、デバイスを後の使用のために、再調整施設で、又は外科処置の直前に外科チームによって再組み立てすることができる。当業者であれば、デバイスの再調整が、分解、洗浄/交換、及び再組み立てのための様々な技術を利用できることを理解するであろう。かかる技術の使用、及び結果として得られる再調整されたデバイスは、全て本発明の範囲内にある。

【0184】

単なる例として、本明細書に記載される態様は、手術前に処理されてもよい。最初に、新品又は使用済みの器具が入手され、必要に応じて洗浄されてもよい。次いで器具を滅菌することができる。1つの滅菌法では、器具をプラスチック製若しくはTYVEK(E. I. du Pont de Nemours and Companyより市販)製バッグ又はホイルバッグなどの閉鎖かつ密封された容器に入れる。次いで、容器及び器具を、

線、X線、又は高エネルギー電子などの容器を透過し得る放射線野に置くことができる。放射線は、器具上及び容器内の細菌を死滅させることができる。この後、滅菌済みの器具を滅菌容器内で保管することができる。密封容器は、医療施設で開けられるまで、器具

を滅菌状態に保つことができる。デバイスはまた、線若しくは線、エチレンオキシド、過酸化水素プラズマ、又は水蒸気が挙げられるが、これらに限定されない、当該技術分野で既知の任意の他の技術を用いて滅菌され得る。

【0185】

代表的な設計を有するものとして本発明について記載してきたが、本発明は、本開示の趣旨及び範囲内で更に修正されてもよい。したがって、本出願は、その一般的原理を使用する本発明のあらゆる変形、使用、又は適合を包含するものとする。

【0186】

全体又は部分的に、参照によって本明細書に組み込まれるとされるいずれの特許、刊行物又はその他の開示物も、援用される内容が既存の定義、記載、又は本開示に記載されているその他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれるものとする。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に援用されるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に援用されるものとするが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾する任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ援用されるものとする。

【0187】

〔実施の態様〕

(1) 外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、を備え、前記制御システムは、

複数のスイッチ素子を含むHブリッジ回路と、

前記Hブリッジ回路に電氣的に接続された電流ミラー回路と、を備え、前記制御システムは、前記駆動システムに印加された力を、前記電流ミラー回路のノードにて測定された電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノードは、前記Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、外科用ステープラ。

(2) 前記Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、

前記電流ミラー回路は、前記Hブリッジ回路の前記低側に電氣的に接続されている、実施態様1に記載の外科用ステープラ。

(3) 前記Hブリッジ回路の前記低側は、第1及び第2の脚部を含み、

前記電流ミラー回路は、前記Hブリッジ回路の前記第1及び第2の脚部のうちの1つに電氣的に接続されている、実施態様2に記載の外科用ステープラ。

(4) 前記電流ミラー回路は、3トランジスタウィルソン電流ミラー(three-transistor Wilson current mirror)を含む、実施態様1に記載の外科用ステープラ。

(5) 前記制御システムは、前記電流を測定するように構成された電流センサを更に備える、実施態様1に記載の外科用ステープラ。

【0188】

(6) 前記制御システムは、前記Hブリッジ回路に電氣的に接続された第2の電流ミラー回路を更に備え、

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された第2の力を、前記第2の電流ミラー回路のノードにて測定された第2の電流に基づいて制御するように更に構成されており、前記第2の電流ミラーの前記ノードは、前記Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、実施態様1に記載の外科用ステープラ。

(7) 前記Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、

前記電流ミラー回路及び前記第2の電流ミラー回路は、それぞれ、前記Hブリッジ回路の前記低側に電氣的に接続されている、実施態様6に記載の外科用ステープラ。

(8) 前記Hブリッジ回路の前記低側は、第1及び第2の脚部を含み、

前記電流ミラー回路は、前記Hブリッジ回路の第1の脚部に電氣的に接続されており、

10

20

30

40

50

前記第 2 の電流ミラー回路は、前記 Hブリッジ回路の前記第 2 の脚部に電氣的に接続されている、実施態様 7 に記載の外科用ステープラ。

(9) 前記制御システムは、第 2 の電流センサを更に備え、前記第 2 の電流センサは、前記第 2 の電流を測定するように構成されている、実施態様 6 に記載の外科用ステープラ。

(1 0) 外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、を備え、前記制御システムは、

複数のスイッチ素子を含む Hブリッジ回路と、

前記 Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 1 の電流ミラー回路と、

前記 Hブリッジ回路に電氣的に接続された第 2 の電流ミラー回路と、を備え、前記制御システムは、

前記駆動システムに印加された第 1 の力を、前記第 1 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 1 の電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノードは、前記 Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続され、

前記駆動システムに印加された第 2 の力を、前記第 2 の電流ミラー回路のノードにて測定された第 2 の電流に基づいて制御するように構成されており、前記第 2 のミラー回路の前記ノードは、前記 Hブリッジ回路と並列に電氣的に接続されている、外科用ステープラ。

【 0 1 8 9 】

(1 1) 前記 Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、

前記第 1 及び第 2 の電流ミラー回路は、前記 Hブリッジ回路の前記低側に電氣的に結合されている、実施態様 1 0 に記載の外科用ステープラ。

(1 2) 前記 Hブリッジ回路の前記低側は、第 1 及び第 2 の脚部を含み、

前記第 1 の電流ミラーは、前記 Hブリッジ回路の前記第 1 の脚部に電氣的に接続されており、

前記第 2 の電流ミラーは、前記 Hブリッジ回路の前記第 2 の脚部に電氣的に接続されている、実施態様 1 1 に記載の外科用ステープラ。

(1 3) 前記第 1 及び第 2 の電流ミラー回路のうちの少なくとも 1 つは、3 トランジスタウィルソン電流ミラーである、実施態様 1 0 に記載の外科用ステープラ。

(1 4) 前記制御システムは、

前記第 1 の電流を測定するように構成された第 1 の電流センサと、

前記第 2 の電流を測定するように構成された第 2 の電流センサとを更に備える、実施態様 1 0 に記載の外科用ステープラ。

(1 5) 外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、を備え、前記制御システムは、

ミラーブリッジ回路を備え、前記ミラーブリッジ回路は、

Hブリッジ回路を含み、前記 Hブリッジ回路は、

複数のスイッチ素子と、

前記電気モータと電氣的に直列に接続された電流ミラー回路と、を含み、前記制御システムは、前記駆動システムに印加された力を、前記電流ミラー回路のノードにて測定された電流に基づいて制御するように構成されており、前記ノードは、前記 Hブリッジ回路の外部にある、外科用ステープラ。

【 0 1 9 0 】

(1 6) 前記 Hブリッジ回路は、高側及び低側を含み、

前記Hブリッジ回路の前記低側は、前記電流ミラー回路を含む、実施態様15に記載の外科用ステープラ。

(17) 前記Hブリッジ回路の前記低側は、第1及び第2の脚部を含み、

前記Hブリッジ回路の前記第1及び第2の脚部のうちの1つは、前記電流ミラー回路を含む、実施態様16に記載の外科用ステープラ。

(18) 前記Hブリッジ回路の前記低側は、第2の電流ミラー回路を更に含み、

前記制御システムは、前記駆動システムに印加された第2の力を、前記第2の電流ミラー回路のノードにて測定された第2の電流に基づいて制御するように更に構成されており、前記第2の電流ミラー回路の前記ノードは、前記Hブリッジ回路の外部にある、実施態様16に記載の外科用ステープラ。

10

(19) 前記第1及び第2の電流ミラー回路のうちの少なくとも1つは、4トランジスタウィルソン電流ミラーである、実施態様18に記載の外科用ステープラ。

(20) 前記制御システムは、

前記電流を測定するように構成された第1の電流センサと、

前記第2の電流を測定するように構成された第2の電流センサとを更に備える、実施態様18に記載の外科用ステープラ。

【0191】

(21) 外科用ステープラであって、

駆動システムと、

前記駆動システムに機械的に結合された電気モータと、

前記電気モータに電氣的に結合可能な電池と、

前記電気モータに電氣的に接続された制御システムと、を備え、前記制御システムは、複数のスイッチ素子を含むHブリッジ回路と、

前記Hブリッジ回路に電氣的に接続された電気回路と、を備え、前記制御システムは、前記電気モータを、前記電気回路において測定された電流に基づいて制御するように構成されている、外科用ステープラ。

20

【 図 1 】

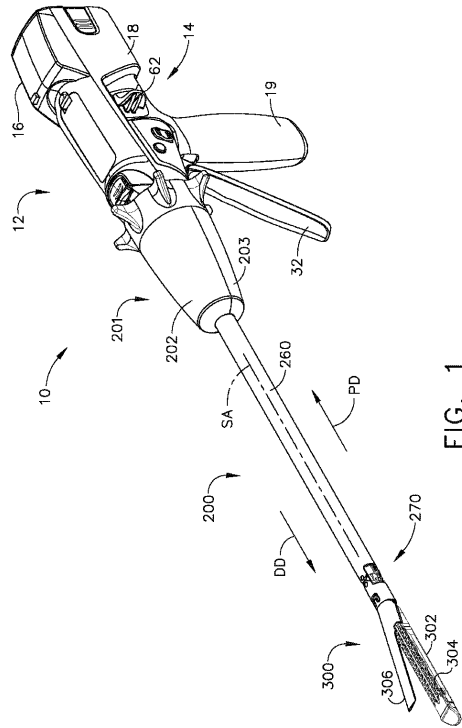


FIG. 1

【 図 2 】

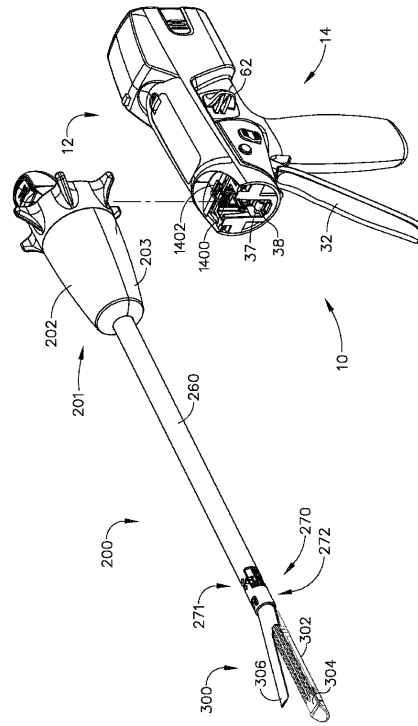


FIG. 2

【 図 3 】

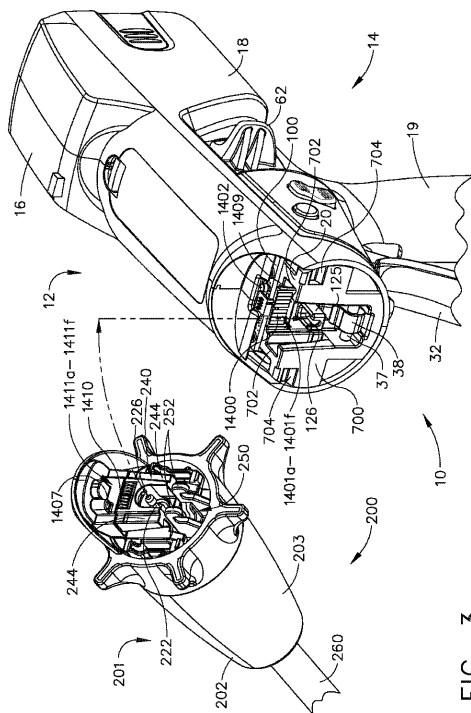


FIG. 3

【 図 4 】

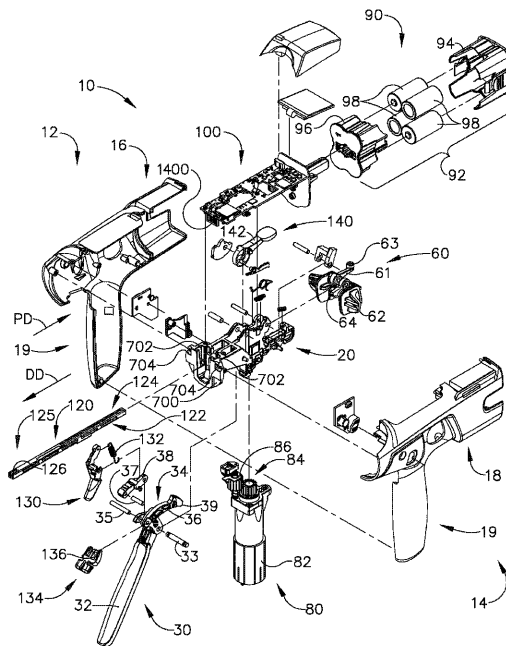


FIG. 4

【図 5】

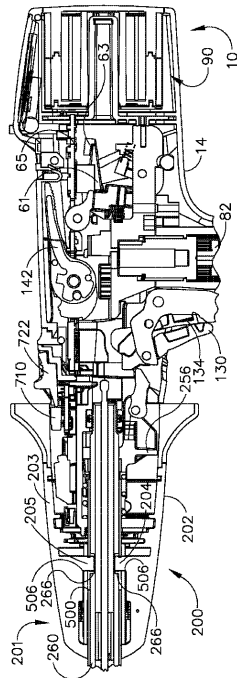


FIG. 5

【図 6】

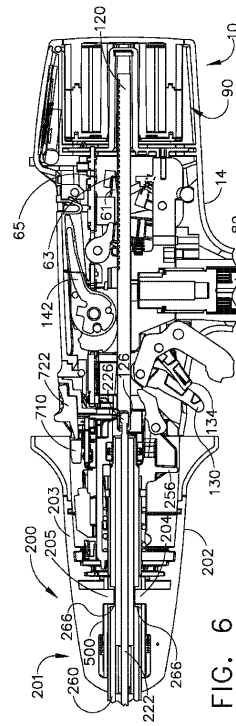


FIG. 6

【図 7】

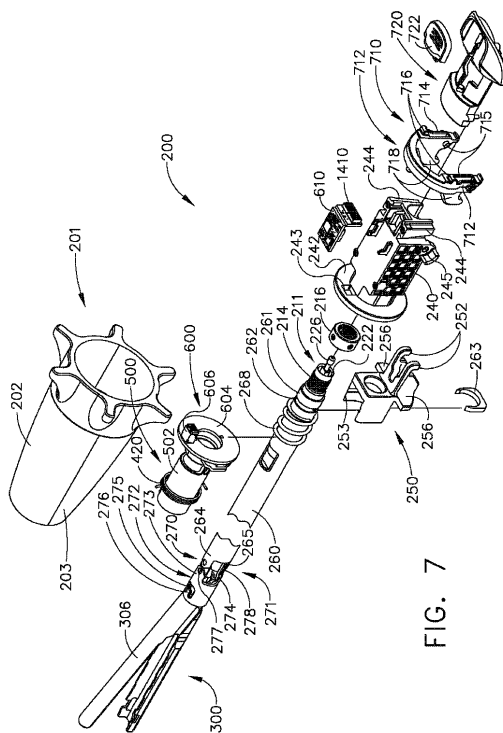


FIG. 7

【図 8】

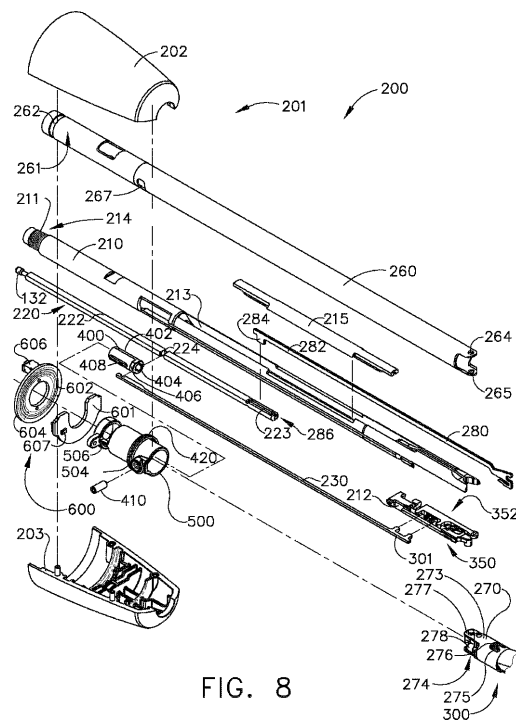


FIG. 8

【図 9】

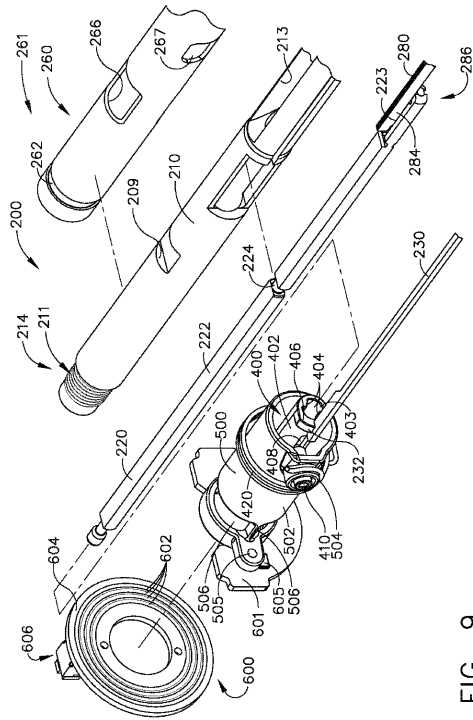


FIG. 9

【図 10】

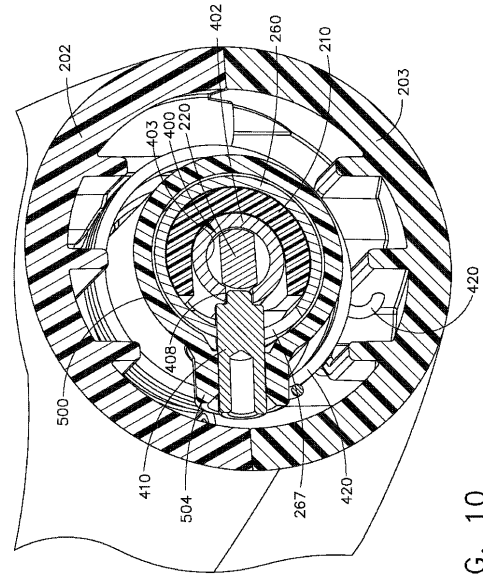


FIG. 10

【図 11】

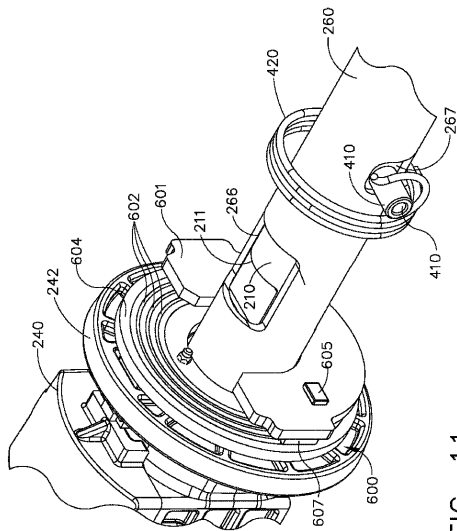


FIG. 11

【図 12】

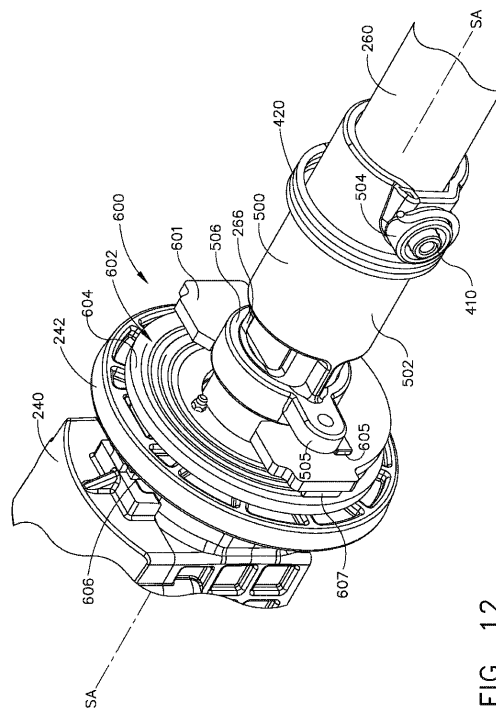
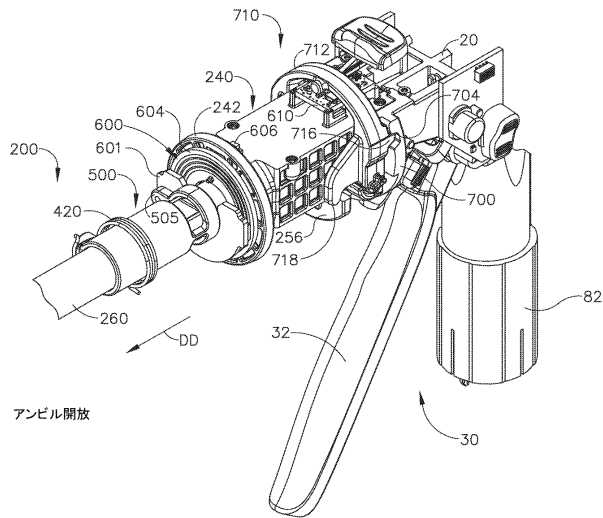
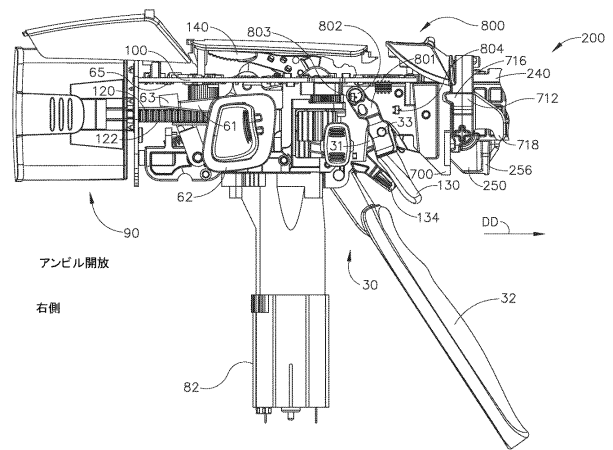


FIG. 12

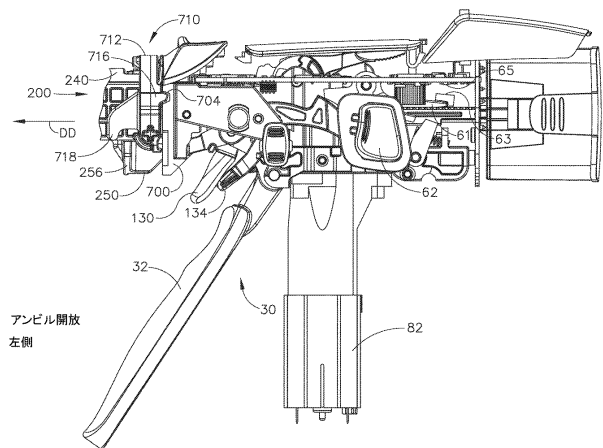
【図 13】



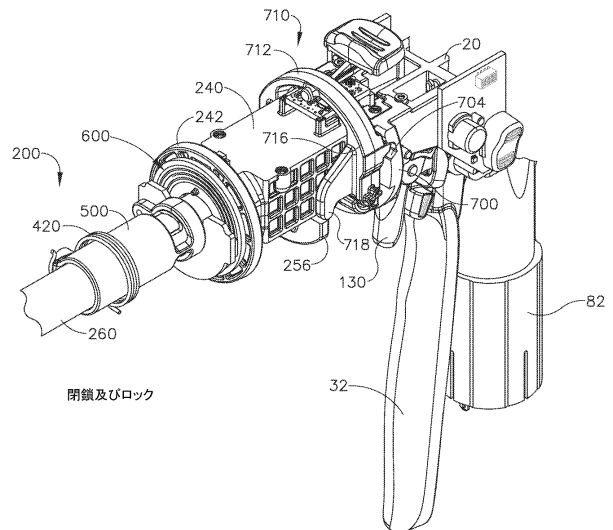
【図 14】



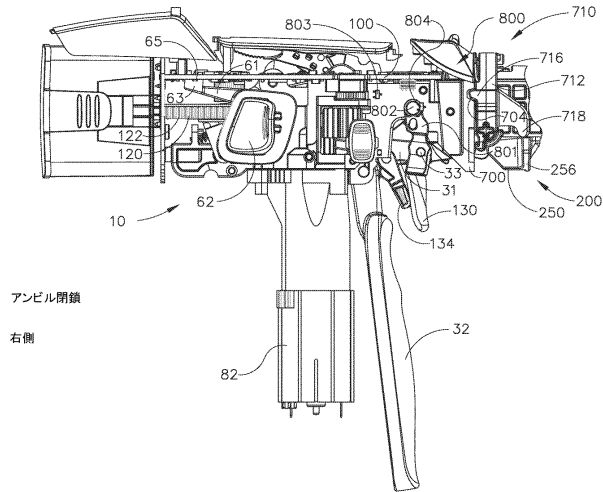
【図 15】



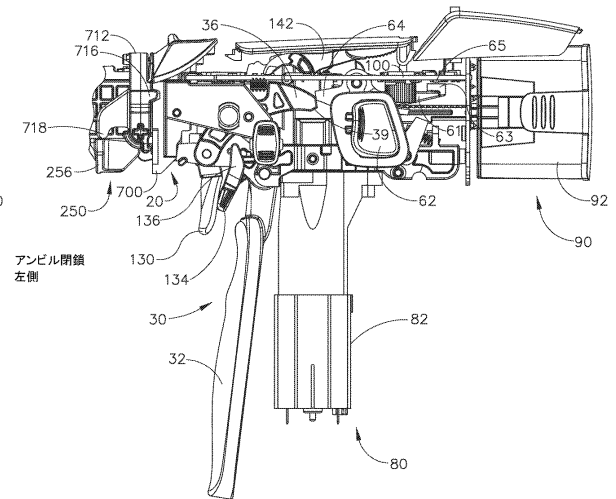
【図 16】



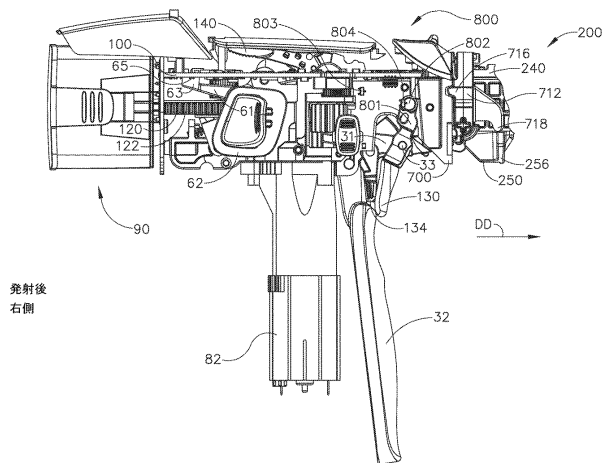
【図 17】



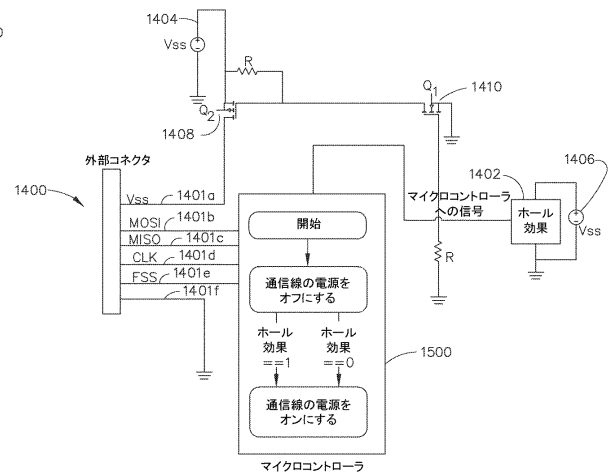
【図 18】



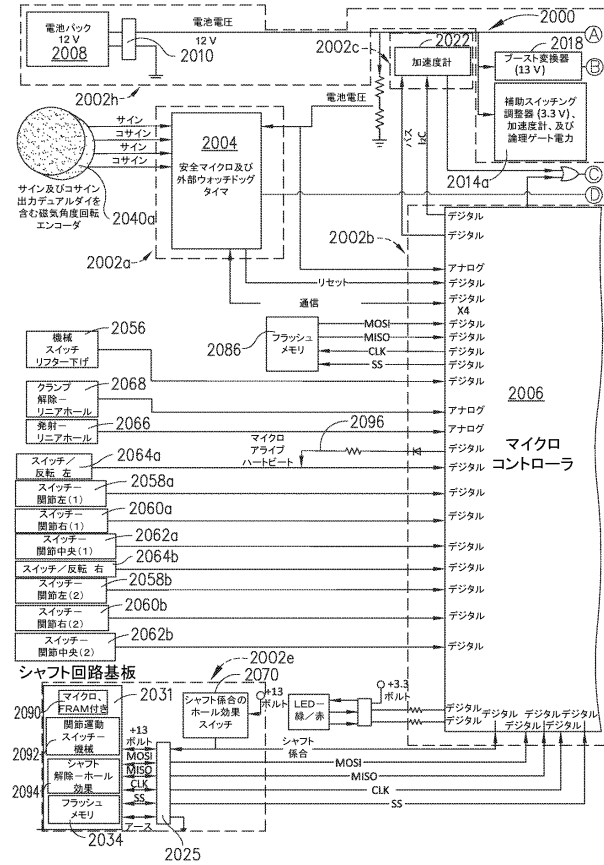
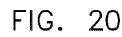
【図 18A】



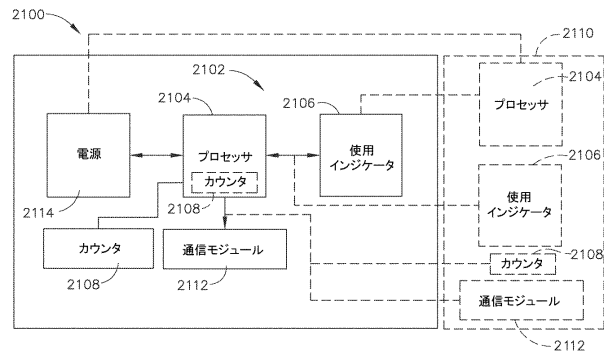
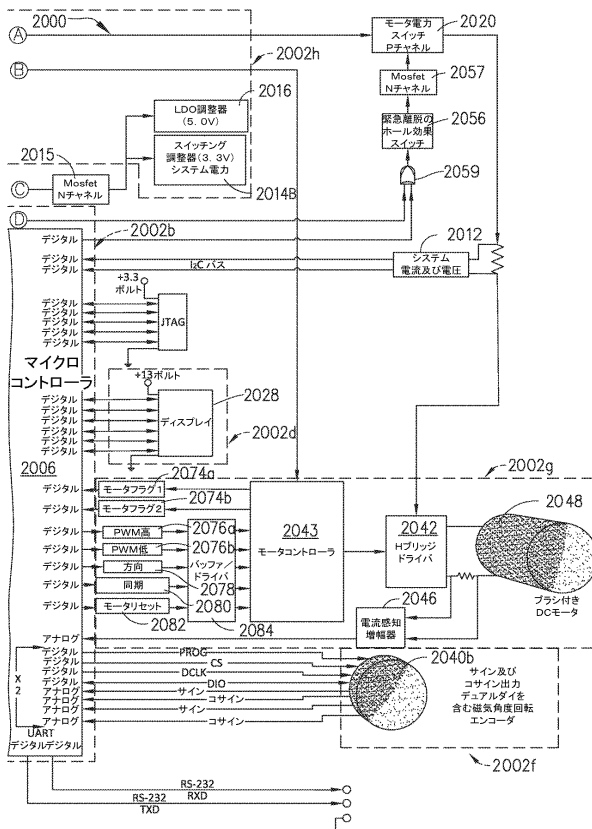
【図 19】



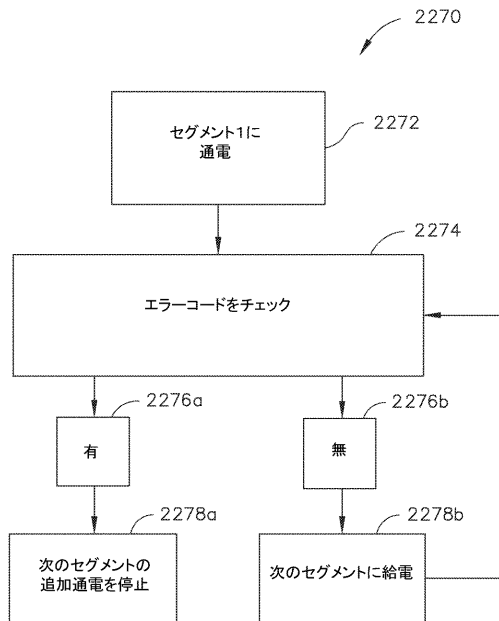
【 図 2 1 A 】



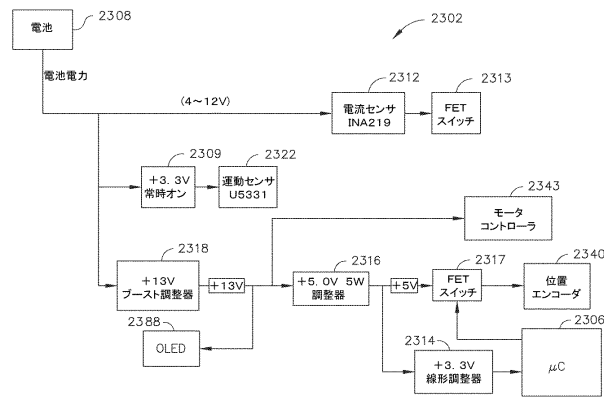
【 図 2 2 】



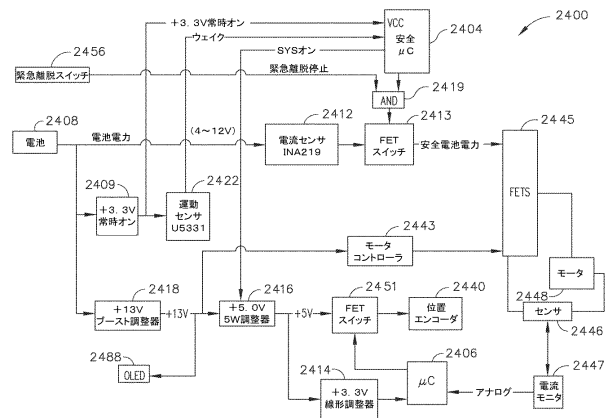
【図 23】



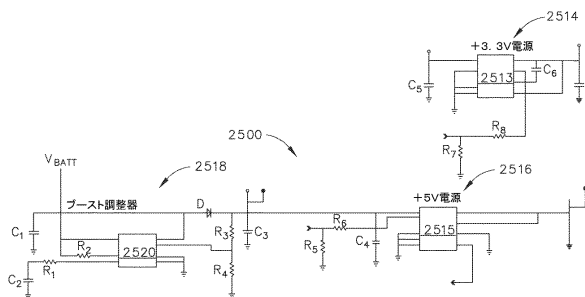
【図 24】



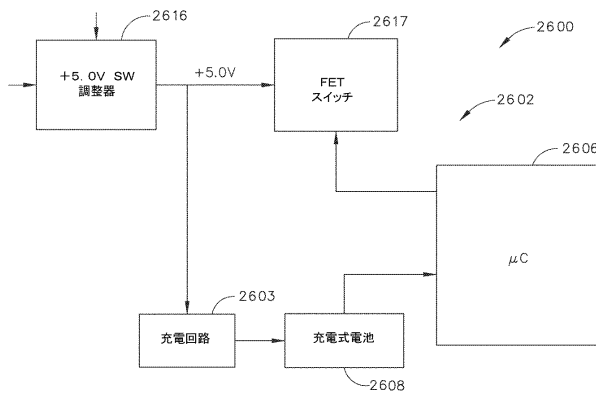
【図 25】



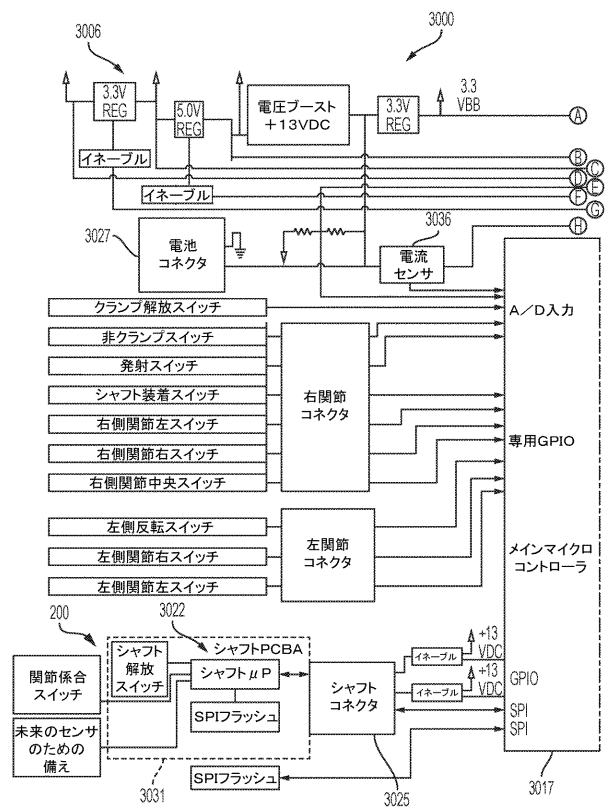
【図 26】



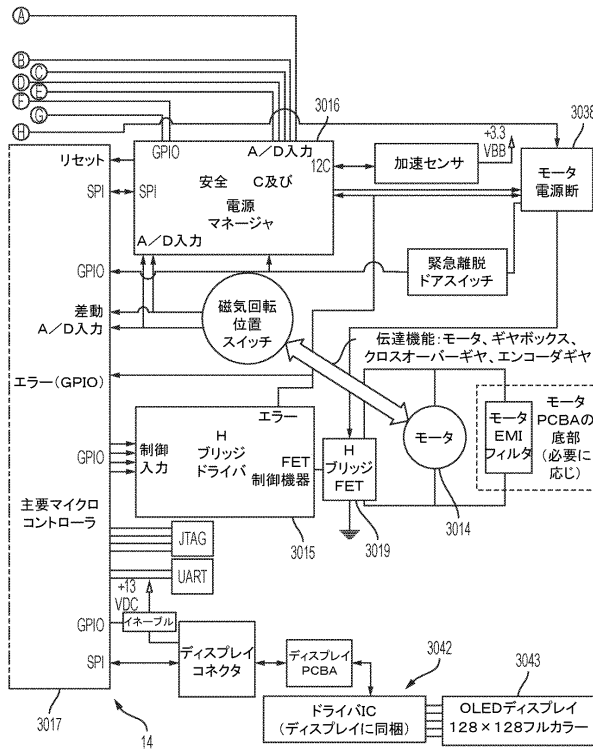
【図 27】



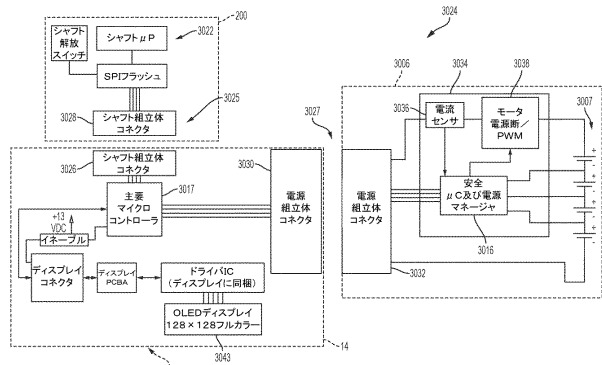
【図 28 A】



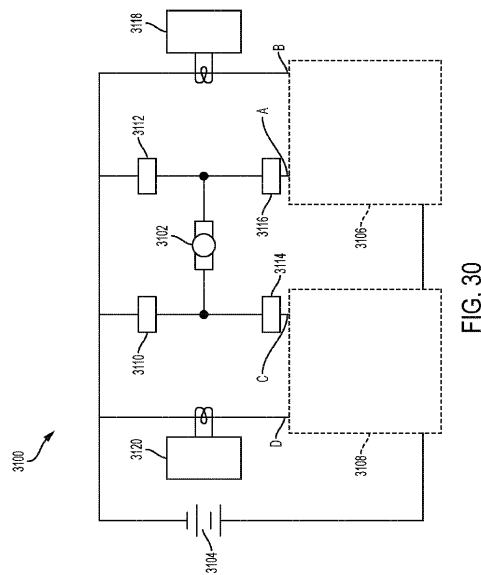
【図 28 B】



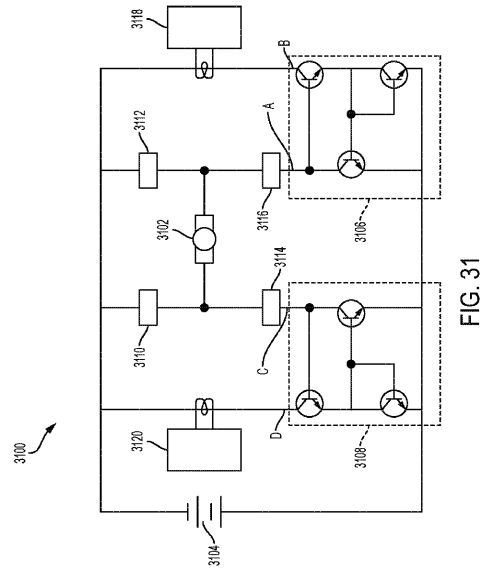
【図 29】



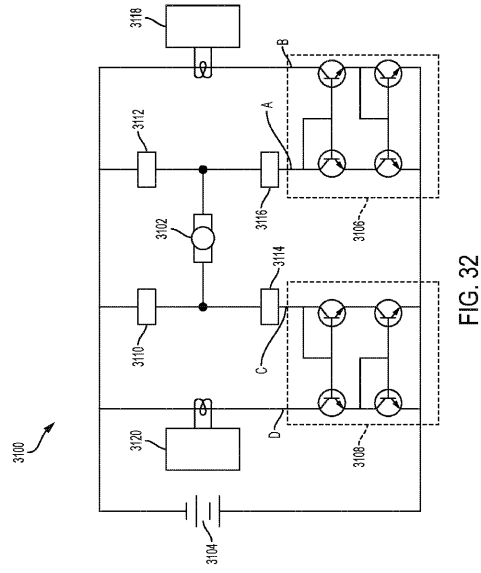
【図 30】



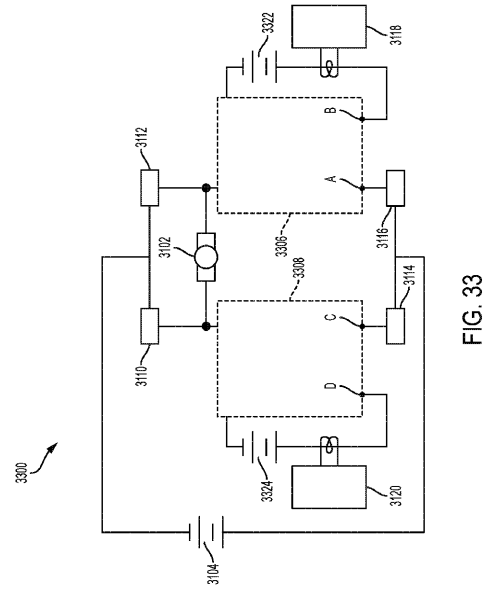
【図 31】



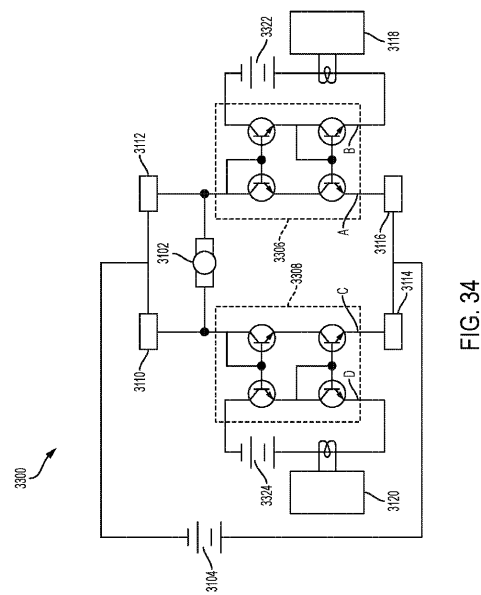
【図 3 2】



【図 3 3】



【図 3 4】



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 イエイツ・デビッド・シー

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

(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 小金井 匠

(56)参考文献 特開2011-224368(JP,A)

特開2003-299363(JP,A)

特開2014-083440(JP,A)

特開平05-226945(JP,A)

特開2009-142015(JP,A)

特開2005-261134(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00 - 17/115