

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5552113号
(P5552113)

(45) 発行日 平成26年7月16日(2014.7.16)

(24) 登録日 平成26年5月30日(2014.5.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39

請求項の数 11 (全 36 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|----------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2011-507713 (P2011-507713) | (73) 特許権者 | 506410062 |
| (86) (22) 出願日 | 平成21年5月4日(2009.5.4) | | ストライカー・コーポレーション |
| (65) 公表番号 | 特表2011-519636 (P2011-519636A) | | アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ |
| (43) 公表日 | 平成23年7月14日(2011.7.14) | | ラマズー, エアビュー・ブルヴァード |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US2009/042739 | | 2825 |
| (87) 国際公開番号 | W02009/137421 | (74) 代理人 | 100099623 |
| (87) 国際公開日 | 平成21年11月12日(2009.11.12) | | 弁理士 奥山 尚一 |
| 審査請求日 | 平成24年5月1日(2012.5.1) | (74) 代理人 | 100096769 |
| (31) 優先権主張番号 | 61/050,430 | | 弁理士 有原 幸一 |
| (32) 優先日 | 平成20年5月5日(2008.5.5) | (74) 代理人 | 100107319 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | 弁理士 松島 鉄男 |
| | | (74) 代理人 | 100114591 |
| | | | 弁理士 河村 英文 |
| | | (74) 代理人 | 100118407 |
| | | | 弁理士 吉田 尚美 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ツール内部の電動ツール端子およびメモリ間に接続されている絶縁回路を備えた電動外科手術ツール

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

本体(85, 86, 88)と、

前記本体に取り付けられ、ケーブルを着脱式に受承し、ツールを起動するため電力信号が印加される少なくとも1つの端子コンポーネント(82, 84)と、

前記本体に取り付けられ、前記電力信号の前記ツールへの印加に応じて治療的または診断的タスクを実行するために組織への印加のため設計された電力印加装置(34, 36, 406)と、

前記本体に取り付けられ、前記ツールに印加される前記電力信号の特性を記述するデータ(327, 328)が格納され、問い合わせ信号に応答して、メモリに格納されている前記データを書き出すように構成されているメモリ(90, 306, 312, 318, 359, 364, 370, 376, 428)と、

前記本体に配置され、前記少なくとも1つの端子コンポーネントを前記メモリに接続し、

メモリ問い合わせ信号の特性を有する信号が前記少なくとも1つの端子コンポーネントに印加されるとき、前記メモリが前記メモリ問い合わせ信号の特性を有する信号を処理できるように前記メモリ問い合わせ信号の特性を有する信号の前記特性を顕著に変化させることなく前記メモリ問い合わせ信号の特性を有する信号を前記メモリに印加し、

前記メモリ問い合わせ信号の特性を有する信号の前記特性と異なる特性を有する信号が前記少なくとも1つの端子コンポーネントに印加されるとき、絶縁回路によって生成され

10

20

前記メモリに印加される変化させられた信号が前記メモリに悪影響を与えないように前記メモリ問い合わせ信号の前記特性と異なる特性を有する信号の前記特性を実質的に変化させるように構成されている絶縁回路(94, 98, 218, 220, 321, 322, 438, 442, 464)と、
を含む電動外科手術ツール(32, 302, 402)。

【請求項2】

前記少なくとも1つの端子コンポーネントを介して前記メモリに印加される前記問い合わせ信号が少なくとも選択周波数にあり、

前記絶縁回路が、前記問い合わせ信号の周波数と異なる周波数の信号が前記端子コンポーネントに印加されるとき、前記メモリに印加される前記信号の電位を実質的に低下させるように構成されている、請求項1に記載の電動外科手術ツール。

10

【請求項3】

前記問い合わせ信号の前記周波数の半分の周波数未満の周波数の信号が前記少なくとも1つの端子コンポーネントに印加されるとき、前記絶縁回路が前記メモリに印加される前記信号の前記電位を実質的に低下させるようになっている、請求項2に記載の電動外科手術ツール。

【請求項4】

前記問い合わせ信号の前記周波数の2倍の周波数より大きい周波数の信号が前記少なくとも1つの端子コンポーネントに印加されるとき、前記絶縁回路が前記メモリに印加される前記信号の前記電位を実質的に低下させるようになっている、請求項2に記載の電動外科手術ツール。

20

【請求項5】

前記電力印加装置が組織のための印加を意図された少なくとも1つの電極(34, 36)であり、

導体(92, 96, 216)が、前記端子(82, 84, 210)に印加される前記信号が前記少なくとも1つの電極に供給される際に伝わる前記少なくとも1つの端子コンポーネントから延在し、

前記絶縁回路(94, 98, 218, 220, 321, 322)が前記導体に接続されている、請求項1～4のうちのいずれか1項に記載の電動外科手術ツール。

【請求項6】

30

発電機(404)が前記本体に搭載され、前記電力印加装置(406)が前記発電機に接続され、前記発電機が、前記電力信号の印加に応じて、前記電力印加装置を起動するように構成され、

導体(414)が、前記端子(410)に印加される前記信号が中を通して前記発電機に供給される前記少なくとも1つの端子コンポーネントから延在し、

前記絶縁回路(438, 442)が前記導体に接続されている、請求項1～5のいずれか1項に記載の電動外科手術ツール。

【請求項7】

複数の別個のメモリ(306, 312, 318, 359, 364, 370, 376)が前記本体に取り付けられ、

40

少なくとも1つのスイッチ(324, 326, 384, 386, 388)が前記本体に取り付けられ、前記メモリのうちの1つと、前記絶縁回路を介して、前記少なくとも1つの端子コンポーネントとの間に接続を選択的に確立している、請求項1～6のいずれか1項に記載の電動外科手術ツール。

【請求項8】

少なくとも1つのスイッチ(430, 432, 434)が前記本体に取り付けられ、

制御回路(426)が前記本体に取り付けられ、前記制御回路は、前記スイッチの状態を監視し、前記スイッチの前記状態に応答して、前記メモリの中のどのデータが前記メモリから書き出されるかを制御するように構成されている、請求項1～7のいずれか1項に記載の電動外科手術ツール。

50

【請求項 9】

前記メモリが、前記問い合わせ信号が印加され、データが前記メモリから書き出される 1 対の入力を含み、

前記絶縁回路が、前記少なくとも 1 つの端子コンポーネントと前記メモリ入力の両端間とに接続されているインダクタを含んでいる、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の電動外科手術ツール。

【請求項 10】

前記メモリが、前記問い合わせ信号が印加され、前記メモリからのデータが書き出される少なくとも 1 つの入力を含み、

前記絶縁回路が、前記少なくとも 1 つの端子コンポーネントと前記メモリ入力との間に接続されているコンデンサを含んでいる、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の電動外科手術ツール。

【請求項 11】

前記メモリが識別機器 (460) の一部であり、

前記ツールが、生物学的パラメータまたはユーザ起動部分の状態を監視し、前記監視されたパラメータまたは前記ユーザ起動部分の前記状態の関数として可変センサ信号を発生するセンサ (458) を含み、

前記識別機器が前記センサ信号を受信し、前記端子コンポーネント (82, 84) を介して前記センサ信号に基づく信号を出力するように構成されている、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の電動外科手術ツール。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、一般に、発電ユニットおよびコンソールと共に外科手術ツールを含み、コンソールが、ツールに電力を供給する導体を介してツールと一体化したメモリ内のデータを読み出すことができる、外科手術ツールシステムに関する。

【背景技術】**【0002】**

最新の外科手術を実行する能力は、組織を形成し、除去し、または、変形させる能力があり、ツールと称されることもある器具の開発によってある程度促進されている。電気外科手術ツールは、このような器具の種類に属するものである。電気外科手術ツールシステムは、ツールおよび制御コンソールを共に含んでいる。ツールシステムは少なくとも 2 個の電極を含んでいる。コンソールは電極間に電流を供給するものである。何らかの電気外科手術ツールは単極ツールである。このタイプのツールは、組織への適用のため設計され、少なくとも 1 個の電極を含む構造的デバイスを含んでいる。この電極は能動電極であると考えられる。このタイプのツールが利用されるとき、このシステムは接地パッドを含んでいる。接地パッドは、患者の身体に接触させて設置され、戻り電極としての役割を果たす。他の電気外科手術ツールは、組織への適用のため設計され、少なくとも 2 個の電氣的に切断された電極を含む構造的デバイスを備えている。このタイプのツールは、一般に、双極ツールと称される。双極ツールが使用中であるとき、1 個以上の電極は能動電極としての役割を果たしている。残りの 1 個以上の電極は戻り電極としての役割を果たしている。

【0003】

電気外科手術ツールが利用されるとき、電流が (複数の) 能動電極から対象組織を通過して (複数の) 戻り電極へ流される。組織の内部抵抗は電気エネルギーを、組織を加熱する熱エネルギーに変換する。組織の加熱は、治療的に有利な状態変化を組織において引き起こす。鉗子およびルーペペンシルのような何らかの電気外科手術ツールは、それらが適用される組織を切断または凝固させるために使用される。凝固は組織からの失血を止めることになる。他の電気外科手術ツールはプローブの形をしている。何らかのプローブは、プローブが適用される組織を剥離するため設計されている。一つのこのような種類のプロー

10

20

30

40

50

ブは、慢性疼痛信号を脳へ伝達する神経細胞を剥離している。他の電気外科手術ツールは、他の治療的効果を達成するために比較的大きい組織の区域を除去している。

【 0 0 0 4 】

電気外科手術ツールシステムはツール以外も含んでいる。システムは、制御コンソールおよびケーブルをさらに含んでいる。コンソールは、電力信号発生器を含んでいる。電力信号発生器は、多くの場合に 1 0 0 ボルトを超える電位の A C 電力信号を電気外科手術ツールへ出力するようになっている。コンソールと一体化した制御モジュールは、ツールに印加される電力信号の特性を変化させることを可能にするように電力信号発生器を調整している。変化させることができるツール電力信号特性は、電圧、電流、信号周波数、パルス・デューティ・サイクル、パルス包絡線、および、パルス繰り返し周波数を含んでいる。ツールに印加される電力信号の特性は、ツールタイプ、処置のタイプ、および、個々の医師の好みによって変化するようになっている。

10

【 0 0 0 5 】

ケーブルは、電力信号がツールに印加されるときに通る導体を含んでいる。

【 0 0 0 6 】

多くの場合、電気外科手術ツールおよび電気外科手術ツールの補完的な制御コンソールは、単一のシステムとして提供されている。この理由は、特殊なツールが典型的に特定の特性の組をもつ電力信号を受信するように設計されるからである。コンソールがコンソールと共に使用されることになるツールに印加できる電力信号だけを供給できるようにコンソールを設計することは一般的に行われている。医師は、そのツールに適した特定の範囲内で電力信号の特性を変化させることが可能である。これらのシステムの欠点は、医療設備が非常に異なる電力要件をもつ複数の異なるツールを使用する場合に、設備は、供給する電力信号の特性だけが異なる複数の制御コンソールを準備することを強制されることである。

20

【 0 0 0 7 】

この配置への改善策は、広範囲の出力特性に亘る電圧印加信号を供給できる制御コンソールを提供することである。このようなシステムは、供給される電力信号の特性を手動で設定するオペレータに依存することがありうる。一人一人が電力信号の特性をそのように設定することを許可される場合、コンソールは、信号が印加されるツールに不適切な電力信号を供給するように不注意で構成されることがありうる。このようなシステムの構成は、コンソールがツールを誤動作させる原因になる電力信号を供給するという結果になることがありうる。このような誤った構成のより重大な結果は、システムが組織損傷を不注意で引き起こす電流を患者に印加することである。

30

【 0 0 0 8 】

上記問題への解決策は、NOVRAMを外科手術ツールに設け、ツールNOVRAMを読むために補完的な組立体をコンソールに設けることである。NOVRAM、すなわち、不揮発性メモリは、ツールに供給されるべき電力信号の特性を記述するデータを格納している。コンソールプロセッシング回路は、これらのデータを読むものである。これらのデータに基づいて、プロセッシング回路は、コンソールの内部にある電源コンポーネントがツールのため適切な特性を有する電力だけをツールに供給することを確実にしている。両方共に参照によって本明細書中に組み込まれる本出願人の譲受人による特許文献 1 および本出願人による特許文献 2 は、どのようにして電気外科手術ツールシステムにこのようなコンポーネントを設けることを可能にするかを開示している。

40

【 0 0 0 9 】

ツールと一体化したメモリ内のデータに基づいて電気外科手術ツールシステムを自動的に構成することは、素早いシステムセットアップを容易にするものである。ツール電力信号が調節可能である範囲をツールメモリ内のデータに基づいて制限することは、ヒューマンエラーが誤ったシステムセットアップをもたらす可能性を削減するものである。それにもかかわらず、既知のシステムには何らかの制限がある。このタイプのシステムは、電力をツール電極 / 複数のツール電極に供給するための導体と、信号がツールメモリから読み

50

出されるときに通る付加的な導体とを備えるケーブルを必要としている。ケーブルにこれらの複数の導体を設ける必要性は、従来の2線の電力信号だけのケーブルを提供するよりこれらのケーブルを提供するための費用を高くしている。このようなケーブルの使用を必要とすることは、内部メモリを装備していないツールと共に制御コンソールを使用することを難しくしている。医療設備は、コンソールが様々なタイプのツールに、メモリ無しのツールでさえ、電圧印加できるように、コンソールがこの有用性をもつことに適合することになる。しかし、コンソールが両方のタイプのツールに給電するように構成される場合、異なるケーブルが必要とされることになる。第1のケーブルはメモリを有するツールのため必要とされる。第2のケーブルはメモリ無しのツールのため必要とされる。このことは、設備が両方のタイプのケーブルを使用できるように保つことを必要とする。さらに、システムを構成するとき、作業者は、取り付けられたケーブルが使用されるツールのため適切であることを確実にするための時間を要することになる。

10

【0010】

メモリ組立体を備える上述のツールは、それ自体の有用性が限られている。なぜならば、上述のように、ツールの使用は、電力の供給だけを目的とする少なくとも1つの導体と、ツールメモリからのデータの読み出しのみを容易にする少なくとも1つの導体とを備える特別なケーブルの使用を必要とするからである。このタイプのケーブルは、したがって、電力を従来型のメモリ無しのツールに供給する従来型のコンソールに接続できない。また、上述のツールを提供することになる場合、このツールの使用は、このツールと共に用いるために設計されたケーブルを受容するのに特別に設計されたコンソールに制限されることになる。

20

【0011】

さらに、同じツールを用いて、異なる特性を有する電力信号を組織の同じ区域に供給することが望ましい処置が存在している。具体的に、最初に組織を切断し、次に切断された組織を凝固させることが望ましいときがある。組織を切断するため使用される信号は、典型的に、連続AC波の形をしている。組織に入れられた電気エネルギーは、細胞が破裂するように、組織の細胞の内部にある水分を素早く蒸発させるものである。セル破裂は組織の切断である。

【0012】

組織が切断されるとすぐに、組織を凝固させるために第2の信号を印加し、出血を止めるのが望ましいことが多い。凝固信号は、切断信号と同じ最大ピーク・ツー・ピーク電圧を有することがある。しかし、凝固信号は典型的に連続信号として印加されない。その代わりに、システムが凝固モードにあるとき、ツールに印加される信号は典型的にオンオフを繰り返すパルス形式である。各パルスは、ある程度のサイクル数のAC電力信号で構成されてもよい。場合によっては、パルスの各サイクルは同じピーク・ツー・ピーク電圧である。場合によっては、信号パルスの初期サイクル/複数のサイクルは、第1の比較的高いピーク・ツー・ピーク電圧を有し、残りのサイクルは、初期サイクル/複数の初期サイクルのピーク・ツー・ピーク電圧から減衰するピーク・ツー・ピーク電圧を有している。凝固電力信号は、組織の中を通される電流を制限するための連続電力信号ではない。組織電流フローの制限は、電流フローが組織を加熱する程度を低下させる。その結果、細胞破壊をもたらす電流発熱の代わりに、流体、血液、凝固を引き起こすために十分な熱だけが発生される。

30

40

【0013】

換言すると、凝固電力信号のクレストファクタ、すなわち、ピーク電圧対rms電圧の比率は、典型的に切断電力信号のクレストファクタよりも大きい。

【0014】

医師がツールに供給される電力信号のタイプを選択することを可能にさせるツール搭載スイッチを単極外科手術ツールに設けることは比較的簡単な仕事である。しかし、これまでのところ、双極ツールに同じタイプのツール搭載制御機器を設けることは困難であることが分かっている。医師が異なる電流を組織に順次に印加するためこのようなツールを使

50

用することを望むとき、ツール搭載スイッチ以外の手段が電流タイプを設定するため使用される。場合によっては、たとえば、医師は、コンソールと一体化した制御要素を手動で起動することを別の人に頼らなければならない。医師がツールの電流状態を切り替えることを望むたびに、医師は、口頭で命令し、助手がコマンドを聞くのを待ち、助手が適切なスイッチを起動するのを待ち、次に、助手が医師にコマンドに基づいて処置が取られたことを知らせるのを待つことが必要である。これらのステップをすべて講じなければならないので、ツール電流セッティングを切り替えるために要する時間を顕著に増加させる可能性がある。これらの時間ギャップの長さを仮定すると、一部の医師は、双極電気外科手術ツールがそうでなければこのようなツールがうまく設計されている処置を実行するため不適当であることに気付く。

10

【 0 0 1 5 】

さらに、医師は、電気外科手術ツールの使用中に洗浄流体を供給したいときがある。ツールが適用される部位まで洗浄流体が送り込まれる導管を含む単極および双極の両方の電気外科手術ツールは知られている。しかし、これまでのところ、医師が、片手で、ツールをその部位に位置決めすると共に、ツール起動と、洗浄流体がその部位に放出されるかどうかとの両方を制御することを可能にさせるツール、特に、双極ツールを提供することは困難であることが分かっている。

【 先行技術文献 】**【 特許文献 】****【 0 0 1 6 】**

20

【 特許文献 1 】 米国特許第 6 , 0 1 7 , 3 5 4 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 1 6 1 8 5 A 1 号明細書

【 発明の概要 】**【 0 0 1 7 】**

本発明は、新しい有用な外科手術ツールシステムに関する。本発明のシステムは、コンソール、ツール、および、ツールをコンソールに接続するケーブルを含む。ツールは、電力信号がツールに印加されたときに治療的または診断的効果を与える外科手術部位に適用するため設計されたコンポーネントを含んでいる。本発明のツールと一体化されているのはメモリである。メモリは、ツールを用いる操作のため、コンソールを構成するデータを格納している。メモリは、電力信号がツール電極 / 複数のツール電極まで供給される導体によってツール内部の回路に接続されている。同様にツールの内部にあるのは絶縁回路である。メモリからデータを読み出すため信号がコンソールからツールメモリへ送信される時、絶縁回路は、これらの信号の特性を顕著に変化させることなくこれらの信号をツールメモリに印加するようになっている。すなわち、ツールメモリがこれらの信号に応答できなくなる点までこれらの信号の特性を変化させることがない。電力信号がツールに印加されるとき、絶縁回路は、メモリに印加された信号の性質の特性を実質的に変化させている。すなわち、絶縁回路は、変化した信号が、ツールメモリに印加されたとき、ツールメモリに悪影響を与えないように、これらの信号を変化させている。

30

【 0 0 1 8 】

コンソールは、メモリからデータを読み出す組立体を含んでいる。この組立体は、ツール電極 / 複数のツール電極に印加された電力信号と異なる特性を有する信号を使用してデータを取り出すものである。コンソールは、ツールに供給された電力信号がメモリリーダ組立体に印加されることを阻止しないまでも、実質的に除去する絶縁回路を含んでいる。

40

【 0 0 1 9 】

本発明のシステムは、電気外科手術ツールを含む電動外科手術ツールに電力信号を供給し、ツールの内部にあるメモリ内のデータを 1 対のワイヤを介して読み出す手段を提供している。

【 0 0 2 0 】

本発明のツールのいくつかの変形は複数のメモリを有している。各メモリは、異なるツール動作状態を特定するデータを格納している。ツール上のスイッチは、医師が選択的に

50

読み出されるメモリを選択することを可能にさせるものである。どのメモリが読み出されるかに基づいて、コンソールは、ある程度の数の異なる動作モードのうちの特定の１つにツールを置くために、ある程度の数の異なる電力信号のうちの１つをツールに印加するようになっている。代替的に、どのメモリが読み出されるかに基づいて、コンソールは、電力をツールに供給し、洗浄流体をツールの中を通して外科手術部位まで送り出すか、または、洗浄流体が送り出されている間に電力を同時に供給するようになっている。医師は、ツールを把持している手と同じ手で、上記異なる動作状態のうちの１つにツールを置くスイッチを押し下げることになる。

【００２１】

本発明は特許請求の範囲において詳しく指摘されている。本発明の上記およびさらなる特徴、優位性および利点は、添付図面と併せて以下の詳細な説明を参照することによって理解が深まる。

【図面の簡単な説明】

【００２２】

【図１】本発明の電気外科手術ツールシステムのコンポーネントを示す概略図である。

【図２】システムのコンソールの内部にあるコンポーネントのブロック図である。

【図３】本システムの双極ツールと一体化したコンポーネント、および、ツールをコンソールに接続するため使用されるケーブルの配線図である。

【図４】本発明のツールの内部にあるメモリ回路の信号周波数と回路インピーダンスとの間の関係を示す図である。

【図５Ａ】図５Ｂおよび図５Ｃと一つに集められたときに、ツールの取り付け時にシステムを構成し、続いてツールに電圧印加するため本発明のシステムによって実行されるプロセスステップのフローチャートを形成する図である。

【図５Ｂ】図５Ａおよび図５Ｃと一つに集められたときに、ツールの取り付け時にシステムを構成し、続いてツールに電圧印加するため本発明のシステムによって実行されるプロセスステップのフローチャートを形成する図である。

【図５Ｃ】図５Ａおよび図５Ｂと一つに集められたときに、ツールの取り付け時にシステムを構成し、続いてツールに電圧印加するため本発明のシステムによって実行されるプロセスステップのフローチャートを形成する図である。

【図６】本システムの単極ツールと一体化したコンポーネントと、ツールをコンソールに接続するため使用されるケーブルと、関連付けられた接地パッドとの配線図である。

【図７】本発明によって構築された代替的な制御コンソールの概略配線図である。

【図８】図７の制御コンソールと共に使用可能である本発明の代替的な双極ツールの概略配線図である。

【図９】図８のツールの主メモリ内のデータファイルを示す図である。

【図１０】図８のツールの動作状態メモリ内のデータファイルを示す図である。

【図１１Ａ】図１１Ｂと一つに集められたときに、図８のツールの起動の一部として実行されるプロセスステップのフローチャートを形成する図である。

【図１１Ｂ】図１１Ａと一つに集められたときに、図８のツールの起動の一部として実行されるプロセスステップのフローチャートを形成する図である。

【図１２】本発明のツールの内部にあるメモリ回路の信号周波数と回路インピーダンスとの間の代替的な関係を示す図である。

【図１３】本発明の別の代替的なツールの概略配線図である。

【図１４】システムが電流印加と組織凝固を同時に行えるように実行されうるプロセスステップのフローチャートである。

【図１５Ａ】図１５Ｂと一つに集められたときに、本発明の別の代替的なツールのブロック配線図を形成する図である。

【図１５Ｂ】図１５Ａと一つに集められたときに、本発明の別の代替的なツールのブロック配線図を形成する図である。

【図１６】図１５Ａおよび図１５Ｂのツールに一体化できる代替的な特徴のブロック図で

10

20

30

40

50

ある。

【発明を実施するための形態】

【0023】

I. システム概要

本発明の外科手術ツールシステム30、特に、電気外科手術ツールシステムは、最初に図1を参照して説明することにする。システム30は、電気外科手術ツール32を含んでいる。図1のツール32は、1対の鉗子である。このタイプのツールは、ツール尖部の端部86, 88における対向面がそれぞれ対向電極34, 36としての役割を果たすように形成されているので、双極ツールである。システム30は、電力をツール32に供給するコンソール40を含んでいる。電力信号は、コンソール40とツール32との間に延在するケーブル38を介して供給されるようになっている。

10

【0024】

コンソール40は、図2で分かるように、電源42およびRF増幅器44を含んでいる。電源42は、一定DC電圧をRF増幅器44へ出力するものである。RF増幅器44は、電源42からの信号をツール電極34, 36の間に印加されるAC電力信号に変換するものである。本発明の一変形では、RF増幅器44は、Hブリッジと、一連のインダクタ、コンデンサおよび変圧器とにより構成されている。Hブリッジは、2対の直列接続されたFETによって形成されている。RF増幅器の例示的な回路は、図7に示されている。

【0025】

RF制御器46は、RF増幅器の動作を調整するためRF増幅器44への信号をアサートするものである。より具体的には、RF制御器46はHブリッジFETのゲートへの信号をアサートするものである。RF制御器46は、電源によって供給されるDC信号のレベルを調整するため電源42にも接続されている。全体的に、これらの制御信号はコンソール40からツール32へ供給される電力信号の特性を調整するためアサートされている。設定される信号の特性は、電圧、周波数、デューティ・サイクル、パルス包絡線、および、パルス繰り返し周波数を含んでいる。デジタル信号プロセッサは、RF制御器46としての役割を果たすことができる。

20

【0026】

同様に、コンソール40の内部にあるディスプレイ制御器48は、システム30の全体的な制御を行うものである。ディスプレイ制御器48は、システム30の動作に関するデータをさらに発生させている。これらのデータは、同様にコンソール40の一部であるディスプレイ50上に提示されることがある。本発明のいくつかの変形で、ディスプレイ50は、医師による押し下げのためのボタンの画像を提示するタッチ・スクリーン・ディスプレイである。ディスプレイ制御器48は、米国カリフォルニア州サンタクララのインテル社製のGDPXA255A0C300プロセッサのようなプロセッサでもよい。ディスプレイ制御器48への1組の入力は医師から来る。これらの入力は、ディスプレイ50上に提示されたボタン画像の押し下げ、制御つまみもしくはコンソール40上のスイッチのセッティング、または、フット制御装置と一体化されたペダルの押し下げによって提供されることがある(コンソールつまみ、コンソールスイッチ、および、フット制御装置は図示されていない)。別個のコンポーネントとして挙げられていないが、ディスプレイ制御器48の内部にある、および/または、ディスプレイ制御器48に取り付けられているのは、1以上のメモリであることが理解されるべきである。これらのメモリは、コンソール40の動作を調整する命令が格納される場所である。

30

40

【0027】

受信された入力に基づいて、ディスプレイ制御器48は、RF制御器46への命令信号を発生している。これらの命令に基づいて、RF制御器46は、電源42およびRF増幅器44の動作を調整している。これにより、RF増幅器44は適切な特性を有する電力信号をツール32へ供給するようになっている。RF増幅器44によって供給される電力信号は、任意的に、能動導体52および戻り導体54をそれぞれ介して出力されるようになっている。

50

【 0 0 2 8 】

ツールへの R F 信号は、3 端子 5 6 , 5 8 , 6 0 のうちの 2 個を介してツールヘアサートされるようになっている。端子 5 6 , 5 8 は、ケーブル 3 8 が接続されているコンソールソケット 6 1 (図 1) 内の端子である。端子 5 6 は、ツールが単極ツールであるか、または、双極ツールであるかとは無関係にツールへの接続が常に確立されている端子を表している。能動導体 5 2 は端子 5 6 に接続されている。よって、端子 5 6 は、R F 増幅器がツール「能動」電極に接続されるときに通る端子であると考えることができる。ツールがツール 3 2 のように双極ツールである場合、「戻り」電極はツールと一体化されている。このタイプのツールのとき、ケーブルから端子 5 8 への接続は、戻り電極を戻り導体 5 4 を介して R F 増幅器 4 4 へ接続している。

10

【 0 0 2 9 】

単極ツールは、コンソール 4 0 と共に使用することが可能である。このシステム 3 0 の構成では、戻り電極は、同様にシステムの一部である接地パッド 2 3 0 である (図 6) 。 R F 増幅器 4 4 は、端子 6 0 を介してこの電極に接続されている。端子 6 0 は、接地パッド 2 3 0 が接続されているコンソール 4 0 上のソケット 6 3 の内部にある。継電器 6 2 は、R F 増幅器 4 4 まで延在する戻り導体 5 4 を端子 5 8 または端子 6 0 へ選択的に接続している。継電器 6 2 の状態は、ディスプレイ制御器 4 8 によってアサートされた信号により制御されるようになっている。本発明のいくつかの変形では、継電器 6 2 はトリステート継電器である。本発明のこれらの変形では、正常状態にある継電器 6 2 は、戻り導体 5 4 を端子 5 8 または端子 6 0 のいずれにも接続していない。

20

【 0 0 3 0 】

コンソール 4 0 の内部にもメモリーリーダ 6 6 がある。メモリーリーダ 6 6 は、ツール 3 2 の内部にあるメモリ 9 0 (図 3) からデータを読み出し、メモリ 9 0 にデータを書き込む能力をもっている。本発明の一変形では、メモリーリーダ 6 6 はパルス型 A C 信号を送受信する能力をもっている。本発明のいくつかの変形では、メモリーリーダは、約 1 3 . 5 6 M H z の周波数で信号を送信 / 受信する無線周波数識別装置 (R F I D) リーダである。制御コンソール 4 0 に一体化することができる一つの可能性のある R F I D リーダは、オランダ国の N X P セミコンダクターズから入手できる S L R C 4 1 T O F E D である。

【 0 0 3 1 】

メモリーリーダ 6 6 は、コンソール端子 5 6 , 5 8 を介してツールメモリ 9 0 と信号を交換するものである。一方の導体、図中で導体 6 8 は、メモリーリーダ 6 6 から延在し、能動導体 5 2 に接続され、延長されることにより、継電器 7 0 を介して端子 5 6 に接続されている。第 2 の導体、すなわち、導体 7 2 は、同様にツールメモリ 9 0 と信号を交換するメモリーリーダ 6 6 から延在している。導体 7 2 は、継電器 7 4 によって端子 5 8 に選択的に接続されている。継電器 7 0 , 7 4 の開 / 閉状態は、ディスプレイ制御器 4 8 によってアサートされた信号によって制御されるようになっている。

30

【 0 0 3 2 】

メモリーリーダ 6 6 は、データ信号を交換するため、ディスプレイ制御器 4 8 に接続されている。ディスプレイ制御器 4 8 は、メモリーリーダ 6 6 がツールメモリ 9 0 からデータを読み出すか、データを書き込むとき、メモリーリーダ 6 6 の起動を同様に調整している。

40

【 0 0 3 3 】

次に、双極電気外科手術ツール 3 2 の電氣的能動コンポーネントおよびケーブル 3 8 について、図 3 を参照して説明する。ケーブル 3 8 は、2 個の電氣的絶縁導体 7 5 , 7 7 を含んでいる。密接に結合している導体の任意のペアのように、導体 7 5 と導体 7 7 との間には固有の容量が存在している。以下で明らかな理由のため、導体 7 5 と導体 7 7 との間の容量は、図 3 でコンデンサ 7 6 によって表されている。ケーブル 3 8 は、ケーブルの近接端部に 2 個のピン 7 8 , 7 9 を有している。ピン 7 8 および 7 9 は、ケーブル 3 8 とコンソール 4 0 との間に着脱式接続を確立するため、それぞれ、コンソール端子 5 6 および 5 8 につながっている。ケーブルの遠方端部には、プラグ 3 9 (図 1) が存在している。プラグ 3 9 の内部には、2 個のソケット 8 0 および 8 1 が存在する (ソケットは図示せず

50

)。ソケット 80, 81 は、それぞれ、ツールとケーブル 38 との間に電氣的接続を確立するため、ツール 32 のピン 82 および 84 を受承する。典型的に、ケーブル 38 は、補助的な締め付けコンポーネントの存在無しにツール 32 およびコンソール 40 の両方に接続されている。

【0034】

機械的には、ツール 32 はハブ 85 を含むことが理解されるべきである。コネクタピン 82 および 84 は、ハブ 85 に搭載され、ハブ 85 から近くに延在している。各ピン 82, 84 は、それぞれ、ケーブル 38 の遠方端部でソケット 80 および 81 の別個ソケットに着脱式に着座されるように寸法が定められている。2 個の尖部 86, 88 はツールハブ 85 の対向する端部から延在している。尖部 86, 88 の近接端部、すなわち、ハブ 85 に隣接した端部は、尖部が互いの方へ選択的に回動させることができるようにハブ 85 に回動式に取り付けられている。一方の電極、すなわち、任意的に、電極 34 は、尖部の遠方端部に隣接する尖部 86 の内面に配置されている。第 2 の電極、すなわち、電極 36 は、第 2 の尖部、すなわち、尖部 88 の遠方端部の上に配置されている。尖部 86, 88 は、電極 34, 36 が対向するように構成されている。図 3 では、尖部 86, 88 は、破線の円筒体として示されている。

【0035】

ツールハブ 85 の内側に配置されているのは、ツールメモリ 90 である。メモリ 90 は、コンソール 40 の内部にあるメモリインターフェイス 66 と信号を交換するものである。本発明のいくつかの変形では、同様に NXP セミコンダクターズから入手可能である SL1IC3001 のような RFID タグは、ツールメモリ 90 としての役割を果たしている。ツールメモリ 90 は、メモリにデータを書き込み、メモリからデータを読み出すために、AC 信号が両端間に印加される 2 つの補完的な入力（特定されない）を有している。ツールメモリ 90 への入力のうちの一方は、ツールハブ 85 の内部にある導体 92 に接続されている。導体 92 は、ピン 82 から尖部 86 を通り電極 34 まで延在している。ツールメモリ 90 への第 2 の入力は導体 96 によってハブピン 84 に接続されている。導体 96 は、電力信号がツール電極 36 へ供給されるときに通る尖部 88 の内部にある導体としての役割をさらに果たしている。ツールメモリ 90 への第 2 の入力は、コンデンサ 94 を介して導体 96 に接続されている。メモリ 90 の入力からコンデンサ 94 まで延在する導体は特定されていない。

【0036】

同様に、ツールハブ 85 の内部にあるのはインダクタ 98 である。インダクタ 98 は、一方の端部が導体 92 に接続され、第 2 の端部がメモリ 90 への入力とコンデンサ 94 との接合部に接続されるように、メモリ 90 の両端間に接続されている。ツールメモリ 90 の内部には、コンデンサが存在している。図 3 では、このコンデンサは、導体 92 と、メモリ 90 とコンデンサ 94 との接合部の間に接続された別個のコンデンサ 102 として描かれている。

【0037】

コンデンサ 94 は、基本的に RF 増幅器 44 によって供給された電力信号の最大周波数である周波数で、コンデンサが高インピーダンス、少なくとも 5000 オームを有するように選択されている。本発明のいくつかの変形では、コンデンサ 94 は 15 pF 以下の容量を有している。

【0038】

全体として、インダクタ 98 およびメモリコンデンサ 102 は、タンク回路を形成している。本発明のいくつかの変形では、インダクタ 98 は、インダクタおよびコンデンサ 102 が、メモリリーダ 66 およびツールメモリ 90 が信号を交換するよう構成された周波数からわずかに外れた共振周波数を有するタンク回路を形成するように選択されている。この設計上の選択は、データがツールメモリ 90 から読み出される手段に起因している。特に、メモリリーダ 66 は、特定の周波数で問い合わせ信号を出力している。ツールメモリ 90 は、メモリ 90、インダクタ 98 およびコンデンサ 102 を備える回路のインピー

ダンスを変更することにより、データをリーダ６６へ返送している。この変更は、メモリの内部にある抵抗器またはコンデンサ（図示されていない内部切り替え方式の抵抗器／コンデンサ）の選択的な切り替えによって行われている。インピーダンスの変化は、ツールメモリ９０によって消費される問い合わせ信号の電力の割合を変化させることになる。メモリリーダ６６は、メモリ９０によるエネルギーの消費を監視している。メモリリーダは、ツールメモリ回路による消費電力の変化を別個のデータパルスとして解釈している。

【００３９】

問い合わせ信号が出力されるときに通る回路は、ツールメモリ９０と、インダクタ９８と、メモリの内部にあるコンデンサ１０２との他にコンポーネントを収容している。この回路は、ハブコンデンサ９４と、ケーブル導体７５および７７の容量と、コンデンサ７６とをさらに含んでいる。

10

【００４０】

図４は、ツールメモリ回路の周波数－インピーダンス曲線を表している。２曲線が示されている。実線で表現された曲線１３２は、ツールメモリの内部にある抵抗が比較的高いときのインピーダンスを表している。殆どのメモリでは、これは、データ信号がオンにされたときの状態であり、ツールメモリ回路のインピーダンスは、たとえば、約２００００オームである。回路がこの状態にあるとき、曲線の共振周波数は基本的に垂直方向の曲線セグメントによって表されている。基本的に曲線セグメント１３４の高インピーダンス端子点である点１３５は、回路がその高インピーダンス共振周波数を有する点を表している。

20

【００４１】

点線セグメントによって表された曲線１３８は、ツールメモリ９０の内部にある抵抗が比較的低いとき、所定の実施例では、約２００オームであるときの周波数／インピーダンス曲線を表している。ツールメモリ９０は、データ信号がオフであるとき、この状態にある。高抵抗セッティングが最初に低いスパイクを有し、次に高いスパイクを有するインピーダンスプロファイルを生じるときとは違って、曲線１３８のインピーダンスプロファイルは実質的に直線状である。

【００４２】

前述の通り、メモリリーダ６６は、ツールメモリ回路によって消費される電力に基づいてツールメモリ信号のオン／オフ状態を判定している。この電力レベルは回路インピーダンスの関数である。

30

【００４３】

回路が問い合わせ信号の周波数に等しい共振周波数をもつように構成された場合、潜在的な問題が現れる可能性がある。この問題は、ケーブル容量（コンデンサ７６の容量）が推定できる間に、ケーブル容量がケーブル同士の間で変化する可能性があることに起因している。ケーブル容量の変動は、回路の共振周波数が問い合わせ信号の周波数よりわずかに高い可能性があることを意味している。この状況では、問い合わせ信号は、信号曲線１３２のセグメント１３４が曲線１３８と交差する点と交差するか、または、非常に接近する周波数で、データオフ時のインピーダンス信号である可能性がある。この状況では、ツールメモリ回路によって消費される電力は、メモリがデータオン状態とデータオフ状態にあるときから著しく変化することはない。メモリリーダ６６は、したがって、通常ではメモリ９０のデータオン／データオフの切り替えを伴うことになる電力消費の変化を検出できない。

40

【００４４】

メモリ回路のデータオン／データオフ時のインピーダンスレベルが差を検出できないレベルに接近する可能性を低減するため、インダクタ９８は、ツールメモリ回路がツールメモリ９０に印加された問い合わせ信号の周波数からオフセットした共振周波数を有するように選択されている。オフセットは、問い合わせ周波数が、データオン回路状態とデータオフ回路状態との間のインピーダンスの差が容易に検出可能である周波数のスペクトルの範囲内に入るようにされるべきである。図４では、直線１３９は問い合わせ周波数におけ

50

る横軸を表している。この直線は、2つの大きく離れた点でデータインのインピーダンス曲線 1 3 2 およびデータオフのインピーダンス曲線 1 3 8 と交差することが分かる。ケーブル容量の変動に起因して、インピーダンス曲線 1 3 2 , 1 3 8 が僅かな量だけ右または左へシフトする場合、直線 1 3 9 は、2つの大きく離れた点で依然として曲線 1 3 2 および 1 3 8 と交差している。したがって、曲線がシフトする場合でも、データオン/データオフの切り替えに起因するメモリ回路インピーダンスの変化は、依然として検出可能である。

【 0 0 4 5 】

本発明を構築する一変形では、インダクタ 9 8 は、ツールメモリ回路がツールメモリ間い合わせ周波数に等しい高インピーダンス共振周波数をインダクタが有するためにとるべきインダクタンスを L_{IDEAL} であるとして、約 $1.4 L_{IDEAL}$ であるインダクタンス L_{REAL} を有するように選択されている。

【 0 0 4 6 】

II . システム動作

次に、本発明のシステム 3 0 が一方の電極 3 4 または 3 6 から組織を介してもう一方の電極 3 6 または 3 4 に電流を供給するプロセスについて、図 5 A から図 5 C を参照して説明する。ステップ 1 4 2 は制御コンソール 4 0 の起動を表している。制御コンソール 4 0 の起動と一体化されているのは、コンソールが実行するセルフテストである。コンソール 4 0 の起動およびセルフテストは、予めロードされた命令に基づいてディスプレイ制御器 4 8 によって実行される。

【 0 0 4 7 】

制御コンソール 4 0 の起動およびセルフテストの完了時に、ステップ 1 4 4 で、ディスプレイ制御器 4 8 はコンソールを問い合わせモードに入れる。問い合わせモードに入るプロセスの一部として、ステップ 1 4 2 の実行中に、ディスプレイ制御器 4 8 は、メモリリーダー 6 6 をコンソール端子 5 6 , 5 8 に結合するように継電器 7 0 , 7 4 を設定する。

【 0 0 4 8 】

問い合わせモードに入ると、ディスプレイ制御器 4 8 は、ステップ 1 4 6 で、基本問い合わせを実行するようにメモリリーダー 6 6 に定期的に命令する。基本問い合わせステップ 1 4 6 で、メモリリーダー 6 6 はケーブル導体 7 5 , 7 7 を介して基本読み出しコマンドを出力する。この読み出しコマンドは、制御コンソール 4 0 とツールとの間で交換される他のすべての読み出し/書き込み信号伝送と共に、低電圧、典型的に、10 V 以下で送信され、1 ms 未満の間に送信される。

【 0 0 4 9 】

読み出しコマンドが送信されるとき、システム 3 0 は3つの電位状態のうちの1つの状態にあってもよい。第1の状態では、ケーブル 3 8 はコンソール 4 0 に接続されず、ツールはケーブルに接続されていない。

【 0 0 5 0 】

第2の状態では、メモリを収容しないツールがケーブル 3 8 に接続されている。この状態では、ケーブル導体 7 8 , 7 9 の両端への信号の印加がツールの電極の間(または、ツールの電極と補完的な接地パッドとの間)に電流フローを生じる。しかし、この信号が低電位であり、電極間(または電極と接地パッドとの間)の組織が高インピーダンスであると仮定すると、基本的に組織を流れる電流フローはない。よって、読み出しコマンド信号の送信は、組織変化をもたらすツールの起動を生じる信号の送信であると考えられない。

【 0 0 5 1 】

システム 3 0 が上記2状態のうちのいずれかであるとき、メモリは存在しないので、テストステップ 1 4 8 で、読み出しコマンドへの応答はない。ステップ 1 5 0 は、ディスプレイ制御器 4 8 による手動で入力されたコマンドの検出を表す。ステップ 1 5 0 は、メモリ無しのツールがケーブル 3 8 に接続されたとき、システム 3 0 において、この動作状態で行われる。

【 0 0 5 2 】

ディスプレイ制御器 48 は、問い合わせステップ 146 の読み出しコマンドへの応答がないこと、または、コンソールの手動セッティングがないことを、ツールがコンソール 40 に接続されていないと解釈する。システム 30 がこの状態にある場合、ディスプレイ制御器 48 は基本問い合わせステップ 146 を周期的に実行し続け、ステップ 148 でこの問い合わせへの応答を待機するか、または、ステップ 150 でシステムが手動で構成されているとの指標を待機する。

【0053】

メモリ 90 付きのツール 32 は、ケーブル 38 に接続されることがある（接続ステップは図示されていない）。システム 30 がこの状態にあるとき、基本問い合わせステップ 146 が実行され、基本読み出しコマンドを含む AC 信号がメモリ 90 と一体化されたツール・ハブ・タンク回路に印加される。この読み出しコマンドの受信にตอบสนองして、メモリ 90 は、メモリリーダに返答を送信し、基本データを書き出す（ステップは図示されていない）。

【0054】

ツール・メモリ・データのこの基本読み出しでは、制御コンソール 40 は、ツールのタイプを特定するデータと、特異性を用いてツールを特定するデータとを読み出す。これら後者のデータは、ツールに固有の通し番号である。このステップで読み出される可能性がある他のデータは、ツールが使用された回数を指定する承認コードおよびデータを含む可能性がある。

【0055】

読み出しコマンドのツールメモリ 90 への送信およびデータの読み出しの一部として、これらのコマンドおよびデータ送信を形成する信号がコンデンサ 94 に印加される。メモリ 90、コンデンサ 94、インダクタ 98 およびコンデンサ 102 を備える回路は、絶縁回路であると考えることができる。この絶縁回路を形成するコンポーネントは、上述の通り、問い合わせ信号が回路に印加され、データが回路を介して送出されたときに、回路が共振に近い状態であるように選択される。コンデンサ 94 の中では最小限の電圧降下と電力損失とがある。この絶縁回路の両端間での電圧降下および絶縁回路内での電力損失は、ツールメモリ 90 に印加され、または、ツールメモリ 90 から受信された信号の特性を顕著に変化させない。ここで、ツールメモリ 90 に印加されるか、または、コンソール・メモリリーダ 66 に戻された信号の特性の「顕著」な変化は、メモリまたはコンソールが処理できなかったツールメモリまたはコンソールへの信号の印加を生じるトーンである。本発明の記載された実施形態では、絶縁回路は、端子 82、84 と導体 92、96 とに印加された信号の電位と相対的な問い合わせ信号、または、メモリから書き出された信号の電位の僅かな降下を生じさせることがある。しかし、電圧降下は、ツールメモリ 90 またはコンソール・メモリリーダ 66 が印加された信号を処理することを阻止するために足りるほど顕著ではない。本発明のこの変形では、ツールメモリ 90 に印加された顕著に変化した信号は、端子 82、84 に印加された問い合わせ信号（または書き出されたデータ信号）の電位の 80% 以下の電位を有する信号である。

【0056】

コンソール・メモリリーダ 66 は、ツールメモリ 90 から読み出されたデータをディスプレイ制御器 48 へ転送する。次に、これらのデータは、ディスプレイ制御器 48 と一体化するか、ディスプレイ制御器 48 に取り付けられた適切なメモリに格納される。メモリリーダ 66 からディスプレイ制御器 48 へのデータの転送のこれらのサブステップおよび他のサブステップは図示されていない。ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 148 で、これらの基本ツール識別データの受信を一体的なメモリ 90 付きのツール 32 がケーブル 38 に取り付けられているという指標として解釈し、ステップ 148 のテストの結果は肯定的である。システム 30 がこの状態にある場合、ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 156 で、メモリリーダ 66 にツールメモリ 90 内のすべてのデータを読み出すように命令する。ステップ 156 は、ツールメモリ 90 内のデータをコンソールリーダ 66 へ読み出し、これらのデータをディスプレイ制御器 48 へ転送することをさらに表している。

【 0 0 5 7 】

ステップ 1 5 8 で、ディスプレイ制御器 4 8 はシステム 3 0 の初期構成を実行する。このシステム構成は、ツールメモリ 9 0 から取り出されたデータに基づいている。ステップ 1 5 8 で、システムが特殊な付属ツールのため動作すべき特性の範囲がツールメモリから読み出されたデータに基づいて確立される。これらの特性は、電力信号が印加されるべき周波数または周波数の範囲と、電力信号が出力されるべき電圧または電圧の範囲と、信号の最小電流および最大電流とを含んでいる。離散的なパルスの組として印加された信号に対し、特性は、パルス繰り返し周波数、パルス包絡線、および / または、パルス・デュティ・サイクルを含んでいる。

【 0 0 5 8 】

10

ステップ 1 5 8 で、ディスプレイ制御器がシステムを特定の動作パラメータまたはパラメータの範囲に構成するかどうかは、パラメータとツール 3 2 との両方の関数である。たとえば、特殊なツールが特定の周波数で電力信号を受信するため設計されることがある。このツールのため、ディスプレイ制御器 4 8 は、構成データに基づいて、ツールメモリ内で特定された周波数において電力信号だけを出力するようにコンソールを設定する。ツールメモリ 9 0 からの周波数範囲データは、後述される医師設定による構成ステップ 1 6 0 において利用される。

【 0 0 5 9 】

さらにステップ 1 5 8 の一部として、ディスプレイ制御器 4 8 は、電力信号の特性のいくつかに対しデフォルトセッティングを確立することがある。これらのデフォルトセッティングは、ツールメモリ 9 0 のため読み出されたデータに基づくことがある。代替的に、医師定義による信号特性は、ディスプレイ制御器メモリに予めロードされることがある。この状況では、ステップ 1 5 6 の一部として、医師がディスプレイ制御器 4 8 に対し特定されると、ディスプレイ制御器 4 8 は医師により確立された適切な特性を取り出す。次に、ディスプレイ制御器 4 8 は、システム 3 0 を構成する基礎として、これらの特性を使用する。

20

【 0 0 6 0 】

ステップ 1 6 0 はシステム 3 0 の医師設定による構成を表している。ステップ 1 6 0 では、医師は、実行されるべき特定の処置と自分の好みとに基づいて、特定の処置の範囲内で設定可能であるシステム動作特性を構成する。これらの動作特性は、タッチ・スクリーン・ディスプレイ 5 0 のような適切な I / O 機器を介して特性を入力する医師によって定義される。

30

【 0 0 6 1 】

ステップ 1 6 0 で、医師は、ツールメモリ 9 0 内のデータに基づくセッティングの範囲外である付属ツールのための電力信号のセッティングを入力することを試みることがある。信号特性およびツールに依存して、ディスプレイ制御器 4 8 は、この範囲外である特性のセッティングを阻止することがある。代替的に、動作特性を範囲外の値に設定しようとするこの試みに応答して、ディスプレイコンソール 4 8 は、医師による承認を必要とする範囲外警告を提示することがある。医師がこの警告を承認した場合、ディスプレイ制御器 4 8 は、動作特性の範囲外セッティングを進めることを許可する。

40

【 0 0 6 2 】

ステップ 1 6 0 が実行されると、システム 3 0 は、ツールメモリ 9 0 および医師の好みによって定義された動作パラメータに基づく動作のため構成される。

【 0 0 6 3 】

次に、ディスプレイ制御器 4 8 は、基本ツール識別ステップ 1 7 0 と、応答受信ステップ 1 7 2 と、ツール起動コマンド受信ステップ 1 7 4 とを循環的に繰り返す。基本ツール識別ステップ 1 7 0 は、基本問い合わせステップ 1 4 0 と類似している。ディスプレイ制御器 4 8 は、メモリリーダ 6 8 を通じて、ツールメモリがツールの通し番号を提供することを要求する読み出しコマンドを発行する。応答受信ステップ 1 7 2 で、ディスプレイ制御器 4 8 は、この読み出しコマンドへの応答に反応する。最初に受信された通し番号と同

50

じ通し番号を収容している応答は、同じツール 32 がコンソール 40 に取り付けられた状態を維持していることを指示しているとして解釈される。異なるツール通し番号を含む応答は、新しいツールがコンソール 40 に結合されたという指標として解釈される。この状況では、ディスプレイ制御器 48 は、ツールメモリ 90 内のすべてのデータが読み出され、プロセッサ 48 へ転送されるようにステップ 156 へ戻る。ステップ 158, 160 は、新しいツールに対する動作特性データに基づいて再実行される。

【0064】

代替的に、ツールから基本問い合わせステップ 170 への応答がないことがある。ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 172 で、この無応答受信イベントを前のツールがコンソールから外され、かつ、新しいツールが無いか、または、メモリが取り付けられていないツールが存在するかを指定しているとして解釈する。ディスプレイ制御器 48 は、この判定を行ったとき、基本問い合わせステップ 146、基本応答受信ステップ 148、および、手動構成コマンド受信ステップ 150 の繰り返しに戻る。

【0065】

より典型的には、応答受信ステップ 172 で、応答はステップ 148 で最初に受信された通し番号と同じ通し番号である。したがって、ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 174 で、ツール起動コマンドの受信を待機する。このようなコマンドが受信されるまで、ステップ 170, 172, 174 が継続的に再実行される。

【0066】

ツール起動コマンドが、厳密な構造が本発明とは無関係であるユーザ起動型制御要素から入力されることがある。たとえば、コマンドは、ディスプレイ 50 に提示されたツール起動ボタンの画像の押し下げに反応して入力されることがある。後述されるように、応答はツール 32 上のスイッチを押し下げる医師によって入力されることがある。代替的に、コマンドは、コンソール 40 に接続されたフットスイッチ組立体のペダルの押し下げによって入力されることがある。

【0067】

ツール起動コマンドの受信に対する初期応答は、ステップ 178 で、コンソール継電器 62, 70, 74 のセッティングである。ツールメモリ 90 のデータがツールは双極ツールであることを示す場合、継電器 62 は、戻り導体 54 を端子 58 に接続するため設定される。ツールメモリのデータがツールは単極ツールであることを示す場合、ディスプレイ制御器 48 は、戻り導体を端子 60 に接続するように継電器 62 を設定する。ディスプレイ制御器 48 はまた、メモリリーダ 66 を導体 52, 54 から切断するように継電器 70, 74 を設定する。

【0068】

継電器 62, 70, 74 が設定されると、ディスプレイ制御器 48 は、電源 42 および RF 増幅器 44 の両方をオンにするよう RF 制御器 46 に命令する。より具体的には、RF 制御器 48 は、適当な電圧レベルで DC 信号を出力するよう電源 42 に命令する。DC 信号の出力と同時に、RF 増幅器 44 は、RF 増幅器が定義された出力信号出力特性によって指定されるようなツール電力信号を出力するように、RF 制御器 46 によって起動される。全体として、これらのサブプロセスは、図 5C において、ステップ 180 によって表されている。

【0069】

電力信号は、ケーブル導体 75, 77 を介してツールハブ 85 に印加される。1 MHz 未満の比較的 low 周波数の電力信号で、インダクタ 98 は、ツールメモリ 90 を迂回する低インピーダンスバイパスとしての役割を果たす。コンデンサ 94 は、ハブ導体 92 とハブ導体 96 との間に高インピーダンス負荷として現れる。よって、電力信号が印加されるとき、コンデンサ 94、インダクタ 98 およびコンデンサ 102 によって形成された絶縁回路は、ツールメモリに印加された信号の特性を実質的に変化させる。ここで、信号の「実質的」な変化は、変化した信号がツールメモリ 90 に印加されるとき、変化した信号がメモリに悪影響を与えない程度で、信号に影響を与える信号への変化である。図 3 の回路で

10

20

30

40

50

は、絶縁回路は、ツールメモリ 90 に印加された端子 82 と端子 84 との間の信号の電位の一部を実質的に低下させることにより、信号の電位のこの変化に影響を与える。ここで、信号の特性の実質的な変化は、ツールメモリ 90 に印加された電力信号の電位が、信号がメモリに悪影響を与えないレベルまで低下することである。換言すると、電力信号の電力の僅かな部分だけがツールメモリ 90 に印加される。この信号の比較的低い電位、すなわち、本発明の説明されている変形では、典型的に、2 V 以下の電位は、信号がメモリ 90 に悪影響を与えないことを意味する。一般に、実質的に変化した電位は、端子 82 と端子 84 との間の電力信号電位と相対的に少なくとも 20 % 低下させられた電位である。多くの場合に、絶縁回路を介してツールメモリ 90 に印加された信号の実質的に変化した電位は、端子 82 と端子 84 との間の信号の電位の 50 % 以下である。

10

【0070】

電力信号に含まれる電力の大部分は、代わりに、導体 92, 96 を介して、それぞれツール電極 34, 36 に印加される。結果として、ツール電極 34 とツール電極 36 との間で得られる電流フローは、電極間の組織の加熱と、このような加熱によって引き起こされる望ましい末端効果とをもたらすことになる。

【0071】

コンソール 40 は、ステップ 184 で起動コマンドがネゲートされるまで、ツール 32 に起動信号を出力する。起動コマンドがネゲートされ次第、ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 186 で、DC 電源 42 および RF 増幅器 44 の両方をオフにするよう RF 制御器 46 に命令する。DC 電源 42 および RF 増幅器 44 をオフにすることは、電力信号の出力を停止させる。

20

【0072】

RF 電圧印加信号の出力が停止すると、ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 188 で、コンソール継電器をリセットする。継電器 62 は開状態にリセットされる。継電器 70, 74 は、メモリリーダ 66 をそれぞれ端子 56, 58 に再接続するため、リセットされる。

【0073】

コンソール継電器がリセットされ次第、ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 170, 172, 174 の循環的な再実行のプロセスに戻る。ツールが再起動されるとき、ステップ 180 ~ 186 が再実行される。

30

【0074】

上述の通り、メモリ無しのツールがケーブル 38 を介してコンソール 40 に取り付けられるときがある。システム 30 がそのように構成されるとき、医師は、ツールのための意図された電気外科手術電流に基づく動作のためシステムを構成する。この仕事（タスク）は、コンソール 40 と関連付けられた制御要素の起動によって実行される。ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 150 で、コンソール 40 の手動構成として制御要素の押し下げを認識する。これらのコマンドの受信に応答して、ステップ 190 で、ディスプレイ制御器は、発電機および RF 制御器を適切に構成することになる。

【0075】

ステップ 190 が実行されると、システム 30 は使用できる状態となる。ディスプレイ制御器 48 は、ステップ 174 へ進み、ツール起動コマンドの受信を待機する。医師がツールを起動するため制御要素を起動すると、システムは、上記のステップ、すなわち、メモリリーダ 66 を導体 52, 54 から切断するために継電器 70, 74 を設定するステップと、継電器 62 を適切に設定するステップと、電気外科手術電流を生成するため RF 増幅器を起動するステップと、ツール起動コマンドを含む信号がネゲートされたかどうかをテストするステップとを通じて進行する。

40

【0076】

本発明の電気外科手術ツールシステム 30 は、システムツール 32 の内部にあるメモリ 90 の中に指定された電力信号特性に基づいて電気外科手術電流を出力するようにコンソール 40 を構成するため構築されている。このコンソール 40 の自動構成は、医療関係者

50

が手動で構成命令を入力する場合に行われるより高速に行われる。構成が自動的であるので、ヒューマンエラーがコンソールを誤って構成する可能性は実質的に低減されることになる。

【0077】

本発明の別の特徴は、構成命令を含む信号が、電力信号がツールに印加される際に通るケーブル導体75および76を介して交換されるように、システムが構成されることである。これは、ケーブル38に付加的な導体を設け、これらの補助的な導体への導電性接続を確立するため、ツールおよびコンソールに付加的な端子部材を設ける必要性を除去する。

【0078】

本発明の上記特徴は、メモリをシステムツールに加える程度を低減する以外に、給電される外科手術ツールシステムのためのハードウェアコンポーネントを増加させている。上記特徴は、コンソールの構成と併せて、メモリ90を含むツールおよび従来型のメモリ無しのツールの両方のツールと共に本発明のコンソール40を使用することを可能にさせるものである。両方のタイプのツールは、同じタイプのケーブルを用いてコンソールに接続することが可能であり、両方共に同じコンソール端子に接続されている。前者の特徴は、本発明のシステム30を使用する設備が、メモリ無しのツールのためのケーブルおよびメモリ90を収容するツールのためのケーブルという2タイプのケーブルを在庫にもつ必要性を除去している。後者の特徴は、作業者がどのソケットに端子を接続すべきであるかを覚えるために精神的に努力する必要がないことを意味する。同様に、システム30の多くの構成において、ケーブル38は、従来型の電気外科手術ツールを従来型の制御コンソールに接続するため使用される従来型のケーブルでもよいことを理解すべきである。

【0079】

要約すると、本発明のシステム30は、メモリ90付きのツールが取り付けられているとき、コンソールの自動構成を容易にするように設計されているが、メモリ無しのツールの使用が必要とされるとき、余分な負担を加えない。

【0080】

上記構成のさらに別の利点は、本発明のツール32がツールメモリ90内のデータを読み出す能力のないコンソールと共に使用できることである。ケーブル38は、ツールを従来型のコンソールに接続するため使用できる。コンソールは、医師の望む電力信号をツールに供給するため、手動で設定されるようになっている。ツール32がコンソール40と共に使用されるとき、コンデンサ94、インダクタ98は、ツールメモリ90に印加される電流を最小限に抑えるため協働するようになっている。

【0081】

III. 単極電気外科手術ツール (第1の代替的なツール)

図6は、本発明のシステム30の一部として使用できる代替的な電気外科手術ツールである単極ツール202の概略配線図である。ツール202は、プローブ206が延在するハブ204を含んでいる。単一の電極208がプローブ206の遠方端部に配置されている。ハブ204は、ケーブルプラグ39において別個のソケット80, 81へ接続するための2個のピン210, 212をそれぞれ含んでいる。

【0082】

コンデンサ102を含むツールメモリ90もまた、ハブ204の内側に配置されている。導体92に類似した導体216は、ピン210からツールメモリ90の入力ピンの一方に延在している。導体216もまた電極208に接続されている。インダクタ218は、データ信号がメモリに印加される際に伝わるツールメモリ90のデータ信号入力の間延在している。よって、インダクタ218の一方の端部は、導体216に接続されていると考えることができる。コンデンサ220は、インダクタ218の反対側の端部に接続されている。したがって、メモリ90の戻りデータ信号入力およびコンデンサ102の両方は、インダクタ218とコンデンサ220との接合部に接続されていると考えることができ

る。

【 0 0 8 3 】

インダクタ 2 1 8 が接続されている端部と反対側にあるコンデンサ 2 2 0 の端部は、導体 2 2 2 に接続されている。導体 2 2 2 は、ハブピン 2 1 2 に接続されている。

【 0 0 8 4 】

図 6 に概略的に示されているのは、接地パッド 2 3 0 である。接地パッド 2 3 0 は、ツール 2 0 2 のための戻り電極としての機能を果たしている。ケーブル 2 3 2 は、接地パッド 2 3 0 をコンソールソケット 6 3 に接続するものである。

【 0 0 8 5 】

単極ツール 2 0 2 がコンソール 4 0 に接続されるとき、本発明のシステム 3 0 は、一般に双極ツール 3 2 が使用されるときに動作と同様に動作している。ディスプレイ制御器 4 8 およびメモリリーダ 6 6 は、ツールメモリ 9 0 内のデータを読み出すために協働している。読み出されたデータおよび医師の好みに基づいて、ディスプレイ制御器 4 8 はツール 2 0 2 を用いる動作のためコンソール 4 0 を構成している。

【 0 0 8 6 】

メモリ 9 0 と一体的なデータは、ツールが単極ツールであることを指示するデータを含んでいる。したがって、起動信号が受信され、ステップ 1 7 4 のテストの結果が肯定であるとき、ディスプレイ制御器 4 8 はステップ 1 7 8 で継電器の異なるセッティングを実行することになる。特に、継電器 6 2 は、このステップ 1 7 8 の実行中に、戻り導体 5 4 と端子 6 0 との間に接続を確立するように設定されることになる。この継電器 6 2 のセッティングは、接地パッド 2 3 0 を R F 増幅器 4 4 に接続する。この接続の確立によって、電流は、ツール電極 2 0 8 と接地パッド 2 3 0 との間でパルス化することが可能となる。

【 0 0 8 7 】

したがって、システム 3 0 のさらなる利点は、ツールメモリ 9 0 内のデータに基づいて、制御コンソール 4 0 が単極ツールまたは双極ツールのいずれかを用いる動作のためシステムを構成することである。ケーブル 3 8、すなわち、双極ツール 3 4 をコンソール 4 0 に接続するため使用されるケーブルは、単極ツール 2 0 2 をコンソールに接続するためにも使用できる。

【 0 0 8 8 】

I V . 代替的なコンソールおよび第 2 の代替的なツール

図 7 は、本発明の代替的な制御コンソール 4 0 a の内部にある部分組立体の一部を示している。コンソール 4 0 a は R F 増幅器 4 4 a を含む。R F 増幅器 4 4 a は、4 個の F E T 2 5 2 , 2 5 4 , 2 5 6 , 2 5 8 から形成された H ブリッジを含んでいる。F E T 2 5 2 , 2 5 4 は、共に直列接続されている。F E T 2 5 6 , 2 5 8 は、同様に、共に直列接続されている。F E T 2 5 2 , 2 5 6 のソースは共に結合され、電源 4 2 の高電圧出力ラインに結合されている (図 2)。F E T 2 5 4 , 2 5 8 のドレインは共に結合され、地面に結合されている。

【 0 0 8 9 】

R F 増幅器 4 4 a は、変圧器 2 6 0 をさらに含んでいる。変圧器 2 6 0 の 1 次巻線の一方の端部は F E T 2 5 2 と F E T 2 5 4 との接合部に結合されている。変圧器 2 6 0 の 1 次巻線のもう一方の端部は、F E T 2 5 6 と F E T 2 5 8 との間の接合部に結合されている。変圧器 2 6 0 の 2 次巻線の一方の端部は地面に結合されている。変圧器 2 6 0 の 2 次巻線のもう一方の端部は、2 個の直列接続されたインダクタ 2 6 2 , 2 6 4 に結合されている。

【 0 0 9 0 】

同様に、R F 増幅器 4 4 a の一部であるコンデンサ 2 6 8 は、インダクタ 2 6 2 , 2 6 4 の接合部と接地との間に結合されている。コンデンサ 2 7 0 は、インダクタ 2 6 2 から離れているインダクタ 2 6 4 の端部と接地との間に結合されている。インダクタ 2 6 4 とコンデンサ 2 7 0 との接合部に存在する電力信号は、並列接続されたインダクタ 2 7 4 とコンデンサ 2 7 6 とを介して第 2 の変圧器 2 9 0 に印加されるようになっている。

【 0 0 9 1 】

変圧器 2 9 0 の 1 次巻線の一方の端部は、インダクタ 2 6 4 から離れているインダクタ 2 7 4 とコンデンサ 2 7 6 との接合部に現れる信号を受信するようになっている。変圧器の 1 次巻線のもう一方の端部は接地に結合されている。図 7 では、変圧器 2 9 0 の 2 次巻線の対向する端部は、端子 5 6 , 5 8 に結合されていることが分かる。図 7 に示されていないのは、コンソール端子 5 8 に結合されている変圧器の端部がどのようにして代替的に端子 6 0 に結合されるかである (図 2) 。

【 0 0 9 2 】

本発明の変形例のコンソール 4 0 a は、メモリ (R F I D) リーダ 6 6 をさらに含んでいる。問い合わせ信号が間に印加されるメモリリーダ 6 6 の対向する端子は、変圧器 2 8 2 の一部である巻線の対向する端部に接続されている。変圧器 2 8 2 の 2 次巻線の対向する端部は、インダクタ 2 7 4 とコンデンサ 2 7 6 との対向する接合部に接続されている。

【 0 0 9 3 】

図 7 に概略的に示されているのはポンプ 2 9 4 である。ポンプ 2 9 4 は、洗浄流体を供給するため、コンソール 4 0 a の中に組み込まれることが可能である。この流体は、上述されているように、ツールが適用される身体部位に放出される流体が通る導管が下に形成されている電気外科手術ツール 3 5 2 (図 1 3) へ送り込まれるようになっている。本発明の一つの例示的な変形では、ポンプ 2 9 4 はヘッドを回転させるモータである。管セットがヘッドに接触して位置決めされている。ヘッド上のローラは、管セットの一部である管を押圧している。ローラの繰り返し作用が管セットを通して電気外科手術ツールまで流体を強制的に送るようになっている。参照によって本明細書に組み込まれる本出願人の譲受人による米国特許第 7 , 2 3 8 , 0 1 0 B 2 号、SURGICAL IRRIGATION PUMP AND TOOL SYSTEM は、このようなポンプおよび補完的な管セットの構成についてのより詳細な説明を提供している。

【 0 0 9 4 】

ポンプ 2 9 4 は、ポンプ制御器 2 9 6 によって調整されるようになっている。特に、ポンプ制御器 2 9 6 は、モータのオンおよびオフを切り替えることと、回転の速度を調整することの両方の目的でポンプ 2 9 4 と一体的であるモータに印加される駆動信号の印加を調整している。ポンプ制御器 2 9 6 は、ディスプレイ制御器 4 8 (図 2) から受信された制御信号に基づいてポンプ 2 9 4 に印加される駆動信号を調整している。典型的に、ディスプレイ制御器 4 8 は、医師がポンプ 2 9 4 の起動時を制御し、流体がツールへ送り込まれる速度を確立することを可能にしている。これらの医師が入力したコマンドに基づいて、ディスプレイ制御器 4 8 はポンプ制御器 2 9 6 への適切な命令を発生している。

【 0 0 9 5 】

図 8 は、コンソール 4 0 a と共に使用するため設計された一つの代替的な電気外科手術ツール 3 0 2 を示している。ツール 3 0 2 は、上述されたハブ 8 5 と、尖部 8 6 , 8 7 と、電極 3 4 , 3 6 とを含んでいる。ピン 8 2 , 8 4 は、ツールがケーブル 3 8 によってコンソール 4 0 a に接続できるように、ハブ 8 5 から近傍後方へ延在している。図 3 に関連して説明されたツールの変形例の場合と同様に、導体 9 2 はピン 8 2 を電極 3 4 に接続し、導体 9 6 はピン 8 4 を電極 3 6 に接続している。

【 0 0 9 6 】

ツール 3 0 2 のハブ 8 5 の内部には、3 個の個別にアドレス指定可能なメモリ (R F I D タグ) 3 0 6 , 3 1 2 , 3 1 8 がある。メモリ 3 0 6 , 3 1 2 , 3 1 8 の内部にあるコンデンサは、それぞれ、コンデンサ 3 0 8 , 3 1 4 , 3 2 0 として表されている。各メモリ 3 0 6 , 3 1 0 , 3 1 8 と、それぞれに関連付けられたコンデンサ 3 0 8 , 3 1 4 , 3 2 0 とは、ハブ導体 9 2 に接続されている 1 つの入力を有することが分かる。

【 0 0 9 7 】

インダクタ 3 2 1 は、メモリ 3 0 6 の対向する入力ピンの間に接続されている。コンデンサ 3 2 2 は、一方の端部で、インダクタ 3 2 1 とメモリ 3 0 6 の第 2 の入力ピンとの接合部に接続されている。コンデンサ 3 2 2 のもう一方の端部は、導体 9 6 に接続されてい

10

20

30

40

50

る。通常時開の押しボタンスイッチ 3 2 4 は、メモリ 3 1 2 への第 2 の入力と、インダクタ 3 2 0 およびコンデンサ 3 2 2 の接合部との間に接続されている。第 2 の通常時開の押しボタンスイッチ 3 2 6 は、メモリ 3 1 8 への第 2 の入力と、インダクタ 3 2 0 およびコンデンサ 3 2 2 の接合部との間に接続されている。図示されていないが、両方のスイッチ 3 2 4 , 3 2 6 は、ツールハブ 8 5 に搭載されることがある。代替的に、スイッチ 3 2 4 , 3 2 6 は、尖部 8 6 または尖部 8 8 の一方に搭載されている。本発明の変形例は、医師が、鉗子を閉じるために尖部を押圧する指、および、閉じられたスイッチ 3 2 4 またはスイッチ 3 2 6 のいずれかを選択的に押す指の両方としての役割を果たす、親指または人差し指を使用することを可能にするように構成されている。

【 0 0 9 8 】

10

図 9 は、主メモリであると考えられるツールメモリ 3 0 6 内のデータを示している。これらのデータは、ツール識別ファイル 3 2 4 を含んでいる。ツール識別ファイルは、ツールのタイプを特定するデータと、特異性を用いてツールを特定する通し番号データの両方のデータを含んでいる。ツールメモリ 3 0 6 は、第 1 の動作状態ファイル 3 2 7 および第 2 の動作状態ファイル 3 2 8 をさらに含んでいる。第 1 の動作状態ファイル 3 2 7 は、ツールが第 1 の動作状態、たとえば、切断状態にあるとき、ツールに供給される電力信号の特性を記述するデータを収容している。第 2 の動作状態ファイル 3 2 8 は、ツールが第 2 の動作状態、たとえば、凝固状態にあるとき、ツールに供給される電力信号の特性を記述するデータを収容している。

【 0 0 9 9 】

20

図 1 0 は、動作状態メモリであるツールメモリ 3 1 2 , 3 1 8 の中のデータを示している。各ツールメモリは、ツール識別ファイル 3 3 0 を含んでいる。各ツール識別ファイル 3 3 0 は、メモリ 3 0 6 のファイル 3 2 4 に格納されている通し番号と同じ通し番号データをツールのために収容している。各ツールメモリ 3 1 2 および 3 1 8 は、動作状態ファイル 3 3 2 をさらに収容している。動作状態ファイル 3 3 2 は、ツールがどの動作状態に入るかを指示するデータを収容する。個別のメモリ 3 1 2 , 3 1 8 のための動作状態ファイル 3 3 2 の中のデータは異なっている。任意的に、メモリ 3 1 2 は、ツールが切断モードに置かれていることを指示するデータを収容し、メモリ 3 1 8 は、ツールが凝固モードに置かれていることを指示するデータを収容している。各動作状態ファイル 3 3 2 は、単一フラグビットと同じように小規模でもよい。

30

【 0 1 0 0 】

ツール 3 0 2 は、ケーブル 3 8 によってコンソール 4 0 a に接続されている (図 1) 。システムが起動されると、ステップ 1 4 2 (図 5 A) および基本問い合わせステップ 1 4 4 が上述の通り実行されることになる。ツールの存在の検出に応答して、ステップ 1 4 8 で、メモリ 3 0 6 内の全データがステップ 1 5 6 で読み出される。少なくともツール 3 0 2 が最初にシステムに結合されたとき、スイッチ 3 2 4 および 3 2 6 は開いている。これらのスイッチの状態によって、メモリ 3 1 2 またはメモリ 3 1 8 はどちらも読み出し要求を受信しない。メモリ 3 1 2 , 3 1 8 は、どちらもステップ 1 4 4 の読み出し要求を受信しないので、これらのメモリはどちらもこの要求に応答してデータを書き出さない。さらに、RFIDメモリからデータを読み出すプロトコルを使用すると、基本問い合わせステップ 1 4 4 の読み出し要求は、メモリ 3 0 6 だけがステップ 1 4 4 の読み出し要求に応答すべきであることを指示する命令を含むことがあると理解されるべきである。

40

【 0 1 0 1 】

メモリ 3 0 6 から受信されたこれらのデータに基づいて、ディスプレイ制御器 4 8 は、ステップ 1 5 8 で、切断モードまたは凝固モードのいずれかでツール 3 0 2 を動作させるようにシステムを構成する。ステップ 1 6 0 は、医師が切断モードまたは凝固モードにあるときに、ツール 3 0 2 に供給される電力信号に対する個々の好みを確認することを可能にさせるため実行することが可能である。

【 0 1 0 2 】

上述された基本識別ステップ 1 7 0 および応答解析ステップ 1 7 2 は、本発明のシステ

50

ムを動作させる第1の上記の方法と同様に実行されている。ステップ170のこの実行では、メモリ306は、メモリの内部にある識別ファイル324にデータを書き出すように命令される。本発明の本実施形態では、ツールの起動は、図11のフローチャートに関連してこれから説明されるプロセスにしたがって調整される。特に、制御コンソール40aが構成された目的のツール302がコンソールに接続された状態を保つと判定された後、すなわち、ステップ172の実行後、ツール状態問い合わせ、すなわち、ステップ338が実行される。ステップ338で、メモリリーダ66は、メモリ306以外の任意のメモリがそのメモリのデータを読み出してコンソール40aへ戻すことを要求するコマンドをツールに送信する。

【0103】

スイッチ324, 326の状態に依存して、ステップ338の読み出し要求に対する3つの潜在的な応答が存在している。スイッチ324またはスイッチ326がいずれも押し下げられていない場合、この読み出し要求に対する応答はない。ディスプレイ制御器48は、ステップ340で、この応答の欠如を、医師がツール302を起動していないという指標として解釈する。したがって、コンソールは、ステップ170, 172, 338, 340を継続して再実行することになる。

【0104】

医師が2モードのうち的一方でツール302を使用したいとき、モードと関連付けられたツール上のスイッチ324またはスイッチ326が起動されるようになっている。その結果、ステップ338が実行されるとき、閉じたボタンと関連付けられたメモリ312またはメモリ318は、メモリの内部にあるデータをメモリリーダ66へ読み出す。メモリリーダ66は、これらのデータをディスプレイ制御器48へ転送する。最初に、これらのデータの処理の一部として、ディスプレイ制御器48は、メモリ312またはメモリ318のファイル330からの識別データをメモリ306から以前に取り出された識別データと比較する(ステップは図示されていない)。この比較は、同じツール302が依然としてコンソール40aに接続されていることを検証するためフェイルセーフとして実行される。この比較が失敗である場合、ディスプレイ制御器48は適切なフォールト警告をアサートする(ステップは図示されていない)。

【0105】

殆どの場合、上記の比較は、取り出されたデータが最初に接続されたツール302のメモリ312またはメモリ318の一方からであることを指示している。したがって、ステップ340で、ディスプレイ制御器48は、これらのデータの受信をツールが2つの動作モードのうち的一方に置かれるべきであることの指標として解釈することになる。

【0106】

ステップ342で、ディスプレイ制御器48は、その後、適切なコマンド信号を電源42およびRF制御器46へ発生する。ディスプレイ制御器48によって発生された特定のコマンドは、医師がツールをどのモードで動作させたいかという決定に基づいている。医師がツールを切断モードで動作させたい場合、ディスプレイ制御器48は、コンソール40aに連続的な電力信号を供給させるコマンドを発生する。医師がツールを凝固モードで動作させたい場合、ディスプレイ制御器48は、パルス状電力信号が供給される結果を生じるコマンドを発生する。パルスが一定のピーク電圧をもつ信号サイクルの組、もしくは、パルスの期間に亘って減衰するサイクルをもつ信号であるかどうかは、その特殊な動作モードのための状態命令の関数である。ステップ344は、アサートされた命令に基づくツール302への電力信号の実際の供給を表現する。ステップ344で行われるプロセスは、ステップ178, 180の実行中に行われるプロセスに類似している。

【0107】

コンソール40aによって供給される電力は、導体92, 96を介してツール電極34および36に供給されることになる。電力信号が導体92, 96の両端間に存在するとき、コンデンサ308は、メモリ306と、回路メモリ312または回路メモリ318内のもう一方とを迂回する低インピーダンスバイパスとしての機能を果たすものである。残り

10

20

30

40

50

のスイッチ 3 2 6 またはスイッチ 3 2 4 は開かれるべきである。したがって、電流は、開放スイッチ 3 2 6 または 3 2 4 とそれぞれに関連付けられたメモリ 3 1 8 またはメモリ 3 1 2 へ供給されないことになる。

【 0 1 0 8 】

電力信号の供給中、コンソール・メモリリーダは、ステップ 3 4 6 で、継続的、周期的にツール状態問い合わせ信号を出力する。ステップ 3 4 6 は、上記のツール状態問い合わせステップ 3 3 8 と同一である。本発明のいくつかの変形例では、ステップ 3 4 6 は、電力がツールに供給された後に 5 0 ミリ秒毎に少なくとも 1 回ではなくても、1 0 0 ミリ秒毎に少なくとも 1 回実行されている。

【 0 1 0 9 】

ステップ 3 4 6 は、ツールを作動状態に維持したい医師が、ツールの動作状態を切り替えたか、または、ツールをオフにしたかどうかを判定するため実行されるものである。ステップ 3 4 8 は、問い合わせステップ 3 3 0 に応答して返送された信号の処理を表している。医師が以前の通りツールを使用し続ける場合、最初に押し下げられたスイッチ 3 2 4 またはスイッチ 3 2 6 は、押し下げられたままである。ツール 3 0 2 がこの状態にあるとき、問い合わせステップ 3 4 6 への応答は、ディスプレイ制御器 4 8 がステップ 3 4 8 の実行前と同様にシステムを継続して動作させることである。したがって、ステップ 3 4 4 , 3 4 6 , 3 4 8 は継続的に繰り返されることになる。

【 0 1 1 0 】

医師は、押し下げられたスイッチ 3 2 4 , 3 2 6 への圧力を解除することにより、ツールの起動を停止する。このイベントが発生したとき、問い合わせステップ 3 4 6 に応答して、動作状態データは制御コンソール 4 0 a へ戻されない。ディスプレイ制御器 4 8 は、ステップ 3 4 8 で、戻されるデータの不在をツールがオフに切り替えられるべきであるという指標として解釈する。したがって、ステップ 3 4 9 によって表現されているように、ディスプレイ制御器 4 8 は、電力の供給を引き起こす電源 4 2 および R F 増幅器 4 4 への制御信号のアサートをネゲートする。ディスプレイ制御器 4 8 は、その後、ステップ 1 7 0 , 1 7 2 , 3 3 8 , 3 4 0 の循環的な実行に戻り、ツール 3 0 2 が起動されるべきであるという次の指標を待機することになる。

【 0 1 1 1 】

第 3 の代替案では、医師は、ツール 3 0 2 が第 2 の動作モードに置かれるべきであり、切断から凝固、または、凝固から切断へシフトすべきであると指示することがある。医師は、2 個のスイッチ 3 2 4 または 3 2 6 のうち押し下げられる方のスイッチをシフトすることによりこの切り替えを指示する。ツール 3 0 2 がこの状態にあるとき、ツール状態問い合わせステップ 3 4 6 に応答して、ツール 3 0 2 はもう一方の動作モードに置かれるべきであることを指示する動作状態データが戻される。これらのデータの受信に応答して、ディスプレイ制御器 4 8 は、ステップ 3 4 8 の解析の結果として、システムを再構成する。図 1 1 B では、これは、ステップ 3 5 0 で、新しい動作モードのための電源信号が供給されることを引き起こす命令信号を次に電源 4 2 および R F 制御器 4 8 にアサートするディスプレイ制御器 4 8 によって表現されている。

【 0 1 1 2 】

ディスプレイ制御器 4 8 は、次に、必要とされる電力信号をツール 3 0 2 へ供給し、スイッチ 3 2 4 および 3 2 6 の開 / 閉状態を監視する両方の目的のため、ステップ 3 4 4 , 3 4 6 , 3 4 8 を実行するように戻ることになる。

【 0 1 1 3 】

上記の本発明のシステムの変形例の使用中に、電力信号と、データ読み出しおよび応答信号とがコンソール端子 5 6 , 5 8 の間に同時に現れるときがあることは明白である。インダクタ 2 7 4、コンデンサ 2 7 6 および変圧器 2 8 は、R F I D リーダ 6 6 とコンソール端子 5 6 , 5 8 との間で絶縁回路としての機能を果たしている。この絶縁回路は、信号の特性を顕著に変化させることなく、問い合わせ信号とツールメモリ 3 0 6 , 3 1 2 , 3 1 8 からの応答信号との交換を可能にする。ここで、信号の特性の「顕著」な変化とは、

10

20

30

40

50

端子 8 2、8 4 における問い合わせ信号の電位と相対的に、ツールメモリに印加された問い合わせ信号の電位がツールメモリによって処理できない程に降下することである。類似した顕著な変化は、ツールメモリ 9 0 から書き出されたデータ信号の電位が R F I D リーダ 6 6 によって処理できないレベルまで降下することである。同様に、この絶縁回路は、R F I D リーダ 6 6 に印加される電力信号の特性を実質的に変化させている。ここで、電力信号の実質的な変化とは、R F I D リーダ 6 6 に印加される電力信号の電位が、R D I D リーダ 6 6 に印加された電力信号の一部がメモリリーダの動作に悪影響を与えないように十分に低いレベルまで低下することである。

【 0 1 1 4 】

したがって、電力信号および問い合わせ信号（または問い合わせ信号への応答）がツール端子 8 2、8 4 とツール導体 9 2、9 6 との間に同時に存在するときがさらに存在することになる。コンデンサ 3 0 8、3 1 4、3 2 0、3 2 2 と、インダクタ 3 2 1 とは、ツール 3 0 2 の内部に絶縁回路を形成している。コンデンサ 3 1 4、3 2 0 は、スイッチ 3 2 4、3 2 6 がそれぞれ閉じているとき、この絶縁回路の一部に過ぎないことが理解される。この絶縁回路は、端子 8 2 および 8 4 に印加された問い合わせ信号の電位、または、メモリ 3 0 6、3 1 2、3 1 8 によって出力された信号の電位の顕著な降下を引き起こさない。この絶縁回路は、メモリ 3 0 8、3 1 4、3 1 8 に印加され、端子 8 2、8 4 に印加された電力信号の電位を実質的に低下させている。

【 0 1 1 5 】

電力信号および問い合わせ信号（または問い合わせ信号への応答）がツールに同時に印加される期間中、これらの信号はどちらもツール電極 3 4、3 6 の間に存在している。問い合わせ信号および応答信号は、比較的低電位であり、すなわち、1 0 ボルト以下である。これらの信号は周期的に現れるだけであり、現れるときには、1 ミリ秒以下の期間に亘って現れる。したがって、電極 3 4 と電極 3 6 との間でのこれらの信号のいずれか一方の存在は、治療上の効果または診断上の目的を達成するために、医師が望む電流フローに顕著な影響を与えないことになる。

【 0 1 1 6 】

同様に、スイッチ 3 2 4 またはスイッチ 3 2 6 の閉鎖は、コンデンサ 3 1 4 またはコンデンサ 3 2 0 の容量をコンデンサ 3 0 8 およびインダクタ 3 2 0 のタンク回路に加算することが理解されるべきである。この容量の加算は、ケーブル 3 8 およびツール 3 0 2 の周波数 - インピーダンス曲線をシフトすることになる。特に、図 1 2 の高インピーダンス曲線 3 4 2 の点 3 4 4 によって表現されるような周波数 / インピーダンス曲線、すなわち、高インピーダンス状態にあるときの回路の高インピーダンス共振周波数は、付加的な抵抗器が回路に接続されていないときの周波数（図 4 の曲線）より低い。図 1 2 では、破線 3 4 7 は低インピーダンス曲線を表している。同図によって表されているように、この場合も横軸直線 1 3 9 であるメモリ問い合わせ信号は、データオン状態とデータオフ状態との間で回路インピーダンスに検出可能な差が存在する点で曲線 3 4 2、3 4 7 と交差することが分かる。よって、加算されたコンデンサ 3 1 4 またはコンデンサ 3 2 0 の追加は、メモリ 3 0 6、3 1 2、3 1 8 から書き出されたデータを読み出すメモリリーダ 6 6 の能力に悪影響を与えないことになる。

【 0 1 1 7 】

ツール 3 0 2 が本発明のシステムと共に使用されるとき、医師は、スイッチ 3 2 4 またはスイッチ 3 2 6 を単に押し下げることによって、ツールを複数の動作モードのうちの 1 つに置く。起動されたスイッチの押し下げにตอบสนองして、コンソール 4 0 a は、医師がツールを求めるモードを判定し、そのモードに適切な電力を供給することになる。医師は、2 つの異なるタスク（仕事）を即座に実現するため、本発明のツール 3 0 2 を使用して、指または親指の簡単な運動によって、2 つの異なるタイプの電流を外科手術部位に交互に印加することが可能である。よって、医師は、最初に、組織を切断するためツールを切断モードに設定し、次に、押し下げるスイッチを交互にするだけで、切断された組織からの失血を最小限に抑えるため、ツールを凝固モードに設定することが可能である。

【 0 1 1 8 】

本発明のツール 3 0 2 は、片手によるモード選択のため設計されているが、ツールの使用は、このやり方に制限されないことが同様に認められるべきである。ツール 3 0 2 は、標準的なピン 8 2 , 8 4 を含むので、ケーブル 3 8 は、ツールを従来通りの用途のため従来型のコンソールに結合するため使用することができる。ツールがこのように使用されるとき、医師は、特殊なフットスイッチの押し下げ、または、従来型のコンソール上のボタンの押し下げのいずれかによって動作モードを切り替えることになる。

【 0 1 1 9 】

V . 洗浄導管付きのツール

(第 3 の代替的なツール)

次に、本発明のシステムを使用して、電流を組織に印加し、洗浄流体を外科手術部位に印加するため使用できる電気外科手術ツール 3 5 2 を、図 1 3 を参照して説明する。鉗子として表されたツール 3 5 2 は、上述されたハブ 8 5 を含んでいる。ピン 8 2 , 8 4 は、ケーブル 3 8 への接続のためハブ 8 5 から近傍に延在している。仮想的な円筒体として表されている尖部 3 5 4 , 3 5 6 は、ハブ 8 5 から遠方に延在している。電極 3 4 は、尖部 3 5 4 の遠方端部に位置している。電極 3 6 は、尖部 3 5 6 の遠方端部に位置している。

【 0 1 2 0 】

尖部 3 5 4 は、尖部の内部に管として表されている洗浄導管 3 5 8 を画定するように形成されている。図示されていないが、接続具が尖部 3 5 4 の近接端部から近傍後方へ延在することが認められる。接続具は、コンソールポンプ 2 9 4 からの放出ラインを受承するように形成されている。洗浄流体がカセットを通して送り込まれる本発明の変形例では、カセットからの放出ラインは入口接続具に連結されている。導管 3 5 8 は、特定されていないが、尖部 3 5 4 の遠方端部に隣接する出口開口を有している。いくつかの電気外科手術ツールは、電極が形成されるツールの表面に導管出口開口が形成されるようになっている。

【 0 1 2 1 】

ツール 3 5 2 のハブ 8 5 の内部には、電力信号が電極 3 4 , 3 6 へ供給される際に伝わる上述された導体 9 2 , 9 6 がある。ハブ 8 5 の内側にさらに配置されているのは、4 個のメモリ 3 5 9 , 3 6 4 , 3 7 0 , 3 7 6 である。各メモリ 3 5 9 , 3 6 4 , 3 7 0 , 3 7 6 は、一方の端部で導体 9 2 に結合されている。図 1 3 に示されているのは、メモリ 3 5 8 , 3 6 4 , 3 7 2 , 3 7 6 への対向する入力 of 両端間にそれぞれ接続されたコンデンサ 3 6 0 , 3 6 6 , 3 7 2 , 3 7 8 である。インダクタ 3 8 0 は、メモリ 3 5 9 の対向する入力 of 両端間に接続されている。コンデンサ 3 8 2 は、一方の端部で、導体 9 2 から離れているメモリ 3 5 9 とコンデンサ 3 6 0 とインダクタ 3 8 0 との接合部に接続されている。コンデンサ 3 8 2 のもう一方の端部は、導体 9 6 に接続されている。

【 0 1 2 2 】

3 個の通常時開押しボタンスイッチ 3 8 4 , 3 8 6 , 3 8 8 がさらにツール 3 5 2 に搭載されている。スイッチ 3 8 4 は、メモリ 3 6 4 の第 2 の入力をインダクタ 3 8 0 およびコンデンサ 3 8 2 の接合点に接続している。スイッチ 3 8 6 は、メモリ 3 7 2 の第 2 の入力をインダクタ 3 8 0 およびコンデンサ 3 8 2 の接合点に接続している。スイッチ 3 8 8 は、メモリ 3 7 8 の第 2 の入力をインダクタ 3 8 0 およびコンデンサ 3 8 2 の接合点に接続している。

【 0 1 2 3 】

メモリ 3 5 9 は、メモリ 3 0 6 に収容されているデータと類似したデータを収容している。図 9 の内容によって表されているように、タイプと特異性の両方によってツールを特定するデータが存在している。ツールに適用されるべき電力信号の特性を特定するデータが存在している。しかし、メモリのための第 2 の動作状態ファイルは、ツールへ供給することができる 2 次的な電力信号の特性を示すデータを収容していない。その代わりに、第 2 の動作状態ファイル 3 2 8 は、ツール 3 5 2 へ供給できる洗浄流体のフローの特性を記述するデータを収容している。多くの場合に、これらの特性は、少なくとも部分的に導管

10

20

30

40

50

358の直径の関数である。典型的に、これらの特性は、流体流速の範囲を含んでいる。本発明のいくつかの変形例では、流体流速データは、ポンプ294を循環させることができる速度の範囲として暗黙的に表現されている。

【0124】

メモリ364, 370, 376は、ツールメモリ312, 318内のデータに類似したデータを収容している。各メモリ364, 370, 376は、特異性を用いてツールを特定するデータと共にツール識別状態ファイル330(図10)を収容している。これらのデータは、メモリ364, 370, 376のそれぞれに対して同一である。各メモリ364, 370, 376は、特定のツール動作状態を特定するデータと共に動作状態ファイル332をさらに収容している。任意的に、本発明の一構成では、メモリ364は、電力だけが電極34, 36へ供給される状態でツールが動作されるべきことを指示するデータを収容している。メモリ370は、電極34, 36への電力の供給と同時に、洗浄流体が供給されるべきことを指示するデータを収容している。メモリ376は、洗浄流体だけが供給されるべきことを指示するデータを収容している。

10

【0125】

ツール352は、ツール32またはツール302のいずれかと同じ基本的な方式でコンソール40aに接続されている。ケーブル38による接続に加えて、ポンプ294からの放出ラインは、ツール導管358と関連付けられた接続具に接続されている。

【0126】

図11A~図11Bに関連して記載されたステップは、次に、ツールの起動を調整するため実行される。電極34または36の起動、および/または、洗浄流体の供給が必要とされるとき、医師は、3個のスイッチ384, 386, 388のうちの適切な1つを押し下げようになっている。ディスプレイ制御器48は、ステップ338, 340の実行の結果として、3個のスイッチのうちの1個が押し下げられたかどうかを判定するため、戻されたデータを解析することになる。スイッチのうち押し下げられたスイッチがない場合、ステップ330および342は、図14のステップ340aで、従来通りに循環的に実行されることになる。

20

【0127】

戻されたデータがメモリ364からのデータである場合、ディスプレイ制御器48は、ステップ340bで、電極の起動だけが要求されていることを認識する。したがって、ディスプレイ制御器48は、図14のステップ392で、電極への電力の供給を引き起こすために、電源42およびRF制御器48へ命令を発行することになる。データがメモリ370から戻されるとき、ディスプレイ制御器48は、電極34, 36の同時起動と、洗浄流体の放出とが必要であることを認識する。ディスプレイ制御器48は、したがって、ステップ394で、RF増幅器44に電力を電極へ供給させる信号と、ポンプ294に洗浄流体をツール導管358へ供給させる信号とを同時にアサートすることになる。

30

【0128】

戻されたデータがメモリ376からである場合、ディスプレイ制御器48は、ステップ340bで、洗浄流体だけが必要とされることを指示するものとしてこれらのデータを解釈する。したがって、ディスプレイ制御器48は、ステップ396で、ポンプ294の適切な起動を生じる必要な信号だけをポンプ制御器296へアサートすることになる。

40

【0129】

図示されていないが、ステップ338, 340a, 340bは、システムが医師の望むモード動作状態に留まる間に実行されることが認められるべきである。従来通りに、これらのステップが、医師が新しい動作状態に置かれたシステムを求めるときを判定するとき、ディスプレイ制御器48は適切な信号をアサートまたはネゲートすることになる。

【0130】

本発明のシステムの変形例のツール352は、医師が単一のツールを用いて、電気エネルギーを供給すること、または、洗浄流体を身体部位に供給することの両方を可能にするだけではないことが認められるべきである。医師は、ツールをこの部位に位置決めする手

50

と同じ手を使って、電力および洗浄流体が供給されるときを制御することが可能である。さらに、制御メカニズムは、医師が電力または流体を順次または同時に供給することを可能にするものである。

【 0 1 3 1 】

同様に、ツール 3 5 2 は従来型のコンソールに接続可能であることが認められるべきである。

【 0 1 3 2 】

V I . 第 4 の代替的なツール

図 1 5 A および図 1 5 B は、本発明によって構成された代替的な電動外科手術ツール 4 0 2 をまとめて示している。ツール 4 0 2 は、電流が間に流される電極を有するのではなく、発電機 4 0 4 を有している。発電機 4 0 4 は、コンソールによって供給された電力を他のエネルギーの形態に変換するものである。たとえば、発電機 4 0 4 は、機械エネルギーを出力するモータ、R F 発生器、超音波振動器、熱エネルギーを出力する機器、または、フォトリック（光）エネルギーを発生する機器でもよい。発電機 4 0 4 によって出力されるエネルギーは、外科手術 / 医療電力印加装置 4 0 6 によって適切な組織に与えられる。電力印加装置 4 0 6 は、望ましい治療上または診断上のタスクを実現するためにエネルギーを医療 / 外科手術部位に印加するように設計されている。エネルギーが機械エネルギーである場合、電力印加装置は、バー、髭剃り、または、ドリルのような機器でもよい。電極またはコイルは、R F エネルギーまたは熱エネルギーを外科手術部位に印加するため使用される電力印加のうちの 2 つである。圧電トランスデューサは、超音波エネルギーを発生し、治療部位に印加する発電機 4 0 4 と電力印加装置 4 0 6 の両方の役割を果たすことが可能である。光学的に透明なコアは、フォトリックエネルギー放出發電機 4 0 4 のための電力印加装置 4 0 6 としての機能を果たすことが可能である。

【 0 1 3 3 】

発電機 4 0 4 への電力信号は、導体 4 1 4 , 4 1 6 を介して供給されるようになっている。導体 4 1 4 , 4 1 6 は、導体 9 2 および 9 6 にそれぞれ類似している。導体 4 1 4 , 4 1 6 にそれぞれに接続されたピン 4 1 0 , 4 1 2 は、ケーブル導体が導体 4 1 4 , 4 1 6 に接続される機械的インターフェイスとしての役割を果たしている。図示されていないが、ツール 4 0 2 は、典型的に、電力ケーブルが接続され、発電機 4 0 4 と導体 4 1 4 , 4 1 6 とを収容するある種の手持ち型本体を含むことを理解すべきである。ピン 4 1 0 , 4 1 2 または類似した導体は、本体の一方の端部に位置している。電力印加装置 4 0 6 は、本体の対向する端部から延在している。

【 0 1 3 4 】

ツール 4 0 2 の本体の内側に配置されているのは、ツールおよび状態識別機器 4 2 0 である。識別機器 4 2 0 は、上述の R F I D 9 0 に類似している。アナログインターフェイス 4 2 2 は、受信された A C 信号と、機器 4 2 0 によってシンクされた電力とのためのインターフェイスとしての機能を果たしている。メモリ 4 2 8 は機器 4 2 0 から読み出されたデータを収容している。アナログインターフェイス 4 2 2 とメモリ 4 2 8 との間には、識別機器はデジタル制御機器 4 2 6 を含んでいる。アナログインターフェイス 4 2 2 によって抽出されたデジタル信号に部分的に基づくデジタル制御機器 4 2 6 は、メモリ 4 2 8 からデータを取り出し、データ信号をアナログインターフェイス 4 2 2 へ転送している。受信されたデータ信号に基づいて、アナログインターフェイス 4 2 2 は、機器 4 2 0 を含む回路のインピーダンスを変調するようになっている。

【 0 1 3 5 】

デジタル制御機器 4 2 6 にさらに接続されているのは、スイッチ 4 3 0 , 4 3 2 , 4 3 4 の組である。各スイッチ 4 3 0 , 4 3 2 , 4 3 4 は、識別機器 4 2 0 の内部にある基準電圧への接続を開閉するものである。本発明のいくつかの変形例では、各スイッチ 4 3 0 , 4 3 2 , 4 3 4 は、通常時に開状態である。ツールを保持する手の親指または指によって押し下げられうるツール本体に搭載された別個のボタンは、各スイッチ 4 3 0 , 4 3 2 , 4 3 4 を起動するために使用されている。

【 0 1 3 6 】

ツール 4 0 2 は、上述されたインダクタ 9 8 に類似するインダクタ 4 3 8 をさらに含んでいる。インダクタ 4 3 8 は、識別機器 4 2 0 の対向する入力ピンに接続されている。より具体的には、これらの入力ピンは機器アナログインターフェイス 4 2 2 に接続されている。コンデンサ 1 0 2 に類似するコンデンサ 4 4 0 は、機器アナログインターフェイス 4 2 2 の内部にある共振コンデンサを表している。インダクタ 4 3 8 は、ツール 4 2 0 の内部にある電力信号導体 4 1 4 に接続されている一方の端部を有するものとして示されている。図 1 5 A に明示的に示されていないが、コンデンサ 4 4 0 はインダクタ 4 3 8 の両端間に直列に接続されていることが理解される。コンデンサ 4 4 0 は実際にはアナログインターフェイス 4 2 2 の内部にあることがさらに理解されるべきである。

10

【 0 1 3 7 】

さらにツール 4 0 2 の本体にあるのは、コンデンサ 9 4 に類似するコンデンサ 4 4 2 である。コンデンサ 4 4 2 の一方の端部は、導体 4 1 4 に接続された端部の反対側にあるインダクタ 4 3 8 の端部に接続されている。コンデンサ 4 4 0 の対向する端部は、導体 4 1 6 に接続されている。

【 0 1 3 8 】

ツール 4 0 2 を起動するため使用される本発明のシステムの制御コンソールは、適切な電力信号を発電機 4 0 4 に供給する能力がある発電回路を含んでいる。これらの信号は、たとえば、1 M H z 未満の低周波数 A C 信号でもよい。本発明のいくつかの変形例では、制御コンソールは、D C 電力信号を発電機 4 0 4 に供給するように構成されることがある。

20

【 0 1 3 9 】

ツール 4 0 2 を含む本発明のシステムは、上述された本発明の変形例が動作する方法と同じ一般的な方法で動作させられている。インダクタ 4 3 8 およびコンデンサは、識別機器に印加された電力信号の電圧を実質的に低下させる間に、顕著な電圧降下無しに、端子 4 1 0 および 4 1 2 を介して受信された問い合わせ信号を識別機器 4 2 0 に印加するようになっている。ツール 4 0 2 がケーブル 3 8 のようなケーブルによって制御コンソールに取り付けられると、問い合わせ信号は、電力信号が供給される際に伝わるケーブル導体を介して、識別機器 4 2 0 へ送信されることになる。これらの信号にตอบสนองして、識別機器 4 2 0 は、制御コンソールの内部にあるリーダによって検出可能であるデータ信号を出力している。

30

【 0 1 4 0 】

より具体的には、識別機器のデジタル制御機器 4 2 6 は、スイッチ 4 3 0 , 4 3 2 , 4 3 4 の状態に基づいて、メモリ 4 2 8 からデータ信号の特定の組を取り出している。たとえば、ツール 4 0 2 が、外科手術部位で処置を実行するため使用され、洗浄流体を供給することも可能であって、デジタル制御機器 4 2 6 は、スイッチが押下されていない場合、第 1 のツール動作状態（ハンドピースおよび洗浄の両方がオフ）を指示するデータを引き起こし、スイッチ 4 3 0 が押下されている場合、第 2 のツール動作状態（ハンドピースがオン、洗浄がオフ）を指示するデータを引き起こし、スイッチ 4 3 2 が押下されている場合、第 3 の動作状態（ハンドピースがオフ、洗浄がオン）を指示するデータを引き起こし、スイッチ 4 3 4 が押下されている場合、第 4 の動作状態（ハンドピースおよび洗浄の両方がオン）を指示するデータを引き起こすようになっている。

40

【 0 1 4 1 】

コンソールの内部にある制御器 4 8 は、特殊な状態信号を受信し次第、発電回路および/または洗浄ポンプ 2 9 4 を必要に応じて起動するようになっている。

【 0 1 4 2 】

ツール発電機 4 0 4 への電力信号の供給中に、周期的に、問い合わせ信号がメモリリーダ 6 6 によって出力されることになる。このプロセスは、図 1 1 A に関連して上述されたステップ 3 3 8 に類似している。この場合も、これらの信号は、電力信号の供給と同時に、ケーブル電力導体を介して出力されることになる。電力信号の供給中に、医師は、通常

50

は、スイッチ 430 ~ 434 の開 / 閉セッティングを一挙に変化させている。したがって、これらのツールの後続の問い合わせのうちの 1 つに応答して、戻されるデータは、ツールが異なる状態に置かれるべきことを指示することになる。コンソール制御器 48 は、新たに受信された状態データに基づいて、電力信号の出力を調節し、および / または、洗浄ポンプの起動をリセットしている。

【0143】

図 15 A および図 15 B に関連して説明された本発明の変形例は、本発明による外科手術ツールに、機器によって格納されたデータの内容の点で異なる二重の識別機器を設ける必要性を除くものである。

【0144】

VII. 代替的な実施形態

上記の説明は、本発明の外科手術ツールシステムの特定の変形例を対象にしている。本発明の他の変形例は説明された特徴と異なる特徴を有することがある。たとえば、本発明のいくつかの変形例では、制御コンソールは、RF 増幅器からメモリリード 66 を選択的に切断するために継電器のような切り替え型コンポーネントを含まないことがある。本発明の代替的な変形例では、絶縁は、RF 増幅器 44 からの電力信号の電位がメモリリード 66 に印加される程度を実質的に低下させるため、ツールハブの内部にある回路に類似した回路を備えることがある。代替的に、図 7 に関連して説明された本発明の変形例のコンデンサ 268 およびインダクタ 270 は、絶縁回路としての機能を果たすことがある。

【0145】

同様に、ツールと一体化したメモリの両端に印加された電力信号の電位から、電力信号の電位を実質的に低下させるツールの内部にある絶縁回路は、上述の構成とは異なる構成を有することがある。

【0146】

同様に、このシステムの一部であるツールの構成は、上記ツールの説明と異なりうるということが認められるべきである。たとえば、本発明の双極ツールは、能動電極および戻り電極の両方が取り付けられる単一構造プローブを含むことがある。同様に、ツールは、共に電気接続された複数の電極を含むことがある。このタイプのツールは、複数の能動電極または複数の戻り電極を有すると考えられることがある。

【0147】

本発明のいくつかの変形例では、ツールは十分なメモリおよびスイッチが設けられることがあるので、どのスイッチが押下されるかに依存して、供給される電力信号は、ツールに供給されることができる 3 個以上の電力信号の組からの 1 つである。たとえば、切断、高速凝固、または、低速凝固である。さらに、ツール上の制御機器がツールに供給された電力信号の特性の制御を可能にし、または、コンソールポンプ 294 の調整を可能にする本発明の変形例は、双極ツールに限定されない。これらの制御回路は、本発明の単極ツールに組み込まれる可能性がある。さらに、付加的なメモリおよび代替的なスイッチ組立体を組み込むことにより、電力信号の特性、および、洗浄流体を供給するポンプの両方の制御を可能にさせる本発明の単一ツールが提供される可能性があることが認められるべきである。

【0148】

同様に、ツールは、単一スイッチが簡単に設けられることがある。このツールは、現場に単一スイッチだけを有する最初に説明されたツールに類似している可能性がある。このスイッチは、起動されたとき、ツールの内部にあるメモリが、コンソールに電力信号をツールへ供給することを命令するデータメッセージをコンソールへ読み出すようにさせている。このスイッチをツールに設置することにより、医師は、片手を使って、ツールの位置と、ツールのオン / オフ状態とを制御することが可能である。医師がフットスイッチを使用するか、または、無菌現場の外にいる助手がツールを起動する必要性は除かれることになる。

【0149】

電力信号発生コンポーネント、および、制御機器の内部にある発電コンポーネントを調整するコンポーネントの構造は、同様に上述された構造と異なることがある。

【0150】

同様に、本発明のすべての変形例において、ポンプ294およびポンプのレギュレータ296が電力信号を供給するコンソールに組み込まれるという要件はない。本発明のいくつかの変形例では、ポンプ294およびレギュレータ296は、ディスプレイ制御器48から命令信号を受信するように構成された自立型ユニットに組み込まれている。

【0151】

上述されているように、本発明のシステムは、電気外科手術ツール以外の医療ツールおよび外科手術ツールに給電するように構築されることがある。これらのツールは、それぞれが供給された電力信号のツールメモリへの印加を阻止する絶縁回路を含んでいる。この絶縁回路は、供給された電力がDC信号であるか、または、非常に低い電圧AC信号である場合、インダクタと同様に簡単でもよい。本発明のこれらの変形例では、絶縁回路は、信号が問い合わせ信号の周波数の少なくとも2倍である周波数を有するとき、ツールメモリに印加された信号の電位を実質的に低下させるように構成される。代替的に、コンデンサは、供給された電力が高周波数AC信号である場合、バイパス回路としての機能を果たすことが可能である。本発明のこれらの変形例では、識別機器に印加される問い合わせ信号は、電力信号の周波数より顕著に低い周波数である。本発明のこれらの変形例では、絶縁回路は、電力信号が問い合わせ信号の周波数の半分未満の周波数を有するとき、ツールメモリに印加された信号の電位を実質的に低下させるように構成されている。本発明のいくつかの変形例では、識別回路からの供給された電力信号の適切なバイパスを確実にするため、電力信号および問い合わせ信号は、少なくとも10倍ずつ異なる周波数を有する筈である。換言すると、電力信号または問い合わせ信号のうちの一方の周波数は、それぞれ、問い合わせ信号または電力信号のうちのもう一方の周波数の少なくとも10倍である筈である。

【0152】

ツールおよびコンソールの両方の絶縁回路は、信号周波数以外の特性に基づいて、選択的にツールメモリ（またはメモリリーダ）からの信号を通過させるか、または、絶縁するように設計されている場合、異なるコンポーネントを有することがある。たとえば、本発明のいくつかの変形例では、絶縁回路は、信号電位、周波数シフト、振幅シフト、位相シフト、または、インピーダンスシフトに基づいて信号を通過または阻止するように設計されることがある。

【0153】

ツールおよびコンソールの絶縁回路は、回路が実質的に影響を与えるように設計された信号の特性が信号電位と異なる場合、異なるコンポーネントを有することもある。これらの特性は、信号周波数、周波数シフト、振幅シフト、位相シフト、または、インピーダンスシフトを含んでいる。

【0154】

さらに、図15Aおよび図15Bの配置を、本発明によって構築された電気外科手術ツールの中に組み込むことが可能であることが認められる筈である。よって、本発明の本実施形態の複数のスイッチは、電力信号がツール電極に供給されるかどうかだけでなく、供給された信号が組織切断または凝固を実現しやすくするために使用される電流フローの中で使用されるかどうかを制御するため使用されることが可能である。同様に、マルチ・メモリ・アセンブリは、電気外科手術ツール以外の電動外科手術ツールに組み込まれてもよい。

【0155】

同様に、ツールは、識別機器が1個以上のスイッチの開/閉状態以外の入力に基づいて異なるデータを戻す本発明によって構築されることがある。よって、本発明の一つの代替的な変形例では、複数のスイッチは、単一の多重状態スイッチで置き換えることが可能である。ツール内部の回路および/または識別機器デジタル制御機器は、スイッチの状態を

監視するものである。スイッチ状態に基づいて、デジタル制御機器 426 は、スイッチ状態を表すデータが問い合わせ信号に 응답して制御コンソールへ戻されるようにしている。

【0156】

代替的に、本発明のシステムのツールは、図 16 で分かるように、ある種のアナログセンサ 460 を含むことがある。センサは、たとえば、温度感受性トランスデューサである可能性がある。さらに別のセンサは、血中酸素を監視する能力がある機器であることがある。本発明のいくつかの変形では、アナログセンサは、ツールに取り付けられた可変ユーザ起動制御要素の状態に基づいて可変信号を発生させるようになっている。識別機器 460 と一体化したデジタル・アナログ信号 466 は、感知されたパラメータまたは感知された制御要素状態を表すデジタル信号を発生するようになっている。このデジタル化された信号は、同様に識別機器の一部であるメモリ 464 に格納されている。問い合わせ信号に 응답して、識別機器 460 は、デジタル化されたセンサ信号の表現を含む応答を書き出すようになっている。

【0157】

代替的に、センサからの出力信号に 응답して、論理回路を含むことがあるメモリ 464 は、問い合わせ信号に 응답して書き出す選択データを選択している。

【0158】

ツールシステムが電気外科手術ツールシステムである本発明の変形例では、制御コンソールまたはツール自体のいずれかに絶縁回路を設けることが必要でないこともある。なぜならば、ある種の RF ツール電力信号の特性と、コンソール・メモリリーダおよびツールメモリの構造とのために、ツール電力信号がメモリリーダまたはツールメモリに悪影響を与えないからである。

【0159】

したがって、特許請求の範囲の目的は、本発明の精神および範囲に含まれるこのようなすべての変形および変更を対象とすることである。

【図 1】

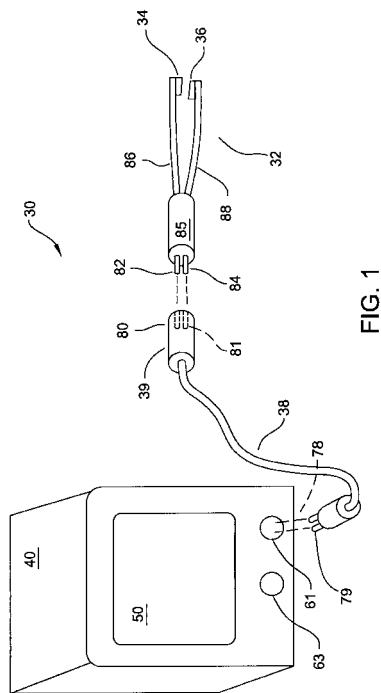


FIG. 1

【図 2】

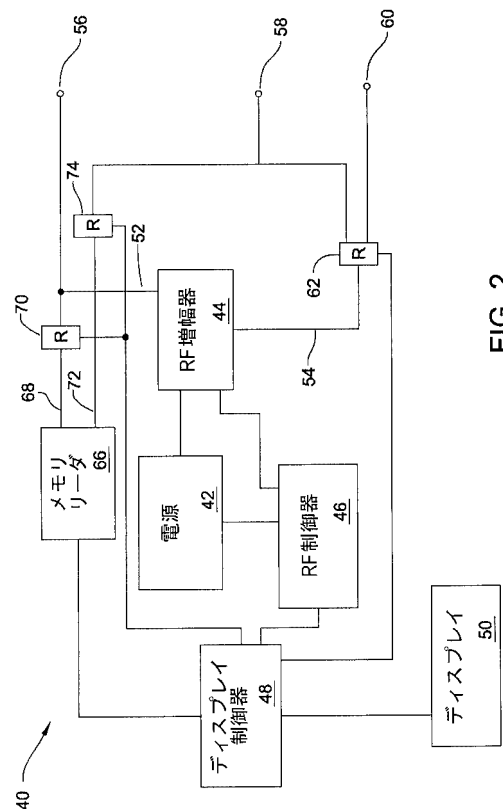


FIG. 2

【図 3】

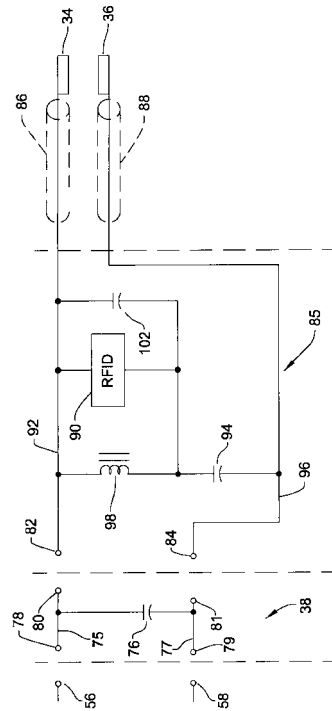


FIG. 3

【図 4】

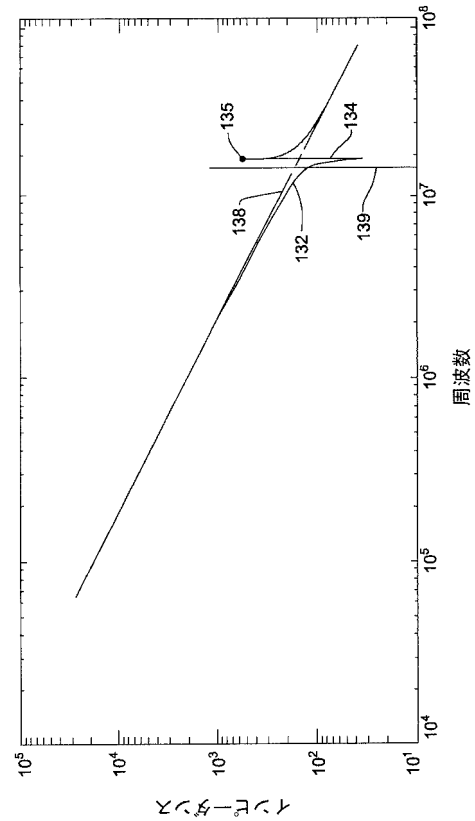


FIG. 4

【図 5 A】

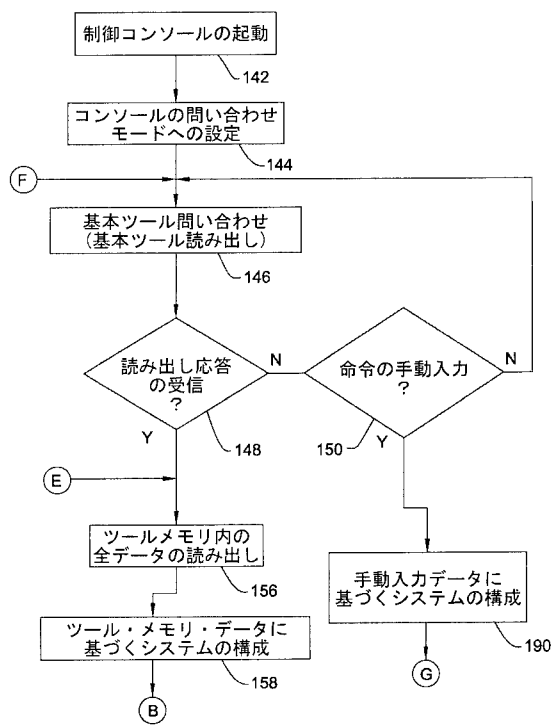


FIG. 5A

【図 5 B】

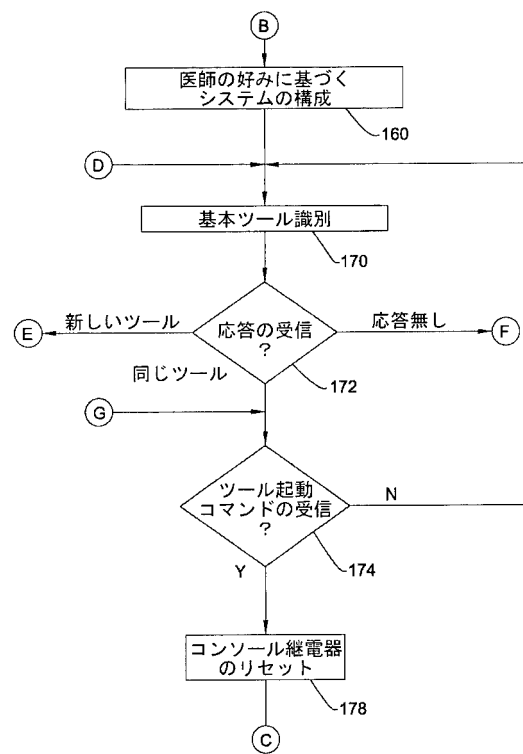


FIG. 5B

【 ㊦ 5 C 】

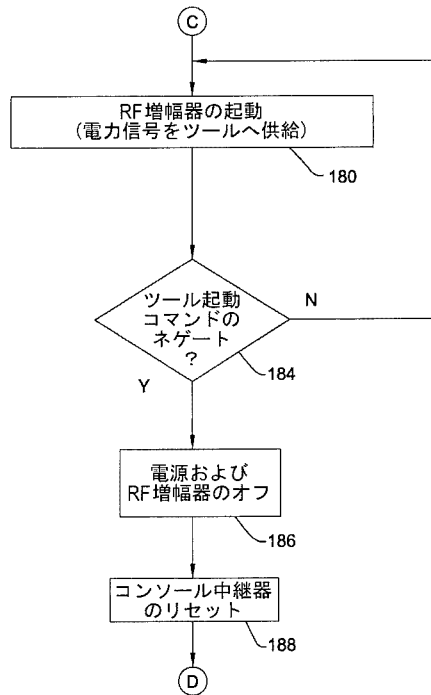


FIG. 5C

【 図 6 】

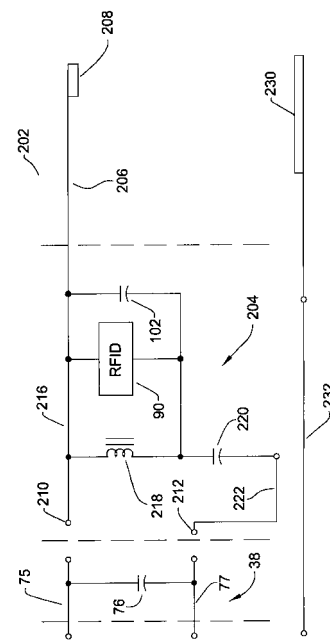


FIG. 6

【圖 7】

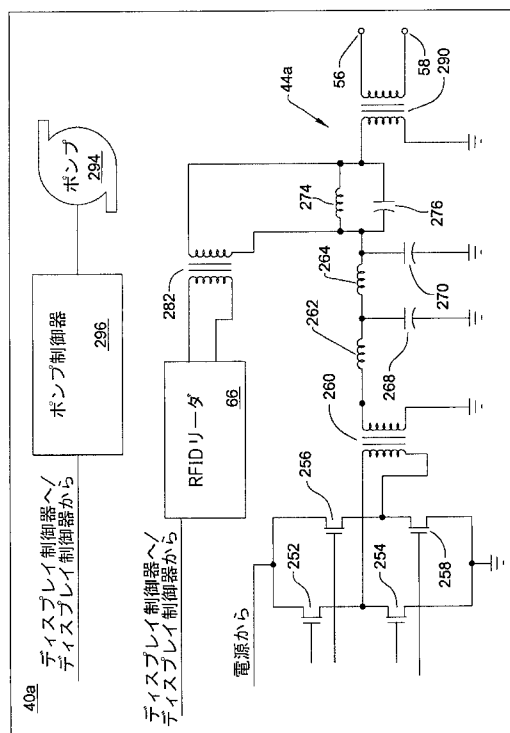


FIG. 7

【 図 8 】

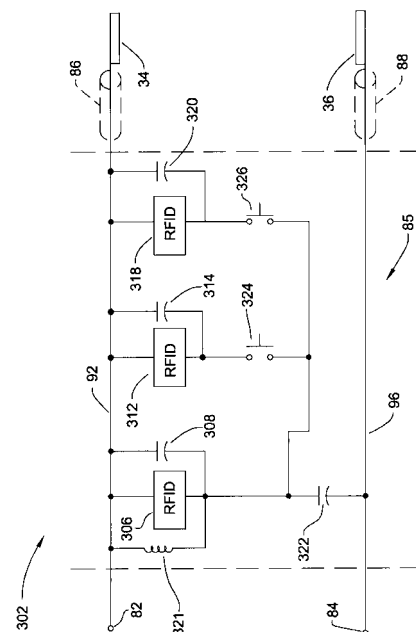


FIG. 8

【図 9】

306

| | |
|------------------|-----|
| ツール識別 | 324 |
| 動作状態番号 1 動作特性 | 327 |
| 動作状態番号 2 動作特性 | 328 |

FIG. 9

【図 10】

312, 318

| | |
|---------|-----|
| ツール識別 | 330 |
| 動作状態フラグ | 332 |

FIG. 10

【図 11A】

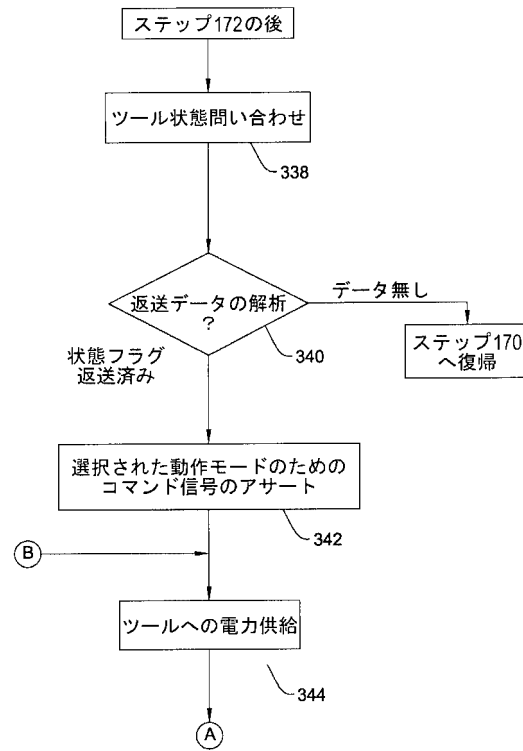


FIG. 11A

【図 11B】

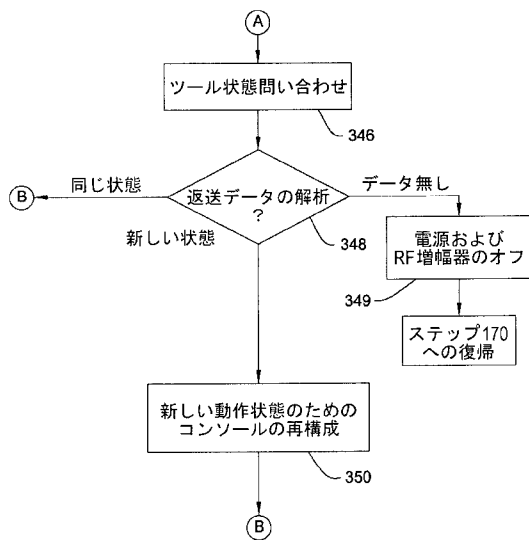


FIG. 11B

【図 12】

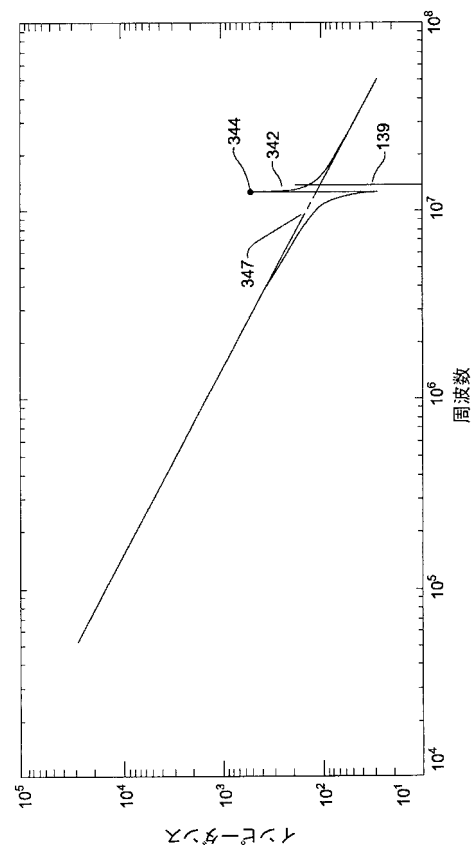


FIG. 12

【図 13】

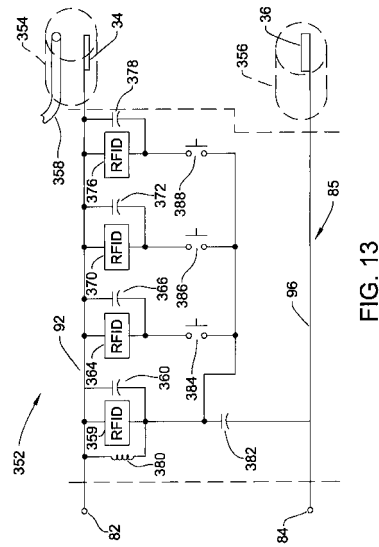


FIG. 13

【図 14】

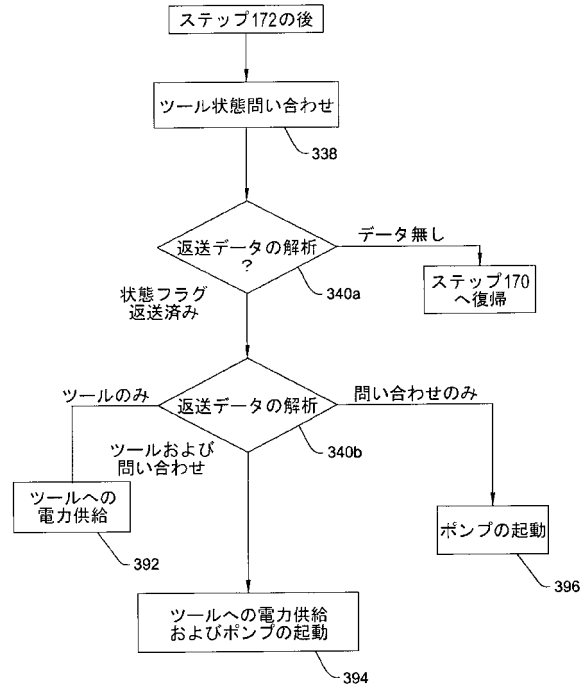


FIG. 14

【図 15A】

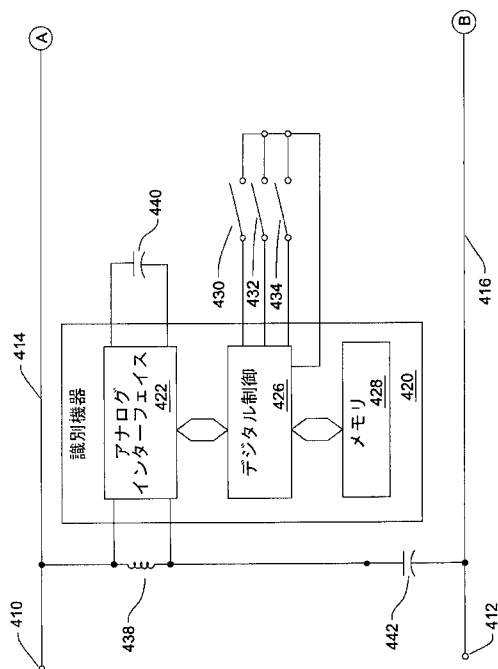


FIG. 15A

【図 15B】

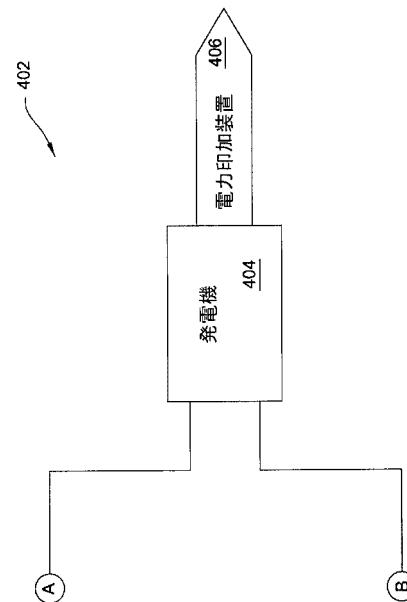


FIG. 15B

【図 16】

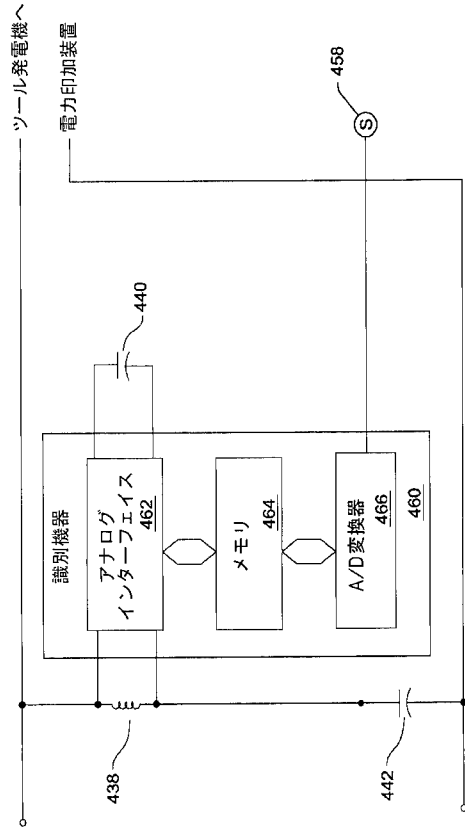


FIG. 16

フロントページの続き

(74)代理人 100125380

弁理士 中村 綾子

(74)代理人 100125036

弁理士 深川 英里

(74)代理人 100142996

弁理士 森本 聡二

(74)代理人 100154298

弁理士 角田 恭子

(74)代理人 100162330

弁理士 広瀬 幹規

(72)発明者 マラコウスキー, ドナルド

アメリカ合衆国ミシガン州49087, スクールクラフト, プレイリー・ロンド・ドード 160
55

(72)発明者 ヘクストラ, ポール・エム

アメリカ合衆国ミシガン州49009, カラマズー, コディントン・レイン 5890

審査官 森林 宏和

(56)参考文献 特開2001-252284(JP, A)

特表2005-324060(JP, A)

米国特許第05400267(US, A)

独国特許出願公開第102005044918(DE, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 13/00 - 18/28