(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2024年6月6日(06.06.2024)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2024/116321 A1

(51) 国際特許分類:
*A61B 18/16* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/044157

(22) 国際出願日： 2022年11月30日(30.11.2022)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(71) 出願人: 朝日インテック株式会社 (**ASAHI INTECC CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町３番地１００ Aichi (JP).

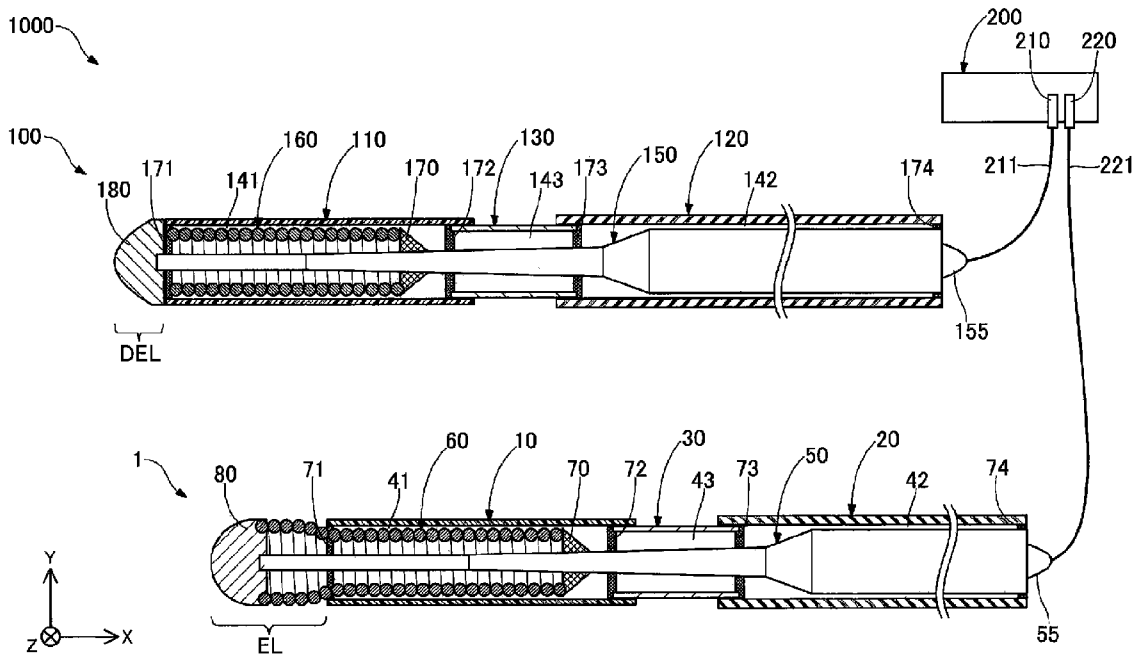
(72) 発明者: 岩田 尚純(**IWATA Naozumi**); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町３番地１００ 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP). 市川 智紀 (**ICHIKAWA Tomoki**); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町３番地１００ 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP). 岡本 聖真(**OKAMOTO Shoma**); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町３番地１００ 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP).

(74) 代理人: 田邊 淳也, 外 (**TANABE Junya** et al.); 〒4600008 愛知県名古屋市中区栄２－９－３０ 栄山吉ビル５階 いつわ国際特許事務所 Aichi (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE,

(54) **Title:** GUIDE WIRE AND MEDICAL SYSTEM

(54) 発明の名称： ガイドワイヤ、及び、医療システム




(57) **Abstract:** This guide wire is provided with an electroconductive core shaft, an electroconductive coil body disposed so as to surround one portion on the distal end side of the core shaft, an electroconductive distal end tip joined to the distal end of the core shaft and the distal end of the coil body, and an insulating tube that is made of a resin and that covers the coil body and the core shaft. The coil body has a covered part covered by the insulating tube, and a projecting part that is not covered by the insulating tube and that projects from the distal end of the insulating tube towards the distal end tip.

WO 2024/116321 A1

［続葉有］

KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

**(84)** 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能):ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告(条約第21条(3))

The projecting part of the coil body and the distal end tip constitute an electrode part for plasma ablation.

**(57)** 要約:ガイドワイヤは、導電性を有するコアシャフトと、導電性を有し、コアシャフトの先端側の一部分を取り囲んで配置されたコイル体と、導電性を有し、コアシャフトの先端とコイル体の先端とに接合された先端チップと、コイル体とコアシャフトとを覆う樹脂製の絶縁チューブと、を備える。コイル体は、絶縁チューブに覆われた被覆部と、絶縁チューブに覆われず、絶縁チューブの先端から先端チップの側に向かって突出した突出部と、を有しており、コイル体の突出部と、先端チップとが、プラズマアブレーションのための電極部を構成する。

# 明　細　書

## 発明の名称 ： ガイドワイヤ、及び、医療システム

## 技術分野

[0001]　本発明は、ガイドワイヤ、及び、医療システムに関する。

## 背景技術

[0002]　近年、心臓の拍動リズムに異常をきたす不整脈や、血管内が病変部によって閉塞される慢性完全閉塞（ＣＴＯ：Chronic Total Occlusion）の治療方法として、プラズマ流を用いて生体組織をアブレーション（焼灼）するプラズマアブレーション治療が知られている。例えば、特許文献１には、低温プラズマ型切開メスデバイスが開示されている。特許文献１に記載のデバイスは、送信電極と、同一のカテーテルを介して挿入されるループ電極とを備え、送信電極が、自身とループ電極との間に電圧が印加されることでプラズマを発生して対象を蒸散・切除する。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0003] 特許文献1：特表２０２１－５１６１３８号公報

## 発明の概要

## 発明が解決しようとする課題

[0004]　プラズマアブレーション治療では、プラズマガイドワイヤと共に、リターン電極を有するガイドワイヤを血管内に挿入した状態で、高周波発生器からプラズマガイドワイヤとガイドワイヤとに高周波を印加する。これにより、プラズマガイドワイヤの先端部に設けられた先端電極と、ガイドワイヤに設けられたリターン電極との間の電位差に起因して、両電極間にストリーマコロナ放電が生じる。このストリーマコロナ放電によって、プラズマガイドワイヤの先端電極の近傍にあるＣＴＯをアブレーションすることができる。ここで、プラズマガイドワイヤの先端電極において正しくプラズマを発生させるために、ガイドワイヤに設けられるリターン電極の表面積は、プラズマガ

イドワイヤの先端電極の表面積よりも大きい必要がある。

[0005] また、ガイドワイヤは血管内に挿入されるため、先端部を柔軟な構成として安全性を向上させることが求められている。しかし、特許文献１に記載のデバイスでは、ループ電極の先端部の柔軟性を向上させることについて何ら考慮されていない。なお、このような課題は、血管系に限らず、リンパ腺系、胆道系、尿路系、気道系、消化器官系、分泌腺及び生殖器官といった、生体管腔内に挿入されるガイドワイヤの全般に共通する。そのほか、医療装置においては、使い勝手の向上が求められていた。

[0006] 本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、先端に電極部を有するガイドワイヤにおいて、先端部の柔軟性を向上させることを目的とする。

## 課題を解決するための手段

[0007] 本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態として実現することが可能である。

[0008] （１）本発明の一形態によれば、ガイドワイヤが提供される。このガイドワイヤは、導電性を有するコアシャフトと、導電性を有し、前記コアシャフトの先端側の一部分を取り囲んで配置されたコイル体と、導電性を有し、前記コアシャフトの先端と前記コイル体の先端とに接合された先端チップと、前記コイル体と前記コアシャフトとを覆う樹脂製の絶縁チューブと、を備え、前記コイル体は、前記絶縁チューブに覆われた被覆部と、前記絶縁チューブに覆われず、前記絶縁チューブの先端から前記先端チップの側に向かって突出した突出部と、を有しており、前記コイル体の前記突出部と、前記先端チップとが、プラズマアブレーションのための電極部を構成する。

[0009] この構成によれば、コイル体は、絶縁チューブに覆われず、絶縁チューブの先端から先端チップの側に向かって突出した突出部を有しており、コイル体の突出部と、先端チップとが、プラズマアブレーションのための電極部を構成する。すなわち、本構成によれば、電極部の表面積は、コイル体の突出部の表面積と先端チップの表面積との和になる（換言すれば、コイル体の突

出部の表面積を電極部の表面積に加算できる）ため、先端チップのみで電極部を構成していた従来の構成と比べて、電極部の表面積を容易に大きくできる。また、先端チップのみで電極部を構成した場合には、電極部の表面積を大きくするために先端チップを大きくする必要があり、ガイドワイヤ先端部の柔軟性を損なう虞があるところ、本構成によれば、電極部の表面積は、コイル体の突出部の表面積と先端チップの表面積との和になるため、先端チップを過剰に大きくする必要がなく、ガイドワイヤ先端部の柔軟性を損なう虞がない。さらに、突出部はコイル状であるため、ガイドワイヤの先端部（電極部）が血管壁に衝突した場合であっても、突出部によって衝撃を和らげることができ、血管壁の損傷を抑制できる。この結果、先端に電極部を有するガイドワイヤにおいて、先端部の柔軟性を向上させ、手技の安全性を向上させることができる。

[0010] （２）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記突出部は、一定の外径を有するストレート部と、前記ストレート部よりも基端側に設けられたテーパ部であって、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ部と、を有していてもよい。

この構成によれば、突出部は、一定の外径を有するストレート部と、ストレート部よりも基端側において、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ部と、を有するため、突出部の表面積をより大きくすること、すなわち、電極部の表面積をより大きくすることができる。電極部の表面積を大きくすることは、Ｘ線画像（アンギオ画像）における電極部の視認性向上にも寄与できるため、ガイドワイヤの使い勝手を向上できる。また、電極部の表面積を大きくすることは、血管穿孔リスクの低減につながるため、ガイドワイヤの安全性を向上できる。

[0011] （３）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記ストレート部の基端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径と等しくてもよい。

この構成によれば、ストレート部の基端の外径は、絶縁チューブの先端の外径と等しいため、ガイドワイヤの先端側全体（具体的には、テーパ部を除

く電極部と、絶縁チューブ）の外径を一定とすることができる。この結果、血管内におけるガイドワイヤの引っ掛かりや、他の併用デバイスに対するガイドワイヤの引っ掛かりが生じることを抑制できる。

[0012] （４）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記突出部は、一定の第１外径を有し、前記被覆部は、前記第１外径よりも小さな一定の第２外径を有しており、前記コイル体には、前記突出部と前記被覆部との間に、外径が前記第１外径から前記第２外径に変化する段差部が設けられていてもよい。

この構成によれば、突出部は一定の第１外径を有しており、突出部の第１外径は被覆部の第２外径よりも大きいため、突出部の表面積をより大きくすること、すなわち、電極部の表面積をより大きくすることができる。この結果、ガイドワイヤの使い勝手をより一層向上できると共に、ガイドワイヤの安全性をより一層向上できる。

[0013] （５）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記突出部は、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ形状であり、前記突出部の先端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径よりも大きくてもよい。

この構成によれば、突出部は、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ形状であり、突出部の先端の外径は、絶縁チューブの先端の外径よりも大きいため、突出部の表面積をより大きくすること、すなわち、電極部の表面積をより大きくすることができる。この結果、ガイドワイヤの使い勝手をより一層向上できると共に、ガイドワイヤの安全性をより一層向上できる。

[0014] （６）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記突出部の基端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径と等しくてもよい。

この構成によれば、突出部の基端の外径は、絶縁チューブの先端の外径と等しいため、ガイドワイヤの先端側全体（具体的には、電極部と絶縁チューブ）の外径を一定とすることができる。この結果、血管内におけるガイドワイヤの引っ掛かりや、他の併用デバイスに対するガイドワイヤの引っ掛かりが生じることを抑制できる。

[0015] （７）上記形態のガイドワイヤにおいて、前記電極部は、リターン電極であってもよい。

この構成によれば、電極部はリターン電極であるため、ガイドワイヤを、プラズマガイドワイヤと併用して使用される、いわゆるリターンガイドワイヤとして構成できる。

[0016] （８）本発明の一形態によれば、医療システムが提供される。この医療システムは、上記形態のガイドワイヤと、先端電極を備えるプラズマガイドワイヤと、を備え、高周波発生器から前記ガイドワイヤと前記プラズマガイドワイヤとに高周波が印加されることにより、前記ガイドワイヤの前記電極部は、前記プラズマガイドワイヤの前記先端電極にプラズマを生じさせるリターン電極となる。

この構成によれば、プラズマガイドワイヤと、プラズマガイドワイヤと併用して使用されるガイドワイヤ（いわゆるリターンガイドワイヤ）と、を備える医療システムを提供できる。

[0017] なお、本発明は、種々の態様で実現することが可能であり、例えば、ガイドワイヤ、プラズマガイドワイヤ、これらを備える医療システム、及びこれらの製造方法などの形態で実現することができる。

## 図面の簡単な説明

[0018] [図1]医療システムの構成を示す説明図である。

[図2]ガイドワイヤの断面構成を例示した説明図である。

[図3]ガイドワイヤの先端側の一部分の拡大断面図である。

[図4]医療システムの使用方法について説明する図である。

[図5]第２実施形態のガイドワイヤの先端側の一部分の拡大断面図である。

[図6]第３実施形態のガイドワイヤの先端側の一部分の拡大断面図である。

[図7]第４実施形態のガイドワイヤの先端側の一部分の拡大断面図である。

[図8]第５実施形態のガイドワイヤの断面構成を例示した説明図である。

[図9]第６実施形態のガイドワイヤの断面構成を例示した説明図である。

## 発明を実施するための形態

[0019] ＜第１実施形態＞

図１は、医療システム１０００の構成を示す説明図である。医療システム１０００は、プラズマ流を用いて生体組織をアブレーション（焼灼）することによって、慢性完全閉塞（ＣＴＯ：Chronic Total Occlusion）を開通させたり、軽度～中等度の狭窄、有意狭窄、不整脈等を治療したりする目的で使用されるシステムである。医療システム１０００は、ガイドワイヤ１と、プラズマガイドワイヤ１００と、ＲＦジェネレータ２００とを備えている。

[0020] プラズマガイドワイヤ１００は、先端に先端電極ＤＥＬを有し、先端電極ＤＥＬにおいてプラズマを生じさせて、ＣＴＯ等の対象組織をアブレーション（焼灼）するデバイスである。ガイドワイヤ１は、先端にリターン電極として機能する電極部ＥＬを有し、プラズマガイドワイヤ１００と併用されることで、プラズマガイドワイヤ１００にプラズマを生じさせるデバイスである。ＲＦジェネレータ２００は、プラズマガイドワイヤ１００と、ガイドワイヤ１とに高周波を印加する装置である。以降では、ガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００を血管内のＣＴＯ開通のために用いる場合を例示して説明するが、ガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００は、血管系に限らず、リンパ腺系、胆道系、尿路系、気道系、消化器官系、分泌腺及び生殖器官といった、生体管腔内に挿入して使用できる。

[0021] プラズマガイドワイヤ１００は、長尺状の外形を有しており、先端チップ１８０と、第１チューブ１１０と、第２チューブ１２０と、第３チューブ１３０と、コアシャフト１５０と、コイル体１６０と、コイル固定部１７０と、第１固定部１７１と、第２固定部１７２と、第３固定部１７３と、第４固定部１７４とを備えている。

[0022] 先端チップ１８０は、導電性を有しており、ガイドワイヤ１の電極部ＥＬとの間で放電を生じさせる先端電極ＤＥＬとして機能する部材である。先端チップ１８０は、プラズマガイドワイヤ１００の最も先端側に設けられている。先端チップ１８０は、血管内でのプラズマガイドワイヤ１００の進行をスムーズにし、かつ、プラズマを生じさせやすくするために、基端側から先

端側にかけて縮径した外側形状を有している。図１に示すように、本実施形態の先端チップ１８０は、ガイドワイヤ１の先端チップ８０と比較して、三角錐に近い形状（先端が丸みを帯びた三角錐形状）を有している。

[0023] コアシャフト１５０は、導電性を有しており、プラズマガイドワイヤ１００の中心軸を構成する部材である。コアシャフト１５０は、プラズマガイドワイヤ１００の長手方向に延びる長尺状の外形を有している。コイル体１６０は、導電性を有しており、コアシャフト１５０の先端側の一部分を取り囲んで配置されている。コイル体１６０は、導電性を有する素線を螺旋状に巻回して形成されている。コイル体１６０は、１本の素線を単条に巻回して形成される単条コイルであってもよく、複数本の素線を多条に巻回して形成される多条コイルであってもよく、複数本の素線を撚り合せた撚線を単条に巻回して形成される単条撚線コイルであってもよく、複数本の素線を撚り合せた撚線を複数用い、各撚線を多条に巻回して形成される多条撚線コイルであってもよい。

[0024] 第１チューブ１１０、第２チューブ１２０、及び第３チューブ１３０は、いずれも、絶縁性樹脂により形成された円筒状の管状体である。第１チューブ１１０は、先端チップ１８０よりも基端側に配置されて、コアシャフト１５０の先端側とコイル体１６０とを覆っている。第２チューブ１２０は、第３チューブ１３０よりも基端側に配置されて、コアシャフト１５０の基端側を覆っている。第３チューブ１３０は、第１チューブ１１０と第２チューブ１２０との間に配置されて、コアシャフト１５０の中間部を覆っている。第３チューブ１３０の先端部は、第１チューブ１１０の基端部に接合されている。第３チューブ１３０の基端部は、第２チューブ１２０の先端部に接合されている。第３チューブ１３０の外径は、第１チューブ１１０の外径よりも小さく、かつ、第２チューブ１２０の外径よりも小さい。第３チューブ１３０は、第３チューブ１３０の先端部が、第１チューブ１１０の基端部と重なって配置されており、第３チューブ１３０の基端部が、第２チューブ１２０の先端部と重なって配置されている。

[0025] 第１チューブ１１０は、コアシャフト１５０及びコイル体１６０との間において、気体が充填された気体層１４１を形成している。第２チューブ１２０は、コアシャフト１５０との間において、気体が充填された気体層１４２を形成している。第３チューブ３０は、コアシャフト１５０との間において、気体が充填された気体層１４３を形成している。気体層１４１，１４２，１４３を構成する気体としては、空気や、六フッ化硫黄（ＳＦ６）ガスや、水素（$H_2$）ガスを利用できる。なお、気体として空気が用いられる場合、気体層１４１，１４２，１４３は、空気層１４１，１４２，１４３とも呼ぶことができる。

[0026] コイル固定部１７０は、コイル体１６０の基端部と、コアシャフト１５０の一部分とを固定する部材である。第１固定部１７１は、第１チューブ１１０の先端部に設けられており、第１チューブ１１０の先端部と、コアシャフト１５０の先端部と、コイル体１６０の先端部とを固定する部材である。第２固定部１７２は、第３チューブ１３０の先端部に設けられており、第３チューブ１３０の先端部と、第１チューブ１１０の基端部と、コアシャフト１５０の一部分とを固定する部材である。第３固定部１７３は、第３チューブ１３０の基端部に設けられており、第３チューブ１３０の基端部と、第２チューブ１２０の先端部と、コアシャフト１５０の一部分とを固定する部材である。第４固定部１７４は、第２チューブ１２０の基端部に設けられており、第２チューブ１２０の基端部と、コアシャフト１５０の基端部とを固定する部材である。

[0027] コアシャフト１５０と、先端チップ１８０とは、導電性を有する任意の材料により形成でき、例えば、クロムモリブデン鋼、ニッケルクロムモリブデン鋼、ＳＵＳ３０４等のステンレス鋼、ニッケルチタン合金等により形成できる。なお、先端チップ８０は、コアシャフト１５０の先端部をレーザ等により溶融させることによって形成してもよい。第１チューブ１１０、第２チューブ１２０、及び第３チューブ１３０は、絶縁性を有する任意の材料により形成でき、例えば、四フッ化エチレンとパーフルオロアルコキシエチレン

との共重合体（ＰＦＡ）、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン－プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリエチレンテレフタラートなどのポリエステル、ポリ塩化ビニル、エチレン－酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン－酢酸ビニル共重合体、ポリウレタンなどの熱可塑性樹脂、ポリアミドエラストマー、ポリオレフィンエラストマー、シリコーンゴム、ラテックスゴム、ポリエーテルエーテルケトン、ポリエーテルイミド、ポリアミドイミド、ポリサルフォン、ポリイミド、ポリエーテルサルフォン等のスーパーエンジニアリングプラスチック等により形成できる。第１チューブ１１０、第２チューブ１２０、及び第３チューブ１３０は、それぞれ同一の材料により形成されてもよいし、異なる材料により形成されてもよい。コイル固定部１７０と、第１固定部１７１と、第２固定部１７２と、第３固定部１７３と、第４固定部１７４とは、任意の接合剤、例えば、エポキシ系接着剤などの任意の接合剤により形成できる。

[0028] ＲＦジェネレータ２００は、第１端子２１０と第２端子２２０との間に高周波電力を出力する装置である。第１端子２１０からは、第１ケーブル２１１が延伸している。第１ケーブル２１１は、プラズマガイドワイヤ１００の基端部１５５に接続されている。第２端子２２０からは、第２ケーブル２２１が延伸している。第２ケーブル２２１は、ガイドワイヤ１の基端部５５に接続されている。第１ケーブル２１１と第２ケーブル２２１とは、導電性を有する電線である。なお、第１ケーブル２１１と第２ケーブル２２１には、ケーブルコネクタ（ケーブル同士を物理的かつ電気的に接続するための接続端子）が設けられていてもよい。ＲＦジェネレータ２００は「高周波発生器」として機能する。

[0029] 図２は、ガイドワイヤ１の断面構成を例示した説明図である。図３は、ガイドワイヤ１の先端側の一部分の拡大断面図である。図２及び図３は、図１と同様に、縦断面に沿った断面を表している。以降、図１～図３を用いて、ガイドワイヤ１の構成について説明する。ガイドワイヤ１は、上述の通り、先端にリターン電極として機能する電極部ＥＬを有し、プラズマガイドワイ

ヤ１００と併用されることで、プラズマガイドワイヤ１００にプラズマを生じさせるデバイスである。

[0030] なお、図２及び図３では、ガイドワイヤ１の中心を通る軸を軸線Ｏ（一点鎖線）で表す。図２及び図３の例では、軸線Ｏは、ガイドワイヤ１の各構成部材、すなわち、第１チューブ１０、第２チューブ２０、第３チューブ３０、先端チップ８０、コアシャフト５０、及びコイル体６０の各中心を通る軸と一致している。しかし、軸線Ｏは、ガイドワイヤ１の各構成部材の各中心軸と相違していてもよい。また、図２及び図３には、相互に直交するＸＹＺ軸を図示する。Ｘ軸はガイドワイヤ１の長手方向に対応し、Ｙ軸はガイドワイヤ１の高さ方向に対応し、Ｚ軸はガイドワイヤ１の幅方向に対応する。図２及び図３の左側（－Ｘ軸方向）をガイドワイヤ１及び各構成部材の「先端側」と呼び、図２及び図３の右側（＋Ｘ軸方向）をガイドワイヤ１及び各構成部材の「基端側」と呼ぶ。長手方向（Ｘ軸方向）における両端のうち、先端側に位置する一端を「先端」と呼び、基端側に位置する他端を「基端」と呼ぶ。先端及びその近傍を「先端部」と呼び、基端及びその近傍を「基端部」と呼ぶ。先端側は生体内部へ挿入され、基端側は医師等の術者により操作される。これらの点は、以降の図においても共通する。

[0031] ガイドワイヤ１は、長尺状の外形を有しており、第１チューブ１０と、第２チューブ２０と、第３チューブ３０と、コアシャフト５０と、先端チップ８０と、コイル体６０と、コイル固定部７０と、第１固定部７１と、第２固定部７２と、第３固定部７３と、第４固定部７４とを備えている。

[0032] 先端チップ８０は、導電性を有しており、ガイドワイヤ１と併用されるプラズマガイドワイヤ１００の先端チップ１８０（図１）に放電を生じさせる部材である。先端チップ８０は、ガイドワイヤ１の最も先端側（換言すれば、ガイドワイヤ１の先端部）に設けられている。先端チップ８０は、血管内でのガイドワイヤ１の進行をスムーズにするために、基端側から先端側にかけて縮径した外側形状を有している。図２及び図３に示すように、本実施形態の先端チップ８０は、半球状である。先端チップ８０の外径の最大値（換

言すれば、先端チップ８０の基端部の外径）は、後述する突出部６１の外径Φ１と略同一である。先端チップ８０の基端部は、コアシャフト５０の先端と、コイル体６０の先端６８とに接合されている。接合には、エポキシ系接着剤などの任意の接合剤を利用できる。また、接合手段としてレーザ溶接等を用いてもよい。

[0033] コアシャフト５０は、導電性を有しており、ガイドワイヤ１の中心軸を構成する部材である。コアシャフト５０は、ガイドワイヤ１の長手方向に延びる長尺状の外形を有している。コアシャフト５０は、先端から基端に向かって、細径部５１と、第１テーパ部５２と、第２テーパ部５３と、太径部５４とを有している。細径部５１は、コアシャフト５０の外径が最も細い部分であり、先端から基端まで一定の外径を有する略円柱形状である。第１テーパ部５２は、細径部５１と第２テーパ部５３との間に設けられた部分であり、基端側から先端側にかけて縮径した外側形状を有している。第２テーパ部５３は、第１テーパ部５２と太径部５４との間に設けられた部分であり、基端側から先端側にかけて、第１テーパ部５２とは異なる角度で外径が縮径した外側形状を有している。太径部５４は、コアシャフト５０の外径が最も太い部分であり、先端から基端まで一定の外径を有する略円柱形状である。太径部５４の基端部５５は、太径部５４の基端面が隆起した部分である。

[0034] なお、本実施形態において「一定」とは「概ね一定」と同義であり、製造誤差等に起因したぶれを許容しつつ、概ね一定であることを意味する。また、本実施形態において「外径」及び「内径」とは、部材（または内腔）の横断面が楕円形状である場合、任意の横断面において最も長い部分の長さを採用する。

[0035] コイル体６０は、導電性を有しており、コアシャフト５０の先端側の一部分を取り囲んで配置されている。図２の例では、コイル体６０は、コアシャフト５０のうちの、細径部５１と、第１テーパ部５２の先端側の一部分とをそれぞれ取り囲んで配置されている。コイル体６０は、導電性を有する素線を螺旋状に巻回して形成されている。コイル体６０は、１本の素線を単条に

巻回して形成される単条コイルであってもよく、複数本の素線を多条に巻回して形成される多条コイルであってもよく、複数本の素線を撚り合せた撚線を単条に巻回して形成される単条撚線コイルであってもよく、複数本の素線を撚り合せた撚線を複数用い、各撚線を多条に巻回して形成される多条撚線コイルであってもよい。

[0036] 図２に示すように、コイル体６０は、突出部６１と、被覆部６２とを有している。被覆部６２は、コイル体６０のうち、絶縁チューブ１０，２０，３０（具体的には、第１チューブ１０）に覆われた部分である。突出部６１は、コイル体６０のうち、絶縁チューブ１０，２０，３０に覆われておらず、絶縁チューブ１０，２０，３０（具体的には、第１チューブ１０）の先端１１ａから先端チップ８０の側に向かって突出した部分である。換言すれば、突出部６１は、コイル体６０のうち、第１チューブ１０の先端１１ａから、先端側に向かって（－Ｘ軸方向に向かって）突出した部分とも言える。

[0037] 図３に示すように、コイル体６０の突出部６１は、ストレート部６１１と、テーパ部６１２とを有している。ストレート部６１１は、突出部６１のうち、一定の外径Φ１を有する部分である。ストレート部６１１は、コイル体６０の最も先端側（換言すれば、テーパ部６１２よりも先端側）に設けられている。テーパ部６１２は、突出部６１のうち、ストレート部６１１よりも基端側に設けられた部分であって、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径した部分である。なお、本実施形態において、突出部６１、被覆部６２、ストレート部６１１、及びテーパ部６１２の「外径」とは、各部を構成する素線のうち、外径が最も大きい箇所における外径を採用する。

[0038] 第１チューブ１０、第２チューブ２０、及び第３チューブ３０は、いずれも、絶縁性樹脂により形成された円筒状の管状体である。第１チューブ１０、第２チューブ２０、及び第３チューブ３０を総称して「絶縁チューブ１０，２０，３０」とも呼ぶ。

[0039] 第１チューブ１０は、先端チップ８０及び突出部６１よりも基端側、かつ、第２チューブ２０及び第３チューブ３０よりも先端側に配置されている。

第１チューブ１０は、コイル体６０の被覆部６２と、コアシャフト５０の一部分（具体的には、細径部５１の基端側の一部分と、第１テーパ部５２の先端側の一部分）とを覆っている。第１チューブ１０の内径は、被覆部６２の外径よりも大きい。第１チューブ１０の厚さ及び長さは、任意に決定してよい。第２チューブ２０は、第１チューブ１０及び第２チューブ２０よりも基端側に配置されている。第２チューブ２０は、コアシャフト５０の第１テーパ部５２の基端部と、第２テーパ部５３と、太径部５４とを覆っている。なお、太径部５４の基端部５５は、第２チューブ２０に覆われておらず外部に露出している。第２チューブ２０の内径は、コアシャフト５０の太径部５４の外径よりも大きい。第２チューブ２０の厚さ及び長さは、任意に決定してよい。

[0040] 第３チューブ３０は、第１チューブ１０と第２チューブ２０との間に配置されている。第３チューブ３０は、コアシャフト５０の第１テーパ部５２の中央部分を覆っている。第３チューブ３０の厚さ及び長さは、任意に決定してよい。図２に示すように、第３チューブ３０の先端部３１は、第１チューブ１０の基端部１２に接合されている。また、第３チューブ３０の基端部３２は、第２チューブ２０の先端部２１に接合されている。ここで、第３チューブ３０の外径は、第１チューブ１０の外径よりも小さく、かつ、第２チューブ２０の外径よりも小さい。また、図２に示すように、第３チューブ３０は、第３チューブ３０の先端部３１が、第１チューブ１０の基端部１２と重なって配置されており、第３チューブ３０の基端部３２が、第２チューブ２０の先端部２１と重なって配置されている。このため、第３チューブ３０は、先端部３１の外周面３４が、第１チューブ１０の基端部１２の内周面１３と接合され、基端部３２の外周面３４が、第２チューブ２０の先端部２１の内周面２３と接合されている。第３チューブ３０のうち、先端部３１と基端部３２との間に位置する部分（中間部）は、第１チューブ１０や第２チューブ２０に覆われておらず、外部に露出している。

[0041] 第１チューブ１０、第２チューブ２０、及び第３チューブ３０の接合には

、エポキシ系接着剤などの任意の接合剤を利用できる。図２には、第３チューブ３０と第１チューブ１０との接合部分を先端側接合部８２（破線丸枠）として示し、第３チューブ３０と第２チューブ２０との接合部分を基端側接合部８３（破線丸枠）として示す。図２に示すように、本実施形態の絶縁チューブ１０，２０，３０は、第３チューブ３０が設けられた中間部においてくびれた形状を有している。

[0042] 図２に示すように、第１チューブ１０は、第１チューブ１０の内周面１３と、コアシャフト５０及び被覆部６２の外周面との間において、気体が充填された気体層４１を形成している。気体層４１は、周方向の全体に設けられている。また、気体層４１は、第１固定部７１と第２固定部７２とが設けられている箇所を除いて、第１チューブ１０の先端部１１から基端部１２までの長手方向の全体（具体的には、第１固定部７１の基端から第２固定部７２の先端までの長手方向の全体）に設けられている。第２チューブ２０は、第２チューブ２０の内周面２３と、コアシャフト５０の外周面との間において、気体が充填された気体層４２を形成している。気体層４２は、気体層４１と同様に、周方向の全体に設けられている。また、気体層４２は、第３固定部７３と第４固定部７４とが設けられている箇所を除いて、第２チューブ２０の先端部２１から基端部２２までの長手方向の全体（具体的には、第３固定部７３の基端から第４固定部７４の先端までの長手方向の全体）に設けられている。第３チューブ３０は、第３チューブ３０の内周面３３と、コアシャフト５０の外周面との間において、気体が充填された気体層４３を形成している。気体層４３は、気体層４１と同様に、周方向の全体に設けられている。また、気体層４３は、第２固定部７２と第３固定部７３とが設けられている箇所を除いて、第３チューブ３０の先端部３１から基端部３２までの長手方向の全体（具体的には、第２固定部７２の基端から第３固定部７３の先端までの長手方向の全体）に設けられている。

[0043] 気体層４１，４２，４３を構成する気体としては、第１，２，３チューブ１０，２０，３０を形成する絶縁性樹脂よりも絶縁性能が高い限りにおいて

、任意の気体を利用できる。例えば、気体層４１，４２，４３を構成する気体としては、空気や、六フッ化硫黄（ＳＦ６）ガスや、水素（$H_2$）ガスを利用できる。なお、気体として空気が用いられる場合、気体層４１，４２，４３は、空気層４１，４２，４３とも呼ぶことができる。

[0044] コイル固定部７０は、コイル体６０の被覆部６２の基端６９と、コアシャフト５０の第１テーパ部５２の一部分とを固定する部材である。第１固定部７１は、第１チューブ１０の先端部１１に設けられており、第１チューブ１０の先端部１１と、コイル体６０の一部分（具体的には、突出部６１と被覆部６２との境界部分）と、コアシャフト５０の細径部５１の一部分とを固定する部材である。第１固定部７１は、周方向の全体にわたって設けられており、ガイドワイヤ１の内外における気体の流通（具体的には、気体層４１を構成する気体の流通）を阻害している。

[0045] 第２固定部７２は、第３チューブ３０の先端部３１に設けられており、第３チューブ３０の先端部３１と、第１チューブ１０の基端部１２と、コアシャフト５０の第１テーパ部５２の一部分とを固定する部材である。第２固定部７２は、周方向の全体にわたって設けられており、気体層４１と気体層４３との間における気体の流通を阻害している。第３固定部７３は、第３チューブ３０の基端部３２に設けられており、第３チューブ３０の基端部３２と、第２チューブ２０の先端部２１と、コアシャフト５０の第１テーパ部５２の一部分とを固定する部材である。第３固定部７３は、周方向の全体にわたって設けられており、気体層４３と気体層４２との間における気体の流通を阻害している。第４固定部７４は、第２チューブ２０の基端部２２に設けられており、第２チューブ２０の基端部２２と、コアシャフト５０の太径部５４の基端部とを固定する部材である。第４固定部７４は、周方向の全体にわたって設けられており、ガイドワイヤ１の内外における気体の流通（具体的には、気体層４２を構成する気体の流通）を阻害している。

[0046] コアシャフト５０と、先端チップ８０とは、導電性を有する任意の材料により形成でき、例えば、クロムモリブデン鋼、ニッケルクロムモリブデン鋼

、ＳＵＳ３０４等のステンレス鋼、ニッケルチタン合金等により形成できる。なお、先端チップ８０は、コアシャフト５０の先端部をレーザ等により溶融させることによって形成してもよい。

[0047] 第１チューブ１０、第２チューブ２０、及び第３チューブ３０は、絶縁性を有する任意の材料により形成でき、例えば、四フッ化エチレンとパーフルオロアルコキシエチレンとの共重合体（ＰＦＡ）、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン－プロピレン共重合体などのポリオレフィン、ポリエチレンテレフタラートなどのポリエステル、ポリ塩化ビニル、エチレン－酢酸ビニル共重合体、架橋型エチレン－酢酸ビニル共重合体、ポリウレタンなどの熱可塑性樹脂、ポリアミドエラストマー、ポリオレフィンエラストマー、シリコーンゴム、ラテックスゴム、ポリエーテルエーテルケトン、ポリエーテルイミド、ポリアミドイミド、ポリサルフォン、ポリイミド、ポリエーテルサルフォン等のスーパーエンジニアリングプラスチック等により形成できる。第１チューブ１０、第２チューブ２０、及び第３チューブ３０は、それぞれ同一の材料により形成されてもよいし、ガイドワイヤ１に求められる性能（例えば、先端部の柔軟性、トルク伝達性、形状維持性等）に応じて、異なる材料により形成されてもよい。

[0048] コイル固定部７０と、第１固定部７１と、第２固定部７２と、第３固定部７３と、第４固定部７４とは、任意の接合剤、例えば、エポキシ系接着剤などの任意の接合剤により形成できる。

[0049] このように、コイル体６０及び先端チップ８０は導電性を有する一方で、絶縁チューブ１０，２０，３０は絶縁性を有している。本実施形態のガイドワイヤ１では、図３に示すように、コイル体６０の突出部６１が、絶縁チューブ１０，２０，３０（具体的には、第１チューブ１０）の先端１１ａから先端チップ８０の側に向かって突出している。このため、突出部６１は、絶縁チューブ１０，２０，３０に覆われておらず外部に露出した状態となり、突出部６１は、先端チップ８０と共に、電極部ＥＬとして機能できる。電極部ＥＬは、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬ（図１）に対する

リターン電極、換言すれば、プラズマアブレーションのための電極となる。なお、突出部６１を構成する素線の表面は、導電性樹脂等によってコーティングされていてもよい。この場合でも、突出部６１は、絶縁チューブ１０，２０，３０には覆われず露出しているため、電極部ＥＬとして機能できる。

[0050] ここで、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬにおいて正しくプラズマを発生させるために、ガイドワイヤ１に設けられる電極部ＥＬの表面積は、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬの表面積よりも大きい必要がある。この点、図２及び図３に説明する構成によれば、電極部ＥＬの表面積は、突出部６１の表面積と、先端チップ８０の表面積との和になる。換言すれば、突出部６１の表面積を、電極部ＥＬの表面積として加算できる。

[0051] 図３に示すように、突出部６１のうち、ストレート部６１１は一定の外径Φ１を有するため、ストレート部６１１の基端の外径もΦ１となる。そして、本実施形態のガイドワイヤ１において、ストレート部６１１の基端の外径Φ１は、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端の外径Φ１０（具体的には、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０）と等しい。ここで、「同一」及び「等しい」とは、厳密に一致する場合に限らず、製造誤差等に起因した相違を許容する意味である。なお、図３では、図示の便宜上、外径Φ１０を表す矢印を、第１チューブ１０の先端１１ａよりもやや基端側に図示している。

[0052] 図４は、医療システム１０００の使用方法について説明する図である。まず術者は、デリバリガイドワイヤを血管４００内に挿入し、ＣＴＯ４０１近傍までデリバリする。術者は、カテーテル３００にデリバリガイドワイヤを挿入して、デリバリガイドワイヤに沿わせてカテーテル３００をＣＴＯ４０１近傍までデリバリする。図４では、カテーテル３００として、第１ルーメン３０１Ｌを有する第１シャフト３０１と、第２ルーメン３０２Ｌを有する第２シャフト３０２と、先端チップ３０３とを有する、いわゆるマルチルーメンカテーテルを例示する。術者は、第１ルーメン３０１Ｌにプラズマガイ

ドワイヤ１００を挿入し、第１ルーメン３０１Ｌの先端開口からプラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬを外部に突出させて、先端電極ＤＥＬをアブレーションの対象組織（ＣＴＯ４０１）近傍に位置させる。同様に、術者は、第２シャフト３０２にガイドワイヤ１を挿入し、第２ルーメン３０２Ｌの先端開口からガイドワイヤ１の電極部ＥＬを外部に突出させる。この状態で、術者は、ＲＦジェネレータ２００から高周波電力を出力する。すると、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬと、ガイドワイヤ１の電極部ＥＬとの間の電位差に起因して、先端電極ＤＥＬと電極部ＥＬとの間にストリーマコロナ放電が発生する。このストリーマコロナ放電によって、図４に示すように、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬの近傍にあるＣＴＯをアブレーションすることができる。

[0053] なお、図４では、マルチルーメンカテーテルであるカテーテル３００を用いて、ガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００をデリバリする場合を例示したが、カテーテル３００を用いずに、ガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００をデリバリしてもよい。また、異なる２本のカテーテルを用いて、ガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００を個別にデリバリしてもよい。また、図４では、カテーテル３００のデリバリのために、別途のデリバリガイドワイヤを利用する場合を例示したが、ガイドワイヤ１またはプラズマガイドワイヤ１００を、デリバリガイドワイヤとして利用してもよい。また、図４では、血管４００の真腔からＣＴＯ４０１をアブレーションする場合を例示したが、血管４００の真腔から一旦偽腔へ進入し、偽腔からＣＴＯ４０１の末端をアブレーションして真腔へ再進入することとしてもよい。この場合、偽腔にガイドワイヤ１及びプラズマガイドワイヤ１００の両方を配置してもよく、偽腔にプラズマガイドワイヤ１００のみを配置して、真腔にガイドワイヤ１を配置してもよい。また、図４では、プラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬが、電極部ＥＬと比べて、血管４００内においてより遠位側に位置する場合を例示したが、両電極の位置関係は逆でもよいし、同じでもよい。このように、ガイドワイヤ１及びプラズマガイド

ワイヤ１００は、任意の併用デバイスを用いて、任意の方法で利用できる。

[0054] 以上のように、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、コイル体６０は、絶縁チューブ１０，２０，３０に覆われず、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端１１ａから先端チップ８０の側に向かって突出した突出部６１を有しており、コイル体６０の突出部６１と、先端チップ８０とが、プラズマアブレーションのための電極部ＥＬを構成する。すなわち、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、電極部ＥＬの表面積は、コイル体６０の突出部６１の表面積と先端チップ８０の表面積との和になる（換言すれば、コイル体６０の突出部６１の表面積を電極部ＥＬの表面積に加算できる）ため、先端チップのみで電極部を構成していた従来の構成と比べて、電極部ＥＬの表面積を容易に大きくできる。また、先端チップのみで電極部を構成した場合には、電極部の表面積を大きくするために先端チップを大きくする必要があり、ガイドワイヤ先端部の柔軟性を損なう虞があるところ、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、電極部ＥＬの表面積は、コイル体６０の突出部６１の表面積と先端チップ８０の表面積との和になるため、先端チップ８０を過剰に大きくする必要がなく、ガイドワイヤ１先端部の柔軟性を損なう虞がない。さらに、突出部６１はコイル状であるため、ガイドワイヤ１の先端部（電極部ＥＬ）が血管壁に衝突した場合であっても、突出部６１によって衝撃を和らげることができ、血管壁の損傷を抑制できる。この結果、先端に電極部ＥＬを有するガイドワイヤ１において、先端部の柔軟性を向上させ、手技の安全性を向上させることができる。

[0055] また、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、コイル体６０の突出部６１は、一定の外径Φ１を有するストレート部６１１と、ストレート部６１１よりも基端側において、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ部６１２と、を有するため、突出部６１の表面積を、その外径Φ１を一定に保ったまま、より大きくすること、すなわち、電極部ＥＬの表面積をより大きくすることができる。電極部ＥＬの表面積が大きいことは、ガイドワイヤ１と併用されるプラズマガイドワイヤ１００の先端電極ＤＥＬにおいて正

しくプラズマを発生させるだけでなく、Ｘ線画像（アンギオ画像）における電極部ＥＬの視認性向上にも寄与できるため、ガイドワイヤ１の使い勝手を向上できる。また、電極部ＥＬの表面積を大きくすることは、血管穿孔リスクの低減につながるため、ガイドワイヤ１の安全性を向上できる。また、コイル体６０の突出部６１は、ストレート部６１１よりも基端側において、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ部６１２を有するため、突出部６１の剛性を徐々に変化させることができ、この結果、剛性ギャップに起因する突出部６１の破損を抑制することができる。

[0056] さらに、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、ストレート部６１１の基端の外径Φ１は、絶縁チューブ１０，２０，３０（具体的には、第１チューブ１０）の先端の外径Φ１０と等しいため、ガイドワイヤ１の先端側全体（具体的には、テーパ部６１２を除く電極部ＥＬと、第１チューブ１０）の外径を一定とすることができる。この結果、血管内におけるガイドワイヤ１の引っ掛かりや、他の併用デバイス（例えば、プラズマガイドワイヤ１００や、図４のカテーテル３００）に対するガイドワイヤ１の引っ掛かりが生じることを抑制できる。

[0057] さらに、第１実施形態のガイドワイヤ１によれば、電極部ＥＬはリターン電極であるため、ガイドワイヤ１を、プラズマガイドワイヤ１００と併用して使用される、いわゆるリターンガイドワイヤとして構成できる。

[0058] ＜第２実施形態＞

図５は、第２実施形態のガイドワイヤ１Ａの先端側の一部分の拡大断面図である。第２実施形態のガイドワイヤ１Ａは、第１実施形態で説明した構成において、コイル体６０に代えてコイル体６０Ａを、先端チップ８０に代えて先端チップ８０Ａを備えている。

[0059] コイル体６０Ａは、突出部６１に代えて突出部６１Ａを備えている。突出部６１Ａは、第１実施形態で説明したストレート部６１１やテーパ部６１２を有しておらず、全体が一定の外径Φ１Ａを有するストレート形状である。突出部６１Ａの外径Φ１Ａは、被覆部６２の外径と等しい。すなわち、コイ

ル体６０Ａは、先端から基端まで一定の外径を有する。突出部６１Ａの外径Φ１Ａは、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端の外径Φ１０（具体的には、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０）よりも小さい。先端チップ８０Ａは、外径の最大値（換言すれば、先端チップ８０Ａの基端部の外径）が、突出部６１Ａの外径Φ１Ａと略同一である。

[0060] このように、コイル体６０Ａの構成は種々の変更が可能であり、コイル体６０Ａを先端から基端まで一定の外径を有する構成としてもよい。以上のような第２実施形態のガイドワイヤ１Ａによっても、上述した第１実施形態と同様の効果を奏することができる。また、第２実施形態の構成によれば、ガイドワイヤ１の製造工程を簡略化できる。

[0061] ＜第３実施形態＞

図６は、第３実施形態のガイドワイヤ１Ｂの先端側の一部分の拡大断面図である。第３実施形態のガイドワイヤ１Ｂは、第１実施形態で説明した構成において、コイル体６０に代えてコイル体６０Ｂを備え、第１固定部７１に代えて第１固定部７１Ｂを備えている。

[0062] コイル体６０Ｂは、突出部６１に代えて突出部６１Ｂを備え、被覆部６２に代えて被覆部６２Ｂを備えると共に、さらに段差部６３を備えている。突出部６１Ｂは、全体が一定の外径Φ１Ｂを有するストレート形状である。被覆部６２Ｂは、全体が一定の外径Φ２を有するストレート形状である。突出部６１Ｂの外径Φ１Ｂは「第１外径」に相当し、被覆部６２Ｂの外径Φ２は「第２外径」に相当する。被覆部６２Ｂの外径Φ２（第２外径）は、突出部６１Ｂの外径Φ１Ｂ（第１外径）よりも小さい。段差部６３は、突出部６１Ｂと被覆部６２Ｂとの間に設けられた部分であって、コイル体６０Ｂの外径が第１外径Φ１Ｂから第２外径Φ２に変化している部分である。図６に示すように、突出部６１Ｂ及び被覆部６２Ｂはガイドワイヤ１Ｂの長手方向（軸線方向）に沿って延伸している一方、段差部６３はガイドワイヤ１Ｂの周方向に沿って延伸している。

[0063] 図６に示すように、突出部６１Ｂは一定の外径Φ１Ｂを有するため、突出

部６１Ｂの基端の外径もΦ１Ｂとなる。そして、本実施形態のガイドワイヤ１Ｂにおいて、突出部６１Ｂの基端の外径Φ１Ｂは、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端の外径Φ１０（具体的には、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０）と等しい。第１固定部７１Ｂは、第１チューブ１０の先端部１１に設けられており、第１チューブ１０の先端部１１と、コイル体６０Ｂの段差部６３とを固定している。

[0064] このように、コイル体６０Ｂの構成は種々の変更が可能であり、突出部６１Ｂと被覆部６２Ｂとをそれぞれ一定の外径を有する構成とし、かつ、突出部６１Ｂと被覆部６２Ｂとの間に段差部６３を設けた構成としてもよい。以上のような第３実施形態のガイドワイヤ１Ｂによっても、上述した第１実施形態と同様の効果を奏することができる。

[0065] また、第３実施形態の構成によれば、突出部６１Ｂは一定の第１外径Φ１Ｂを有しており、突出部６１Ｂの第１外径Φ１Ｂは被覆部６２Ｂの第２外径Φ２よりも大きいため、突出部６１Ｂの表面積をより大きくすること、すなわち、電極部ＥＬの表面積をより大きくすることができる。この結果、ガイドワイヤ１Ｂの使い勝手をより一層向上できると共に、ガイドワイヤ１Ｂの安全性をより一層向上できる。また、第３実施形態のガイドワイヤ１Ｂによれば、突出部６１Ｂの基端の外径Φ１Ｂは、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０と等しいため、ガイドワイヤ１Ｂの先端側全体（具体的には、電極部ＥＬと第１チューブ１０）の外径を一定とすることができる。この結果、血管内におけるガイドワイヤ１Ｂの引っ掛かりや、他の併用デバイスに対するガイドワイヤ１Ｂの引っ掛かりが生じることを抑制できる。さらに、ガイドワイヤ１Ｂ先端側の外表面の段差に起因したコイル体６０Ｂの破損を抑制できる。

[0066] ＜第４実施形態＞

図７は、第４実施形態のガイドワイヤ１Ｃの先端側の一部分の拡大断面図である。第４実施形態のガイドワイヤ１Ｃは、第１実施形態で説明した構成において、コイル体６０に代えてコイル体６０Ｃを備え、先端チップ８０に

代えて先端チップ８０Ｃを備えている。

[0067] コイル体６０Ｃは、突出部６１に代えて突出部６１Ｃを備えている。突出部６１Ｃは、全体が、先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ形状を有している。突出部６１Ｃの先端の外径Φ１１は、突出部６１Ｃの基端の外径Φ１２よりも大きい。突出部６１Ｃの先端の外径Φ１１は、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端の外径Φ１０（具体的には、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０）よりも大きい。一方、突出部６１Ｃの基端の外径Φ１２は、絶縁チューブ１０，２０，３０の先端の外径Φ１０（具体的には、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０）と等しい。先端チップ８０Ｃは、外径の最大値（換言すれば、先端チップ８０Ｃの基端部の外径）が、突出部６１Ｃの先端の外径Φ１１と略同一である。

[0068] このように、コイル体６０Ｃの構成は種々の変更が可能であり、突出部６１Ｃ及び先端チップ８０Ｃ（電極部ＥＬ）が、第１チューブ１０の外径Φ１０よりも大きな外径を有する構成としてもよい。以上のような第４実施形態のガイドワイヤ１Ｃによっても、上述した第１実施形態と同様の効果を奏することができる。

[0069] また、第４実施形態の構成によれば、突出部６１Ｃは、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ形状であり、突出部６１Ｃの先端の外径Φ１１は、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０よりも大きいため、突出部６１Ｃの表面積をより大きくすること、すなわち、電極部ＥＬの表面積をより大きくすることができる。この結果、ガイドワイヤ１Ｃの使い勝手をより一層向上できると共に、ガイドワイヤ１Ｃの安全性をより一層向上できる。また、第４実施形態の構成によれば、突出部６１Ｃの基端の外径Φ１２は、第１チューブ１０の先端１１ａの外径Φ１０と等しいため、ガイドワイヤ１Ｃの先端側の外表面における段差をなくし、血管内におけるガイドワイヤ１Ｃの引っ掛かりや、他の併用デバイスに対するガイドワイヤ１Ｃの引っ掛かりが生じることを抑制できる。さらに、ガイドワイヤ１Ｃ先端側の外表面の段差に起因したコイル体６０Ｃの破損を抑制できる。

[0070] ＜第５実施形態＞

図８は、第５実施形態のガイドワイヤ１Ｄの断面構成を例示した説明図である。第５実施形態のガイドワイヤ１Ｄは、第１実施形態で説明した構成において、第１チューブ１０に代えて第１チューブ１０Ｄを備え、第２チューブ２０に代えて第２チューブ２０Ｄを備え、第３チューブ３０に代えて第３チューブ３０Ｄを備えている。

[0071] 第１チューブ１０Ｄは、第１チューブ１０Ｄの内周面１３を、コイル体６０の被覆部６２の外周面に接触させた状態で固定されている。同様に、第２チューブ２０Ｄは、第２チューブ２０Ｄの内周面２３を、コアシャフト５０の太径部５４の外周面に接触させた状態で固定されている。第３チューブ３０Ｄは、第１チューブ１０Ｄと第２チューブ２０Ｄとの間に配置されて、第１チューブ１０Ｄと第２チューブ２０Ｄとに固定されている。図８に示すように、ガイドワイヤ１Ｄでは、第１チューブ１０Ｄと被覆部６２とが接触し、第２チューブ２０Ｄと太径部５４とが接触しているため、第１実施形態で説明した気体層４１，４２が形成されない。

[0072] このように、ガイドワイヤ１Ｄの構成は種々の変更が可能であり、絶縁チューブ１０，２０，３０の内側には気体層が形成されていなくてもよい。以上のような第５実施形態のガイドワイヤ１Ｄによっても、上述した第１実施形態と同様の効果を奏することができる。また、第５実施形態のガイドワイヤ１Ｄによれば、ガイドワイヤ１Ｄを細径化できる。

[0073] ＜第６実施形態＞

図９は、第６実施形態のガイドワイヤ１Ｅの断面構成を例示した説明図である。第６実施形態のガイドワイヤ１Ｅは、第１実施形態で説明した構成において、絶縁チューブ１０，２０，３０に代えて、単一の絶縁チューブ１０Ｅを備える。絶縁チューブ１０Ｅは、先端チップ８０及び突出部６１よりも基端側から、太径部５４の基端部まで延伸する、絶縁性樹脂により形成された円筒状の管状体である。

[0074] このように、ガイドワイヤ１Ｅの構成は種々の変更が可能であり、単一の

絶縁チューブ１０Ｅによって、ガイドワイヤ１Ｅの絶縁を図ってもよい。この場合、第２固定部７２や第３固定部７３は、省略してもよい。また、図９の例では１本の絶縁チューブ１０Ｅを用いる場合を例示したが、２本、あるいは４本以上のチューブを用いてガイドワイヤ１Ｅの絶縁を図ってもよい。以上のような第６実施形態のガイドワイヤ１Ｅによっても、上述した第１実施形態と同様の効果を奏することができる。

[0075] ＜本実施形態の変形例＞

本発明は上記の実施形態に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、例えば次のような変形も可能である。

[0076] ［変形例１］

上記第１～６実施形態では、医療システム１０００の構成の一例を示した。しかし、医療システム１０００の構成は種々の変更が可能である。例えば、図１で説明したプラズマガイドワイヤ１００の構成はあくまで一例であり、種々の変更が可能である。例えば、第１～第３チューブ１１０～１３０に代えて、１本または任意の本数のチューブを用いてもよく、気体層１４１～１４３を省略してもよい。また、図１及び図４では、ガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅを、いわゆるリターンガイドワイヤとして利用する場合を例示した。しかし、ガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅは、電極部ＥＬにおいてプラズマを生じさせるプラズマガイドワイヤとして使用されてもよい。換言すれば、図１及び図４で説明したプラズマガイドワイヤ１００の役割を、ガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅが担う構成としてもよい。

[0077] ［変形例２］

上記第１～６実施形態では、ガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅの構成の一例を示した。しかし、ガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅの構成は種々の変更が可能である。例えば、第１チューブ１０と、第２チューブ２０と、第３チューブ３０とは、一体的に構成されていてもよい。例えば、コアシャフト５０は、上述した形状に限らず、任意の形状としてよい。例えば、上記実施形態におい

て例示した、細径部５１、第１テーパ部５２、第２テーパ部５３、太径部５４、基端部５５の少なくとも一部を省略してもよい。例えば、ガイドワイヤには、上述しない更なる構成が含まれてよい。例えば、コイル体６０の内側に、内側コイル体が設けられていてもよい。例えば、第１チューブ１０の先端部に、放電から第１チューブ１０を保護する保護部材が設けられていてもよい。例えば、第１チューブ１０と第３チューブ３０との間や、第３チューブ３０と第２チューブ２０との間に、接合部を保護する保護部材が設けられていてもよい。例えば、第１チューブ１０の先端１１ａや、任意の位置に、目視での視認性を向上させるためのカラーマーカや、Ｘ線画像における視認性を向上させるための放射線不透過性マーカを設けてもよい。

[0078] ［変形例３］

第１～６実施形態のガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅの構成、及び上記変形例１，２のガイドワイヤ１，１Ａ～１Ｅの構成は、適宜組み合わせてもよい。例えば、第５実施形態で説明したガイドワイヤ１Ｄにおいて、第２，３，４実施形態のいずれかで説明したコイル体６０Ａ，Ｂ，Ｃを設ける構成としてもよい。例えば、第６実施形態で説明したガイドワイヤ１Ｅにおいて、第２，３，４実施形態のいずれかで説明したコイル体６０Ａ，Ｂ，Ｃを設ける構成としてもよい。

[0079] 以上、実施形態、変形例に基づき本態様について説明してきたが、上記した態様の実施の形態は、本態様の理解を容易にするためのものであり、本態様を限定するものではない。本態様は、その趣旨並びに特許請求の範囲を逸脱することなく、変更、改良され得ると共に、本態様にはその等価物が含まれる。また、その技術的特徴が本明細書中に必須なものとして説明されていなければ、適宜、削除することができる。

## 符号の説明

[0080] １，１Ａ～１Ｅ…ガイドワイヤ

１０，１０Ｄ，１０Ｅ…第１チューブ（絶縁チューブ）

２０，２０Ｄ…第２チューブ（絶縁チューブ）

３０，３０Ｄ…第３チューブ（絶縁チューブ）

４１，４２，４３…気体層

５０…コアシャフト

５１…細径部

５２…第１テーパ部

５３…第２テーパ部

５４…太径部

５５…基端部

６０，６０Ａ～６０Ｃ…コイル体

６１，６１Ａ～６１Ｃ…突出部

６２，６２Ｂ…被覆部

６３…段差部

７０…コイル固定部

７１，７１Ｂ…第１固定部

７２…第２固定部

７３…第３固定部

７４…第４固定部

８０，８０Ａ，８０Ｃ…先端チップ

８２…先端側接合部

８３…基端側接合部

１００…プラズマガイドワイヤ

１１０…第１チューブ

１２０…第２チューブ

１３０…第３チューブ

１４１，１４２，１４３…気体層

１５０…コアシャフト

１６０…コイル体

１７０…コイル固定部

１７１…第１固定部

１７２…第２固定部

１７３…第３固定部

１７４…第４固定部

１８０…先端チップ

２００…ＲＦジェネレータ

２１０…第１端子

２１１…第１ケーブル

２２０…第２端子

２２１…第２ケーブル

３００…カテーテル

３０１…第１シャフト

３０２…第２シャフト

３０３…先端チップ

６１１…ストレート部

６１２…テーパ部

１０００…医療システム

# 請求の範囲

[請求項1] ガイドワイヤであって、

導電性を有するコアシャフトと、

導電性を有し、前記コアシャフトの先端側の一部分を取り囲んで配置されたコイル体と、

導電性を有し、前記コアシャフトの先端と前記コイル体の先端とに接合された先端チップと、

前記コイル体と前記コアシャフトとを覆う樹脂製の絶縁チューブと、

を備え、

前記コイル体は、

前記絶縁チューブに覆われた被覆部と、

前記絶縁チューブに覆われず、前記絶縁チューブの先端から前記先端チップの側に向かって突出した突出部と、を有しており、

前記コイル体の前記突出部と、前記先端チップとが、プラズマアブレーションのための電極部を構成する、ガイドワイヤ。

[請求項2] 請求項１に記載のガイドワイヤであって、

前記突出部は、

一定の外径を有するストレート部と、

前記ストレート部よりも基端側に設けられたテーパ部であって、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ部と、を有する、ガイドワイヤ。

[請求項3] 請求項２に記載のガイドワイヤであって、

前記ストレート部の基端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径と等しい、ガイドワイヤ。

[請求項4] 請求項１に記載のガイドワイヤであって、

前記突出部は、一定の第１外径を有し、

前記被覆部は、前記第１外径よりも小さな一定の第２外径を有して

おり、

前記コイル体には、前記突出部と前記被覆部との間に、外径が前記第１外径から前記第２外径に変化する段差部が設けられている、ガイドワイヤ。

[請求項5] 請求項１に記載のガイドワイヤであって、

前記突出部は、外径が先端から基端に向かって徐々に縮径するテーパ形状であり、

前記突出部の先端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径よりも大きい、ガイドワイヤ。

[請求項6] 請求項４または請求項５に記載のガイドワイヤであって、

前記突出部の基端の外径は、前記絶縁チューブの先端の外径と等しい、ガイドワイヤ。

[請求項7] 請求項１から請求項６のいずれか一項に記載のガイドワイヤであって、

前記電極部は、リターン電極である、ガイドワイヤ。

[請求項8] 医療システムであって、

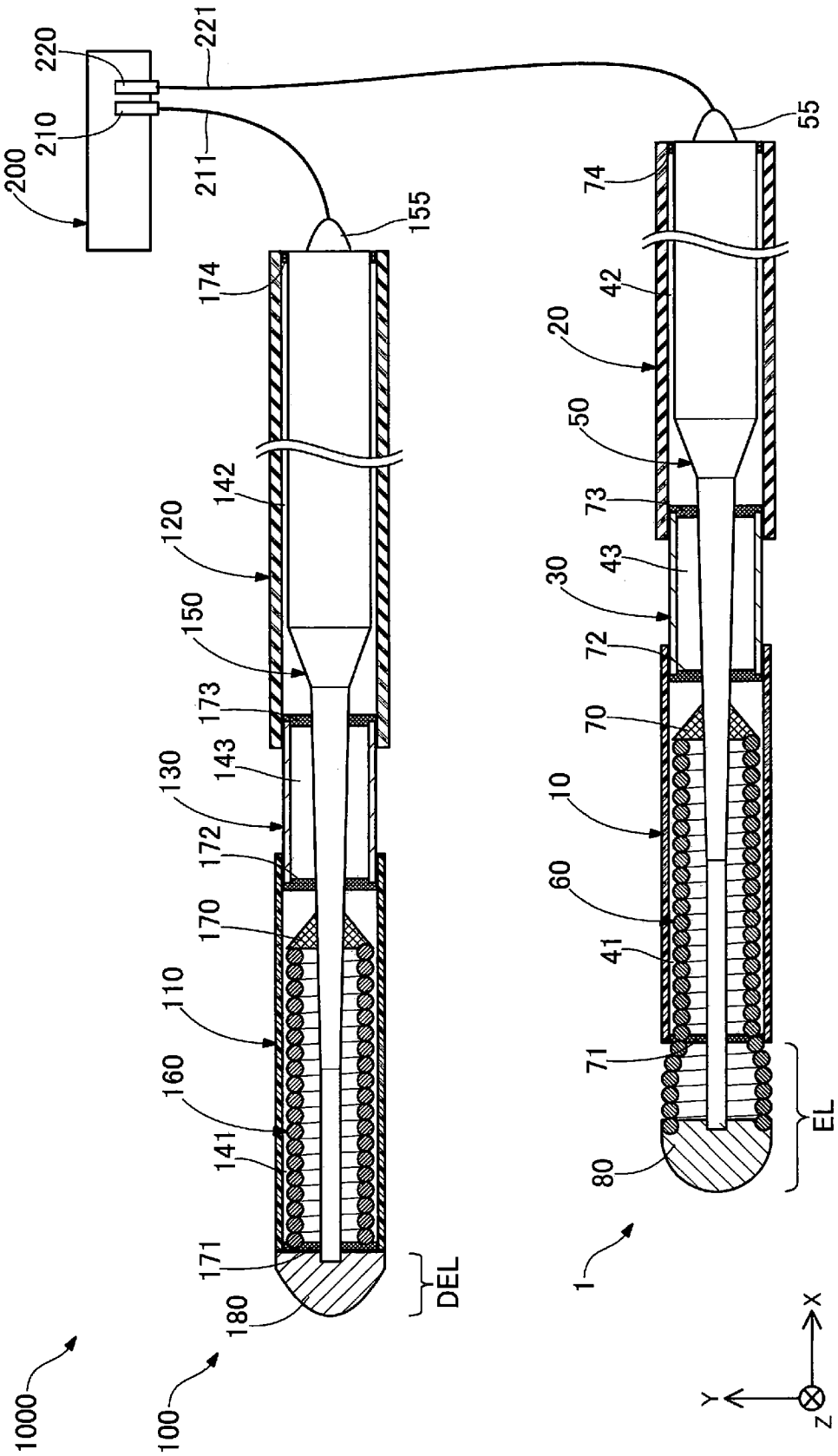
請求項１から請求項７のいずれか一項に記載のガイドワイヤと、

先端電極を備えるプラズマガイドワイヤと、

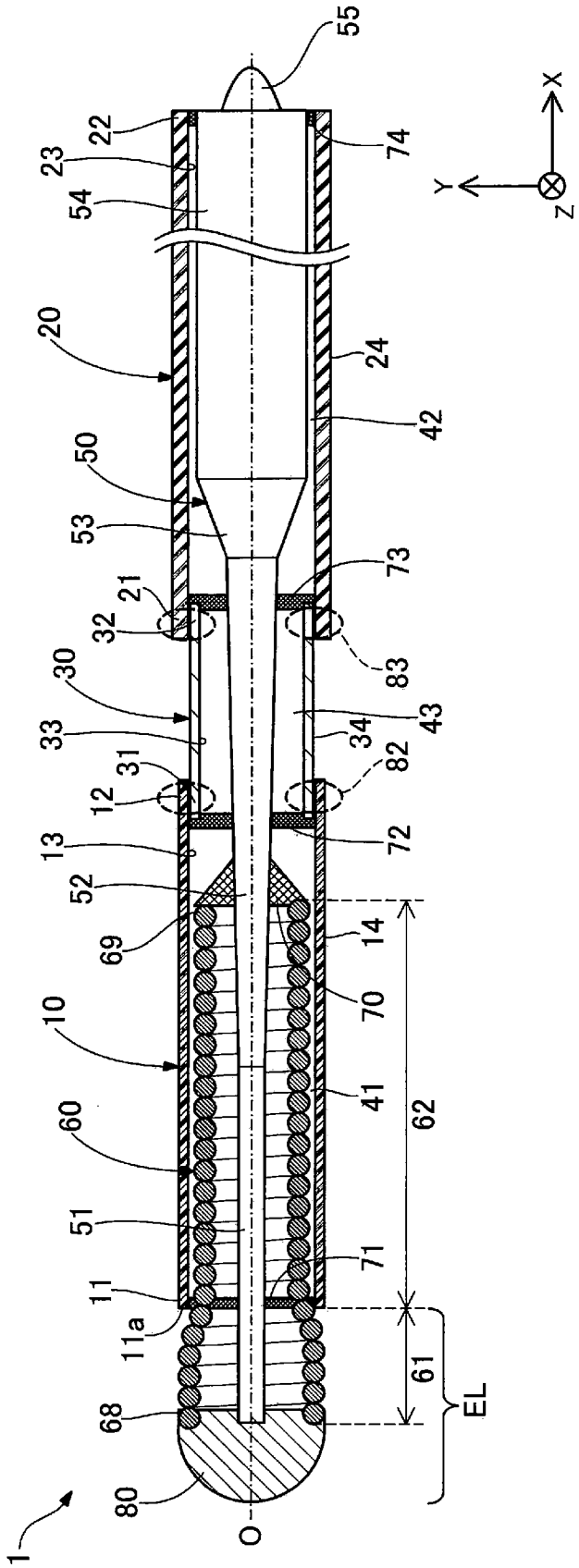
を備え、

高周波発生器から前記ガイドワイヤと前記プラズマガイドワイヤとに高周波が印加されることにより、前記ガイドワイヤの前記電極部は、前記プラズマガイドワイヤの前記先端電極にプラズマを生じさせるリターン電極となる、医療システム。

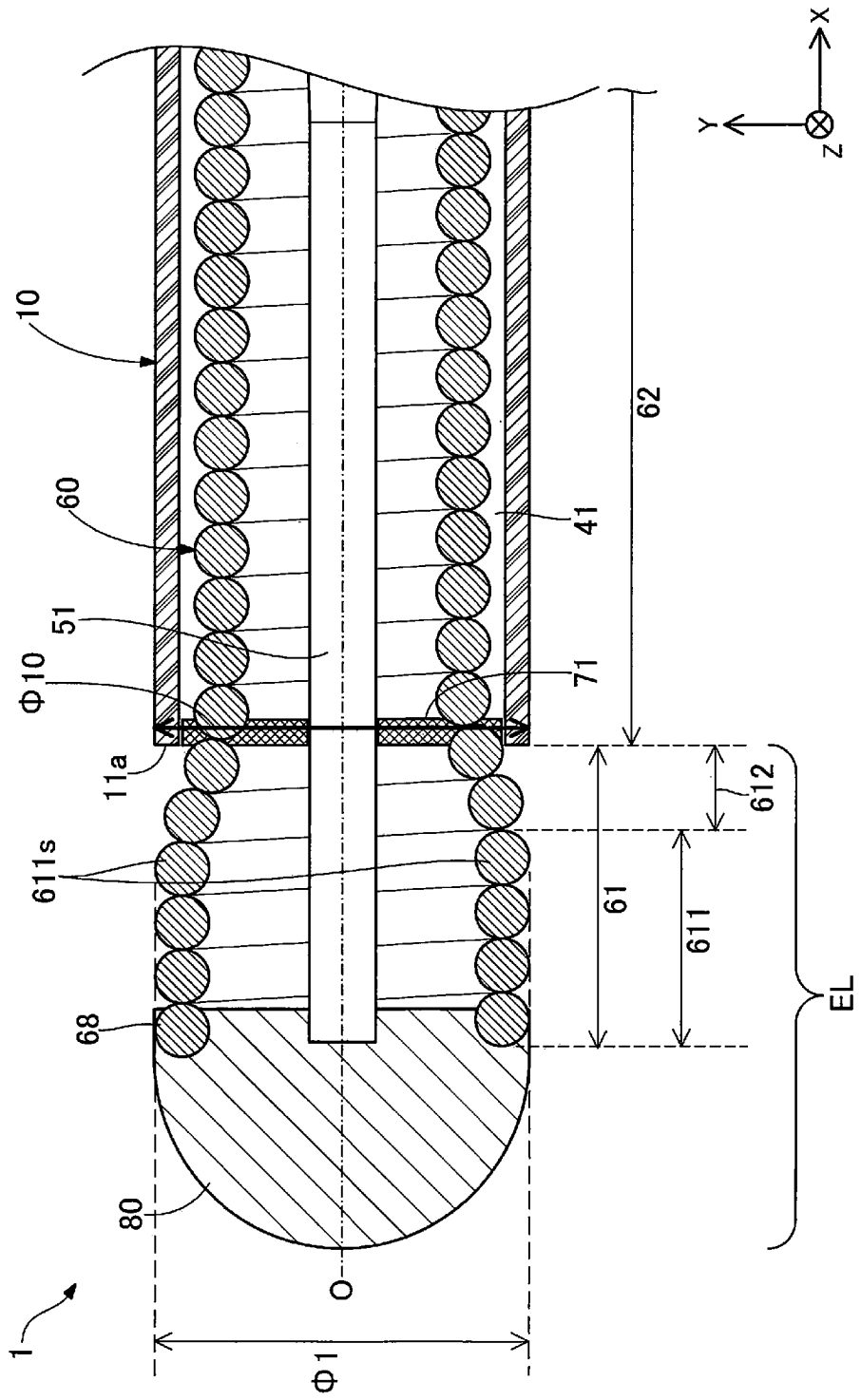
[図1]


220
221
210
211
200
155
55
74
174
42
20
50
142
73
120
43
30
150
72
173
70
143
10
130
172
60
170
41
110
71
160
EL
141
80
171
DEL
180
1
1000
100
X
Y
Z

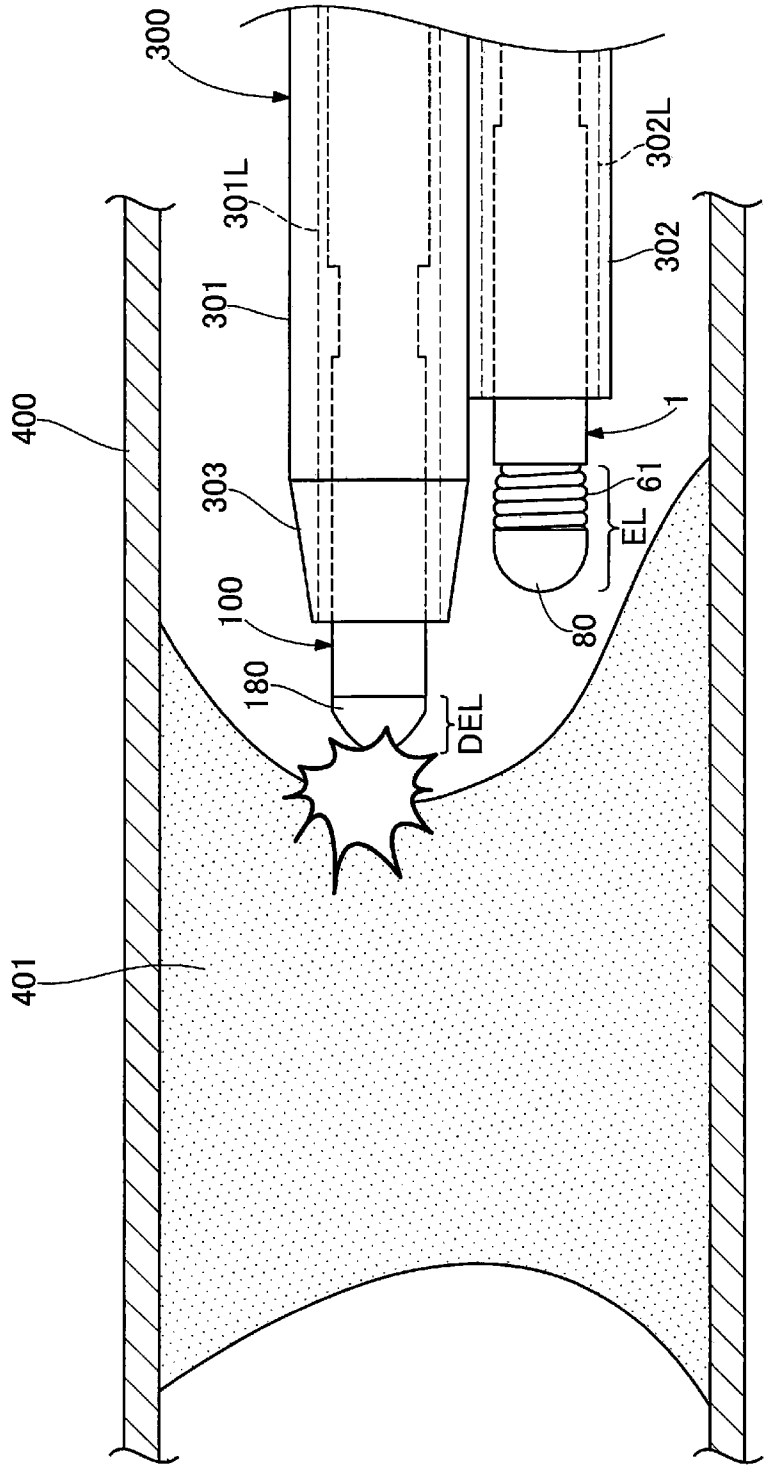
[図2]


55
22
23
54
74
20
24
42
50
53
73
21
32
83
30
33
43
34
31
82
12
72
13
52
69
14
70
10
41
62
60
51
71
11
11a
61
EL
68
80
1
O
X
Y
Z

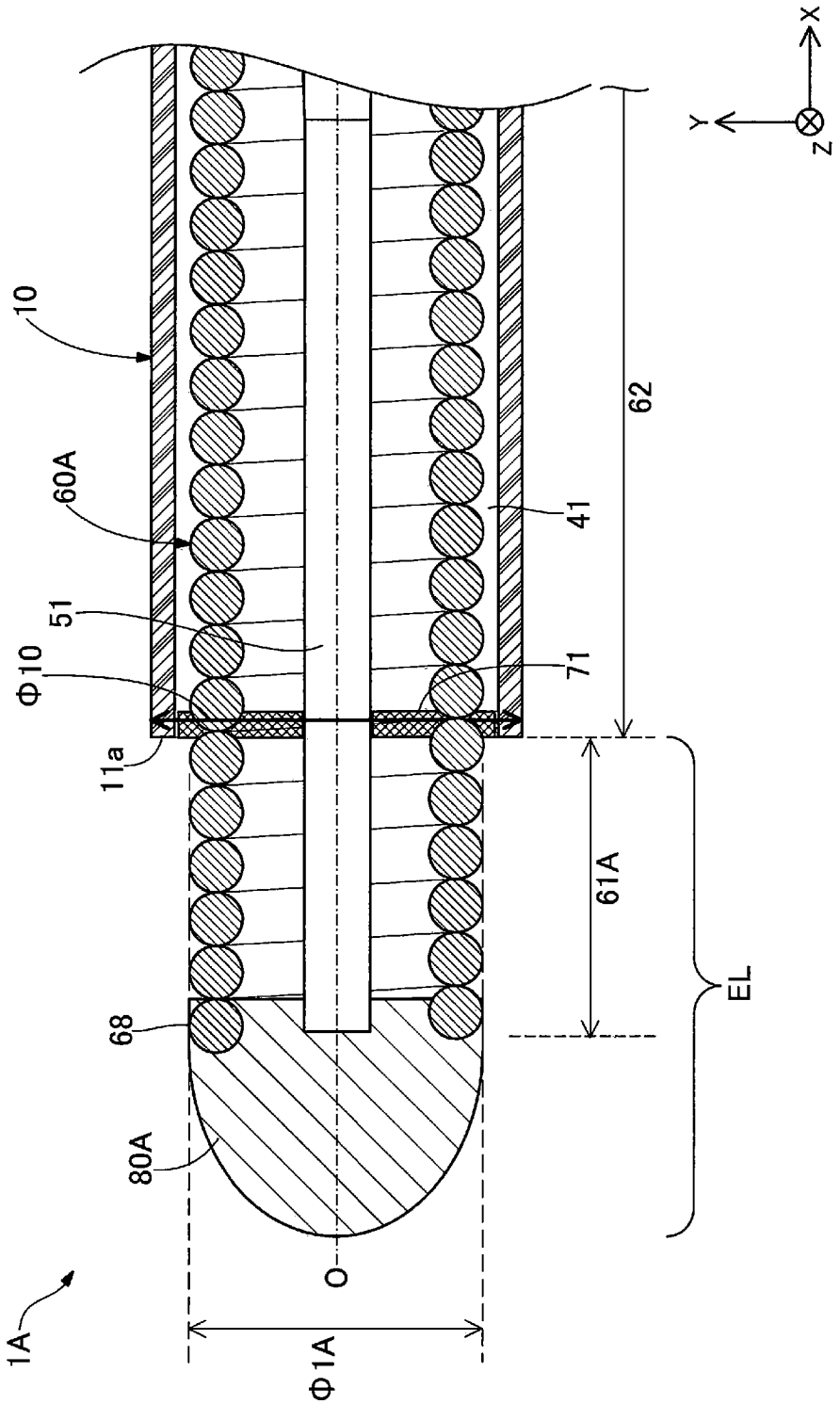
[図3]



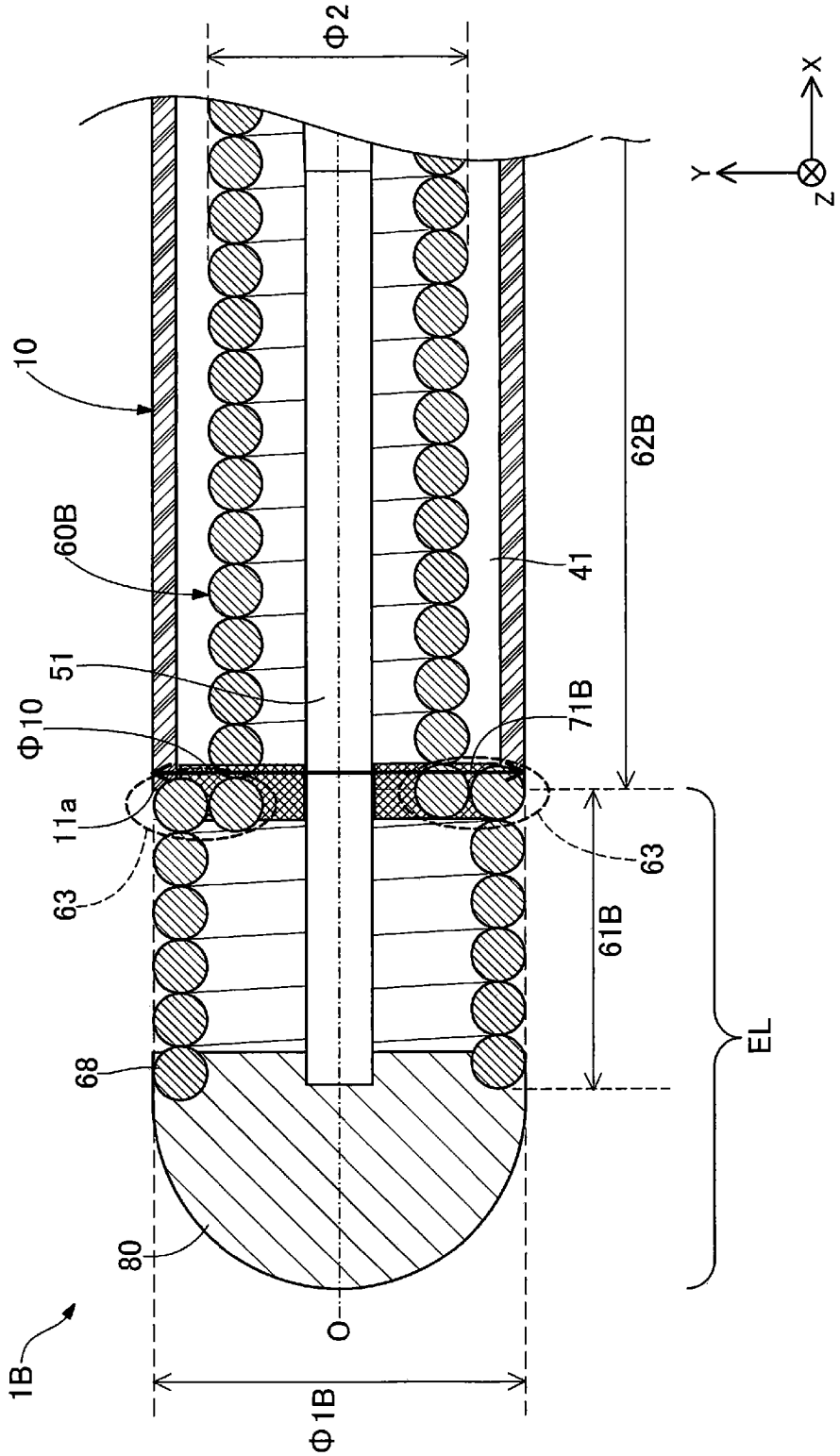
[図4]



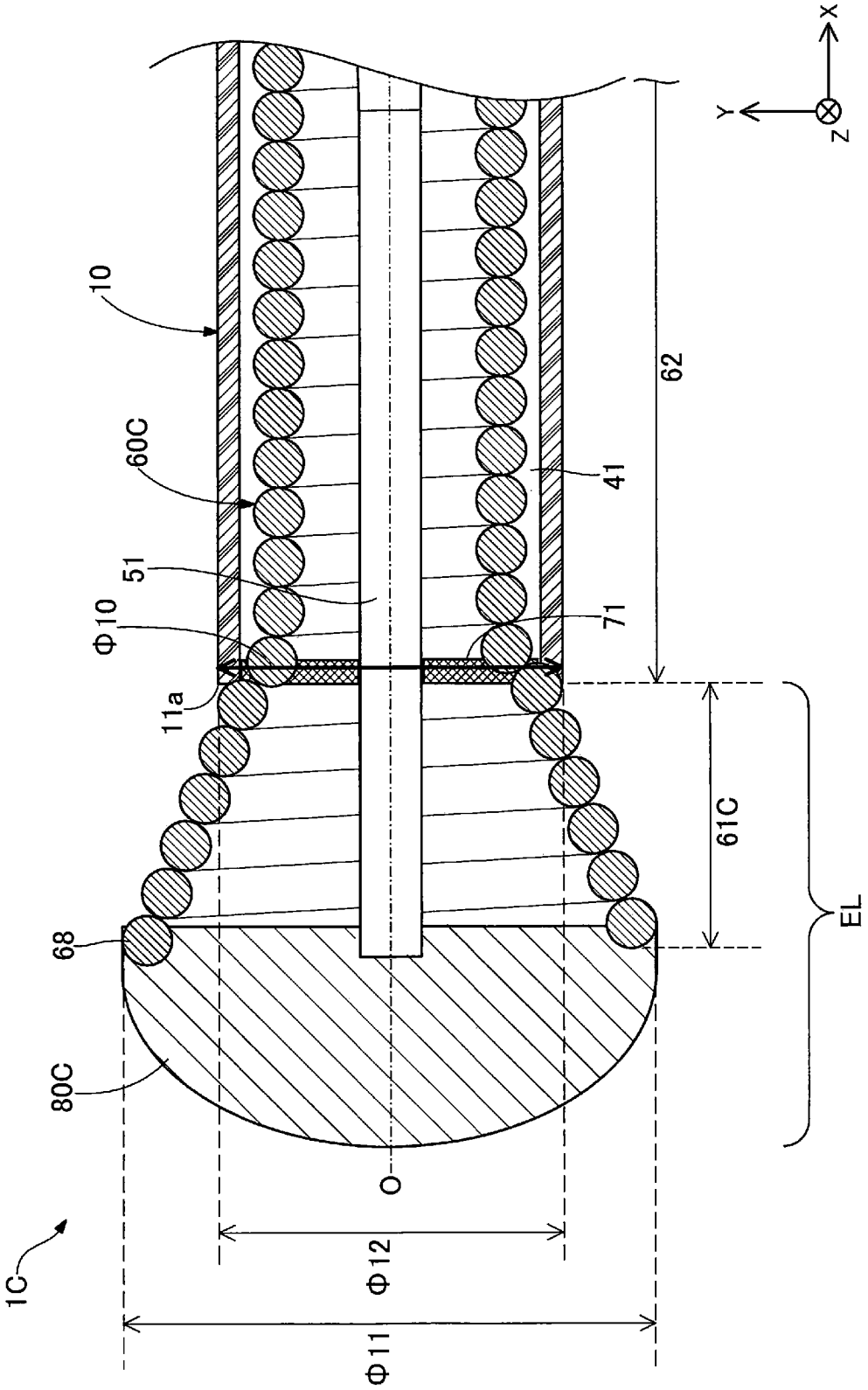
[図5]



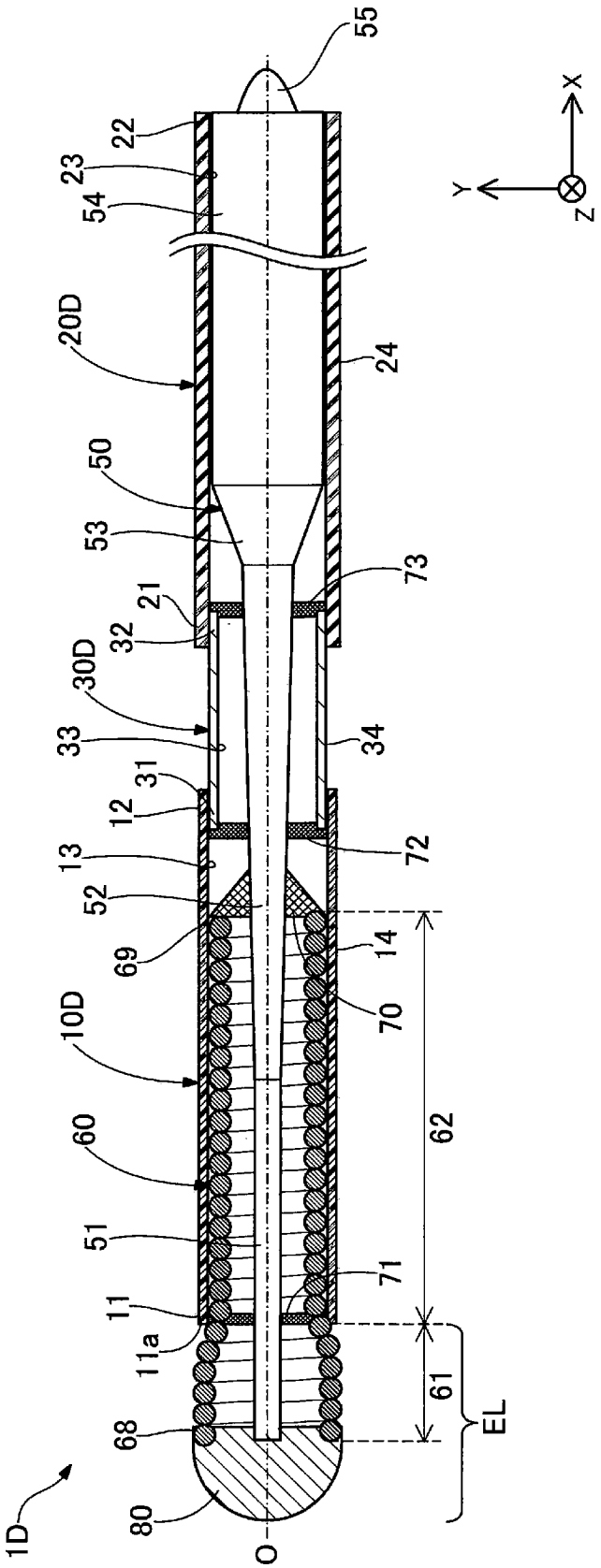
[図6]



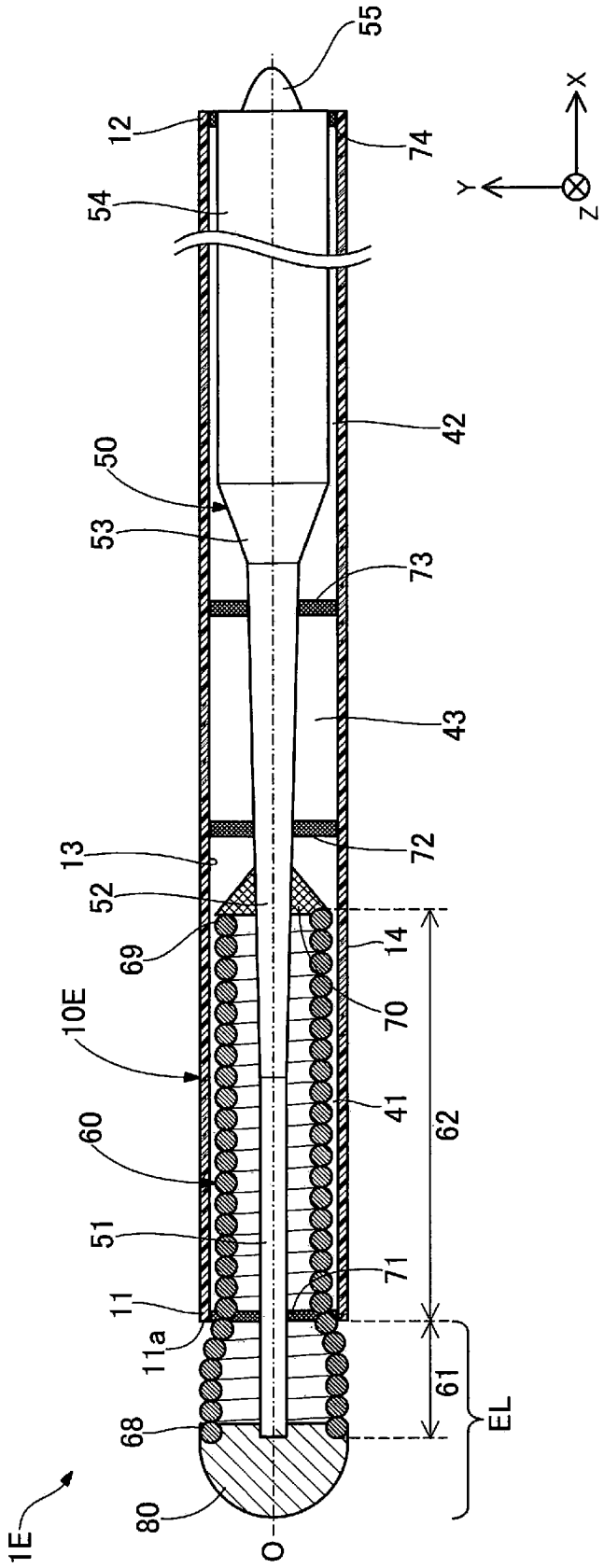
[図7]



[図8]


55
22
23
54
20D
24
50
53
73
21
32
30D
33
34
31
12
13
72
52
69
14
70
10D
60
62
51
71
11
11a
68
61
EL
80
1D
O
X
Y
Z

[図9]


55
12
74
54
X
Y
Z
42
50
53
73
43
13
72
52
69
14
70
10E
41
62
60
51
71
11
11a
61
EL
68
80
1E
O

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
**PCT/JP2022/044157**

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

***A61B 18/16***(2006.01)i
FI: A61B18/16

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)

A61B18/12-18/16,A61B17/22,A61M25/09

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023
Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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 | JP 2018-507044 A (RETROVASCULAR, INC.) 15 March 2018 (2018-03-15)<br>paragraphs [0009], [0018]-[0025], fig. 2 | 1 |
| A | | 2-8 |
| A | WO 2022/138290 A1 (ASAHI INTECC CO., LTD.) 30 June 2022 (2022-06-30)<br>paragraphs [0073]-[0074], fig. 16 | 1-8 |
| A | JP 2021-516131 A (ASAHI INTECC CO., LTD.) 01 July 2021 (2021-07-01)<br>paragraphs [0072]-[0077], fig. 5 | 1-8 |

☐ 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 | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| **01 February 2023** | **14 February 2023** |
| Name and mailing address of the ISA/JP<br>**Japan Patent Office (ISA/JP)**<br>**3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915**<br>**Japan** | Authorized officer<br><br>Telephone No. |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**
**Information on patent family members**

International application No.
**PCT/JP2022/044157**

| Patent document cited in search report | Publication date (day/month/year) | Patent family member(s) | Publication date (day/month/year) |
|---|---|---|---|
| JP 2018-507044 A | 15 March 2018 | US 2016/0235463 A1<br>paragraphs [0009], [0025]-[0032], fig. 2<br>WO 2016/134152 A1<br>CN 107405077 A | |
| WO 2022/138290 A1 | 30 June 2022 | (Family: none) | |
| JP 2021-516131 A | 01 July 2021 | US 2021/0052321 A1<br>paragraphs [0168]-[0175], fig. 5<br>WO 2019/191538 A1<br>CN 111936060 A | |

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/044157

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 18/16(2006.01)i
FI: A61B18/16

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））

A61B18/12-18/16,A61B17/22,A61M25/09

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 | １９７１－２０２３年 |
| 日本国実用新案登録公報 | １９９６－２０２３年 |
| 日本国登録実用新案公報 | １９９４－２０２３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 | JP 2018-507044 A (レトロバスキュラー インコーポレイテッド) 15.03.2018 (2018-03-15)<br>段落0009,0018-0025,図2 | 1 |
| A | | 2-8 |
| A | WO 2022/138290 A1 (朝日インテック株式会社) 30.06.2022 (2022-06-30)<br>段落0073-0074,図16 | 1-8 |
| A | JP 2021-516131 A (朝日インテック株式会社) 01.07.2021 (2021-07-01)<br>段落0072-0077,図5 | 1-8 |

☐ 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抵触するものではなく、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 | 国際調査報告の発送日 |
|---|---|
| 01.02.2023 | 14.02.2023 |

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
和田　将彦 3I 3313

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/044157

| 引用文献 | 公表日 | パテントファミリー文献 | 公表日 |
|---|---|---|---|
| JP 2018-507044 A | 15.03.2018 | US 2016/0235463 A1<br>段落0009,0025-0032,図2<br>WO 2016/134152 A1<br>CN 107405077 A | |
| WO 2022/138290 A1 | 30.06.2022 | （ファミリーなし） | |
| JP 2021-516131 A | 01.07.2021 | US 2021/0052321 A1<br>段落0168-0175,図5<br>WO 2019/191538 A1<br>CN 111936060 A | |