

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3618602号
(P3618602)

(45) 発行日 平成17年2月9日(2005.2.9)

(24) 登録日 平成16年11月19日(2004.11.19)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 N 1/05

A 6 1 N 1/05

A 6 1 N 1/368

A 6 1 N 1/368

A 6 1 N 1/39

A 6 1 N 1/39

請求項の数 13 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願平11-291701	(73) 特許権者	594199522
(22) 出願日	平成11年10月13日(1999.10.13)		エエルア メディカル ソシエテ アノニ
(65) 公開番号	特開2000-185107(P2000-185107A)		ム
(43) 公開日	平成12年7月4日(2000.7.4)		フランス国、セデクス、9 2 5 4 1 モン
審査請求日	平成14年4月25日(2002.4.25)		ルージュ、リュウ モーリス アルヌー
(31) 優先権主張番号	9812772		9 8 - 1 0 0
(32) 優先日	平成10年10月13日(1998.10.13)	(74) 代理人	100064012
(33) 優先権主張国	フランス(FR)		弁理士 浜田 治雄
		(72) 発明者	ジャン フランソワ オリビエ
			フランス国、9 1 1 9 0 ヴィリエ ル
			バクル、リュウ デュ シュマン ド テ
			ール 2 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 左心を刺激するために冠状血管静脈システム内に植え込み可能な探針

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中空の鞘を含んだ探針体を備え、この中空の鞘は弾性的に変形し得るとともに主に剛性要素が除去されており、前記探針体の遠位端部は少なくとも一つの刺激電極を備えるとともに自然な屈曲形状を有し、

探針体の中空な鞘内部に挿入して動かすように適合させた取り外し可能な針を備え、前記針は中空な鞘よりも剛性度が高いとともに局部的には可塑的に変形可能であり、

探針体遠位端部は応力の無い状態において第一の表面およびこの第一の表面とは別個の第二の表面内に含まれた2つの曲線を備え、この第一の表面は探針体遠位端部の自然な屈曲形状により定義された支持曲線に相当し、探針体遠位端部が自律配向性端部であるとともに、前記少なくとも一つの刺激電極は探針体の一区域のみの上の放射状平面内に延在する能動表面を有する扇形電極をさらに含むことを特徴とする能動植え込み型医療装置のための冠状血管静脈内の刺激システム。

【請求項 2】

探針体遠位端部がL字型屈曲を含み、このL字型屈曲は平面を定義し、扇形電極能動表面が前記平面に対して明らかに垂直となるよう方向付けられている請求項1記載のシステム。

【請求項 3】

能動扇形電極表面は探針体遠位端部上方へ一定距離突出している請求項1記載のシステム。

10

20

【請求項 4】

前記針は遠位端部を備え、前記遠位端部は先細部分を備え、この先細部分は遠位末端と前記先細部分の遠位末端上のボール部材とを備える請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記針は芯と補強管（68）とからなり、この芯は遠位部分と近位部分とからなり、補強管は鞘に納まる芯部を形成するために前記芯の近位部分の少なくとも一部の上に配置され、この鞘に収まる芯部は芯遠位部分よりも大きな剛性度を有し、芯の遠位部分は鞘に納まる芯部よりも高い柔軟性を有する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

探針体遠位端部は軸方向に穿通するための通路を備え、前記通路は外部または内部応力の無い密閉状態と、内部を通過することが可能であるとともに血管形成針が探針体の遠位端部を超えて前進することが可能である開放状態とを有する請求項 1 記載のシステム。 10

【請求項 7】

探針体遠位端部は静脈に抗する支持を提供する弾力性システムを備え、前記弾力性システムは電極能動表面と反対に位置する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 8】

前記遠位端部の自然の屈曲が第一の平面内に湾曲部をさらに備え、弾力性システムは前記湾曲部の遠位側に逆 L 字型部分をさらに備えるとともに第一の平面に対して垂直な第二の平面内に延在する請求項 7 記載のシステム。

【請求項 9】

逆 L 字型部分は前記曲線の遠位側に配置される請求項 8 記載のシステム。 20

【請求項 10】

湾曲部はさらに L 字型部分を有する請求項 8 記載のシステム。

【請求項 11】

弾力性システムは少なくとも一つの弾力的に変形可能な部材をさらに備え、これは前記探針体遠位端部から突出するとともに静脈の外壁の内表面と心筋層表面との間に挿入するように適合させる請求項 7 記載のシステム。

【請求項 12】

前記探針体遠位端部の屈曲形状はさらに第一の平面内の湾曲部によって接続される第一の部分および第二の部分を備える請求項 1 記載のシステム。 30

【請求項 13】

湾曲部は 10 ないし 20 mm の半径を有し、前記第一および第二の部分は 90° の角度をなす請求項 12 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の分野】

この発明は、1990 年 6 月 20 日付の EC 評議会指令第 90/385/CEE 号に定義されるような「能動植え込み型医療装置」による左心室または左心房を刺激するために心臓冠状血管システム内に配置された心臓刺激探針に係り、特にペースメーカー、細動除去装置および／または電気除細動装置特に「多数部位」型の心臓発信装置に関する。 40

【0002】

【発明の背景】

右周辺静脈システムを通る心内膜探針を右心室内に植込むことが容易であることに対して、左心臓洞室内に探針を常設することは重大な手術上の危険を伴う。具体的には、左心室の下流に位置する脳内血管へ気泡が搬送される危険である。この理由のため、この場合、右心房経由で冠状血管洞システムに探針をアクセスさせ左心室の反対側に配置された電極とともに冠状血管システム内に探針を挿入することが選択される。

【0003】

そのような心内膜への探針の挿入は、特に微妙な介入である。これは「多数部位」刺激の枠組みにおいて刺激部位の位置が非常に重要であることを考慮する際にさらに微妙なもの 50

となり、心臓洞の再同期を最適化するために左心室および右心室刺激部位ができる限り離れていることが好適である。

【0004】

従って、この特別な方式の探針は、特定数の精密な基準を満たすことが重要である。

【0005】

第一に、探針は比較的到高剛性でなければならず、これにより末端が植込み時に洞冠状血管の入り口に容易に導かれ、患者による形態学上の違い（特定の病気においては心房が時々非常に膨張する）にかかわらず挿入することができ、また心房壁の圧迫を避けることができる。

【0006】

第二に、探針は比較的柔軟で従順でなければならず、これによって、冠状血管洞の入り口を探し出し探針の末端を導入した後、外科医は冠状血管システムへ容易に探針を推進することができる。しかしながら同時に、探針は剛性を有していなければならず、これにより外科医は、バルブ等の障害により過度の困難を伴うことなく、探針を推進することができ、または外科医による推進圧力は探針の遠位端部に伝達され、右心房内で探針がループを形成しないことが保持される。

【0007】

第三に、一度刺激部位に到達すると、外科医が探針の位置を容易に調整することが可能でなければならず（現在、探針は静脈の末端内において非常にしばしば単純なくさび形を有しており）、部位が良好である際は、静脈の大きさにかかわらず探針の位置を維持する。

【0008】

最後に、冠状血管システムの静脈に損傷を与えることなく、後に探針を引き抜く事が可能であることが望ましい。

【0009】

理想的には、これらの機能または特徴総ては、このシステムを使用する事が可能な外科医の大多数に提供されるべきである。言い換えると、このシステムは、使用される既存の技術および現行の手法に十分に似ていなければならない。

【0010】

米国特許第5683445号公報には、探針体と細い針から形成されるユニットを備えるタイプの探針について記載されている。探針体は弾力的に変形した空洞の鞘を含み、特に剛性要素が除去されており、また少なくとも一つの刺激電極を支える末端を備えている。針は取り外し可能な針であり、探針体の鞘内部に挿入しその内部で動かすことができる。針は、鞘と比較すると比較的到高剛性であり、局所的に可塑性で変形可能である。探針の先端部は、応力が無い場合二つの異なった表面によって形成される二つの曲線を有する。第一の表面は、探針体の予備形状によって定義される方向付け曲線に相当する。第二の表面は、探針の先端の自然に湾曲した形状により定義された支持曲線に相当する。

【0011】

探針の構造は、しかしながら電気刺激の分野において最適なものではない。実際に、その軸対称性のため、探針の先端部の方向づけにかかわらず、電極を支持する半球状の末端部が心筋に対する能動表面の同一配置を保持する。しかしながら半球状の末端であるために、この探針構造はいくつかの深刻な欠点をもたらし、特に電気刺激による神経の派生刺激の危険性、低電流密度、それ故比較的低い生理学的有効性、および大きなエネルギー消費である。

【0012】

【発明の目的と概要】

従って、本発明の目的は、米国特許第5683445号に一般的に示された方式の探針を改善して電気刺激を最適化することを提案することによって前述の難点を克服することにある。

【0013】

このため、本発明は、L字型の屈曲を有し、挿入時に自己方向決定（自動配向）する末端

10

20

30

40

50

部を有する探針の提案を指図する。探針は扇形の電極を有し、その電極は、探針体の一区域のみの上において、放射平面内に延在する探針の側面上に能動表面の部分を有している。扇形電極能動表面はある方向に曲げられ、その方向は探針体末端のL字型屈曲により形成される平面に対し明らかに垂直であり、探針体末端の曲線に近似した放射面内の探針体表面から突出している。

【0014】

好適な実施例に従い、取り外し可能な針は末端部で、球部材を備えた末端部を有する。その針は、好適には、遠位部分および近位部分を有する中核部分と、中核部分を覆う補強管とを含み、その結果中核部分は補強管により近位部分の鞘に納められ、そしてその補強管は針の近位部分の硬さを増大させる。針の中核部分は遠位部分で補強管から露出し、遠位部分はこのように比較的大きな柔軟性を有する。

10

【0015】

一実施例において、探針体末端部分は、軸の通路上に外部または内部の圧力が無い場合に密閉されて接続される軸方向の通路を備え、この通路は、小さな針、特に血管形成針が進入して軸方向通路を貫通しさらに探針体の遠位端部を越えて伸延することを可能にする開放状態を有する。このことは、以下に議論するように、脈管形成針が探針体内部へ最初に挿入された針の代わりに用いられる際に生じる。

【0016】

他の実施例において、探針体の末端は、内部の静脈の壁に対して弾力的に押し進む弾性システムを含む。弾性システムは、電極の能動表面を正反対の末端に位置し、電極の能動表面が心筋壁に接触して導通することを維持するよう作用する。好適には、弾性システムは逆L字型に屈曲し、探針末端のL字型屈曲により形成される平面に対してほぼ垂直な平面が延在する。他方、またはこれに加えて、弾性システムは、探針表面から突き出た一つまたは複数の弾力的に歪んだ部材であることが可能であり、その部材は静脈の外壁の内側と心筋の表面の間に挿入される。

20

【0017】

本発明のその他の特徴、構成および利点は、当業者においては、添付の図面を参照しながら以下に記す詳細な説明により明らかにされよう。図において同一の参照符号は同一の構成要素を示すものとする。

【0018】

30

【発明の詳細な記述】

図1を参照して、記号10は概して心筋を示し、外科医は左心室の刺激部位で使用することを意図して、本発明の探針12をその心筋内に挿入し始める。この探針12は、高静脈洞16、右心房18および、静脈冠状血管洞の入り口20を經由して、心臓の概して記号14で示される静脈冠状血管システム内に挿入される。静脈冠状血管システムはいくつかの支流を派生させ、そしてそれは心臓の後外側静脈22、外側静脈24、大心臓静脈26、および前外側静脈28を含む。

【0019】

探針の末端を進める際に、刺激電極を備える末端は、心臓の側面の左心室に位置する静脈の壁の反対側に静止することが事実である。実際に主要静脈の、ほぼL/3に位置する刺激部位に到達するよう捜し求め、その距離は主要静脈の基点から心室の先端の間である。この最適な位置が考慮されない場合は、探針の先端を最適な刺激部位におくため、さらに静脈を進む必要がある。その部位が最適でない場合必要な効果を得るために、特に刺激エネルギーを増加させることが必要となる。

40

【0020】

探針が、静脈冠状血管システム14の開口部20または冠状血管システムの様々な静脈の内部に向けて容易に導かれることが可能であるために、本発明に従う探針12は一般に図2で示されるような構造として知られる。

【0021】

本質的に探針12は、柔軟な物質から形成される探針体32を含み、その物質は弾性的に

50

変形することが可能であり（典型的にはシリコン）、これは末端に屈曲形状（曲がった状態、または屈曲した部分、またはL字型屈曲）34を有する。静止、すなわち探針上に内部または外部の応力が無い状態で、L字型屈曲34は、例えばほぼ90°のL字型屈曲であり、10から20ミリメートルの半径を有する。探針体は中空であり、その結果比較的硬い物質で作られた針36（典型的にはステンレス鋼線MP35N型）を挿入することが可能になり、そしてそれはより大きなまたはより小さな距離で探針体内部へ挿入可能であり、その結果L字型屈曲34の曲がりを変更する。こうして図示された配置において、ここで針36は（L字型34の近位側）右前部の末端部38の位置に挿入され、本来の自然な屈曲形式が保持される。一方、探針体32内で針36をより深く挿入する場合は、針の硬さによってL字型屈曲34が伸ばされ、曲がりが削減される。

10

【0022】

加えて、針36は外科医によって変形されることが可能であり、例えば局所的な変形40の形成による屈曲は、その接近に従って、L字型屈曲34の全般的により良好な方位付けを可能にし、静脈冠状血管システムの入り口20への接近を容易にする。

【0023】

システムには3つの自由度があり、すなわち探針体の基底部分が回転する第一の自由度（図2；矢印42）があり、その結果針36および探針体32の回転により、洞の入り口20への全体的な接近を可能にし；次に継続して剛性のある針36に沿って探針体32の回転による第二の自由度（図2；矢印44）があり、その結果より微細な接近を可能にし；さらに探針体32内部へ針36が相対的に挿入されることによる移動の第三の自由度（図2

20

【0024】

同時に作用するこれら様々な動きは、探針12の端から端への移動に加えて、静脈冠状血管システムへの進入を比較的容易に可能にする。

【0025】

図3は、探針体48の構造の好適な実施例をより詳細に示す。探針体32の内部に埋め込まれた柔軟な物質は、螺旋形の金属導体50である。導体50は中空の管52と末端部が接触し、その管は電極54と接触している。本発明に従えば、電極54は扇形の電極であり、その理由は図8から図14に記述される。末端部において探針12は、軸方向の通路56を任意に含むことが好適であり、これは通常接続部58によって密閉され閉じられているが、しかしながら血管形成針（以下に説明するような）等のより小さな直径の針によって気密に接合する方式で開放し挿入することが可能である。接続部58によって生じる密閉を補強するために、正面の洞60（想像線で示される）を良好に想像することが可能であり、これは血液を保持し、その後、最終的に探針が挿入される通路56への入り口にある、この洞内で、凝結を形成する。

30

【0026】

図4から図6を参照すると、静脈冠状血管システムの開口部に接近する曲面における探針の空間的な位置が示されている。その管の曲線は、実際2枚の表面の交差により定められる。表面62は方向曲線と一致し、シリコン製管の予め設定されたまたは自然な形により定義され、表面64は、探針体の末端部34の自然な屈曲形式の結果である支持曲線により定義される。

40

【0027】

一度探針12の末端が上述の技術により洞の入り口に達すると、それほど多くの障害を克服する必要はなくなる。

【0028】

実際、静脈冠状血管システムの通路内の探針の進行時において、探針12は幾つかの困難に遭遇し：それらは、摩擦、妨害、血管分岐、曲線の連続、血管の直径の減少、小弁の通過等であり、これらにより、冠状血管システムを通して探針を進行させるために益々強く押圧する必要が生じる。探針体および探針内に挿入された針により形成される構成ユニッ

50

トが柔軟過ぎる場合、構成ユニットは右心房内で押出力のために歪み、探針が洞への接触を失う危険がある。この危険を避けるために、探針構成単位が数センチ引き戻され、探針体が針に比例して動かされ、所定の位置に固定される技術が採用される。これは、構成ユニットに対して、針のより大きな剛性を基礎とする追加の支持を提供し、探針／針構成ユニットはより高剛性を有し、探針末端への押出力をより良好に伝達することを可能にする。

【0029】

加えて既に洞内に挿入されている探針内の針の導入を容易にするために、針は図7の断面図に示されるように形成された末端部を備えることが好適である。また、図示された針の形に相当する針長1に沿った慣性モーメントJの好適な特性が図7に示されている。図7はミリメートル単位のスケールで示されている。

10

【0030】

針36はこうして完全な円筒形部分66を備え、典型的には直径0.35ミリメートルであり、管68を補強することによりその長さの大部分を鞘におさめ、総ての針の端から端までの直径は、探針内部の最も厚い点で、典型的にほぼ0.50ミリメートルである。

【0031】

針末端部は露出しており、補強管68によって包まれていない。この実施例の露出部分は、全体の長さがほぼ70ミリメートルまで伸ばされている。露出末端部は先細り部分70で終局しており、ほぼ40ミリメートルの長さを有し、末端部にボール72を備える。ボール72は内部導体50（図3）の螺旋の摩擦を制限し、探針を移動させたり探針に穴を開けるのを避けるために設けられる。

20

【0032】

この特殊な針の構造は可変の剛性を有し、これは針長1に沿って考慮される点に関する慣性モーメントJにより与えられる特性74上に見られる通りである。

【0033】

この特性74は初期の非常に柔軟な部分76を含み、この部分は先細り部分70と一致し、特に探針体が既に洞内に導入されている際に、探針体内に針を容易に導入することを可能にする。

【0034】

針部分78は、比較的低い慣性モーメントを有する領域であり、しかしながら末端部76と比較しわずかに柔軟性が劣り、また洞内への容易な導入を可能にする。

30

【0035】

次に基部方向において慣性モーメントは、領域80で急激な増大を呈し、これは円筒形の芯66の慣性モーメント82および補強管68の慣性モーメント84の和と一致する。この剛性がより大きくなることにより、静脈システム内を通過する探針の遭遇する様々な障害物を克服するのに必要な挿入力または“押圧”を増加的に高め、困難無く移動する事を可能にする。

【0036】

一度探針が十分に洞内に挿入されれば、前述の針36をより小さな直径の針に適宜に置き換えることが可能であり、好適には、血管形成針、すなわち非常に微細な針でありバネによって鞘に収められた金属芯を備え、その柔軟な末端は穴があく危険性を伴わずに血管内に直接挿入することができる。

40

【0037】

そのような血管形成針は、補強管68（探針の除去を回避しつつ）と貫通接続部58（図3）を通して探針の中央の洞内に挿入可能であり、冠状血管システム内に単体で進行する。こうして血管形成針は、外科医によってより容易に副行静脈を選択して使用することが可能である。一度静脈が選択されると、血管形成針に沿って探針を通過させてそれを挿入し続ける事が可能であり、血管形成針の役割は探針が通過する小さな直径を有する簡単な「ガイド」の役割である。

【0038】

50

加えて、L字屈曲34の曲線故に、探針を回転する間、目標となる静脈の入り口へ末端部を呈することが可能であり、その接近が容易になる。

【0039】

双極探針の挿入に関連して、時期を失して押し込む事を避けるためにより高い柔軟性を有することが要求されるため、単純なバネで形成される基部電極を備えることが好適であり、これは例えばプラチナ-イリジウム製であり、従来の外部の環状電極に存在する剛性を導入することを避けるためである。

【0040】

本発明の特徴に従って、図3および図8に示されるように電極54は扇形の電極であり、すなわち能動電極は探針体表面の一つの区域上の放射面内に広がり、円周上ではない（図8は、L字型屈曲34の曲線により定義される平面Pに垂直な平面内の描写である）。この形状は、冠状血管システムの静脈経路で左心室を刺激する例において、電極の能動表面が心筋の内部へ向くことを可能にする。有利なことに、扇形電極構造は、通常電気刺激によってもたらされる神経の派生刺激を防止する。

10

【0041】

加えて電極能動表面領域（典型的には約2平方ミリメートル）を削減することにより、「高電流密度」を有する探針の優位性が得られる。これは刺激の生理学的効果の増大と、エネルギー消費の削減をもたらす。

【0042】

扇形電極能動表面54が、L字型屈曲34（図9から図14の例を参照）により形成される面に垂直に位置する場合、この形状は心臓の内部に向けた電極能動表面の自動位置決定を可能にする。実際、この位置は探針体L字型屈曲の最も圧力の低い位置であり、逆L字型屈曲は形状の結果として「自動方位付け」である。

20

【0043】

さらに電極が心筋に向けられているために、確実に接触を維持し、静脈内を浮流する危険を防止するために軽い圧力を加える必要性がある。

【0044】

この目的のために、図8に図式的に示されるように、心筋86と静脈壁88の間において所要の位置で探針の末端48の安定性を改善するため、弾性システム90が設けられ、壁88に圧力を加えて反動によって応力を生成し、矢印92によって示されるように、その応力は、心筋86の表面に対して、恐らくはその内部に電極54を押圧する。更に、弾性システムは、比較的長い領域1にわたって延在することが好適であり、探針ヘッドを適宜な位置において機械的に留めるとともに探針の取り出しまたは不適当な動作を最小化することが可能になる。

30

【0045】

弾性システム90は、電極54の能動表面と反対の直径の方向に位置し、様々な方法で実行されることが可能であり、これに限定するものではないが図9より図14の例に示される固有な構造を含む。

【0046】

さらに図3の例に見られるように、適宜な心筋領域との良好な接触を維持するために、電極の能動領域54は、探針表面の上方へ距離「e」の分わずかに突出する。

40

【0047】

図9で示される実施例において、弾性システム90は、電極54の下流（末端方向の）に位置するボール94を含む。このボール94は、特に効果的に総ての方向に押し込むことおよび探針の容易な回収を可能にする。有利なことに、ボール94は、時間制御された放出をするステロイドを蓄積する物質から形成することができ、そのような技術は当業者において周知である。ボールはステロイドが蓄積されたシリコンから形成され、有利なことに体液を吸収するために、その体積が増加する特性を有する。

【0048】

ボール94は、また、探針体の内部通路の使用を通して膨張または収縮し得る。この例で

50

は、挿入のために減圧化によってボール 9 4 を圧縮または収縮し、その後ボール 9 4 を空気（または生理学的適合性ガス、または液体）で満たし、その結果自然のまたは元来の球状の型を得る。一方でボール 9 4 は、また、本来の場所で、特にレントゲン写真で見える液体の注射により膨張し、この液体は、いわゆる「剥離システム」型の管と比較して有効性を有する。

【0049】

図 10 に示される実施例において、弾性システム 90 は逆 L 字型屈曲 96 を含み、電極 54（末端の）下流に位置する。この実施例は特に多くの優位性を呈する故に好適である。第一に、小型で滑らかな一体構造の探針が得られ、バンプ部材、球体またはその他の探針を所定の位置に固定するためのシステム等の突起部材が省略される。第二に、この探針は、特に静脈の直径の約 3 倍となる大きなクリアランスを有する支持曲線を備える広い操作範囲を提供し、静脈の寸法内に収まる良好な電極／心臓接触を保持する。逆 L 字型屈曲は、また静脈システム内へ探針を導くよう作用する。保持力が、L 字型 34 および逆 L 字型 96 によって保証されるため、静脈の末端へ探針を導入することは本質でなく、これは刺激部位の選択を最適化するとともに二つの心室を全体的により良好に分極（例えば、左心室の刺激部位と右心室の刺激部位との間の距離を最大化することによって）することを可能にする。さらに、この装置は比較的容易であり、いわゆる「J」心房探針体の製造技術に匹敵する管の製造技術である。加えてこの探針体は必要な場合に引き抜くことが容易であり、というのも巻き上げるべきバンプ、あるいは圧縮または収縮すべきボールが省略されているからである。

10

20

【0050】

この実施例の代案として、逆 L 字型 96 の末端に球 97（想像線で示される）を設けることが可能であり、逆 L 字型 96 の末端によってより大きな表面上に静脈の壁に加わった圧力を局所的に配分する。

【0051】

図 11 に示される実施例において、弾性システム 90 は、電極 54 から上流および／または下流に位置する一組のバンプ 98 である。バンプ 98 は、引き抜きに抵抗する補助的な機能を実行することができるが、従来の心臓探針体のバンプとは異なり、これらのバンプ 98 の基本的な機能は、静脈の壁 88 と心臓 86 の間に探針の頭部を保持するために弾性的支持を提供することであり、引っ張りに対抗する機械的な保持力を提供することではないことに留意すべきである。

30

【0052】

図 12 で示される実施例において、弾性システム 90 は、電極 54 から上流および下流に位置する 2 組またはそれ以上の球 100 を含む。図 9 に示される単一球の実施例に関係する様々な説明は、二組またはそれ以上の球を有する実施例にも当てはまる。

【0053】

図 13 で示される実施例において、弾性システム 90 は、探針から離間して配置されるとともにマウント 104 を介して弾力的に探針に接続された屋根部材 102 を備える。マウント 104 は、柔軟な構造であり、例えば梁または管からなり、探針を導入する間に屋根部材 102 を探針体に対して押し下げることが可能にする。

40

【0054】

図 14 に示される実施例において、弾性システム 90 は、スカート部分 106 を含み、その動作は図 11 に示される実施例のバンプ 98 に相当する方式である。スカート 106 は、補助翼 108 と組み合わせることが好適であり、補助翼 108 は探針が静脈冠状血管システム内に降下する際にこれを誘導するために探針に装着される。

【0055】

1 つの電極の能動表面 54 のみが図示されているが、2 つ以上の電極表面を探針によって支持することができ、各電極は個々の用途に応じて同一のまたは異なる弾性システム 90 を使用し得ることが理解されよう。

【0056】

50

当業者においては、本発明は前述の実施例以外によっても実施し得るもので、これが説明の目的のために示されたものであって、限定されるものではないことが理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の好適な実施例に従った探針が導入されている心臓および静脈の冠状血管システムを示している。

【図 2】 冠状血管洞の入り口付近の自由度を伴って図 1 の探針の構成を図示している。

【図 3】 本発明の好適な実施例に従った図 1 の探針の末端の縦断面図である。

【図 4】 図 1 の探針の末端の立体透視図である（圧力無し）。

【図 5】 図 4 の探針の A－A 線に沿った側面図である。

【図 6】 図 4 の探針の B－B 線に沿った上面図である。

【図 7】 末端部分を含む針の長さを長さに対する与えられる慣性モーメントの特性に従った関連において示している。

【図 8】 静脈に対する弾性的支持の機能を示す概略図である。

【図 9】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

【図 10】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

【図 11】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

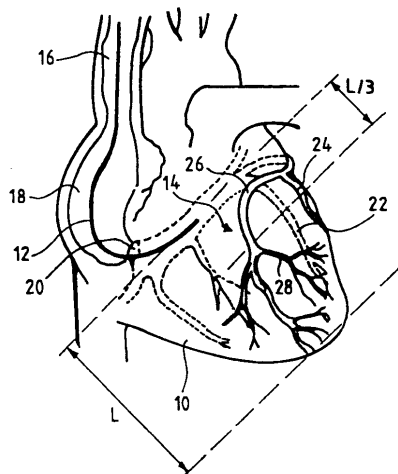
【図 12】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

【図 13】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

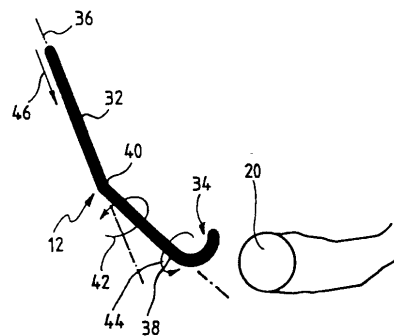
【図 14】 探針を所要の位置に支持するための弾性システムの実施例を示している。

10

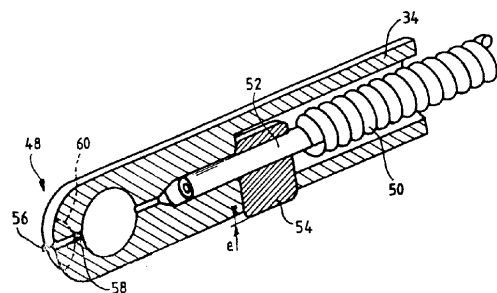
【図 1】



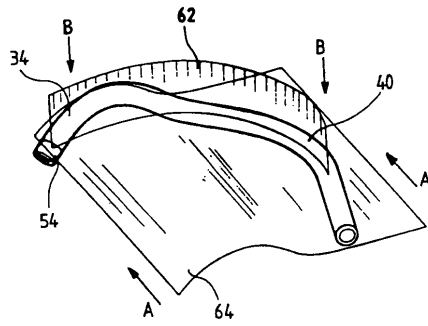
【図 2】



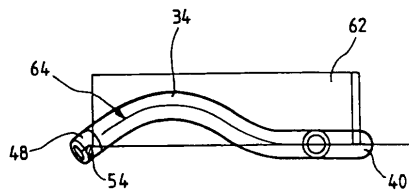
【図 3】



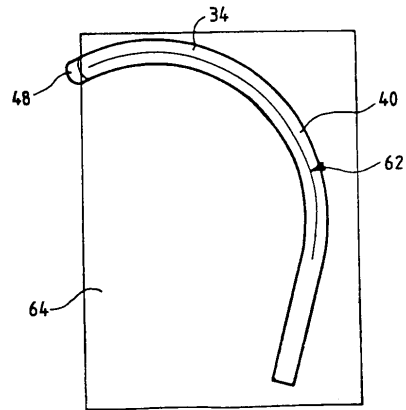
【図 4】



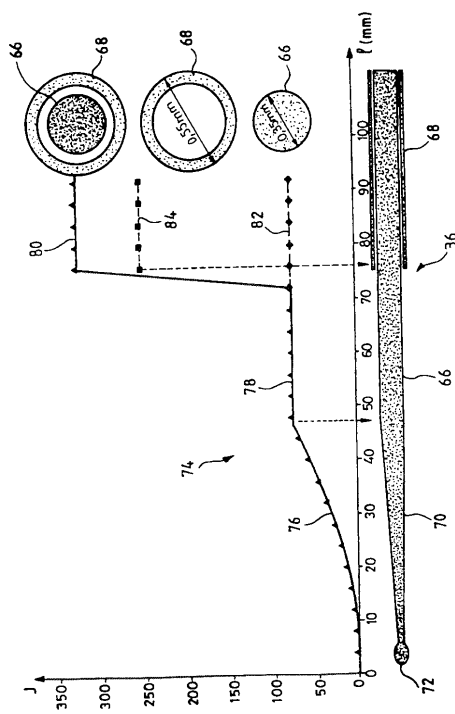
【図 5】



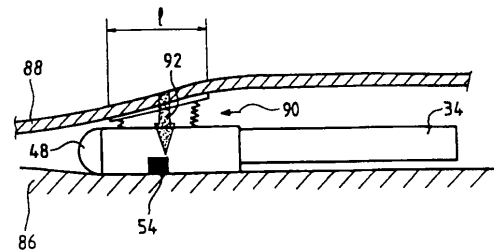
【図 6】



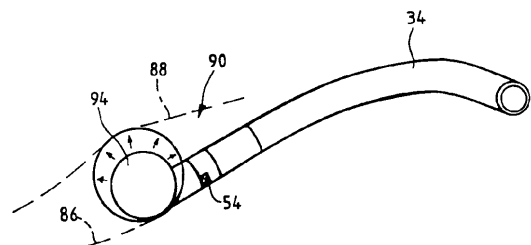
【図 7】



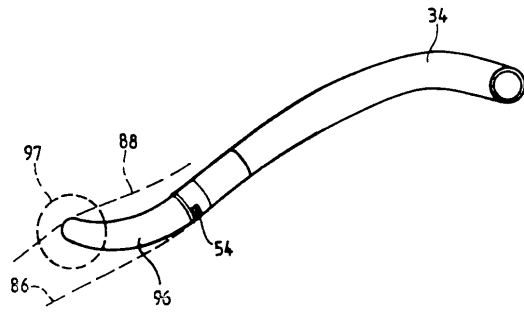
【図 8】



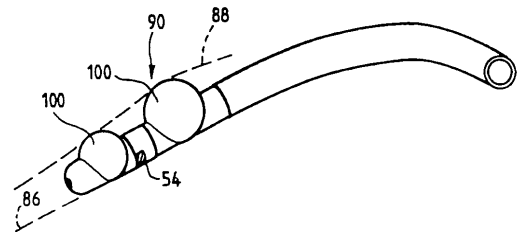
【図 9】



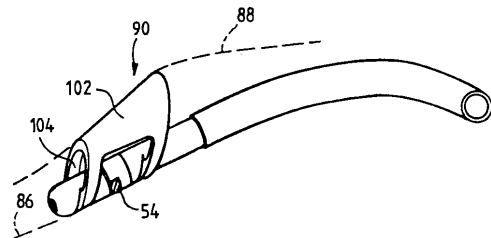
【図 10】



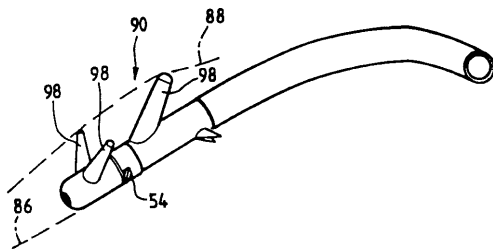
【図 12】



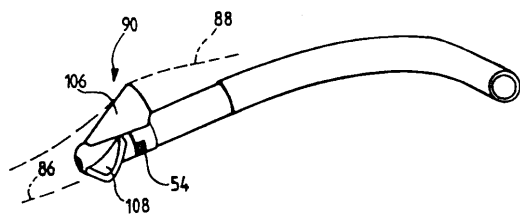
【図 13】



【図 11】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 フレデリク ベスール
フランス国、91600 サヴィグニイ シュール オルジュ、ラレ アンドレ デラン (番地なし)
- (72)発明者 フィリップ ディヴェール
フランス国、92130 イシー レ ムーリネオ、リュウ フーシェ レペルティエ 29
- (72)発明者 フィリップ リテール
フランス国、92290 シャトナイ マラブレイ、リュウ アメリ 6

審査官 北村 英隆

- (56)参考文献 米国特許第05683445 (US, A)
特表2000-509300 (JP, A)
特開平06-210008 (JP, A)
米国特許第05322509 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61N 1/05
A61N 1/368
A61N 1/39