

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4918541号  
(P4918541)

(45) 発行日 平成24年4月18日(2012.4.18)

(24) 登録日 平成24年2月3日(2012.2.3)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 N 1/05 (2006.01)** A 6 1 N 1/05  
**A 6 1 N 1/36 (2006.01)** A 6 1 N 1/36

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-508991 (P2008-508991)	(73) 特許権者	505003528
(86) (22) 出願日	平成18年4月24日(2006.4.24)		カーディアック ペースメイカーズ, イ
(65) 公表番号	特表2008-539011 (P2008-539011A)		ンコーポレイテッド
(43) 公表日	平成20年11月13日(2008.11.13)		アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 - 5 7 9 8
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/015432		ミネソタ, セントポール, ハムライン
(87) 国際公開番号	W02006/116284		アベニュー ノース 4 1 0 0
(87) 国際公開日	平成18年11月2日(2006.11.2)	(74) 代理人	100068755
審査請求日	平成21年4月9日(2009.4.9)		弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	11/114,730	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成17年4月26日(2005.4.26)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳
		(74) 代理人	100149641
			弁理士 池上 美穂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冠状静脈リード用の固定機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈管内に固定するように構成された心臓リード・システムであって、  
 近位端と遠位端を有し、前記近位端と前記遠位端との間に延びる少なくとも1つのリー  
 ド管腔を備えた導電性リード本体と、  
 脈管の内面に係合するように構成された拡張位置を有し、前記リード本体の外面に摺動  
 可能に取り付けられた拡張可能な固定機構と  
 を備え、

前記リード本体及び前記固定機構は相対的な長手方向の移動に抵抗するように、互いに  
 接触するように構成された第1の構造体及び第2の構造体をそれぞれ含み、

前記心臓リード・システムはさらにスタイレットを含み、前記第1の構造体の直径は、  
 前記リード管腔を通して前記スタイレットが挿入されると小さくなるように構成されるこ  
 とを特徴とする心臓リード・システム。

【請求項 2】

前記第1の構造体が、前記リード本体に配置された複数のつめを含む請求項1に記載の  
 システム。

【請求項 3】

前記第1の構造体が、前記リード本体に少なくとも1つの湾曲部、曲がり部、コイル、  
 又は隆起を含む請求項1又は2に記載のシステム。

【請求項 4】

10

20

前記第 1 の構造体が、前記リード本体から半径方向に延びる少なくとも 1 つの突出部を含む請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5】

前記第 2 の構造体が、前記固定機構に取り付けられて前記リード本体の前記外面を取り囲む少なくとも 1 つのリングを含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記固定機構は、ステントのような形状に形成される請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記第 1 の構造体と前記第 2 の構造体の少なくとも一部が、体液に接触された後にある期間にわたって溶解する請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

近位端と遠位端を有するガイドをさらに備え、前記近位端と前記遠位端との間に延びる管腔を備える管状の壁を含み、前記心臓リードが前記リード管腔内で摺動可能である請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記固定機構は、前記ガイドの前記管腔内部に配置される場合には圧縮されたままであり、前記ガイドの前記管腔から離れて配置されると拡張する請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記固定機構が溶解可能な材料によって圧縮位置に保持され、前記材料が体液に接触すると溶解し、これにより前記固定機構が前記拡張位置まで展開するように構成される請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、埋め込み可能な医療機器に関し、詳細には、患者の脈管系内に心臓リードを固定することに関する。

【背景技術】

【0002】

心機能管理システムは、不整脈や他の異常な心臓状態を治療するために使用される。一般に、この種のシステムは心臓リードを含み、この心臓リードは心筋に電気パルスを伝播するために、心筋内に生成される電気信号を検知するために、あるいは伝播と検知の両方を行うために、心臓内に又はその周りに埋め込まれる。通常、このリードは可撓性の導体から成り、この可撓性の導体は中央の通路すなわち管腔を備え、遠位端の電極から近位端のコネクタ・ピンまで延びる絶縁チューブ又はシースによって囲まれる。

【0003】

心臓リードの配置は、主血管を通してリードを導入し、心臓内又はその近くの最終の目的位置までリードの遠位端を前進させることによって実現される。脈管構造のカニューレ挿入を容易にするために、所望の脈管路を通してガイディング・カテーテルをまず前進させることが有用であることが多い。この方式でリードを埋め込む場合の 1 つの困難性は、心臓リードがリードの埋め込み中又は埋め込み後にその所望の位置から無理に移動させられるようになる傾向を有することである。例えば、臨床医がガイディング・カテーテルを引っ込める場合に、リードは今まであった所から移動するなどして別の場所に移ることがある。また、組織の成長が所望の部位にリードを最後に固定するまで、心臓リードは続いて起る生理活性によって無理に移動させられるようになる。

【0004】

様々なねじ、アンカー、その他の機器が心臓リードに取り付けられて患者の脈管構造内の所望の位置にリードを取り付けてきた。それにもかかわらず当業界には、所望の位置に心臓リードを効果的に取り付けることができる一方、長い埋め込み時間の後でさえもリードを患者の脈管構造内で別の場所に移すことができ、又はこの脈管構造から取り除くこ

10

20

30

40

50

ともできる固定機構を有する心臓リードに対する要求がある。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

1つの実施態様において、本発明は、脈管内に固締するように構成された心臓リード・システムを提供する。このシステムは、導電性リード本体と拡張可能な固定機構を含む。このリード本体は、近位端と遠位端を有し、近位端と遠位端との間に延びるリード管腔を備えている。拡張可能な固定機構は、脈管の内面に係合するように構成された拡張位置を有し、リード本体の外面に摺動可能に取り付けられる。リード本体と固定機構は相対的な長手方向の移動に抵抗するように、互いに接触するように構成された第1の構造体と第2

10

【0006】

リード本体の第1の構造体は、リード本体に1つ又は複数のつめ、湾曲部、曲がり部、コイル、隆起、又は他の突出部を含む。第2の構造体は、固定機構に連結されリード本体を取り囲む1つ又は複数のリングを含む。1つの実施態様において、システムはさらにスタイレットを含み、このスタイレットはリード本体の中に挿入されてリード本体内のいかなる湾曲部、曲がり部、又は隆起もまっすぐにすることができ、したがってリード本体の部分の全体の直径を小さくすることができる。

【0007】

固定機構は自己拡張性又はバルーン拡張性でもよい。自己拡張性の実施態様の場合、固定機構は外部のガイドによって、又は体液に接触すると溶解する溶解可能な材料によって圧縮されることができる。1つの実施態様において、固定機構は従来のステントと同様に形成される。

20

【0008】

他の実施態様では、本発明は、上に報告したような導電性リード本体及び拡張可能な固定機構と、固定機構を圧縮するための手段と、固定機構がリード本体の管状の壁の外面に取り付けられる場合に相対的な移動に抵抗するための手段とを含む心臓リード機器を提供する。固定機構を圧縮するための手段は、リード本体及び/又は固定機構が摺動可能に移動できる1つ又は複数のガイドを含むことができる。また、圧縮するための手段は上に報告したように溶解可能な材料を含むこともできる。相対的な移動に抵抗するための手段は、上に報告した第1の構造体及び/又は第2の構造体を含むことができる。

30

【0009】

また本発明は、身体管腔内に心臓リード機器を埋め込む方法も提供する。本明細書において報告したように、心臓リード機器は身体管腔の中に案内される。次いで、身体管腔に摺動可能に取り付けることができる固定機構は圧縮位置から拡張位置まで展開して身体管腔の内壁に係合する。リードを別の場所に移すために、このリードを、拡張可能な固定機構に対して移動させることができる。リード機器を案内する前に、1つ又は複数のガイドが身体管腔の中に挿入されてリードの埋め込みプロセスを容易にすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

複数の実施形態を開示するが、本発明のさらに他の実施形態が、本発明の例示の実施形態を示し説明する次の詳細な説明から当業者には明らかになるであろう。理解されるように、本発明は、本発明の精神及び範囲を全く逸脱することなく様々な自明の態様に関して改変が可能である。したがって、この図面及び詳細な説明は実際に例示として見なされ、限定的なものと見なされるべきではない。

40

【0011】

本発明は様々な改変及び他の形態に従うが、特定の実施形態が図面に例示として示されており、以下で詳細に説明される。しかし本発明は、説明した特定の実施形態に本発明を限定すべきではない。それどころか本発明では、添付の請求の範囲によって規定される本発明の範囲に属する一切の改変、均等物、及び別法をカバーすることが意図される。

50

## 【0012】

図1は、近位端16と遠位端18を有する脈管心内膜リード14に連結された心臓リズム管理機器12の概略図である。リード14の遠位部分は患者の心臓20内に配置され、この心臓20は右心房22、右心室24、左心房26、左心室28を含む。図1に示す実施形態では、リード14の遠位端18は冠状静脈洞30を通して右心房22の中に、かつ心臓静脈31の中に、経静脈法で案内される。図示したリード14の配置は、心臓不整脈の治療のために、心臓洞30、冠状静脈又は肺動脈を含めて任意の心臓脈管を通して左心室28までペーシング及び/又は細動除去エネルギーを伝播するために使用できる。

## 【0013】

図2～図5は、心臓リード14が埋め込まれた脈管31の断面図を示す。心臓リード14は、通常、リード本体33と拡張可能な固定機構34を含み、この拡張可能な固定機構34はリード本体33に取り付けられる。リード本体33は、近位端16（図1を参照されたい）と遠位端18を有し、かつ近位端16と遠位端18との間に延びる少なくとも1つのリード管腔38を有する。このリード本体33は、患者の心臓に電気パルスを伝播するために遠位端18のところに少なくとも1つの電極37をさらに含む。図示されていないが、電極37は脈管31の壁に取り付けられる。

10

## 【0014】

固定機構34は、図2～図5に示すように、拡張位置にある場合に脈管31に接触するように構成される。図2～図5に示す固定機構34は、ステントのような形状に形成される。また、他の形状と構成も本発明の実施形態に適している。固定機構34は、例えば、ステンレス鋼、ニチノール、又は形状記憶合金又はポリマーなどの従来のステント材料で形成することができる。特定の実施形態では、固定機構34は、脈管介入処置に通常使用されるパルマス・シャッツ（PalmaZ-Schatz）タイプのステント（又はその改変版）である。他の実施形態では、固定機構34は、体液に接触されると分解する生物分解性材料及び/又は溶解可能な材料から部分的に又は完全に形成される。

20

## 【0015】

固定機構34はリード本体33に摺動可能に取り付けられ、これによりリード本体33は、固定機構34が示された拡張位置にある場合に脈管31の長手方向の進路に沿って固定機構34に対して選択的に移動可能である。この種の選択的な相対移動は、以下で詳細に説明するようにリード本体33と固定機構34の両方に協働構造又は対応する構造を設けることによって実現できる。

30

## 【0016】

リード本体33の構造体は、選んだ位置でリード本体33の主要寸法（例えば直径）を大きくするように構成できる。非常に多くの形状構成がリード本体33の構造体に対して使用できる。図2に示す実施形態では、例えば、リード本体33は1つ又は複数のコイル状に巻かれ又は輪になった部分44を含み、この部分44は、リード本体33の望まれない又は故意でない長手方向の移動を制限するように固定機構34の構造体と協働する。他の実施形態では、この構造体は正弦曲線の形状又はJベンドなどの二次元形状を含んでもよい。

## 【0017】

図4に示す実施形態は、リード本体33に形成される複数の隆起48に沿って取り付けられた突出部46を含む。突出部46は、こぶ、球、耳片、輪、又はリード本体33の表面に形成され、かつこの表面から延びる他の形状として形成される。この突出部46は、シリコン又は他の生体適合性材料で形成させることができ、リード本体33に実質的に永久に取り付けられたままであることができ、あるいは生体分解性であってもよい。

40

## 【0018】

輪になった部分44、突出部46、又は隆起48は、リード本体33の長手方向のどこにでも配置することができる。図示した実施形態では、構造体は、固定機構34の近位と遠位の両方に配置されて、リード本体33の近位と遠位の移動の範囲を与える。また、他の形状も心臓リード14の特定の用途に応じて適している。さらに、図3～図4は、リー

50

ド本体 33 の移動を制限するための特殊な構造体を示すが、広範囲の構造体が個々に又は共同して本発明の実施形態に使用できることを理解されたい。輪になった部分 44、突出部 46、又は隆起 48 は、求められる調整の大きさに応じて様々な調整間隔を置いて配置され得る。1つの実施形態では、例えば、これらの構造体はリード本体 33 に沿って約 1 ミリメートルと約 10 ミリメートルとの間に離して配置され、より好ましくは約 2 ミリメートルと約 5 ミリメートルとの間に離して配置される。

#### 【0019】

図 6A ~ 図 6C は、図 2 に示す線 6 - 6 の透視画法による心臓リード 14 の平面図である。図 6A ~ 図 6D に示すように、固定機構 34 は 1 つ又は複数の固定リング 40 を含み、この固定リング 40 は、リード本体 33 の構造体に接触するなどしてこの構造体と相互に作用してリード本体 33 の選択的な移動を行うためのものである。一般に、固定リング 40 はリード本体 33 を取り囲み、通常、つっぱり 42 を介して固定機構 34 の外面（すなわち、脈管が係合している）に連結される。さらに図 6A ~ 図 6D に示されるように、つっぱり 42 は様々な形状を有することができる。固定リング 40 は固定機構 34 の長手方向のどこにでも形成できるが、1つの実施形態では、固定リング 40 は固定機構 34 の対向する端部に配置される。

#### 【0020】

固定リング 40 とつっぱり 42 は、ステントを形成するのに通常使用される材料を含めて様々な材料で形成できる。ある実施形態では、リング 40 とつっぱり 42 のいずれか又は両方が、弾性材料、紐材、繊維材料、糸状材料で形成できる。そのうえ固定リング 40 とつっぱり 42 は、体液に接触すると生物分解性及び/又は溶解可能であり、又は脈管 31 に実質的に永久にとどまるようにも形成できる。1つの実施形態において、固定リング 40 とつっぱり 42 は、リード本体が、組織の内方成長によって脈管 31 内に取り付けられるようになるのに十分な時間の後に、生物分解するように形成できる。例えば、固定機構 34 を、再吸収可能な材料でリード本体に一時的に固定することもでき、この再吸収可能な材料は数週間又は数ヶ月の期間にわたって溶解して、後日にこのリードを取り出すことができる。

#### 【0021】

図 2 と図 4 に示すように、リード本体 33 と固定機構 34 の両方に配置された構造体は固定機構 34 に対してリード本体 33 の長手方向の移動に抵抗する。なぜならリード本体 33 の構造体（すなわち、コイル状に巻かれた部分 44、突出部 46、及び/又は隆起 48）は固定リング 40 の直径よりも大きい主要寸法を有し、これによりリード本体 33 の長手方向の移動が制限され、又は選択的に防止されるからである。

#### 【0022】

1つの実施形態に従ってリード本体 33 を再配置するために、固定機構 34 の近くにあるリード本体 33 の主要寸法は、リード管腔 38 の中にスタイレット又はガイドワイヤを挿入することによって固定リング 40 の直径よりも小さいサイズまで小さくできる。例えば図 3 は、コイル状に巻かれた部分 44 がまっすぐにされるようにスタイレット又はガイドワイヤ 50 を挿入した後の図 2 の実施形態を示す。図 5 は、隆起 48 がまっすぐにされるようにスタイレット又はガイドワイヤ 50 を挿入した後の図 4 の実施形態を示す。この両方の場合、リード本体 33 は、脈管 31 の長手方向の進路に沿って固定機構 34 に対して移動可能になる。リード本体 32 を再配置した後、スタイレット又はガイドワイヤ 50 は、この構造体が図 2 及び図 4 に示す形状に戻るように取り除かれ、それにより再び固定機構 34 に対してリード 33 の長手方向の移動を制限する。他の実施形態によれば、リードの主要直径を変える代わりに、リード本体 33 と固定リング 40 に相互に作用する構造体は、十分な可撓性を有して、リード本体 33 の近位端 16 のところで十分な力を加えると、このリングを通過することができる。

#### 【0023】

図 7 ~ 図 8 は、本発明の実施形態による心臓リード 14 を埋め込む方法を示す。図 7 は、本発明の 1つの実施形態による心臓リード 14 を埋め込む方法を示すフローチャートで

ある。リード 33 は内部ガイド・カテーテル 58 に予め装着され、これにより固定機構 34 が圧縮位置に配置される（ブロック 52）。次いで、内部ガイド・カテーテル 58 は、患者の脈管構造を通して、随意に外部ガイド・カテーテル又はシース 60 を通して図 8 に示すように患者の脈管構造内の所望の位置に案内される（ブロック 54）。次いで、内部ガイド・カテーテル 58 は引き込められ、これにより固定機構 34 が図 2～図 5 に示す拡張位置まで展開する（ブロック 56）。この実施形態では、固定機構 34 は、例えば自己拡張性又はバルーン拡張性によって拡張できる。固定機構 34 が拡張され脈管 31 の壁に取り付けられた後、リード 33 の長手方向の位置が調整される。次いで、スタイレット又はガイドワイヤ 50 が取り除かれ、それによりリード 33 は大きくされた主要な直径を有するそのいづれもどおりの形状（例えば、図 2 及び図 4 を参照されたい）を取り戻すことが可能になり、次にはリード 33 の長手方向の移動をさらに制限し又はこの移動に抵抗する。

10

#### 【0024】

図 7～図 8 で説明した方法の変形では、固定機構 34 はマンニトールなどの溶解可能な材料で圧縮状態においてリード本体に固定される。リード 14 は所望の位置に配置されるまで内部ガイド・カテーテル 58 を通して挿入される。次いで、リード 14 を、内部ガイド・カテーテル 58 から所望の位置まで前進させ、それによりまた溶解可能な材料を血液に露出させる。この溶解可能な材料が溶解する短時間の後、固定機構 34 は拡張し脈管壁に接触する。

#### 【0025】

20

図 9～図 10 は本発明の他の実施形態による心臓リード 14 を埋め込む方法を示す。図 9 は、本発明の実施形態による心臓リード 14 を埋め込む方法を要約するフローチャートであり、そこで固定機構 34 は、最初は内部ガイド・カテーテル 58 の外面に配置され（ブロック 62）、随意的膨張バルーン 59 は固定機構 34 と内部ガイド・カテーテル 58 との間に配置される。次いで、内部ガイド・カテーテル 58 は外部ガイド・カテーテル 60 に通して案内され、患者の脈管構造内の所望の位置に配置される（ブロック 64）。次いで、リード本体 33 は、このリード本体 33 の遠位端 18 が内部ガイド・カテーテル 58 の遠位端を通り過ぎて延びるまで内部ガイド・カテーテル 58 を通して案内され、図 10 に示す所望の位置に配置される（ブロック 66）。次に、固定機構 34 は自己拡張性によって、又は従来する方法で随意的バルーン 59 を膨張させることによって拡張させられる（ブロック 70）。次いで、内部ガイド・カテーテル 58 は引き込められ、これにより固定リング 40 は図 2～図 5 に示すようにリード本体 32 を取り囲む（ブロック 72）。固定機構 34 が拡張され脈管 31 の壁に取り付けられた後に、リード 33 の長手方向の位置が調整される。次いで、スタイレット又はガイドワイヤ 50 が取り除かれ、それによりリード 33 は大きくされた主要な直径を有するそのいづれもどおりの形状（例えば、図 2、図 4 を参照されたい）を取り戻すことが可能になり、次にはリード 33 のさらなる長手方向の移動を制限し、又はこの移動に抵抗する。

30

#### 【0026】

図 9～図 10 に示し上で説明した方法の変形では、固定機構 34 は、内部ガイド・カテーテル 58 上に配置され、外部ガイド・カテーテル 60 に予め装着される。上述したように、内部ガイド・カテーテル 58、外部ガイド・カテーテル 60、リード本体 33 を位置決めした後、管又は他の構造体（図示せず）が内部ガイド・カテーテル 58 と外部ガイド・カテーテル 60 との間に案内されて、固定機構 34 が図 2～図 5 に示す拡張位置に展開される。

40

#### 【0027】

論じた例示の実施形態について様々な改変及び付加を本発明の範囲から逸脱することなく行うことができる。したがって、本発明の範囲は本クレームの範囲に属する一切の別法、改変、及び変形、ならびに本発明の一切の均等物を包含することが意図される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0028】

50

【図 1】本発明の実施形態による患者の脈管構造内に埋め込まれた心臓リードの概略図である。

【図 2】患者の脈管構造内に埋め込まれた本発明の実施形態による心臓リードの遠位部分の概略図である。

【図 3】心臓リードの管腔の中にスタイレットを挿入した後の図 2 の実施形態を示す図である。

【図 4】本発明の他の実施形態による患者の脈管構造内に埋め込まれた心臓リードの遠位部分を示す図である。

【図 5】心臓リードの管腔の中にスタイレットを挿入した後の図 4 の実施形態を示す図である。

10

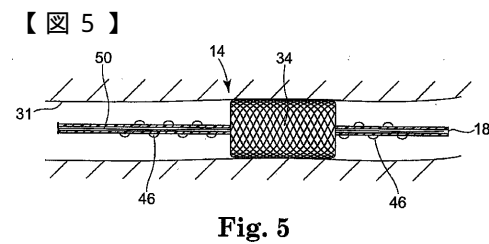
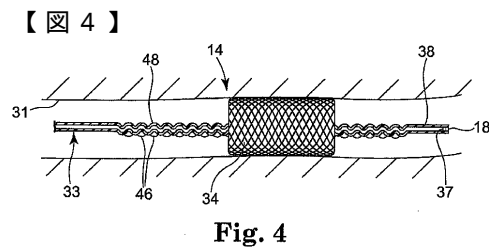
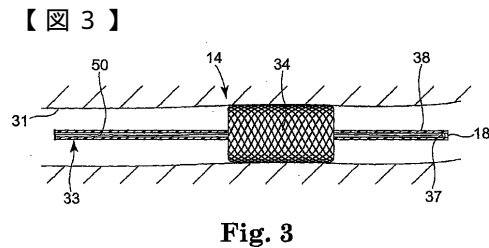
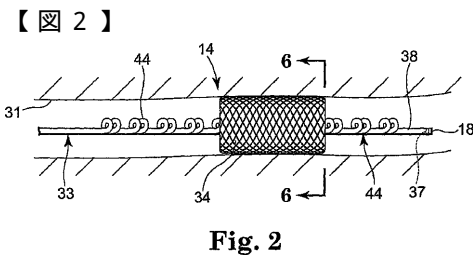
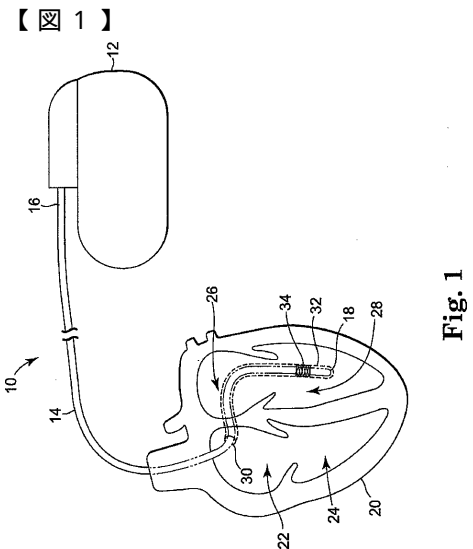
【図 6】本発明の複数の実施形態についての端部の平面図である。

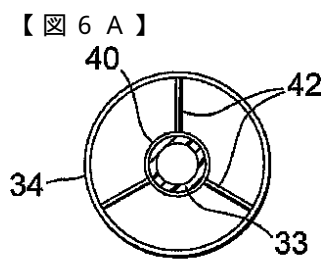
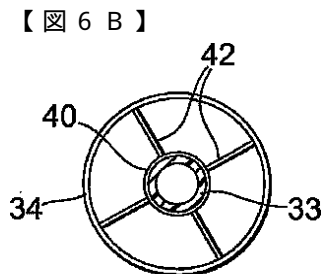
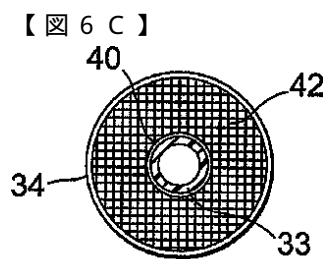
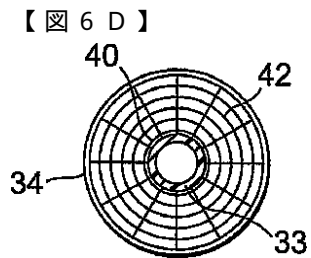
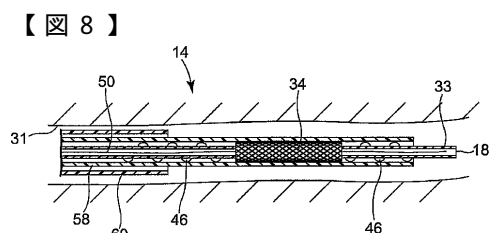
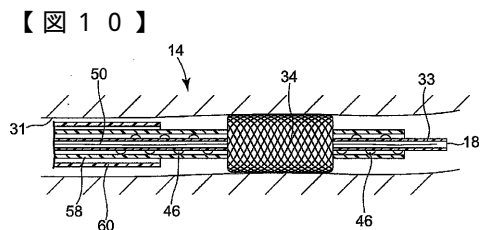
【図 7】本発明の 1 つの実施形態により心臓リードを埋め込むための方法を示すフローチャートである。

【図 8】図 7 で説明した方法により埋め込まれている心臓リードを示す図である。

【図 9】本発明の 1 つの実施形態により心臓リードを埋め込むための代替方法を説明するフローチャートである。

【図 10】図 9 で示した方法により埋め込まれた心臓リードを示す図である。

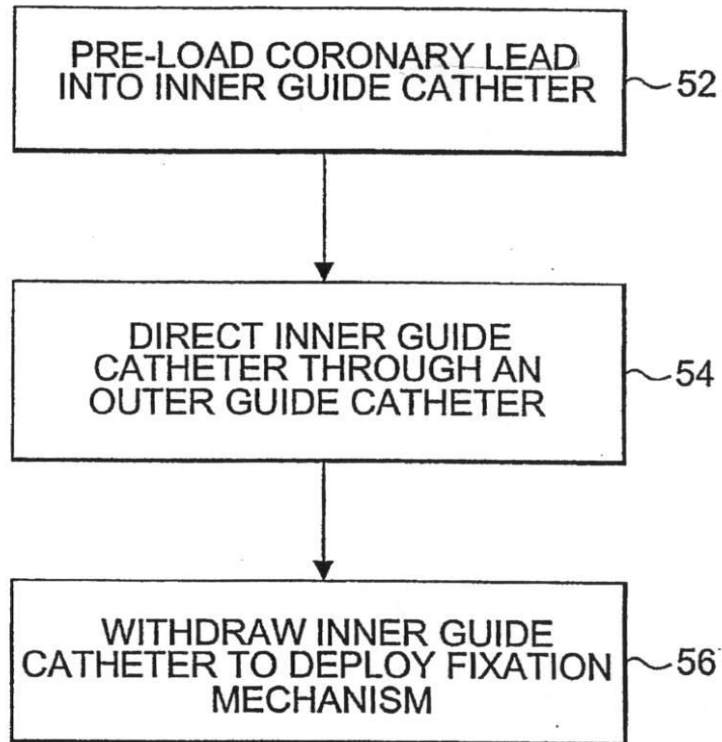


**Fig. 6A****Fig. 6B****Fig. 6C****Fig. 6D****Fig. 8****Fig. 10**



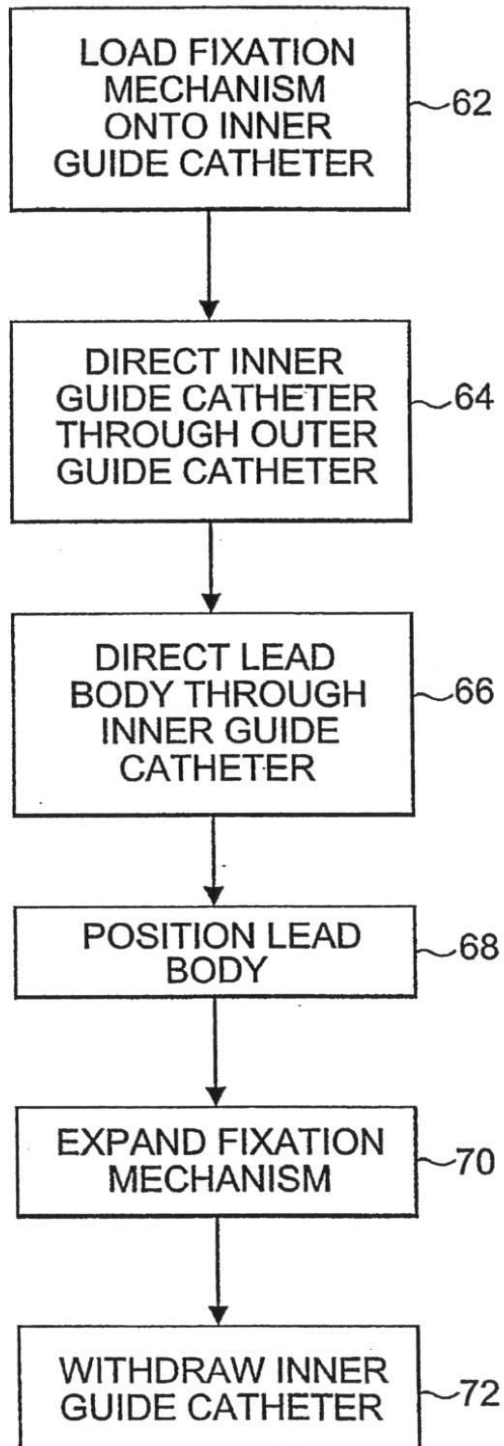
## 【図 7】

- 52 : 内部ガイド・カテーテルに冠状リードを予め装着する。  
54 : 内部ガイド・カテーテルを外部ガイド・カテーテルを通して案内する。  
56 : 内部ガイド・カテーテルを引き込められて固定機構を展開する。



## 【図 9】

- 62 : 内部ガイド・カテーテルの上に固定機構を装着する。  
64 : 内部ガイド・カテーテルを外部ガイド・カテーテルに通して案内する。  
66 : リード本体を内部ガイド・カテーテルに通して案内する。  
68 : リード本体を位置決めする。  
70 : 固定機構を拡張させる。  
72 : 内部ガイド・カテーテルを引き込める。



## フロントページの続き

- (72)発明者 トックマン, ブルース・エイ  
アメリカ合衆国・55073・ミネソタ州・スカンディア・ポムロイ アベニュー ノース・217  
88
- (72)発明者 ベッカー, ネイル・エム  
アメリカ合衆国・92028・カリフォルニア州・フォールブロック・リバービュー ドライブ・  
1284
- (72)発明者 シャーマン, シンディ・エル  
アメリカ合衆国・92591・カリフォルニア州・テメクラ・レイ レーン・31763
- (72)発明者 フィリップス, ケヴィン・エム  
アメリカ合衆国・92562・カリフォルニア州・ムリエタ・ザ トライルズ サークル・216  
85
- (72)発明者 ストックモー, スコット・エイ  
アメリカ合衆国・55311・ミネソタ州・メープル グローブ・グラッドストーン ブーレバード・18468
- (72)発明者 チャン, ヨンシン  
アメリカ合衆国・55311・ミネソタ州・メープル グローブ・66ティエイチ プレイス ノース・16942

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0080472(US, A1)  
米国特許出願公開第2004/0059404(US, A1)  
米国特許出願公開第2003/0199961(US, A1)  
米国特許第6161029(US, A)  
米国特許出願公開第2002/0026228(US, A1)  
米国特許第6129750(US, A)  
特表2001-517995(JP, A)  
特開平06-210009(JP, A)  
特開平06-277306(JP, A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/05

A61N 1/36