

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-120577

(P2012-120577A)

(43) 公開日 平成24年6月28日(2012.6.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 1/372 (2006.01)	A 6 1 N 1/372	4 C O 5 3
A 6 1 N 1/05 (2006.01)	A 6 1 N 1/05	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-271591 (P2010-271591)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成22年12月6日 (2010.12.6)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
		(74) 代理人	100106909
			弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

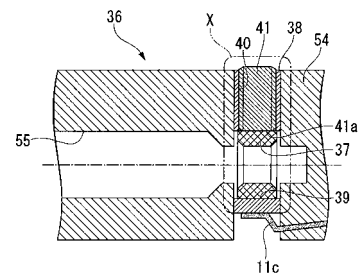
(54) 【発明の名称】 医療機器用コネクタおよび電気治療装置

(57) 【要約】

【課題】リード線の端子が抜去できなくなることを防止しつつリード線の端子を確実に固定できる医療機器用コネクタおよび電気治療装置および電気治療装置を提供すること。

【解決手段】端子を内部に挿通可能なリングスリーブ37と、リングスリーブ37の外径と略同径の内径を有する貫通孔39、および貫通孔39の内面に開口されたネジ孔40が形成され、信号線11cが外面に固定された導体からなり、貫通孔39の内部に前記リングスリーブ37が配置された支持体38と、ネジ孔40にねじ込まれ、リングスリーブ37の外面に当接可能な先端部41aを有するネジ41と、端子が挿通可能でありリングスリーブ37の外径より小さな内径の差込口55が形成され、貫通孔39の中心軸線が差込口55の中心軸線と略同軸となるように支持体38を保持する絶縁体からなるハウジング54と、を備える。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内の組織に電気刺激を伝達するリード線の端子と体内植え込み型の電気治療装置とを接続するための医療機器用コネクタであって、

前記端子を内部に挿通可能なリングスリーブと、

前記リングスリーブの外径と略同径の内径を有する貫通孔、および前記貫通孔の中心軸線と交差する方向に延び前記貫通孔の内面に開口されたネジ孔が形成され、前記リード線に電気信号を出力するための信号線が外面に固定された導体からなり、前記貫通孔の内部に前記リングスリーブが配置された支持体と、

前記ネジ孔にねじ込まれ、前記リングスリーブの外面に当接可能な先端部を有するネジと、

前記端子が挿通可能であり前記リングスリーブの外径より小さな内径の差込口が形成され、前記貫通孔の中心軸線が前記差込口の中心軸線と略同軸となるように前記支持体を保持する絶縁体からなる保持枠と、

を備え、

前記ネジを前記ネジ孔にねじ込むことにより前記ネジの先端部によって前記リングスリーブが変形し、前記差込口から差し込まれた前記端子の外面に前記リングスリーブの内周面の少なくとも一部が押し付けられることを特徴とする医療機器用コネクタ。

【請求項 2】

前記端子は、互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、

前記リングスリーブは、

前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部が内部に配置される第一スリーブと、

前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第二接点部が内部に配置される第二スリーブと、

を有し、

前記支持体は、

前記貫通孔および前記ネジ孔を有し前記第一スリーブが配置された第一支持体と、

前記貫通孔および前記ネジ孔を有し前記第二スリーブが配置された第二支持体と、

を有し、

前記ネジは、

前記第一支持体のネジ孔に配置された第一ネジと、

前記第二支持体のネジ孔に配置された第二ネジと、

を有し、

前記第一支持体には、前記信号線であって前記電気信号のうち第一電気信号を送受信するための第一信号線が固定され、

前記第二支持体には、前記信号線であって前記電気信号のうち前記第一電気信号と異なる第二電気信号を送受信するための第二信号線が固定されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器用コネクタ。

【請求項 3】

前記端子は互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、

前記リングスリーブは、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか一方が内部に配置されるように 1 つ設けられ、

前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか他方の外面に接触可能な導電性弾性ゴム部材、および前記導電性弾性ゴム部材を内部に収容可能な貫通孔を有しているとともに前記電気信号とは異なる第二電気信号を前記第二接点部を介して前記リード線に出力するための第二信号線が外面に固定された導体からなる導通部材をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器用コネクタ。

【請求項 4】

前記端子は互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、

10

20

30

40

50

前記リングスリーブは、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか一方が内部に配置されるように１つ設けられ、

前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか他方の外面に接触可能な導電性弾性パネ部材、および前記導電性弾性パネ部材を内部に収容可能な貫通孔を有しているとともに前記電気信号とは異なる第二電気信号を前記第二接点部を介して前記リード線に出力するための第二信号線が外面に固定された導体からなる導通部材をさらに備える、ことを特徴とする請求項１に記載の医療機器用コネクタ。

【請求項５】

請求項１から４のいずれか一項に記載の医療機器用コネクタを備える電気治療装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医療機器用コネクタおよび電気治療装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、体内に留置されて疾病の治療や予防に使用される様々な医療機器が知られている。このような医療機器の例として、体内に植え込まれ、生体組織に電気信号や電気刺激を与えることで検査や治療等を行う電気治療装置がある。このような体内植え込み型の電気治療装置は、電気治療装置の本体内部に設けられた信号発生部で電気信号が発せられ、体内に留置された電極等にリード線等を介して送られる。

20

【０００３】

一般的に、電気治療装置の本体とリード線とは、体内で互いが外れないように確実に固定されている。さらに、例えば電気治療装置の電池が消耗した場合にリード線を体内に留置したまま本体を交換したり、使用中のリード線を患者の体格に適合した新たなリード線に交換したり、経年劣化や人体の繰り返し運動などによるリード線の疲労破壊を防いだりする目的で、電気治療装置の本体とリード線とは単純な作業で着脱できるようになっている。

【０００４】

たとえば特許文献１には、電気治療装置（心臓刺激装置）の本体とリード線とを着脱可能に接続するためのリード線コネクタが記載されている。特許文献１に記載のコネクタは、第１の孔を有する第１の部材と、第２の孔を有する第２の部材とが、第１の孔と第２の孔とが略同軸状に揃うように配置されており、第２の部材が、第１の部材に対して第２の孔の径方向にずれることにより、それぞれがリード線の端子（コネクタピン）の外面に摩擦的に噛み合っ

30

て、リード線の端子を固定することができるようになっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特表平９－５０７４０２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【０００６】

しかしながら、特許文献１に記載のコネクタでは、第２の部材を第１の部材に対してずらしたときにリード線の端子の外面にかかる外力によって、端子が変形したり、端子の外面が傷ついたりする可能性がある。端子が変形したり、端子の外面が傷ついたりした場合には、コネクタから端子を抜去するのが困難になり、電気治療装置のリード線あるいは本体を交換できなくなるおそれがある。

【０００７】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、リード線の端子が抜去できなくなることを防止しつつリード線の端子を確実に固定できる医療機器用コネクタおよび電気治療装置を提供することである。

50

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の医療機器用コネクタは、体内の組織に電気刺激を伝達するリード線の端子と体内植え込み型の電気治療装置とを接続するための医療機器用コネクタであって、前記端子を内部に挿通可能なリングスリーブと、前記リングスリーブの外径と略同径の内径を有する貫通孔、および前記貫通孔の中心軸線と交差する方向に延び前記貫通孔の内面に開口されたネジ孔が形成され、前記リード線に電気信号を出力するための信号線が外面に固定された導体からなり、前記貫通孔の内部に前記リングスリーブが配置された支持体と、前記ネジ孔にねじ込まれ、前記リングスリーブの外面に当接可能な先端部を有するネジと、前記端子が挿通可能であり前記リングスリーブの外径より小さな内径の差込口が形成され、前記貫通孔の中心軸線が前記差込口の中心軸線と略同軸となるように前記支持体を保持する絶縁体からなる保持枠と、を備え、前記ネジを前記ネジ孔にねじ込むことにより前記ネジの先端部によって前記リングスリーブが変形し、前記差込口から差し込まれた前記端子の外面に前記リングスリーブの内周面の少なくとも一部が押し付けられることを特徴とする医療機器用コネクタである。

10

【0009】

また、前記端子は、互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、前記リングスリーブは、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部が内部に配置される第一スリーブと、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第二接点部が内部に配置される第二スリーブと、を有し、前記支持体は、前記貫通孔および前記ネジ孔を有し前記第一スリーブが配置された第一支持体と、前記貫通孔および前記ネジ孔を有し前記第二スリーブが配置された第二支持体と、を有し、前記ネジは、前記第一支持体のネジ孔に配置された第一ネジと、前記第二支持体のネジ孔に配置された第二ネジと、を有し、前記第一支持体には、前記信号線であって前記電気信号のうち第一電気信号を送受信するための第一信号線が固定され、前記第二支持体には、前記信号線であって前記電気信号のうち前記第一電気信号と異なる第二電気信号を送受信するための第二信号線が固定されていてもよい。

20

【0010】

また、前記端子は互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、前記リングスリーブは、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか一方が内部に配置されるように1つ設けられ、前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか他方の外面に接触可能な導電性弾性ゴム部材、および前記導電性弾性ゴム部材を内部に収容可能な貫通孔を有しているとともに前記電気信号とは異なる第二電気信号を前記第二接点部を介して前記リード線に出力するための第二信号線が外面に固定された導体からなる導通部材をさらに備えていてもよい。

30

【0011】

また、前記端子は互いに絶縁された第一接点部および第二接点部を有し、前記リングスリーブは、前記端子が前記差込口から差し込まれたときに前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか一方が内部に配置されるように1つ設けられ、前記第一接点部と前記第二接点部とのいずれか他方の外面に接触可能な導電性弾性パネ部材、および前記導電性弾性パネ部材を内部に収容可能な貫通孔を有しているとともに前記電気信号とは異なる第二電気信号を前記第二接点部を介して前記リード線に出力するための第二信号線が外面に固定された導体からなる導通部材をさらに備えていてもよい。

40

【0012】

また、本発明の電気治療装置は、本発明の医療機器用コネクタを備えることを特徴とする電気治療装置である。

【発明の効果】

【0013】

本発明の医療機器用コネクタおよび電気治療装置によれば、リード線の端子の外面に傷

50

がついたり端子が変形したりするのを防止することができ、これにより、リード線の端子が抜去できなくなることを防止しつつリード線の端子を確実に固定できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す斜視図である。

【図2】(A)は、同電気治療装置におけるペーシングリードの構成を示す斜視図、(B)は、同ペーシングリードの模式的な断面図である。

【図3】同電気治療装置における除細動電極の一部の構成を示す斜視図である。

【図4】同電気治療装置の本体を示す正面図である。

10

【図5】図4のA-A線における断面図である。

【図6】図5のB-B線における断面図である。

【図7】図6の一部を拡大して示す部分断面図である。

【図8】図4のC-C線における断面図である。

【図9】図8のD-D線における断面図である。

【図10】同電気治療装置の使用時における医療機器用コネクタの作用を説明するための模式図である。

【図11】同電気治療装置の使用時における医療機器用コネクタの作用を説明するための模式図である。

【図12】本発明の第2実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す図で、図8のD-D線と同様の断面指示線で断面視した図である。

20

【図13】図12において符号Yで示す部分の部分断面図である。

【図14】同実施形態の変形例の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す図で、図8のD-D線と同様の断面指示線で断面視した図である。

【図15】本発明の第3実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す図で、図8のD-D線と同様の断面指示線で断面視した図である。

【図16】図15において符号Zで示す部分の部分断面図である。

【図17】本発明の医療機器用コネクタにおける各スリーブの他の構成例を示す斜視図である。

【図18】本発明の医療機器用コネクタにおける各スリーブのさらに他の構成例を示す斜視図である。

30

【図19】本発明の医療機器用コネクタにおける各スリーブのさらに他の構成例を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

(第1実施形態)

本発明の第1実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置について説明する。

一般に、たとえば不整脈などの心疾患は、心臓の電気生理学的特性の欠陥の結果として、心房または心室に発生する。このような心疾患を治療する目的で、電気エネルギーを用いて心房または心室を刺激する治療を行うことがある。本実施形態の電気治療装置は、このような治療に好適に使用できるものであり、具体的には、体内に留置して心臓のペーシング及び除細動を行う植込み型除細動器(Implantable Cardioverter Defibrillator, ICD)である。

40

【0016】

図1は、本実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す斜視図である。

図1に示すように、電気治療装置1は、心臓100に取り付けられるペーシングリード10および除細動電極20と、心臓100に対するペーシングおよび除細動のための電気エネルギーを発生する本体30とを備える。

【0017】

図2(A)は、電気治療装置1におけるペーシングリード10の構成を示す斜視図であ

50

る。図 2 (B) は、ペースングリード 1 0 の模式的な断面図である。

図 2 (A) に示すように、ペースングリード 1 0 は、長尺な被覆線 1 1 と、被覆線 1 1 の先端に設けられた電位センサー 1 2 およびペースング電極 1 3 と、被覆線 1 1 の基端に設けられた双極端子 1 4 とを備える。

【 0 0 1 8 】

図 2 (B) に示すように、被覆線 1 1 は、2 つの信号線 (信号線 1 1 a、信号線 1 1 b) が絶縁皮膜で覆われて形成されている。信号線 1 1 a と信号線 1 1 b とは互いに絶縁されている。信号線 1 1 a の先端は、電位センサー 1 2 に接続されている。信号線 1 1 a の基端は、双極端子 1 4 における後述する第一接点部 1 5 に接続されている。信号線 1 1 b の先端は、ペースング電極 1 3 に接続されている。信号線 1 1 b の基端は、双極端子 1 4 における後述する第二接点部 1 6 に接続されている。

10

【 0 0 1 9 】

図 1 に示すように、電位センサー 1 2 は、電気治療装置 1 の使用時に心臓 1 0 0 内の適切な位置に配置されるセンサー電極であり、心臓 1 0 0 を拍動させるための活動電位を検出し、本体 3 0 に設けられた後述する制御回路 3 3 に電気信号 (第一電気信号) を入力するものである。

【 0 0 2 0 】

ペースング電極 1 3 は、心臓 1 0 0 内の適切な位置に固定あるいは係止される電極であり、ペースングのために本体 3 0 が発する電気信号 (第二電気信号) を心臓 1 0 0 に供給できるようになっている。

20

【 0 0 2 1 】

双極端子 1 4 は、被覆線 1 1 の一端に固定されており、本体 3 0 に設けられた後述するコネクタユニット 3 4 (図 1 参照) に差し込み接続可能で互いに絶縁された 2 つの接点部 (第一接点部 1 5、第二接点部 1 6) を有する。

図 2 (A) および図 2 (B) に示すように、第一接点部 1 5 は、双極端子 1 4 の突出端として形成された円柱状の導体である。第二接点部 1 6 は、円筒状の導体であり、第一接点部 1 5 よりも被覆線 1 1 に近い位置に、第一接点部 1 5 と同軸に配置されている。第二接点部 1 6 の外径は、第一接点部 1 5 の外径よりも大きい。第二接点部 1 6 の内部には、上述の第一接点部 1 5 に接続される信号線 1 1 a が通されている。

【 0 0 2 2 】

30

図 2 (A) に示すように、双極端子 1 4 の中心軸線方向において第一接点部 1 5 と第二接点部 1 6 との間には、可撓性を有する絶縁部材 1 7 が設けられている。絶縁部材 1 7 は、外面の一部が後述する差込口 5 5 (図 1 参照) の内寸より僅かに大きく円板状に張り出した筒状の部材であり、第一接点部 1 5 および第二接点部 1 6 と同軸をなしている。絶縁部材 1 7 は、例えばゴム等によって形成されている。絶縁部材 1 7 が設けられていることによって、双極端子 1 4 の使用時に第一接点部 1 5 と第二接点部 1 6 とが導通することを防止できる。

【 0 0 2 3 】

双極端子 1 4 の中心軸線方向において、第二接点部 1 6 と被覆線 1 1 との間には、可撓性を有する水密部材 1 8 が設けられている。水密部材 1 8 は、外面の一部が後述する差込口 5 5 (図 1 参照) の内寸より僅かに大きく円板状に張り出した筒状の部材であり、例えばゴム等によって形成されている。水密部材 1 8 を弾性変形させつつ差込口 5 5 の内部に挿入することによって、水密部材 1 8 は双極端子 1 4 と差込口 5 5 との間の隙間を埋めることができるようになっている。

40

【 0 0 2 4 】

なお、双極端子 1 4 の形状は、例えば I S O などの規格によって規定された形状を適宜採用することができる。本実施形態では、双極端子 1 4 の形状として、I S O 5 8 4 1 - 3 : 2 0 0 0 の I S - 1 として規定された形状を採用している。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、電気治療装置 1 における除細動電極 2 0 の一部の構成を示す斜視図である。

50

図 1 および図 3 に示すように、除細動電極 20 は、電気治療装置 1 の使用時に心臓 100 の心外膜上に固定されるものであり、心室に対して所定の電気刺激を与えるための電極である。除細動電極 20 は、同一の構造を有する第一電極 21 および第二電極 22 と、第一電極 21 と第二電極 22 とにそれぞれ接続された導線を有する除細動リード 23 とを備える。

図 1 に示すように、第一電極 21 は、右室側の心外膜上に設置され、第二電極 22 は、第一電極 21 と心臓 100 を挟んで対向するように、左室側の心外膜上に設置される。

【0026】

図 3 に示すように、除細動リード 23 は、第一電極 21 および第二電極 22 に接続された導線が絶縁性の被覆材によって被覆された被覆線 24 と、第一電極 21 および第二電極 22 が接続された側の端と反対側の端において導線に接続されコネクタユニット 34 に差し込み接続可能な単極端子 25 を有している。

【0027】

単極端子 25 は、突出端 25a 側と被覆線 24 側とのうち突出端 25a 側が相対的に小径である略円柱状に形成された導体である。単極端子 25 の外面のうち、突出端側に形成された小径な部分は、単極端子 25 をコネクタユニット 34 と電気的かつ機械的に接続するための接点部 26 となっている。

【0028】

図 1 に示すように、本体 30 は、中空に形成された筐体 31 と、筐体 31 に固定されたコネクタユニット 34 とを備える。

筐体 31 の内部には、電源としての電池 32 と、体内の組織に電気的刺激を与えるための駆動波形を生成する制御回路 33 とが収容されている。また、筐体 31 には、コネクタユニット 34 に向けられた面に貫通孔が形成され、この貫通孔に後述する気密端子 56 が取り付けられている。

【0029】

筐体 31 は、生体適合性が高い材料によって形成されている。具体的には、筐体 31 の材料としては、チタンやタンタル、ステンレス鋼、あるいはこれらの合金を挙げることができる。また、本実施形態では、筐体 31 は導体からなり、電気治療装置 1 の制御回路 33 のグラウンド電位と同電位となるように制御回路 33 と電気的に接続されている。

【0030】

制御回路 33 は、電位センサー 12 からの電気信号（第一電気信号）に基づいて心電図を検出する検出回路、心電図に基づいて心臓 100 の状態を判定する判定回路、判定回路における判定に基づいてペースング電極 13 にペースングのための電気信号（第二電気信号）を出力する第一の出力部、電気エネルギーを蓄えるコンデンサ、コンデンサからの電気エネルギーを放出して除細動電極 20 に対して電気エネルギーを出力する除細動駆動回路等の各種構成（いずれも不図示）を内部に備える。

【0031】

図 4 は、電気治療装置 1 における本体 30 の正面図である。

図 1 および図 4 に示すように、コネクタユニット 34 は、複数の医療機器用コネクタ 35（単極コネクタ 36、双極コネクタ 42）と、単極端子 25 および双極端子 14 を差し込むための差込口 55 が形成されたハウジング 54 と、ハウジング 54 と筐体 31 との気密を維持しつつ医療機器用コネクタ 35 と制御回路 33 とを導通させる気密端子 56 とを備える。また、本実施形態では、コネクタユニット 34 は、単極コネクタ 36 および双極コネクタ 42 と、気密端子 56 とからなる入出力システムを 2 系統有しており、2 系統の入出力システムは互いに独立して動作できるように構成されている。以下では、2 系統のうちの 1 系統についてのみ説明するが、他方の入出力システムについてもその構成、作用、および効果は同様である。

【0032】

医療機器用コネクタ 35 は、除細動リード 23 の単極端子 25 を接続可能な単極コネクタ 36 と、ペースングリード 10 の双極端子 14 を接続可能な双極コネクタ 42 とを備え

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 3 3 】

図 5 は、図 4 の A - A 線における断面図である。図 6 は、図 5 の B - B 線における断面図である。図 7 は、図 6 において符号 X で示す部分を拡大して示す部分断面図である。

図 4 ないし図 6 に示すように、単極コネクタ 3 6 は、単極端子 2 5 を内部に挿通可能なリングスリーブ 3 7 と、支持体 3 8 と、ネジ 4 1 と、ハウジング 5 4 の一部として形成された保持枠とを備える。

【 0 0 3 4 】

リングスリーブ 3 7 は、円筒形状に形成された導体であり、単極端子 2 5 (図 3 参照) の接点部 2 6 に接触して支持体 3 8 と単極端子 2 5 とを導通させる目的で設けられたものである。リングスリーブ 3 7 の内径は、接点部 2 6 の外径よりもわずかに大きく、リングスリーブ 3 7 の内面のうちリングスリーブ 3 7 の中心軸線方向の両端は面取りされている。

10

【 0 0 3 5 】

本実施形態では、リングスリーブ 3 7 は、弾性変形可能であって厚さが 0 . 3 mm 以下の金属パイプによって形成されている。リングスリーブ 3 7 は、電気治療装置 1 の使用時に体内臓器に直接触れたり体液が接触したりする可能性が低い部材ではあるが、体内に留置可能な生体適合性が高い材質からなることが好ましい。本実施形態では、リングスリーブ 3 7 は、ステンレス鋼によって形成されている。

【 0 0 3 6 】

20

図 5 および図 6 に示すように、支持体 3 8 は、リングスリーブ 3 7 の外径と略同径の内径を有する貫通孔 3 9 と、貫通孔 3 9 の中心軸線と交差する方向に延び支持体 3 8 の外面と貫通孔 3 9 の内面とにそれぞれ開口されたネジ孔 4 0 とが形成された導体である。また、支持体 3 8 は、貫通孔 3 9 の中心軸線が差込口 5 5 の中心軸線と同軸となり、ネジ孔 4 0 がハウジング 5 4 の外部に露出するようにハウジング 5 4 に固定されている。

支持体 3 8 の外面には、除細動リード 2 3 を通じて除細動電極 2 0 へ電気エネルギーを出力するための信号線 1 1 c の一端がレーザー溶接によって固定されている。なお、信号線 1 1 c の他端は気密端子 5 6 (図 1 参照) にレーザー溶接によって接続されている。また、貫通孔 3 9 の内部にはリングスリーブ 3 7 が僅かな隙間を空けて挿入されている。さらに、ネジ孔 4 0 には、リングスリーブ 3 7 の外面に当接可能な先端部 4 1 a を有するネジ 4 1 がねじ込まれている。

30

【 0 0 3 7 】

図 7 に示すように、ネジ 4 1 は、例えば六角ボルトによって締め付ける六角穴付き止めネジである。ネジ 4 1 の材質としては、生体適合性が高い材質であることが好ましく、たとえばステンレス鋼やチタン、あるいはチタン合金などを採用することができる。ネジ 4 1 の材料として金属を採用した場合には、たとえばネジ 4 1 を強く締めすぎた場合でもネジ 4 1 の破片が飛散することがないので安全性が高い。

なお、ネジ 4 1 の形状はこれに限られず、六角穴付き止めネジ以外の公知の構造のネジを適宜採用することができる。たとえば、マイナスドライバーによって締め付け可能なすりわり付き止めネジなどを採用してもよい。

40

【 0 0 3 8 】

図 8 は、図 4 の C - C 線における断面図である。図 9 は、図 8 の D - D 線における断面図である。

図 4、図 5、図 8 および図 9 に示すように、双極コネクタ 4 2 は、双極端子 1 4 を内部に挿通可能なリングスリーブ 4 3 (第一スリーブ 4 4、第二スリーブ 4 5) と、第一支持体 4 6 および第二支持体 5 0 と、第一ネジ 4 9 および第二ネジ 5 3 と、ハウジング 5 4 の一部として形成された保持枠とを備える。

【 0 0 3 9 】

図 5 および図 9 に示すように、第一スリーブ 4 4 は、円筒形状に形成された導体であり、図 2 (A) に示す双極端子 1 4 が差し込まれたときに第一接点部 1 5 が内部に配置され

50

るようになっている。第一スリーブ４４の内径は、第一接点部１５の外径よりもわずかに大きく、第一スリーブ４４の内面のうち第一スリーブ４４の中心軸線方向の両端は面取りされている。

【００４０】

図８および図９に示すように、第二スリーブ４５は、円筒形状に形成された導体であり、図２（Ａ）に示す双極端子１４が差し込まれたときに第二接点部１６が内部に配置されるようになっている。第二スリーブ４５の内径は、第二接点部１６の外径よりもわずかに大きく、第二スリーブ４５の内面のうち第二スリーブ４５の中心軸線方向の両端は面取りされている。

【００４１】

第一スリーブ４４と第二スリーブ４５とは、電気治療装置１の使用時に体内臓器に直接触れたり体液が接触したりする可能性が低い部材ではあるが、何れも体内に留置可能な生体適合性が高い材質からなることが好ましい。本実施形態では、第一スリーブ４４および第二スリーブ４５は、ステンレス鋼によって形成されている。

【００４２】

図５および図９に示すように、第一支持体４６は、第一スリーブ４４の外径よりも僅かに大きな内径を有する第一貫通孔４７と、第一貫通孔４７の中心軸線と交差する方向に延び第一支持体４６の外表面と第一貫通孔４７の内面とにそれぞれ開口された第一ネジ孔４８とが形成された導体である。また、第一支持体４６は、第一貫通孔４７の中心軸線が差込口５５の中心軸線と同軸となり、第一ネジ孔４８がハウジング５４の外部に露出するようにハウジング５４に固定されている。

【００４３】

第一支持体４６の外表面には、ペーシングリード１０の電位センサー１２から信号線１１ａを通じて出力された電気信号（第一電気信号）を図１に示す本体３０内の制御回路３３へ中継するための信号線１１ｄ（第一信号線）の一端がレーザー溶接によって固定されている。なお、信号線１１ｄの他端は、図１に示す気密端子５６にレーザー溶接によって接続されている。また、第一貫通孔４７の内部には第一スリーブ４４が僅かな隙間を空けて挿入されている。さらに、ネジ孔４０には、第一スリーブ４４の外表面に当接可能な先端部４９ａを有する第一ネジ４９がねじ込まれている。

第一ネジ孔４８および第一ネジ４９は、例えば上述のネジ孔４０およびネジ４１と同様の構成とすることができる。

【００４４】

図８および図９に示すように、第二支持体５０は、第二スリーブ４５の外径よりも僅かに大きな内径を有する第二貫通孔５１と、第二貫通孔５１の中心軸線と交差する方向に延び第二支持体５０の外表面と第二貫通孔５１の内面とにそれぞれ開口された第二ネジ孔５２が形成された導体である。また、第二支持体５０は、第二貫通孔５１の中心軸線が差込口５５の中心軸線と同軸となり、第二ネジ孔５２がハウジング５４の外部に露出するようにハウジング５４に固定されている。

【００４５】

第二支持体５０の外表面には、ペーシングリード１０（図２（Ｂ）参照）の信号線１１ｂを通じてペーシング電極１３にペーシングのための電気信号（第二電気信号）を出力するための信号線１１ｅ（第二信号線）の一端がレーザー溶接によって固定されている。なお、信号線１１ｅの他端は、図１に示す気密端子５６にレーザー溶接によって接続されている。第二支持体５０の第二貫通孔５１の内部には、第二スリーブ４５が僅かな隙間を空けて挿入されている。さらに、第二ネジ孔５２には、第二スリーブ４５の外表面に当接可能な先端部５３ａを有する第二ネジ５３がねじ込まれている。

【００４６】

本実施形態では、第二支持体５０に形成された第二ネジ孔５２は、単極コネクタ３６の支持体３８および双極コネクタ４２の第一支持体４６に形成されたネジ孔４０および第一ネジ孔４８と同形状となっており、ネジ４１および第一ネジ４９と同形同大の第二ネジ５

10

20

30

40

50

3が第二支持体50の第二ネジ孔52にねじ込まれている。なお、単極コネクタ36におけるネジ孔40およびネジ41の形状と、双極コネクタ42における第一ネジ孔48および第二ネジ孔52並びに第一ネジ49および第二ネジ53の形状とを互いに同形同大とすると、締め付け工具が1種類で済むので、取付作業を容易とすることができる。

【0047】

図5および図8に示すように、ハウジング54は、絶縁性を有しており、単極コネクタ36の支持体38と双極コネクタ42の第一支持体46および第二支持体50とを互いに絶縁状態で保持する保持枠として機能している。また、図6および図9に示すように、ハウジング54には、単極コネクタ36および双極コネクタ42にそれぞれ連通するための複数の差込口55が形成されている。

10

【0048】

また、電気治療装置1の使用時に使用されない差込口55には、図示しないキャップを取り付けることができるようになっている。このため、電気治療装置1の使用時には、ハウジング54内は水密状態とすることができる。本実施形態では、ハウジング54は、シリコンやポリウレタンなどの絶縁性があり、体内留置に際して問題がない生体適合性のある樹脂によって一体成型されている。

【0049】

図1に示すように、気密端子56は、ペースングのための第一電気信号および第二電気信号を送受信するための信号用リード57と、除細動のための電気エネルギーを出力するための電力用リード58と、信号用リード57および電力用リード58を絶縁状態で保持する保持部材59とを有している。気密端子56は、一端がハウジング54内に配置され、他端が筐体31内に配置されている。気密端子56の他端は、制御回路33に接続されている。

20

【0050】

以上に説明した構成の医療機器用コネクタ35および電気治療装置1の作用について説明する。図10および図11は、電気治療装置1の使用時における医療機器用コネクタ35の作用を説明するための模式図である。

【0051】

電気治療装置1の使用時には、図1に示すように、第一電極21および第二電極22は、処置の対象となる心臓100の左右の心室にそれぞれ取り付けられる。さらに、ペースングリード10は、心臓100右室に挿入され、電位センサー12およびペースング電極13が適切な位置に配置される。

30

ペースングリード10および除細動電極20を心臓100に取り付けた後、除細動リード23の単極端子25とペースングリード10の双極端子14とをそれぞれコネクタユニット34に固定する。

【0052】

除細動リード23の単極端子25をコネクタユニット34に固定するためには、まず、図1に示すように、単極端子25を差込口55に挿入する。図10に示すように、単極コネクタ36の支持体38に形成された貫通孔39の内面とリングスリーブ37の外表面との間、およびリングスリーブ37の内面と接点部26の外表面との間には、それぞれ僅かな隙間がある。このため、差込口55に単極端子25を挿入したときに、接点部26を容易にリングスリーブ37に挿入することができる。

40

【0053】

次に、単極端子25が差込口55から奥まで差し込まれた状態で、術者によってネジ41がネジ孔40にねじ込まれる。図11に示すように、ネジ41がねじ込まれると、ネジ41の先端部41aは、リングスリーブ37の外表面に当接する。ネジ41がさらにねじ込まれると、リングスリーブ37においてネジ41の先端部41aが当接した部分は径方向内側へと押圧される。

【0054】

筒状に形成されたリングスリーブ37において外面の一部の点P1が径方向内側へ押圧

50

されると、まず、リングスリーブ 37 は、リングスリーブ 37 をその中心軸線方向から見たときにその中心軸線を間に挟んでネジ 41 が当接した部分と反対側である点 P2 が支持体 38 の貫通孔 39 の内面に当接する。さらに、リングスリーブ 37 は、リングスリーブ 37 の径方向のうちネジ 41 の進行方向に直交する方向の寸法が広がるように潰される。このように、リングスリーブ 37 の外面は、支持体 38 の内面に押し付けられる。さらに、リングスリーブ 37 の内面のうち、ネジ 41 の先端部が当接した位置と厚さ方向で反対側にあたる点 P3 は、リングスリーブ 37 の径方向内側へ隆起するように変形し、接点部 26 の外面に押し付けられる。

【0055】

なお、図 10 および図 11 においては、理解を容易にするためにリングスリーブ 37 の変形量を誇張して図示している。実際には、支持体 38 と接点部 26 との間の隙間の大きさは、リングスリーブ 37 が僅かに移動できる程度の大きさである。このため、リングスリーブ 37 の変形量は、リングスリーブ 37 が弾性変形可能な範囲内の変形量になっている。すなわち、ネジ 41 をねじ込み、ネジ 41 の先端部 41a をリングスリーブ 37 に押し付けたときに、リングスリーブ 37 が塑性変形することはない。

【0056】

このように、ネジ 41 を締め付けることにより、接点部 26 とリングスリーブ 37 と支持体 38 とは互いに密着し、電氣的に接続されるとともに機械的に固定される。このとき、リングスリーブ 37 は、接点部 26 の外面に沿って接点部 26 を包み込むように変形し、接点部 26 の外面と面接触している。

【0057】

ベーシングリード 10 の双極端子 14 をコネクタユニット 34 に固定するためには、図 1 に示すように、双極端子 14 を差込口 55 に挿入する。挿入口から奥まで双極端子 14 が差し込まれると、双極端子 14 の第一接点部 15 は、双極コネクタ 42 における第二スリーブ 45 の内部を通過して第一スリーブ 44 に挿入される。また、このとき、双極端子 14 の第二接点部 16 は、双極コネクタ 42 の第二スリーブ 45 内に位置する。

双極端子 14 の固定時における双極コネクタ 42 の作用は、上述の単極端子 25 の固定時における単極コネクタ 36 の作用と共通している。以下、図 10、図 11 を援用して双極コネクタ 42 の作用を説明する。

【0058】

貫通孔 39 の内面と第一スリーブ 44 の外面との間、および第一スリーブ 44 の内面と第一接点部 15 の外面との間には、それぞれ僅かな隙間がある。同様に、貫通孔 39 の内面と第二スリーブ 45 の外面との間、および第二スリーブ 45 の内面と第二接点部 16 の外面との間には、それぞれ僅かな隙間がある。このため、差込口 55 に双極端子 14 を挿入したときに、第一接点部 15 および第二接点部 16 をそれぞれ容易に第一スリーブ 44 および第二スリーブ 45 に挿入することができる。

【0059】

次に、双極端子 14 が双極コネクタ 42 の奥まで差し込まれた状態で、第一ネジ 49 および第二ネジ 53 が術者によって締め付けられる。図 10 および図 11 に示すように、第一ネジ 49 および第二ネジ 53 が締め付けられることにより、単極端子 25 におけるリングスリーブ 37 および支持体 38 の作用と同様の作用により、双極端子 14 は、双極コネクタ 42 に電氣的に接続され、且つ双極コネクタ 42 に機械的に固定される。

【0060】

単極端子 25 および双極端子 14 がコネクタユニット 34 に固定されたら、除細動リード 23 およびベーシングリード 10 における余分な部分を本体 30 の外周に巻きつけるなどの適宜の処置をして、本体 30 を皮下に植え込む。本体 30 を植え込む位置は、必要に応じて適宜の位置とすることができる。たとえば、患者の胸部、上腹部、あるいは腋下などの皮下に本体 30 は植え込まれる。

以上で電気治療装置 1 の取り付けは終了する。

【0061】

図 1 に示すように電気治療装置 1 が心臓 100 に取り付けられた後、電気治療装置 1 の動作時には、電気治療装置 1 の制御回路 33 は、電位センサー 12 からの電位変化を示す第一電気信号を受け付けて記憶する。また、制御回路 33 は、患者の心臓 100 において頻脈あるいは徐脈などの異常が生じた場合にこれらの異常を判定し、ペースングのための第二電気信号をペースング電極 13 へ出力する。

【0062】

また、患者の心臓 100 において心室細動が生じた場合には、心室細動が生じていることを制御回路 33 が判定し、コンデンサに電気エネルギーを蓄え、この電気エネルギーを第一電極 21 および第二電極 22 へ出力する。

【0063】

電気治療装置 1 が患者の体内に植え込まれて使用されている間は、患者が体を動かしたり、心臓 100 が拍動したりすることにより、除細動リード 23 およびペースングリード 10 とコネクタユニット 34 との接続部分には振動が伝わる。本実施形態では、除細動リード 23 の単極端子 25 およびペースングリード 10 の双極端子 14 は、いずれもコネクタユニット 34 に対して機械的に固定されているので、これらの振動が伝わっても、除細動リード 23 の単極端子 25 およびペースングリード 10 の双極端子 14 がコネクタユニット 34 から外れることがない。

【0064】

次に、ペースングリード 10 あるいは除細動リード 23、またはその両方を本体 30 から取り外す場合についての本実施形態の医療機器用コネクタ 35 の作用を説明する。

例えば電気治療装置 1 の本体 30 の電池容量が低下した場合には、本体 30 を体外に取り出し、新たな本体 30 に取り替えることがある。このとき、術者は、皮下に植え込んだ本体 30 を取り出し、まず、単極コネクタ 36 におけるネジ 41 を緩める。すると、ネジ 41 を緩めたときには、リングスリーブ 37 は元の筒状（図 10 参照）に復元し、接点部 26 の締付が解かれる。また、接点部 26 の締付が解けたあとでは、支持体 38 の貫通孔 39 の内面とリングスリーブ 37 の外面との間の隙間の範囲内でリングスリーブ 37 は自由に動くので、術者は、単極端子 25 を挿入口から容易に抜くことができる。

【0065】

続いて、術者は、双極コネクタ 42 における第一ネジ 49 および第二ネジ 53 を緩める。すると、第一ネジ 49 を緩めたときには、第一スリーブ 44 は元の筒状に復元し、第一接点部 15 の締付が解かれる。また、第二ネジ 53 を緩めたときには、第二スリーブ 45 は元の筒状（図 10 参照）に復元し、第二接点部 16 の締付が解かれる。これにより、単極端子 25 と同様に、術者は双極端子 14 を容易に挿入口から抜くことができる。

【0066】

その後、新たな本体 30 に対して除細動リード 23 およびペースングリード 10 を固定する。固定方法については上述した初回の植え込み時と同様であるので省略する。

新たな本体 30 に対して除細動リード 23 およびペースングリード 10 が固定されたら、新たな本体 30 を皮下に植え込み、本体 30 の交換を終了する。

【0067】

以上説明したように、本実施形態の医療機器用コネクタ 35 および電気治療装置 1 によれば、リングスリーブ 37 の内面が隆起して接点部 26 に押し付けられるので、接点部 26 の外面にはリングスリーブ 37 の内面が面接触するようになっている。このため、接点部 26 の外面にネジ 41 などを直接当接させる場合と比較して、ネジ 41 を回転させることによって接点部 26 の外面が削られたり、接点部 26 のごく狭い領域に強い押圧力がかかって接点部 26 が変形したりするのを抑えることができる。これにより、単極端子 25 が挿入口から抜去できなくなることを防止しつつ単極端子 25 を単極コネクタ 36 に確実に固定できる。

双極コネクタ 42 についても同様の作用によって、双極端子 14 が挿入口から抜去できなくなることを防止しつつ双極端子 14 を双極コネクタ 42 に確実に固定できる。

【0068】

また、支持体 3 8 に形成された貫通孔 3 9 によってリングスリーブ 3 7 の変形量が規制されているので、ネジ 4 1 をねじ込む力が強すぎた場合であっても、接点部 2 6 が変形したり、接点部 2 6 の外面に傷が付くのを抑えることができるという効果を奏する。双極コネクタ 4 2 についても、第一支持体 4 6 に形成された第一貫通孔 4 7 および第二支持体 5 0 に形成された第二貫通孔 5 1 によって、同様の効果を奏する。

【 0 0 6 9 】

また、支持体 3 8 に形成された貫通孔 3 9 の内部にリングスリーブ 3 7 が挿入され、貫通孔 3 9 の内面とリングスリーブ 3 7 の外面との間に僅かに隙間があるので、単極コネクタ 3 6 を製造する上での公差や軸ズレや歪み等があっても、単極端子 2 5 を容易に抜き差しすることができるという効果を奏する。また、双極コネクタ 4 2 についても同様の効果を奏する。

10

【 0 0 7 0 】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置について説明する。図 1 2 は、本実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す図で、図 8 の D - D 線と同様の断面指示線で断面視した図である。図 1 3 は、図 1 2 において符号 Y で示す部分の斜視図である。

図 1 2 に示すように、本実施形態では、双極コネクタ 4 2 に代えて双極コネクタ 4 2 A を備える点において上述の第 1 実施形態と構成が異なっている。

双極コネクタ 4 2 A は、第 1 実施形態で説明した第二支持体 5 0 に代えて、第二ネジ孔 5 2 が形成されていない導通部材 5 0 A を有し、第二スリーブ 4 5 に代えて、導電性弾性ゴム部材 4 5 A を有する。

20

【 0 0 7 1 】

図 1 2 および図 1 3 に示すように、導通部材 5 0 A は、双極端子 1 4 の第二接点部 1 6 の外径より僅かに大きな内径を有する第二貫通孔 5 1 A が形成され、第二貫通孔 5 1 A の内面には、導電性弾性ゴム部材 4 5 A の外面が嵌合する溝が形成されている。第二貫通孔 5 1 A に形成された溝の内面と導電性弾性ゴム部材 4 5 A とは面接触している。導通部材 5 0 A は、第二支持体 5 0 と同様の材料によって形成されている。また、導通部材 5 0 A の外面には上述の信号線 1 1 e がたとえばレーザー溶接によって固定されている。

【 0 0 7 2 】

30

導電性弾性ゴム部材 4 5 A は、たとえば金属粉末を含むシリコンゴムなど、導電性と弾性を有するものであり、体内留置に際して問題がない生体適合性のある金属およびゴム材を適宜選択して採用することができる。導電性弾性ゴム部材 4 5 A は、ペーシングリード 1 0 の第二接点部 1 6 の外径より僅かに内径が小さい環状に形成されており、第二貫通孔 5 1 A の内部に収容されている。これにより、ペーシングリード 1 0 の双極端子 1 4 が挿入口から差し込まれたときに、導電性弾性ゴム部材 4 5 A の内面は、第二接点部 1 6 によって押し広げられ、第二接点部 1 6 の外面に密着するようになっている。

【 0 0 7 3 】

本実施形態では、導電性弾性ゴム部材 4 5 A が第二接点部 1 6 の外面に密着することによって、導通部材 5 0 A、導電性弾性ゴム部材 4 5 A、および第二接点部 1 6 が導通する。また、このとき、導電性弾性ゴム部材 4 5 A によって差込口 5 5 は水密にふさがれる。

40

【 0 0 7 4 】

さらに、本実施形態では、双極端子 1 4 のうち第一接点部 1 5 が第一ネジ 4 9 および第一スリーブ 4 4 によって固定されている。これにより、第一ネジ 4 9 を緩めない限り、双極端子 1 4 は双極コネクタ 4 2 から外れることがない。

また、第一ネジ 4 9 と第二ネジ 5 3 とをそれぞれ締め付ける必要があった上述の第 1 実施形態の双極コネクタ 4 2 と比較して、本実施形態ではより短時間で双極端子 1 4 の着脱をすることができる。このため、手術時間を短縮することができ、患者への負担を軽減できる。

【 0 0 7 5 】

50

また、弾性を有する導電性弾性ゴム部材 4 5 A 内に第二接点部 1 6 が挿入されるので、双極コネクタ 4 2 A を製造する上での公差や軸ズレや歪み等があっても、導電性弾性ゴム部材 4 5 A が弾性変形することによって公差や軸ズレや歪み等を吸収し、双極端子 1 4 を容易に抜き差しすることができるという効果を奏する。

【 0 0 7 6 】

(変形例)

次に、上述の第 2 実施形態の変形例について説明する。図 1 4 は、本変形例の医療機器用コネクタ 3 5 および電気治療装置 1 を示す図で、図 8 の D - D 線と同様の断面指示線で断面視した図である。

図 1 4 に示すように、本変形例では、双極コネクタ 4 2 に代えて双極コネクタ 4 2 B を備える点において上述の第 1 実施形態と構成が異なっている。

【 0 0 7 7 】

双極コネクタ 4 2 B は、第 1 実施形態で説明した第一支持体 4 6 に代えて、第一ネジ孔 4 8 が形成されていない導通部材 4 6 B を有し、第一スリーブ 4 4 に代えて、導電性ゴムによって形成された導電性弾性ゴム部材 4 4 B を有する。

【 0 0 7 8 】

導通部材 4 6 B は、双極端子 1 4 の第一接点部 1 5 の外径より僅かに大きな内径を有する第一貫通孔 4 7 B が形成され、第一貫通孔 4 7 B の内面には、導電性弾性ゴム部材 4 4 B の外面が嵌合する溝が形成されている。第一貫通孔 4 7 B に形成された溝の内面と導電性弾性ゴム部材 4 4 B とは面接触している。導通部材 4 6 B は、第一支持体 4 6 と同様の材料によって形成されている。また、導通部材 4 6 B の外面には上述の信号線 1 1 d がたとえばレーザー溶接によって固定されている。

【 0 0 7 9 】

導電性弾性ゴム部材 4 4 B は、ペーシングリード 1 0 の第一接点部 1 5 の外径より僅かに内径が小さい環状に形成されており、貫通孔 3 9 の内部に収容されている。これにより、ペーシングリード 1 0 の双極端子 1 4 が挿入口から差し込まれたときに、導電性弾性ゴム部材 4 4 B の内面は、第一接点部 1 5 によって押し広げられ、第一接点部 1 5 の外面に密着するようになっている。

【 0 0 8 0 】

本変形例では、双極端子 1 4 のうち第二接点部 1 6 が第二ネジ 5 3 および第二スリーブ 4 5 によって固定されている。これにより、第二ネジ 5 3 を緩めない限り、双極端子 1 4 は双極コネクタ 4 2 B から外れることがない。また、上述の第 2 実施形態で説明した双極コネクタ 4 2 A と同様に、本変形例の双極コネクタ 4 2 B は、第一ネジ 4 9 と第二ネジ 5 3 とを締め付ける必要があった上述の第 1 実施形態の双極コネクタ 4 2 と比較して、より短時間で双極端子 1 4 の着脱をすることができる。このため、手術時間を短縮することができ、患者への負担を軽減できる。

【 0 0 8 1 】

また、弾性を有する導電性弾性ゴム部材 4 4 B 内に第一接点部 1 5 が挿入されるので、双極コネクタ 4 2 B を製造する上での公差や軸ズレや歪み等があっても、導電性弾性ゴム部材 4 4 B が弾性変形することによって公差や軸ズレや歪み等を吸収し、双極端子 1 4 を容易に抜き差しすることができるという効果を奏する。

【 0 0 8 2 】

また、本変形例では、第一接点部 1 5 よりも外径が大きな第二接点部 1 6 において双極端子 1 4 のネジ止めによる固定を行っているので、ネジ止めによって第二接点部 1 6 にかかる力は、第一接点部 1 5 においてネジ止めする場合に第一接点部 1 5 にかかる力よりも分散される。このため、双極端子 1 4 が傷ついたり変形したりする可能性をより抑えることができる。

【 0 0 8 3 】

(第 3 実施形態)

次に、本発明の第 3 実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置について説明す

10

20

30

40

50

る。図 15 は、本実施形態の医療機器用コネクタおよび電気治療装置を示す図で、図 8 の D - D 線と同様の断面指示線で断面視した図である。図 16 は、図 15 において符号 Z で示す部分の部分断面図である。

図 15 に示すように、本実施形態では、双極コネクタ 42 に代えて双極コネクタ 42C を備える点において上述の第 1 実施形態と構成が異なっている。

双極コネクタ 42C は、第 1 実施形態で説明した第二支持体 50 に代えて、第二ネジ孔 52 が形成されていない導通部材 50C を有し、第二スリーブ 45 に代えて、導電性弾性バネ部材 45C を有する。

【0084】

導通部材 50C は、円筒形状に形成された導体からなり、導通部材 50C の外面には信号線 11e がたとえばレーザー溶接によって固定されている。導通部材 50C の内径は、ハウジング 54 に形成された差込口 55 の開口の内径よりも大きくなっている。また、差込口 55 の内面と導通部材 50C の内面との間には段差がある。

【0085】

図 15 および図 16 に示すように、導電性弾性バネ部材 45C は、導通部材 50C の内部に配置された導体である。導電性弾性バネ部材 45C は、その最大外径が導通部材 50C の内径と略同一で差込口 55 の内径よりも大きな略円筒状である。また、導電性弾性バネ部材 45C の外壁は、導電性弾性バネ部材 45C の中心軸線方向における中間部において、ペーシングリード 10 の第二接点部 16 の外径よりも内径が小さくなるように縮径されている。導電性弾性バネ部材 45C において縮径された部分は、第二接点部 16 の外面と当接し、導電性弾性バネ部材 45C のばね性によって第二接点部 16 の外面に押し付けられるようになっている。さらに、導電性弾性バネ部材 45C は、導電性弾性バネ部材 45C の径方向に対向する 2 箇所において、導電性弾性バネ部材 45C の外壁が差込口 55 の開口に近い側の端から中間部に向かって切り取られた形状に形成されている。

【0086】

導電性弾性バネ部材 45C において差込口 55 の中心軸線方向の両端は、導通部材 50C の内面と差込口 55 の内面との間に生じた段に引っかかるようになっており、差込口 55 の開口から導電性弾性バネ部材 45C が抜けなくなっている。

【0087】

導電性弾性バネ部材 45C の材質としては、ばね性を有し生体適合性を有する金属材料を適宜選択して採用することができる。本実施形態では、導電性弾性バネ部材 45C はステンレス鋼によって形成されている。

【0088】

本実施形態では、双極コネクタ 42C の第一スリーブ 44 にはペーシングリード 10 の第一接点部 15 が接続され、双極コネクタ 42C の導電性弾性バネ部材 45C の内部には第二接点部 16 が配置される。このとき、第二接点部 16 の外面と導電性弾性バネ部材 45C の当接部とが接触し、第二接点部 16 の外面によって導電性弾性バネ部材 45C における差込口 55 の開口に近い側の端は径方向外側へと押し広げられる。これにより、導電性弾性バネ部材 45C は導通部材 50C の内周面に押し付けられる。

【0089】

このように、本実施形態では、導電性弾性バネ部材 45C が第二接点部 16 の外面によって押し広げられることによって、第二接点部 16、導電性弾性バネ部材 45C、および導通部材 50C は互いに密着して導通するようになっている。

また、本実施形態でも、第一接点部 15 は、第 1 実施形態と同様に第一スリーブ 44、第一支持体 46、および第一ネジ 49 によって締付けられて固定されている。

【0090】

本実施形態では、弾性を有する導電性弾性バネ部材 45C 内に第二接点部 16 が挿入されるので、双極コネクタ 42C を製造する上での公差や軸ズレや歪み等があっても、導電性弾性バネ部材 45C が弾性変形することによって公差や軸ズレや歪み等を吸収し、双極端子 14 を容易に抜き差しすることができるという効果を奏する。

また、導電性弾性バネ部材４５Ｃが例えばステンレス鋼などの金属製であるので、上述の導電性弾性ゴム部材４５Ａを採用する場合と比較して電気抵抗を少なくすることができるという効果を奏する。

【００９１】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

たとえば、上述の第１実施形態で説明したリングスリーブ３７、第一スリーブ４４、および第二スリーブ４５の形状の設計変更の例として、図１７、図１８、および図１９に示すような形状とすることができる。

図１７に符号６０で示すように、上述の各スリーブの形状としては、それらの中心軸線方向に長い長円形の開口を有する貫通孔６１が外壁に複数形成されたものであってもよい。

10

【００９２】

また、図１８に符号６２で示すように、上述の各スリーブの形状としては、外壁の一部において中心軸線方向に細長く切り取られ、径方向の断面視でＣ字状に形成されたものであってもよい。

【００９３】

また、図１９に符号６３で示すように、上述の各スリーブの形状としては、これらのスリーブの外壁のうち中心軸線方向から見たときに対向する２箇所にそれぞれ切欠６４が形成されたものであってもよい。

20

【００９４】

また、双極端子１４を双極コネクタ４２に固定する工程は、単極端子２５を単極コネクタ３６に固定する工程の前に行われてもよい。また、双極端子１４を双極コネクタ４２から取り外す工程は、単極端子２５を単極コネクタ３６から取り外す工程の前に行われてもよい。

【００９５】

また、支持体３８、第一支持体４６、および第二支持体５０と気密端子５６とを接続する信号線１１ｃ、１１ｄ、１１ｅは、レーザー溶接以外の接続方法によって接続されていても構わない。生体に対する適合性としてはレーザー溶接を用いることが好ましいが、たとえば、支持体３８、第一支持体４６、および第二支持体５０と気密端子５６とを接続するために、半田付け、溶着、あるいはその他の溶接方法などを適宜採用して各信号線１１を接続してもよい。

30

【００９６】

また、上述の各実施形態およびその変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

【符号の説明】

【００９７】

- １ 電気治療装置
- １１ｃ 信号線
- １１ｄ 信号線（第一信号線）
- １１ｅ 信号線（第二信号線）
- １５ 第一接点部
- １６ 第二接点部
- １４ 双極端子
- ２５ 単極端子
- ３５ 医療機器用コネクタ
- ３７ リングスリーブ
- ３８ 支持体
- ３９ 貫通孔
- ４０ ネジ孔

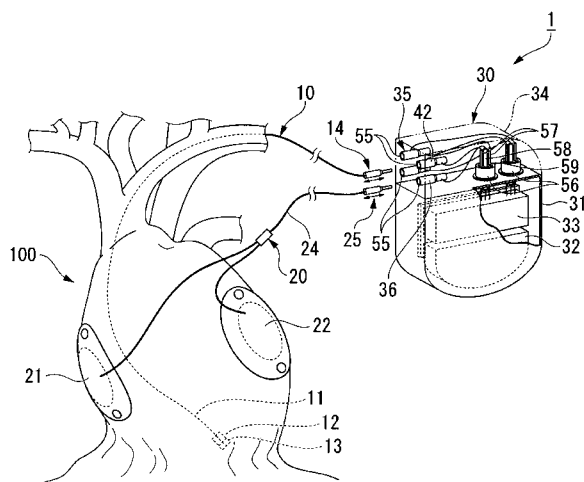
40

50

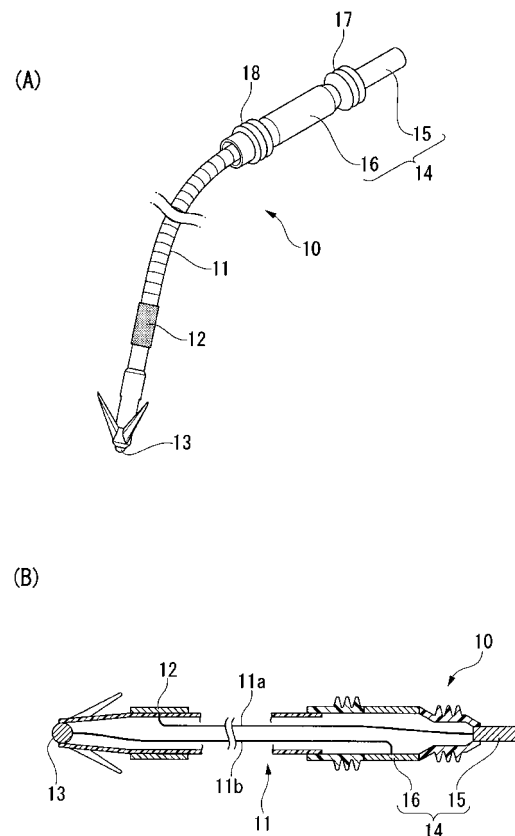
- 4 1 ネジ
- 4 1 a 先端部
- 5 5 差込口
- 5 4 ハウジング
- 4 4 第一スリーブ
- 4 5 第二スリーブ
- 4 5 A、4 5 B 導電性弾性ゴム部材
- 4 5 C 導電性弾性バネ部材
- 4 6 第一支持体
- 4 9 第一ネジ
- 5 0 第二支持体
- 5 0 A、5 0 C 導通部材
- 5 3 第二ネジ

10

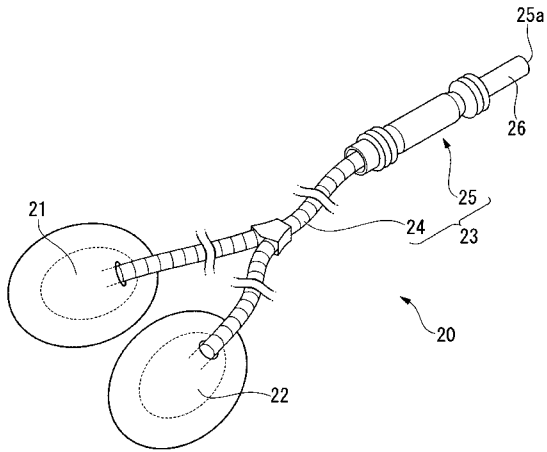
【図 1】



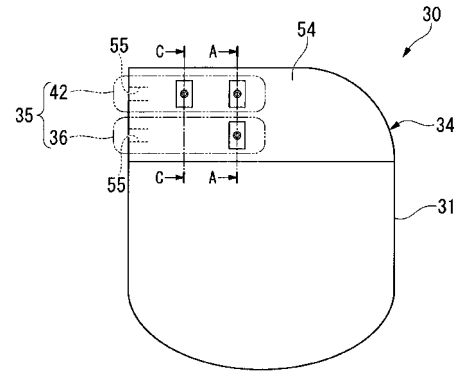
【図 2】



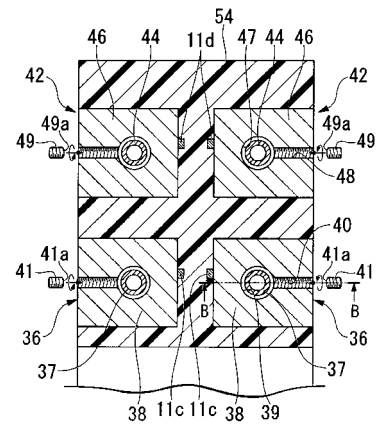
【 図 3 】



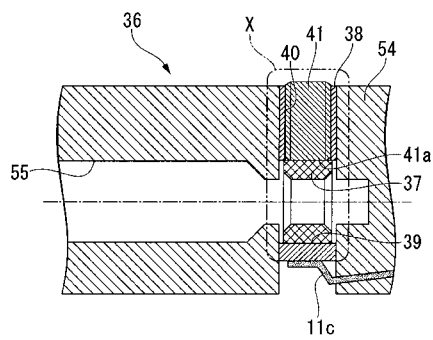
【 図 4 】



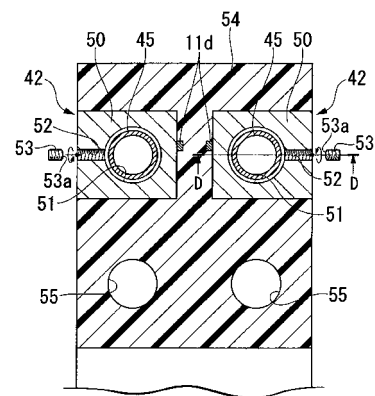
【 図 5 】



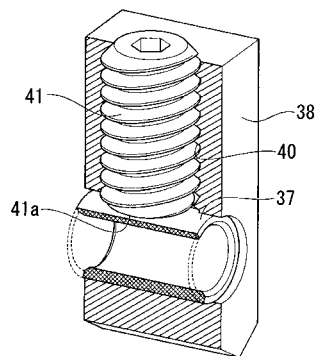
【 図 6 】



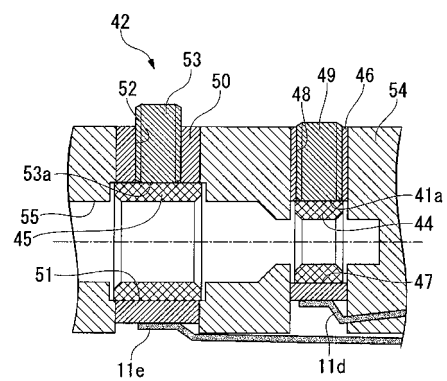
【 図 8 】



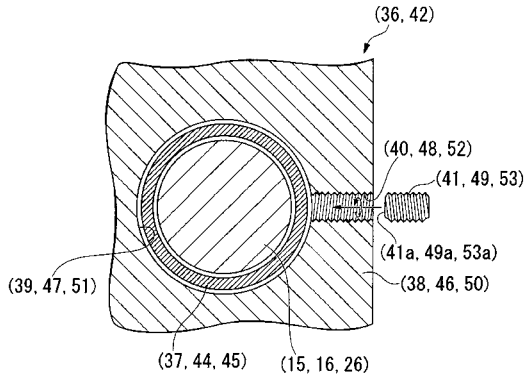
【 図 7 】



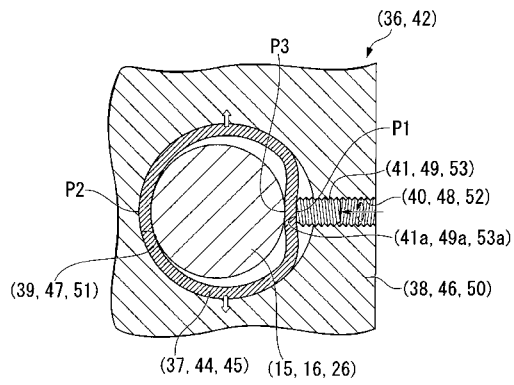
【圖 9】



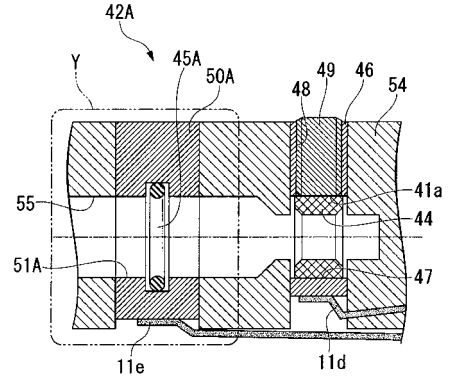
【図 10】



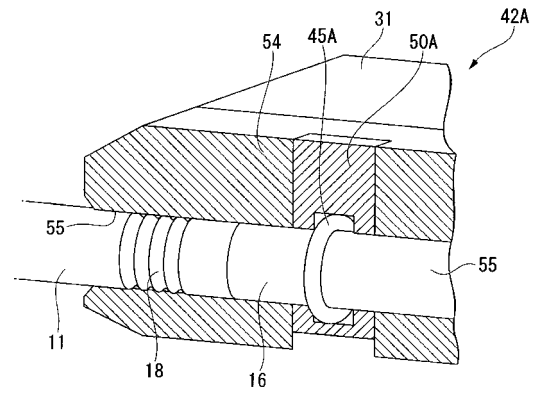
【図 11】



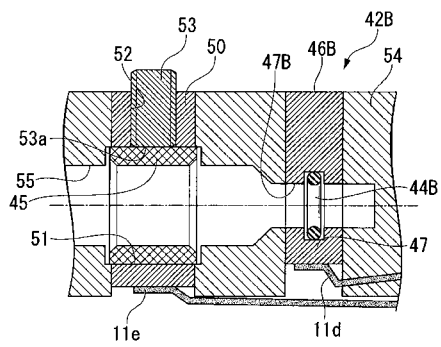
【図 12】



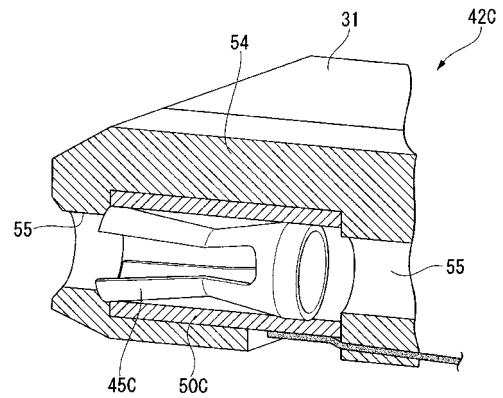
【図 13】



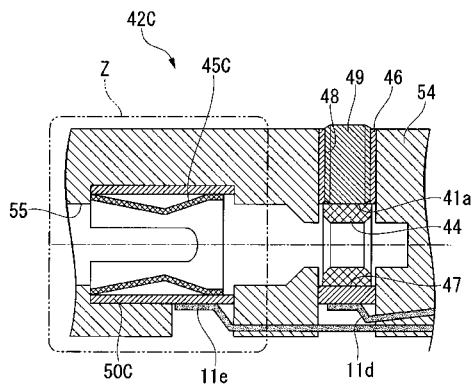
【図 14】



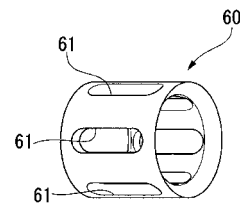
【図 16】



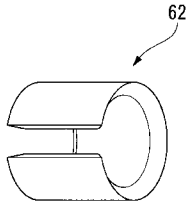
【図 15】



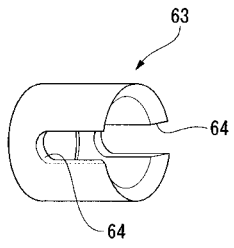
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

- (72)発明者 岡部 洋
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 福島 徳近
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 有働 嘉郎
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- F ターム(参考) 4C053 CC05 KK05