

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5481509号
(P5481509)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 O

A 6 1 B 17/39 3 2 O

請求項の数 14 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-55023 (P2012-55023)
 (22) 出願日 平成24年3月12日 (2012. 3. 12)
 (65) 公開番号 特開2012-187408 (P2012-187408A)
 (43) 公開日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)
 審査請求日 平成24年5月10日 (2012. 5. 10)
 (31) 優先権主張番号 11157710.2
 (32) 優先日 平成23年3月10日 (2011. 3. 10)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 592245823
 エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
 ベーハー
 Erbe Elektromedizin
 GmbH
 ドイツ国 72072 テュービンゲン
 ワルドホルンレストラッセ 17
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100085279
 弁理士 西元 勝一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタルデータインタフェースを有する外科手術用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

供給用外科手術装置 (11) に接続するための外科手術用器具 (12) であって、
 2つの絶縁導体 (22、23) を備えたケーブル (13) を介して、前記供給用外科手術装置 (11) に接続するための装置プラグ (14) に接続されたハンドル (16) と、
 前記ハンドル (16) に保持され、前記供給用外科手術装置 (11) により活性媒体の供給を受ける、少なくとも1つの機能要素 (17) と、
 前記ハンドル (16) 上に配置された複数の制御要素 (25) と、
 マイクロコントローラ (24) と、
 を有し、

前記マイクロコントローラは、前記ハンドル (16) 上に配置されて前記制御要素 (25) に接続され、かつ前記ケーブル (13) を介して電気エネルギーの供給を受け、かつ、伝送されるデータを前記絶縁導体の1つ (22) で送信及び、又は受信し、かつ、物理的に逆転した状態のデータをもう1つの前記絶縁導体 (23) で送信及び、又は受信するデータ通信によってデータを伝送する前記供給用外科手術装置 (11) と通信する、外科手術用器具。

【請求項 2】

前記ハンドル (16) 上にディスプレイ装置 (31) が備えられ、該ディスプレイ装置は前記マイクロコントローラ (24) に接続されて制御されることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 3】

前記ディスプレイ装置（31）は、感覚的、視覚的、及び、又は聴覚的な指示手段を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 4】

前記活性媒体は、R F 電流であり、その場合前記ケーブル（13）は R F 電圧用の絶縁導体（19）を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 5】

前記活性媒体は、流体または光であり、その場合には前記ケーブル（13）は前記活性媒体を搬送するための少なくとも 1 つの絶縁導体（19）を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

10

【請求項 6】

前記マイクロコントローラ（24）へ電圧供給するための、少なくとも 1 つの絶縁導体（21）が前記ケーブル（13）内に備えられていることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 7】

データ伝送のための少なくとも 1 つの絶縁導体（22）が前記ケーブル（13）内に備えられ、前記絶縁導体は前記マイクロコントローラ（24）へ接続されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 8】

前記供給用外科手術装置（11）内に配置された第 2 のマイクロコントローラが接地参照電位としての R F 導体または高電圧電導絶縁導体（19）に接続されていることを特徴とする、請求項 4 または請求項 5 に記載の外科手術用器具。

20

【請求項 9】

前記データは、シリアルデータストリームとして前記ケーブル（13）中を伝送されることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 10】

前記データは、電流パルスとして伝送されることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 11】

前記マイクロコントローラ（24）は、前記供給用外科手術装置（11）へ接続された後、器具に固有の識別コードを少なくとも 1 回発信することを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

30

【請求項 12】

前記マイクロコントローラ（24）は、前記制御要素（25）の信号を前記供給用外科手術装置（11）への命令に変換することを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【請求項 13】

前記マイクロコントローラ（24）は、前記ケーブル（13）を介して前記外科手術装置（12）から受信した情報を、前記ディスプレイ装置（31）によって表示することを特徴とする、請求項 3 に記載の外科手術用器具。

40

【請求項 14】

前記マイクロコントローラ（24）は、前記供給用外科手術装置（11）内に配置された第 2 のマイクロコントローラ（38）に関連し、該第 2 のマイクロコントローラは、前記ハンドル（16）内に収納された前記マイクロコントローラ（24）と、前記ケーブル（13）を介して電氣的に接続されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の外科手術用器具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、外科手術用器具、並びに外科手術用器具と供給用外科手術装置とを備えるシ

50

ステムに関する。

【背景技術】

【0002】

外科手術においては多種類の器具が使用され、これらの器具は外科手術システムの中で操作され、その際、外科手術装置から動力を供給される。そのような外科手術用器具は、例えば、電極を備えたRF外科手術用器具であり、または、電流とは異なる媒体を手術野の施術部位の生体組織に搬送するためのアプリケータである。活性媒体(active media)は、例えば、水、冷媒(cryomedia)などであってもよい。供給用外科手術装置と各使用器具との間には、電流またはその他の活性媒体のためのケーブル/管路が利用される。

10

【0003】

手術時には、しばしば異なる器具およびアクセサリ部品が外科手術装置に装備され、その装置で駆動される。器具は異なる種類のものでよい。例えば電気メス、止血器具、切除器具などとして構成された、いわゆる単極型ハンドルが使用される。これには、交換可能な電極もまた頻繁に使用される。また、例えばクランプ、把持鉗子などの双極型器具も、止血、血管切断、またはそれに類似の目的で使用される。一般に、器具が異なれば、電氣的に作動させるためにはそれぞれに特定の操作モードが必要となる。

【0004】

本発明の目的は、器具が不適切なモードで運転されないようにすることである。この目的に対し、国際公開第2009/074329(A2)号では、器具のアンテナと通信するRFIDトランスポンダを器具に関連付けることが提示されている。外科手術装置の内部に、RFIDトランスポンダと通信する送信/受信ユニットがあり、これによって接続された器具が識別される。さらに、この公報ではスイッチからの命令をRFIDトランスポンダを介して外科手術装置へ送信することも提示されており、この場合にはスイッチは器具上に配置されている。この器具は信号を発するセンサを備えることも可能で、この信号は処理されてRFIDトランスポンダを介して外科手術装置へ出力される。そのために、RFIDトランスポンダはできるだけ装置の近くに配置され、好ましくは、接続する外科手術装置のプラグの中、または接続ケーブルの中に配置される。

20

【0005】

さらに、米国特許第7,503,917(B2)号には、いくつかの制御スイッチを備える器具が開示されている。これらは信号ケーブルを介して外科手術装置に接続される。制御スイッチはカスケード式分圧器の個々の抵抗を短絡して特性電圧信号を信号ケーブルに送り、この電圧信号を利用して外科手術装置は特定のスイッチに割り当てられるスイッチ作動を検出する。

30

【0006】

手術室の電氣的環境は、少なくとも時々、非常に強い干渉を受ける。外科手術装置および外科手術用器具および接続ケーブルの直近での高周波電圧と電流は、大きな干渉場強度をもたらし、信号の伝送に負の作用をする可能性がある。

【0007】

米国特許第7,479,140(B2)号もまた、外科手術用器具から装置へのスイッチ命令の伝送にアナログ信号ケーブルを利用しており、このケーブルは、種々の特性抵抗を外科手術装置に接続するのに利用される。

40

【0008】

さらに、独国特許出願公開第102005044918(A1)号は、外科手術装置と接続機器との間の非接触識別及び通信のためのシステムを開示している。ここでも、外科手術用器具の器具プラグの中に配置されたトランスポンダが利用されている。関連する装置のソケットには、そのトランスポンダと通信する読み取りユニットが備えられている。外科手術装置では多くの調整を装置上で直接行なう必要がある。しかし外科医が器具上で調整できる選択肢はわずかしかない。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】国際特許公開WO2009/074329

【特許文献2】米国特許第7,503,917号

【特許文献3】米国特許第7,479,140号

【特許文献4】独国特許出願公開第102005044918号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上記に鑑み、本発明は、改良された調整の選択肢が可能な外科手術用器具を提供することを目的とする。

10

【0011】

さらに、その器具と相互作用する外科手術装置も開示される。

【0012】

最後に、外科手術装置と、器具上に便利な調整の選択肢を持つ少なくとも1つの外科手術用器具とを備える、外科手術システムが提供される。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この目的は、器具のハンドル内に配置され、かつ無線リンクの介在なしで、外科手術装置と外科手術用器具との間の既存のケーブルを介して外科手術装置と通信する、少なくとも1つのマイクロコントローラを含む外科手術用器具を備えることにより達成される。

20

【0014】

マイクロコントローラの代わりに、例えばDSP、FPGA、CPLD、ASICなどのような他のプログラム可能部品も考えられる。

【0015】

ハンドル内にマイクロコントローラを設置することにより、ハンドルに制御要素を備えることが可能となり、この制御要素が外科手術装置の多くの機能の制御を可能とする。例えば、スイッチを備えて、状況に応じて設定可能に作動させることができる。その際、それぞれのスイッチにいくつかの機能が割り当てられ、スイッチを入れることにより作動する機能は、例えば運転モードや特定の状況や他のスイッチの作動状況などに依存して選択される。例えば、外科手術用器具に加速度センサが含まれていて、それが外科手術用器具の空間位置を検出して、例えば垂直に保持されているか水平に保持されているかを検出して、それに応じた機能の制御をしてもよい。このようにして、例えば、プッシュキーのいくつかある機能の1つを選択することができる。さらに、どの器具またはどんな器具のタイプや電極などが外科手術装置に接続されているかをその装置に報告するために、マイクロコントローラは識別信号を生成し、その信号を外科手術装置に出力することができる。マイクロコントローラと通信する、対応した識別装置を、例えばハンドルの交換継手に備えることも可能で、そこでは電極などの種々の機能要素をその識別装置に接続することが可能である。マイクロコントローラは識別装置を用いて接続されている機能要素を識別し、外科手術装置が必要とされる適切な調節を自動的に遂行できるように、適切な命令や信号などを外科手術装置に出力することができる。

30

40

【0016】

さらには、マイクロコントローラには指示装置も備えられていて、ハンドル上の様々な種類の情報を直接的に表示/指示してもよい。そこには個別の制御ランプ、ディスプレイなどがあってもよい。視覚的な指示器に加えて、またはその代わりに、ディスプレイ装置に感覚的または音響的な指示器が備えられていてもよい。これは例えばブザーや圧電音声変換器や振動発生器などであって、外科医が音響信号や触覚信号をハンドル上で知覚できるようにしてもよい。指示装置は制御装置と組み合わせられていてもよい。例えば、作動中または作動後、または他の事象や測定値や状態の関数として、点灯したり、消灯したり、色が変化する照明キーが備えられてもよい。

50

【 0 0 1 7 】

外科手術装置から外科手術用器具へ繋がる管路は、光の搬送管路または流体（液体または気体）の搬送管路などであってもよい。しかし、好ましくは、これは組織へ作用を及ぼす電圧または好適な電流を伝導する、少なくとも1つの絶縁導体（*insulated conductor*）を含む電気ケーブルである。好ましくは、これは適切な出力のRF電圧またはRF電流である。通常、周波数は100Hzから5MHzの間である。電圧は数千ボルトであってよい。

【 0 0 1 8 】

好ましくは、ケーブルは、マイクロコントローラに電圧を供給するもう1つの絶縁導体を含み、また好ましくは、データ伝送のためのさらに2つの絶縁導体を含む。好ましくは、データは電流として2つのケーブルを伝送される。好ましくは、2つのデータ伝送ケーブル中の電流は逆方向に流れる。これによって、干渉の大きい環境、特に同一ケーブル中のRF電流を流す絶縁導体の直近においてでも、高い効率での安全なデータ伝送が可能となる。ケーブルは数メートルの長さとなる可能性があり、この場合には耐干渉性が特に重要である。本発明の手段を利用すれば、複雑な遮蔽構造やそれに類似した手段を講じることなしに、安全なデータ伝送の実現が可能となる。

10

【 0 0 1 9 】

2つのケーブルを利用すれば、データはマイクロコントローラから外科手術装置へ、またはその逆に、好ましくはシリアルデータストリームとして伝送される。外科手術用器具の電極が作動しているときと同様に、電極が作動していないときでもデータを伝送することが可能である。

20

【 0 0 2 0 】

外科手術装置からデータを伝送する外科手術用器具上に指示装置を設けることによって、これまでは外科手術装置そのものの画像スクリーンか、別の表示装置上にしかディスプレイできなかった任意の情報を、その器具にディスプレイすることが可能となる。この結果、外科医は、手術野から目を逸らすことなく、また要求を出して第3者に調節させるということもなしに、外科手術装置をきわめて広範囲に制御することが可能となる。

【 0 0 2 1 】

本発明によるRF外科手術用器具は、単極及び／又は双極のアプリケーションあるいはその2つの組合せとして利用できるように設計可能である。

30

【 0 0 2 2 】

本発明の有利な実施形態のさらなる詳細は、説明と従属クレームと図面から推定することが可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 外科手術装置と外科手術用器具とがケーブルで接続された外科手術システムの概略ブロック図である。

【 図 2 】 図 1 の外科手術用器具の入力装置の概略図である。

【 図 3 】 外科手術用器具を外科手術装置へ接続するためのケーブルの概略断面図である。

【 図 4 】 外科手術用器具と外科手術装置との間のデータフローを表す電流 / 信号のグラフである。

40

【 図 5 】 外科手術用器具と外科手術装置との間のデータフローを表す電圧 / 信号のグラフである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

図 1 は、外科手術装置 11 と外科手術用器具 12 とを備える外科手術システム 10 を概略的に示した図である。より良い理解のために、本発明をRF外科手術システムを参照して説明し、ここではRF高電圧が外科手術用器具に作用する活性媒体である。本発明はこれに限定されるわけではない。以下の詳細な説明は、異なる活性媒体、特に加圧水や冷凍流体などを利用する器具に対しても提供することができる。

50

【 0 0 2 5 】

外科手術用器具 1 2 と外科手術装置 1 1 とはケーブル 1 3 によって相互に接続されており、このケーブルは、外科手術用器具 1 2 を用いて患者に処置を行っているときに、外科手術装置 1 1 を患者から少し離れた場所、例えば無菌領域外に設置できるような、ある長さを持っている。ケーブル 1 3 はプラグ 1 4 を外科手術装置 1 1 のソケット 1 5 に差し込むことにより接続される。このように、異なる手術を遂行するために多様な外科手術用器具をソケット 1 5 に接続することが可能である。

【 0 0 2 6 】

本例示的实施形態及び説明においては、外科手術用器具 1 2 は単極型器具として構成されている。この器具はハンドル 1 6 を備え、そこに電極 1 7 の形態をしたツールが保持されている。電極 1 7 は、スパチュラ形の切開電極または、球またはそれに似た形をした止血用電極などのようなニードルであってよい。電極 1 7 をハンドル 1 6 に保持するために継手 1 8 が備えられてよく、この継手は図 1 には記号としてだけ表示されている。

【 0 0 2 7 】

好ましくは、導体すなわちケーブル 1 3 がハンドル 1 6 の継手 1 8 とは反対側から延びている。このケーブルには、生体組織に適用するためのエネルギー形態を外科手術装置 1 1 から外科手術用器具 1 2 へ供給するための少なくとも 1 つの導管がある。本例示的实施形態においてはこの導体用導管は、絶縁導体 1 9、つまり絶縁材料 2 0 で囲まれた電気導体（図 3）として構成されている。本明細書において、器具 1 2 が R F 外科手術用器具として示されている限りにおいては、絶縁導体 1 9 は少なくとも一部の時間域において R F 高電圧を伝導する。これに関連して、“高電圧”というのは、保護特別低電圧の 4 2 V より高い任意の電圧であると理解されたい。多くの場合、この高電圧のピーク値は数千ボルトの領域である。

【 0 0 2 8 】

ケーブル 1 3 には別の絶縁導体 2 1、2 2、2 3 が含まれ、これらは絶縁物 2 0 中に包埋された電気導体として構成されている。

【 0 0 2 9 】

ハンドル 1 2 にはマイクロコントローラ 2 4 が配置されている。このマイクロコントローラはメモリを含んでいるか、もしくは独立のメモリ（E P R O M）と通信する。好ましくは、マイクロコントローラ 2 4 の接地接続部は上記の絶縁導体 1 9 に接続され、入出力部の内の 2 つのポートは絶縁導体 2 2、2 3 に接続され、その主電源電圧接続部はマイクロコントローラの動作に必要な電気エネルギーを伝導する絶縁導体 2 1 に接続されている。

【 0 0 3 0 】

外科手術用器具 1 2 が外科手術装置 1 1 に接続され、外科手術装置 1 1 にスイッチが入れられるとすぐに、好ましくは、マイクロコントローラ 2 4 は常に動作状態となる。マイクロコントローラ 2 4 には外科手術装置 1 1 へ識別信号を出力するプログラムが備えられていてもよく、これは、装置にスイッチが入れられたときに一度、または時々、それ自身を識別するための識別信号を出力し、その際、接続されている器具の種類に関する情報を外科手術装置 1 1 に提供する。識別信号は識別符号として送信される。器具 1 2 に合致する適切な動作モード、方式、効果などを予備設定及び／又は予備選択するために、識別符号は外科手術装置 1 1 で解析可能である。

【 0 0 3 1 】

制御要素 2 5 がハンドル 1 6 に設けられ、この要素は、1 つまたは複数のプッシュキーか、1 つまたは複数の回転ノブか、1 つまたは複数の位置センサか、1 つまたは複数の加速度センサまたはそれに類似のもの、または前記の要素の任意の組合せ、を潜在的に備えることができる。プッシュキーや回転ノブなどは照明されるか、マイクロプロセッサ 2 4 に接続された他の表示手段と組み合わせられていてもよい。制御要素 2 5 の他に、例えば温度などの、特定の測定値を検出し、これらを信号としてマイクロコントローラへ出力するセンサ要素を設けることも可能である。マイクロコントローラは測定値を処理し、及び／

10

20

30

40

50

又はそれを外科手術装置 11 へ報告することも可能である。

【0032】

図 2 はそのような制御要素 25 を概略的に示している。一例としてではあるが、2つのプッシュキー 26、27 とポテンシオメータ 28 と位置センサ 29 が示されており、この位置センサは、例えばハンドル 16 の水平位置と垂直位置とを、区別することが可能である。好ましくは、制御要素 25 はマイクロコントローラ 24 にのみ接続されている。したがって、制御要素 25 と外科手術装置 11 との間には直接的なケーブル接続はない。

【0033】

識別装置 30 が継手 18 に設けられていてもよく、この識別装置は、ツール、すなわち本例示の実施形態においては電極 17、の種類及び/又は大きさの検出に利用される。この電極は継手 18 に接続されている。例えば、識別装置 30 は、電極 17 のコードプラグに結合したソケットであってもよい。識別装置 30 は、ツール 17 の種類及び/又は大きさを符号化している特徴を検出することが可能な任意の好適な技術手段であってもよい。そのような特徴は、例えば指状突起または突起などの対応する要素の形状の一部や、凹みや突起などのいくつかの構造の配置であってもよい。

【0034】

さらに、マイクロコントローラ 24 はディスプレイまたは表示装置 31 に接続することも可能であり、その表示装置は、例えば LCD ディスプレイ、LED ディスプレイまたは他の任意の画像表示装置、制御ランプ等を備えている。ディスプレイ装置 31 は、制御要素 25 と完全にまたは部分的に、組み合わせてもよい。例えば、ディスプレイ装置 31 は入力可能な、タッチセンサ領域または圧力センサ領域を備えてもよい。

【0035】

その他の信号出力のために、音響発生器または、ハンドル 16 に振動を伝える振動発生器 32 を備えることも可能である。振動発生器 32 は、小さな偏心荷重を持つモータであってもよい。

【0036】

図 1 において、外科手術装置 11 は発電機 33 を備えており、これは概略的にしか表示されていないが、RF 電力を出力し、これをソケット 15 を介して絶縁導体 19 へ供給する。発電機 33 は、中性のソケット 35 にかかっているゼロ電位 34 を基準にして RF 電力を供給する。ケーブル 36 はこの中性ソケットに接続されていて、その端部は、特に図示されてはいないが、患者に取り付けられた大面積の中性電極に取り付けられている。さらに、中性ソケット 35 は双極型装置の接続にも利用することができる。

【0037】

RF 高電圧を伝導し、発電機 33 から供給されるケーブル 37 は、器具側のマイクロコントローラ 24 との通信に利用される第 2 のマイクロコントローラ 38 に対する参照電位を表す。マイクロコントローラ 38 は、例えば電源の形態をした、分離された供給ユニット 41 から主電圧を受け、供給ユニットはまた、絶縁導体 21 を介して器具側のマイクロコントローラ 24 へも電力を供給する。さらに、ソケット 15 を使って、マイクロコントローラ 38 と、データ伝送に利用される 2 つの絶縁導体 22、23 との接続も行う。例えば光カプラの形をした電位分割装置 40 を介して、マイクロコントローラ 38 は装置制御器 39 とも通信する。

【0038】

以上説明した外科手術システム 10 は、以下のように作用する。

【0039】

特定の外科手術用器具 12 を利用する場合、この器具を外科手術装置 11 にプラグ 14 で接続する。この結果、マイクロコントローラ 24 に主電源電圧が供給される。こうして、例えば識別符号を送信するというような、さまざまな動作が実行できるようになる。この際、マイクロコントローラはケーブル 13 の 2 つの絶縁導体 22、23 を利用してデータ通信を行う。図 4 は、2 つのケーブルすなわち絶縁導体 22、23 におけるそれぞれのレベルを示す。伝送ビットは好ましくは反対の極性を有する電流信号同士または、電圧信

10

20

30

40

50

号同士として伝送される。例えば、正電流 i_1 のゼロビットが絶縁導体 22 を通して伝送され、負電流 i_2 のゼロビットが絶縁導体 23 を通して伝送される。論理値 1 を伝送するためには、両方の電流の極性が反転する。2つの絶縁導体 22、23 に電流が流れていない場合は、ビットは伝送されない。2つの絶縁導体 22、23 のうちの1つだけに電流が流れて、もう一方に流れていない場合には、これは干渉によるパルスと解釈されて、結果としては有効ビットは検出されない。図 5 には絶縁導体 22、23 上での関連する電圧が示されている。絶縁導体 22 上の定格電圧が 1 に等しいとすると、もう一方の絶縁導体には定格電圧 0 が掛けられ、逆もまた同様である。

【0040】

データ伝送はすでに、電磁照射とは無関係に、電子的 / 物理的レベルで比較的に安全に行うことができる。相互に絶縁されている導体 22、23 を振り合わせ、または任意選択により絶縁導体 21 も一緒に振り合わせると、安全性をさらに向上させることができる。

【0041】

この段階において、器具 12 のその時点での準備状況を、例えばハンドル 16 のディスプレイ装置 31 によって信号で伝えることが可能となる。さらには、器具 12 は入力を受信して、そのまま、または後からそれをデータストリームとして外科手術装置 11 へ伝送することもできる。これらの入力内容は、種々のモードからの選択、作用強度の調節、特定の施術時間や回数などの調節、などであってよい。ここで、要素 25 は複数の役割を持ってよく、それによって、例えばキーの選択やスイッチの選択、またはハンドル 16 の位置を例えば垂直とするか水平とするかということなどによって、使用水準が選択される。ハンドル位置は、位置センサ 29 を介してマイクロコントローラ 24 によって検出可能である。キーが照明される場合には、使用水準の選択に応じてその色が変化してもよい。使用水準の選択は、別の方法で指示または承認することもできる。

【0042】

プッシュキー 26、27 も利用して、例えば発電機 33 を作動させて電極 17 に RF 電力を供給したりできる。プッシュキー 26 を使用してこの目的で作動させれば、マイクロコントローラ 24 がこの命令に対応するデータストリームに変換し、このデータストリームが命令を暗号化する。マイクロコントローラ 38 がこのデータストリームを受信し、命令を装置制御器 39 に転送する。装置制御器は、選択された動作モードに応じて、対応する電圧パラメータ、電流パラメータおよび出力パラメータで発電機 33 を作動させる。マイクロコントローラ 24 がプッシュキー 26 の開放を検出し、結果としてマイクロコントローラ 38 に停止命令を送信すると、それがこのマイクロコントローラ 38 から装置制御器 39 へ送られる。したがって、発電機 33 は再び停止する。種類または効果の程度の調節は、制御要素 25 を利用して適切な入力を行うことによって可能である。その場合、好ましくは、調節の選択肢はその特定の器具に関する適度な範囲の調節に制限される。その制限はマイクロコントローラ 24 によって行われてもよいし、器具 12 を識別した後に外科手術装置 11 によって行われてもよい。

【0043】

その調節はマイクロコントローラ 24 を通じて外科手術装置 11 へ報告され、その後、少なくとも任意選択によって、ディスプレイ装置 31 に送られて表示される。このようにして、外科医は外科手術用器具 12 を介して複数の調節を直接行うことが可能となるが、この調節は従来であれば外科手術装置 11 そのものにおいて行わなければならないものである。

【0044】

本発明によれば、制御要素 25 などの作動要素のスイッチ状態や、外科手術用器具 12 のセンサの測定値を直接検出して処理し、それらのデータをデジタルデータストリームとしてシリアル双方向インタフェースを介して外科手術用器具 12 から外科手術装置 11 へ送信することが可能となる。あるいはまた、例えばメモリへ書き込むため、またはアクチュエータを作動させるために、データを外科手術装置 11 から外科手術用器具 12 へ送信することも可能である。原理的には、外科手術用器具 12 と外科手術装置 11 との間の電

10

20

30

40

50

気接続の個数を変える必要なしに、任意の数の作動要素またはそのほかの制御要素 25 を備えることが可能である。センサまたは類似の信号源からの、干渉に影響されやすいアナログ信号は、外科手術用器具 12 内で直接解析することができる。好適な双方向データ通信により、外科手術用器具 12 から外科手術装置 11 へ値を報告するだけでなく、外科手術装置 11 を通して外科手術用器具 12 の機能を作動させることも可能である。外科手術用器具 12 は、外科手術装置 11 による個々の器具の識別のためのデータを電子メモリに保存することが可能である。

【0045】

最後に、外科手術装置 11 の電子回路が、有線の双方向データ伝送リンクを経由して、外科手術用器具 12 の電子回路と通信する。双方の回路は、好ましくは、少なくとも 1 つのマイクロコントローラを備えている。

10

【0046】

作動時の RF 外科手術装置 11 が置かれている干渉性の大きい環境を考慮し、ただしウォータジェット装置や凍結手術装置も考慮に入れると、安全なデータ伝送は次のようにして確保される。好ましくは、差分伝送技術が選択され、これは 1 つまたは複数の導体対（絶縁導体 22、23）を利用し、その一方の導体に信号を送信し、同時にもう一方に逆信号を送信する。この 2 つの信号の差分を取ることによって、受信側で実際のデータ信号が得られる。データ伝送リンクすなわちケーブルに影響を及ぼす、環境からのフィードバックによる干渉があるとしても、2 つの導体が空間的に近接しており、かつ任意選択により絞り合わされていることによって、この干渉は双方に同程度に生じる。それぞれの受信装置上で差分を取ることににより、この干渉が信号から相殺される。

20

【0047】

データ伝送の各方向に対して専用の導体対を設けることが可能であり、または既に述べたように、伝送の両方向に対して単一導体の対 22、23 を設けることが可能である。したがって、完全二重モード、並びに半二重モードが可能である。

【0048】

RF 電圧用導体をデータ伝送用の参照電位として利用することが可能である。参照電位は、装置側、器具側、またはその両方において RF 導体に接続された好適な専用絶縁導体を介して送ることができる。あるいはまた、RF 導体そのものをデータ信号 / 接地導体として選択することも可能である。

30

【0049】

作動時の RF 外科手術装置 11 が置かれている干渉性の高い環境においてのみならず、ウォータジェット、アルゴンプラズマおよび凍結手術装置、内視鏡などにおいても、安全なデータ伝送が確保される。好ましくは、差分伝送技術が選択され、これは 1 つまたは複数の導体対（絶縁導体 22、23）を利用して、その導体対の導体の 1 つに信号を送信し、かつもう 1 つに逆信号を送信する。この 2 つの信号の差分を取ることによって、受信側で実際のデータ信号が得られる。環境からフィードバックされた干渉がデータ伝送リンクすなわちケーブルに作用するとしても、2 つの導体が空間的に近接していて、かつ任意選択により絞りされていることにより、この干渉は双方に同程度に作用する。それぞれの受信装置上で差分を取ることににより、信号中のこの干渉は相殺される。

40

【符号の説明】

【0050】

- 10 外科手術システム
- 11 外科手術装置
- 12 外科手術用器具
- 13 ケーブル
- 14 プラグ
- 15 ソケット
- 16 ハンドル
- 17 機能要素、ツール、電極

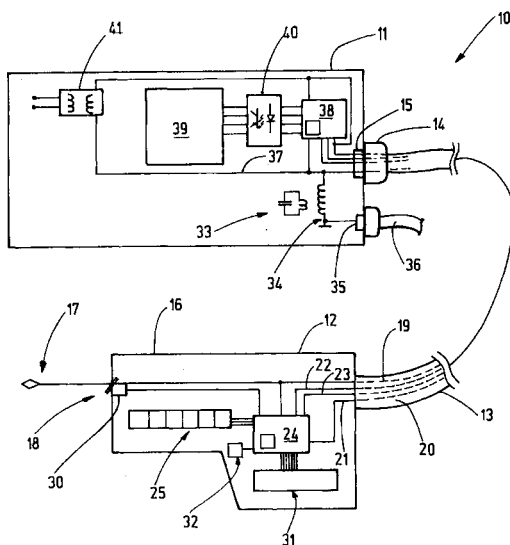
50

- 18 継手
- 19 絶縁導体
- 20 絶縁材料
- 21 絶縁導体
- 22 絶縁導体
- 23 絶縁導体
- 24 マイクロコントローラ
- 25 制御要素
- 26 第1のプッシュキー
- 27 第2のプッシュキー
- 28 ポテンショメータ
- 29 位置センサ
- 30 識別装置
- 31 ディスプレイ装置
- 32 振動発生器
- 33 発電機
- 34 ゼロ電位
- 35 中性ソケット
- 36 ケーブル
- 37 ケーブル
- 38 マイクロコントローラ
- 39 装置制御器
- 40 電位分割装置
- 41 供給ユニット

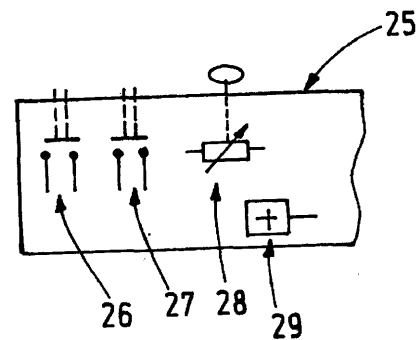
10

20

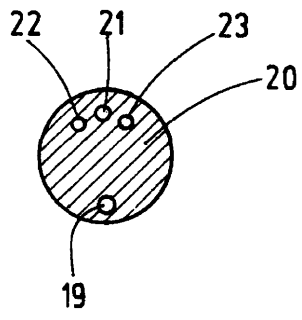
【図1】



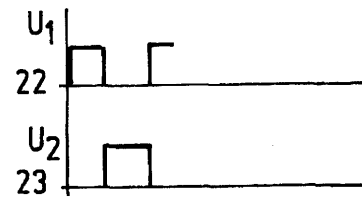
【図2】



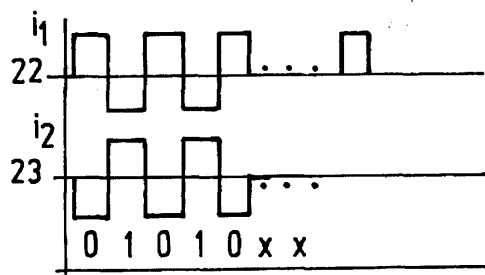
【図 3】



【図 5】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 トーマス バウアー
ドイツ連邦共和国 7 0 1 2 8 ロッテンブルク - ハイルフィンゲン オイゲンシュトラッセ 7
- (72)発明者 マルク ケグライス
ドイツ連邦共和国 7 2 0 7 2 チュービンゲン テッシンシュトラッセ 2 6
- (72)発明者 ペーター ゼーリグ
ドイツ連邦共和国 7 2 3 7 9 ヘッヒンゲン ヨーゼフ - ヴィルヘルム - ヴェーク 1 3

審査官 村上 聡

- (56)参考文献 特開平 0 5 - 0 4 9 6 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 6 8 5 3 7 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 1 2