



ガイドワイヤに沿って心腔内の目的部位に挿入でき、第 1 リード線群と第 2 リード線群との間の短絡を確実に防止できる除細動カテーテルを提供することを目的とする。本発明の除細動カテーテルは、マルチルーメンチューブ(10)と、第 1DC 電極群(31G)と、第 2DC 電極群(32G)と、第 1DC 電極群(31G)の構成電極(31)の各々に接続されたリード線(41)からなる第 1 リード線群(41G)と、第 2DC 電極群(32G)の構成電極(32)の各々に接続されたリード線(42)からなる第 2 リード線群(42G)とを備えてなり、第 1DC 電極群(31G)と第 2DC 電極群(32G)との間に電圧を印加する除細動カテーテルであって、マルチルーメンチューブ(10)は、ガイドワイヤを挿通可能な中央ルーメン(10L)と、これを挟んで対向配置されたサブルーメン(11L)およびサブルーメン(12L)とを有し、第 1 リード線群(41G)がサブルーメン(11L)に延在し、第 2 リード線群(42G)がサブルーメン(12L)に延在している。

明 細 書

発明の名称：心腔内除細動カテーテル

技術分野

[0001] 本発明は、心腔内に挿入されて、心房細動を除去する心腔内除細動カテーテルに関する。

背景技術

[0002] 心臓カテーテル術中に心房細動が起った場合には電氣的除細動を行う必要がある。本出願人は、そのような除細動を心腔内において行うためのカテーテルとして、マルチルーメン構造を有する絶縁性のチューブ部材と、前記チューブ部材の基端に接続されたハンドルと、前記チューブ部材の先端領域に装着された複数のリング状電極からなる第１ＤＣ電極群と、前記第１ＤＣ電極群から基端側に離間して前記チューブ部材に装着された複数のリング状電極からなる第２ＤＣ電極群と、前記第１ＤＣ電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線からなる第１リード線群と、前記第２ＤＣ電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線からなる第２リード線群とを備えてなり、前記第１リード線群と前記第２リード線群とが、前記チューブ部材の異なるルーメンに延在しており、除細動を行うときには、前記第１ＤＣ電極群と、前記第２ＤＣ電極群とに、互いに異なる極性の電圧が印加される心腔内除細動カテーテルを提案している（特許文献１参照）。

[0003] このような構成の心腔内除細動カテーテルを、上大静脈から右心房内に挿入し、更に、右心房の後下壁にある冠状静脈洞の開口（冠状静脈洞口）に挿入することにより、第１ＤＣ電極群が冠状静脈洞内に位置し、第２ＤＣ電極群が右心房内に位置するように配置した後、第１ＤＣ電極群と第２ＤＣ電極群とに、互いに異なる極性の電圧を印加する。これにより、心房細動を起こしている心臓に対して、除細動に必要なかつ十分な電気エネルギーを与えることができる。

[0004] 図７は、特許文献１に記載された除細動カテーテルを構成するチューブ部

材の先端領域の横断面図であり、このチューブ部材 110 には 4 つのルーメン（第 1 ルーメン 111、第 2 ルーメン 112、第 3 ルーメン 113、第 4 ルーメン 114）が形成されている。

図 7 において、115 は、ルーメンを区画するフッ素樹脂からなる樹脂チューブ、116 は、低硬度のナイロンエラストマーからなるインナー部、117 は、高硬度のナイロンエラストマーからなるアウター部であり、118 は、編組を形成するステンレス線材である。

[0005] 図 7 に示すように、第 1 のルーメン 111 には、第 1 DC 電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線 141 からなる第 1 リード線群 141 G が延在し、第 2 のルーメン 112 には、第 2 DC 電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線 142 からなる第 2 リード線群 142 G が延在し、第 3 のルーメン 113 には、電位測定用の電極の各々に接続されたリード線 143 からなる第 3 リード線群 143 G およびリード線 144 からなる第 4 リード線群 144 G が延在し、第 4 のルーメン 114 には操作用ワイヤ 171 が延在している。

[0006] このように、第 1 リード線群 141 G と第 2 リード線群 142 G とが、それぞれ、チューブ部材の異なるルーメン（第 1 のルーメン 111、第 2 のルーメン 112）に延在していることにより、心腔内除細動に必要な電圧を印加したときに、第 1 リード線群 141 G（第 1 DC 電極群）と、第 2 リード線群 142 G（第 2 DC 電極群）との間で短絡が発生すること防止することができる。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献 1：特開 2010-63708 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 心腔内除細動カテーテルを、下大静脈から右心房内に挿入して冠状静脈洞

口に挿入する手技（下大静脈からのアプローチ）は、上大静脈から右心房内に挿入して冠状静脈洞口に挿入する従来の手技（上大静脈からのアプローチ）と比較して侵襲性が低い。

[0009] しかしながら、下大静脈からのアプローチにおいては、心腔内除細動カテーテルを冠状静脈洞口に挿入する操作が難しく、また、冠状静脈洞口に挿入してからトルクをかけてチューブ部材の振れを戻すなど操作が必要であり煩雑である。

[0010] このような問題に対して、下大静脈からのアプローチを行うときに、先行して冠状静脈洞口に挿入したガイドワイヤに沿って心腔内除細動カテーテルを挿入することが考えられる。

[0011] ガイドワイヤに沿って心腔内除細動カテーテルを目的部位に挿入させるためには、当該心腔内除細動カテーテルのチューブ部材に、ガイドワイヤを挿通可能なルーメン（ガイドワイヤルーメン）を形成する必要がある。

[0012] しかし、リード線や操作用ワイヤを延在させるルーメンに加えてガイドワイヤルーメンを有するチューブ部材は、空間の占める割合が高くなり（樹脂の占める割合が低くなり）、第1リード線群を延在させるルーメンと第2リード線群を延在させるルーメンとを隔てる樹脂の肉厚も薄くなるため、除細動に必要な電圧が印加されたときに、第1リード線群（第1DC電極群）と、第2リード線群（第2DC電極群）との間で短絡を生じるおそれがある。

[0013] また、ガイドワイヤルーメンを有することにより空間の占める割合が高い（樹脂の占める割合が低い）チューブ部材を備えた除細動カテーテルはトルク伝達性に劣るものとなる。

[0014] 本発明は以上のような事情に基いてなされたものである。

本発明の第1の目的は、ガイドワイヤに沿って心腔内の目的部位に挿入することができ、第1リード線群（第1電極群）と第2リード線群（第2電極群）との間の短絡を確実に防止することができる心腔内除細動カテーテルを提供することにある。

[0015] 本発明の第2の目的は、ガイドワイヤルーメンを有することによりチュー

ブ部材を構成する樹脂の割合が低くなっているにも関わらず、優れたトルク伝達性を発揮することができる心腔内除細動カテーテルを提供することになる。

課題を解決するための手段

[0016] (1) 本発明の心腔内除細動カテーテルは、絶縁性のチューブ部材と、前記チューブ部材の基端に接続されたハンドルと、前記チューブ部材の先端領域に装着された複数のリング状電極からなる第1 DC 電極群と、前記第1 DC 電極群から基端側に離間して前記チューブ部材の先端領域に装着された複数のリング状電極からなる第2 DC 電極群と、前記第1 DC 電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線からなる第1 リード線群と、前記第2 DC 電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線からなる第2 リード線群とを備えてなり、前記第1 DC 電極群と前記第2 DC 電極群との間に互いに異なる極性の電圧を印加することにより、心腔内において除細動を行うカテーテルであって、

前記チューブ部材は、ガイドワイヤを挿通可能な中央ルーメンと、前記中央ルーメンを挟んで対向するように配置された少なくとも一對のサブルーメンとを有するマルチルーメン構造体であり、

前記第1 リード線群を構成するリード線は、対をなす前記サブルーメンの一方に延在し、前記第2 リード線群を構成するリード線は、対をなす前記サブルーメンの他方に延在していることを特徴とする。

[0017] このような構成の心腔内除細動カテーテルによれば、第1 リード線群を構成するリード線と第2 リード線群を構成するリード線とが、それぞれ、中央ルーメンを挟んで対向するように配置された一對のサブルーメンの一方および他方に延在していることにより、第1 リード線群を構成する当該リード線と第2 リード線群を構成する当該リード線とを、十分に離間させた状態で、チューブ部材内において完全に絶縁隔離することができる。

[0018] (2) 本発明の心腔内除細動カテーテルにおいて、前記第1 リード線群が前記一對のサブルーメンの一方に延在し、前記第2 リード線群が前記一對のサ

ブルーメンの他方に延在していることが好ましい。

[0019] このような構成の心腔内除細動カテーテルによれば、第1リード線群（これを構成するすべてのリード線）と、第2リード線群（これを構成するすべてのリード線）とが、それぞれ、中央ルーメンを挟んで対向するように配置された一对のサブルーメンの一方および他方に延在していることにより、第1リード線群と第2リード線群とを、十分に離間させた状態で、チューブ部材内において完全に絶縁隔離することができる。

[0020] （3）本発明の心腔内除細動カテーテルにおいて、前記第1リード線群を構成するリード線が複数のサブルーメンに分かれて延在し、前記第2リード線群を構成するリード線が、前記第1リード線群を構成するリード線が延在している複数のサブルーメンの各々に前記中央ルーメンを挟んで対向する複数のサブルーメンに分かれて延在しており、前記第1リード線群を構成するリード線と、前記第2リード線群を構成するリード線とは、それぞれ、円周方向に隣り合うサブルーメンに延在していないことが好ましい。

[0021] このような構成の心腔内除細動カテーテルによれば、第1リード線群を構成するリード線および第2リード線群を構成するリード線が、複数のサブルーメンに分かれて延在している場合であっても、第1リード線群を構成するリード線と、第2リード線群を構成するリード線とが、円周方向に隣り合うサブルーメンに延在していないことにより、第1リード線群（第1DC電極群）と第2リード線群（第2DC電極群）との間で短絡が発生することを確実に防止することができる。

[0022] （4）本発明の心腔内除細動カテーテルにおいて、前記チューブ部材は、その全長にわたり編組によって補強されており、少なくとも前記チューブ部材の先端領域を補強している前記編組が樹脂製であることが好ましい。

このような構成の心腔内除細動カテーテルによれば、チューブ部材が全長にわたり編組によって補強されているので、中央ルーメンを有することによって樹脂の割合が低くなっているにも関わらず優れたトルク伝達性を発揮することができる。

また、チューブ部材の先端領域を補強している編組が樹脂製であるので、チューブ部材の先端領域の管壁に電極のリード線を通すための側孔を容易に形成することができ、また、側孔の内周面に露出する樹脂線材によって、当該側孔に挿通されるリード線が損傷を受けることもない。

[0023] (5) 上記(4)の心腔内除細動カテーテルにおいて、前記チューブ部材は、その全長にわたり樹脂製の編組により補強されていることが好ましい。

このような構成の心腔内除細動カテーテルによれば、チューブ部材が全長にわたり編組によって補強されているので、中央ルーメンを有することによって樹脂の割合が低くなっているにも関わらず優れたトルク伝達性を発揮することができる。

また、当該編組が樹脂製であるので、チューブ部材の先端領域の管壁に電極のリード線を通すための側孔を容易に形成することができ、また、側孔の内周面に露出する樹脂線材によって、当該側孔に挿通されるリード線が損傷を受けることもない。

また、当該編組が樹脂製であるので、この編組を介して短絡が起きることもない。

また、全長にわたり樹脂製の編組により補強されているチューブ部材（ブレードチューブ）は、1回の押出成形によって製造することができ、例えば、樹脂製の編組により補強された先端部分と金属製の編組により補強された基端部分とを接合してなるブレードチューブと比較して製造が容易である。また、編組の構成材料が切り替わるチューブ部分で起こりやすいとされるキンクが起こることもない。

発明の効果

[0024] 本発明の心腔内除細動カテーテルによれば、ガイドワイヤに沿って心腔内の目的部位に挿入することができ、下大静脈からのアプローチによって冠状静脈洞口に挿入する操作であっても容易に行うことができる。

また、本発明の心腔内除細動カテーテルによれば、第1リード線群（第1 DC電極群）と第2リード線群（第2 DC電極群）との間の短絡を確実に防

止することができる。

[0025] また、チューブ部材が全長にわたり樹脂製の編組によって補強されている本発明の心腔内除細動カテーテルによれば、中央ルーメンを有することによりチューブ部材を構成する樹脂の割合が低くなっているにも関わらず、優れたトルク伝達性を発揮することができる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]本発明の第1実施形態に係る除細動カテーテルを示す平面図である。

[図2]図1に示した除細動カテーテルの先端領域を示す説明図である。

[図3A]図2に示した除細動カテーテルの先端領域の横断面図（A－A断面図）である。

[図3B]図2に示した除細動カテーテルの先端領域の横断面図（B－B断面図）である。

[図4]本発明の第2実施形態に係る除細動カテーテルを示す平面図である。

[図5]図4に示した除細動カテーテルの先端領域の横断面図（C－C断面図）である。

[図6]本発明の第3実施形態に係る除細動カテーテルの先端領域を示す横断面図である。

[図7]従来の除細動カテーテルの先端領域を示す横断面図である。

発明を実施するための形態

[0027] <第1実施形態>

図1～図3（図3Aおよび図3B）に示すこの実施形態の除細動カテーテル100は、マルチルーメンチューブ10と、その基端に接続されたハンドル20と、マルチルーメンチューブ10の先端領域に装着された8個のリング状電極31からなる第1DC電極群31Gと、第1DC電極群31Gから基端側に離間してマルチルーメンチューブ10の先端領域に装着された8個のリング状電極32からなる第2DC電極群32Gと、第1DC電極群31Gと第2DC電極群32Gの間におけるマルチルーメンチューブ10の先端領域に装着された電位測定用の4個のリング状電極33と、マルチルーメン

チューブ 10 の先端に装着された先端チップ 35 と、第 1 DC 電極群 31 G を構成する電極 31 の各々に接続されたリード線 41 からなる第 1 リード線群 41 G と、第 2 DC 電極群 32 G を構成す

る電極 32 の各々に接続されたリード線 42 からなる第 2 リード線群 42 G と、電位測定用のリング状電極 33 の各々に接続されたリード線 43 とを備えてなり、第 1 DC 電極群 31 G と第 2 DC 電極群 32 G との間に互いに異なる極性の電圧を印加することにより、心腔内において除細動を行うカテーテルであって、マルチルーメンチューブ 10 は、その全長にわたり樹脂製の編組 18 によって補強されているとともに、ガイドワイヤルーメンとなる中央ルーメン 10 L と、この中央ルーメン 10 L を挟んで対向するように配置された第 1 サブルーメン 11 L および第 2 サブルーメン 12 L と、中央ルーメン 10 L を挟んで対向するように配置された第 3 サブルーメン 13 L および第 4 サブルーメン 14 L とを有し、第 1 リード線群 41 G は第 1 サブルーメン 11 L に延在しており、第 2 リード線群 42 G は第 2 サブルーメン 12 L に延在しており、リード線 43 は第 3 サブルーメン 13 L に延在している。

[0028] 本実施形態の除細動カテーテル 100 は、マルチルーメンチューブ 10 と、ハンドル 20 と、第 1 DC 電極群 31 G と、第 2 DC 電極群 32 G と、電位測定用のリング状電極 33 と、先端チップ 35 と、第 1 リード線群 41 G と、第 2 リード線群 42 G と、リード線 43 とを備えてなる。

[0029] 除細動カテーテル 100 を構成するマルチルーメンチューブ 10 は、マルチルーメン構造を有する絶縁性のチューブ部材である。

マルチルーメンチューブ 10 の外径は、例えば 1.2 ～ 3.3 mm とされ、好適な一例を示せば 2.0 mm である。

[0030] なお、図 1 および図 2 においては、マルチルーメンチューブ 10 の先端領域を直線的に示しているが、当該先端領域は、通常、特定のカーブ形状を有している。

そのような先端領域のカーブ形状としては、特開 2012-50673 号

公報、特開 2012-192124 号公報などに開示された形状を例示することができるが、これらに限定されるものではない。

なお、そのような先端領域のカーブ形状は、外部から何も力も受けていないときの形状であり、例えば、マルチルーメンチューブ 10 を直線状の管腔内に通したときには直線状に変形し、マルチルーメンチューブ 10 を湾曲する管腔内に通したときには、当該管腔の形状に従って湾曲する。また、先端領域の形状は、後述するハンドル 20 の操作によって変化させることができる。

[0031] 図 3 A および図 3 B に示すように、この実施形態の除細動カテーテル 100 を構成するマルチルーメンチューブ 10 は、樹脂からなるインナー部 16 と、このインナー部 16 を被覆する樹脂からなるアウター部 17 と、マルチルーメンチューブ 10 の全長にわたって、アウター部 17 の内部に埋設された樹脂製の編組 18 とを備えてなるブレードチューブである。

[0032] マルチルーメンチューブ 10 (インナー部 16) には、ガイドワイヤルーメンとしての中央ルーメン 10L と、この中央ルーメン 10L の周囲において 4 つのサブルーメン (第 1 サブルーメン 11L、第 2 サブルーメン 12L、第 3 サブルーメン 13L、第 4 サブルーメン 14L) とが、それぞれ、樹脂チューブ 15 によって区画されることにより形成されている。

[0033] 中央ルーメン 10L の径は、例えば 0.4 ~ 1.0 mm とされ、好適な一例を示せば 0.75 mm である。

マルチルーメンチューブ 10 の外径に対する中央ルーメン 10L の径の比は 0.2 以上であることが好ましく、好適な一例を示せば 0.375 (0.75 / 2.0) である。

[0034] 第 1 サブルーメン 11L と第 2 サブルーメン 12L とは、中央ルーメン 10L を挟んで対向するように配置されている。

また、第 3 サブルーメン 13L と第 4 サブルーメン 14L とは、中央ルーメン 10L を挟んで対向するように配置されている。

[0035] 第 1 サブルーメン 11L、第 2 サブルーメン 12L および第 3 サブルーメ

ン 1 3 L の横断面は、それぞれ、カプセル形（小判形）であり、これにより、マルチルーメンチューブ 1 0 の外径を必要以上に拡大することなく、ルーメン内腔の面積を広く確保することができ、組付作業の簡略化も可能となる。

[0036] インナー部 1 6 およびアウター部 1 7 を構成する樹脂としては、熱可塑性ポリアミド系エラストマーを挙げることができ、特に、ポリエーテルブロックアミド（P E B A X）が好ましい。

[0037] インナー部 1 6 を構成する樹脂の硬度は 2 5 D ～ 4 0 D であることが好ましい。

アウター部 1 7 を構成する樹脂の硬度は 3 5 D ～ 7 2 D であることが好ましい。なお、アウター部 1 7 を構成する樹脂は、通常、軸方向によって異なる硬度のものが用いられている。

[0038] ルーメンを区画形成する樹脂チューブ 1 5 は、パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体（P F A）、ポリテトラフルオロエチレン（P T F E）などの絶縁性の高いフッ素樹脂により構成されている。

[0039] 図 3 A および図 3 B に示すように、アウター部 1 7 の内部には、マルチルーメンチューブ 1 0 の全長にわたり、補強材である樹脂製の編組 1 8 が埋設されている。

図 3 A および図 3 B に示す断面視において、編組 1 8 は、1 6 組（3 2 本）の樹脂線材が円周方向に等角度間隔で配置されてなる。

[0040] このように、マルチルーメンチューブ 1 0 が全長にわたり編組 1 8 で補強されている（ブレードチューブとなっている）ことにより、中央ルーメン 1 0 L を有することで樹脂の割合が低くなっているにも関わらず、優れたトルク伝達性を発揮することができる。

[0041] また、編組 1 8 が樹脂製であるので、この編組 1 8 を介して短絡が起きることはない。

また、編組 1 8 が樹脂製であるので、マルチルーメンチューブ 1 0 の先端領域の管壁に電極のリード線（リード線 4 1、4 2 および 4 3）を通すため

の側孔を容易に形成することができ、また、側孔の内周面に露出する樹脂線材によって当該側孔に挿通されるリード線が損傷を受けることもない。

[0042] 樹脂製の編組 18 に代えて金属製の編組を埋設すると、マルチルーメンチューブ 10 の先端領域の管壁に電極のリード線を通すための側孔を形成することが困難となり、側孔を形成できたとしても、当該側孔の内周面において編組を構成する金属線材が露出するために、除細動カテーテルの製造時および使用時において、電極のリード線が当該金属線材に接触し、リード線を構成する樹脂被覆層が損傷を受けて当該リード線の絶縁性が損なわれることが考えられる。このため、マルチルーメンチューブ 10 の先端領域を含む全長にわたり、金属製の編組を埋設することはできない。

[0043] 編組 18（樹脂線材）の構成材料としては、埋設されることによって補強効果を発揮できる樹脂の中から選択される。

編組 18 の構成材料の硬度としては、72D 以上であることが好ましい。この硬度が過小である場合には、十分な補強効果、延いては良好なトルク伝達性を発揮できない場合がある。

また、編組 18 の構成材料の曲げ弾性率（ISO 178 または JIS K 7171）としては、通常 500～19,000MPa とされ、好ましくは 2,000～7,000MPa、更に好ましくは 3,500～4,200 とされ、好適な一例を示せば 4,200MPa とされる。

[0044] 編組 18（樹脂線材）を構成する好適な補強樹脂としては、PEEK 樹脂、ポリイミド樹脂、ポリアミド樹脂、ポリエステル樹脂などを挙げることができ、これらのうち、PEEK 樹脂が特に好ましい。

[0045] 編組 18 を構成する樹脂線材の線径としては、通常 30～100 μ m とされ、好適な一例を示せば 60 μ m とされる。

また、編組 18 の打ち数としては、通常 8～32 とされ、好適な一例を示せば 16 とされる。

また、編組 18 の持ち数としては、通常 1～4 とされ、好適な一例を示せ

ば2とされる。

[0046] 図1に示すように、本実施形態の除細動カテーテル100を構成するハンドル20は、ハンドル本体21と、摘まり22と、ストレインリリース24とを備えている。

摘まり22を回転操作することにより、マルチルーメンチューブ10の先端領域の形状を変化させることができる。

[0047] マルチルーメンチューブ10の先端領域の外周には、第1DC電極群31Gおよび第2DC電極群32Gが装着されている。

本発明において、「電極群」とは、同一の極を構成し（同一の極性を有し）、または、同一の目的を持って、狭い間隔（例えば5mm以下）で装着された複数の電極の集合体をいう。

[0048] 第1DC電極群は、チューブ部材の先端領域において、同一の極（一極または+極）を構成する複数の電極が狭い間隔で装着されてなる。ここに、第1DC電極群を構成する電極の個数は、電極の幅や配置間隔によっても異なるが、例えば4～13個とされ、好ましくは8～10個とされる。

[0049] 本実施形態において、第1DC電極群31Gは8個のリング状電極31から構成されている。第1DC電極群31Gを構成する電極31はリード線（図3Aおよび図3Bに示す第1リード線群41Gを構成するリード線41）およびハンドル20の基端部に内蔵されたコネクタを介して、直流電源装置における同一の極の端子に接続されている。

[0050] ここに、電極31の幅（軸方向の長さW1）は、2～5mmであることが好ましく、好適な一例を示せば4mmである。

電極31の幅が狭過ぎると、電圧印加時の発熱量が過大となって、周辺組織に損傷を与える虞がある。一方、電極31の幅が広過ぎると、マルチルーメンチューブ10における第1DC電極群31Gが装着された部分の可撓性・柔軟性が損なわれることがある。

[0051] 電極31の装着間隔（隣り合う電極の離間距離）は、1～5mmであることが好ましく、好適な一例を示せば2mmである。

心腔内除細動カテーテル 100 の使用時（心腔内に配置されるとき）において、第 1 DC 電極群 31 G は冠状静脈洞内に位置する。

[0052] 第 2 DC 電極群は、第 1 DC 電極群の装着位置から基端側に離間したチューブ部材の先

端領域において、第 1 DC 電極群とは逆の極（+極または-極）を構成する複数の電極が狭い間隔で装着されてなる。ここに、第 2 DC 電極群を構成する電極の個数は、電極の幅や配置間隔によっても異なるが、例えば 4 ～ 13 個とされ、好ましくは 8 ～ 10 個とされる。

[0053] 本実施形態において、第 2 DC 電極群 32 G は 8 個のリング状電極 32 から構成されている。第 2 DC 電極群 32 G を構成する電極 32 はリード線（図 3 B に示す第 2 リード線群 42 G を構成するリード線 42）およびハンドル 20 の基端部に内蔵されたコネクタを介して、直流電源装置における同一の極の端子（第 1 DC 電極群 31 G が接続されているものとは逆の極の端子）に接続される。

これにより、第 1 DC 電極群 31 G（電極 31）と、第 2 DC 電極群 32 G（電極 32）とに、互いに異なる極性の電圧が印加され、第 1 DC 電極群 31 G と、第 2 DC 電極群 32 G とは、互いに極性の異なる電極群（一方の電極群が一極のときに、他方の電極群は+極）となる。

[0054] ここに、電極 32 の幅（軸方向の長さ W2）は、2 ～ 5 mm であることが好ましく、好適な一例を示せば 4 mm である。

電極 32 の幅が狭過ぎると、電圧印加時の発熱量が過大となって、周辺組織に損傷を与える虞がある。一方、電極 32 の幅が広過ぎると、マルチルーメンチューブ 10 における第 2 DC 電極群 32 G が装着された部分の可撓性・柔軟性が損なわれることがある。

[0055] 電極 32 の装着間隔（隣り合う電極の離間距離）は、1 ～ 5 mm であることが好ましく、好適な一例を示せば 2 mm である。

心腔内除細動カテーテル 100 の使用時（心腔内に配置されるとき）において、第 2 DC 電極群 32 G は右心房内に位置する。

[0056] なお、第1 DC電極群31 Gおよび第2 DC電極群を構成する電極は、電位を測定するために使用することもできる。

[0057] マルチルーメンチューブ10の外周（第1 DC電極群31 Gと第2 DC電極群32 Gとの間）には、電位測定に用いる4個のリング状電極33が装着されている。

電極33は、リード線（図3 Aおよび図3 Bに示すリード線43）およびハンドル20の基端部に内蔵されたコネクタを介して心電図計に接続される。

[0058] ここに、電極33の幅（軸方向の長さW3）は0.5～2.0 mmであることが好ましく、好適な一例を示せば1.2 mmである。

電極33の幅が広過ぎると、心電位の測定精度が低下したり、異常電位の発生部位の特定が困難となったりする。

[0059] 心腔内除細動カテーテル100の先端には、先端チップ35が装着されている。

この先端チップ35にはリード線は接続されておらず、本実施形態では先端チップ35を電極として使用していない。但し、リード線を接続させることにより、電極として使用することも可能である。先端チップ35の構成材料は、白金、ステンレスなどの金属材料、各種の樹脂材料など、特に限定されるものではない。

[0060] 第1 DC電極群31 G（基端側の電極31）と、第2 DC電極群32 G（先端側の電極32）との離間距離は40～100 mmであることが好ましく、更に好ましくは50～90 mmである。

[0061] 第1 DC電極群31 Gを構成する電極31、第2 DC電極群32 Gを構成する電極32

、電位測定用の電極33としては、X線に対する造影性を良好なものとするために、白金または白金系の合金からなることが好ましい。

[0062] 図3 Aおよび図3 Bに示される第1 リード線群41 Gは、第1 DC電極群31 Gを構成する8個の電極31の各々に接続された8本のリード線41の

集合体である。

第1リード線群41G（リード線41）により、第1DC電極群31Gを構成する8個の電極31の各々を直流電源装置に電氣的に接続することができる。

[0063] 第1DC電極群31Gを構成する8個の電極31は、それぞれ、異なるリード線41に接続される。リード線41の各々は、その先端部分において電極31の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ10の管壁に形成された側孔から第1サブルーメン11Lに進入する。第1サブルーメン11Lに進入した8本のリード線41は、第1リード線群41Gとして、当該第1サブルーメン11Lに延在する。

[0064] 図3Bに示される第2リード線群42Gは、第2DC電極群32Gを構成する8個の電極32の各々に接続された8本のリード線42の集合体である。

第2リード線群42G（リード線42）により、第2DC電極群32Gを構成する8個の電極32の各々を直流電源装置に電氣的に接続することができる。

[0065] 第2DC電極群32Gを構成する8個の電極32は、それぞれ、異なるリード線42に接続される。リード線42の各々は、その先端部分において電極32の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ10の管壁に形成された側孔から第2サブルーメン12Lに進入する。第2サブルーメン12Lに進入した8本のリード線42は、第2リード線群42Gとして、当該第2サブルーメン12Lに延在する。

[0066] 上記のように、第1リード線群41G（8本のリード線41）が第1サブルーメン11Lに延在し、第2リード線群42G（8本のリード線42）が第2サブルーメン12Lに延在し、第1リード線群41Gが延在している第1サブルーメン11Lと、第2リード線群42Gが延在している第2サブルーメン12Lとが、中央ルーメン10Lを挟んで、互いに対向するように配置されていることにより、第1リード線群41Gと、第2リード線群42G

との離間距離を十分に確保することができる。

[0067] 図3 Aおよび図3 Bに示される4本のリード線4 3は、電位測定用の電極3 3の各々に接続されている。リード線4 3により、電極3 3の各々を、心電図計に接続することができる。

[0068] 電位測定に用いる4個の電極3 3は、それぞれ、異なるリード線4 3に接続されている。リード線4 3の各々は、その先端部分において電極3 3の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ1 0の管壁に形成された側孔から第3サブルーメン1 3 Lに進入し、当該第3サブルーメン1 3 Lに延在する。

[0069] リード線4 1、リード線4 2およびリード線4 3は、何れも、ポリイミドなどの樹脂によって金属導線の外周面が被覆された樹脂被覆線からなる。ここに、被覆樹脂の膜厚としては2〜30 μm 程度とされる。

[0070] 図3 Aおよび図3 Bにおいて5 1は操作用ワイヤである。

操作用ワイヤ5 1は、第4サブルーメン1 4 Lに延在し、マルチルーメンチューブ1 0の中心軸に対して偏心して延びている。

[0071] 操作用ワイヤ5 1の先端部分は、例えば、はんだによって先端チップ3 5に固定されている。

一方、操作用ワイヤ5 1の基端部分は、ハンドル2 0の摘まり2 2に接続されており、摘まり2 2を操作することによって操作用ワイヤ5 1が引っ張られる。これにより、マルチルーメンチューブ1 0の先端領域の形状を変化させることができる。

[0072] 操作用ワイヤ5 1は、ステンレスやNi-Ti系超弾性合金製で構成してあるが、必ずしも金属で構成する必要はない。操作用ワイヤ5 1は、たとえば高強度の非導電性ワイヤなどで構成してもよい。

なお、マルチルーメンチューブの先端部を偏向させる機構は、これに限定されるものではなく、例えば、板バネを備えてなるものであってもよい。

[0073] マルチルーメンチューブ1 0の第4サブルーメン1 4 Lには、操作用ワイ

ヤ51のみが延在しており、リード線（群）は延在していない。これにより、マルチルーメンチューブ10の先端部の偏向操作時において、軸方向に移動する操作用ワイヤ51によってリード線が損傷（例えば、擦過傷）を受けることを防止することができる。

[0074] 本実施形態の除細動カテーテル100では、ハンドル20の内部においても、第1リード線群41G（リード線41）と、第2リード線群42G（リード線42）と、リード線43とが絶縁隔離されていることが好ましい。

[0075] 本実施形態の除細動カテーテル100は、第1DC電極群31Gと第2DC電極群32Gとの間に直流電圧を印加することにより、細動を起こしている心臓に直接的に電気エネルギーを与えて除細動治療を行うためのカテーテルである。

[0076] 本実施形態の除細動カテーテル100は、第1DC電極群31Gが冠状静脈洞内に位置し、第2DC電極群32Gが右心房内に位置するようにして心腔内に配置される。これにより、第1DC電極群31Gと第2DC電極群32Gとによって心臓が挟み込まれるような状態となる。

[0077] このような状態に配置するためには、まず、ガイドワイヤを、下大静脈から右心房内に挿入し、更に、右心房の後下壁にある冠状静脈洞口に挿入する。

次に、このガイドワイヤに沿って、除細動カテーテル100を下大静脈から右心房内に挿入し、更に、右心房の後下壁にある冠状静脈洞口に挿入し、冠状静脈洞内を挿通（前進）させる。

ここに、除細動カテーテル100を、下大静脈から右心房内に挿入して冠状静脈洞口に挿入する手技（下大静脈からのアプローチ）は、上大静脈からのアプローチと比較して、侵襲性が低いので好ましい。

[0078] 本実施形態の除細動カテーテル100は、心房細動が生じやすい心臓カテーテル術を行う際に好適に使用される。特に好ましくは、心腔内除細動カテーテル100を患者の心腔内に予め挿入してから、心臓カテーテル術を行う。

[0079] 心臓カテーテル術中において、第１ＤＣ電極群３１Ｇおよび／または第２ＤＣ電極群３２Ｇの構成電極、あるいは電位測定用の電極３３により測定される心電図を監視（モニタリング）し、心房細動が発生した場合には、心臓カテーテル術を中断して、除細動カテーテル１００による除細動治療を行う。具体的には、第１リード線群４１Ｇおよび第２リード線群４２Ｇを介して、第１ＤＣ電極群３１Ｇと、第２ＤＣ電極群３２Ｇとの間で直流電圧を印加して、細動を起こしている心臓に直接的に電気エネルギーを与える。

[0080] ここに、除細動カテーテル１００により心臓に供給される電気エネルギーとしては１０

～３０Ｊであることが好ましい。

電気エネルギーが過少である場合には、十分な除細動治療を行うことができない。一方、電気エネルギーが過剰である場合には、第１ＤＣ電極群３１Ｇおよび第２ＤＣ電極群３２Ｇが位置する周辺の組織が損傷を受ける虞がある。

[0081] 本実施形態の心腔内除細動カテーテル１００によれば、ガイドワイヤに沿って心腔内の目的部位に挿入することができ、下大静脈からのアプローチによって冠状静脈洞口に挿入する操作であっても容易に実施することができる。

[0082] また、この心腔内除細動カテーテル１００によれば、第１リード線群４１Ｇが延在している第１サブルーメン１１Ｌと、第２リード線群４２Ｇが延在している第２サブルーメン１２Ｌとが、中央ルーメン１０Ｌを挟んで、互いに対向するように配置されていることにより、第１リード線群４１Ｇと、第２リード線群４２Ｇとを、十分に離間させた状態で、マルチルーメンチューブ１０内において完全に絶縁隔離することができる。これにより、心腔内除細動に必要な電圧が印加されたときに、第１リード線群４１Ｇ（第１ＤＣ電極群３１Ｇ）と第２リード線群４２Ｇ（第２ＤＣ電極群３２Ｇ）との間で短絡が発生することを確実に防止することができる。

[0083] また、心腔内除細動カテーテル１００を構成するマルチルーメンチューブ１０が、全長にわたって樹脂製の編組１８によって補強されていることによ

り、優れたトルク伝達性を発揮することができる。また、編組 18 が樹脂製であることにより、この編組 18 を介して短絡が起きることはない。

[0084] <第 2 実施形態>

図 4 は、本実施形態の除細動カテーテル 200 を示す平面図であり、図 5 は、この除細動カテーテル 100 の先端領域の横断面図（図 4 の C-C 断面図）である。

[0085] 本実施形態の除細動カテーテル 200 は、先端可撓部分を有するマルチルーメンチューブ 60 と、マルチルーメンチューブ 60 の基端に接続された制御ハンドル 80 と、マルチルーメンチューブ 60 の先端可撓部分に装着された 8 個のリング状電極 31 からなる第 1 DC 電極群 31 G と、第 1 DC 電極群 31 G から基端側に離間して、マルチルーメンチューブ 60 の先端可撓部分に装着された 8 個のリング状電極 32 からなる第 2 DC 電極群 32 G と、第 1 DC 電極群 31 G と第 2 DC 電極群 32 G の間におけるマルチルーメンチューブ 60 の先端可撓部分に装着された電位測定用の 4 個のリング状電極 33 と、マルチルーメンチューブ 60 の先端に装着された先端チップ 35 と、第 1 DC 電極群 31 G を構成する電極 31 の各々に接続されたリード線 41 からなる第 1 リード線群 41 G と、第 2 DC 電極群 32 G を構成する電極 32 の各々に接続されたリード線 42 からなる第 2 リード線群 42 G と、電位測定用のリング状電極 33 の各々に接続されたリード線 43 と、マルチルーメンチューブ 60 の先端可撓部分を第 1 方向（図 4 において矢印 A で示す方向）に撓ませるために、その基端を引張操作できる第 1 操作用ワイヤ 511 と、マルチルーメンチューブ 60 の先端可撓部分を第 2 方向（図 4 において矢印 B で示す方向）に撓ませるために、その基端を引張操作できる第 2 操作用ワイヤ 512 とを備えてなり、第 1 DC 電極群 31 G と第 2 DC 電極群 32 G との間に互いに異なる極性の電圧を印加することにより、心腔内において除細動を行うカテーテルである。

[0086] 図 5 に示すように、この実施形態の除細動カテーテル 200 を構成するマルチルーメンチューブ 60 は、樹脂からなるインナー部 68 と、このインナ

一部 68 を被覆する樹脂からなるアウター部 69 と、マルチルーメンチューブ 60 の全長にわたってアウター部 69 の内部に埋設された樹脂製の編組 18 とを備えてなるブレードチューブである。

[0087] マルチルーメンチューブ 60（インナー部 68）には、ガイドワイヤルーメンとしての中央ルーメン 60L と、この中央ルーメン 60L の周囲において 6 つのサブルーメン 61L ～ 66L とが、それぞれ、樹脂チューブ 67 によって区画されることにより形成されている。

[0088] 第 1 サブルーメン 61L と第 2 サブルーメン 62L とは、中央ルーメン 60L を挟んで対向するように配置されている。

また、第 3 サブルーメン 63L と第 4 サブルーメン 64L とは、中央ルーメン 60L を挟んで対向するように配置されている。

また、第 5 サブルーメン 65L と第 6 サブルーメン 66L とは、中央ルーメン 60L を挟んで対向するように配置されている。

[0089] 第 1 サブルーメン 61L、第 2 サブルーメン 62L、第 3 サブルーメン 63L および第 4 サブルーメン 64L の横断面は、それぞれ、カプセル形（小判形）である。

また、第 5 サブルーメン 65L および第 6 サブルーメン 66L の横断面は、それぞれ、円形である。

[0090] また、マルチルーメンチューブ 60 は、第 1 実施形態に係る除細動カテテル 100 を構成するマルチルーメンチューブ 10 と同様に、その全長にわたって樹脂製の編組 18 によって補強されている。

[0091] 図 5 に示される第 1 リード線群 41G は、第 1 DC 電極群 31G を構成する 8 個の電極 31 の各々に接続された 8 本のリード線 41 の集合体である。

第 1 リード線群 41G（リード線 41）により、第 1 DC 電極群 31G を構成する 8 個の電極 31 の各々を直流電源装置に電氣的に接続することができる。

[0092] 第 1 DC 電極群 31G を構成する 8 個の電極 31 は、それぞれ、異なるリード線 41 に接続される。リード線 41 の各々は、その先端部分において電

極 3 1 の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ 6 0 の管壁に形成された側孔から第 1 サブルーメン 6 1 L に進入する。第 1 サブルーメン 6 1 L に進入した 8 本のリード線 4 1 は、第 1 リード線群 4 1 G として、当該第 1 サブルーメン 6 1 L に延在する。

[0093] 図 5 に示される第 2 リード線群 4 2 G は、第 2 D C 電極群 3 2 G を構成する 8 個の電極 3 2 の各々に接続された 8 本のリード線 4 2 の集合体である。

第 2 リード線群 4 2 G (リード線 4 2) により、第 2 D C 電極群 3 2 G を構成する 8 個の電極 3 2 の各々を直流電源装置に電氣的に接続することができる。

[0094] 第 2 D C 電極群 3 2 G を構成する 8 個の電極 3 2 は、それぞれ、異なるリード線 4 2 に接続される。リード線 4 2 の各々は、その先端部分において電極 3 2 の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ 6 0 の管壁に形成された側孔から第 2 サブルーメン 6 2 L に進入する。第 2 サブルーメン 6 2 L に進入した 8 本のリード線 4 2 は、第 2 リード線群 4 2 G として、当該第 2 サブルーメン 6 2 L に延在する。

[0095] 上記のように、第 1 リード線群 4 1 G (8 本のリード線 4 1) が第 1 サブルーメン 6 1 L に延在し、第 2 リード線群 4 2 G (8 本のリード線 4 2) が第 2 サブルーメン 6 2 L に延在し、第 1 リード線群 4 1 G が延在している第 1 サブルーメン 6 1 L と、第 2 リード線群 4 2 G が延在している第 2 サブルーメン 6 2 L とが、中央ルーメン 6 0 L を挟んで、互いに対向するように配置されていることにより、第 1 リード線群 4 1 G と、第 2 リード線群 4 2 G との離間距離を十分に確保することができる。

[0096] 図 5 に示される 4 本のリード線 4 3 は、電位測定用の電極 3 3 の各々に接続されている。リード線 4 3 により、電極 3 3 の各々を、心電図計に接続することができる。

[0097] 電位測定に用いる 4 個の電極 3 3 は、それぞれ、異なるリード線 4 3 に接続されている。リード線 4 3 の各々は、その先端部分において電極 3 3 の内周面に溶接されるとともに、マルチルーメンチューブ 6 0 の管壁に形成され

た側孔から第3サブルーメン63Lに進入し、当該第3サブルーメン63Lに延在する。

[0098] 本実施形態の除細動カテーテル200は、マルチルーメンチューブ60の先端可撓部分を第1方向（矢印Aで示す方向）に撓ませるための第1操作作用ワイヤ511と、この先端可撓部分を第2方向（矢印Bで示す方向）に撓ませるための第2操作作用ワイヤ512とを備えている。

ここに、「先端可撓部分」とは、操作作用ワイヤ（第1操作作用ワイヤ511，第2操作作用ワイヤ512）を引張操作することによって撓むことのできるマルチルーメンチューブの先端領域をいう。

[0099] 第1操作作用ワイヤ511は、マルチルーメンチューブ60の第5サブルーメン65Lにおいて管軸方向に移動可能に挿通されている。第1操作作用ワイヤ511の先端部分は、例えば、先端チップ35の内部空間に充填されたはんだによって先端チップ35に接続固定されている。また、第1操作作用ワイヤ511の基端は、制御ハンドル80の摘まり85に接続されて、引張操作可能になっている。

[0100] 一方、第2操作作用ワイヤ512は、マルチルーメンチューブ60の第6サブルーメン66Lにおいて管軸方向に移動可能に挿通されている。第2操作作用ワイヤ512の先端部分は、例えば、先端チップ35の内部空間に充填されたはんだによって先端チップ35に接続固定されている。また、第2操作作用ワイヤ512の基端は、制御ハンドル80の摘まり85に接続されて引張操作可能になっている。

[0101] 制御ハンドル80の摘まり85を図4に示すA1方向に回転させると、第1操作作用ワイヤ511が引っ張られて第5サブルーメン65Lの基端側に移動し、先端可撓部分を第1方向（矢印Aで示す方向）に撓ませることができる。

一方、制御ハンドル80の摘まり85を図4に示すB1方向に回転させると、第2操作作用ワイヤ512が引っ張られて第6サブルーメン66Lの基端側に移動し、先端可撓部分を第2方向（矢印Bで示す方向）に撓ませること

ができる。

[0102] 図5に示すように、マルチルーメンチューブ60の第4サブルーメン64Lにはリード線が挿通されておらず、空きルーメンとなっている。

[0103] この実施形態の除細動カテーテル200によれば、第1リード線群41Gが延在している第1サブルーメン61Lと、第2リード線群42Gが延在している第2サブルーメン62Lとが、中央ルーメン60Lを挟んで互いに対向するように配置されていることにより、第1リード線群41Gと第2リード線群42Gとを、十分に離間させた状態で、マルチルーメンチューブ60内において完全に絶縁隔離することができる。これにより、心腔内除細動に必要な電圧が印加されたときに、第1リード線群41G（第1DC電極群31G）と第2リード線群42G（第2DC電極群32G）との間で短絡が発生することを確実に防止することができる。

[0104] <第3実施形態>

図6は、本実施形態の除細動カテーテル300の先端領域を示す横断面図である。

この除細動カテーテル300の外観形状は、図1および図2に示した第1実施形態に係

る除細動カテーテル100と同様であるため、その図示を省略するが、図6に示した横断面は、図2のB-B断面図と同じ位置における横断面である。

[0105] 本実施形態の除細動カテーテル300は、マルチルーメンチューブ70と、その基端に接続されたハンドルと、マルチルーメンチューブ70の先端領域に装着された8個のリング状電極からなる第1DC電極群と、第1DC電極群から基端側に離間してマルチルーメンチューブ70の先端領域に装着された8個のリング状電極からなる第2DC電極群と、第1DC電極群と第2DC電極群の間におけるマルチルーメンチューブ70の先端領域に装着された電位測定用の4個のリング状電極と、マルチルーメンチューブ70の先端に装着された先端チップと、第1DC電極群を構成する電極の各々に接続されたリード線41からなる第1リード線群41Gと、第2DC電極群を構成

する電極の各々に接続されたリード線42からなる第2リード線群42Gと、電位測定用のリング状電極の各々に接続されたリード線43とを備えてなり、第1DC電極群と第2DC電極群との間に互いに異なる極性の電圧を印加することにより、心腔内において除細動を行うカテーテルである。

[0106] 図6に示すように、この実施形態の除細動カテーテル300を構成するマルチルーメンチューブ70は、樹脂からなるインナー部701と、インナー部701を被覆する樹脂からなるアウター部702と、マルチルーメンチューブ70の全長にわたってアウター部702の内部に埋設された樹脂製の編組18とを備えてなるブレードチューブである。

[0107] マルチルーメンチューブ70（インナー部701）には、ガイドワイヤルーメンとしての中央ルーメン70Lと、この中央ルーメン70Lの周囲において8つのサブルーメン71L～78Lとが、それぞれ、樹脂チューブによって区画されることにより形成されている。

[0108] 図6に示すように、8つのサブルーメン71L～78Lの横断面は、それぞれ、中央ルーメン70Lより小径の円形である。

また、マルチルーメンチューブ70は、第1実施形態に係る除細動カテーテル100を構成するマルチルーメンチューブ10と同様に、その全長にわたって樹脂製の編組18によって補強されている。

[0109] マルチルーメンチューブ70において、第1サブルーメン71Lと、第5サブルーメン75Lとは、中央ルーメン70Lを挟んで対向するように配置されている。

第1サブルーメン71Lには、第1リード線群41Gを構成する3本のリード線41が延在し、第5サブルーメン75Lには、第2リード線群42Gを構成する3本のリード線42が延在している。

[0110] また、第2サブルーメン72Lと、第6サブルーメン76Lとは、中央ルーメン70Lを挟んで対向するように配置されている。

第2サブルーメン72Lには、第1リード線群41Gを構成する3本のリード線41が延在し、第6サブルーメン76Lには、第2リード線群42G

を構成する３本のリード線４２が延在している。

[0111] また、第３サブルーメン７３Ｌと、第７サブルーメン７７Ｌとは、中央ルーメン７０Ｌを挟んで対向するように配置されている。

第３サブルーメン７３Ｌには、第１リード線群４１Ｇを構成する２本のリード線４１が延在し、第７サブルーメン７７Ｌには、第２リード線群４２Ｇを構成する２本のリード線４２が延在している。

[0112] また、第４サブルーメン７４Ｌと、第８サブルーメン７８Ｌとは、中央ルーメン７０Ｌ

を挟んで対向するように配置されている。

第４サブルーメン７４Ｌには、電位測定用のリング状電極の各々に接続された４本のリード線４３が延在し、第８サブルーメン７８Ｌには操作用ワイヤ５１が延在している。

[0113] この実施形態の除細動カテーテル３００によれば、第１リード線群４１Ｇを構成する８本のリード線４１がサブルーメン７１Ｌ～７３Ｌに分かれて延在し、第２リード線群４２Ｇを構成する８本のリード線４２が、サブルーメン７１Ｌ～７３Ｌの各々に対向するサブルーメン７５Ｌ～７７Ｌに分かれて延在しており、リード線４１が延在する第１サブルーメン７１Ｌとリード線４２が延在する第７サブルーメン７７Ｌとの間には、操作用ワイヤ５１が延在する第８サブルーメン７８Ｌが形成され、リード線４１が延在する第３サブルーメン７３Ｌとリード線４２が延在する第５サブルーメン７５Ｌとの間には、リード線４３が延在する第４サブルーメン７４Ｌが形成されていて、リード線４１とリード線４２とが、円周方向に隣り合うサブルーメンには延在していないので、第１リード線群４１Ｇを構成するリード線４１と、第２リード線群４２Ｇを構成するリード線４２とを、十分に離間させた状態で、マルチルーメンチューブ７０内において完全に絶縁隔離することができる。これにより、心腔内除細動に必要な電圧が印加されたときに、第１リード線群４１Ｇ（第１ＤＣ電極群）と第２リード線群４２Ｇ（第２ＤＣ電極群）との間で短絡が発生することを確実に防止することができる。

[0114] なお、本実施形態の変形例として、第3サブルーメン73Lに延在している2本のリード線41を、それぞれ、第1サブルーメン71Lおよび第2サブルーメン72Lに延在させるとともに、第7サブルーメン77Lに延在している2本のリード線42を、それぞれ、第5サブルーメン75Lおよび第6サブルーメン76Lに延在させることにより、第3サブルーメン73Lおよび第7サブルーメン77Lを空きルーメンとしてもよい。

[0115] 以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、種々の変更が可能である。

例えば、電極が装着されるマルチルーメンチューブの先端領域を補強する編組を樹脂製（編組18と同様の編組）とし、電極が装着されていないマルチルーメンチューブの基端領域を補強する編組をステンレスなどの金属製としてもよい。

符号の説明

- [0116] 100 除細動カテーテル
10 マルチルーメンチューブ
10L 中央ルーメン
11L～14L サブルーメン
15 樹脂チューブ
16 インナー部
17 アウター部
18 編組
20 ハンドル
21 ハンドル本体
22 摘まり
24 ストレインリリーフ
31G 第1DC電極群
32G 第2DC電極群
31, 32, 33 電極

35 先端チップ
41G 第1リード線群
42G 第2リード線群
41, 42, 43 リード線
51 操作用ワイヤ
200 除細動カテーテル
60 マルチルーメンチューブ
60L 中央ルーメン
61L~66L サブルルーメン
68 インナー部
68 アウター部
67 樹脂チューブ
80 制御ハンドル
85 摘み
300 除細動カテーテル
70 マルチルーメンチューブ
70L 中央ルーメン
71L~78L サブルルーメン
701 インナー部
702 アウター部

請求の範囲

[請求項1] 絶縁性のチューブ部材と、前記チューブ部材の基端に接続されたハンドルと、前記チューブ部材の先端領域に装着された複数のリング状電極からなる第1電極群と、前記第1電極群から基端側に離間して前記チューブ部材の先端領域に装着された複数のリング状電極からなる第2電極群と、前記第1電極群を構成する電極の各々に接続されたりード線からなる第1リード線群と、前記第2電極群を構成する電極の各々に接続されたりード線からなる第2リード線群とを備えてなり、前記第1電極群と前記第2電極群との間に互いに異なる極性の電圧を印加することにより、心腔内において除細動を行うカテーテルであって、

前記チューブ部材は、ガイドワイヤを挿通可能な中央ルーメンと、前記中央ルーメンを挟んで対向するように配置された少なくとも一对のサブルーメンとを有するマルチルーメン構造体であり、

前記第1リード線群を構成するリード線は、対をなす前記サブルーメンの一方に延在し、前記第2リード線群を構成するリード線は、対をなす前記サブルーメンの他方に延在していることを特徴とする心腔内除細動カテーテル。

[請求項2] 前記第1リード線群が前記一对のサブルーメンの一方に延在し、前記第2リード線群が前記一对のサブルーメンの他方に延在していることを特徴とする請求項1に記載の心腔内除細動カテーテル。

[請求項3] 前記第1リード線群を構成するリード線が複数のサブルーメンに分かれて延在し、前記第2リード線群を構成するリード線が、前記第1リード線群を構成するリード線が延在している複数のサブルーメンの各々に前記中央ルーメンを挟んで対向する複数のサブルーメンに分かれて延在しており、前記第1リード線群を構成するリード線と、前記第2リード線群を構成するリード線とは、それぞれ、円周方向に隣り合うサブルーメンに延在していないことを特徴とする請求項1に記載

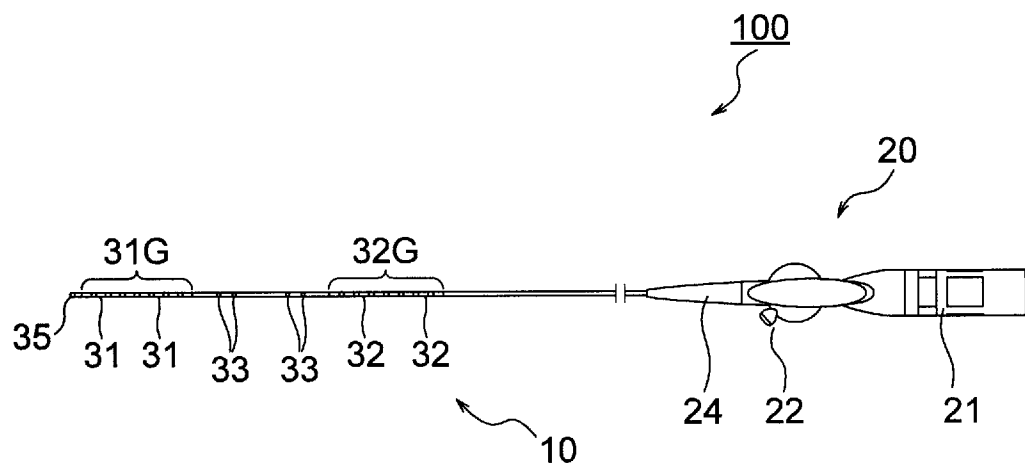
の心腔内除細動カテーテル。

[請求項4] 前記チューブ部材は、その全長にわたり編組によって補強されており、少なくとも前記チューブ部材の先端領域を補強している前記編組が樹脂製であることを特徴とする請求項 1 ～ 3 の何れかに記載の心腔内除細動カテーテル。

[請求項5] 前記チューブ部材は、その全長にわたり樹脂製の編組により補強されていることを特徴とする請求項 4 に記載の心腔内除細動カテーテル。
。

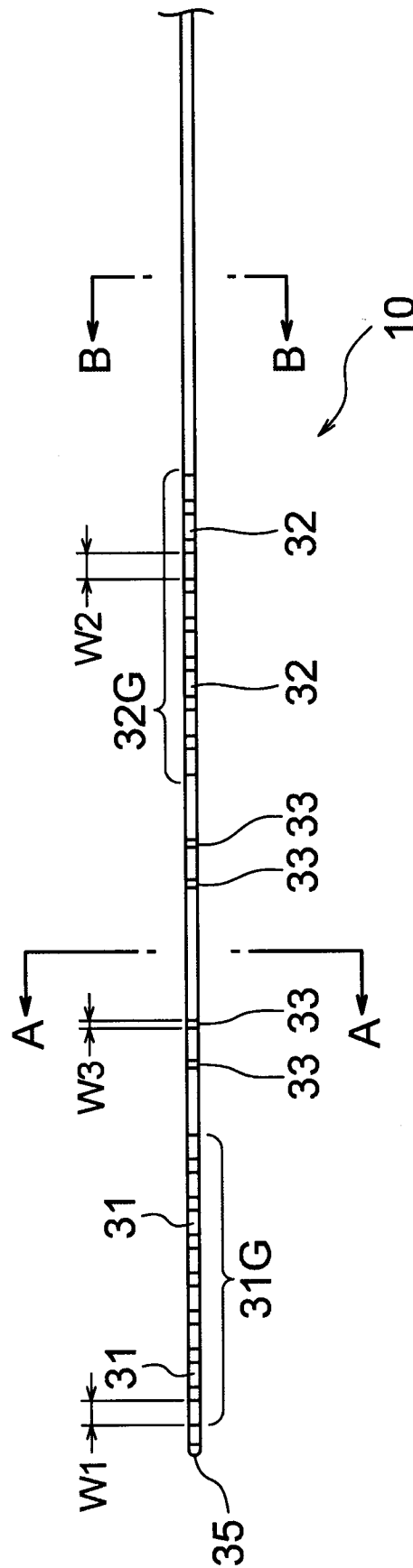
[図1]

FIG. 1



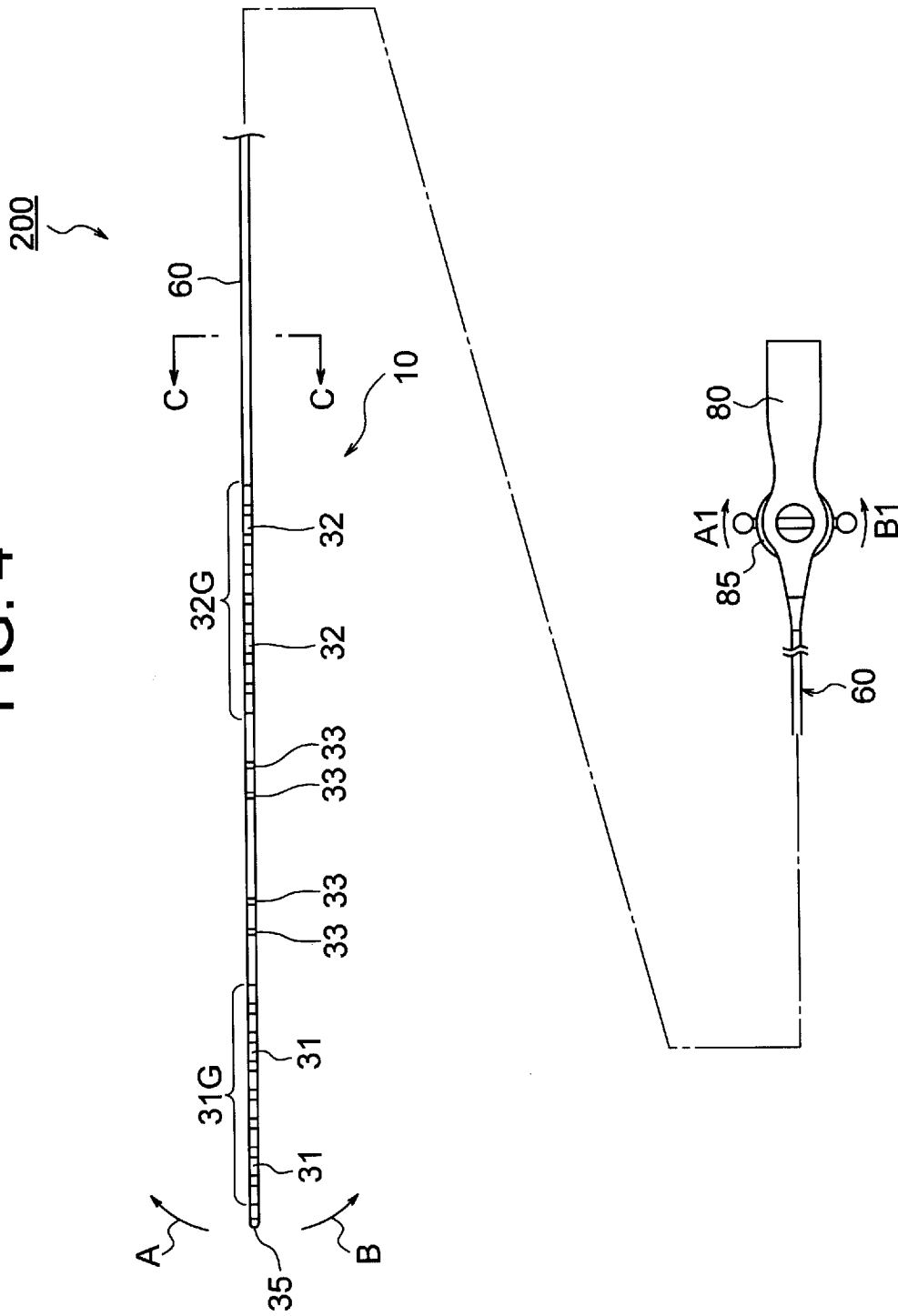
[図2]

FIG. 2



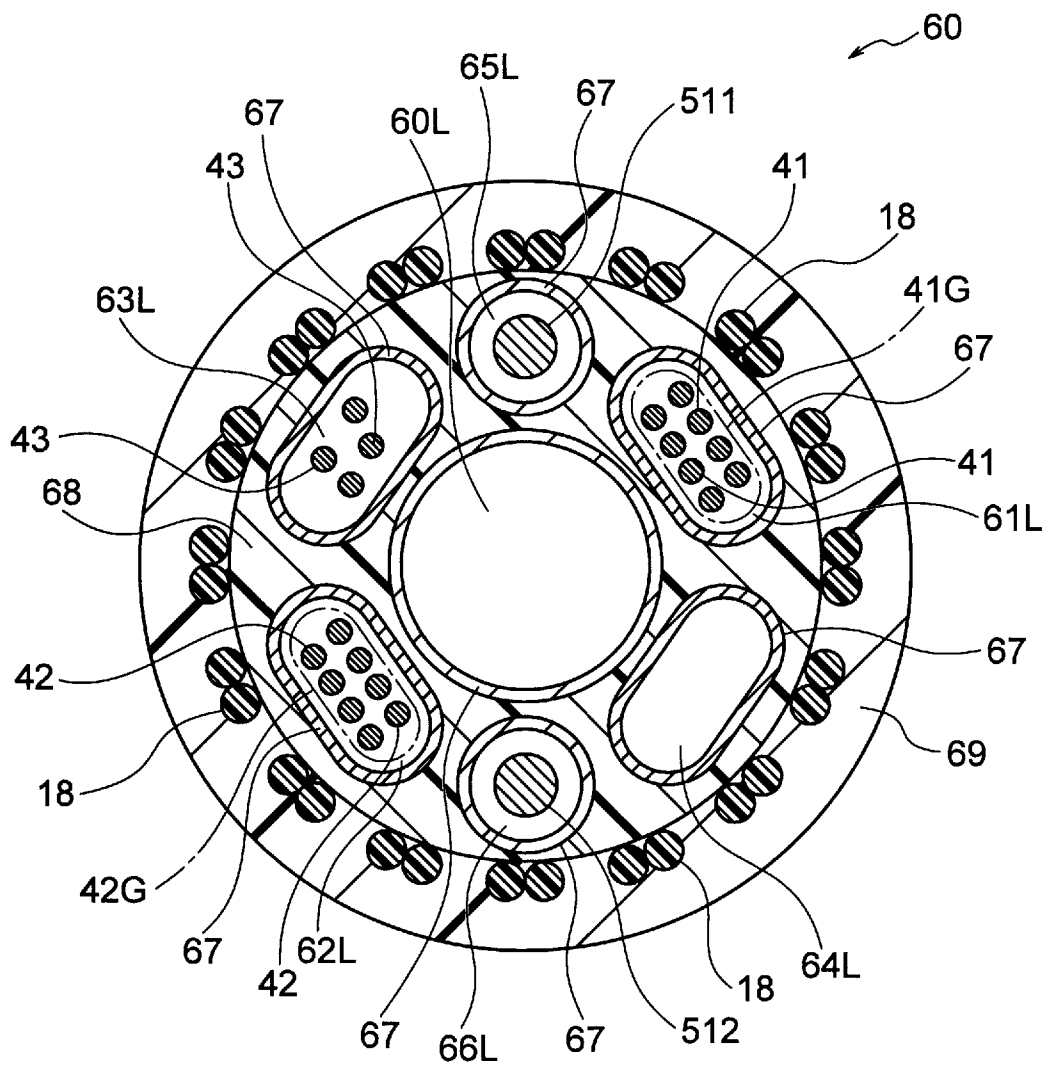
[図4]

FIG. 4



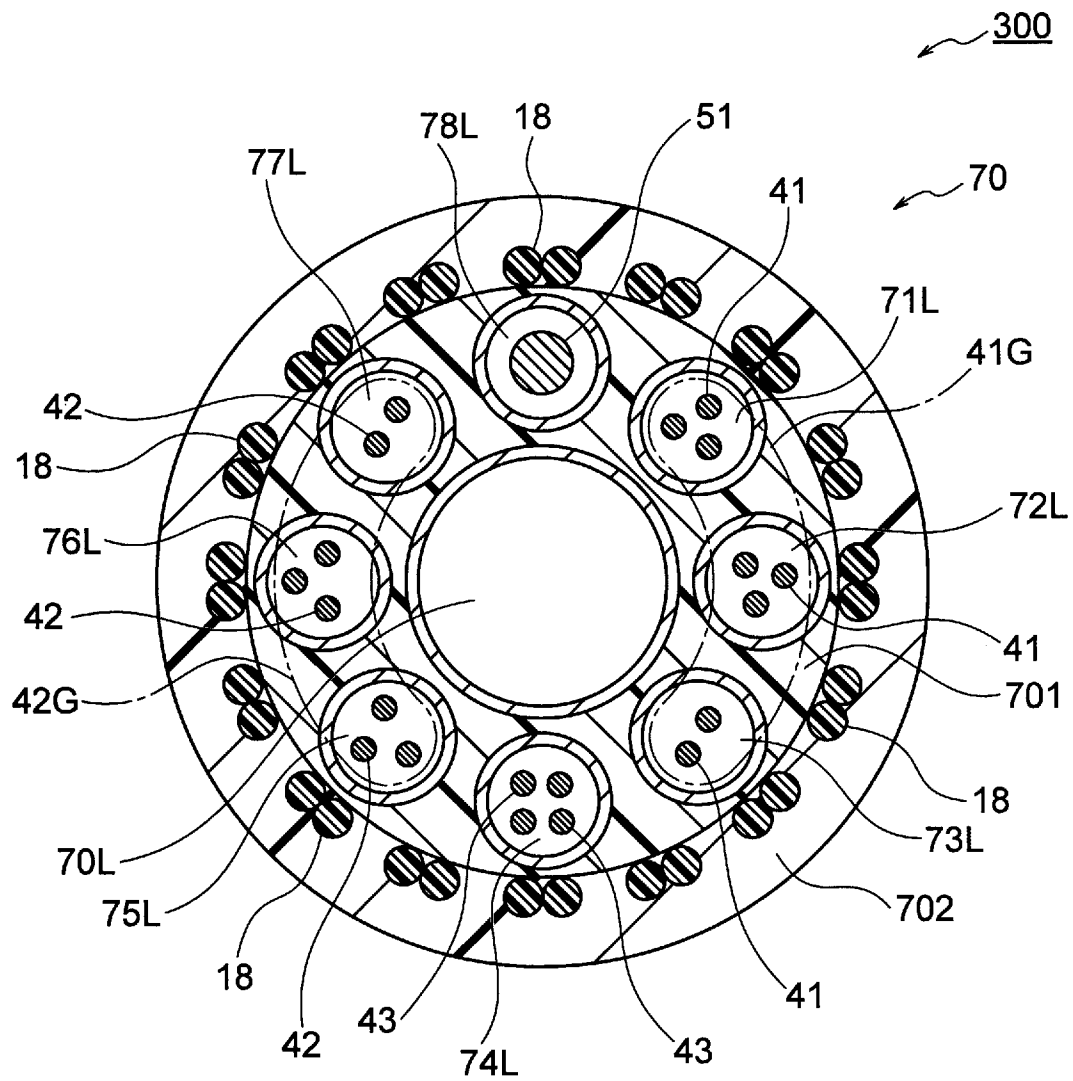
[図5]

FIG. 5



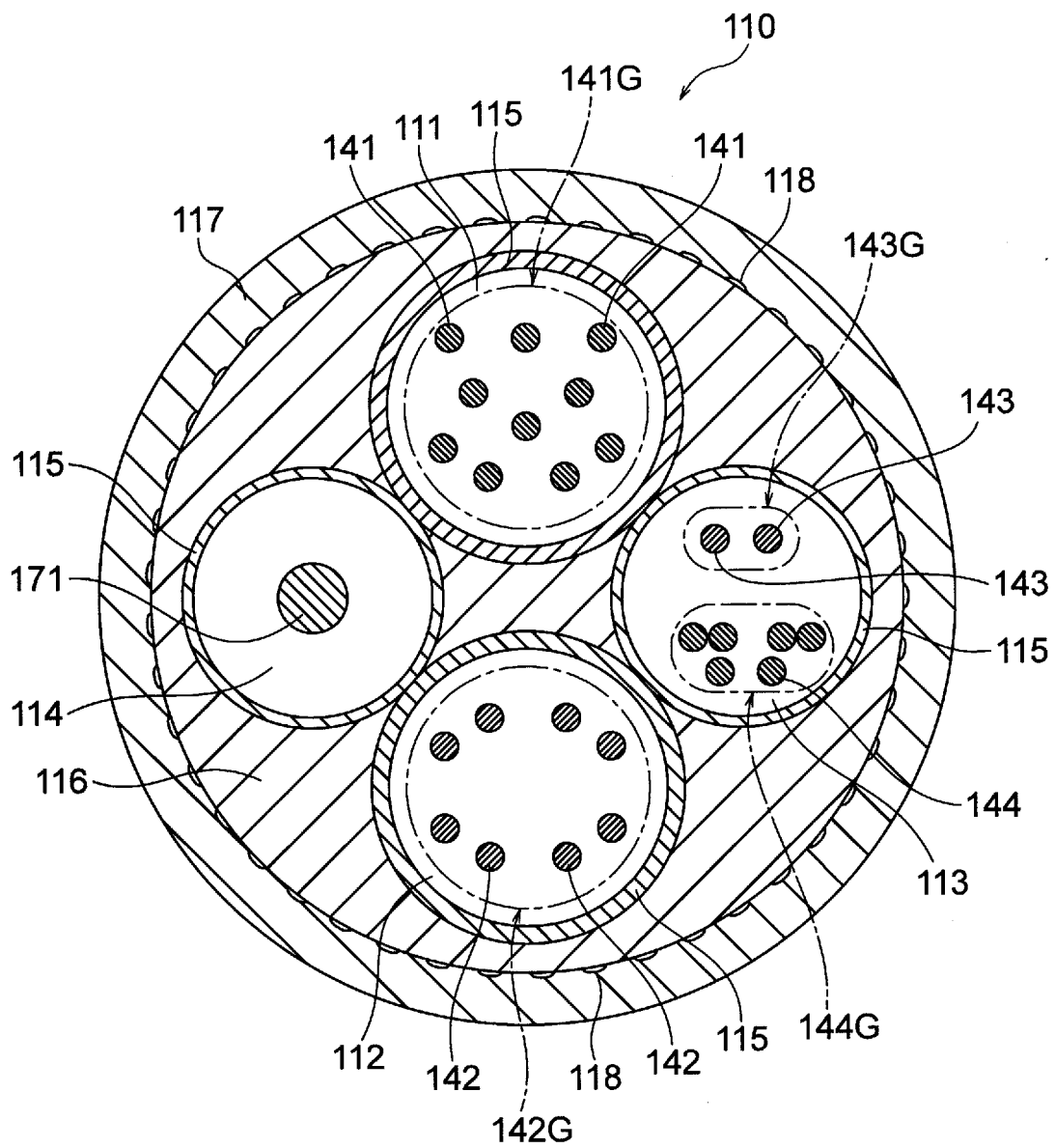
[図6]

FIG. 6



[図7]

FIG. 7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/087524

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N1/39(2006.01)i, A61N1/05(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N1/39, A61N1/05

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	US 5697965 A (PROCATH CORP.), 16 December 1997 (16.12.1997), column 2, line 34 to column 4, line 21; fig. 1 to 2, 5 (Family: none)	1-2 4-5 3
Y A	JP 2015-29517 A (Nipro Corp.), 16 February 2015 (16.02.2015), paragraphs [0038] to [0042], [0049] to [0051], [0055]; fig. 1 to 2, 7 (Family: none)	4-5 1-3
A	US 5755761 A (PHARMATARGET INC.), 26 May 1998 (26.05.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 January 2017 (31.01.17)

Date of mailing of the international search report
14 February 2017 (14.02.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/087524

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4608986 A (CORDIS CORP.), 02 September 1986 (02.09.1986), entire text; all drawings (Family: none)	1-5
A	JP 2012-50673 A (Nippon LifeLine Co., Ltd.), 15 March 2012 (15.03.2012), entire text; all drawings & WO 2012/029413 A1	1-5

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61N1/39(2006.01)i, A61N1/05(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61N1/39, A61N1/05

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	US 5697965 A (PROCATH CORPORATION)	1-2
Y	1997.12.16, 第2欄第34行-第4欄第21行, 図1-2, 5	4-5
A	(ファミリーなし)	3
Y	JP 2015-29517 A (ニプロ株式会社)	4-5
A	2015.02.16, 段落[0038]-[0042], [0049]-[0051], [0055], 図1-2, 7 (ファミリーなし)	1-3

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

31.01.2017

国際調査報告の発送日

14.02.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

宮崎 敏長

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

31

5570

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 5755761 A (PHARMATARGET INC.) 1998.05.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-5
A	US 4608986 A (CORDIS CORPORATION) 1986.09.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-5
A	JP 2012-50673 A (日本ライフライン株式会社) 2012.03.15, 全文, 全図 & WO 2012/029413 A1	1-5