

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 514605

(P2003 - 514605A)

(43)公表日 平成15年4月22日(2003.4.22)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 B 18/12		A 6 1 B 5/00	101 H 4 C 0 5 3
	5/00 101	A 6 1 N 1/04	4 C 0 6 0
	5/0408		1/39
	5/0478	A 6 1 B 17/39	
	5/0492		5/04 300 J

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 65数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 539342(P2001 - 539342)

(86)(22)出願日 平成12年11月22日(2000.11.22)

(85)翻訳文提出日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/11639

(87)国際公開番号 W001/037723

(87)国際公開日 平成13年5月31日(2001.5.31)

(31)優先権主張番号 09/447,183

(32)優先日 平成11年11月22日(1999.11.22)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 09/447,186

(32)優先日 平成11年11月22日(1999.11.22)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 ポストン サイエнтиフィック リミテ
イド
バルバドス国,セント マイケル,ピショッ
プス コート ヒル,ピー.オー.ボックス
111,ファイナンシャル サービス セン
ター

(72)発明者 コブリッシュ, ジョセフ ブイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94306,
パロ アルト, ナンバー3, マグノリア
ドライブ 3898

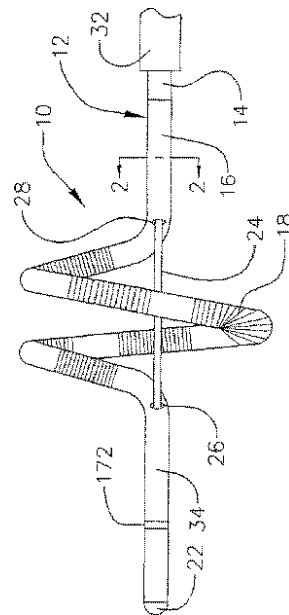
(74)代理人 弁理士 山本 秀策 (外 2 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 身体組織と接触させて診断要素および治療要素を支持するためのループ構造体

(57)【要約】

身体組織内に周囲損傷の作製を容易にするプローブが提供される。プローブは、細長本体、螺旋状構造または他のループ構造の形態のループ構造体を備え、これは、身体組織に対して電極または他の作動的要素を支持する。1つの実施形態において、細長本体であって、遠位領域、近位領域および長手方向軸を規定する、細長本体；螺旋状構造体であって、該細長本体の該遠位領域と関連する、螺旋状構造体；および少なくとも1つの作動的要素であって、該螺旋状構造体上に支持される、少なくとも1つの作動的要素、を備える、プローブが提供される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 プローブであって、以下：

細長本体であって、遠位領域、近位領域および長手方向軸を規定する、細長本体；

螺旋状構造体であって、該細長本体の該遠位領域と関連する、螺旋状構造体；
および

少なくとも1つの作動的要素であって、該螺旋状構造体上に支持される、少なくとも1つの作動的要素、
を備える、プローブ。

【請求項2】 請求項1に記載のプローブであって、前記細長本体が、カテテル本体を備える、プローブ。

【請求項3】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、前記細長本体の前記長手方向軸と一致した長手方向軸を規定する、プローブ。

【請求項4】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、長手方向軸を規定し、そして該長手方向軸の周りに少なくとも1つの回転を完成する、プローブ。

【請求項5】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、長手方向軸を規定し、そして該長手方向軸の周りに少なくとも2つの回転を完成する、プローブ。

【請求項6】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、長手方向軸、遠位端、および近位端を規定し、そして該遠位端および近位端が、該長手方向軸に沿って配置される、プローブ。

【請求項7】 請求項1に記載のプローブであって、前記少なくとも1つの作動的要素が、複数の電極を備える、プローブ。

【請求項8】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、遠位端および近位端を規定し、そして該プローブが、さらに、以下：

アンカー部材であって、該螺旋状構造体の該遠位端と関連し、そして該遠位端から遠位に伸長する、アンカー部材、
を備える、プローブ。

【請求項9】 請求項1に記載のプローブであって、さらに、以下：

制御要素であって、前記螺旋状構造体と関連し、そして前記細長本体の前記近位領域に伸長する、制御要素、
を備える、プローブ。

【請求項10】 請求項9に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、遠位端、近位端および直径を規定し、そして前記制御要素が、該螺旋状構造体の該遠位端と関連し、その結果、該制御部材の回転の動きが、該螺旋状構造体の該直径における変化を生じる、プローブ。

【請求項11】 請求項9に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、遠位端、近位端、長さおよび直径を規定し、そして前記制御要素が、該螺旋状構造体の該遠位端と関連し、その結果、該制御部材の遠位の動きが、該螺旋状構造体の直径の減少および長さの増加を生じる、プローブ。

【請求項12】 請求項1に記載のプローブであって、前記螺旋状構造体が、形状記憶要素を備える、プローブ。

【請求項13】 請求項12に記載のプローブであって、前記形状記憶要素の形状記憶が、体温より上の温度で作動する、プローブ。

【請求項14】 プローブであって、以下：

細長本体であって、遠位領域、近位領域および長手方向軸を規定する、細長本体；

ループ構造体であって、該細長本体の該遠位領域と関連する、ループ構造体；
少なくとも1つの作動的要素であって、該ループ構造体上に支持される、少なくとも1つの作動的要素；および

アンカー部材であって、該細長本体の該遠位領域と関連し、そして該ループ構造体の遠位に位置する、アンカー部材、
を備える、プローブ。

【請求項15】 請求項14に記載のプローブであって、前記ループ構造体が、螺旋状構造体を備える、プローブ。

【請求項16】 請求項14に記載のプローブであって、前記ループ構造体が、前記長手方向軸の周りに少なくともおよそ1つの回転を完成する連続的な構

造体を備える、プローブ。

【請求項17】 請求項14に記載のプローブであって、前記少なくとも1つの作動的要素が、複数の電極を備える、プローブ。

【請求項18】 プローブであって、以下：

細長本体であって、遠位領域および近位領域を規定する、細長本体；

制御要素であって、該細長本体を通して伸長する、制御要素；ならびに

ハンドルであって、該細長本体の該近位領域と関連し、該ハンドルが、以下：

該制御要素に作動可能に接続された長手方向移動デバイス、および

該制御要素に作動可能に接続される回転移動デバイス、

を備える、ハンドル、

を備える、プローブ。

【請求項19】 請求項18に記載のプローブであって、前記細長本体が、カテーテル本体を備える、プローブ。

【請求項20】 請求項18に記載のプローブであって、前記制御要素が、スタイレットを備える、プローブ。

【請求項21】 請求項18に記載のプローブであって、前記長手方向移動デバイスが、回転可能ノブを備える、プローブ。

【請求項22】 請求項21に記載のプローブであって、さらに、以下：

前記回転可能ノブと関連する、ネジ切りスプール、

を備える、プローブ。

【請求項23】 請求項22に記載のプローブであって、さらに、以下：

前記ねじを切ったスピールの遠位に配置される、ガイドスロット、

を備える、プローブ。

【請求項24】 請求項18に記載のプローブであって、前記ハンドルが、前記細長本体に固定的に固定される第1ハンドル部分を備え、そして前記回転移動デバイスが、第2ハンドル部分を備え、該第2ハンドル部分が、該第1ハンドル部分に回転可能に固定され、そして前記制御要素に固定的に固定される、プローブ。

【請求項25】 請求項24に記載のプローブであって、前記長手方向移動

デバイスが、前記第2ハンドル部分に配置される、プローブ。

【請求項26】 請求項24に記載のプローブであって、前記第2ハンドル部分が、前記第1ハンドル部分の近位に配置される、プローブ。

【請求項27】 請求項24に記載のプローブであって、前記第2ハンドル部分が、前記第1ハンドル部分から外に伸長する回転可能ポストを備える、プローブ。

【請求項28】 プローブであって、以下：

細長本体であって、遠位領域、近位領域、近位端、予め設定された湾曲を有する湾曲部分、および長手方向軸を規定する、細長本体；

制御要素であって、該細長本体の該遠位領域と関連する遠位部分を規定し、そして該細長本体から外向きに、そして該細長本体の該近位端へと近位に伸長する、制御要素、ならびに

該遠位領域上に支持される、少なくとも1つの作動的要素、を備える、プローブ。

【請求項29】 請求項28に記載のプローブであって、前記細長本体が、カテーテル本体を備える、プローブ。

【請求項30】 請求項28に記載のプローブであって、前記湾曲部分が、前記近位領域内に配置される、プローブ。

【請求項31】 請求項28に記載のプローブであって、前記近位領域が、第1剛性を規定する近位部材を備え、前記遠位領域が、第2剛性を規定する遠位部材を備え、そして該第2剛性が、該第1剛性より小さい、プローブ。

【請求項32】 請求項28に記載のプローブであって、前記少なくとも1つの作動的要素が、複数の電極を備える、プローブ。

【請求項33】 請求項28に記載のプローブであって、前記細長本体が、制御要素開口を規定し、そして前記制御要素が、該細長本体の遠位領域から該制御要素開口内に伸長する、プローブ。

【請求項34】 請求項28に記載のプローブであって、前記細長本体の前記湾曲部分が、およそ90°の湾曲を規定する、プローブ。

【請求項35】 請求項28に記載のプローブであって、前記制御要素が、

第1制御要素を備え、該プローブが、さらに、以下：

第2制御要素であって、前記細長本体の前記遠位領域の部分に固定され、そして該細長本体から近位に伸長する、第2制御要素、を備える、プローブ。

【請求項36】 請求項35に記載のプローブであって、前記第1制御要素が、第1剛性を規定し、前記第2制御要素が、第2剛性を規定し、そして該第1剛性が、該第2剛性より小さい、プローブ。

【請求項37】 請求項35に記載のプローブであって、前記遠位領域が、中間領域を規定し、そして前記第2制御要素が、該中間領域に固定される、プローブ。

【請求項38】 請求項28に記載のプローブであって、前記細長本体の前記湾曲部分が、湾曲部分平面を規定し、前記遠位領域が、ループ平面を規定するループを備え、そして該ループ平面が、該湾曲部分平面に対してゼロでない角度で配置される、プローブ。

【請求項39】 請求項38に記載のプローブであって、前記ループ平面が、前記湾曲部分平面に対して実質的に垂直である、プローブ。

【請求項40】 プローブであって、以下：

遠位領域および近位領域を規定する、細長本体であって、該遠位領域の少なくとも一部が、実質的に直線のチャンネルを有する、細長本体；および

該実質的に直線のチャンネルに配置される、少なくとも1つの温度センサ、を備える、プローブ。

【請求項41】 請求項40に記載のプローブであって、前記少なくとも1つの温度センサが、複数の軸方向に間隔を空けて配置される温度センサを備える、プローブ。

【請求項42】 請求項40に記載のプローブであって、さらに、以下：

前記細長本体の前記遠位領域に保持される、少なくとも1つの作動的要素、を備える、プローブ。

【請求項43】 請求項42に記載のプローブであって、前記少なくとも1つの作動的要素が、電極を備える、プローブ。

【請求項44】 請求項40に記載のプローブであって、前記細長本体が、長手方向軸を規定し、そして前記実質的に直線的なチャンネルが、該長手方向軸に対して垂直な断面において実質的にC型である、プローブ。

【請求項45】 プローブであって、以下：

細長本体であって、遠位領域、近位領域、近位端、遠位端および長手方向軸を規定する、細長本体；

第1制御要素であって、該細長本体の該遠位領域と関連する遠位部分を規定し、そして該遠位端から外に、そして該細長本体の該近位端へ近位に伸長する、第1制御要素；

第2制御要素であって、該細長本体の該近位端へ近位に伸長し、該第2制御要素が、該細長本体の該遠位領域に移動可能に固定される、第2制御要素；および該遠位領域に支持される、少なくとも1つの作動的要素、を備える、プローブ。

【請求項46】 請求項45に記載のプローブであって、前記第2制御要素が、前記細長本体の前記遠位領域にスライド可能に載置されるカラーを備える、プローブ。

【請求項47】 前記カラーが比較的柔らかい、請求項46に記載のプローブ。

【請求項48】 請求項46に記載のプローブであって、前記遠位領域が実質的に直線状の状態のとき、前記カラーが該遠位領域に関して移動可能であり、そして該遠位領域が湾曲状態であるとき、該カラーが該遠位領域に関して実質的に固定されるように、前記細長本体の該カラーおよび遠位領域が、それぞれ構築され、そして配置される、プローブ。

【請求項49】 請求項45に記載のプローブであって、前記細長本体が、予め設定された湾曲を有する湾曲部分を備える、プローブ。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

(発明の背景)

(1. 発明の分野)

本発明は、一般に、1つ以上の診断要素または治療要素を、身体組織と接触させて支持する医療デバイスに関し、そしてより特定すると、1つ以上の診断要素または治療要素を、身体開口部またはこのような開口部の周囲の組織と接触させて支持する、医療デバイスに関する。

【0002】

(2. 関連分野の説明)

診断要素および治療要素が身体内に挿入されなければならない、多数の例が存在する。一例は、心房性細動および心房粗動のような心臓の状態の処置を含み、これらは、不愉快な不規則な心拍（不整脈と呼ばれる）を導く。

【0003】

心臓の正常な洞調律は、電氣的衝動を発生させる、洞房結節（または「S A 結節」）で開始する。この衝動は、通常、左右の心房および心房中隔を均一に横切って、房室結節（または「A V 結節」）へと伝播する。この伝播は、血液を心房から心室へと移送する組織化された様式で心房を収縮させ、そしてタイミングを計られた心室の刺激を提供する。A V 結節は、房室束（または「H I S 束」）への伝播を、遅く調節する。心臓のこの電氣的活性の同調は、心室性拡張期の間の心房性収縮を引き起こす。これは次に、心臓の機械的機能を改善する。心房性細動は、心臓における解剖学的障害が、心房内での電氣的衝撃の通常は均一な伝播を混乱させる場合に起こる。これらの解剖学的障害（「伝導ブロック」と呼ばれる）は、電氣的衝撃を、いくつかの円形小波に変性させ得、これらは、障害物の周囲で循環する。これらの小波は、「再入回路」と呼ばれ、左右の心房の通常は均一な活性化を混乱させる。

【0004】

房室同調性の損失に起因して、心房性細動および心房粗動を罹患する人々はまた、血行力学の欠陥および心臓の効率の損失の結果を患う。彼らはまた、効果的

な収縮の損失および心房うっ血に起因して、発作および他の血栓塞栓性合併症の危険性がより高い。

【0005】

再入回路の経路を中断することによる、心房性細動を処置する1つの外科的方法は、いわゆる「迷路手順(maze procedure)」であり、これは、左右の心房内での電気伝播のための蛇行経路(すなわち、迷路)を解剖によって作製するための、切開の処方されたパターンに依存する。この切開は、電氣的衝撃を、SA結節から特定の経路に沿って両方の心房の全ての領域を通るよう指向して、正常な心房移送機能のために必要とされる均一な収縮を引き起こす。これらの切開は、最後に、衝撃をAV結節へと指向して、心室を活性化させ、正常な房室同調性を回復する。これらの切開はまた、最も通常の再入回路の伝導経路を遮断するように、注意深く配置される。この迷路手順は、心房性細動の治療において、非常に効果的であることが見出された。しかし、迷路手順は、実施することが技術的に困難である。これはまた、オープン心臓手術を必要とし、そして非常に高価である。

【0006】

心内膜に損傷(この損傷は、長さが1~15cmであり、そして種々の形状である)を作製して、予め決定された経路内での電気伝導のための迷路を効果的に作製し得る、カテーテルを利用する迷路様手順もまた、開発された。軟部組織の凝固(「切除」ともまた呼ばれる)によるこれらの損傷の形成は、外科的迷路手順が現在提供する複雑な切開パターンと同じ治療的利点を提供し得るが、侵襲性のオープン心臓手術を伴わない。

【0007】

損傷を作製するために使用されるカテーテルは、代表的に、比較的長くかつ比較的可撓性の本体部分を備え、この本体部分は、その遠位端に軟部組織凝固電極、および/または遠位端の近くに間隔を空けた一連の組織凝固電極を有する。このカテーテルの本体部分の、患者に挿入される部分は、代表的に、長さが23~55インチ(58.4~139.7cm)であり、そして患者の外側に別に、ハンドルを含めて8~15インチ(20.3~38.1cm)が存在し得る。この

カテーテル本体の長さおよび可撓性は、このカテーテルが、主要な静脈または動脈（代表的には大腿動脈）に挿入され、心臓の内部に指向され、次いで切除されるべき組織に凝固電極が接触するよう操作されることを、可能にする。蛍光透視画像が、外科医にカテーテルの位置の視覚的指示を提供するために、使用される。

【0008】

いくつかの例においては、カテーテル本体の近位端は、操作制御装置を備えるハンドルに接続される。この型の例示的なカテーテルは、米国特許第5,582,609号に開示されている。他の例において、カテーテル本体は、シースを通して患者に挿入され、そしてこのカテーテルの遠位部分は、このシースから外向きに延びるループに屈曲される。このことは、米国特許第6,071,729号に記載されるように、カテーテルの遠位端をシースの遠位端に旋回可能に固定することによって、達成され得る。カテーテルが遠位方向に押されるにつれて、ループが形成される。このループはまた、米国特許第6,048,329号に記載されるように、シースを通して後方に延びるカテーテルの遠位端に、プルワイヤを固定することによって、形成され得る。ループカテーテルは、これらが異なる組織の輪郭および構造に適合する傾向がある点で有利であり、そして間隔を空けた組織凝固電極（または他の診断要素もしくは治療要素）と組織との間の密接な接触を提供する。

【0009】

従来のデバイスを用いて形成することが困難であるとわかった1つの損傷は、肺静脈を隔離しそして異所性の心房性細動を治癒するために使用される周囲損傷である。肺静脈を隔離する損傷は、肺静脈自体の内部または肺静脈を囲む組織に形成され得る。従来の操作可能なカテーテルおよびループカテーテルは、このような周囲損傷の形成に関してさほど効果的ではないことが示された。具体的には、比較的直径の小さな損傷のパターンを形成することによって、効果的な周囲損傷を形成することは、困難である。より最近では、肺静脈の内部または近隣において拡張可能であり得る膨張可能なバルーン様デバイスが導入されてきた。これらのバルーン様デバイスは、一般に、周囲損傷を作製するために有用であるが、本

明細書において、本発明者らは、これらのデバイスが、肺静脈を通る血流を閉塞するという所望でない効果を有することを決定した。

【0010】

従って、本明細書において、本発明者らは、血流を閉塞することなく身体開口部の内側または周囲に、そして心房性細動の処置の観点においては、血流を閉塞することなく肺静脈の内部または周囲に、周囲損傷を作製するために使用され得る構造体に対する必要性が一般的に存在することを決定した。

【0011】

(発明の要旨)

従って、本発明の一般的な目的は、実際的な目的のために、上記問題を避けるデバイスを提供することである。特に、本発明の1つの目的は、従来の装置よりもより効率的な様式で肺静脈および他の身体開口部においてまたはそれらの周りに、周囲損傷を作製するために使用され得るデバイスを提供することである。本発明の別の目的は、血液または他の体液流を閉塞することなしに、肺静脈および他の身体開口部においてまたはそれらの周りに、周囲損傷を作製するために使用され得るデバイスを提供することである。

【0012】

これらおよび他の目的のうちのいくらかを達成するために、本発明の1つの実施形態に従うプローブは、細長本体およびこの細長本体の遠位領域と関連する螺旋状構造体を備える。1つの好ましい実施において、複数の間隔を有して配置された電極が、この螺旋状構造体によって保持される。このようなプローブは、従来の装置よりも多くの利点を提供する。例えば、螺旋状構造体は、電極のリングが肺または他の身体開口部における組織またはその周りの組織と接触するように、本体とともに容易に位置付けられ得る。螺旋状構造体はまた、血液または他の体液流が通過し得る開口を規定する。結果として、本発明のプローブは、従来の装置と関連する困難性および血液または他の体液流の閉塞なしに、周囲損傷の形成を容易にする。

【0013】

これらおよび他の目的のいくつかを達成するために、本発明の1つの実施形態

に従うプローブは、細長本体、ループ構造体、およびアンカー部材を備え、このループ構造体は、細長本体の遠位領域と関連し、そしてこのアンカー部材は、細長本体の遠位領域と関連しそしてループ構造体の遠位に配置される。1つの好ましい実施において、複数の間隔を空けて配置された電極は、ループ構造体によって保持される。このようなプローブは、従来の装置に対する多くの利点を提供する。例えば、アンカー部材は、身体開口部（例えば、肺静脈）内に位置付けられ得、これによって、この開口部に対してループ構造体を中心に配置し得る。これによって、周囲損傷が、従来の装置に関連する前述の困難性なしに、肺静脈または他の開口部に、またはその周りに作製され得る。

【0014】

これらおよび他の目的のいくつかを達成するために、本発明の1つの実施形態に従うプローブは、細長本体および制御要素を備え、この細長本体は、予め設定された湾曲を有する湾曲部分を規定し、そしてこの制御要素は、細長本体の遠位領域と関連する遠位部分を規定しこの遠位領域から外に、細長本体の近位端へ近位に伸長する。1つの好ましい実施において、複数の間隔を空けて配置された電極が、細長本体の遠位領域によって保持される。このようなプローブは、従来の装置に対して多くの利点を提供する。例えば、制御要素は、細長本体の遠位領域をループに、従来の様式で引っ張るために使用され得る。しかし、従来の装置とは異なり、湾曲部分の予め設定された湾曲が、肺静脈または他の身体開口部にまたはその周りに容易に位置付けられる得、その結果、周囲損傷が容易に形成され得るような様式でループを方向付けるような湾曲であり得る。

【0015】

本発明の上記および多くの他の特徴および付随する利点は、本発明が添付の図面とともに考慮される場合、以下の詳細な説明を参照することによってより良く理解されるので、明かである。

【0016】

（好ましい実施形態の詳細な説明）

以下は、本発明を実施する現在最も好ましいと分かった様式についての詳細な記載である。この記載は、制限の意味でとられるべきではなく、本発明の一般的

な原理を例示する目的のみでなされる。

【0017】

好ましい実施形態の詳細な説明は、以下のように構成される：

- I . 導入
- II . 螺旋状構造体
- III . 他のループ構造体
- IV . 電極、温度感知および動力制御。

【0018】

本発明の詳細な説明のセクションのタイトルおよび全体的な構成は、簡便さの目的のみであり、本発明を制限することは意図されない。

【0019】

(I . 導入)

本発明は、内部身体領域へのアクセスが、例えば脈管系または消化管を通じて、複雑な侵襲性の手術手順を用いなくて得られる場合における、診断的または治療的目的のために、身体管腔、室 (chamber) または腔内で使用され得る。例えば、本明細書中において、本発明は、心臓の不整脈状態の診断および処置における適用を有する。本明細書中において、本発明はまた、胃腸管、前立腺、脳、胆嚢、子宮、および身体の他の領域の病気の診断または処置における適用を有する。

【0020】

心臓における状態の処置に関して、本発明は、種々の不整脈、つまり、心房性細動、心房粗動、および心室性頻拍と関連する標的基質との親密な組織接触を作り出すように設計される。例えば、本発明に従うカテーテルの遠位部分 (診断および / または軟部組織凝固電極を含み得る) は、異所性心房性細動を処置するために肺静脈内またはその周りに損傷を作製するために使用され得る。

【0021】

この構造はまた、カテーテルベースのプロブ以外のプロブとの使用に適用可能である。例えば、本明細書中に開示される構造は、携帯型手術用デバイス (または「手術用プロブ」) と組み合わせて使用され得る。手術用プロブの遠

位端は、手術手順（例えば、開胸手術）の間、医師によって標的組織領域と直接接触して配置され得る。ここで、アクセスは、開胸術、胸骨正中切開、または胸部造瘻術によって得られ得る。例示的な手術用プローブは、米国特許第6,071,281号に開示される。

【0022】

本発明に従う手術用プローブデバイスは、好ましくは、カテーテルの文脈において本明細書中後に記載されるハンドル、比較的短いシャフト、および遠位アセンブリの1つを備える。好ましくは、シャフトの長さは、約4インチ~約18インチ（10.2~45.7cm）である。これは、患者に挿入されるカテーテル本体の部分（代表的には、23~55インチ（58.4~139.7cm）の長さ）および患者の外側に残るさらなる本体部分に比較して比較的短い。シャフトはまた、比較的剛性である。言い換えると、シャフトは、剛性であるか、可鍛性であるか、またはいくぶん可撓性であるかのいずれかである。剛性シャフトは、曲げ得ない。可鍛性シャフトは、開放される場合に跳ね返ることなしに医師によって所望の形状に容易に曲げられ得、その結果、このシャフトは、手術手順の間、その形状のままである。従って、可鍛性シャフトの剛性は、シャフトが曲げられ得るように十分低いが、手術手順に関連する力がシャフトに適用される場合、曲げに抵抗するように十分高くなければならない。しかし、シャフトを曲げるのに必要な力は、現実的でなければならない。

【0023】

（II．螺旋ループ構造）

例えば、図1~7に示されるように、本発明の好ましい実施形態に従うカテーテル10は、好ましくは、2個の管状部または管状部材から形成される、中空かつ可撓性のカテーテル本体12を備える。近位部材14は、比較的長く、ハンドルに取り付けられ（図8~15を参照して以下に議論される）、一方、遠位部材16は、比較的短く、複数の間隔をあけた電極18または他の作動可能な要素を有する。近位部材14は、代表的には、生体適合性の熱可塑性材料（例えば、Pebax（登録商標）材料（ポリエーテルブロックアミド））およびステンレス鋼の編組複合体から形成され、これは、良好なトルク伝達特性を有する。幾つか

の実施において、細長ガイドコイル（示していない）はまた、近位部材14内に設けられ得る。遠位部材16は、代表的には、より軟質で、より可撓性の生体適合性かつ熱可塑性材料（例えば、非編組のPebax（登録商標）材料、ポリエチレン、またはポリウレタン）から形成される。この近位部材および遠位部材（直径が、約5 French～約9 Frenchである）は、好ましくは、重なり合う熱結合と共に結合されるか、または「突き合わせ結合（butt bond）」といわれるスリーブ上で末端から末端まで共に接着結合される。

【0024】

遠位部材16の少なくとも一部は、ほぼ螺旋形状を有する。螺旋部分の回転数、長さ、直径および形状は、適用に応じて変化する。図1～7に示される実施形態の遠位部材16の螺旋部分（肺静脈内または肺静脈周囲に損傷を作製するために使用され得る）は、その緩和した状態で、1回および1.5回、カテーテル10の長手軸の周りを回転する。螺旋部分の直径は、その長さにわたって実質的に一定であり得る。この直径は、代替的に、螺旋部分の長さにわたって変化し得る。例えば、螺旋部分は、ほぼ切頭円錐形状（frusto-conical shape）を有し得、ここで、この直径は、遠位方向に減少する。

【0025】

例示的な遠位部材16の螺旋形状は、遠位部材の長さの内部に位置し、その長さ内を通過する中心支持部20（図2）の使用を通して達成され得る。中心支持部20は、好ましくは、弾性の不活性ワイヤ（例えば、Nickel Titanium（商標名Nitinol（登録商標））下で市販される）または17-7ステンレス鋼ワイヤ（その一部は、所望の螺旋形状に熱硬化される）から形成される矩形ワイヤである。矩形中心支持部20の厚みは、好ましくは、約0.010インチと約0.015インチとの間（約0.03cmと約0.04cmとの間）である。弾性注入成形プラスチックがまた使用され得る。他の断面形状（例えば、円形ワイヤ）が使用され得るが、長い縁部が長手軸方向に延びるように配置された矩形断面が、少なくとも螺旋部分に対して好ましい。このような配向は、円形ワイヤと比較して、拡張した形状に螺旋部分を巻き戻すために必要とされるねじれ力の量を減少させ、以下に記載される様式で、螺旋部分を環状構造に押し

つぶす。中心支持部20の好ましい配向はまた、長手軸方向の螺旋部分の剛性を増加し、これにより、医師は、組織に対してこの構造体を堅く押し付け得る。この中心支持部20はまた、好ましくは、Teflon™またはポリエステルのような材料から形成された絶縁性チューブ21内に収納される。

【0026】

例示的な実施形態において、螺旋中心支持部20の近位端は、近位部材14および遠位部材16が互いに結合される位置に配置されるC形状クリンプスリーブ（示されない）に固定され、そして、近位部材14を通してその遠位端まで延びるガイドコイル（示していない）上に取り付けられる。ガイドコイルの遠位端は、近位部材14および遠位部材16が互いに結合される領域内に配置される。この結合はまた、中心支持部20の近位端を、近位部材14の遠位端に係留する。中心支持部20の遠位端は、先端部材22に固定され、この先端部材22は、次いで、遠位部材16の遠位端に接着剤で固定される。カテーテルの遠位部材内の中心支持部の配置に関するさらなる詳細は、同一人に譲渡された米国特許出願09/150,833の表題「Catheter Having Improved Torque Transmission Capability and Method of Making the Same」に見られ得る。

【0027】

例示的なカテーテル10はまた、医師が遠位部材16の螺旋部分を操作し、図1に示される静止形状からその形状を調節することを可能にするスタイレット24を備える。例えば、スタイレット24は、図3に示される様式で遠位部材16の螺旋部分を変形するために遠位方向に、または図4-5bに示される様式で螺旋部分を変形するために近位方向に、移動され得る。医師はまた、一方向にスタイレット24を回転し得、これは、遠位部材16の螺旋部分が巻き戻すことを引き起こし、その結果、図6および7に例示されるようにその直径が増加するか、または他の方向にスタイレットを回転し、遠位部材が巻き込みその直径が減少し得る。

【0028】

これらの状態のいずれかにおいて、螺旋部分は、血液または他の体液が流れ得

る電極18まで、開放領域内部を規定する。結果として、螺旋部分は、流体流れを閉塞することなく、肺静脈内もしくは肺静脈周囲の円周損傷または他の身体開口部を作製するために使用され得る。

【0029】

スタイレット24（これは、好ましくは、Nitinol（登録商標）または17-7ステンレス鋼ワイヤのような不活性ワイヤから形成され、中心支持部20より堅くあるべきである）は、近位部材14の近位端から、遠位部材16の遠位端までカテーテル部材12を通して延びる。ここで、それは、中心支持部20の遠位端または先端部材22に固定され得る。スタイレット24は、遠位部材16の螺旋部分の領域を除くカテーテル本体12内に位置される。本明細書中において、開口部26および28は、進入および退出のために設けられる、スタイレット24がカテーテル本体12を通して平滑に移動することを確実にするために、このスタイレットは、好ましい実施形態において、潤滑油が差された（lubricated）ガイドコイル30（図2）内に配置される。

【0030】

図1～7に示される例示的カテーテル10は、操縦可能なカテーテルではなく、従って、従来の操縦可能なガイドシース32を通して標的位置まで前進され得る。シース32は、カテーテル10の移動の間の摩擦を減少するように平滑であるべきである。材料に関して、シース14の近位部分は、好ましくは、Pebax（登録商標）およびステンレス鋼の編組複合体であり、この遠位部分は、操縦目的のために、より可撓性の材料（例えば、非編組のPebax（登録商標））である。このシースはまた、カテーテル12より剛性でなければならない。カテーテル10をシース32に前進する前に、スタイレット24は、遠位部材16の螺旋部分を真っ直ぐにするために、その最も遠位の部分（すなわち、図3に示された位置を越える）に移動され、保持される。スタイレット24は、遠位部材16の螺旋部分がシース32の遠位端を越えて前進されるまでこの位置に残る。シース導入部（例えば、バスケットカテーテルと組み合わせて使用されるもの）は、遠位部分16をシース32に導入する際に使用され得る。

【0031】

例えば、図1、3、4および6に示されるように、例示的なカテーテル10はまた、カテーテルが肺静脈（または他の開口部）に対して正確に位置されることを可能にする固定部材34を備え得る。より具体的には、固定部材34の肺静脈への前進は、遠位部材16の螺旋部分を肺静脈と整列させる。次いで、医師は、遠位部材16の螺旋部分を所望の形状にし、肺静脈周囲の円周損傷を作製するために肺静脈周囲の組織の領域に対して遠位部材（および電極18）を強く押し付けるために、スタイレット24を操作し得る。あるいは、医師は、遠位部材16の螺旋部分を肺静脈に前進し、その後、螺旋部分が拡張し、電極18を肺静脈の内側と接触させるようにスタイレット24を操作し得、その結果、円周損傷は、静脈内に作製され得る。例示的实施形態において、固定部材34は、単純に、螺旋部分に対して遠位方向にある遠位部材16の一部である。あるいは、分離構造体が、遠位部材16の遠位端に固定され得る。例示的な固定部材34は、およそ1~2インチ（2.5~5.1cm）長であるが、他の長さが、特定の適用に適するように使用され得る。

【0032】

図1~7に示される例示的なカテーテル10は、ハンドルと連結されて使用されるべきであり、これによって、医師は、スタイレット24をカテーテル本体12に対して近位方向および遠位方向に移動し得、そしてまた、医師は、スタイレットをカテーテル本体に対して回転し得る。このようなハンドルの1つの例（これは、一般に、参照番号38で表される）は、図8~12に示される。ハンドル38は、遠位部材40、スタイレット24に接続される回転可能なノブ42および先端部材45の使用を通してカテーテル本体12に接続される回転可能な末端キャップ44を備える。具体的には、カテーテル本体12は、次いで回転可能な末端キャップ44に結合される先端部材45に結合される。このハンドルはまた、遠位部材40を近位部材48に固定するために使用されるトランジション片46を備える（図11）。近位部材48の近位端は、電源および制御装置からの電気的コネクタを受容する部分（示していない）を備える。あるいは、遠位部材および近位部材40および48は、合わせられた遠位部材および近位部材の例示的形状と同じかまたは異なる形状を有する単一構造体に合わせられ得る。

【0033】

まず、スタイレット24の近位作動および遠位作動に関して、スタイレットの近位部分および潤滑油が差されたガイドコイル30は、図11に示されるように、カテーテル本体12を通してハンドル38に延びる。潤滑油が差されたガイドコイル30は、遠位部材40内のシート50に固定される。ガイドスロット54を備えるスタイレットガイド52は、遠位部材40内に固定される。スタイレットガイド52は、好ましくは、商品名Delrin（登録商標）下で販売されるアセタールのような潤滑物質から形成される。スタイレット24は、ガイドスロット54を通して通過し、回転可能なノブ42に固定され、そして好ましくは一体化されるネジ切りスプール56に係留される。回転可能なノブおよびスプールは、開口部57を通して延びるキャップネジおよびナット配列などで近位部材40に固定される（図12）。スプロール56上のネジは、スタイレット24がスプロール上に巻き上げそしてスプロールから巻き戻す様子を制御するためのガイドとして作用する。係留は、例示の実施形態において、スタイレット24に係留開口部58に挿入し、そして止めネジ（set screw）開口部60内に挿入される止めネジ（示していない）で、開口部内にスタイレットを固定することによって達成される。

【0034】

ノブ42およびネジ切りスプール56の近位回転（すなわち、図9の矢印Pの方向の回転）により、スタイレット24は、近位方向に移動し、ネジ切りスプール上に巻き付ける。これが起こると、スタイレット24は、ノブ42に向かって、図11の矢印の方向に、ガイドスロット54内を移動する。他方で、ノブ42の遠位回転（すなわち、図9の矢印Dの方向の回転）により、スタイレット24が遠位方向に移動し、ネジ切りスプール56から巻き戻され、ノブからガイドスロット54内に離れる。

【0035】

図8～12に示される好ましい実施形態において、スタイレット24は、カテーテル本体12に対して回転され得る。なぜなら、このスタイレットは、ハンドル遠位部材40と係留され、一方でカテーテル本体が遠位部材に対して自由に回

転する末端キャップ44に固定されるためである。より具体的には、図10および11を参照して、回転可能なキャップ44は、末端キャップ支持部材66上に取り付けられる。止めネジ(示していない)は、支持部材66に形成された長手軸方向に延びるスロット68と係合し、それを遠位部材40内に保持する。支持部材66の遠位部分は、円周に延びるスロット70を備える。一連の止めネジ72は、スロット70の幅に実質的に等しい直径を有し、末端キャップ44を通してスロット内に通過する。この配置は、末端キャップ44が支持部材66に対して回転することを可能にし、それゆえに、ハンドル遠位部材40に対して回転することを可能にする。末端キャップ支持部材66の近位端は、それがガイドスロット54内に戻りそして前進する際に、スタイレット24上の不要な圧力を妨げるリリーフ面74を備える。

【0036】

カテーテル本体12に対してスタイレット24を回転させるために、医師は、末端キャップ44を適切な位置に保持し得、そして末端キャップに対してハンドル遠位部材40を回転し得る。このような回転が起こる際に、スタイレット24は、カテーテル本体12内で回転する。他方で、カテーテル本体12は、末端キャップ40への接続によって適切な位置に保持される。結果として、スタイレット24は、近位部材16の螺旋部分にねじれ力を適用し、図1、4、および6に示される種々の状態間で螺旋部分を移動するために使用され得る。

【0037】

例示的なカテーテル10と連結されて使用され得る別のハンドルは、例えば、図13~15に例示される。例示的なハンドル76は、主本体78およびスタイレット制御装置80を備え、このスタイレット制御装置80は、スタイレット24を近位方向および遠位方向に移動し、そしてまたカテーテル本体12に対してスタイレットを回転するために使用され得る。スタイレット制御装置80は、本質的に、ハウジング82、回転可能なネジ切りスプール84およびノブ86配置、ならびにハウジングが主本体78に対して回転され得るようにハウジングを支持するハウジング支持部材88からなる。

【0038】

例示的なハウジング82は、図14に例示される様式で一緒に適合する2個のハウジング部材90および92から構成される。スタイレットガイド94は、ガイドスロット96を備え、これは、ハウジング82内に位置付けられる。スタイレットガイド94は、適切な位置に固定され、ハウジング内の開口部100を通して挿入された後に位置付けスロット98内に静止するネジ止め(示していない)を用いてハウジング82に対する回転が防がれる。スタイレット24は、ガイドスロット96を通して、図8~12を参照して上に記載された様式と同じ様式で、通過し、これは、係留開口部102に係留される。スタイレット24は、ネジ止め開口部104内に挿入されるネジ止め(示していない)によって、係留開口部102内に固定される。本明細書中で、また、ノブ86の近位回転(図13の矢印P)により、スタイレット24がネジ切りスプール84上に巻き上げ、それによってスタイレットを近位方向に押し出し、その間、遠位回転(図13の矢印D)により、スタイレットはスプールから巻き戻され、遠位方向に移動する。

【0039】

図13~15に示される好ましい実施形態において、ハウジング82は、ハウジング支持部材88内に挿入され得るポスト106を備え、これは、それ自体、ハンドル主本体78に固定される。円周方向に延びるスロット108は、ポスト106の一方端内に形成される。図8~12に示される末端キャップ44と同様の様式において、ポスト106は、一連のネジ止め110を、対応する一連の支持部材開口部を通して、スロット108内に挿入することによって、ハウジング支持部材88に固定される。図15を参照して、以下により詳細に記載されるように、カテーテル本体12は、ハンドル主本体78に固定される。従って、ハウジング支持部材88、および従って主本体78に対するハウジング82の回転により、スタイレット24は、カテーテル本体12に対して回転する。このような回転の際に、スタイレット24は、近位部材16の螺旋部分にねじれ力を適用し、それによって、それを図1、4、および6に示される状態間で移動させる。

【0040】

図14における例に示すように、例示的なハンドル主本体78は、ハンドル部材112および114、ベース部材116および歪レリーフ(re relief)要

素118からなるマルチパートアセンブリである。ハンドル部材114は、一列のファスナ120a~cを備え。これらのファスナ120a~cは、ハンドル部材112上の対応するファスナ(図示しない)と係合する。またハンドル部材114は、電気ワイヤを中心に配置するために使用されるワイヤガイド122を備える。カットアウト124は、ハンドル部材114の近位端で形成され、同様なカットアウト(図示せず)は、ハンドル部材112内で形成される。これらのカットアウトは、電源および制御デバイスからの電気コネクタのための開口部を共に形成する。ベース部材116は、ハウジング支持部材88および円筒形ポスト128を収容するための開口部126を備え、円筒形ポスト128上で歪レリーフ部材118が堅固に取り付けられる。

【0041】

カテーテル本体12は、例えば図15に示される態様でベース部材116に挿入され結合され得る。従って、カテーテル本体12は、ハンドル76に対して固定される。図示される態様で、ガイドコイル30はガイドコイルシート130内に固定され、スタイレット24は、ガイドコイルシートを通してハウジング支持部材88まで延びる。

【0042】

図1~7に示されるカテーテルと同様に、図16に示される螺旋状カテーテル132は、螺旋状部分を有する近位部材14および遠位部材16を有するカテーテル本体12、複数の電極18、およびアンカー部材34を備える。しかし、図16に示されるカテーテルはスタイレット24を備えていない。スタイレット欠如に関連する操作性の低下を補償するために、中央支持部は、本体の温度よりも高い温度で活性化される形状記憶特性を有する、アクチュエータタイプのNiTiNo1(登録商標)(以下で詳細に説明される)等の材料から形成され得る。形状記憶特性は、医師が、例えば電極18にエネルギーを与えることによって図4-5bに示される状態(カテーテル10に関するにもかかわらず)から図6および7に示される状態まで遠位部材16の螺旋部分を延伸させることを可能にする。

【0043】

カテーテル132における遠位部材16の螺旋状部は、シースに押し出されるかまたはシースに引き込まれる場合に、螺旋状部分が湾曲して引き伸ばされる程度に可撓性であり、さらにシースから取り外された場合に、その螺旋形状に戻る程度の弾性を有するべきである。さらに、螺旋状部の近位端および螺旋状部の遠位端は、近位部材16がシース32に押し出されるかまたはシース32に引き込まれるような滑らかな変化を容易にするカテーテル36の長手軸に対してある角度（好適には、約45°）で配置されるべきである。または、カテーテル132がスタイレット24を有さないため、任意の従来のカテーテルハンドルと共に使用し得る。

【0044】

ガイドワイヤが、図25を参照して以下に説明する態様でシース32を配置する、図1～16に示されるカテーテルと共に使用され得る。

【0045】

高温で活性化される形状記憶特性を有する材料に依存する別の例示的なカテーテルが図16a～16cに示される。ガイドワイヤ135にわたって患者に挿入され得る操作不可能な例示的なカテーテル133は、近位部材14'および遠位部材16'を有するカテーテル本体12'、複数の電極18、アンカー部材34を備える。またカテーテル133は、遠位部材16'内部で摩擦嵌合する形状記憶コアワイヤ137を含み、熱によって硬化されて螺旋構造となる。コアワイヤ137は、体温で比較的可撓性である。このように、スタイレット24は、図16aに示される直線状の状態において、コアワイヤ137および電極支持遠位部材16'を維持するように使用され得る。

【0046】

コアワイヤ137および遠位部材16'は、コアワイヤ137を加熱することによって図16cに示される螺旋状態にさせ得る。抵抗加熱(resistive heating)がコアワイヤ137を加熱する好適な方法である。この方法の終了時に、電気リード139(1つのみ示す)は、コアワイヤ137の末端に接続され、電流をコアワイヤに供給する。スタイレット24およびガイドワイヤ135は、コアワイヤ137を加熱する前に遠位部材16'を超えて近位方向

に引き込まれるべきである。

【0047】

コアワイヤ137のための適切な材料は、アクチュエータタイプのNitinol（登録商標）等の形状記憶合金である。このような材料は本体の温度よりも高い遷移温度（典型的には、約55～70）を有する。この材料が遷移温度まで加熱された場合、この材料の内部構造が動的に変化し、これにより、この材料を収縮させ、その熱硬化形状に変化させる。形状記憶合金に関するさらなる情報は、T. W. Duerigらによる「Actuator and Work Production Devices」、Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, pp. 181-194（1990）において提供される。

【0048】

例示的なカテーテル本体12'は、上記で説明されたカテーテル本体12と実質的に同様である。しかし、図16bに示されるように、例示的なカテーテル本体12'は、5つの管腔（1つの中央管腔141および4つの外部管腔143）を備える。ガイドワイヤ135は中央管腔141を通る。コアワイヤ137および導電体139は、外部管腔143の1つ内部に配置され、スタイレット24は、別の外部管腔内部に配置される。他の2つの外部管腔143は、それぞれ電極ワイヤ168および温度センサワイヤ174（以下のセクションIVで説明する）を収容する。もちろん、この電極ワイヤおよび温度センサワイヤが同一管腔に配置される3つの外部管腔構成等の他のカテーテル構成も実施され得る。

【0049】

また、図16a～16cに示される例示的なカテーテル133は、このカテーテルの螺旋部分に適切に配置するために使用され得る1組の放射線不透過性マーカー145および147を備える。より詳細には、コアワイヤ137が遠位方向および近位方向に同等に接触するため、カテーテル133は、コアワイヤ137を動かす前に、標的組織領域が放射線不透過性マーカー145と147との間の中間点付近に配置されるように位置合わせされるべきである。肺静脈内部に損傷を形成するために、例えば、アンカー部材34は、放射線不透過性マーカー14

5と147との間の中間点が肺静脈内部の標的部位に配置される程度に肺静脈に挿入され得る。コアワイヤ137の始動によって、電極支持遠位部材16'を、図16cに示される螺旋形状、かつ、組織接触の適切なレベルを達成するように肺静脈を押圧させる。

【0050】

一旦、損傷が形成されると、コアワイヤ137が不活性になり、スタイレット24が遠位部材16'に移動し、遠位部材を図16aに示される直線状の状態に戻す。次いで、診療用カテーテル(図示しない)を介して中央管腔141に進めて静脈をマッピング(mapping)し、治療する損傷が形成されることを確実にする。

【0051】

(III. 他のループカテーテル)

本発明の別の好適な実施形態によるループカテーテル134は、図17-21に示される。ループカテーテル134は、好適には2つの管状部または管状部材から形成される中空で可撓性のカテーテル本体136を備える。近位部材138は比較的長く、ハンドルに取り付けられるが、遠位部材140は比較的短く、複数の間隔がつけられた電極18または他の動作構成要素を備える(carry)。典型的には、近位部材138は、生体適合性熱可塑性材料(例えば、Pebax(登録商標)材料(ポリエーテルブロックエミド(emide)))および良好なトルク伝達特性を有するステンレス鋼ブレード(braid)複合物から形成され、ある実施では、伸長ガイドコイル(図示せず)は、また、近位部材内部に設けられ得る。典型的には、遠位部材140は、例えば、編み込まれていないPebax(登録商標)材料、ポリエチレン、またはポリウレタン等のより軟らかくより可撓性のある生体適合性熱可塑性材料から形成される。好適には、近位部材および遠位部材は、オーバーラップ熱結合で互いに結合されるかまたは「末端結合(butt bond)」と呼ばれるスリーブにわたって末端から末端まで互いに接着結合されるかのいずれかである。

【0052】

近位部材138の遠位部は、予め形成された湾曲部(またはエルボー)142

を備える。他の湾曲部が使用されるが、例示された実施形態における湾曲部142は、約0.5インチ(1.3cm)を有する90°の曲線である。本発明の湾曲部は様々な態様で達成され得る。好適には、湾曲部142は、熱形成技術(100で1時間)の使用によって供給される。例示的な実施形態における本発明の湾曲部142は、カテーテル134の残部と同一平面にあるループを生じる。しかし、図22-24を参照して以下で上述したように、平面外のループを生じる湾曲部はまた使用され得る。

【0053】

また予め設定された湾曲部は、Nitinol(登録商標)または17-7ステンレス鋼から形成される予め形成されたバネ部材(図示せず)の使用によって達成され得、17-7ステンレス鋼は、近位部材138内部に配置され、近位部材38および遠位部材140が互いに結合される場所に固定され得る。このようなバネ部材は、好適には断面が矩形であり、約0.5インチ(1.3cm)の公称半径を有する。別の代替は、近位部材/遠位部材の結合の位置を調整することであり、中央支持カテーテル150(以下で説明される)を使用して本発明の湾曲部を供給する。

【0054】

また、図17~21に示される例示的なカテーテル134は、プルワイヤ144を備える。プルワイヤ144は、好適には、直径約0.012インチ~約0.025インチ(0.03~0.06cm)であるNitinol(登録商標)または17-7ステンレス鋼等の金属ワイヤ材料のストランドから構成される可撓性で不活性なケーブルである。あるいは、プルワイヤ144は、可撓性で不活性なストランドプラスチック材料または成型プラスチック材料から形成され得る。また好適には、プルワイヤ144は断面が円形であるが、他の断面の構成が使用され得る。

【0055】

例えば図18において示される例のように、例示的な実施形態におけるプルワイヤ144は、チップ部材148における開口部146まで延び、中央支持150にステンレス鋼波型(crimp)管152を用いて固定される。より詳細に

は、プルワイヤ144は、波型管152の遠位端156のボア154を通り、中央支持150に隣接させる。中央支持150およびプルワイヤ144のインライン(in-line)接続は、カテーテル本体136の遠位部位の全直径の低減を可能にする。好適には、チップ部材148はプラチナから形成され、チップ部材は、例えば銀半田、接合溶接またはスポット溶接によって波型管152の遠位端156に固定して係合される。中央支持は、波型管152の近位端を越えて延びる薄壁ポリエステル熱収縮管158によって電氣的に絶縁され得る。プルワイヤ144は、チップ部材148から近接して(好適には、開口部158を通してカテーテル本体136に戻るように)カテーテル本体の近位端まで延びる。あるいは、プルワイヤは、単にカテーテル本体136の外部に沿ってシース32の内部に近接して延び得る。他のプルワイヤ構成、プルワイヤのカテーテル本体への取り付けの方法、およびプルワイヤ上のストレスを低減する方法は、上述の米国特許第6,048,329号に開示される。

【0056】

中央支持150は、中央支持が遠位部材140内部に配置され、好適には、Nitinol(登録商標)または17-7ステンレス鋼ワイヤ等の弾性不活性ワイヤから形成される矩形ワイヤである点において、図2において示される中央支持20と同様である。好適には、矩形中央支持150の厚さは、約0.010インチ~約0.020インチ(0.03~0.05)である。また、弾性射出成型プラスチックが使用され得る。円形ワイヤ等の他の断面構成が使用され得るが、より長いエッジが長手方向に延びるように調整された矩形断面が好ましい。この配向は、図17に示されるループ構成に遠位部材140を引っ張ることに要する力の量を低減する。また、好適な配向は、長手方向におけるループの剛性を減少し、医師が組織に対して本発明の構造をしっかりと押圧することを可能にする。熱硬化して本発明の湾曲部にする中央支持150は、図1~7を参照して上述の態様でカテーテル本体136内部に固定される。

【0057】

例えば、図19に示されるように、近位部材138の湾曲部142は、カテーテル134がシース32内部にある場合、引き伸ばされる。例示的カテーテル1

34が配置された後、湾曲部は湾曲した状態に戻り、プルワイヤが引き込まれて図17に示されるようなループを形成し得る。

【0058】

図17～21に示される実施形態におけるループは、カテーテル本体136の残部と同一平面にある。スタイレット160は、医師が図17に示される配向から、例えば図20および図21に示される、平面外部に90°の配向にループを再配向する。スタイレット160はチップ部材148に半田付けされ、シース32を介してその近位端まで延びる。次いで、チップ部材148は遠位端140に結合される。好適には、スタイレット160は、Nitinol（登録商標）または17-7ステンレス鋼ワイヤ等の不活性ワイヤから形成され、中央支持150よりも高い剛性を有するべきである。

【0059】

予備成形された湾曲部分142およびスタイレット160は、有利なことに、外科医が、肺静脈またはその他の身体開口部に対してループを正確に配置することを可能にする。その結果、例示のカテーテル134を用いて、血液またはその他の体液の流れを閉塞することなく、好都合な様式で、肺静脈またはその他の身体開口部中またはそれらの周囲に損傷を生成し得る。

【0060】

その他の例示のループカテーテルは、一般に、参照番号162によって表され、図22-24に例示される。図22-24に例示されるループカテーテルは、図17-21に例示されるループカテーテルに実質的に類似しており、そして共通の部材は、共通の参照番号によって示される。しかし、ここで、スタイレットはない。ループカテーテル162はまた、カテーテルの残りの部分がある平面からループとなって出るように配置する予備成形された湾曲部分164を含む。より詳細には、例示の予備成形された部分164は、ループを、カテーテル162の残りの部分がある平面に対し90°であるように配置し、そしてこのループを、開口部166がそれによって遠位方向に面するよう規定するように配向する。その他の湾曲部もまた用途に応じて用いられ得る。

【0061】

シース32およびガイドワイヤ161(図25)、および予備成形された部分164の湾曲部は、外科医がこのループを肺静脈またはその他の身体開口部に対して正確に配置することを可能にする。その結果、例示のカテーテル162を用いて、血液またはその他の体液の流れを閉塞することなく、好都合な様式で、肺静脈またはその身体開口部中またはそれらの周囲に損傷を生成し得る。

【0062】

図22-24に示される例示のループカテーテル162は、ほぼ環状のループを有する(図24に注目のこと)。しかし、図26に示されるように、カテーテル167上の楕円ループ形態のような、その他のループ形態を、用途に応じて採用し得る。

【0063】

参照番号163によって一般に示される、なお別の例示のループカテーテルを図27および28に示す。図27および28に示されるループカテーテルは、図17-21に例示されるループカテーテルに実質的に類似しており、そして共通の部材は、共通の参照番号によって示される。しかし、ここで、プルワイヤ144が、基部部材138の外面に沿って伸び、そしてスタイレット160が、遠位部材140が図27に示されるように実質的に直線状態にあるとき、この遠位部材に沿って自由にスライドするカラー165に取り付けられている。このカラー165は、遠位部材140の外径よりわずかに大きい内径を有し、好適には、ソフトプラスチックまたはシリコンラバーのような比較的柔軟な材料から形成される。遠位部材140が湾曲するとき、機械的な妨害がカラー165を固定されるようにする。結果として、外科医は、ループ形成の前に、カラー165を遠位部材140上の所望の位置に移動し得、スタイレット160により押力または引っ張り力が付与される位置を変更し得、そしてそれ故、ループの最終的な形状および配向を変更し得る。

【0064】

図27および28に示される例示のループカテーテル163は、ほぼ環状のループを有する。しかし、図26に示されるように、カテーテル167上の楕円ループ形態のような、その他のループ形態を、用途に応じて採用し得る。

【0065】

図17-28に示されるカテーテルは、プルワイヤおよびスタイレットのような1つ以上の制御部材の操作を提供する従来のカテーテルハンドルと組み合わせて用いられ得る。適切なハンドルは、米国特許第5,871,523号および同5,928,191号に開示されている。

【0066】

(IV) 電極、温度センシングおよび力制御

好適な実施形態の各々において、操作部材は、複数の間隔を置いて配置された電極18である。しかし、化学的アブレーション、レーザアレイ、超音波トランスデューサー、マイクロウェーブ電極、およびオーム法則により加熱される熱ワイヤのための管腔のようなその他の操作部材があり、そしてこのようなデバイスは、これら電極を置換し得る。さらに、電極および温度センサが、図1-7に示される例示のカテーテルプローブの文脈において以下に論議されるけれども、この論議は、本明細書に開示されるすべてのプローブに適用可能である。

【0067】

好ましくは、間隔を置いて配置される電極18は、巻かれたらせん状のコイルである。これらコイルは、銅合金、白金、またはステンレス鋼、または展開充填管材(例えば、白金ジャケットを備えた銅コア)などの組成物のような、電気伝導性材料から作製される。コイルの電気伝導性材料は、その伝導性および生体適合性を改良するために白金-インジウムまたは金でさらにコートされ得る。好適なコイル電極は、米国特許第5,797,905号に開示されている。電極18は、個々のワイヤ168に電氣的に接続され(例えば、図2を参照のこと)、それらに凝集エネルギーを伝達する。これらワイヤは、従来様式で、随伴するカテーテル本体を通じて伸びる管腔を、カテーテルハンドル中のPCボード中に通過し、そこで、これらは、ハンドル上のポートに収容されるコネクタに電氣的に接続される。コネクタは、RF凝集エネルギーの供給源に接続される。

【0068】

代替として、これら電極は、白金のような伝導性材料の頑丈なリングの形態であり得るか、または従来のコーティング技法またはイオンビーム支援沈着(IB

A D) プロセスを用いてこのデバイス上にコートされた白金 - イリジウムまたは金のような導電性材料を含み得る。より良好な接着には、ニッケルまたはチタンのアンダーコーティングが付与され得る。これら電極はまた、らせん状のリボンの形態であり得る。これら電極はまた、非導電性管状本体上にパッドプリントされる導電性のインク化合物で形成され得る。好適な導電性インク化合物は、銀をベースにした可撓性の接着導電性インク（ポリウレタンバインダー）であるが、白金ベース、金ベース、銅ベースなどのようなその他の金属をベースにした接着導電性インクもまた、電極を形成するために用いられ得る。このようなインクは、エポキシをベースにしたインクよりも可撓性である。

【0069】

可撓性の電極18は、好ましくは、長さが約4mm～約20mmである。好適な実施形態では、これら電極は、長さが12.5mmであって、1mm～3mmの間隔を置いて配置され、隣接する電極に凝固エネルギーが同時に付与されるとき、組織中に連続損傷パターンを生成する。剛直電極については、各電極の長さは約2mm～約10mmで変化させ得る。約10mmより長い複数の剛直電極用いると、各々が、このデバイスの全体の可撓性に悪影響を与え、その一方、約2mmより短い長さをもつ電極は、所望の連続損傷パターンを一貫して形成しない。

【0070】

組織に接触する（そして血液プールに曝される）ことを意図しない電極の部分は、好ましくは電氣的または熱的に絶縁されている材料を用いる種々の技法によりマスクされ得る。これは、血液プール中への凝集エネルギーの直接伝達を防ぎ、そしてこのエネルギーを組織に向かってそしてその中に送る。例えば、UV接着（またはその他の接着）層がこれら電極の予め選択された部分上にペイントされ得、組織に接触することを意図しない電極の部分を隔離する。沈着技法もまた、組織に接触することが意図されるようなアセンブリの部分の上だけに導電性表面を配置するために履行され得る。あるいは、コーティングを、これら電極を、PTFE材料中に浸漬することによって形成し得る。

【0071】

これら電極は、単極モードで稼動され得、ここでは、これら電極により発せられる軟組織凝固エネルギーは、患者の皮膚に外部から付着させた受動パッチ電極（図示せず）を通じて戻る。あるいは、これら電極は、双極モードで稼動され得、ここでは、1つ以上の電極により発せられるエネルギーが、その他の電極を通じて戻る。組織を凝固するために必要な電力量は、5～150wの範囲である。

【0072】

例えば、図5 aおよび5 bに示されるように、熱電対またはサーミスタのような、複数の温度センサ170が、電極18の上、下、その長手方向端部周縁に接するか、またはその間に配置され得る。温度センサ170は、らせん状（またはその他のループ）構造の遠位方向に面する側面上で電極の長手方向のエッジに位置する。いくつかの実施形態では、参照熱電対172もまた提供され得る。温度コントロール目的には、温度センサからのシグナルが、これもまたカテーテルハンドル中の先に述べたPCボードに接続されているワイヤ174（図2）により、凝固エネルギーの供給源に伝達される。適切な温度センサ、および感知された温度に基づいて電極への電力を制御するコントローラは、米国特許第5,456,682号、同5,582,609号および同5,755,715号に開示されている。

【0073】

例えば、図5 aおよび5 bに示されるように、温度センサ170は、好ましくは、遠位部材16中に形成される直線状のチャンネル174内に配置される。この直線状チャンネル171は、温度センサが組織に直接面し、そして直線様式で配置されることを確実にする。図示された配置は、より正確な温度読み取りをもたらし、これは、次いで、より良好な温度コントロールをもたらす。従って、実際の組織温度は、電力制御デバイスに対する外科医による設定温度により正確に対応し、それによって、外科医に損傷生成プロセスのより良好な制御を提供し、そして閉塞性物質が形成される可能性を低減する。このようなチャンネルは、本明細書に開示される任意の電極（あるいはその他の作動部材）に組み合わせて採用され得る。

【0074】

最後に、電極18および温度センサ172は、凝固エネルギーを、帯電イオン媒体を通じて凝固エネルギーを伝達する多孔性材料コーティングを含み得る。例えば、米国特許第5,991,650号に開示されるように、電極および温度センサは、再生セルロース、ヒドロゲルまたは電気伝導成分を有するプラスチックでコートされ得、このコーティングは、電極のような外科デバイス部材間の機械的バリアとして作用し、ヒト身体との電氣的接触を提供しながら、血液細胞、ウイルスおよび細菌のような感染源、およびタンパク質のような生物学的高分子の侵入を防ぐ。再生セルロースコーティングはまた、デバイス部材とヒト身体との間の生体的適合性バリアとして作用し、それによってこれら部材は、ある程度毒性である材料（銀または銅など）からも作製され得る。

【0075】

本発明を、上記の好適な実施形態に関して記載してきたが、上記の好適な実施形態に対する多くの改変および/または付加は当業者に容易に明らかである。本発明の範囲は、そのような改変および/または付加のすべてに拡張され、しかも本発明の範囲は、提示される請求項によってのみ規定されることが意図される。

【0076】

本発明の好ましい実施形態の詳細な説明は、添付の図面を参照してなされる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明の好ましい実施形態に従う弛緩状態におけるプローブの側面図である。

【図2】

図2は、図1の線2-2に沿ってとられた断面図である。

【図3】

図3は、スタイレットが伸長した、図1に図示されるプローブの側面図である。

【図4】

図4は、スタイレットが収縮された、図1に図示されるプローブの側面図である。

【図5a】

図5aは、図4に図示されるプローブの端面図である。

【図5b】

図5bは、図5aにおける線5b-5bに沿ってとられた断面図である。

【図6】

図6は、拡張した状態での図1に図示されるプローブの側面図である。

【図7】

図7は、図6に示されるプローブの端面図である。

【図8】

図8は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブハンドルの破断透視図である。

【図9】

図9は、図8に図示されるプローブハンドルの一部の透視図である。

【図10】

図10は、図9において図示されるプローブハンドルの部分の分解組立図である。

【図11】

図11は、図9の線11-11に沿ってとられた部分断面図である。

【図12】

図12は、図8に図示されるプローブハンドルのノブおよびスプールの配置の部分断面図である。

【図13】

図13は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブハンドルの透視図である。

。

【図14】

図14は、図13において図示されるプローブハンドルの分解組立図である。

【図15】

図15は、図13の線15-15に沿ってとられた部分断面図である。

【図16】

図16は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブの側面図である。

【図16a】

図16aは、本発明の好ましい実施形態に従うプローブの側面図である。

【図16b】

図16bは、図16aの線16b-16bに沿ってとられた断面図である。

【図16c】

図16cは、螺旋状配向の図16aに図示されるプローブの透視図である。

【図17】

図17は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブの平面図である。

【図18】

図18は、図17に図示されるプローブの遠位部分の断面図である。

【図19】

図19は、シース内の図17に図示されたプローブを示す、側面部分断面図である。

【図20】

図20は、ループが再方向付けされた図17に図示されるプローブの透視図である。

【図21】

図21は、図20に図示されるプローブの側面図である。

【図22】

図22は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブの透視図である。

【図23】

図23は、図22に図示されるプローブの側面図である。

【図24】

図24は、図22に図示されるプローブの端面図である。

【図25】

図25は、シースおよびガイドワイヤを組み合わせる、図22に図示されるプローブの側面図である。

【図26】

図26は、ほぼ楕円形のループを有する図22～24に図示されるプローブと類似したプローブの端面図である。

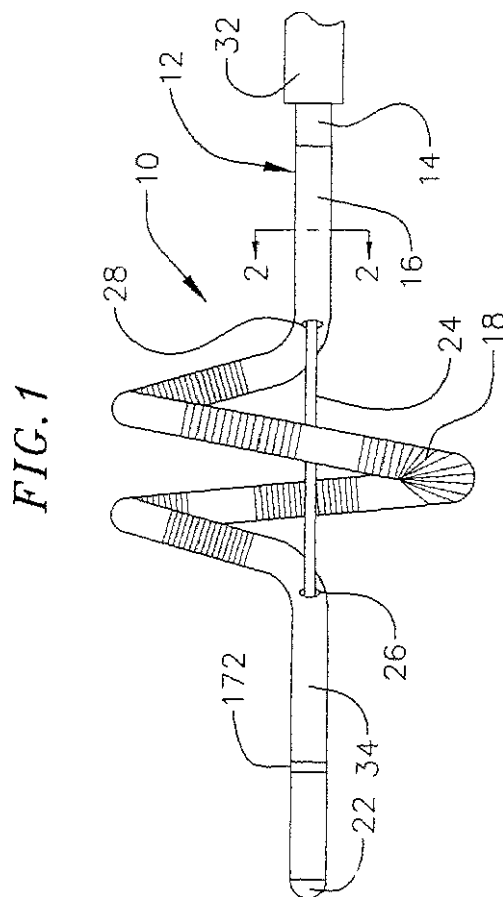
【図27】

図27は、本発明の好ましい実施形態に従うプローブを示す側面部分断面図である。

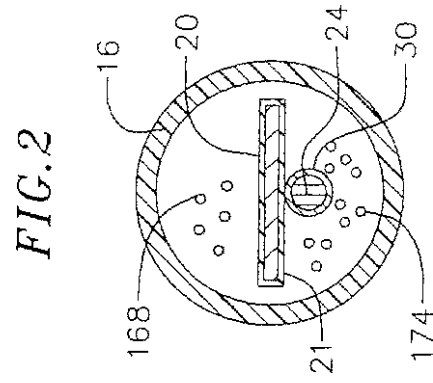
【図28】

図28は、ループが再方向付けされた図27に図示されるプローブの透視図である。

【図1】

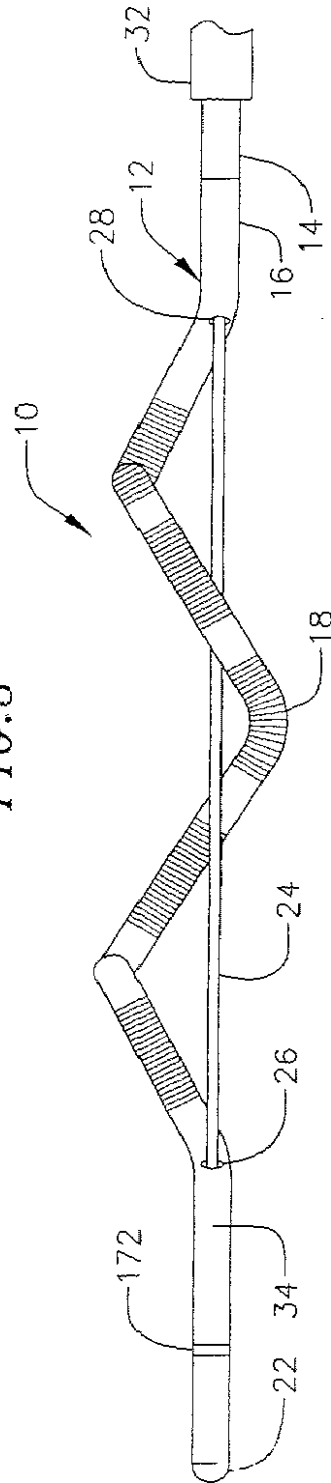


【图2】



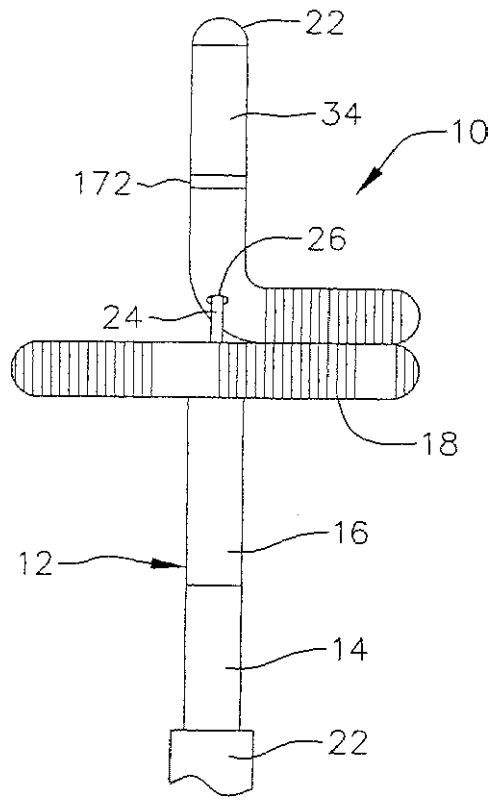
【図3】

FIG.3



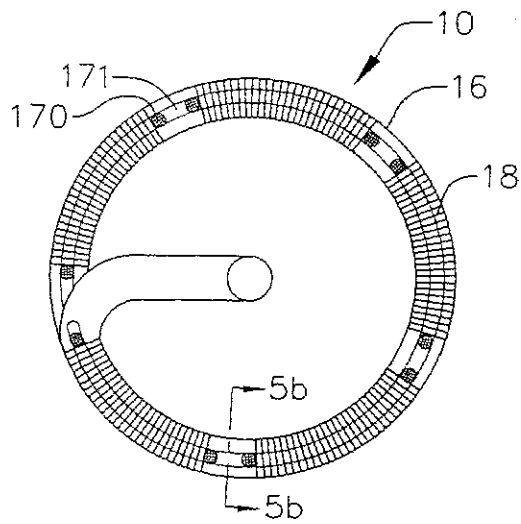
【図4】

FIG.4

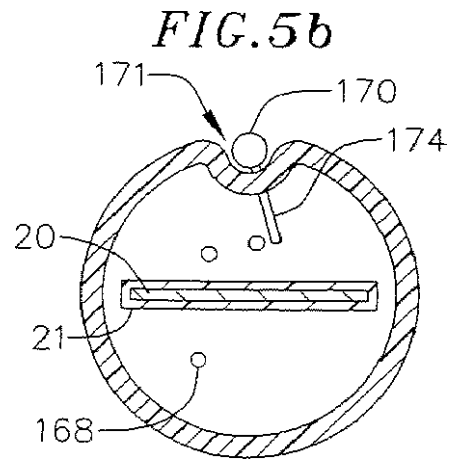


【図5a】

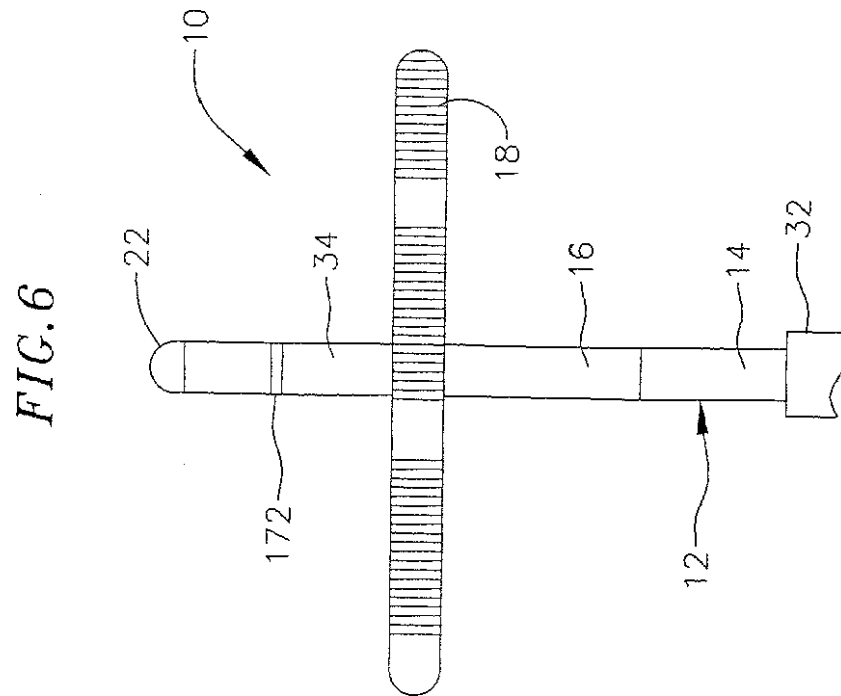
FIG.5a



【図5b】

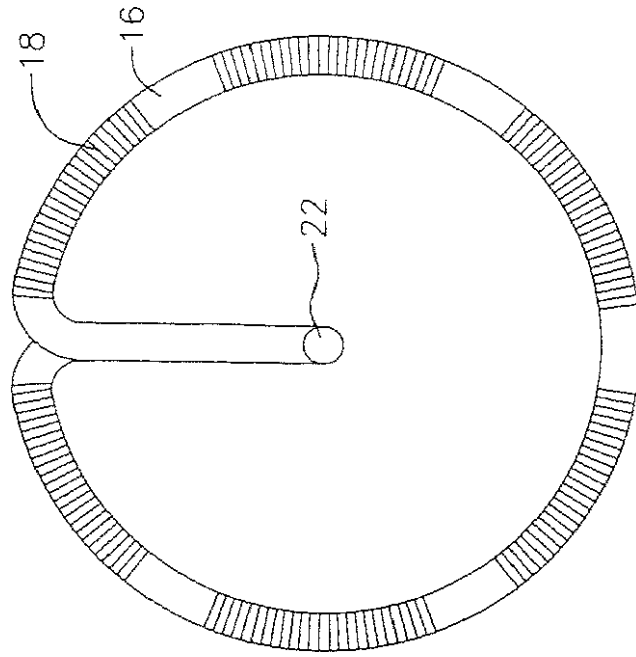


【図6】



【図7】

FIG.7



【図8】

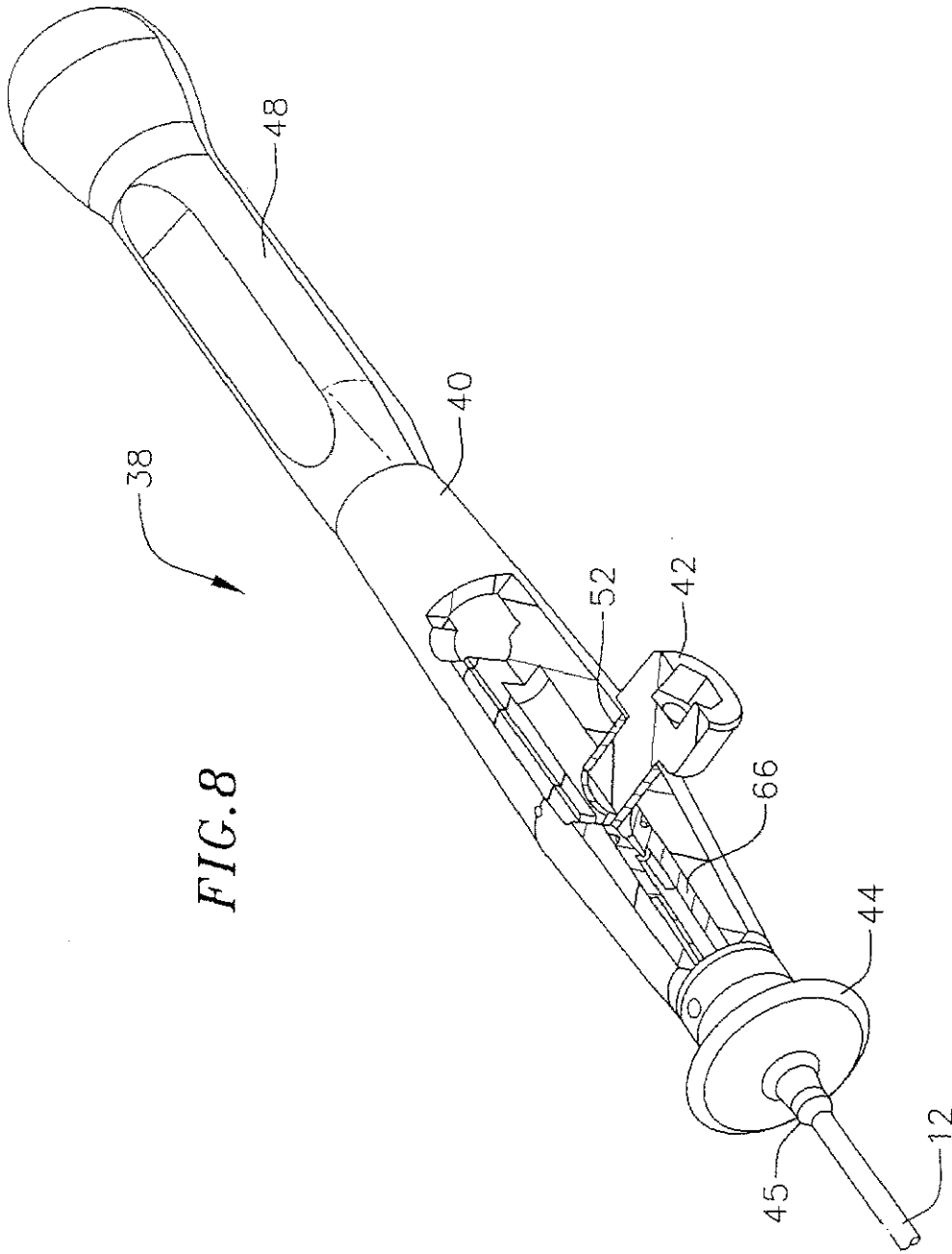
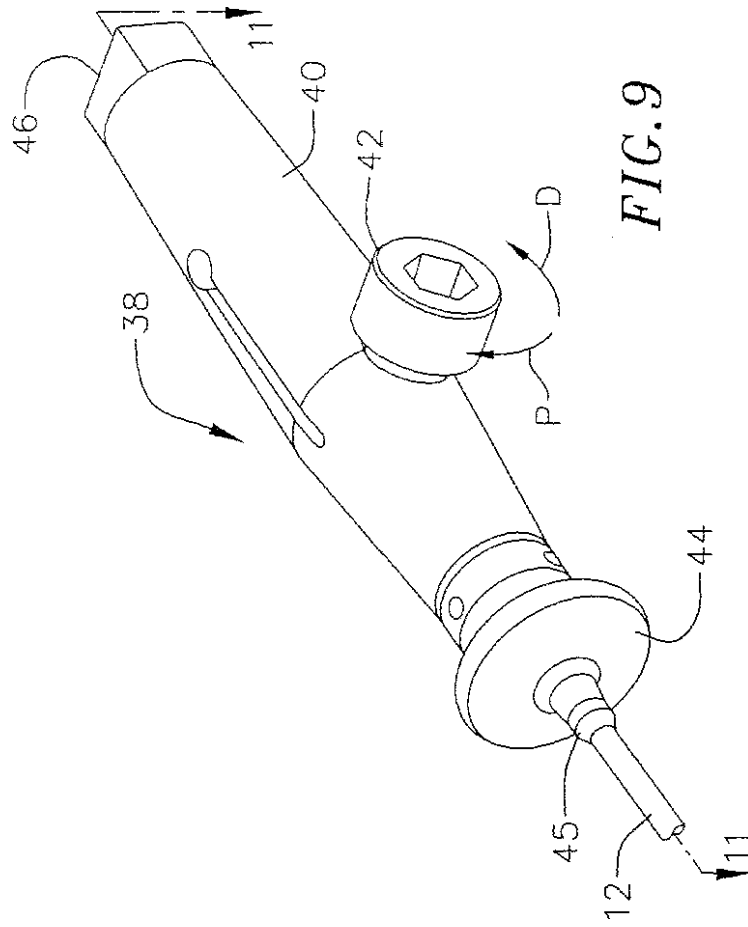
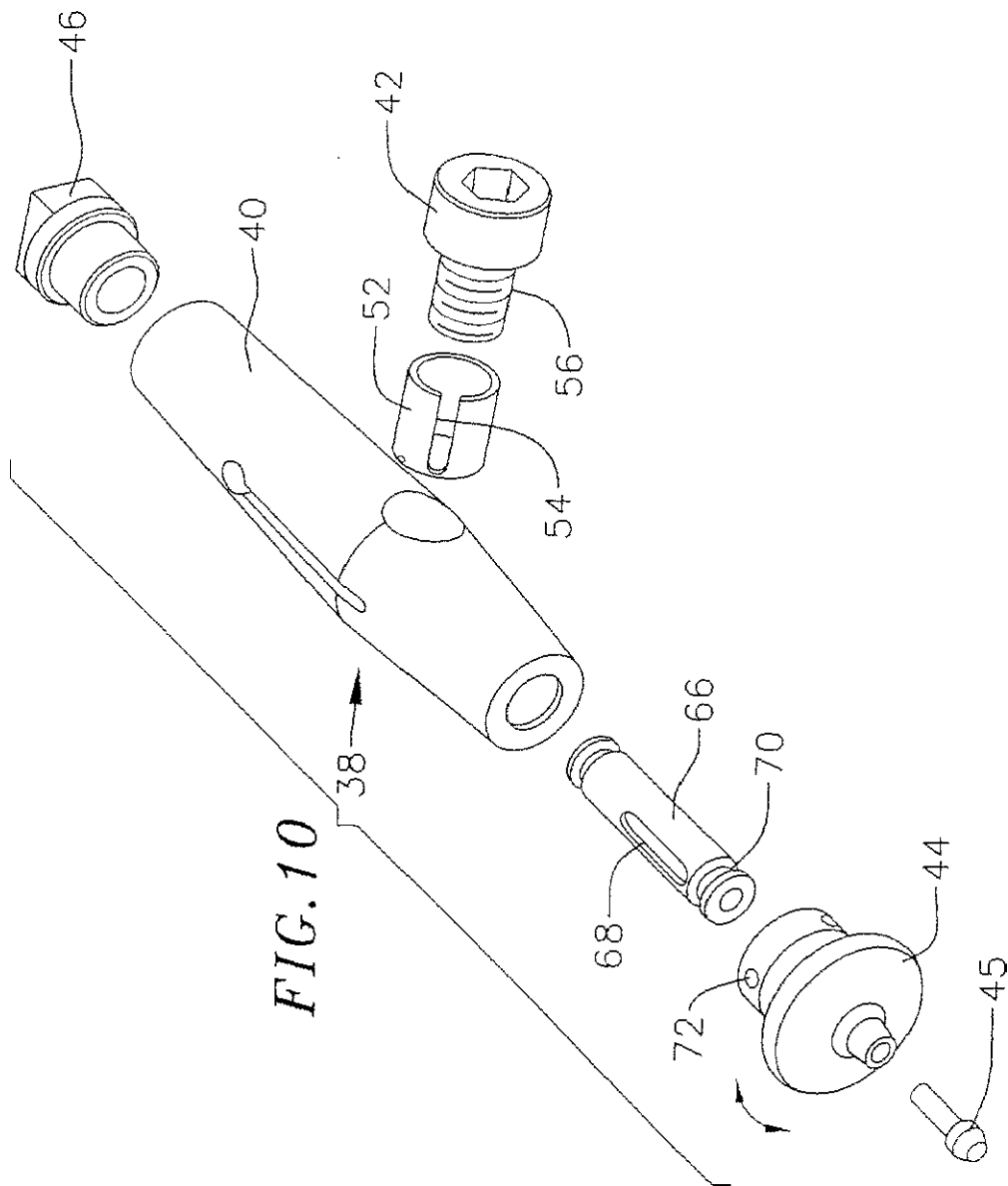


FIG. 8

【図9】

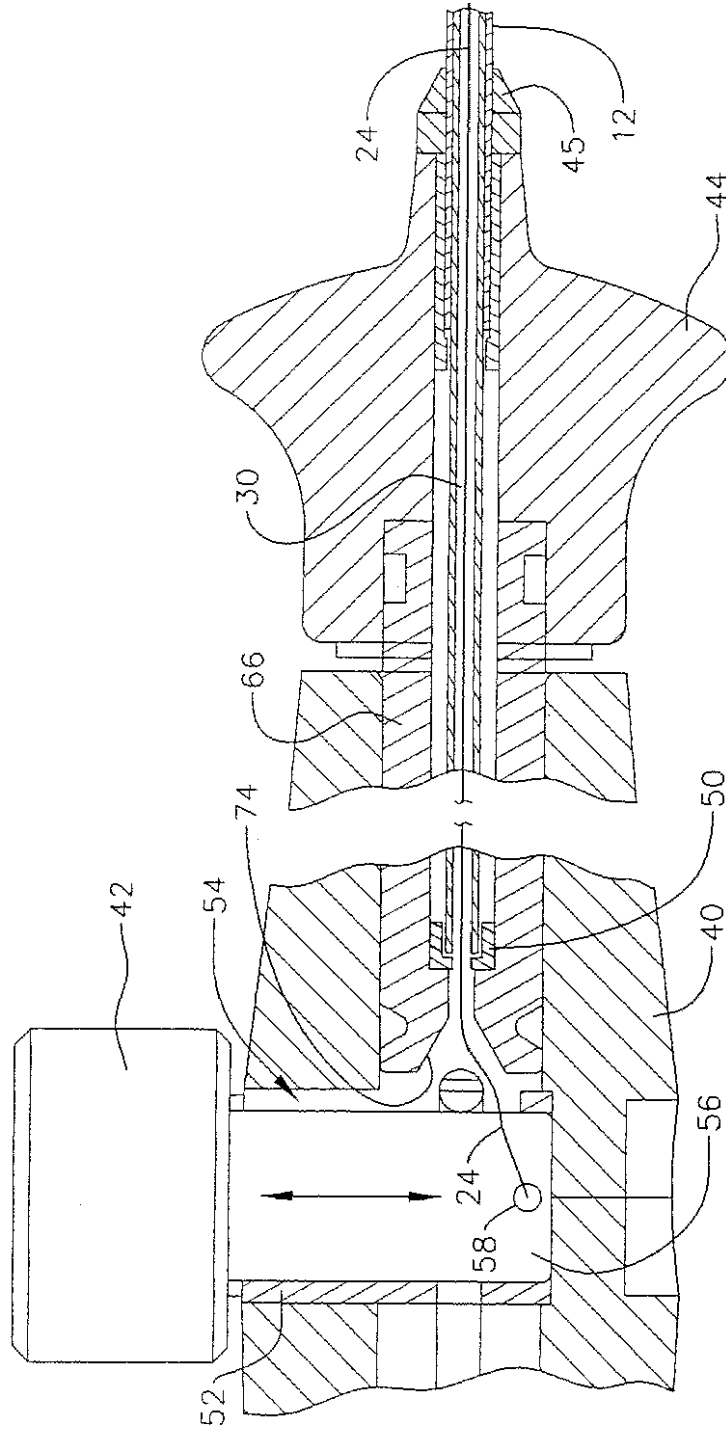


【図10】

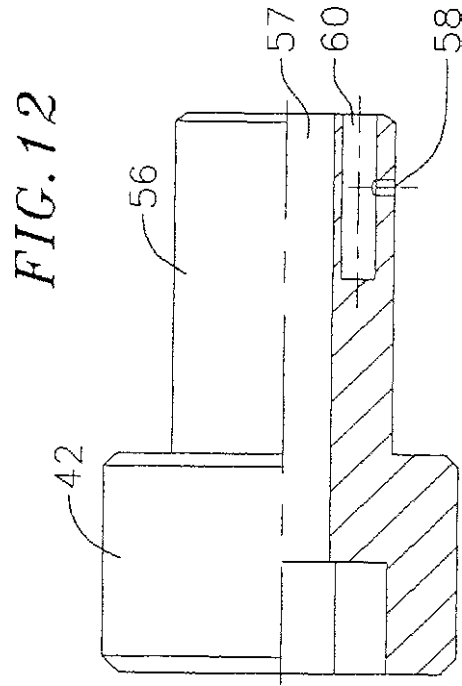


【図11】

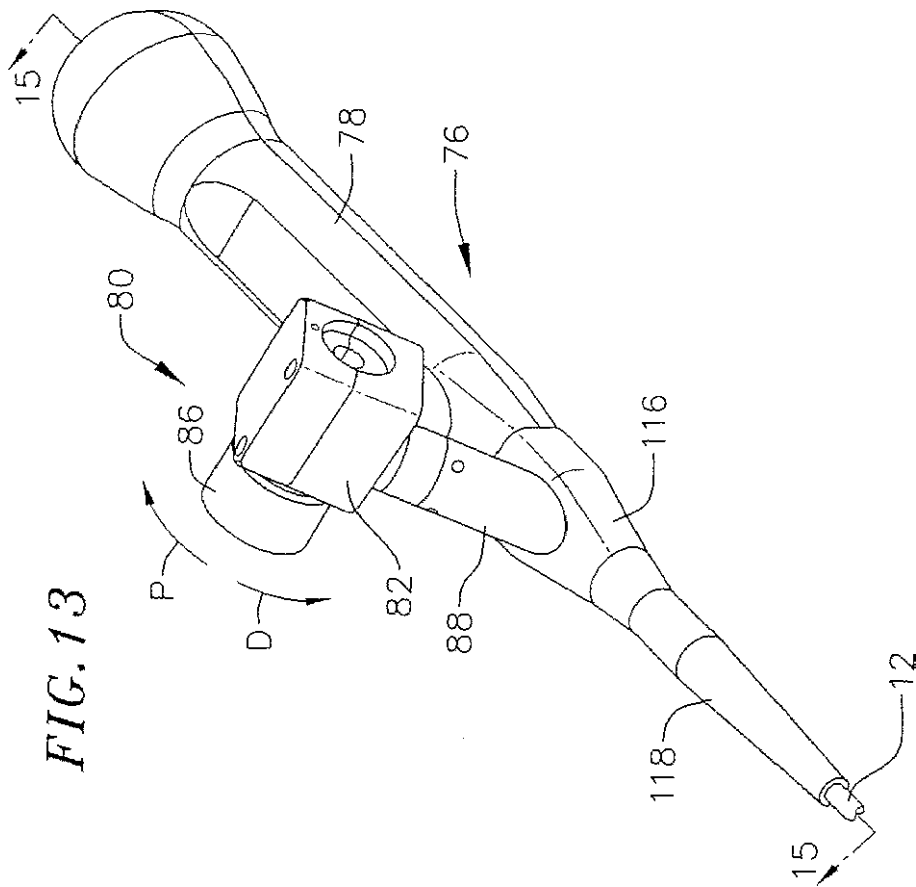
FIG. 11



【図12】

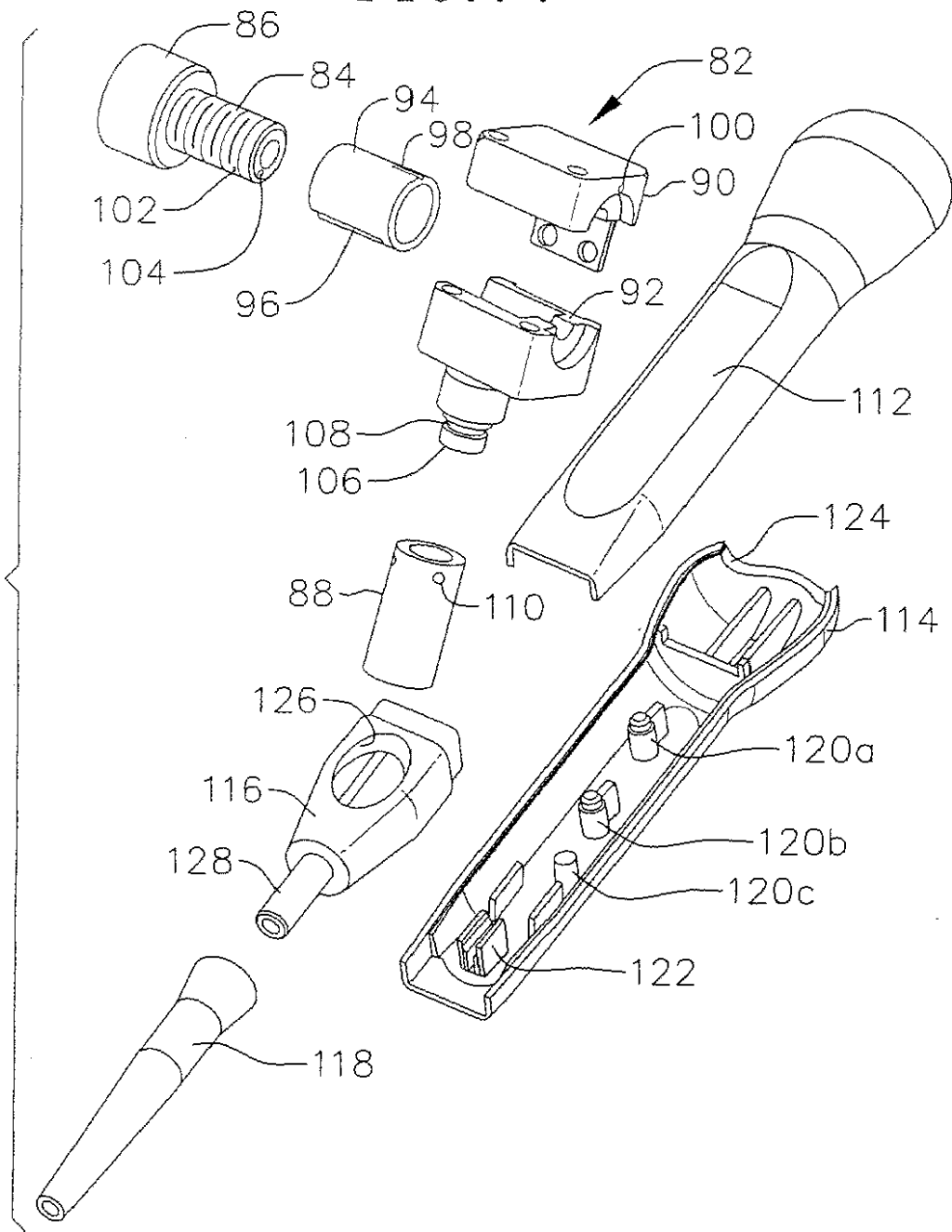


【図13】

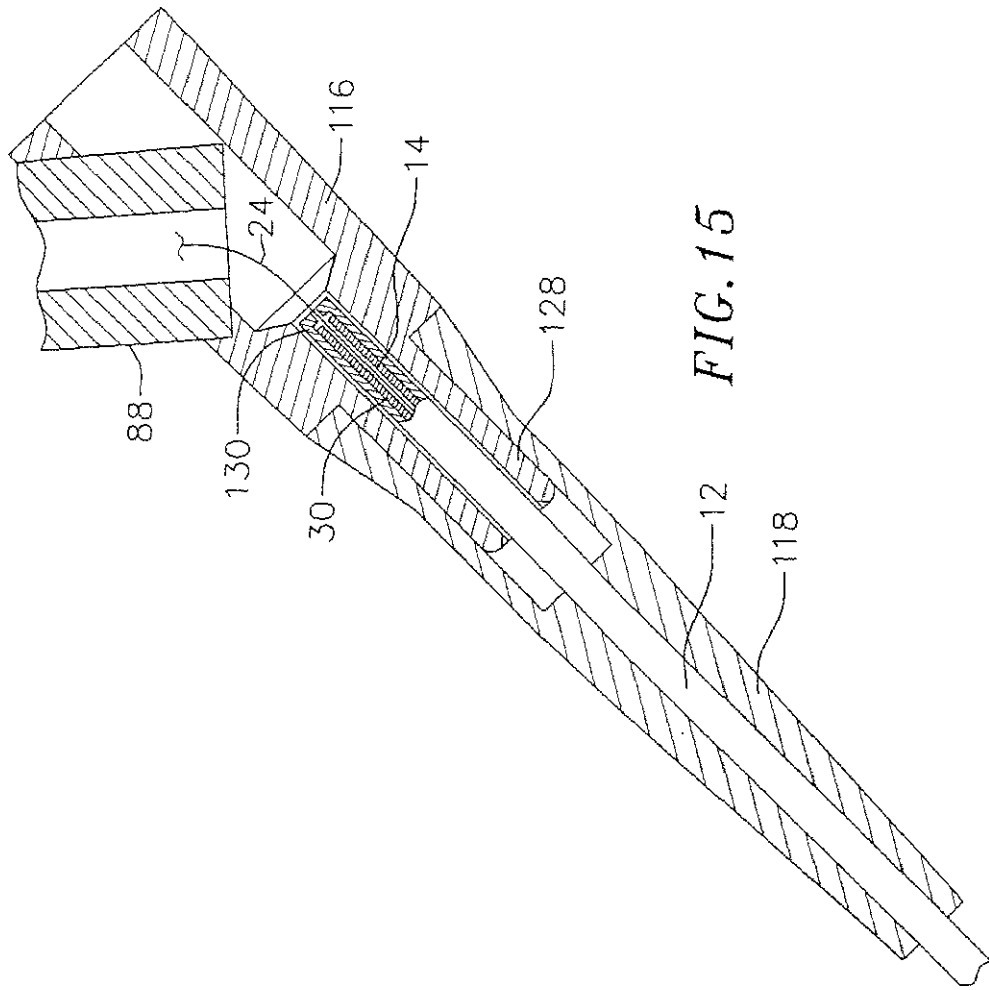


【図14】

FIG. 14

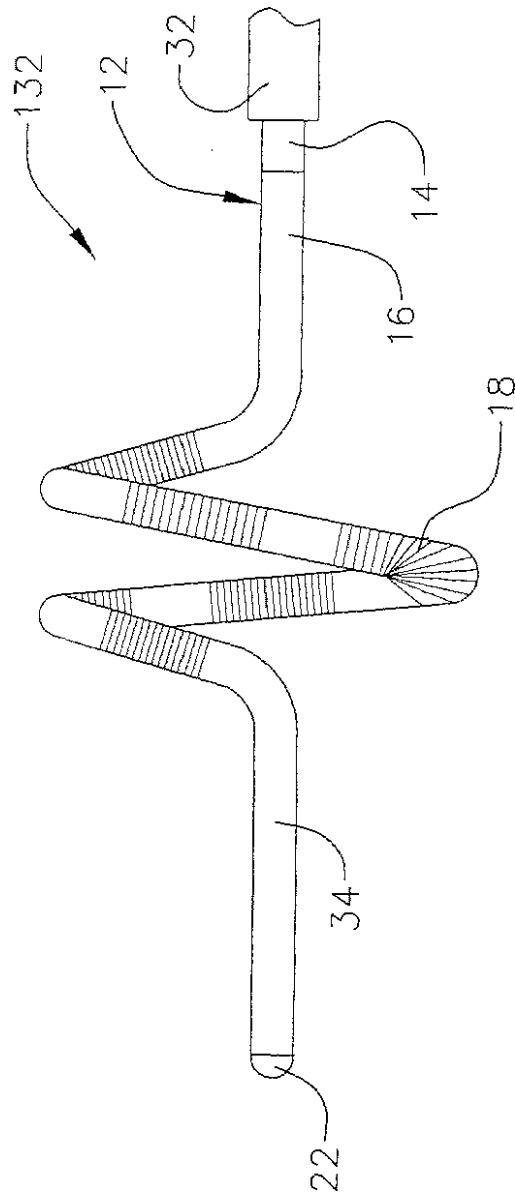


【図15】

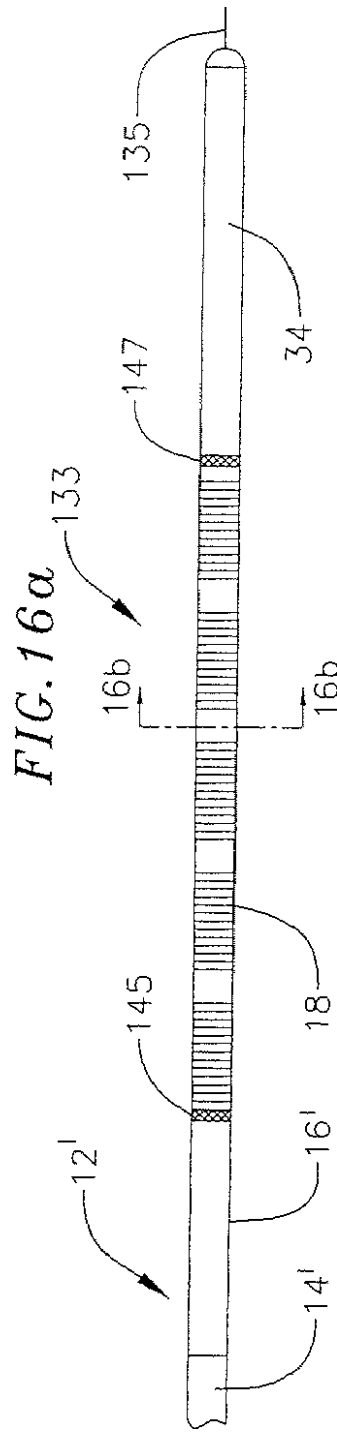


【図16】

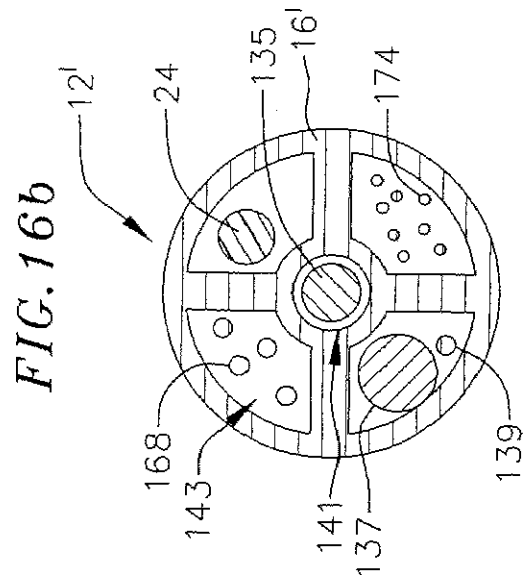
FIG. 16



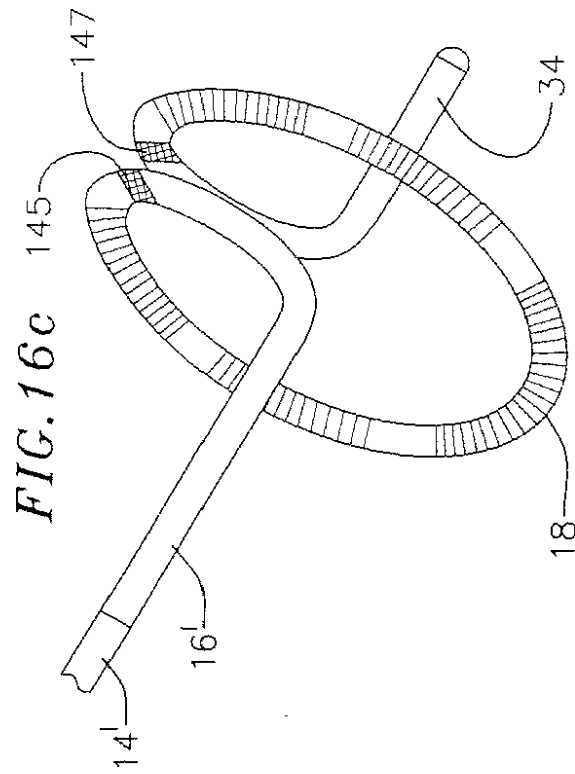
【図16a】



【図16b】

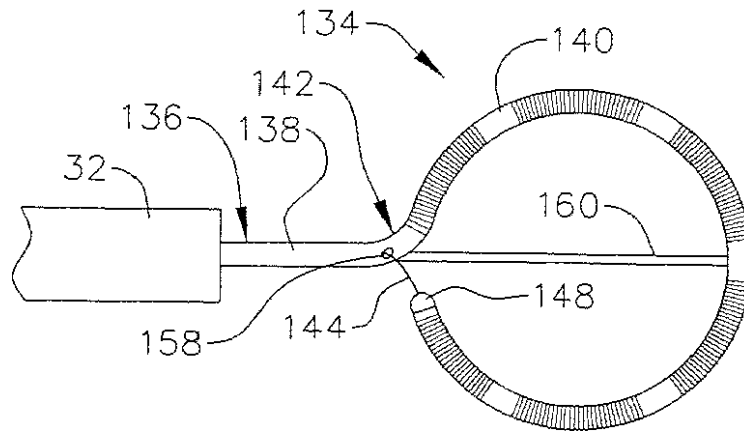


【図16c】



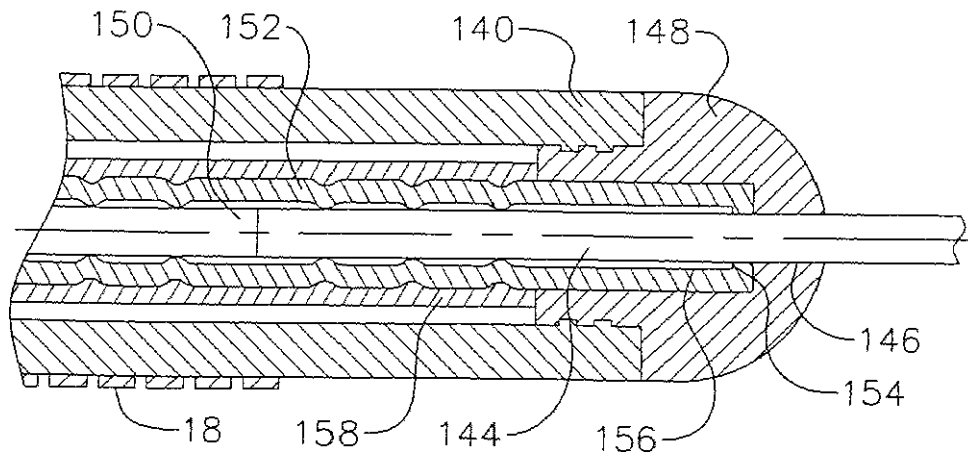
【図17】

FIG. 17



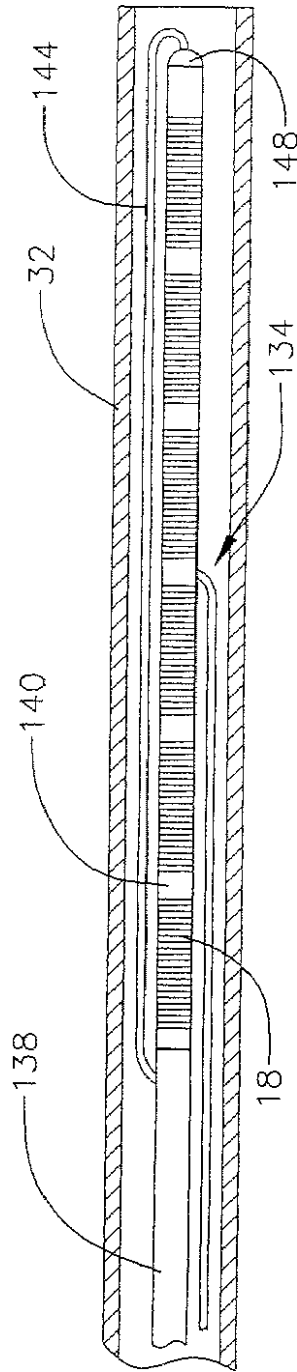
【図18】

FIG. 18

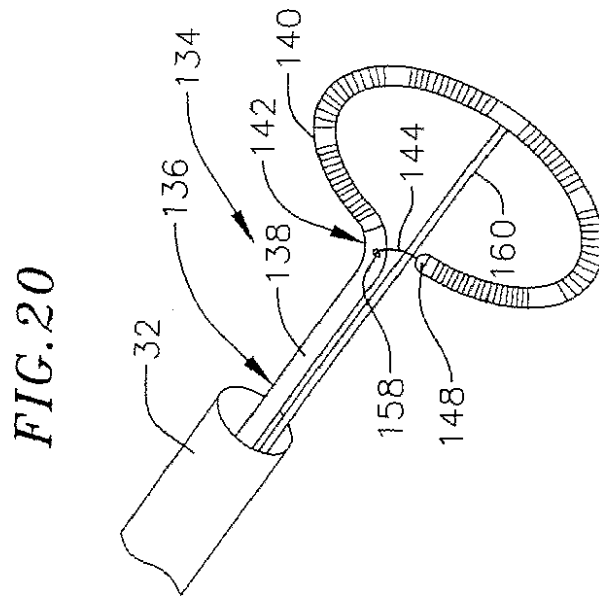


【図 19】

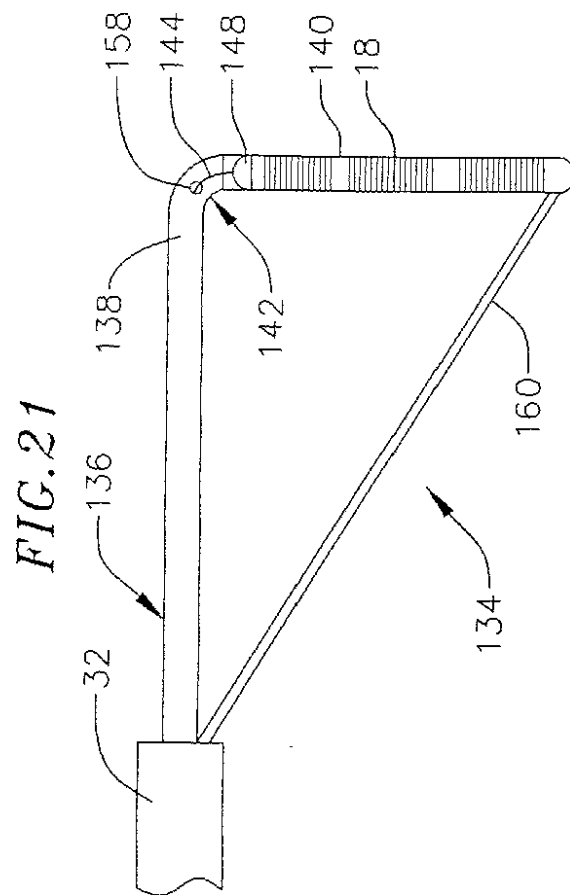
FIG. 19



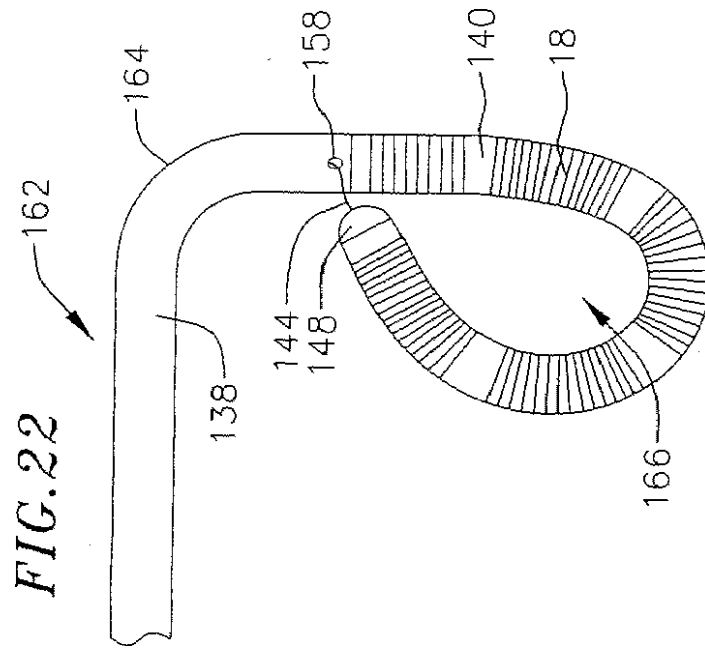
【図20】



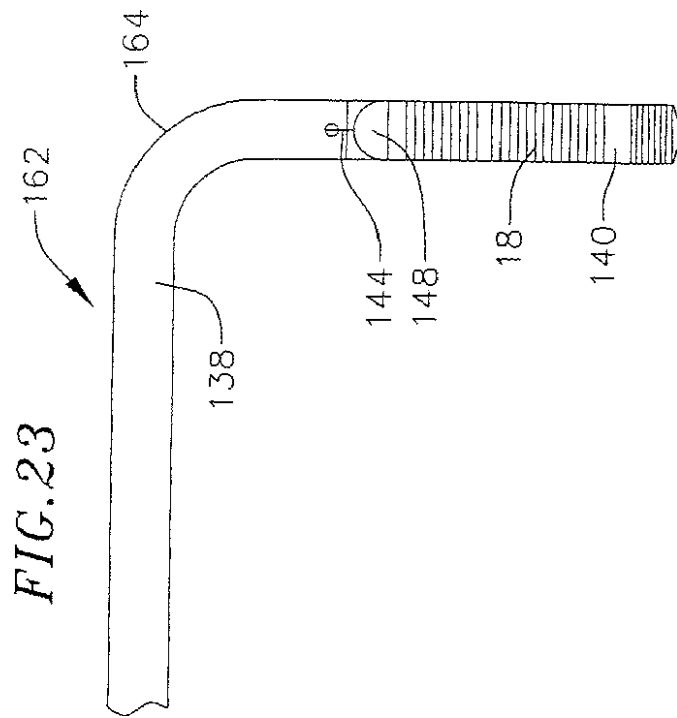
【図21】



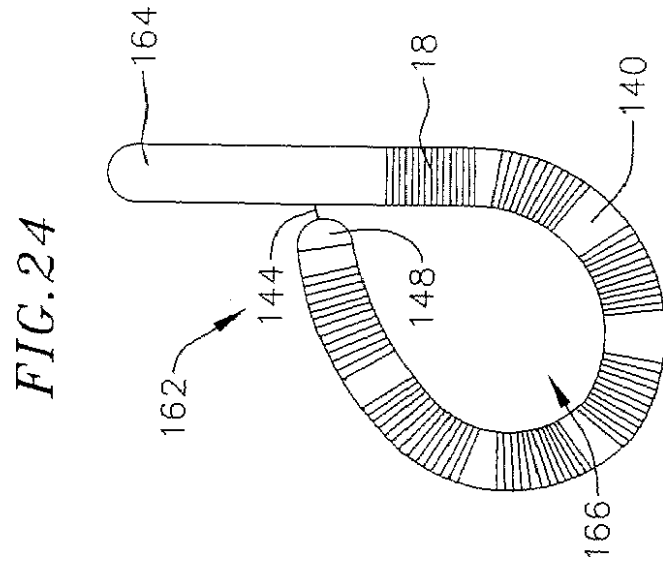
【図22】



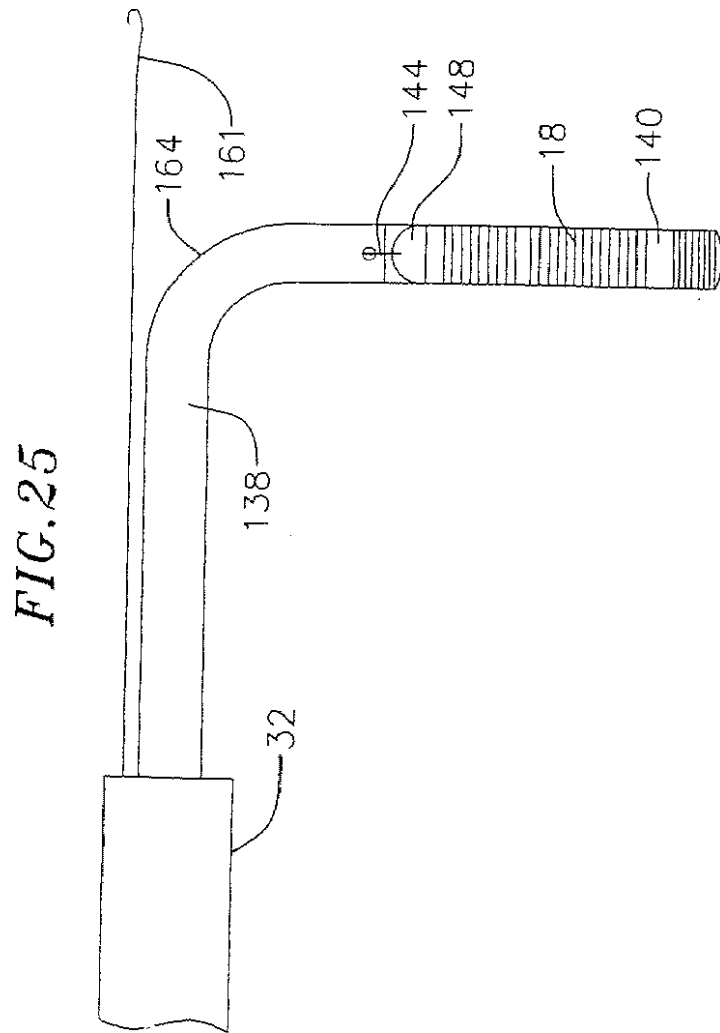
【図23】



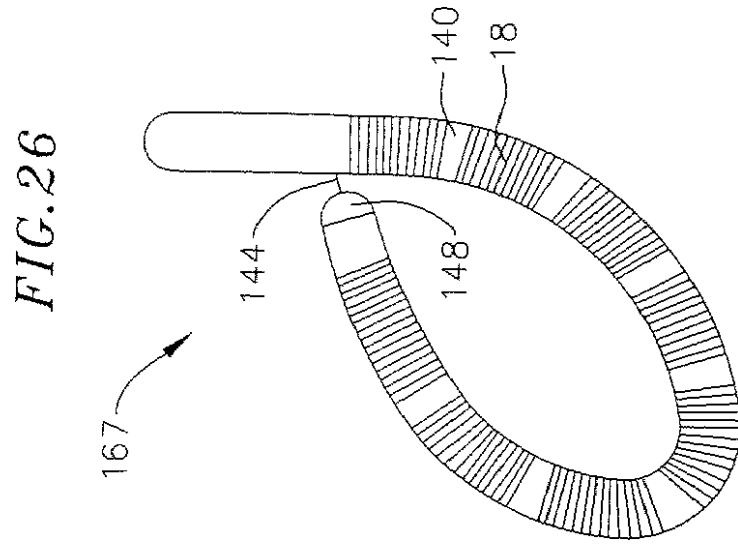
【図24】



【図25】

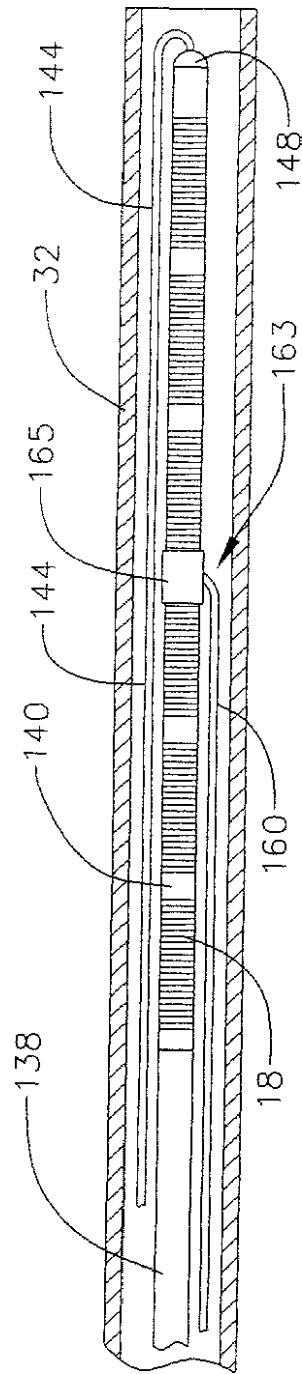


【図26】

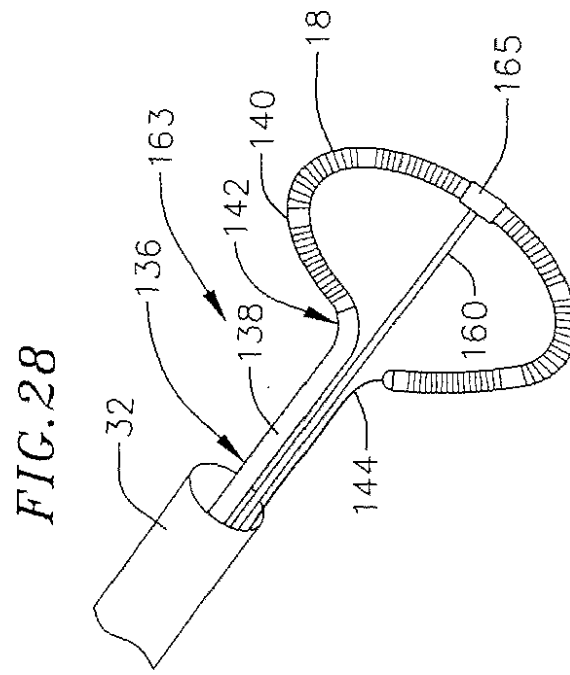


【図 27】

FIG. 27



【圖28】



【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 00/11639

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B18/14		
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) IPC 7 A61B A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97 17892 A (CARDIAC PATHWAYS CORP) 22 May 1997 (1997-05-22) page 10, line 19 -page 11, line 25; figure 19	1-10, 14-17
P,X	WO 00 01313 A (VNUS MEDICAL TECHNOLOGIES INC) 13 January 2000 (2000-01-13) page 6, line 18 -page 9, line 21	1-10, 14-17
X	EP 0 868 923 A (ECLIPSE SURGICAL TECH) 7 October 1998 (1998-10-07) column 5, line 34 - line 37 column 11, line 55 -column 12, line 54 claim 27	1,12,13
	-/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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 *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 August 2001		Date of mailing of the international search report 07.09.01
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Martelli, L

3

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/EP 00/11639

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 96 00036 A (EP TECHNOLOGIES) 4 January 1996 (1996-01-04) page 9, line 35 - page 10, line 3 page 14, line 18 - line 26 page 16, line 5 - line 16 figures 5,8 ---	40-44
X	US 5 411 546 A (BOWALD STAFFAN ET AL) 2 May 1995 (1995-05-02)	1,12
Y	column 3, line 34 - line 50 column 5, line 39 - line 47 ---	13
Y	EP 0 916 360 A (DAIG CORP) 19 May 1999 (1999-05-19) paragraphs '0024!', '0039!', '0040! -----	13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP 00/11639**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.

2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
1-10, 12-17, 40-44

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. Claims: 1-10,14-17

Helical catheter probe wherein the two extremities of the helical structure lie on the longitudinal axis of the structure itself.

2. Claims: 11,18-27

Catheter probe provided with a helical structure and a control member which reduces the diameter of the helical structure by means of a distal movement.

3. Claims: 12,13

Helical catheter probe wherein the helical structure includes a shape memory element.

4. Claims: 28-39

Probe provided with an elongate body defining a curved portion having a pre-set curvature.

5. Claims: 40-44

Catheter probe provided with a temperature sensor.

6. Claims: 45-49

Catheter probe provided with two control elements.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No
PCT/EP 00/11639

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9717892 A	22-05-1997	US 5722401 A	03-03-1998
		AU 7730996 A	05-06-1997
		EP 0866669 A	30-09-1998
WO 0001313 A	13-01-2000	AU 4854499 A	24-01-2000
EP 0868923 A	07-10-1998	US 5876373 A	02-03-1999
		AU 5845398 A	08-10-1998
		CA 2233898 A	04-10-1998
		JP 10295822 A	10-11-1998
		US 6126654 A	03-10-2000
WO 9600036 A	04-01-1996	CA 2194061 A	04-01-1996
		CA 2194062 A	04-01-1996
		CA 2194072 A	04-01-1996
		EP 0768842 A	23-04-1997
		EP 0768841 A	23-04-1997
		EP 0767630 A	16-04-1997
		JP 10505251 T	26-05-1998
		JP 10505252 T	26-05-1998
		JP 10507093 T	14-07-1998
		WO 9600039 A	04-01-1996
		WO 9600043 A	04-01-1996
		US 5735846 A	07-04-1998
		US 5769847 A	23-06-1998
		US 6162184 A	19-12-2000
US 5906614 A	25-05-1999		
US 5411546 A	02-05-1995	DE 59309561 D	10-06-1999
		EP 0601339 A	15-06-1994
		JP 6210009 A	02-08-1994
EP 0916360 A	19-05-1999	US 6120500 A	19-09-2000
		JP 11216189 A	10-08-1999

フロントページの続き

- | | | | |
|--------------------------|---|-----|--------------|
| (51)Int.Cl. ⁷ | 識別記号 | F I | テ-マコ-ト' (参考) |
| A 6 1 N | 1/04
1/39 | | |
| (81)指定国 | E P (A T , B E , C H , C Y ,
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I
T , L U , M C , N L , P T , S E , T R) , C A , J
P | | |
| (72)発明者 | トンプソン , ラッセル ビー .
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94022 ,
ロス アルトス , ウェスト ポートラ
アベニュー 123 | | |
| (72)発明者 | ジェンキンス , トーマス アール .
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94619 ,
オークランド , マククレランド アベ
ニュー 3750 | | |
| (72)発明者 | ヘグド , アナン ブイ .
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94560 ,
ニューアーク , トゥールーズ ストリ
ート 36105 | | |
| (72)発明者 | スワンソン , デイビッド ケイ .
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94040 ,
マウンテン ビュー , ナンバー705 ,
ヘザーストーン ウェイ 877 | | |
| F タ-ム(参考) | 4C053 BB12 BB23 BB35 JJ11 JJ23
4C060 KK10 KK12 KK50 | | |

专利名称(译)	用于支撑诊断元件和与身体组织接触的治疗元件的环结构		
公开(公告)号	JP2003514605A	公开(公告)日	2003-04-22
申请号	JP2001539342	申请日	2000-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Rimitido		
[标]发明人	コブリッシュジョセフブイ トンプソンラッセルビー ジェンキンズトーマスアール ヘグドアナンブイ スワンソンデイビッドケイ		
发明人	コブリッシュ, ジョセフ ブイ. トンプソン, ラッセル ビー. ジェンキンズ, トーマス アール. ヘグド, アナン ブイ. スワンソン, デイビッド ケイ.		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B18/12 A61B18/14 A61N1/04 A61N1/39 A61B5/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00065 A61B2018/00077 A61B2018/00113 A61B2018/00148 A61B2018/00214 A61B2018/00375 A61B2018/00797 A61B2018/00821 A61B2018/1435 A61B2018/1467		
FI分类号	A61B5/00.101.H A61N1/04 A61N1/39 A61B17/39 A61B5/04.300.J		
F-TERM分类号	4C053/BB12 4C053/BB23 4C053/BB35 4C053/JJ11 4C053/JJ23 4C060/KK10 4C060/KK12 4C060/KK50		
优先权	09/447183 1999-11-22 US 09/447186 1999-11-22 US		
其他公开文献	JP4558251B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种探针，其有助于在身体组织中产生周围病变。探针包括呈细长体，螺旋结构或其他环结构形式的环结构，其相对于身体组织支撑电极或其他操作元件。在一个实施例中，细长主体限定远侧区域，近侧区域和纵轴；细长主体；与细长主体的远侧区域相关联的螺旋结构；以及与细长主体的远侧区域相关的螺旋结构。提供了一种探针，其包括螺旋结构；以及至少一个支撑在螺旋结构上的操作元件。

