

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4716516号
(P4716516)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 N	1/05	(2006.01)	A 6 1 N 1/05
A 6 1 N	1/39	(2006.01)	A 6 1 N 1/39

請求項の数 17 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-503065 (P2006-503065)	(73) 特許権者	505003528
(86) (22) 出願日	平成16年1月28日 (2004.1.28)		カーディアック ベースメイカーズ, イ
(65) 公表番号	特表2006-515795 (P2006-515795A)		ンコーポレイテッド
(43) 公表日	平成18年6月8日 (2006.6.8)		アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 - 5 7 9 8
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/002220		ミネソタ, セントポール, ハムライン
(87) 国際公開番号	W02004/067089		アベニュー ノース 4 1 0 0
(87) 国際公開日	平成16年8月12日 (2004.8.12)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成19年1月18日 (2007.1.18)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	10/352,546	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成15年1月28日 (2003.1.28)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
			弁理士 森下 夏樹
前置審査			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 中隔ブレースメントのための頻脈性リード・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心室間隔膜から心臓を刺激するためのリード・アセンブリであって：
 近接端と遠位端を含む本体であって、前記本体の遠位端が心臓の右心室内の配置のための形態である本体と、
 前記本体内に配置される少なくとも1つの導体と、
 前記少なくとも1つの導体に電気結合された、前記本体の遠位端にある遠位電極と、
 前記少なくとも1つの導体に電気結合された、前記本体上にある第1の電極と、
 前記少なくとも1つの導体と結合された第2の電極であって、前記本体の近位端と前記第1の電極との間に位置決めされる第2の電極と、

前記本体の遠位端と前記第1の電極の間にあるネックであって、前記本体より剛性が小さく、それによって前記ネックの実質的部分が、前記ネックが心室間隔膜と直接接触するように前記心室間隔膜に沿って落ちることを可能にし、前記遠位電極および前記第1の電極の両方が前記心室間隔膜に沿って前記心臓と接触させ、前記第2の電極が前記右心室または前記心室間隔膜と係合するように、前記心室間隔膜に落ちるようになっているネックと

、
 リード・アセンブリを前記心室間隔膜に固定するための螺旋コイルである、前記本体の遠位端にある固定機構とを備える、リード・アセンブリ。

【請求項 2】

前記第1の電極と前記第2の電極の間の前記本体の部分が、アーチ形をしている請求項 1

に記載のリード・アセンブリ。

【請求項 3】

前記螺旋コイルは、前記本体の長手軸に位置合せされている請求項 1 に記載のリード・アセンブリ。

【請求項 4】

前記螺旋コイルは、前記本体の長手軸に対して約 0 から 90 度までの角度である請求項 1 に記載のリード・アセンブリ。

【請求項 5】

心室間隔膜から心臓を刺激するためのリード・アセンブリであって：

近接端と遠位端を含む本体であって、前記本体の遠位端が心臓の右心室内の配置のための形態である本体と、

前記本体内に配置された少なくとも 1 つの導体と、

前記少なくとも 1 つの導体に電気結合された、前記本体の遠位端にある遠位電極と、

前記少なくとも 1 つの導体に電気結合された、前記本体上にある第 1 の電極と、

前記少なくとも 1 つの導体と結合された第 2 の電極であって、前記本体の近位端と前記第 1 の電極との間に位置決めされる第 2 の電極と、

前記本体の遠位端と前記第 1 の電極アセンブリの間にあるネックであって、前記本体より剛性が小さく、それによって、前記ネックの実質的部分が、前記ネックが心室間隔膜と直接接触するように前記心室間隔膜に沿って落ちることを可能にし、前記遠位電極および前記第 1 の電極の両方が前記心室間隔膜に沿って前記心臓と接触させ、前記第 2 の電極が前記右心室または前記心室間隔膜と係合するように、前記心室間隔膜に落ちるようになっており、約 10 mm から約 30 mm までの長さを含むネックとを備え、前記本体は第 1 の断面積を有し、前記ネックは前記本体の第 1 の断面積より小さい第 2 の断面積を有する、リード・アセンブリ。

【請求項 6】

前記ネックの前記遠位端は、前記第 2 の断面積とは異なる第 3 の断面積を有する請求項 5 に記載のリード・アセンブリ。

【請求項 7】

前記ネックの前記遠位端にある前記部分の前記第 3 の断面積は、前記本体の第 1 の断面積とほぼ同じ寸法をしている請求項 6 に記載のリード・アセンブリ。

【請求項 8】

前記本体は第 1 の材料でできており、前記ネックは第 2 の材料でできている請求項 5 から 7 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 9】

前記本体は、抗血栓剤で覆われている請求項 5 から 8 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 10】

前記第 1 の電極は衝撃コイルである請求項 5 から 9 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 11】

前記遠位電極は感知電極である請求項 5 から 10 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 12】

さらに、前記少なくとも 1 つの導体に電気結合されたパルス発生器を備える請求項 5 から 11 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 13】

さらに、前記少なくとも 1 つの導体に電気結合された信号センサを備える請求項 5 から 12 までの何れかに記載のリード・アセンブリ。

【請求項 14】

心室から心臓を刺激するためのシステムであって、リード・アセンブリを備え、前記リー

10

20

30

40

50

ド・アセンブリが：

近接端と遠位端を含む本体であって、前記本体の遠位端が心臓の右心室内の配置のための形態である本体と、

前記本体内に配置される少なくとも1つの導体と、

前記少なくとも1つの導体に電気結合された、前記本体の遠位端にある遠位電極と、

前記少なくとも1つの導体に電気結合された、前記本体上にある第1の電極と、

前記少なくとも1つの導体と結合された第2の電極であって、前記本体の近位端と前記第1の電極との間に位置決めされる第2の電極と、

前記本体の遠位端と前記第1の電極の間にあるネックであって、ネックが本体より剛性が小さく、それによって、前記ネックの実質的部分が、前記ネックが心室間隔膜または前記心臓の流出路と直接接触するように前記心室間隔膜または前記流出路に沿って落ちることを可能にする形態であり、前記遠位電極および前記第1の電極の両方を前記心室間隔膜に沿って前記心臓と接触させ、前記第2の電極が前記右心室または前記心室間隔膜と係合するように、前記心室間隔膜に落ちるようになっているネックと、

リード・アセンブリを前記心室間隔膜に固定するための螺旋コイルである、前記本体の遠位端の近傍の固定機構と、

前記リード・アセンブリを前記右心室内の部位に案内するための形態であるカテーテルとを含む、システム。

【請求項15】

さらに、電気信号を前記電極の1つ以上を通して送る手段をさらに含む請求項14に記載のシステム。

【請求項16】

電気信号を前記1つまたは複数の電極を通して送る手段は、パルス発生器を含む請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

前記ネックが、本体断面より小さいネック断面を含む請求項15に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概して、組織を刺激または監視するためのリードに関する。より詳細には、心室調整および/または感知を行うリードに関する。

【背景技術】

【0002】

頻脈性不整脈は、速い心拍数を特徴とする異常な心臓の鼓動である。頻脈性不整脈の例として、洞頻脈、心房性頻脈、心房細動などの上室性頻拍症(SVT)が挙げられる。しかし、最も危険な頻脈性不整脈は、心室性頻拍症(VT)と心室細動(VF)である。心室の鼓動は普通、心房との電子機械同期からの心室の急速かつ不規則な収縮につながる。

【0003】

電氣的除細動と除細動を使用して、SVT、VT、VFを含むほとんどの頻脈性不整脈を終わらせることができる。埋込み型除細動器(ICD)として知られる心拍管理デバイスの1つの分類が、デバイスが除細動を検出したときなどに、衝撃パルス于心臓に伝えることによって治療を行うことである。

【0004】

別の種類の頻脈用電気治療は、耐頻脈調整(ペーシング)(ATP)である。ATPでは、頻脈を修正する試みで1つまたは複数の調整パルスを使用して、心臓が調整される。現代のICDは普通、ATP能力を有しており、それによってATP治療は頻脈が検出されたときに心臓に与えられ、除細動が起こったときに衝撃パルスが与えられる。

【0005】

電気除細動/除細動が頻脈を終わらせるが、電池から大量の蓄積電力を消費し、高電圧の衝撃パルスにより患者に不快感が与えられる。したがって、ICDは可能な場合は頻脈

10

20

30

40

50

性不整脈を終わらせるのに A T P を使用することが望ましい。

【 0 0 0 6 】

I C D は普通、特定の生命にかかわる不整脈を完全に变える、または心臓の収縮を刺激するように、心臓の中または周りに埋め込まれる 1 つまたは複数のリードを備えている。電気エネルギーは、心臓を通常の鼓動に戻すように、リード上の電極を介して心臓に加えらる。

【 0 0 0 7 】

普通の心臓調整リード(cardiac pacing lead)は、リードの遠位端が鎖骨下静脈を通して心室または心房内に位置決めされ、近接端が皮下に埋め込まれるペースメーカーに取り付けられるように、心臓の 1 つまたは複数の室内に位置決めされている。いくつかのリードはまた、心臓の心房および / または心室を監視し、ある応用例では調整パルス(pacing pulse)を心房または心室に送るように、センサとして動作する電極を含んでいる。

10

【 0 0 0 8 】

頻脈性不整脈を治療する 1 つの代替心臓調整技術は、右心室からの心臓の高い中隔または流出路を調整および / または除細動するように、右心室内にリードを配置する。文献による研究により、右心室先端調整と比較して、右心室流出路や中隔調整(septal pacing)の血流力学的優位性が立証された。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

従来のリードは、中隔調整用には設計されていない。したがって、効率的な中隔調整を行うことができるリードの需要がある。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

リード・アセンブリは、近接端と遠位端を備える本体と、本体内に配置された少なくとも 1 つの導体を含む。遠位電極は、本体の遠位端にあり、少なくとも 1 つの導体と電気結合されている。第 1 の電極は本体上にあり、少なくとも 1 つの導体に電気結合されている。リード・アセンブリはさらに、本体より剛性が小さいネックを含んでいる。ネックは、本体の遠位端と第 1 の電極アセンブリの間にある。本体の遠位端にある固定機構は、心臓内でリード・アセンブリを心室中隔、または流出路に固定することが可能である。

30

【 0 0 1 1 】

リード・アセンブリを使用して、頻脈性不整脈などのある心臓病に苦しむ患者に中隔治療を提供することができる。いくつかの実施態様では、リード・アセンブリを心臓の右心室に挿入するのに、カテーテルを使用することができる。リード・アセンブリの遠位端が隔膜の上部に取り付けられると、カテーテルを取り除く。

【 0 0 1 2 】

ネックの剛性が比較的低いので、ネックを隔膜または右心室に沿って落とすことが可能になり、それによってリード・アセンブリのネックや本体上のあらゆる電極が、隔膜や右心室に優れた適応接触を行う。心臓やその心臓の組織に治療を施す電極間のより良い接触の利点は、当業者に知られている。

40

【 0 0 1 3 】

別の実施態様では、リード・アセンブリは、近接端と遠位端を備える本体と、本体内に配置された少なくとも 1 つの導体とを含んでいる。遠位電極が本体の遠位端にあり、少なくとも 1 つの導体に電気結合されている。第 1 の電極は本体上にあり、少なくとも 1 つの導体に電気結合されている。リード・アセンブリはさらに、本体より剛性が小さいネックを含んでいる。ネックは、本体の遠位端と第 1 の電極の間であり、約 1 0 m m から約 3 0 m m までの長さである。

【 0 0 1 4 】

別の実施態様では、隔膜などの心臓内の組織にリード・アセンブリが近くなるまで、カテーテルを使用してリード・アセンブリを前進させるステップを含む方法が提供されてい

50

る。リード・アセンブリは、本体と、本体より剛性が小さいネックを備える。この方法はさらに、本体の遠位端を隔膜に固定するステップと、ネックの少なくとも一部を隔膜に対して落とすことが可能なようにカテーテルを取り除くステップとを含む。

【0015】

リード・アセンブリのネックは本体より剛性が小さいので、リード・アセンブリの遠位端を隔膜に取り付けるのに使用される挿入デバイスが心臓から取り除かれると、ネックは心臓内の隔膜に落ちる。リード・アセンブリのネックと本体上のあらゆる電極の数、種類、位置によって、あらゆる数の異なる種類の心臓治療を心臓の隔膜、流出路、および/または右心室（他の領域のうち）に行うことができる。

【0016】

本発明のこれらおよび他の実施態様、性状、利点、特徴は、以下の説明に部分的に記載されており、本発明の以下の説明および引用図面を参照することによって、または本発明の実施によって当業者には部分的に明らかになるだろう。本発明の性状、利点、特徴は、頭記の特許請求の範囲とその均等物によって特に指摘された機器、手順、組合せによって実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下の詳細な説明では、本発明を実施できる特定の実施形態を例示することによって示す、添付の図面を参照する。これらの実施形態は、当業者が本発明を実施できるように十分詳細に説明されている。他の実施形態も利用することができ、以下の詳細な説明が限定する意味で行われられないような構造的変更を行うこともできることを理解されたい。

【0018】

図1は、本体115と、本体115に含まれる少なくとも1つの導体150とを備えるリード・アセンブリ100を示している。リード・アセンブリ100は少なくとも一部が、患者などの生体内への管腔貫通挿入用やアクセス用の医療級シリコン・ゴムなどのポリマーでできている。（1つまたは複数の）導体150は、これに限らないが、ケーブル、コイルまたは編組導体などの導体のあらゆる形をしていてもよい。

【0019】

本体115は、近接端116と遠位端121を含んでいる。リード・アセンブリ100はさらに、本体115より剛性が小さいネック120を備えている。ネック120は、遠位端121と本体115上の第1の電極125の間にある。いくつかの実施形態では、ネック120は約10mmから約30mmまでの長さをしている。

【0020】

図示した例示的な実施形態では、第1の電極125は、ネック120の一端部122に隣接する部分117で少なくとも1つの導体150に電気結合されている。第1の電極125は、衝撃コイルの形をしているが、他の種類の電極を使用することもできる。

【0021】

いくつかの実施形態では、リード・アセンブリ100は、少なくとも1つの導体150にも電気結合され、本体115の近接端116と第1の電極125の間に位置決めされた第2の電極135を備えている。第2の電極135は衝撃コイルの形をしているが、他の種類の電極を使用することもできる。

【0022】

本体115の遠位端121は、リード・アセンブリ100を心臓190内の組織に固定できる螺旋コイル140などの固定機構を備えている。螺旋コイル140は図1では、アセンブリ100の長手軸に実質的に位置合せされているが、右心室193（図5～7を参照）の隔膜191および/または流出路192などの、心臓190の組織に螺旋コイル140を簡単に取り付けることができるよう、螺旋コイル140をリード・アセンブリ100の長手軸に対してある角度に位置決めしてもよい。一例が図2に点線で示してあり、螺旋コイル140は螺旋コイル140の長手軸に対してある角度Aである。いくつかの実施形態では、角度Aは約0度から約90度までである。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

リード・アセンブリ 1 0 0 上のネック 1 2 0 の剛性が比較的低いことにより、リード・アセンブリ 1 0 0 を使用して、頻脈性不整脈などのある心臓病に苦しんでいる患者に中隔治療を施すことが可能になる。リード・アセンブリ 1 0 0 を隔膜 1 9 1 に挿入するのに使用されたカテーテル 1 9 9 がリード・アセンブリ 1 0 0 から取り除かれると、ネック 1 2 0 は心臓 1 9 0 内の隔膜 1 9 1 に落ちるようになっているので、リード・アセンブリ 1 0 0 はこのような治療を施すのに効果的である。

【 0 0 2 4 】

本体 1 1 5、1 2 0 の全て、または一部は、これに限らないが、ヘパリンやポリエチレン・グリコールなどの抗血栓剤で覆われてもよい。抗血栓剤は、リード・アセンブリ 1 0 0 と心臓の組織の間の線維取付を軽減するのを助ける。

10

【 0 0 2 5 】

図示した例示的な実施形態では、遠位電極 1 4 5 は少なくとも 1 つの導体 1 5 0 に電気結合され、ネック 1 2 0 の遠位端 1 2 1 に位置決めされている。遠位電極 1 4 5 は調整電極 (pacing electrode) の形をしているが、他の種類の電極を使用することもできる。

【 0 0 2 6 】

図 1 に示す実施形態では、第 1 の電極 1 2 5 と第 2 の電極 1 3 5 の間の本体 1 1 5 の部分 1 3 7 は直線である。図 3 に示す実施形態では、部分 1 3 7 は電極アセンブリ 1 2 5、1 3 5 を心臓 1 9 0 内の隔膜 1 9 1 および / または右心室 1 9 3 (例えば、図 7 を参照) などの組織に対して適当に配置するのを簡単にするように、アーチ形に予め形成されている。

20

【 0 0 2 7 】

図 1 に示す実施形態では、ネック 1 2 0 は本体 1 1 5 の断面積より小さい断面積を有するので、ネック 1 2 0 は本体 1 1 5 より剛性が小さい。図 3 に示す例示的な実施形態では、本体 1 1 5 の遠位端 1 2 1 は、ネック 1 2 0 の断面積より大きい断面積を有する部分 1 2 9 を含む。いくつかの実施形態では、部分 1 2 9 の断面積は本体 1 1 5 の断面積とほぼ同じである (図 3 を参照)。

【 0 0 2 8 】

図 4 は、方法 3 0 0 を示すブロック図を示している。この方法 3 0 0 は、リード・アセンブリが隔膜などの、心臓内の組織に近くなるまでカテーテルを使用して、本体と本体 3 1 0 より剛性が小さいネックを含むリード・アセンブリを前進させるステップと、本体の遠位端を心臓の組織 3 2 0 に固定するステップと、ネックの少なくとも一部を組織 3 3 0 に対して落とすことが可能なようにカテーテルを取り除くステップとを含む。いくつかの実施形態では、この方法はさらに、リード・アセンブリ 3 4 0 上の電極を使用して、心臓内の隔膜に心臓治療を施すステップを含む。

30

【 0 0 2 9 】

いくつかの実施形態では、カテーテル 1 9 9 を使用してリード・アセンブリを前進させるステップは、本体の遠位端を心臓の右心室内に位置決めするステップを含む。加えて、本体の遠位端を心臓に固定するステップは、本体の遠位端を心臓内の隔膜および / または流出路の上部に固定するステップを含む。

40

【 0 0 3 0 】

心臓 1 9 0 内へのリード・アセンブリ 1 0 0 の挿入を、図 5 ~ 7 を参照してさらに説明する。カテーテル 1 9 9 を使用して、リード・アセンブリ 1 0 0 を案内する。カテーテル 1 9 9 は、静脈内へかつそれを通して、その後、心内弁を通してリード・アセンブリ 1 0 0 を挿入するのを助けるように操作される。遠位端 1 2 1 が心臓 1 9 0 の右心室 1 9 3 に隣接する隔膜 1 9 1、または流出路 1 9 2 の近くに位置決めされるまで、リードの本体 1 1 5 の遠位端 1 2 1 を心臓 1 9 0 の右心室 1 9 3 内に前進させる。いくつかの例示的な実施形態では、カテーテル 1 9 9 の遠位端は、隔膜 1 9 1、または流出路 1 9 2 の上部にリード・アセンブリ 1 0 0 を挿入できるように湾曲している。

【 0 0 3 1 】

50

本体 115 の遠位端 121 は、移植時に外科医が考える要因によって、隔膜 191 または流出路 192 (図 5 参照) の上部に固定されている。例として、螺旋コイル 140 を心臓 190 内の隔膜 191 組織の上部内に取り付けるように、カテーテル 199 を操作することでリード・アセンブリ 100 を心臓 190 に固定する。本体 115 の遠位端 121 が固定されると、カテーテル 199 はネック 120 の露出部分が隔膜 191 に落ち始めるように取り除かれる (図 6 参照)。

【 0032 】

いくつかの実施形態では、第 1 の電極 125 および / または第 2 の電極 135 は心臓組織 (例えば、図 7 に示すように隔膜 191 および / または右心室 193 の底部) に落ちる。他の実施形態では、第 2 の電極 135 は上室位置にあるように、第 1 の電極 125 から離れて配置されている。心臓の隔膜 191 および / または右心室 193 に落ち、これと係合するリード・アセンブリ 100 上の電極の数と配置は、本体 115 の遠位端 121 がどこで心臓 190 と係合するか、およびネック 120 と本体 115 の遠位端 121 に対するリード・アセンブリ 100 上のあらゆる電極の相対位置による。

10

【 0033 】

別のリード・アセンブリ 200 が図 8、9 に示されている。リード・アセンブリ 200 は同様に、本体 215 と、本体 215 に含まれる少なくとも 1 つの導体 250 (図 9 には 2 つの導体が示されている) とを備える。本体 215 は、近接端 (図 8 および 9 には図示せず) と遠位端 221 を含む。第 1 の電極 225 は、少なくとも 1 つの導体 250 に電気結合され、本体 215 上に位置決めされている。

20

【 0034 】

リード・アセンブリ 200 はさらに、本体 215 より剛性が小さいネック 220 を備えている。ネック 220 は、本体 215 の遠位端 221 と第 1 の電極 215 の間にある。第 1 の電極 225 は、ネック 220 の一端部 222 に隣接する部分 217 で本体 215 上に位置決めされている。

【 0035 】

いくつかの実施形態では、リード・アセンブリ 200 は、少なくとも 1 つの導体 250 と電気結合され、本体 215 の近接端と第 1 の電極 225 の間に位置決めされる第 2 の電極 235 を含んでいる。

【 0036 】

本体 215 の遠位端 221 は、リード・アセンブリ 200 を隔膜 191 などの心臓 190 内の組織に固定することが可能である、螺旋コイル 240 などの固定機構を備えている。遠位電極 245 は、少なくとも 1 つの導体 250 に電気結合され、本体 215 の遠位端 221 に位置決めされている。

30

【 0037 】

図 8、9 に示す例示的な実施形態では、ネック 220 は本体 215 を形成する第 2 の材料より剛性が小さい第 1 の材料でできているので、ネック 220 は同様に本体 215 より剛性が小さい。ネック 220 を形成する第 1 の材料の一例として、シリコーン、ポリウレタン、または他の生体適合性ポリマーが挙げられる。加えて、本体 215 を形成する第 2 の材料の一例として、シリコーン、ポリウレタン、または他の生体適合性ポリマーが挙げられる。どの実施形態でも、リード・アセンブリのネックと本体は、ネックが本体より剛性が小さい限り、互いに一体であっても、または別々に製造されて互いに結合されてもよい。

40

【 0038 】

リード・アセンブリは、ネックが本体より剛性が小さい、ネックと本体を備えるリード・アセンブリの全ての実施形態を含むことを意味することに留意すべきである。リード・アセンブリのネックは本体より剛性が小さいので、リード・アセンブリを隔膜に取り付けるのに使用される挿入デバイスが心臓から取り除かれると、ネックは隔膜に落ちる。本明細書に示し、説明するリードは、あらゆる数の異なる種類の心臓治療を (他の領域のうちの) 心臓の隔膜、流出路、および / または右心室に施すことが可能である。

50

【0039】

リード・アセンブリ100はまた、心臓を刺激するように電気パルスを運ぶ、および/または心臓を監視するように電気パルスを受けるシステム194の一部であってもよい。システム194(図3を参照)は、パルス発生器195および/または信号センサ197を含む。上に論じたように、遠位端121は患者の心臓内に埋め込むようになっており、近接端116は、リード本体内の様々な電極と導体をパルス発生器195および/または信号センサ197に電気接続させる端末コネクタに直接または間接的に連結されている。パルス発生器195および/または信号センサ197は、胸部、腹部、または患者のどこにでも埋め込むことができる。

【0040】

上記説明は例示するためのものであって、限定するものではないことを理解されたい。例えば、上記リードは、これに限らないが、頻脈性または除脈性リードを含む。追加の組合せを形成するため、様々な上記実施形態の特徴を交換することができることに留意すべきである。多くの他の実施形態は、上記説明を検討する際に、当業者には自明のことであろう。本発明の範囲は、頭記の特許請求の範囲を参照して決めるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】リード・アセンブリの一部を示す平面図である。

【図2】図1に示すリード・アセンブリの先端を示す拡大平面図である。

【図3】リード・アセンブリの別の実施形態を示す平面図である。

【図4】本発明の別の実施形態による方法を示すブロック図である。

【図5】カテーテルを使用して、心臓に挿入された図1のリード・アセンブリを示す図である。

【図6】図5のリード・アセンブリから部分的に取り除かれたカテーテルを示す図である。

【図7】図5のリード・アセンブリから取り除かれたカテーテルを示す図である。

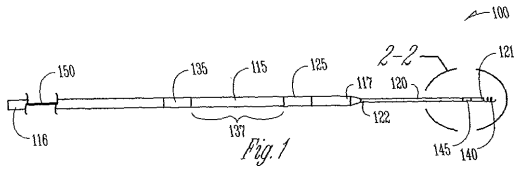
【図8】リード・アセンブリの別の実施形態を示す平面図である。

【図9】図8のリード・アセンブリの一部を示す拡大断面図である。

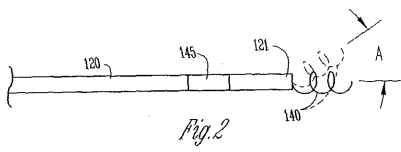
10

20

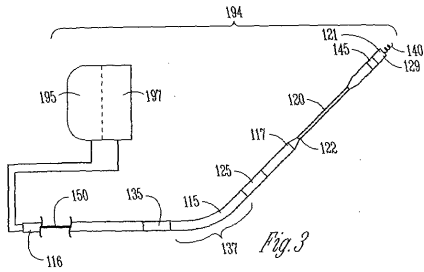
【図1】



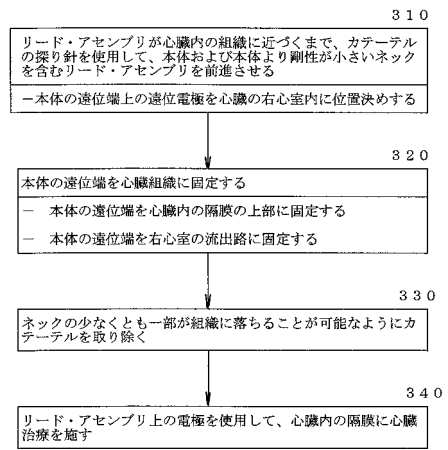
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

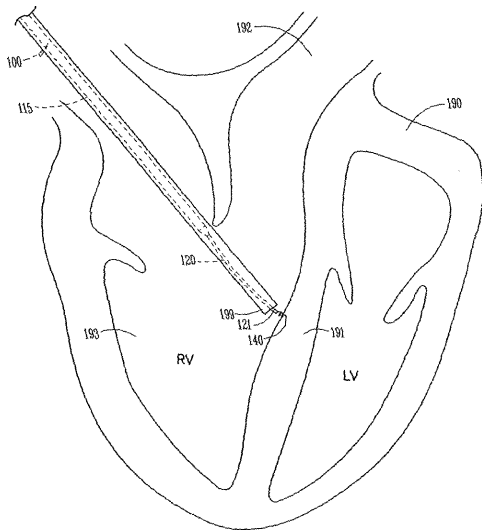


Fig.5

【図6】

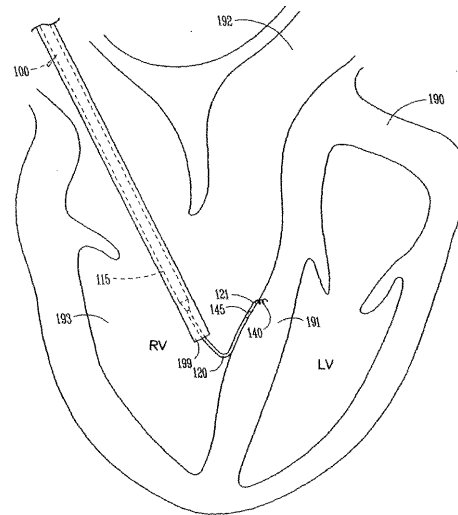


Fig.6

【 図 7 】

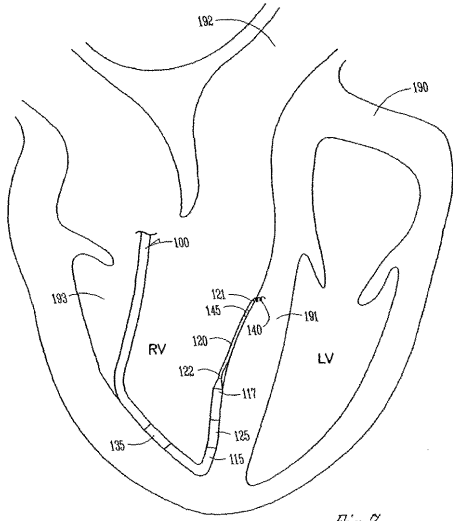


Fig. 7

【 図 8 】

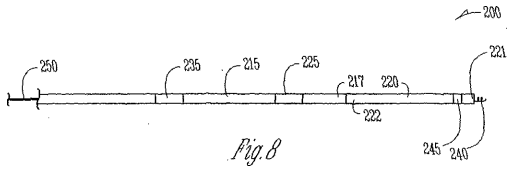


Fig. 8

【 図 9 】

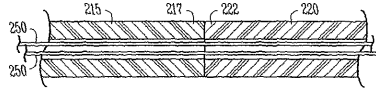


Fig. 9

フロントページの続き

(72)発明者 ツァング, ヨンシン

アメリカ合衆国・55117・ミネソタ州・リトル カナダ・パレント レーン・3036

(72)発明者 ボドナー, ジェフリー・パイ

アメリカ合衆国・55113・ミネソタ州・ローズビル・ナンバー 106・アルバート ストリート・2221

審査官 沖田 孝裕

(56)参考文献 特開平03-168162(JP, A)

特表平09-508054(JP, A)

米国特許第06178355(US, B1)

特開2002-126095(JP, A)

特表2001-522287(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/05

A61N 1/39