

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7523972号
(P7523972)

(45)発行日 令和6年7月29日(2024.7.29)

(24)登録日 令和6年7月19日(2024.7.19)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/287(2021.01)

A 6 1 B 5/287 3 0 0

請求項の数 17 外国語出願 (全16頁)

(21)出願番号	特願2020-114726(P2020-114726)	(73)特許権者	511099630
(22)出願日	令和2年7月2日(2020.7.2)		バイオセンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド
(65)公開番号	特開2021-10731(P2021-10731A)		Biosense Webster (Israel), Ltd.
(43)公開日	令和3年2月4日(2021.2.4)		イスラエル国 2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
審査請求日	令和5年5月24日(2023.5.24)	(74)代理人	100088605
(31)優先権主張番号	16/503,338		弁理士 加藤 公延
(32)優先日	令和1年7月3日(2019.7.3)	(74)代理人	100130384
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 大島 孝文
		(72)発明者	デビー・エスター・ハイスミス
			アメリカ合衆国、91706 カリフォルニア州、アーウィンデル、アロー・ハイウェイ 15715
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 バルーンカテーテルを誘導及び支持するための感知及びマッピングカテーテル

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

バルーンと管腔を有するバルーンカテーテルと共に使用する電気生理学的カテーテルであって、

前記電気生理学的カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、前記細長いシャフトは、第1の可撓性を有する近位部分と、前記第1の可撓性よりも大きい第2の可撓性を含む遠位部分と、を含み、前記細長いシャフトは、前記バルーンカテーテルの前記管腔を通過し、肺静脈内で前記バルーンカテーテルの前記バルーンを支持するように構成されている、細長いシャフトと、

曲がり管部分と、前記長手方向軸に垂直な面と概ね平行に位置付けられた概ね円形の部分と、を含む遠位アセンブリであって、前記概ね円形の部分は、前記第2の可撓性よりも大きい第3の可撓性を含む、遠位アセンブリと、

前記概ね円形の部分内に位置する単軸センサと、
前記概ね円形の部分上に位置するリング電極と、を備えており、
前記電気生理学的カテーテルが、形状記憶を有する細長い支持部材を更に備え、前記細長い支持部材は、前記細長いシャフトの前記遠位部分及び前記遠位アセンブリと同一の広がりを持っており、

前記遠位アセンブリの前記曲がり管部分と同一の広がりを持つ前記細長い支持部材が、より小さい直径を有する遠位端と、より大きい直径を有する近位端と、を有する移行部分を含み、

10

20

前記移行部分が、前記より大きい直径を有する前記近位端から、前記より小さい直径を有する前記遠位端へと先細になっている、電気生理学的カテーテル。

【請求項 2】

前記細長いシャフトが、管腔を有するハイポチューブを含む、請求項 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 3】

前記ハイポチューブが、前記細長いシャフトの前記近位部分と同一の広がりを持っている、請求項 2 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 4】

前記細長い支持部材の遠位端は、前記ハイポチューブの前記管腔内に受容されている、請求項 3 に記載の電気生理学的カテーテル。

10

【請求項 5】

前記細長い支持部材が、少なくとも前記遠位アセンブリを通して延在する、請求項 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 6】

前記細長い支持部材が、前記細長いシャフトを通して延在する近位部分を含む、請求項 5 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 7】

前記細長い支持部材の近位にあり、前記細長いシャフトを通して延在する第 2 の支持部材を更に含み、前記第 2 の支持部材は、前記細長い支持部材の近位端に連結された遠位端を含む、請求項 5 に記載の電気生理学的カテーテル。

20

【請求項 8】

前記細長いシャフトの前記近位部分が第 1 の直径 D_1 を含み、前記細長いシャフトの前記遠位部分が第 2 の直径 D_2 を含み、前記遠位アセンブリの前記概ね円形の部分が第 3 の直径 D_3 を含み、 $D_1 > D_2 > D_3$ である、請求項 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 9】

前記遠位アセンブリの前記曲がり管部分が、近位端は前記直径 D_2 で構成され、遠位端は前記直径 D_3 で構成されている移行部分を含む、請求項 8 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 10】

30

D_1 は $0.762\text{ mm} \sim 1.016\text{ mm}$ ($0.030\text{ インチ} \sim 0.040\text{ インチ}$) の範囲であり、 D_2 は $0.4572\text{ mm} \sim 0.2794\text{ mm}$ ($0.018 \sim 0.011\text{ インチ}$) の範囲であり、 D_3 は 0.2794 mm (0.011 インチ) である、請求項 8 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 11】

バルーンと管腔を有するバルーンカテーテルと共に使用する電気生理学的カテーテルであって、

前記電気生理学的カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、前記細長いシャフトは、第 1 の可撓性を有する近位部分と、前記第 1 の可撓性よりも大きい第 2 の可撓性を含む遠位部分と、を含み、前記細長いシャフトは、前記バルーンカテーテルの前記管腔を通過し、肺静脈内で前記バルーンカテーテルの前記バルーンを支持するように構成されている、細長いシャフトと、

40

曲がり管部分と、前記長手方向軸に垂直な面と概ね平行に位置付けられた概ね円形の部分と、を含む遠位アセンブリであって、前記概ね円形の部分は、前記第 2 の可撓性よりも大きい第 3 の可撓性を含む、遠位アセンブリと、

前記概ね円形の部分内に位置する複数の単軸センサと、

前記概ね円形の部分上に位置する複数のリング電極と、を備えており、

前記電気生理学的カテーテルが、形状記憶を有する細長い支持部材を更に備え、前記細長い支持部材は、前記細長いシャフトの前記遠位部分及び前記遠位アセンブリと同一の広がりを持っており、

50

前記遠位アセンブリの前記曲がり管部分と同一の広がりを持つ前記細長い支持部材が、より小さい直径を有する遠位端と、より大きい直径を有する近位端と、を有する移行部分を含み、

前記移行部分が、前記より大きい直径を有する前記近位端から、前記より小さい直径を有する前記遠位端へと先細になっている、電気生理学的カテーテル。

【請求項 1 2】

前記細長いシャフトの前記近位部分と同一の広がりを持つ第 2 の支持部材を更に備える、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 1 3】

前記細長いシャフトの前記近位部分と同一の広がりを持つハイポチューブを更に備える、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

10

【請求項 1 4】

前記細長いシャフトの前記近位部分が第 1 の長さを有し、前記細長いシャフトの前記遠位部分が前記第 1 の長さよりも短い第 2 の長さを有する、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 1 5】

前記概ね円形の部分が、管状領域内の組織と円周方向に接触するように構成されている、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【請求項 1 6】

前記細長い支持部材が、肺静脈の口と接触するための前記バルーンカテーテルの前記バルーンを支持するように構成された、前記概ね円形の部分の近位の線形部分を含む、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

20

【請求項 1 7】

前記細長い支持部材が、前記概ね円形の部分の近位の概ね線形の部分を含み、前記概ね円形の部分が、肺静脈内の組織と円周方向に接触している間、前記概ね線形の部分は、前記肺静脈の口と接触するための前記バルーンカテーテルの前記バルーンを支持するように構成されている、請求項 1 1 に記載の電気生理学的カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

30

本発明は、カテーテル、特に、位置センサ及び電気センサを有する電気生理学的カテーテルに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

電極カテーテルは、長年にわたり医療現場で一般的に使用されている。電極カテーテルは心臓内の電氣的活動を刺激及びマッピングし、異常な電氣的活動が見られる部位をアブレーションするために用いられる。心房細動は、一般的な持続性心不整脈であり、脳卒中の主な原因である。この病状は、異常な心房組織基質内で伝播するリエントラント型ウェーブレットによって恒久される。ウェーブレットを遮断するために、様々な方法が開発されており、外科的又はカテーテル媒介心房切開が含まれる。病状を治療する前に、まず、ウェーブレットの位置を判定しなければならない。そのような判定を行うために、様々な技術が提案されており、構造の内周周囲の肺静脈、環状静脈洞、又は他の管状構造内の活性を測定するように適合されたマッピングアセンブリを備えるカテーテルの使用が含まれる。そのようなマッピングアセンブリの 1 つは、カテーテル本体に対して概ね横断及び遠位の概ね円形の主要領域を含む遠位「ラッソー」構造を有し、管状構造は、マッピングアセンブリの少なくとも主要領域上に非導電性のカバーを含む。形状記憶を含む支持部材は、マッピングアセンブリの少なくとも円形の主要領域内に配設される。複数の電極対（それぞれ 2 つの環電極を含む）は、マッピングアセンブリの略円形の主要領域によって担持される。

40

【0 0 0 3】

50

より最近では、バルーンカテーテルは、肺静脈口をアブレーションするために実際に使用されてきた。その外側表面上に電極を有するバルーンを左心房内に前進させ、そこでバルーンを膨張させ、口周りの円周組織に同時接触するために口内に入れ子になるように位置付けられる。しかしながら、バルーン及び口のサイズによって、アブレーション処置中にバルーンが口から外れる場合がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

出願人らは、ガイドワイヤとして機能し、口内に入れ子になるバルーンを支持し得ると同時に、口の管状領域の組織から電気信号を感知することもできる、遠位「ラッソー」アセンブリを有するカテーテルを提供し、かつ3Dマッピングのための位置信号を提供する必要があることを認識した。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

いくつかの実施形態では、電気生理学カテーテルは、カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、シャフトは、第1の可撓性を有する近位部分と、第1の可撓性よりも大きい第2の可撓性を含む遠位部分と、を含む、シャフトと、曲がり管部分、及び長手方向軸を概ね横断する概ね円形の部分を含む遠位アセンブリであって、概ね円形の部分は、第2の可撓性よりも大きい第3の可撓性を含む、遠位アセンブリと、概ね円形の部分に位置する単軸センサと、概ね円形の部分上に位置するリング電極と、を含む。

20

【0006】

いくつかの実施形態では、細長いシャフトは、管腔を有するハイポチューブを含む。

【0007】

いくつかの実施形態では、ハイポチューブは、シャフトの近位部分と同一の広がりを持つ。

【0008】

いくつかの実施形態では、カテーテルは、少なくとも遠位アセンブリを通して延在する、形状記憶を有する予備形成された支持部材を含み、予備形成された支持部材の遠位端は、ハイポチューブの管腔内に受容される。

【0009】

30

いくつかの実施形態では、カテーテルは、少なくとも遠位アセンブリを通して延在する、形状記憶を有する予備形成された支持部材を含む。

【0010】

いくつかの実施形態では、予備形成された支持部材は、シャフトを通して延在する近位部分を含む。

【0011】

いくつかの実施形態では、カテーテルは、予備形成された支持部材の近位にあり、シャフトを通して延在する第2の支持部材を含み、第2の支持部材は、予備形成された支持部材の近位端に連結された遠位端を含む。

【0012】

40

いくつかの実施形態では、シャフトの近位部分は第1の直径D1を含み、シャフトの遠位部分は第2の直径D2を含み、遠位アセンブリの概ね円形の部分は、第3の直径D3を含み、 $D1 > D2 > D3$ である。

【0013】

いくつかの実施形態では、遠位アセンブリの曲がり管部分は、近位端が直径D2で構成され、遠位端が直径D3で構成されている移行部分を含む。

【0014】

いくつかの実施形態では、D1は、約0.030インチ~約0.040インチの範囲であり、D2は約0.018~0.011インチの範囲であり、D3は約0.011インチである。

50

【 0 0 1 5 】

いくつかの実施形態では、電気生理学カテーテルは、カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、シャフトは、第 1 の可撓性を有する近位部分と、第 1 の可撓性よりも大きい第 2 の可撓性を含む遠位部分と、を含む、シャフトと、曲がり管部分、及び長手方向軸を概ね横断する概ね円形の部分を含む遠位アセンブリであって、概ね円形の部分は、第 2 の可撓性よりも大きい第 3 の可撓性を含む、遠位アセンブリと、概ね円形の部分内に位置する複数の単軸センサと、概ね円形の部分上に位置する複数のリング電極と、を含む。

【 0 0 1 6 】

いくつかの実施形態では、カテーテルは、形状記憶を有する細長い支持部材を含み、細長い支持部材は、シャフトの遠位部分及び遠位アセンブリと同一の広がりを持つ。

10

【 0 0 1 7 】

いくつかの実施形態では、カテーテルは、シャフトの近位部分と同一の広がりを持つ第 2 の支持部材を含む。

【 0 0 1 8 】

いくつかの実施形態では、カテーテルは、シャフトの近位部分と同一の広がりを持つハイポチューブを含む。

【 0 0 1 9 】

いくつかの実施形態では、遠位アセンブリの曲がり管部分と同一の広がりを持つ細長い支持部材は、より小さい直径の遠位端と、より大きい直径の近位端と、を有する移行部分を含む。

20

【 0 0 2 0 】

いくつかの実施形態では、移行部分は、より大きい直径の近位端から、より小さい直径の遠位端へと先細になる。

【 0 0 2 1 】

いくつかの実施形態では、シャフトの近位部分は第 1 の長さを有し、シャフトの遠位部分は第 1 の長さよりも短い第 2 の長さを有する。

【 0 0 2 2 】

いくつかの実施形態では、概ね円形の部分は、管状領域内の組織と円周方向に接触するように構成される。

30

【 0 0 2 3 】

いくつかの実施形態では、支持部材は、肺静脈の口と接触するための第 2 のカテーテルのバルーンを支持するように構成された概ね円形の部分の近位の線形部分を含む。

【 0 0 2 4 】

いくつかの実施形態では、支持部材は、概ね円形の部分の近位の概ね線形の部分を含み、概ね円形の部分が、肺静脈内の組織と円周方向に接触している間、概ね線形の部分は、肺静脈の口と接触するための第 2 のカテーテルのバルーンを支持するように構成されている。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

40

本発明のこれらの特徴及び利点、並びに他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明を添付図面と併せて考慮することによってより十分な理解がなされるであろう。選択された構造及び機構が、残りの構造及び機構を見やすくするために、特定の図面では示されていないことを理解されたい。

【 図 1 】一実施形態による、バルーンカテーテルを支持する本開示のカテーテルの斜視図である。

【 図 2 】一実施形態による、遠位「ラッソー」アセンブリの組み立てられた予備形成された支持部材の端部斜視図である。

【 図 3 】肺静脈の口内に入れ子になったバルーンを支持しながら肺静脈内に位置する、遠位「ラッソー」アセンブリの側面斜視図である。

50

【図 4】一実施形態による、曲がり管区分を含む、遠位アセンブリの側面断面図である。

【図 5 A】線 A - A に沿って取った図 4 の遠位アセンブリの端部断面図である。

【図 5 B】線 B - B に沿って取った図 4 の遠位アセンブリの端部断面図である。

【図 6】一実施形態による、概ね円形の区分を含む、遠位アセンブリの側面断面図である。

【図 7】一実施形態による、第 2 の支持部材を含む、シャフトの側面断面図である。

【図 8】別の実施形態による、ハイポチューブを含むシャフト、及び遠位アセンブリの側面断面図である。

【図 9】別の実施形態による、ハイポチューブの側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

10

以下の詳細な説明は、図面を参照しながら読まれるべきものであり、異なる図面における同様の要素には同じような番号が付けられている。図面は、必ずしも縮尺どおりとは限らず、選択された実施形態を示しており、本発明の範囲を限定するようには意図されていない。詳細な説明は、本発明の原理を限定するものではなく一例として例証するものである。この説明により、当業者が本発明を作製し使用することが明確に可能になり、本発明を実施する最良の形態であると現時点において考えられるものを含む、本発明のいくつかの実施形態、適用例、変形例、代替例、及び使用が説明される。

【0027】

本明細書で任意の数値や数値の範囲について用いる「約」又は「およそ」という用語は、構成要素の部分又は構成要素の集合が、本明細書で述べるその意図された目的に沿って機能することを可能とする、好適な寸法の許容誤差を示すものである。より具体的には、「約」又は「およそ」は、列挙された値の $\pm 20\%$ の値の範囲を指し得、例えば、「約 90% 」は、 $71\% \sim 99\%$ の値の範囲を指し得る。更に、本明細書で使用する時、「患者」、「ホスト」、「ユーザ」、及び「被験者」という用語は、任意のヒト又は動物対象を指し、システム又は方法をヒトにおける使用に限定することを意図していないが、ヒト患者における本発明の使用は、好ましい実施形態を代表するものである。

20

【0028】

図 1 及び図 2 を参照すると、本明細書に開示される実施形態は、細長い支持シャフト 12 と、3D 遠位又は「ラッソー」アセンブリ 15 と、を含む、バルーンカテーテル 100 と共に使用するように構成されたカテーテル 10 を含む。遠位アセンブリ 15 は、遠位アセンブリ 15 の位置を表す信号を生成するための外部磁場発生器（図示せず）に応答するように構成された 1 つ以上の単軸センサ（「SAS」）13、並びに組織からの電気信号を感知するように構成された 1 つ以上のリング電極 11 を担持する。遠位アセンブリ 15 は、例えば、遠位アセンブリ 15 の 3D 又はループ構成を提供する、ニチノールワイヤなどの形状記憶を有する予備形成された支持部材 16 を含む。その点に関し、遠位アセンブリ 15 の説明において、形状記憶の細長い支持部材 16 は、遠位アセンブリ 15 の湾曲区分 15C に対応する湾曲部分 16C と、遠位アセンブリ 15 の曲がり管区分 15E に対応する湾曲部分 16C の近位の曲がり管部分 16E と、を含む、遠位アセンブリ 15 の対応する区分に形状を付与する部分を含むことが理解される。いくつかの実施形態では、支持部材 16 の湾曲（例えば、円形、螺旋、又はループ、本明細書で互換的に使用される全ての用語）部分 16C は、カテーテルの長手方向軸 L を画定するシャフト 12 を概ね横断し、湾曲部分 16C は、遠位重複テール部分 16T を伴う約 450 度でないとしても、少なくとも 360 度にわたる湾曲した弧又は長さを有する。更に、湾曲部分 16C は、シャフト 12 によって画定される長手方向軸 L が、湾曲部分 16C と交差し、湾曲部分 16C によって概ね画定される円の中心からオフセットされるように、シャフト 12 に対して構成されている。

30

40

【0029】

カテーテルの細長い支持シャフト 12 は、より可撓性小さい近位区分 12P と、より可撓性の大きい遠位区分 12D と、を有する。シャフト 12 は、図 3 に示されるように、バルーンカテーテル 14 の管腔を通過し、肺静脈 130 の口 110 内でバルーン 140 を適

50

切に支持するように構成され、肺静脈の管状組織と円周方向に接触するように肺静脈内に延在する遠位ラッソーアセンブリ 15 を有する。有利には、シャフトの近位区分 12 P は、例えば、シャフト 12 の近位端のコネクタハンドル 27 (図 1) と、近位区分 12 P に装着されたトルカ 17 (図 1) と、を操作するユーザによって付与される軸押し込み性及びトルクを伝達するのに十分な剛性を有するように構成され、一方、シャフトの遠位区分 12 D は、遠位ラッソーアセンブリ 15 と指示されるバルーン 140 が位置する口 110 との間の間接的なアプローチ角度に適応するのに十分な可撓性を有するように構成されている。

【0030】

いくつかの実施形態では、図 1 及び図 2 に示すように、遠位アセンブリ 15 の形状記憶支持部材 16 は、組み合わされた遠位アセンブリ 15 及びシャフト 12 の全体を通して延在するのに十分な長さを有する細長い形態を有する。したがって、細長い支持部材 16 は、以下、

(i) シャフト 12 の近位区分 12 P の長さにわたる、第 1 の直径 D1 を有する、より長い概ね線形の近位部分 16 P と、

(ii) シャフト 12 の遠位区分 12 D の長さにわたる、第 2 の直径 D2 を有する、より短い概ね線形の遠位部分 16 D と、

(iii) 遠位アセンブリ 15 の湾曲した遠位区分 15 C にわたる、第 3 の直径 D3 を有する、遠位湾曲部分 16 C と、

(iv) 支持部材 16 の概ね線形の遠位部分 16 D と遠位湾曲区分 16 C との間に延在する、曲がり管区間 15 E にわたる、D2 ~ D3 の範囲の緩やかな移行直径 DT を有する、比較的短い曲がり管部分 16 E と、を含み、

近位部分 16 P が最も小さい可撓性を有し、遠位部分 16 D がより大きい可撓性を有し、遠位湾曲部分 16 C が最も大きい可撓性を有するように、直径 D1 > 直径 D2 > 直径 D3 となっている。いくつかの実施形態では、直径 D1 は約 0.030 インチであり、直径 D2 は約 0.014 インチ ~ 0.018 インチの範囲であり、直径 D3 は約 0.011 インチである。近位部分 16 P と遠位部分 16 D との間では、ワイヤ 16 の直径は、必要に応じて又は適宜、直径 D1 と D2 との間の段差移行又は緩やかな移行を有してもよい。遠位部分 16 D と湾曲部分 16 C との間では、曲がり管部分 16 E は、直径 D2 と D3 との間の緩やかな移行を伴って構成される。いくつかの実施形態では、直径 D2 と D3 との間の緩やかな移行は、曲がり管部分 16 E において約 2 mm のスパンで生じる。支持部材 16 の近位部分 16 P の長さは重要ではない。しかしながら、いくつかの実施形態では、遠位部分 16 D の長さは、バルーンを支持しているときにバルーンを収容できるように、少なくともバルーン 140 の長手方向長さである。いくつかの実施形態では、シャフト 12 の長さは約 2 メートルであり、遠位部分 12 D (近位部分 12 P に対してより大きい可撓性を有する) は、約 6 cm ~ 8 cm の範囲の長さを有する。

【0031】

図 2 及び図 4 を参照すると、形状記憶支持部材 16 の遠位湾曲部分 16 C は、1 つ以上の SAS を担持する。それぞれの SAS 13 は、対応のワイヤコイルセンサ 50 及びケーブル 20 を有し、ワイヤコイルセンサ 50 は、遠位湾曲部分 16 C 上の選択された位置に巻き付けられ、ケーブル 20 は、専用の対のワイヤ 21、21' を含み、ワイヤ対 21、21' は、それらと概ね同一の広がりを持つ絶縁シース 22 内に遮蔽繊維 23 と共に入れられることが理解される。本明細書で提供される説明の簡略化のために、遠位アセンブリ 15 上に担持される全ての SAS 13 のワイヤ 21、21' は、全ての SAS 13 のための単一ケーブル 20 の形成において、共有される遮蔽繊維 23 を有する 1 つの共通の絶縁シース 22 を通過するものとして本明細書に例示されている。

【0032】

図 2 の例示の実施形態では、遠位アセンブリ 15 は、3 つの SAS、すなわち、本明細書でそれぞれ近位コイル、中間コイル、及び遠位コイルと称される 3 つのワイヤコイル 50 A、50 B、及び 50 C を含む、近位 SAS 13 A、中間 SAS 13 B、及び遠位 SAS

10

20

30

40

50

S 1 3 Cを担持し、それぞれ湾曲部分 1 6 Cを中心に、約 0 度、1 2 0 度、及び 2 4 0 度などの等角度位置に配置される。それぞれの S A S のワイヤコイル 5 0 は、専用のワイヤ対 2 1 及び 2 1 ' に接続され、ワイヤ 2 1 は、ワイヤコイル 5 0 の遠位端に接続され、ワイヤ 2 1 ' は、ワイヤコイル 5 0 の近位端に接続される。このように、例示の実施形態では、遠位コイル 5 0 C (図 6 に最も良く示されている) は、ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' に接続され、中間コイル 5 0 B は、ワイヤ対 2 1 B 及び 2 1 B ' に接続され、近位コイル 5 0 A は、ワイヤ対 2 1 A 及び 2 1 A ' に接続される。予備形成された支持部材 1 6 の湾曲部分 1 6 C 上の S A S 1 3 A、1 3 B、及び 1 3 C を組み立てるために、いくつかの実施形態では、予備形成された支持部材を S A S と共に作製する又は組み立てる方法は、(i) 予備形成された支持部材 1 6 上のワイヤコイル 5 0 C を 2 4 0 度の位置に巻き付けて、S A S 1 3 C を形成することと、(i i) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' をワイヤコイル 5 0 C の遠位端及び近位端にそれぞれ接続することと、(i i i) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' を湾曲部分 1 6 C に近位方向へ巻き付けることと、を含む。カテーテルの使用中のワイヤ破断に備えた歪み緩和を提供するために、異なる巻き付けパターンが用いられてもよい。

【 0 0 3 3 】

組み立て方法はまた、(i v) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' を 1 2 0 度の位置に巻き付けることと、(v) 巻き付けられたワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' の上にワイヤコイル 5 0 B を巻き付けて、S A S 1 3 B を形成することと、(v i) ワイヤ対 2 1 B 及び 2 1 B ' をワイヤコイル 5 0 B の遠位端及び近位端にそれぞれ接続することと、(v i i) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' 並びに 2 1 B 及び 2 1 B ' を湾曲部分 1 6 D に近位方向へ巻き付けることと、を含む。

【 0 0 3 4 】

組み立て方法は、(v i i i) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' 並びに 2 1 B 及び 2 1 B ' を 0 度の位置に巻き付けることと、(v i i i i) 巻き付けられたワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' 及び 2 1 B 及び 2 1 B ' の上にワイヤコイル 5 0 A を巻き付けて、S A S 1 3 A を形成することと、(i x) ワイヤ対 2 1 A 及び 2 1 A ' をワイヤコイル 5 0 A の遠位端及び近位端にそれぞれ接続することと、(x) ワイヤ対 2 1 C 及び 2 1 C ' 、2 1 B 及び 2 1 B ' 、並びに 2 1 A 及び 2 1 A ' を湾曲部分 1 6 C に近位方向へ巻き付けることと、を更に含む。1 つ以上の熱収縮スリーブは、形成された S A S 、及び隣接する S A S の間に巻き付けられたワイヤ対を覆っていてもよいことが理解される。

【 0 0 3 5 】

上記の動作の順序、又は巻き付けの方向 (例えば、遠位から近位又は近位から遠位) は、所望に応じて又は適宜変化させてもよく、熱収縮スリーブは、所望に応じて又は適宜それぞれの S A S 、ワイヤコイル、又はワイヤコイルの下に巻き付けられたワイヤ対 (複数可) の上に配置され得ることも理解される。いずれの場合も、遠位 S A S 1 3 C は、その遠位端がワイヤ 2 1 C に接続され、その近位端がワイヤ 2 1 C ' に接続されているワイヤコイル 5 0 C を含み、中間 S A S 1 3 B は、その遠位端がワイヤ 2 1 B に接続され、その近位端がワイヤ 2 1 B ' に接続されているワイヤコイル 5 0 B であって、ワイヤコイル 5 0 B はワイヤ 2 1 C 及び 2 1 C ' の上に巻かれている、ワイヤ 5 0 B を含み、近位 S A S 1 3 A は、その遠位端がワイヤ 2 1 A に接続され、その近位端がワイヤ 2 1 A ' に接続されているワイヤコイル 5 0 A であって、ワイヤコイル 5 0 A は、ワイヤ 2 1 C 及び 2 1 C ' 並びに 2 1 B 及び 2 1 B ' の上に巻かれている、ワイヤコイル 5 0 A を含む。

【 0 0 3 6 】

曲がり管部分 1 6 E では、ワイヤ対 2 1 (例えば、2 1 A、2 1 A '、2 1 B、2 1 B '、2 1 C 及び 2 1 ') を收容するケーブル 2 0 は、図 4、図 5 A 及び図 5 B により良く示されているように、その領域内の遠位アセンブリ 1 5 の外径を最小化するにあたり、有利には、曲がり管部分 1 6 E の内側表面 5 2 (曲率に向かって内側に面する) 上に位置する。その点で、ケーブル 2 0 の絶縁シース 2 2 の遠位端及びその中の遮蔽繊維 2 3 は、様々なワイヤ対 2 1 を露出させるために、曲がり管部分 1 6 E の近位で切断されるか、ないしは別の方法で終端される。更に、ワイヤ 2 1 の全ては、広がるか又は扇状になり、内側表面

10

20

30

40

50

５２に接して配置され、接着剤３７によって固着されて（図５Ｂ）、遠位アセンブリ１５の円周サイズ及び外形がその曲がり管部分１５Ｅにおいて最小化される。遮蔽繊維２３の遠位端部分は、予備形成された支持部材１６の周囲の外形をより緊密にするため、ワイヤ２１及び予備形成された支持部材１６（図４）を取り囲むように巻き付けられてもよい。熱収縮スリーブ３８は、曲がり管部分１６Ｅの近位のケーブル２０及び遮蔽繊維２３、並びに曲がり管部分１６Ｅ内の露出したワイヤ２１及び安全繊維２５の上に延在してもよい。熱収縮スリーブの近位端及び末端は、必要に応じて又は適宜、支持部材１６に沿った任意の位置にあってもよい。

【００３７】

したがって、ＳＡＳを用いて予備形成された支持部材１６を組み立てる方法は、（ｉ）曲がり管部分１６Ｅに固着させるようにケーブル２０を調製することと、（ｉｉ）調製されたケーブルを曲がり管部分に固着させることと、を含み、ケーブルを調製することは、（ａ）曲がり管部分の概ね近位の外側絶縁シース２２の遠位端を切断するか又は終端させることと、（ｂ）ケーブル内のワイヤ２１を露出させることと、（ｃ）露出したワイヤ２１を広げるか又は扇状にすることと、を含み、調製されたケーブルを固着させることは、（ａ）扇状の露出したワイヤを曲がり管部分の内側表面５２上に配置することと、（ｂ）曲がり管部分の内側表面上の扇状の露出したワイヤ２１に接着剤を塗布することと、（ｃ）固着させた露出したワイヤ及び絶縁シース２２の少なくとも遠位部分を熱収縮スリーブで覆うことと、を含む。ケーブルを調製することはまた、遮蔽繊維２３の遠位端を切断するか又は終端させることと、露出したワイヤ２１及び予備形成された支持部材１６に遠位端を巻き付けることと、を含んでもよい。調製されたケーブルを固着させることはまた、その近位端がシャフト１２に固定され、その長さが熱収縮スリーブ３８の下のワイヤ２１と同一の広がり有する複数の安全ストランド２５（例えば、ＶＥＣＴＲＡＮストランド）を覆って、遠位アセンブリ１５の脱落に備えた安全対策として遠位アセンブリ１５をシャフト１２に繫留することを含んでもよい。安全ストランド２５の遠位端は、予備形成された支持部材１６の遠位端に固定されてもよい。好適なＳＡＳの説明は、米国特許第８，７９２，９６２号に記載され、その全ての内容は、参照により本明細書に組み込まれる。

【００３８】

前述したように、遠位アセンブリ１５は、１つ以上のＳＡＳ１３を担持するだけでなく、１つ以上のリング電極１１も担持する。図６に示すように、遠位アセンブリ１５は、リング電極１１及び導電性リードワイヤ４１を有する外側編組管材４０を含む。管材４０は管腔３９を有するが、導電性ワイヤ４１は、当業者に理解されるように、管材４０の押出製造プロセスの一環として側壁４２に埋め込まれる。いくつかの実施形態では、外側編組管材４０は、近位部分１６Ｐ、遠位部分１６Ｄ、曲がり管部分１６Ｅ、及び湾曲部分１６Ｃを含む予備形成された支持構造１６の全長を覆う。湾曲部分１６Ｃを覆う編組管材４０の部分のうち、その上に担持されたリング電極１１は、選択された個々のワイヤ４１を露出させるように所定の位置に凹部４４を形成するため、外側側壁４２の選択的除去、例えば、レーザー切断によって形成される。次いで、導電性エポキシ４３、例えば、白金導電性エポキシ又は金導電性エポキシが、凹部４４を充填するために、また、側壁４２の外部周りの凹部における円周に沿って、所定の位置のそれぞれに対応のリング電極１１を形成するために適用される。このように、リング電極１１及び埋め込まれたリードワイヤ４１を有する外側管材４０を構築する方法は、（ｉ）側壁４２に埋め込まれたワイヤ４１と共に管材４０を押し出すことであって、管材は、部表面と、管腔を画定する内部表面と、を有する、ことと、（ｉｉ）側壁の一部分を外部表面から除去して、凹部内にワイヤ４１を露出させることと、（ｉｉｉ）凹部及び凹部周りの対応する円周バンドを充填するように導電性エポキシを適用して、リング電極１１を形成することと、を含む。ワイヤ４１と共に管材４０を押し出すことは、従来のワイヤ押出機で達成され得る。管材４０の側壁４２に埋め込まれた編組ワイヤ４１は、リング電極の機能に悪影響を及ぼすことなく、それらの対応のリング電極の遠位に延在し得る。

【００３９】

外側管材 40 がリング電極 11 及び埋め込まれたワイヤ 41 と共に構築された後、外側管材 40 は、組み立てられた遠位アセンブリ 15 の上で摺動し得る。いくつかの実施形態では、組み立て方法は、(i) リング電極 11 及び埋め込まれたワイヤ 41 と共に外側管材 40 を作製又は構築する上述の方法と、(i i) 予備形成された支持部材 16 を S A S 13 と共に組み立てる上述の方法と、(i i i) 構築された外側管材 40 を、S A S 13 を有する予備形成された支持部材 16 上に装着することと、を含む。装着することは、組み立てられた予備形成された支持部材 16 を構築された外側管材 40 の管腔 39 内に挿入することによって達成されてもよい。このように、カテーテル 10 の構築は、リング電極を提供する外側管材 40 の構築と、下になる S A S 支持部材 16 の構築に区分することによって簡略化される。外側管材 40 及び支持構造 16 の遠位端は、ポリウレタンなどの封止剤のボールと一緒に差し込まれ、封止されて、カテーテル 10 の非外力性球状遠位端を形成してもよい。

10

【 0 0 4 0 】

当該技術分野において既知であるように、コネクタハンドル 27 付近又はその中で終端する外側管材 40 の近位端において、ワイヤ 41 の近位部分は、感知された電気信号を処理するために電気生理学的ワークステーションに伝送するにあたり、コネクタハンドル 27 内の好適な電気端子に接続するため、側壁 42 を選択的に除去することによって管材 40 から露出されてもよい。当該技術分野において既知であるように、ケーブル 20 (遠位アセンブリ 15 上に担持されたそれぞれの S A S のワイヤ対 21、21' を含む) は、位置信号を処理するために電気生理学的ワークステーションへ伝送するにあたり、カテーテルのシャフト 12 を通過してコネクタハンドル 27 に入る際に、支持部材 16 の遠位部分 16 D 及び近位部分 16 P と同一の広がりを持って、外側管材 40 の管腔 39 を通って延在する。

20

【 0 0 4 1 】

代替実施形態では、より短い支持部材 16 は、近位部分 16 P を有さず、遠位部分 16 D 及び曲がり管部分 16 E の近位の好適な位置で終端する近位端を有する。図 7 に示すように、より短い支持部材 16 は、例えば、曲がり管部分 16 E の近位に約 8 . 0 c m の近位端 16 P E を有し、有腔カブラ 31 を介して、コネクタハンドル 12 に向かって近位方向に延在する第 2 の支持部材 30、例えば、金属又はステンレス鋼ワイヤなどに接続され、この 8 . 0 c m は、遠位アセンブリ 15 が、バルーンの遠位表面が留まる口 110 の管状領域 120 内にあるときに、シャフト 12 の遠位線形部分 12 D 上で支持されるバルーン 140 の長手方向長さに基づいて選択される (図 3)。リング電極 11 及び埋め込まれたワイヤ 41 を有する外側管材 40 は、遠位アセンブリ 15 及びシャフト 12 の全体を覆うように、支持部材 16 及び第 2 の支持部材 30 の上に延在する。S A S ケーブル 20 は、遠位シャフト部分 12 D 内の支持部材 16 及び近位シャフト部分 12 P 内の第 2 の支持部材 30 と同一の広がりを持って管材 40 の管腔 39 内に延在し、カブラ 31 の外側にあってもよい。シャフト 12 及び遠位アセンブリ 15 において異なる可撓性を提供するために、第 2 の支持部材 30 は直径 D1 を有し、支持部材 16 の遠位部分 16 D は直径 D2 を有し、支持部材 16 の湾曲部分 16 C は直径 D3 を有し、第 2 の支持部材 30 が最も小さい可撓性を有し、遠位部分 16 D がより大きい可撓性を有し、湾曲部分 16 C が最も大きい可撓性を有するように、 $D1 > D2 > D3$ となる。前述のとおり、曲がり管部分 16 E は、D2 から D3 への直径の緩やかな移行を提供するが、カブラ 31 における第 2 の支持部材 30 の直径 D1 と遠位部分 16 D の D2 との間は段差移行が存在してもよい。

30

40

【 0 0 4 2 】

他の代替実施形態では、図 8 に示すように、より短い支持部材 16 (近位部分 16 P なし) は、コネクタハンドル 27 に向かって近位方向に延在する、有腔構造、例えば、管腔 28 を有するハイポチューブ 16 の遠位端に受容される近位端を有する。より短い支持部材 16 は、管腔 36 が S A S 担持湾曲部分 16 C 及び遠位部分 16 D を受容し、近位端 32 P がハイポチューブ 18 の遠位端 18 D に当接している、例えば P E L L E T H A N E からなる外側カバー 32 を通って延在する。当業者には理解されるように、導電性バンド

50

３３は、外側カバー３２の上に装着されて、遠位アセンブリ１５上にリング電極１１を形成する。対応の導電性バンド３３に接続されたリードワイヤ４８は、外側カバー３２の側壁３５に形成された貫通孔３４を介して管腔３６に入る。管腔３６の内側で、リードワイヤ４８は、遠位アセンブリ１５内のＳＡＳのためのケーブル２０と共に近位方向に延在し、コネクタハンドル２７に向かってハイポチューブ１８の管腔２８を通過する。いくつかの実施形態では、ハイポチューブ１８は、約０．０３０インチ～０．０４０インチの範囲の外径を有する。図９に示すように、ハイポチューブ１８の遠位部分は、可撓性を増加させるために１つ以上のらせん状カット４５で構成されてもよい。

【００４３】

使用中、カテーテル１０は、バルーンカテーテル１００の管腔１２０内に供給され、管腔１２０は、バルーンカテーテルのシャフト１３０及びバルーン１４０自体を通して延在する。遠位アセンブリ１５を供給するために、湾曲部分１５Ｃが最初に管腔１２０に入り、続いて曲がり管１５Ｅに入る、というように直線化される。遠位アセンブリ１５は、遠位アセンブリ１５がバルーンカテーテルの遠位端を通過するまでバルーンカテーテルに対して前進させられ、その際、遠位アセンブリ１５は、その下にある予備形成された形状記憶支持部材１６に従って、患者の左心房の３Ｄ形状を自由に帯びることができる。次いで、カテーテル１０は、遠位アセンブリ１５を肺静脈内に挿入するように操作され、リング電極１１は、肺静脈の管状領域の内周に沿って組織と接触する。次いで、シャフト１２、特に遠位区分１２Ｄをガイドワイヤとして使用して、バルーンの遠位表面が肺静脈の口と接触するまで、バルーンカテーテル１００を口に向かって前進させる。カテーテル１０のシャフト１２は、バルーンカテーテル１００のガイドワイヤとして機能するように、より可撓性の小さい近位区分１２Ｐと、遠位アセンブリ１５のアプローチ角度が口の中心にそろわない場合でも、バルーンを適切に支持するのに十分な剛性を有する撓みを可能にするように、より可撓性の高い遠位区分１２Ｄと、を有する。遠位アセンブリ１５内の１つ以上のＳＡＳ１３は、典型的には患者のベッドの下に位置する外部磁場発生器に応答して位置信号を提供し、遠位アセンブリ１５上に担持されたリング電極１１は、ＰＶ隔離が口の組織又は口に隣接する組織のアブレーションによって達成されたかどうかを評価するための電気信号を含む、肺静脈の組織からの電気信号を感知する。

【００４４】

上記の説明は、現時点における本発明の好ましい実施形態に関連して示したものである。本発明が関連する分野及び技術の当業者であれば、本発明の原理、趣旨、及び範囲を大きく逸脱することなく、記載される構造に改変及び変更を実施し得る点は認識されるであろう。１つの実施形態に開示される任意の特徴又は構成は、必要に応じて又は適宜、他の任意の実施形態の他の特徴に代えて、又はそれに加えて組み込むことができる。本発明の特徴は、開示される電気生理学カテーテルを含めた医療デバイス内部で、挿入、除去、若しくは張力を必要とする、引張りワイヤ、収縮ワイヤ、又は任意の他の対象物の直線運動を増大させるために適用可能であることが理解されよう。当業者には理解されるように、図面は必ずしも縮尺どおりではない。したがって、上記の説明文は、添付図面に記載及び例示される正確な構成のみに関連したものとして読まれるべきではなく、むしろ以下の最も完全に公正な範囲を有するものとされる特許請求の範囲と一致し、かつこれを支持するものとして読まれるべきである。

【００４５】

〔実施の態様〕

(１) 電気生理学的カテーテルであって、

前記カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、前記シャフトは、第１の可撓性を有する近位部分と、前記第１の可撓性よりも大きい第２の可撓性を含む遠位部分と、を含む、細長いシャフトと、

曲がり管部分と、前記長手方向軸を概ね横断する概ね円形の部分と、を含む遠位アセンブリであって、前記概ね円形の部分は、前記第２の可撓性よりも大きい第３の可撓性を含む、遠位アセンブリと、

10

20

30

40

50

前記概ね円形の部分内に位置する単軸センサと、

前記概ね円形の部分上に位置するリング電極と、を備える、電気生理学的カテーテル。

(2) 前記細長いシャフトが、管腔を有するハイポチューブを含む、実施態様1に記載のカテーテル。

(3) 前記ハイポチューブが、前記シャフトの前記近位部分と同一の広がりを持っている、実施態様2に記載のカテーテル。

(4) 少なくとも前記遠位アセンブリを通して延在する、形状記憶を有する予備形成された支持部材を更に含み、前記予備形成された支持部材の遠位端は、前記ハイポチューブの前記管腔内に受容されている、実施態様3に記載のカテーテル。

(5) 少なくとも前記遠位アセンブリを通して延在する、形状記憶を有する予備形成された支持部材を更に含む、実施態様1に記載のカテーテル。

10

【0046】

(6) 前記予備形成された支持部材が、前記シャフトを通して延在する近位部分を含む、実施態様5に記載のカテーテル。

(7) 前記予備形成された支持部材の近位にあり、前記シャフトを通して延在する第2の支持部材を更に含み、前記第2の支持部材は、前記予備形成された支持部材の近位端に連結された遠位端を含む、実施態様5に記載のカテーテル。

(8) 前記シャフトの前記近位部分が第1の直径D1を含み、前記シャフトの前記遠位部分が第2の直径D2を含み、前記遠位アセンブリの前記概ね円形の部分が第3の直径D3を含み、 $D1 > D2 > D3$ である、実施態様1に記載のカテーテル。

20

(9) 前記遠位アセンブリの前記曲がり管部分が、近位端は前記直径D2で構成され、遠位端は前記直径D3で構成されている移行部分を含む、実施態様8に記載のカテーテル。

(10) D1は約0.762mm~約1.016mm(約0.030インチ~約0.040インチ)の範囲であり、D2は約0.457mm~0.279mm(約0.018~0.011インチ)の範囲であり、D3は約0.279mm(約0.011インチ)である、実施態様8に記載のカテーテル。

【0047】

(11) 電気生理学的カテーテルであって、

前記カテーテルの長手方向軸を画定する細長いシャフトであって、前記シャフトは、第1の可撓性を有する近位部分と、前記第1の可撓性よりも大きい第2の可撓性を含む遠位部分と、を含む、細長いシャフトと、

30

曲がり管部分と、前記長手方向軸を概ね横断する概ね円形の部分と、を含む遠位アセンブリであって、前記概ね円形の部分は、前記第2の可撓性よりも大きい第3の可撓性を含み、遠位アセンブリと、

前記概ね円形の部分内に位置する複数の単軸センサと、

前記概ね円形の部分上に位置する複数のリング電極と、を備える、電気生理学的カテーテル。

(12) 形状記憶を有する細長い支持部材を更に備え、前記細長い支持部材は、前記シャフトの前記遠位部分及び前記遠位アセンブリと同一の広がりを持っている、実施態様11に記載のカテーテル。

40

(13) 前記シャフトの前記近位部分と同一の広がりを持つ第2の支持部材を更に備える、実施態様11に記載のカテーテル。

(14) 前記シャフトの前記近位部分と同一の広がりを持つハイポチューブを更に備える、実施態様11に記載のカテーテル。

(15) 前記遠位アセンブリの前記曲がり管部分と同一の広がりを持つ前記細長い支持部材が、より小さい直径を有する遠位端と、より大きい直径を有する近位端と、を有する移行部分を含む、実施態様12に記載のカテーテル。

【0048】

(16) 前記移行部分が、前記より大きい直径を有する前記近位端から、前記より小さい直径を有する前記遠位端へと先細になっている、実施態様15に記載のカテーテル。

50

(1 7) 前記シャフトの前記近位部分が第 1 の長さを有し、前記シャフトの前記遠位部分が前記第 1 の長さよりも短い第 2 の長さを有する、実施態様 1 1 に記載のカテーテル。

(1 8) 前記概ね円形の部分が、管状領域内の組織と円周方向に接触するように構成されている、実施態様 1 1 に記載のカテーテル。

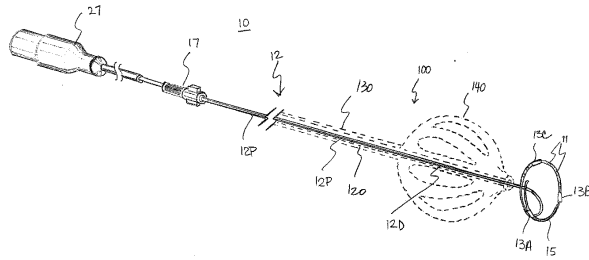
(1 9) 前記支持部材が、肺静脈の口と接触するための第 2 のカテーテルのバルーンを支持するように構成された、前記概ね円形の部分の近位の線形部分を含む、実施態様 1 1 に記載のカテーテル。

(2 0) 前記支持部材が、前記概ね円形の部分の近位の概ね線形の部分を含み、前記概ね円形の部分が、肺静脈内の組織と円周方向に接触している間、前記概ね線形の部分は、前記肺静脈の口と接触するための第 2 のカテーテルのバルーンを支持するように構成されている、実施態様 1 1 に記載のカテーテル。

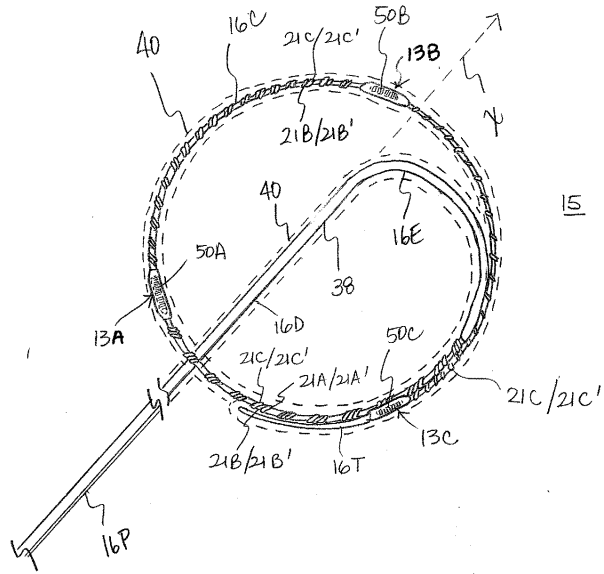
10

【図面】

【図 1】



【図 2】



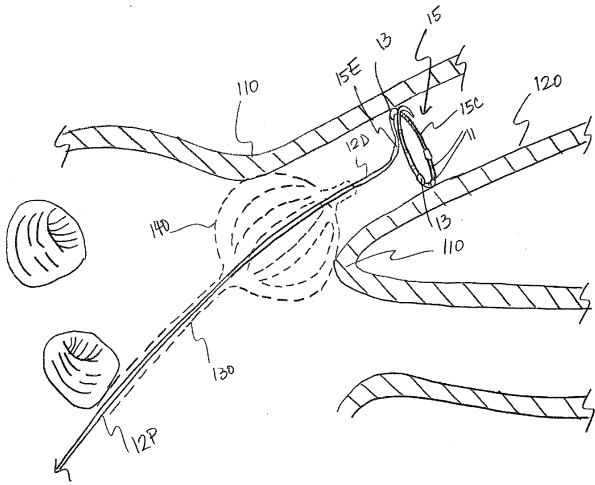
20

30

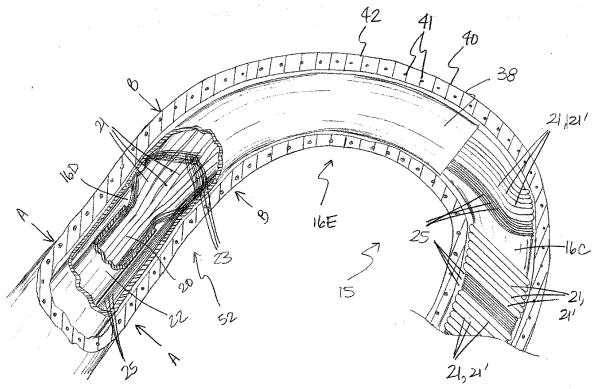
40

50

【図 3】

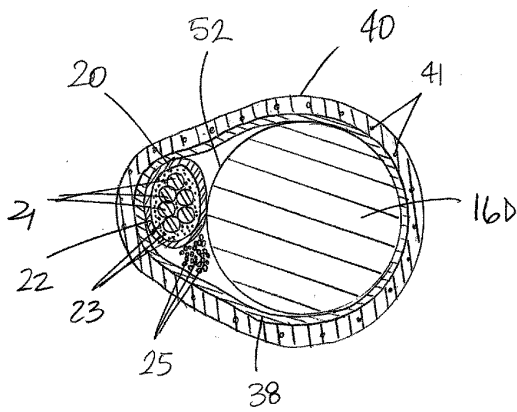


【図 4】

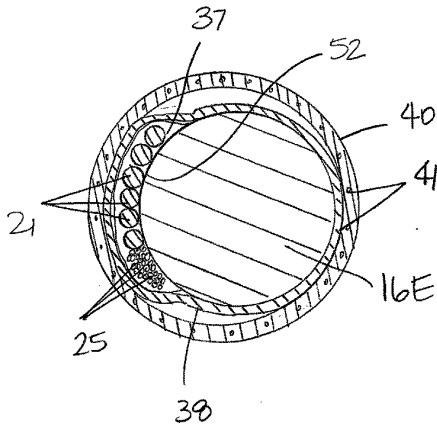


10

【図 5 A】



【図 5 B】



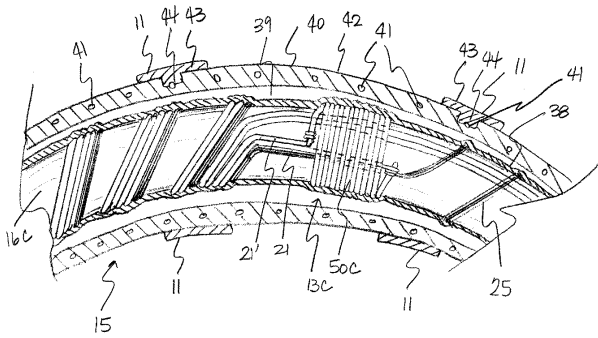
20

30

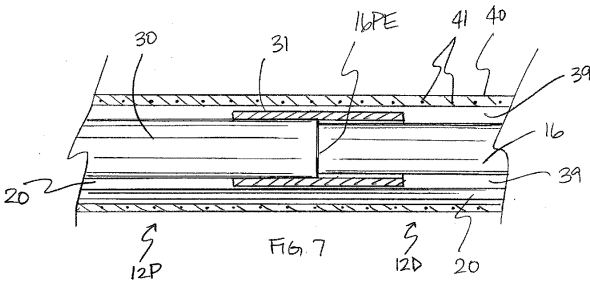
40

50

【図 6】

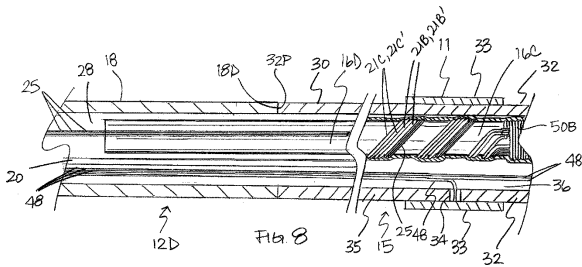


【図 7】

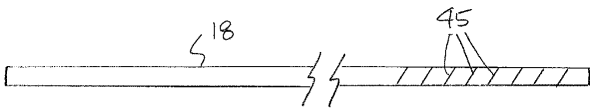


10

【図 8】



【図 9】



20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者

エリカ・イブリン・ラブジョイ
アメリカ合衆国、 9 1 7 0 6 カリフォルニア州、アーウィンデール、アロー・ハイウェイ 1 5 7
1 5
- (72)発明者

アリエル・ガルシア
アメリカ合衆国、 9 1 7 0 6 カリフォルニア州、アーウィンデール、アロー・ハイウェイ 1 5 7
1 5
- (72)発明者

ハミド・マサウド
アメリカ合衆国、 9 1 7 0 6 カリフォルニア州、アーウィンデール、アロー・ハイウェイ 1 5 7
1 5
- 審査官

下村 一石
- (56)参考文献

特開 2 0 1 3 - 0 1 3 7 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 7 5 7 6 7 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 4 2 6 4 0 (J P , A)
特開 2 0 1 8 - 1 1 4 2 7 0 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 3 9 5 0 2 (J P , A)
特開 2 0 1 8 - 1 0 8 3 7 0 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 5 1 1 2 7 1 (J P , A)
- (58)調査した分野

(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 - 5 / 0 5 3 8
A 6 1 B 5 / 2 4 - 5 / 3 9 8