

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-521554
(P2008-521554A)

(43) 公表日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 B	4 C 0 1 7
A 6 1 F 2/82 (2006.01)	A 6 1 M 29/00	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 H	4 C 1 6 7
A 6 1 B 5/0215 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 R	
	A 6 1 B 5/02 3 3 1 Z	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)		

(21) 出願番号 特願2007-544377 (P2007-544377)
 (86) (22) 出願日 平成17年11月18日(2005.11.18)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年6月4日(2007.6.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2005/041989
 (87) 国際公開番号 W02006/062725
 (87) 国際公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)
 (31) 優先権主張番号 60/633,183
 (32) 優先日 平成16年12月3日(2004.12.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 11/216,738
 (32) 優先日 平成17年8月31日(2005.8.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

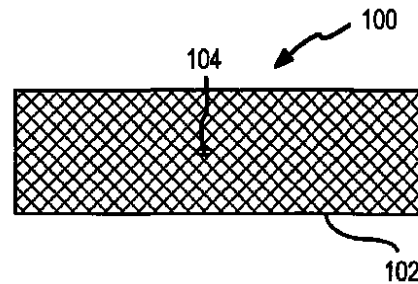
(71) 出願人 505003528
 カーディアック・ペースメーカーズ・イン
 コーポレーテッド
 アメリカ合衆国・55112・ミネソタ州
 ・セントポール・ハムライン アベニュー・
 ノース・4100
 (74) 代理人 100064621
 弁理士 山川 政樹
 (74) 代理人 100098394
 弁理士 山川 茂樹
 (72) 発明者 チャバン, アビ
 アメリカ合衆国・55311・ミネソタ州
 ・メイプル グロブ・ランチビュー レ
 ーン ノース・6491

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 埋込可能なセンサ機器を位置決め、係止させる機器および方法

(57) 【要約】

方法およびシステムは、埋込可能な医療機器を身体の管内部に係止させることを可能にする。係止構造体は、IMDが取り付けられたステント様構造体を含む。ステント様構造体は、身体の管内の所望の場所に位置決めされる。ステント様構造体は、IMDからの測定値に基づいて再位置決めすることができる。IMDは、外方向に延びるフィンを含み、フィン上に組織が線維組織を形成して身体の管の壁にIMDを取り付けることが可能となる。ステント様構造体は生体吸収性材料から製造することができる。IMDは、リード線によって、凹状隔壁内に収められることによって、ステント様構造体の網目に埋め込まれることによって、あるいは他の方法によって、ステント様構造体に取り付けることができる。ステント様構造体は、制御された位置決めと係止を可能にするように展開可能なバルーンであり得る。係止構造体は大静脈フィルタを含む。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

埋込可能な医療機器（IMD）を患者の身体の管内に係止させる係止システムであって、
前記身体の管内に固定されるように適合された係止構造体と、
前記係止構造体と一体化されており、前記IMDを前記係止構造体に取り付けることを可能にする、取付け構造体と、
前記身体の管内の所望の場所に前記係止構造体を位置決めするように動作可能な位置決め機構と、
を備える係止システム。

10

【請求項 2】

前記係止構造体が、前記取付け構造体を形成する網目繊維から構成されたステント様構造体を備え、前記IMDが前記網目繊維に埋め込まれた請求項1に記載の係止システム。

【請求項 3】

前記係止構造体が、前記取付け構造体を形成する凹状隔壁を有するステント様構造体を備え、前記IMDが、前記凹状隔壁によって形成された凹部内に位置決めされる請求項1に記載の係止システム。

【請求項 4】

前記位置決め機構がカテーテルを含み、前記係止構造体が前記カテーテルから展開可能なバルーンであるステントを含む請求項1に記載の係止システム。

20

【請求項 5】

前記ステントが制御可能に展開可能であり、これによって、前記ステントが拡張されている間に、前記IMDによって得られた測定値が試験される請求項4に記載の係止システム。

【請求項 6】

前記係止構造体がステントを備え、前記係止構造体が前記ステントの壁に一体化されたスリーブを備え、前記IMDから延びる1つまたは複数のフィンが前記スリーブによって保持される請求項1に記載の係止システム。

【請求項 7】

線維増多によって前記身体の管の組織を前記1つまたは複数のフィン上に成長させ、これによって、前記IMDを前記身体の管の壁に固定させる請求項6に記載の係止システム。

30

【請求項 8】

前記ステントが生体吸収性である請求項6に記載の係止システム。

【請求項 9】

前記取付け構造体が、前記係止構造体に取り付けられた近位端と、別のIMDに取り付けられた遠位端を各々が有する1つまたは複数のリード線をさらに備える請求項1に記載の係止システム。

【請求項 10】

前記IMDに通信可能に接続され、前記IMDから前記患者に埋め込まれた別の機器にデータを通信するように動作可能であるリード線をさらに備える請求項1に記載の係止システム。

40

【請求項 11】

前記IMDが、血圧、動作、体温、緊張、音のうち少なくとも1つを含む1つまたは複数の生理学的パラメータを測定するように動作可能である請求項1に記載の係止システム。

【請求項 12】

前記取付け構造体が、前記IMDを前記身体の管の実質的に中央領域に保持する請求項1に記載の係止機器。

【請求項 13】

埋込可能な医療機器（IMD）を身体の管のある位置に係止させるシステムであって、

50

前記身体の管の前記位置に係止可能な大静脈フィルタと、
前記大静脈フィルタに取り付けられた近位端と前記IMDに取り付けられた遠位端を各々が有する1つまたは複数のテサーとを備える係止システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施態様は、一般には、患者の体内に埋め込むことのできる医療機器に関し、さらに具体的には、患者内に埋込可能な医療機器(IMD)を搬送し、位置決めし、係止させる装置と方法に関する。

【背景技術】

【0002】

1つもしくは複数の生理学的パラメータを監視しおよび/または治療機能を実行するために患者の身体内に埋め込むことのできる医療機器が知られている。例えば、センサまたはトランスデューサは、それを身体内に設置して、体温、血圧、緊張、体液流量、化学的特性、電気特性、磁気特性等の種々の特性を監視することができる。また、薬剤供給、心臓脈拍調整、除細動、電気刺激等の1つまたは複数の治療的機能を実行する医療機器を埋め込むことができる。

【0003】

上記のように、そのような埋込可能な医療機器(IMD)は、身体内の多数の異なるパラメータを測定または感知するように構成されている。特に関心のある1パラメータは血圧である。心調律管理(CRM)機器と一緒に用いられる埋込可能な圧力感知モジュールは、うっ血性心不全患者における肺水腫の発現を予測するのに有望である。また、ある種の圧力センサも、自動CRM機器の設定の最適化や心調律の識別において、高血圧を監視し、治療する用途を備えている。

【0004】

明白であるが、IMDの利益を得るためには、IMDを患者身体に埋め込まなければならない。埋め込むには一般に、身体内の所望の場所にIMDを搬送し、かつ係止させることが必要である。用いられる搬送と係止の方法と機構は、IMDの有効性と患者の健康を判定する際に重要となる。例えば、IMDが埋込される様式は、患者の安全、機器の設置制御、センサ精度、長期安定性、さらには医師の承認と採択にとっては重要である。

【0005】

血圧に関して、血圧を測定することのできる場所は多数ある。例えば、当業者であれば、肺動脈において測定される圧力は、心臓の左側の拡張末期圧を反映していることが理解できるであろう。残念ながら、現行のアプローチではIMDを肺動脈内に効果的に位置決めし、係止させることができない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、埋込可能な医療機器を患者の身体内に設置し、係止させる装置および/または方法の必要性がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

身体の内管にセンサに係止させる実施態様を記載する。いくつかの実施態様においては、係止装置は、身体の内管に固定されるように適合されたステント様構造体を備える。そのステント様構造体は、センサを保持および/または固定するステント様構造体に一体的に形成された貯蔵容器を含む。センサは、身体の内管の生理学的パラメータ値を測定するように動作可能である。一実施態様においては、センサによって測定される生理学的パラメータ値は血圧である。また、いくつかの実施態様においては、センサは生理学的パラメータ値を埋込可能な医療機器および/または外部コンピュータ機器に通信するように動作可能である。

10

20

30

40

50

【0008】

さらに別の実施態様においては、本発明は身体の管内にセンサを係止させる係止機器に関し、その機器は、身体の管内に固定されるように適合されたステント様構造体とセンサノリード線アセンブリとを備える。この特定の実施態様によれば、センサノリード線アセンブリは、身体の管内の生理学的パラメータを測定するように動作可能なセンサ、そのセンサを埋込可能な医療機器に接続する第1のリード線部分、センサをステント様構造体に接続する第2のリード線部分を備える。したがって、この実施態様においては、ステント様構造体は、身体の管内の所望の場所にセンサノリード線アセンブリを係止させるように動作可能である。この特定の実施態様によれば、センサは、第1のリード線部分を介して埋込可能な医療機器と通信することができるか、あるいは無線通信接続を介して埋込可能な医療機器と通信することができる。

10

【0009】

さらに別の実施態様によれば、本発明は、身体の管内に固定されるように適合されたステント様構造体を備える、身体の管内にセンサを係止させる係止機器と、代替のセンサノリード線アセンブリに関する。この特定の実施態様においては、センサノリード線アセンブリは、ステント様構造体に接続されたセンサと、そのセンサを埋込可能な医療機器に接続するリード線とを含む。したがって、この実施態様においては、ステント様構造体は、身体の管内の所望の場所にセンサノリード線アセンブリを係止させるように動作可能である。さらに、この特定の実施態様によれば、センサは、リード線を介して埋込可能な医療機器と通信することができるか、あるいは無線通信接続を介して埋込可能な医療機器と通信することができる。

20

【0010】

さらに別の実施態様においては、本発明は身体の管内にセンサを係止させる係止アセンブリに関する。この特定の実施態様においては、係止アセンブリは、生体吸収性材料を含む係止機器と1つまたは複数の延長部を有するセンサとを備える。上記のように、センサは身体の管内において1つまたは複数の生理学的パラメータを測定するように動作可能である。また、センサは少なくともセンサの延長部を身体の管の壁の近傍に固定することができるような場所で係止機器に接続される。したがって、この実施態様においては、係止機器とセンサを身体の管内に設置するとき、センサの延長部は、管組織がセンサを適所に保持する延長部の少なくとも一部の上で成長するように、血管の壁の近傍に配置される。次いで、係止機器は、センサと延長部のみが血管内に残されるように、血管組織が延長部の少なくとも一部の上に成長した後で吸収または溶解する。一実施態様においては、延長部はセンサと同じ材料で形成することができる。代替の実施態様においては、延長部は生体適合性のグラフまたは網目材料から形成することができる。

30

【0011】

さらに別の実施態様においては、本発明は身体の管内にセンサを係止させる係止機器に関し、その機器は、身体の管内に固定されるように適合されたステント様構造体と、身体の管内の生理学的パラメータ値を測定するように動作可能なセンサとを備える。この特定の実施態様においては、センサは、身体の管の中央近傍にセンサが固定されるように、ステント様構造体に取り付けられる。例えば、一実施態様においては、センサは、1つまたは複数の接続構造体を用いて、ステント様構造体の前縁部分に取り付けられ、別の実施態様においては、センサは、1つまたは複数の接続構造体を用いて、ステント様構造体の後縁部分に取り付けられる。

40

【0012】

さらに別の実施態様においては、本発明は身体の管内にセンサを係止させる係止機器に関し、その機器は、身体の管内に固定されるように適合された大静脈フィルタ構造体と、身体の管内の生理学的パラメータ値を測定するように動作可能なセンサとを備える。この特定の実施態様においては、センサは、大静脈フィルタ構造体に取り付けられる。大静脈フィルタ構造体は、現在知られているか、今後開発される任意の適した大静脈フィルタであってよい。例えば、そのフィルタは、LGMフィルタ、Gunt her tulipe

50

フィルタ、Antheorフィルタ、DILフィルタ、Keeperフィルタ、FCP2002フィルタ、Mobin-Uddinフィルタ、Kimray-Greenfieldフィルタ、Simonニチノール・フィルタ、チタン製Greenfieldフィルタ、Bird's Nest フィルタ等である。

【0013】

さらに別の実施態様においては、本発明は身体の管内にセンサを係止させる係止機器に関し、その機器は、身体の管内に固定されるように適合された係止構造体と、身体の管内の生理学的パラメータ値を測定するように動作可能なセンサとを備える。この特定の実施態様においては、係止構造体は、係止構造体を身体の管内に収めさせるように構成された複数の延長部を備える。また、センサは次いで、係止構造体に接続されている。

10

【0014】

さらに別の実施態様は、身体の管内のある位置に係止可能な大静脈フィルタと、大静脈フィルタに取り付けられた近位端と、IMDに取り付けられた遠位端とを各々有する1つまたは複数のテサー（留め具）とを備えるシステムに関する。

【0015】

係止システムの別の実施態様は、1つまたは複数のスリーブがステントの壁内に一体化されたステントを含み、IMDは1つまたは複数の外方向に延びるフィンを含む。1つまたは複数のフィンは、スリーブ内に摺動し、スリーブによって保持される。一実施態様においては、線維増多が生じて、これによって、身体の管の組織が1つまたは複数のフィンの上に成長することによってIMDを身体の管の壁に固定することができる。この実施態様においては、ステントは生体吸収性である。

20

【0016】

多数の実施態様を開示するが、本発明の例示的実施態様を示し、記載する以下の詳細な説明から、当業者には本発明のさらに他の実施態様が明らかとなろう。理解されるように、本発明は種々の明白な態様において、本発明の精神と範囲から逸脱することなく、改変が可能である。したがって、図面と詳細な説明は本質的に例示的なものであって、限定的なものではない。

【0017】

図面においては、類似する構成要素および/または特徴は同じ符号を有する。また、同じタイプの種々の構成要素は、同様の構成要素を区別する第2の符号を用いて以下の参照符号によって区別される。第1の参照符号を本明細書で用いれば、第2の参照符号に関係なく、この説明は、第1の参照符号を有する同様の構成要素のいずれか1つに適用可能である。

30

【0018】

本発明は種々の改変や代替的形態を受け易いが、図面においては例示として具体的な実施形態を示し、以下で詳細に説明する。しかし、本発明の意図は記載の特定の実施形態に限定されるものではない。反対に、本発明は、添付の特許請求の範囲に定義された本発明の範囲にある、あらゆる改変例、均等物、代替例を包含することを意図する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明の実施形態は一般に、患者の身体内に埋め込むことができる医療機器に関し、さらに具体的には、患者内に埋込可能な医療機器（IMD）を搬送し、位置決めし、係止させる装置および方法に関する。

40

【0020】

本明細書中で考察されるように、種々の実施形態は、生理学的パラメータ値を取得しかつ/または治療的機能を行うシステムおよび方法に関する。例えば、センサまたはトランスデューサを身体に設置することで、身体内の体温、血圧、緊張、体液流量、化学的特性、電気特性、磁気特性、膀胱圧等の種々の特性を監視することができる。センサの例示的なタイプには、限定するものではないが、温度計、ストレイン・ゲージ、加速度計、マイクログホン等が挙げられる。また、薬剤供給、心臓脈拍調整、除細動、電気刺激等の1つま

50

たは複数の治療的機能を実行する医療機器を埋め込むことができる。

【0021】

上記のように、得られる生理学的パラメータ値は、どのような生理学的測定値であってもよい。当然、当業者には理解されるように、内部の血圧（例えば、肺動脈圧）を測定することは、多数の臨床的および治療的用途にとって特に関心があり、種々の実施形態は血圧値を得ることに適している。本明細書中で考察される実施形態は血圧を測定するセンサに関するものであるが、当業者であれば、本発明が血圧測定に限定されるものでないことは理解されよう。さらに具体的には、実施形態は感知機能のみを実行することができるIMDに限定されるものではない。先に述べたように、種々のタイプの治療機能が、IMDを用いて可能である。このように、実施形態は、種々の生理学的パラメータの感知、治療機能の実施、感知と治療機能両方の組合せを実行し、および任意の他の機能または医療に関連する機能の組合せを実行することのできるIMDに同等に適用可能である。

10

【0022】

また、当業者には理解されるように、血圧は、肺動脈、大動脈、静脈系などの循環系のあらゆる場所から、あるいは心臓から遠位にある多数の場所などの多数の異なる場所から得ることができる。異なる徴候および/または疾患は、異なる場所で血圧を測定することによって判定することができる。例えば、肺水腫や高血圧の発現は、肺動脈圧を測定することによって検知することができる。同じく、動脈性高血圧は大動脈圧を測定することによって検知することができ、末梢浮腫は、脚などの身体四肢の血圧を測定することによって検知することができる。したがって、上記のように、本発明の実施形態は、特定の場所の血圧を検知することに限定されるものではない。しかし、分かり易いように、係止方法やシステムのいくつかは、肺動脈内にセンサを設置することに関連して記載される。しかし、当業者には理解されるように、本発明はこれらの特定の実施形態に限定されるものではない。

20

【0023】

本出願はまた、以下の4件の同時係属出願に関連する：「SYSTEMS AND METHODS FOR DERIVING RELATIVE PHYSIOLOGIC PARAMETERS」と題され、Scott T. Mazarら（代理人整理番号第303437号）によって出願された米国特許出願第10/943626号；「SYSTEMS AND METHODS FOR DERIVING RELATIVE PHYSIOLOGIC PARAMETERS USING AN EXTERNAL COMPUTING DEVICE」と題され、Jeffrey A. Von Arxら（代理人整理番号第306158号）によって出願された米国特許出願第10/943269号；「SYSTEMS AND METHODS FOR DERIVING RELATIVE PHYSIOLOGIC PARAMETERS USING A BACKEND COMPUTING SYSTEM」と題され、Jeffrey A. Von Arxら（代理人整理番号第306664号）によって出願された米国特許出願第10/943627号；および「SYSTEMS AND METHODS FOR DERIVING RELATIVE PHYSIOLOGIC PARAMETERS USING AN IMPLANTED SENSOR DEVICE」と題され、Abhi Chavanら（代理人整理番号第306663号）によって出願された米国特許出願第10/943271号。上記特許出願はいずれも、参照により本明細書中で援用される。上記特許出願は、本明細書中ではまとめて「Physiologic Parameters Sensing Systems and Methods Patents」と呼ぶ。また、本出願は、次の第5の同時係属出願：「ANCHOR FOR ELECTRODE DELIVERY SYSTEM」と題され、Eric T. Johnsonら（代理人整理番号第310008号）によって出願された米国特許出願第11/168282号にも関する。

30

40

【0024】

本出願を通して用いられる用語および/または句の簡単な定義を以下に示す。

50

【0025】

句「一実施形態においては、」、「一実施形態によれば、」等は一般に、この句が続く特定の特徴、構造体、または特性が本発明の実施形態の少なくとも1つに含まれることを意味し、本発明の2つ以上の実施形態に含まれてよい。このような句は同じ実施形態に必ずしも言及するものではないことが重要である。

【0026】

本願明細書が、ある構成要素または特徴がある特性に含まれることが「あり得る」、「可能である」、「可能であった」、もしくは「あり得た」、または特性を有すると述べる場合、この特定の構成要素または特徴がこの特性に含まれるかまたはこの特性を有することを要求されるわけではない。

10

【0027】

埋込可能な医療機器 (IMD) という用語は、感知、治療機能、感知と治療両方の組合せ等を実行することのできる機器を含む。例示のためであり限定するものではないが、種々の実施形態は、より広い意味の用語 IMD に代わってセンサに関して記載される。これらの場合、センサを用いて方法およびシステムを例示する実施形態は、感知機能が可能であるか否かに関わらず、どのような IMD にも同等に当てはまる。

【0028】

図1は生理学的センサ係止システム100の一実施形態を示す。図示の実施形態によれば、係止システム100は、生理学的パラメータ・センサ104 (例えば、圧力センサ) を担持するステント様構造体102を備える。ステント様構造体は一般に、ステント様の管状形を有し、センサ104を身体の管内へと運ぶように適合されている。この特定の実施形態においては、生理学的パラメータのセンサ104は、図2の拡大図に示すようにステント様構造体102の網目構造に埋め込まれている。

20

【0029】

センサ104は、どのような様式で、ステント様構造体102に固定され、ステント様構造体102によって担持されてもよい。例えば、図3に示すように、センサ104はステント102内に位置決めされた凹状隔壁106に収容される。別の実施形態においては、センサ104は接着剤、溶接技術等の他の固定機構を用いて、ステント内に固定することができる。また、センサ104は心調律管理機器などの埋込可能な医療機器 (IMD) および/または患者身体外部の機器と通信を行うように構成されている。センサや、センサ構成、通信システムと方法のさらに完全な説明は、上記に参照により援用した *Physiologic Parameter Sensing Systems and Methods Patents* においてさらに詳細に考察されている。

30

【0030】

他の実施形態においては、係止システム100は、起動機器などの治療機能付きの IMD を設置するのに使用されてよい。例えば、一般的なアクチュエータには、限定するものではないが、超音波センサや薬剤供給ポッドが挙げられる。いくつかの実施形態においては、係止システム100を用いて、複数のセンサ、アクチュエータ、またはセンサとアクチュエータとの組合せを設置してよい。複数のセンサおよび/または起動機器を身体を通して設置すれば、より包括的な治療および診断システムが可能となるが、複数のセンサおよび/または起動機器は必要でない。

40

【0031】

ステント様係止構造体を用いることによって、脈管系のあらゆる部分にセンサまたは任意の IMD を係止させ、固定することができる。具体的な一実施形態においては、ステント構造体は、既知のカテーテル法を用いて脈管系に設置することが可能なバルーン拡張型ステントであり得る。例えば、一実施形態においては、ステント構造体は、Swan Ganz 法に類似する技術または他の類似するカテーテル法を用いて、肺動脈内に位置決めされ、固定される。この特定の実施形態においては、ステント様係止機構102が拡張させられると、センサ104は、血管壁隣接してまたは血管壁近傍に設置され、これによってセンサは血管壁の隣から測定値を得ることが可能になり、これは多くの場合に有用であ

50

る。当業者には理解されるように、大きな空洞および/または動脈内にセンサを係止させるためには、ステント様係止機構 102 は従来のステント機器よりも大きなものであってよい。しかし、機器構成は類似するものであってよい。

【0032】

バルーン展開型ステントは、ステンレス鋼、コバルト・クロム、ニチノール等から製造することができる。ステントの材料組成は、種々の要因に基づいて決定される。例えば、患者の首の動脈に設置されるステントは典型的には形状記憶を有するが、これはステントが外的圧力によって変形する恐れがあることによる。対照的に、心臓に位置決めされるステントは、外的な力からステントを保護するの助けるため患者の胸郭の保護を有する。したがって、心臓に位置決めされるステントが記憶保持材料から製造されることはそれほど重要ではない。

10

【0033】

ステントは典型的にはバルーンの外側上に配置される。このように、バルーンを膨張させると、同時にステントも拡張する。多くの場合、設置段階、すなわち位置決め段階中にセンサを起動し、試験することが望ましい。しかし、バルーン拡張型ステント法に関する1つの潜在的問題は、バルーンが膨張される間、動脈を通る血流が低減されるか、または完全に阻止される場合があることである。したがって、センサは設置中に正確に測定を行うことができない場合がある。また、手順が複雑な場合、センサまたはアクチュエータの位置決めは、その領域において血流が低減されるか、または完全に血流がない状態で患者が安全でいられる間より時間がかかる場合もある。

20

【0034】

バルーンは半透性膜または透過性膜から構成される。例えば、バルーンは、血液を流すことを可能にする、穴または通路を有してよい。別の可能性のある解決策は、バルーンが膨張される間に血液が流れ続けることのできるポケットを設けたクローバー葉形などの形状にバルーンをすることである。クローバー葉形は動脈を完全には閉鎖しないので、血液はクローバー葉形バルーンのペダルの間を流れることができる。これらの技術によって、機器の位置決め中にセンサを起動し、試験することが可能となる。このうちのいくつかの利点を以下で考察する。

【0035】

いくつかの実施形態においては、ステント様係止構造体を用いることによって、医師は2つの機能を1回で実行することができる。つまり、ステントを用いて血管を拡張し、支持すると同時に、生理学的パラメータ・センサを所望の場所に設置することができる。また、ステント様構造体を用いることは、付加的な利点を有する。例えば、(1)炎症を抑えるために1つまたは複数の薬物で被覆されたステント構造体は、他の係止法が用いられた場合に起こるであろう動脈または血管組織の長期炎症を防ぐことができる。(2)自己拡張型ステントを用いると、係止前にセンサを試験することができ、センサに問題があれば、ステント様係止機器を展開する前にそのセンサを抜き取ることができる。(3)ステント構造体を制御しながら展開させれば、重大な血栓溶解作用を引き起こすことになる、動脈または血管内への不正確な係止を防止することができる。(4)ステント様構造体がセンサ・アンカーの上への限定的な組織の成長反応が起きるのを助けると、これによってセンサを適所に保持させることができる(この概念のさらなる実施形態を以下でさらに詳細に考察する)。

30

40

【0036】

本発明のこれらの実施形態によれば、特定のタイプのステントとその係止場所は制限されない。例えば、ステント様構造体をチタン、ステンレス鋼、ニチノール、または他の適した生体適合性材料から製造することができ、ステント様構造体のデザインはどのような特定の構成にも限定されない。さらに、上記のように、ステント様構造体は、これに限定するものではないが、任意の静脈または動脈の血管、肺動脈、心臓から遠位にある血管などの脈管系の任意の部分、あるいは任意の心臓を分離または周囲する壁(例えば、心房中隔)に設置することができる。また、上記のように、任意の物理的、化学的または生物学

50

的な特性またはパラメータを含む任意の生理学的パラメータ値を測定するように、センサを構成することができる。最終的に、一実施形態においては、ステント様構造体および/またはセンサは、血栓溶解作用または炎症作用を低減させ、線維増多を促進させる等の薬物または他の物質で被覆することができる。

【0037】

図4は生理学的パラメータ・センサと係止システム200の別の実施形態を示す。図4に示す実施形態においては、システム200は、係止機器202、生理学的パラメータ・センサ204、そのセンサ204に取り付けられた1つまたは複数のリード線206を備える。この特定の実施形態においては、係止機器202は、上記のステント様機器に類似するステント様係止機器を備える。図4においては、拡張され血管208内に係止された状態の係止機器202が示されている。また、上記のように、血管208は身体の任意の血管であってよい。また、係止機器202はステント様構造体に限定されるものではない。以下に記載する機器などの他の係止機器を用いてもよい。また、本発明の実施形態は、血管内で生理学的測定値を得ることに限定されるものではない。

10

【0038】

この特定の実施形態においては、センサ204はリード線206に取り付けまたは接続されており、リード線206は係止機器202にさらに接続されている。したがって、係止機器202の目的は、血管または他の体腔内の特定の場所に、センサ204とリード線206構成を保持することである。Physiologic Parameter Sensing Systems and Methods Patentsにおいてさらに詳細に考察されているように、リード線206で、センサ204と心調律管理IMDなどのIMDとの間の通信を行うことができる。リード線206はセンサ204からIMDにセンサ測定値を運ぶことができるほか、治療および/または他の情報をIMDからセンサ204に運ぶことができる。さらに、リード線206は、現在知られているか、または今後開発される任意の適した生体適合性リード線（例えば、シリコン、ポリウレタン等）であってよい。

20

【0039】

図5は生理学的パラメータ・センサと係止システム300のさらに別の実施形態を示す。図5に示す実施形態においては、システム300も、係止機器302、生理学的パラメータ・センサ304、そのセンサ304および/または係止機器302に取り付けられた1つまたは複数のリード線306を備える。種々の実施形態によれば、リード線306は、編組ケーブルなどの導体である。このテサを形成することのできる材料の例には、限定するものではないが、MP35N、ステンレス鋼、他の標準的なリード線導体が挙げられる。いくつかの実施形態によれば、リード線306の直径は典型的には、0.1524~0.2286mm(0.006~0.009インチ)の範囲である。他の実施形態においては、リード線の直径はさらに広い範囲を有する。

30

【0040】

図4に示した実施形態と同様、係止機器302は、ステント様係止機器を備えるが、他の係止機器を用いてよい。図5においては、拡張され、血管308内に係止された状態の係止機器302が示されている。また、上記のように、血管308は身体内の任意の血管または他の任意の体腔であってよく、本発明の実施形態は血管内の生理学的測定値を得ることに限定されるものではない。

40

【0041】

この特定の実施形態においては、センサ304は係止機器302に接続されている。リード線306は、センサ304に取り付けられており、上記で援用したPhysiologic Parameter Sensing Systems and Methods Patentsにさらに詳細に記載されているように、IMD（例えば、心調律管理IMD）と双方向で情報を通信するように構成される。例えば、リード線306はセンサ304からIMDにセンサ測定値を運ぶことができるほか、治療および/または他の情報をIMDからセンサに運ぶことができる。したがって、係止機器302の機能の1つは、

50

血管または他の体腔内の特定の場所にセンサ304を保持することであり、リード線304の機能の1つはMDとの通信を行うことである。

【0042】

図6は血管などの体腔等内に位置決めし、係止させることのできるセンサ機器400の一実施形態を示す。図6に示す実施形態においては、センサ機器400は、身体の管内にセンサ機器400を係止させる1つまたは複数のフィンまたは延長部404を含んだケーシング402内に收容された感知機構（例えば、圧力センサ、回路等）を備える。フィン404に加えて、センサ400は線維の内方成長/過成長を促進するDacronスカート（図示せず）を有してよい。一実施形態においては、スカートは心筋リード線上で使用されるものと類似する。ステントが生体吸収されるまでに、このようなスカートは血管の壁まで確実に成長する。Dacronスカートはセンサ400の底部に位置決めすることができるが、センサ400の寸法を超えて延びてもよい。

10

【0043】

いくつかの実施形態によれば、センサ400の寸法を超える延長部は、心外膜（EPI）リード線の構成と類似する。図7に示すように、センサ機器400を身体の管（例えば、図7の血管408）内に位置決めし、拡張可能なステント様機器406を用いて最初に適所に係止または保持することができる。上記のように、ステント様機器406は、任意の適したステント機器であるか、または現在知られているか、今後開発される他の係止機器であってよい。しかし、この特定の実施形態においては、ステント様機器406は生体吸収性であるので、所与の期間（例えば、約6～8ヶ月）内で溶解する。

20

【0044】

この特定の実施形態によれば、図7に示すように、センサ機器400、および特に、1つまたは複数のフィン404が血管壁408の近傍に位置決めされるように、センサ機器400が係止機器406に接続される。機器400は、テサー、成形、可溶性縫合糸等によって、係止機器406に接続されてよい。いずれにせよ、フィンまたは延長部404を血管壁近傍に設置することによって、その血管からの組織はフィン404上に線維組織が形成されまたは成長し、センサ機器400を血管内に固定する。当業者には理解されるように、線維組織が延長部404の上に形成されるには時間がかかる場合がある。このように、比較的ゆっくりと溶解する生体吸収性係止機器406を一般に用いて、最初にセンサ機器400を適所に固定する。当業者には理解されるように、血管組織は典型的には、約3～6ヶ月の期間内に延長部404上に線維組織を形成する。この期間は典型的には、係止機器406が完全に溶解する前である。

30

【0045】

外方向に延びるフィン404を含む実施形態に関し、ステント様構造体406は、ステント様構造体406の壁上に形成され、フィン404を受け取り、保持するように構成されたスリーブ（図示せず）を含んでよい。したがって、フィン404を対応するステント様構造体406のスリーブ内に摺動させることによって、センサ機器400をステント様構造体406に取り付けることができる。スリーブは組織の線維増多を可能にするように構成されてよく、これによって、組織はフィン404上に徐々に成長し、センサ機器400を身体の管408の壁に固定することが可能となる。

40

【0046】

一実施形態においては、延長部404を含んだセンサ機器400は、ステンレス鋼、チタン、ニチノールなどの生体適合性材料から形成されるか、または他のいくつかの生体適合性材料から形成される。いくつかの実施形態においては、センサ・ケーシング402と延長部404は同じ材料から形成される。他の実施形態においては、センサ・ケーシング402と延長部は、異なる材料から形成されてよい。さらに別の実施形態においては、延長部404は、組織がその延長部に付着し易いようにDacron、ナイロン、または他の生体適合性グラフトもしくはパッチを含んでよい。当業者には理解されるように、任意の数の延長部404を用いてよく、延長部404は任意の適した大きさ、形状および/または材料である。したがって、本発明の実施形態は、本明細書中で例示および/または記載

50

したどのような特定の材料または延長部 404 構成に限定されるものではない。また、さらに他の実施形態においては、センサ機器 400 は、炎症を低減させ、かつ/または組織の線維増多を助長もしくは促進する 1 つまたは複数の薬物で被覆されてよい。このような薬物は当分野で現在知られている。

【0047】

いくつかの実施形態においては、Gore-Tex (登録商標) (ゴア) などの繊維が、ステントとセンサまたはアクチュエータとの間に設置されてもよい。この繊維を設置すれば、組織がセンサ自体に付着しないようになり、組織がステント周囲で成長することだけを可能にする。このように、センサ、アクチュエータ、または電池などの回路の一部を、後の外科的処置の間に、取り外し、除去、または交換することができる。例えば、図 1 においては、センサまたはアクチュエータ 102 は、除去され、交換され、新しいセンサまたはアクチュエータ付きの係止機構 102 に再取り付けされてよい。いくつかの実施形態においては、ゴアを用いて、ステントの両側を覆うこともできる。これらの実施形態においては、ステントはゴアの 2 枚の層の間に挟み込まれ、ゴアのシートが一方の上にある場合であってもステントの物理的膨張が機器を適所に保持する。しかし、ゴアがあるために組織はステントを通過しては成長することができないので、ステント全体を後でより容易に取り除くことができる。

10

【0048】

図 7 に示すように、一実施形態では、センサ機器 400 が係止機器 406 内に設置されている。図 8 はこの実施形態の軸方向の図を示す。しかし、係止機器 406 がセンサ機器 400 の一方の側に設置されてもよい。あるいは、係止機器が、センサまたはアクチュエータの延長部またはフィン 404 の両側に取り付けられてもよい。1 つまたは複数の係止機器 406 へセンサ機器 400 をこのタイプで二重に取り付ければ、組織が機器周囲で成長する前に機器の両側を適所に係止させることができるので、センサを最終的に正確に位置決めすることができる。

20

【0049】

図 9 は IMD 係止システム 500 のさらに別の実施形態を示す。この特定の実施形態においては、係止システム 500 は、係止機器 502、センサ 504、そのセンサ 504 を係止機器 502 に接続する 1 つまたは複数の接続構造体 506 を備える。この特定の実施形態においては、接続構造体 506 は、センサが血管の中央近傍に位置するようにセンサ 504 を固定するように構成される。センサ 504 を血管の中央近傍に設置することによって、センサ 504 は、血管の中央で生じる主要な血流内に位置することになり、ゆっくりした血流、デッド・ゾーン、恐らくは凝固した組織などのエッジ効果が回避される。

30

【0050】

一実施形態においては、係止機器 502 は上記のようにステント様構造体を含んでいる。また、接続構造体 506 は、センサ 504 を所望の場所に固定する任意の構造的構成を含む。例えば、接続構造体 506 は、センサ 504 を係止機器 502 の前方または後方に保持するように構成された 1 つまたは複数の支柱型構造体を含む。この特定の実施形態においては、支柱型構造体は、ステント様構造体 502 と同じ材料から製造されるか、他の材料を用いてもよい。また、係止機器 502 の前方または後方にセンサ 504 を固定する代わりに、接続構造体を用いてセンサ 504 を係止機器 502 内ではあるが、依然として血管の中央近傍に固定することができる。また、上記のように、センサ 504 は、心調律管理機器などの埋込可能な医療機器 (IMD) および/または患者身体外部の機器と通信するように構成される。センサ、センサ構成、通信システムと方法のより完全な説明は、上記で援用した *Physiologic Parameters Sensing Systems and Methods Patents* にさらに詳細に記載されている。

40

【0051】

図 10 ~ 12 は、係止システム 600、610、620 の別の実施形態を示す。これらの実施形態においては、係止構造体 602、612、622 を用いて、センサ 604、614、624 を血管などの身体の管内に固定することができる。いくつかの実施形態にお

50

いては、係止構造体を外科的な設置によって適所に固定してよく、他の実施形態においては、係止構造体を血管内に設置し、次いで、係止構造体が適した場所に収まってセンサを設置するまで、血流と共に浮遊させるか、流させることができる。

【0052】

いくつかの実施形態（例えば、図10～12に示す実施形態）、係止構造体はセンサが取り付けられた大静脈（「IVC」）フィルタ機器を備えている。例えば、図10に示すように、センサ604は、剛性または非剛性のテサー接続を用いて、IVCフィルタに接続されている。図11と12に示す実施形態などの他の実施形態においては、センサ614、624は、IVCフィルタの構造体に組み込まれている。いくつかの実施形態においては、センサは、血管の中央のほぼ近傍にあって血管の中央の流れを利用できるように設置され、他の実施形態においては、センサは、血管の壁の近傍に固定されるように構成される。また、任意の適したIVCフィルタ機器を用いてよい。適したIVCフィルタの例には、これに限定するものではないが、LGMフィルタ、Gunther Tulip eフィルタ、Antheorフィルタ、DILフィルタ、Keeperフィルタ、FCP 2002フィルタ、Mobin-Uddinフィルタ、Kimray-Greenfieldフィルタ、Simonニチノール・フィルタ、チタン製Greenfieldフィルタ、Bird's Nestフィルタまたは他の適した任意のIVCフィルタ機器が挙げられる。また、他の実施形態においては、係止構造体はIVCフィルタでなくてもよいが、血管内でセンサを固定するための脚部または延長部を有する構造体を含む。これらの実施形態においては、脚部または延長部は、IVCフィルタに類似する様式で血管内に収まるように構成させることができ、これによってセンサが適所に固定される。

10

20

【0053】

一実施形態においては、係止構造体は、肺に向かって流れるに従って分岐し、テーパがついている肺動脈内に固定されるように設計される。この特定の実施形態においては、係止構造体を肺動脈内に設置し、係止構造体が所望の場所に収まるまで血流と共に流させる。一旦固定されると、センサは所望のデータ測定値を収集することができる。当業者には理解されるように、係止構造体の大きさは、これが収まる場所を制御することができる。また、当業者には理解されるように、係止構造体は、他の血管にも設置することができる。したがって、本発明の実施形態は肺動脈において使用されることに限定されるものではない。

30

【0054】

上記のように、センサ604、614、624は、心調律管理機器などの埋込可能な医療機器（IMD）および/または患者の身体外部の機器と通信を行うように構成される。センサ、センサ構成、通信システムと方法のより完全な説明は、上記で援用したPhysiologic Parameter Sensing Systems and Methods Patentsにさらに詳細に記載されている。

【0055】

図13は心臓1300の断面図を示す。図示のように、心臓1300は、右心房1314から左心房1312を分離する心房中隔壁（図示せず）と、右心室1324から左心室1322を分離する心室中隔壁1320を含む。

40

【0056】

本発明の別の実施形態によれば、センサ係止機器は、心臓の分離壁や周囲壁、例えば、心房中隔壁または心室中隔壁1320に埋め込むことができる。図14a～14eにおいては、この実施形態によるセンサ係止機器を挿入する一方法が示されている。この特定の実施形態においては、センサ1408を、栓様係止構造体内部に埋め込むか、構造体に取り付け、次いで、任意の心臓の分離壁または周囲壁1404（例えば、中隔壁）に設置する。この特定の実施形態によれば、医師は1回で2つの機能、つまり、（1）血液が一方から他方に移動しないように、心臓分離壁の既存の穴または溝を充填すること、および（2）生理学的パラメータ・センサを設置するために栓をエンクロージャとして用いることを実行する。他の実施形態においては、医師は穴また溝を形成してセンサを設置すること

50

ができ、栓様係止構造体を用いて、センサと栓を設置することならびにノまたは溝もしくは穴を封止することができる。

【0057】

図14a～14eは、中隔壁などの心臓分離壁にセンサを係止させる方法の一実施形態を示す。図14aは、センサ付きの係止構造体を設置するための穴または溝1402が付いた心臓分離壁（例えば、中隔壁）1404を示す。図14bに示すように、栓様係止構造体1410に埋め込まれたかまたは取り付けられた生理学的パラメータ・センサ1408は、例えば、ガイド・カテーテル1406を用いて、事前係止溝1402（元からある穴あるいは外科的に形成された穴または溝のいずれか）に挿入する。この実施形態においては、このガイド・カテーテルは、アンカー/センサ・アセンブリがそれに埋め込まれている。栓様アンカー1410（センサ1408付き）を所望の場所に設置するために、ガイド・カテーテル1406が、穴または溝1402（図14b）に設置される。次いで、ガイド・カテーテル1406が引かれると、係止機器1410の栓の両端1412、1414が拡張させられる（図14c、14d）。栓の両端1412、1414は、血液が穴1402を流れないように、またはアンカー構造体1410の周囲を流れないように封止を形成する。図14eは、係止機器1410の栓端部1412の端面図を示す。一実施形態においては、係止機器は、現在当分野で知られている中隔栓であってよい。しかし、この実施形態においては、中隔栓には、上記のように、センサが装備されている。

10

【0058】

図15は、本発明の一実施形態による事前係止溝に栓様構造体を搬送し、位置決めし、係止させる工程を示すフロー図である。ブロック1510では、事前係止溝が、心臓壁に、配置されるか、存在しない場合には外科的に形成される。工程1520では、IMDが栓様係止構造体に取り付けられる。次いで、工程1530では、栓様係止構造体が事前係止溝に挿入される。工程1540では、ガイド・カテーテルを用いて、栓様係止構造体が位置決めされ、次いで必要に応じて、工程1550にて再位置決めされる。一旦、栓様係止構造体の最終的な設置が達成されると、ガイド・カテーテルが引かれ、結果として、工程1560では栓の両端が拡張する。

20

【0059】

図16は身体の管内のある場所にIMDを制御可能に位置決めし、係止させる例示的アルゴリズム1600を示すフロー図である。ブロック1610では、膨張前のバルーンがつぶしたステント内に挿入され、IMDが、例えば上記取付け方法の1つを用いてステントに取り付けられる。次いで、バルーンとIMDが付いたステントがカテーテルに挿入される。

30

【0060】

ブロック1620では、カテーテルが身体の管の第1の場所まで進められる。第1の場所は一般には、所望の場所近傍になるように選択される。ブロック1630では、バルーンが部分的に膨張され、これによってステントを部分的に拡張する。バルーンを部分的に膨張させることによって、必要に応じて後から再位置決めできるようにすることによって、位置決めを制御することができる。ブロック1650では、バルーンを部分的に膨張させた状態で、IMDから1つまたは複数の生理学的パラメータ測定値（例えば、血圧、体温、緊張、動作等）が得られる。この測定値の有効性が試験される。測定値を試験することには、数値が検出されたかどうか、およびその値が合理的であることを判定することを伴ってよい。

40

【0061】

決定ブロック1660では、測定値が有効かどうか決定される。測定値が有効でない場合、ブロック1640が、カテーテルを移動させることによってステントを別の場所に再位置決めする。ステントが他の場所に再位置決めされた後、ブロック1650は再度、IMDから測定値を取得して、試験する。再位置決めはブロック1660が測定値が有効であることを決定するまで継続する。この測定値が有効である場合、ブロック1670ではバルーンがその場所で完全に膨張される。バルーンを完全に膨張させることによって、

50

ステントが完全に拡張される。完全に拡張されたステントは、身体の管の壁と摩擦係合してステントを身体の管内に固定する。

【0062】

上記のように、図16はバルーン展開型ステントを用いてセンサを位置決めする工程を示す。異なる実施形態はステントを担持する自己拡張型ステントを含んでいる。この実施形態においては、完全に展開させる前に、自己拡張型ステントを部分的に展開させ、試験することができる。部分的展開後に測定された試験測定値が、有益でない、無効である、または、何らかの理由（例えば、患者の不快感）で、望ましくないとされると、自己拡張型ステントを別の場所に移動させ、試験すること等ができる。有効な試験測定値がある場所で得られると、その場所でステントを完全に展開することができる。

10

【0063】

種々の改変例および付加例が、本発明の範囲から逸脱することなく記載の例示の実施形態に可能である。例えば、上記実施形態は特定の特徴に言及しているが、本発明の範囲はまた、記載の特徴のすべては含まない、特徴と実施形態の異なる組合せを有する実施形態も含む。したがって、本発明の範囲は、特許請求の範囲の均等物と共に、特許請求の範囲に入るような代替例、改変例および変形例すべてを包含することを意図する。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明の一実施形態によるセンサ係止機器を示す図である。

【図2】センサが設置された、図1のセンサ係止機器の部分を示す平面図である。

20

【図3】図2に示すセンサ係止機器部分およびセンサを示す側面図である。

【図4】体腔内に位置決めされたセンサ係止機器の一実施形態を示す断面図である。

【図5】体腔内に位置決めされたセンサ係止機器の別の実施形態を示す断面図である。

【図6】本発明の一実施形態による、体腔内に係止させることのできるセンサ機器の一実施形態を示す図である。

【図7】センサ係止機器の別の実施形態によって体腔の適所に保持された図6のセンサ機器を示す断面図である。

【図8】係止機器の一実施形態による、体腔の適所に保持された、図6のセンサ機器を示す軸方向図である。

30

【図9】センサ係止機器の別の実施形態を示す図である。

【図10】体腔内に位置決めされたセンサ係止機器のさらに別の実施形態を示す断面図である。

【図11】体腔内に位置決めされたセンサ係止機器のさらに別の実施形態を示す断面図である。

【図12】体腔内に位置決めされたセンサ係止機器のさらに別の実施形態を示す断面図である。

【図13】中隔壁を示す心臓の断面図である。

【図14】センサを心臓の中隔壁内に係止させる方法の一実施形態を示す図である。

【図15】本発明の一実施形態による事前係止溝内に栓様構造体を搬送、位置決めし、係止させる工程を示すフロー図である。

40

【図16】IMDを所望の場所に制御可能に位置決めし、係止させる例示的アルゴリズムを示すフロー図である。

【 図 1 】

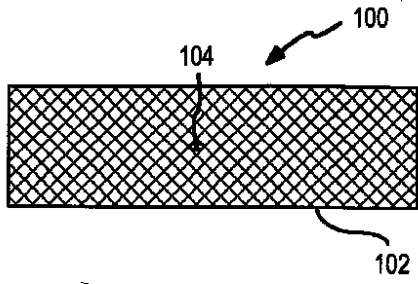


FIG.1

【 図 2 】

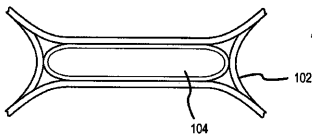


FIG.2

【 図 3 】



FIG.3

【 図 4 】

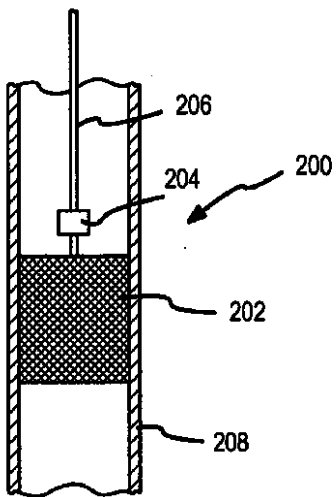


FIG.4

【 図 5 】

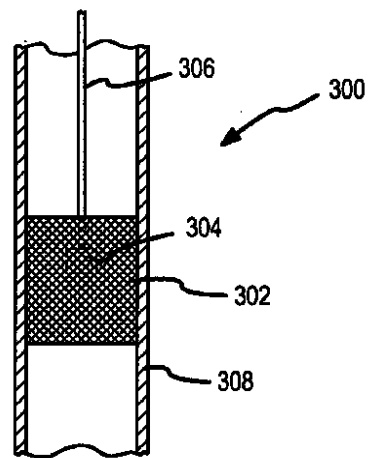


FIG.5

【 図 6 】

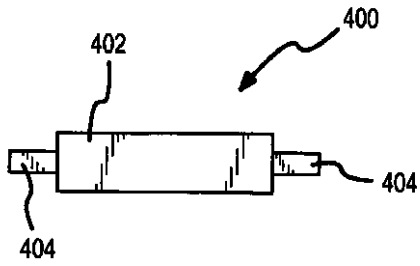


FIG.6

【 図 7 】

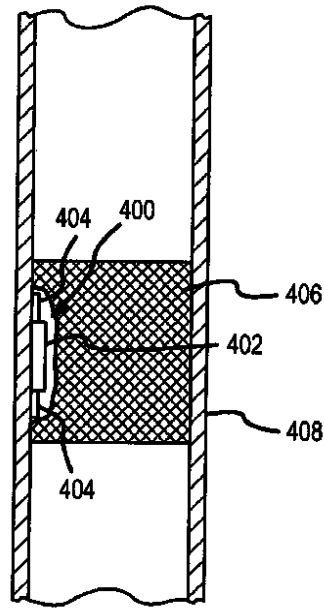


FIG.7

【 図 8 】

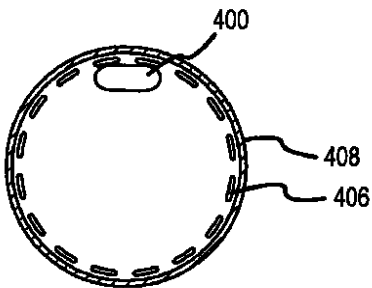


FIG.8

【 図 10 】

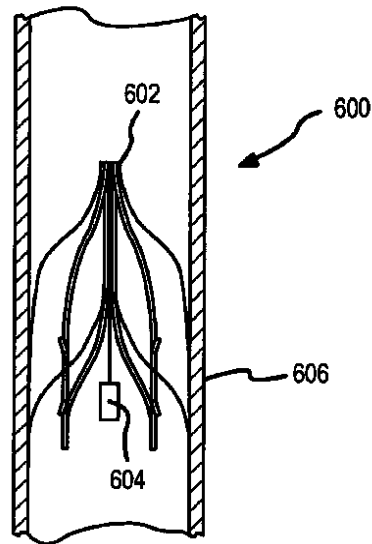


FIG.10

【 図 9 】

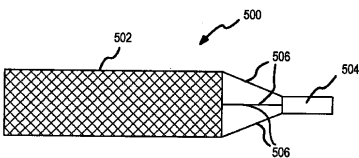


FIG.9

【 図 1 1 】

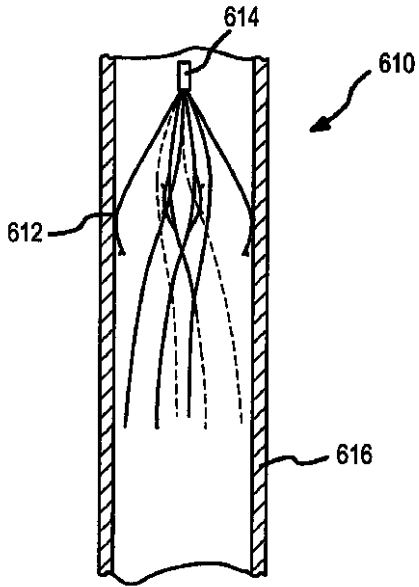


FIG.11

【 図 1 2 】

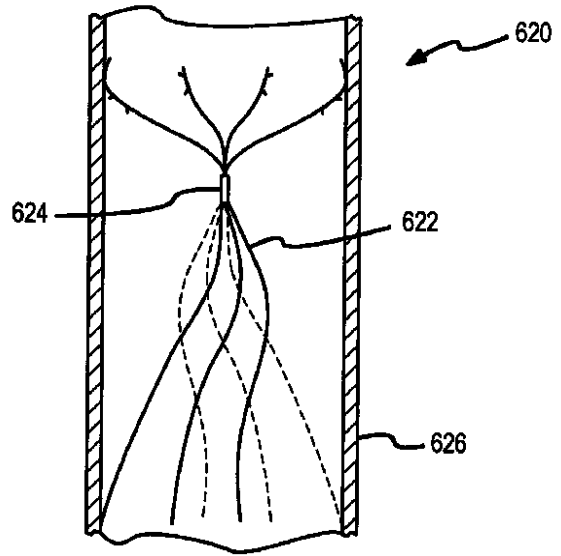


FIG.12

【 図 1 3 】

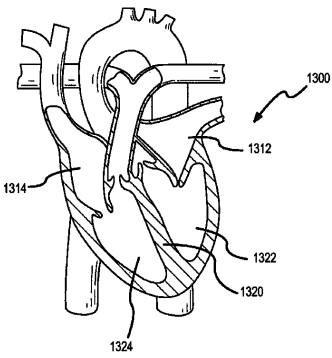


FIG.13

【 図 1 4 B 】

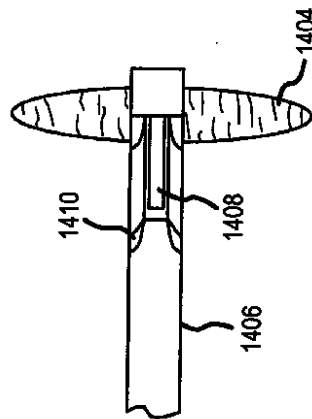


FIG.14B

【 図 1 4 A 】

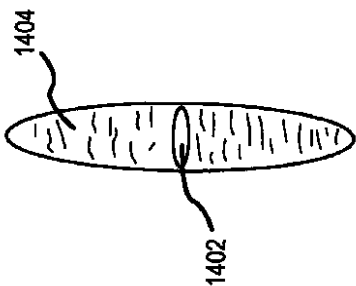


FIG.14A

【 図 1 4 C 】

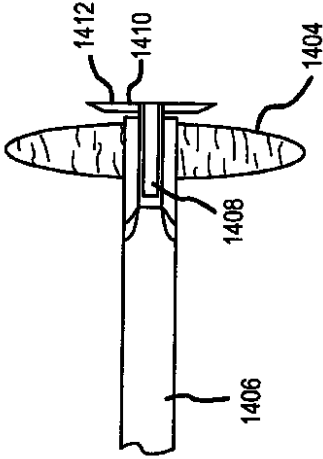


FIG.14C

【 図 1 4 D 】

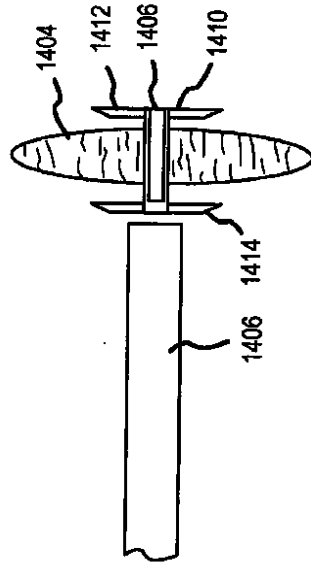


FIG.14D

【 図 1 4 E 】

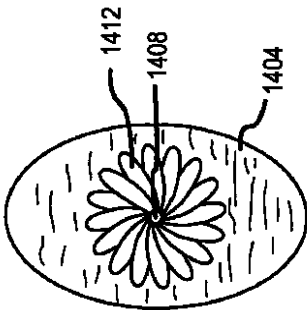
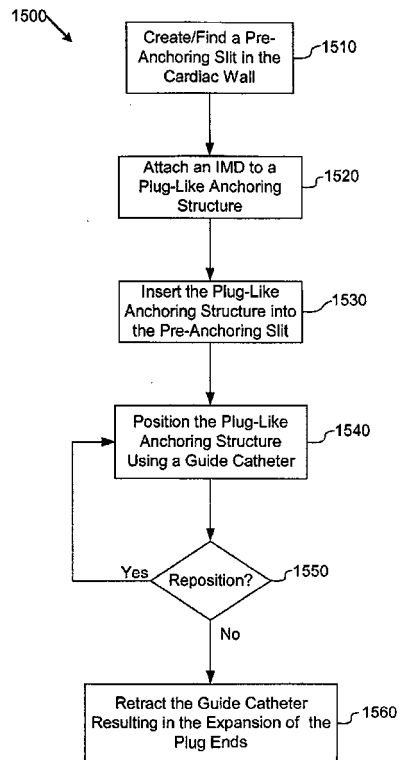


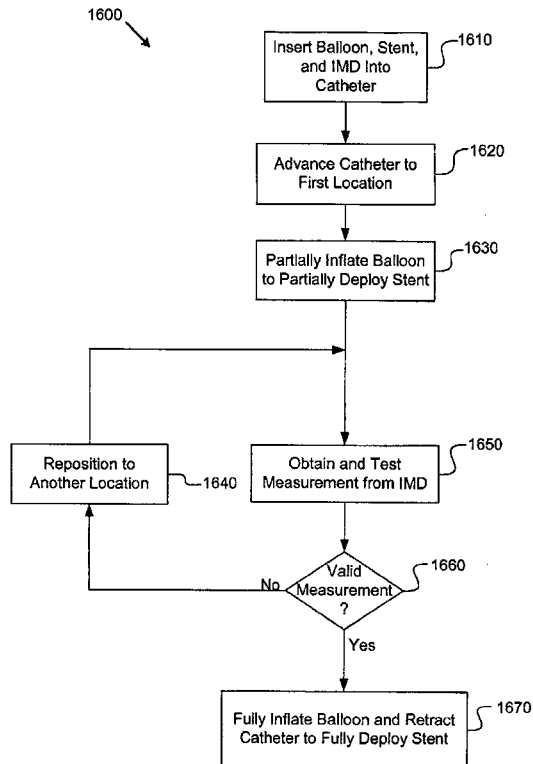
FIG.14E

【 図 1 5 】



- 1510 心臓壁に事前係止溝を形成/発見する。
- 1520 栓係止構造体にIMDを取り付ける。
- 1530 事前係止溝に栓係止構造体を挿入する。
- 1540 ガイド・カテーテルを用いて栓係止構造体を位置決める。
- 1550 再位置決める？
- 1560 ガイド・カテーテルを抜去すると、栓両端が拡張する。

【 図 1 6 】



- 1610 バルーン、ステント、およびIMDをカテーテルに挿入する。
 1620 第1の場所までカテーテルを進める。
 1630 バルーンを部分的に膨張させて、ステントを部分的に展開する。
 1640 別の場所に再位置決めする。
 1650 IMDからの測定値を得て、試験する。
 1660 測定値は有効か？
 1670 完全にバルーンを膨張させ、カテーテルを抜去して、ステントを完全に展開させる。

【 手続補正書 】

【 提出日 】平成19年6月5日(2007.6.5)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】請求項 1

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 請求項 1 】

埋込可能な医療機器 (IMD) を患者の身体の管内に係止させる係止システムであって

、
 前記身体の管内に固定されるように適合された係止構造体と、
 前記係止構造体と一体化されており、前記IMDを前記係止構造体に取り付けることを可能にする、取付け構造体と、
前記身体の管内の所望の場所に前記係止構造体を位置決めし、かつ、前記所望の位置で管内の血液の流れを維持させながら前記係止構造体を広げるように動作可能な位置決め機構と、
 を備える係止システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int application No PCT/US2005/041989
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 A61B17/00		
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) A61B		
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	US 2002/072656 A1 (VANTASSEL ROBERT A ET AL) 13 June 2002 (2002-06-13)	1-7,9-11
Y	the whole document	8,12
Y	EP 1 068 836 A (MICROSENSE CARDIOVASCULAR; MICROSENSE CARDIOVASCULAR, SYSTEMS LTD) 17 January 2001 (2001-01-17) paragraph [0068]	8
Y	US 2002/151816 A1 (COLLIN A RICH) 17 October 2002 (2002-10-17) figures 15,16	12
X	WO 01/67989 A (DON MICHAEL T) 20 September 2001 (2001-09-20) paragraphs [0104] - [0109]; figures 17-19	13
	-/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> 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 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. *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
11 April 2006		25/04/2006
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Schoeffmann, H

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inventor application No
PCT/US2005/041989

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2003/191526 A1 (VAN TASSEL ROBERT A ET AL) 9 October 2003 (2003-10-09) the whole document -----	13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int application No
PCT/US2005/041989

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002072656 A1	13-06-2002	AU 2523800 A	09-11-2000
		CA 2307147 A1	03-11-2000
		EP 1050265 A2	08-11-2000
		JP 2000350705 A	19-12-2000
		NO 20002244 A	06-11-2000
EP 1068836 A	17-01-2001	AU 779088 B2	06-01-2005
		AU 4383700 A	18-01-2001
		AU 5703700 A	05-02-2001
		BR 0002803 A	13-03-2001
		CA 2313859 A1	16-01-2001
		CN 1293348 A	02-05-2001
		DE 10033943 A1	08-02-2001
		EE 200000306 A	16-04-2001
		GB 2355532 A	25-04-2001
		HK 1036394 A1	15-08-2003
		WO 0105301 A2	25-01-2001
		JP 2001061790 A	13-03-2001
		MX PA00006966 A	15-10-2004
		NO 20003608 A	17-01-2001
		NZ 505711 A	31-05-2002
		PL 341197 A1	29-01-2001
		RU 2220749 C2	10-01-2004
SG 83801 A1	16-10-2001		
SK 10302000 A3	12-03-2001		
US 2002151816 A1	17-10-2002	NONE	
WO 0167989 A	20-09-2001	AU 4915301 A	24-09-2001
		EP 1253871 A2	06-11-2002
		JP 2003526451 T	09-09-2003
US 2003191526 A1	09-10-2003	AT 288231 T	15-02-2005
		AU 779124 B2	06-01-2005
		AU 2299001 A	08-05-2001
		CA 2388603 A1	03-05-2001
		CN 1399531 A	26-02-2003
		DE 60017928 D1	10-03-2005
		DE 60017928 T2	23-06-2005
		EP 1225843 A1	31-07-2002
		ES 2232516 T3	01-06-2005
		JP 2003512129 T	02-04-2003
		WO 0130268 A1	03-05-2001
		US 2003120337 A1	26-06-2003
		US 6551303 B1	22-04-2003

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ヴォン アーックス, ジェフリー・エイ
 アメリカ合衆国・55405・ミネソタ州・ミネアポリス・エマーソン アベニュー サウス・2115

(72)発明者 トックマン, ブルース
 アメリカ合衆国・55073・ミネソタ州・スカンディア・ポモリ アベニュー・21788

(72)発明者 パルメ, ドナルド
 アメリカ合衆国・55371・ミネソタ州・プリストン・カウンティ ロード・5・9084

Fターム(参考) 4C017 AA01 AA11 AA16 AB04 AC35 EE15
 4C117 XA01 XB01 XC21 XD24 XD25 XE15 XE16 XE19 XE23 XE26
 XE29
 4C167 AA44 AA45 AA55 AA56 CC09 EE01 GG43 HH08 HH30

专利名称(译)	用于定位和锁定可植入传感器装置的设备和方法		
公开(公告)号	JP2008521554A	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2007544377	申请日	2005-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
申请(专利权)人(译)	心脏起搏器的公司		
[标]发明人	チャバンアビ ヴォンアークスジェフリーエイ トックマンブルース パルメドナルド		
发明人	チャバン,アビ ヴォン アークス,ジェフリー・エイ トックマン,ブルース パルメ,ドナルド		
IPC分类号	A61B5/00 A61F2/82 A61B5/01 A61B5/0215 A61F2/86		
CPC分类号	A61F2/86 A61B5/0215 A61B5/076 A61B5/6862 A61B5/6876 A61B5/6882 A61B17/0057 A61B2017/00022 A61B2017/00575 A61B2017/00592 A61B2017/00597 A61B2017/00606 A61B2017/00889 A61F2/01 A61F2002/016 A61F2230/0019 A61F2230/0021 A61F2230/005 A61F2230/0067 A61F2230/0069 A61F2230/0078 A61F2230/008 A61F2230/0093 A61N1/36514		
FI分类号	A61B5/00.B A61M29/00 A61B5/00.101.H A61B5/00.101.R A61B5/02.331.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA01 4C017/AA11 4C017/AA16 4C017/AB04 4C017/AC35 4C017/EE15 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC21 4C117/XD24 4C117/XD25 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE19 4C117/XE23 4C117/XE26 4C117/XE29 4C167/AA44 4C167/AA45 4C167/AA55 4C167/AA56 4C167/CC09 4C167/EE01 4C167/GG43 4C167/HH08 4C167/HH30		
代理人(译)	山川茂树		
优先权	60/633183 2004-12-03 US 11/216738 2005-08-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该方法和系统允许可植入医疗装置锁定在身体血管内。锁定结构包括支架状结构，IMD附接到该支架状结构。支架状结构定位在身体血管内的期望位置。可以基于来自IMD的测量重新定位支架状结构。IMD包括向外延伸的翅片，其允许组织形成纤维组织以将IMD附接到身体血管的壁。支架状结构可以由可生物再吸收的材料制成。IMD可以通过引线，通过包含在凹形隔膜内，通过嵌入支架状结构的网状物中或通过其他方法附接到支架状结构。支架状结构可以是可展开的球囊，以允许受控定位和锁定。锁定结构包括腔静脉过滤器。

