

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4897682号  
(P4897682)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 E

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2007-525232 (P2007-525232)  
 (86) (22) 出願日 平成17年8月5日(2005.8.5)  
 (65) 公表番号 特表2008-508969 (P2008-508969A)  
 (43) 公表日 平成20年3月27日(2008.3.27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2005/008531  
 (87) 国際公開番号 W02006/018163  
 (87) 国際公開日 平成18年2月23日(2006.2.23)  
 審査請求日 平成20年6月10日(2008.6.10)  
 (31) 優先権主張番号 102004039202.1  
 (32) 優先日 平成16年8月12日(2004.8.12)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 503053099  
 エルベ エレクトロメディツィン ゲーエ  
 ムペーハー  
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2  
 0 7 2、ワルドヘルンレシュトラッセ 1  
 7  
 (74) 代理人 100094318  
 弁理士 山田 行一  
 (74) 代理人 100123995  
 弁理士 野田 雅一  
 (72) 発明者 シャラー, ダニエル  
 ドイツ, 7 2 0 7 4 テュービンゲン,  
 スタウダッハ 6 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用器具の位置を測定するための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具(20)が挿入される内視鏡(10)の手術ダクト(12)に対する外科用器具(20)の位置を測定するための装置であって、

測定信号を生成するためのジェネレータ(30, 27)と、

前記測定信号を前記手術ダクト(12)及び前記器具(20)に対して接続するための手段(24, 33)と、

前記手術ダクト(12)内での前記位置にしたがって前記器具(20)が前記測定信号に及ぼす位置の影響を測定するとともに、当該影響に応じた表示信号を生成するための測定器(31, 32; 40)と、

を備え、

前記ジェネレータ(30)が、AC信号又はパルス形状DC信号を前記測定信号として生成し、

前記測定器(31, 40)が、前記器具(20)と前記手術ダクト(12)の少なくとも壁(13)の領域との間の複素インピーダンスを位置の影響として測定して前記手術ダクト(12)に対する前記外科用器具(20)の前記位置を決定するように構成されている、装置。

【請求項 2】

前記測定器(31)が、オシレータ回路又はPLL回路を含み、前記複素インピーダンスが、前記オシレータ回路の共振周波数を決定するための可変要素となるように設定され

る

ことを特徴とする、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記外科用器具 ( 2 0 ) が電極 ( 2 4 ) を有するプローブを備え、前記電極 ( 2 4 ) と前記内視鏡 ( 1 0 ) 及び / 又は前記手術ダクト ( 1 2 ) の前記壁 ( 1 3 ) との間の前記複素インピーダンスが測定されることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

本発明は、外科用器具が挿入される内視鏡の手術ダクトに対する外科用器具の位置を測定するための装置に関する。

10

【 0 0 0 2 】

人体の内部での手術器具の位置を測定するための装置は、独国未公開特許第 3 5 3 6 2 7 1 号明細書、独国特許出願公開第 1 0 1 0 9 3 1 0 号明細書、独国特許出願公開第 1 0 0 5 8 3 7 0 号明細書、独国特許出願公開第 1 0 1 3 4 9 1 1 号明細書、独国特許第 6 9 7 1 1 3 1 1 号明細書 ( T 2 ) 、独国特許出願公開第 1 9 9 5 5 3 4 6 号明細書又は独国特許第 6 9 7 1 9 0 3 0 号明細書 ( T 2 ) から良く知られている。これらの装置の全ては、極めて高価であり、外科用器具が挿入される内視鏡の手術ダクトに対する外科用器具の位置を測定するのに適していそうにない。

【 0 0 0 3 】

20

器具が挿入された内視鏡は、独国特許出願公開第 1 9 8 5 8 3 7 5 号明細書から知られており、これは器具内で移動できる電極について記載している。凝固剤を流通させることができ又は流通させないことができる器具の位置を確かめるためにセンサが設けられている。この場合、位置の決定は、器具内に形成される適切な切り換え接点に依存している。

【 0 0 0 4 】

本発明の目的は、前述した従来技術に基づく装置であって、外科用器具が挿入される内視鏡の手術ダクトに対する外科用器具の位置を確実に且つ簡単な方法で確かめることができる装置を提供することである。

【 0 0 0 5 】

30

本目的は、測定信号を生成するためのジェネレータと、測定信号を手術ダクト及び / 又は器具及び / 又は内視鏡に対して相互接続するための手段と、器具が手術ダクト内でのその位置に応じて測定信号に及ぼす位置の影響を測定するとともに、当該影響に応じた表示信号を生成するための測定手段とを備える装置によって果たされる。

【 0 0 0 6 】

したがって、本発明の目的は、内視鏡が手術ダクト内へどの程度まで挿入されたかについての尺度となる器具と内視鏡及びその手術ダクトとの間の相互作用が定められるという点で果たされる。

【 0 0 0 7 】

相互作用は、電氣的な相互作用又は機械的な相互作用であってもよく、特に、空気圧相互作用又は音響相互作用であってもよい。

40

【 0 0 0 8 】

本発明の第 1 の好ましい実施形態において、ジェネレータは、 A C 信号又はパルス形状 D C 信号 ( 高周波成分を有する ) を測定信号として生成するように構成されており、また、測定器は、器具と内視鏡の少なくとも一部及び / 又は手術ダクトの少なくとも壁の領域との間の ( 複素 ) インピーダンスを位置の影響として測定する。交流電流が患者に対して何ら危険を伴わないようにするため、測定信号は、 3 0 0 k H z を超える少なくとも 1 つの周波数を含まなければならない。これは、これらの周波数では、神経筋の刺激がもはや起こらないからである。同様に、熱損傷が引き起こされないように、最大電圧レベルが制限されなければならない。本発明のこの実施形態の場合、 ( 電氣的に導通する ) 手術ダク

50

ト又は正確には手術ダクトの壁あるいは壁の内側に別個に埋め込まれた導体と組み合わせた器具は、キャパシタンス又は高周波伝送ラインを形成し、それにより、キャパシタンス又は正確には導体の長さは、それに沿った分布キャパシタンスにより決定されてもよい。オシレータ回路又はPLL回路はキャパシタンスを決定するのに適しており、その場合、複素インピーダンスは、オシレータの共振回路又はPLL回路を決定するための可変要素となるように設定される。

#### 【0009】

外科用器具が電極を有するプローブを備える場合には、電極と内視鏡及び／又は手術ダクトの壁との間の複素インピーダンスを測定することが好ましい。このため、特定の測定電極は不要である。

#### 【0010】

手術ダクト内及び／又は器具のルーメン内のガスの静的圧力又は変動圧力(alternating pressure)を測定するための測定器は、空気圧及び音響測定方式を実行するように構成されている。手術ダクト内及び／又は手術ダクトの先端及び／又はプローブ内に静的圧力又は変動圧力を測定信号として生成するためのジェネレータは簡単に構成されてもよい。例えば、ガスを手術ダクトへ運ぶガス流量制御装置がジェネレータと見なされてもよく、そのため、背圧、例えば手術ダクト内の流量抵抗は、器具が手術ダクト内にわたって挿入され且つそうすることによりダクトの断面を減少させる長さによって決まる。測定器がシステムの音響特性を測定する場合には、手術ダクト(あるいは、器具のルーメン)の放射インピーダンスを測定できるが、一方で、手術ダクトの共振周波数も測定できる。そのような測定器具は構成するのが簡単である。測定信号は患者にとって無害である。

#### 【0011】

本発明の1つの実施形態において、測定器は、器具のルーメンの基端に収容されるマイクロホン又は類似の測定変換器を備える。マイクロホンは、手術ダクト内に導入される音を測定するいわば「プローブマイクロホン」として話すように機能する。

#### 【0012】

空気圧測定の場合、測定器は、圧力センサ(器具のルーメンの基端に収容されることが好ましい)を備え、ジェネレータは、手術ダクト内及び／又は内視鏡を挿入できる体腔内にガス圧を生成するように構成される。この圧力測定により、器具が手術ダクト内に位置している場所、特に器具が手術ダクトの先端から現われるかどうかを決定することができる。

#### 【0013】

測定器は、手術ダクト内での器具の絶対位置を取得するように構成することができる。あるいは、測定器は、手術ダクト内での器具の位置変化中に測定信号の変化を決定するための変化検出器を備える。この場合、器具が手術ダクトから(その先端から)再び現われると、更なる変化が表示されず、ユーザは、器具が位置している場所を知ることができる。

#### 【0014】

本発明によれば、前述した問題は、外科用器具が挿入される内視鏡の手術ダクトに対する外科用器具の位置を測定するための方法であって、測定信号を生成するステップと、測定信号を手術ダクト及び／又は器具及び／又は内視鏡に対して相互接続するステップと、器具が手術ダクト内でのその位置にしたがって測定信号に及ぼす位置の影響を測定するステップと、上記影響に応じた表示信号を生成するステップとを含む方法によって克服される。

#### 【0015】

好ましくは、外科用器具が挿入される内視鏡の手術ダクトに対する外科用器具の位置を測定し且つ当該位置に応じた表示信号を生成するための装置が提供され、表示信号に応じてガス供給、吸引効果、流量供給又は液体の供給が器具へ又は手術ダクトへ向けられる。この好ましい適用によって、今までよりも確実に様々な器具を動作させることができる。

#### 【0016】

本発明の好ましい実施形態は従属請求項から生じる。

【0017】

以下、図面を用いて本発明の実施形態について更に詳しく説明する。

【0018】

以下の説明において、同じ参照符号は、同じ部品及び同じ機能を有する部品に対して使用されている。

【0019】

図1には、特に医療分野で使用される内視鏡（十分に簡略化されている）が示されている。内視鏡10は、アイピース構造（図示の配置で示される）を有するガラスファイバコードを経由して接続された又は（これが現代の内視鏡では一般的である）CCDカメラを含むレンズ系11を有する。

10

【0020】

内視鏡10内には、壁13を有する手術ダクト12が設けられている（通常従来通り）。この壁13及び内視鏡10は主に金属によって形成されている。

【0021】

図2に示されるように、手術器具20の先端21が手術ダクト12の基端15から現れるまで、手術ダクト12の先端14内に手術器具20が挿入されてもよい。この位置で、手術器具20の先端21は、内視鏡10のレンズ系11の視野内に配置される。

【0022】

本明細書に示される手術器具20は、例えば独国特許発明第41 39 029号明細書又は米国特許第5, 207, 675号明細書から良く知られるようなAPCプローブである。そのようなプローブはルーメン23を有しており、このルーメン23を経由してガス源28からの不活性ガスが供給されてもよい。ルーメン23の内側には電極24が配置されており、この電極24の基端部はHF外科用器械に対して接続されている。使用時、この手術器具20は、ユーザが手術器具20の先端21を凝固される組織に近づけることができるように、図2に示されるような位置になければならない。したがって、この手術に備えるためには、手術ダクト12内での手術器具20の位置を決定するとともに、手術器具20及びその先端21が手術位置に位置して内視鏡10のレンズ系11により観察できるように手術器具20の位置を調整する必要がある。

20

【0023】

図1に示される本発明の実施形態の場合、手術器具20と手術ダクト12を有する内視鏡10とを備えるシステムの電気的特性は、必要とされる測定値を生成するために使用される。ここで、一方側の手術器具20の電極24及び他方側の手術ダクトの（導電）壁13は測定ブリッジ31に含められており、測定ブリッジ31は、一方側でコンデンサC及び2つのレジスタRを経由した電圧降下を検出して評価装置40に供給され、また、ジェネレータ30からの所定の（低い）電圧を有する高周波信号（300kHz）が他方側を経由してシステムへ供給される。この場合、コンデンサCは、手術器具20が手術ダクト12内に十分に挿入される際にブリッジ31が釣り合わされるように選択されることが好ましい。無論、そのようなブリッジ回路の代わりに、オシレータ回路を使用することができ、その場合、図1からの測定点a, bが周波数決定（容量性）部材の接続点を表わし、それらの共振周波数が測定される。PLL素子を有する同様の回路が図3に示されており、PLL素子の出力信号（同調周波数に対応する）は評価回路40へ供給される。

30

40

【0024】

評価回路40は、手術器具20が手術ダクト12内にわたって挿入される距離に対応する測定信号を生成する。表示装置41及び必要に応じてラウドスピーカ42がディスプレイとしての機能を果たし、その場合、そのピッチが手術ダクト12内への手術器具20の挿入深さに対応する音響可聴信号が生成されるようになっていてもよい。このとき、（図2に示されるように）手術器具20の先端21が手術ダクト12の先端14から突出し始めると、電極24と内視鏡10及び手術ダクト12の壁13との間のキャパシタンスが変化しなくなり、それにより、術者は手術ダクト12からの先端21の出現を容易に観察す

50

ることができる。

【 0 0 2 5 】

ここで、強調すべきことは、本目的を達成するために多数の電氣的測定が可能であるということである。例えば、システムは、それ自体周知の方法で市販の測定器具によりその長さを測定できる損失の多い伝送ラインとして理解される内視鏡 1 0 及び手術器具 2 0 を備えることができる。

【 0 0 2 6 】

図 4 に示される本発明の実施形態の場合には、音響測定システムが設けられている。このシステムは、手術ダクト 1 2 の基端 1 5 に接続され且つジェネレータ 3 0 から可聴信号が供給される電子音響変換器又はラウドスピーカ 3 3 を含んでいる。可聴信号は、適当な電気機械変換器、例えばマイクロホン 3 2 によって検出され、マイクロホン（プローブマイクロホンについて言えば）には、手術器具 2 0 のルーメン 2 3 が直列接続されている。変換器 3 2 の出力信号は、適切な信号調整後、先と同様に評価回路 4 0 に対して供給される。音声レベルにより、先端 2 1 が手術ダクト 1 2 内に位置している場所、及び、特に先端が手術ダクト 1 2 の先端 1 4 から突出しているかどうか確かめられてもよい。これは、この範囲で、検出できる音圧が急に減少するからである。無論、ここでは、2つの音響変換器 3 2 , 3 3 を交換することができ、それにより、音響信号を手術器具 2 0 のルーメン 2 3 内に供給することができ、また、手術ダクト 1 2 の先端 1 5 で音圧を測定することができる。

【 0 0 2 7 】

本明細書では図示しない本発明の更なる代替の実施形態の場合、手術器具 2 0 が挿入された状態の手術ダクト 1 2 の音響特性が決定される。これは、例えば、音響インピーダンスを決定することにより行なわれてもよく、音響インピーダンスは、変換器 3 3 における図 4 に係る構成の場合に得られ且つ手術ダクト 1 2 内の手術器具 2 0 の侵入深さに依存する。また、同様に、手術ダクト 1 2 の内側の音響共振周波数を決定することもでき、この音響共振周波数も手術器具 2 0 の侵入深さに依存している。つまり、音響測定は前述した電氣的測定と同様に行なわれ、一方で、手術器具 2 0 及び手術ダクト 1 2 を備えるシステム内の相互作用が決定される。

【 0 0 2 8 】

図 5 に示される本発明の代替の実施形態の場合には、「静的」圧力が決定され、この静的圧力は、圧力源 3 4 によって生成され、手術ダクト 1 2 の基端 1 5 内に供給されるとともに、手術器具 2 0 のルーメン 2 3 を経由して手術器具 2 0 の基端 2 2 の圧力センサ 4 3 へ伝えられて測定される。その後、測定信号は、先と同様に評価装置 4 0 に対して供給される。圧力センサ 4 3 で現われる圧力は、手術器具 2 0 の先端 2 1 のガス圧に対応しており、一方、手術器具のルーメン 2 3 は、このルーメン 2 3 をアルゴンガス源 2 8 に対して接続するバルブ 2 9（図 1 参照）によって閉じられる。あるいは、圧力源 3 4 を手術ダクト 1 2 に対して接続する代わりに、別個のダクトを経由して、内視鏡 1 0 が挿入される体腔へガスを供給（例えば吸入）することもできる。手術器具 2 0 は、その後、先端 2 1 が手術ダクト 1 2 の先端 1 4 から現われるときに、基端で開口する手術ダクト 1 2 を用いて最大圧を測定する。これは、圧力降下（手術ダクト内の流通に起因する）がもはや起こらないからである。

【 0 0 2 9 】

本明細書に示される構成又は本明細書に示されるプロセスの適用は、手術器具 2 0 の周辺機器の自動制御（例えば、A P C プローブとして構成される手術器具 2 0 のルーメン 2 3 へ不活性ガスを供給するバルブ 2 9 を制御する）において特に有利である。この場合、手術器具 2 0 の先端 2 1 が手術ダクト 1 2 から十分大きな量だけ現われると、バルブ 2 9 が別個の信号によって解放されて開く（図 2 及び関連説明を参照）。

【 0 0 3 0 】

本発明の基本的な原理は、内視鏡 1 0 の手術ダクト 1 2 及び挿入される手術器具 2 0 がトータルシステムとして見なされるという旨の前述した説明から生じ、それにより、測定

10

20

30

40

50

信号を生成する際に２つの部品間の相互作用を利用できる。

【図面の簡単な説明】

【００３１】

【図１】手術器具が部分的に挿入された内視鏡及び周辺機器の非常に簡略化された図である。

【図２】その手術ダクトの先端から手術器具が突出する内視鏡の端部断面図である。

【図３】図１に係る装置の部分回路である。

【図４】音響測定器を有する本発明の更なる実施形態である。

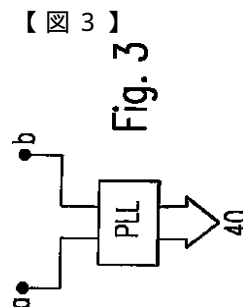
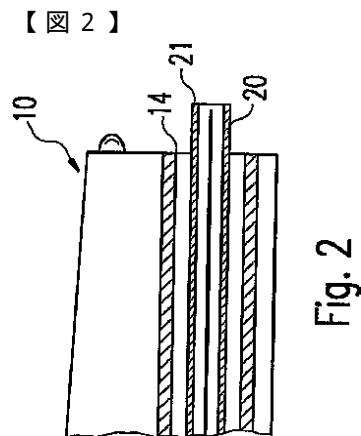
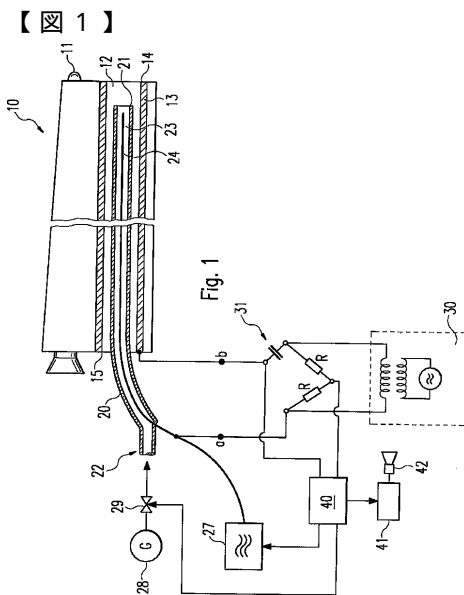
【図５】空気圧測定器を有する本発明の更なる実施形態である。

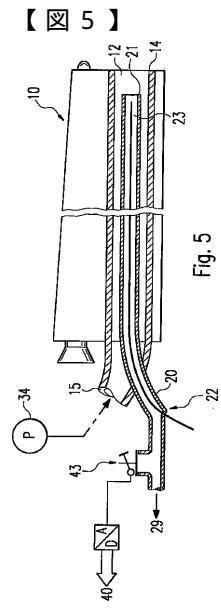
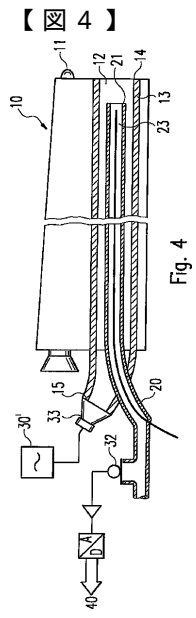
【符号の説明】

10

【００３２】

１０…内視鏡、１１…レンズ系、１２…手術ダクト、１３…手術ダクト壁、１４…先端、１５…基端、２０…手術器具、２１…先端、２２…基端、２３…ルーメン、２４…電極、２７…ＨＦ機器、２８…ガス源、２９…バルブ、３０…ジェネレータ、３１…測定ブリッジ、３２…マイクロホン、３３…ラウドスピーカ、３４…圧力源、４０…評価装置、４１…ディスプレイ（又は表示）装置、４２…ラウドスピーカ、４３…圧力センサ。





---

フロントページの続き

(72)発明者 フォイグトランダー, マティアス  
ドイツ, 72072 テューピングエン, フランゾシシェ アリー 17

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特表2001-500749(JP, A)  
特開平07-095969(JP, A)  
米国特許出願公開第2003/0040737(US, A1)  
特開昭64-002632(JP, A)  
特表2001-524844(JP, A)  
特開平11-313894(JP, A)  
米国特許第06705319(US, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00

A61B 1/00

A61B 17/34

A61B 8/12