

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5623291号
(P5623291)

(45) 発行日 平成26年11月12日(2014.11.12)

(24) 登録日 平成26年10月3日(2014.10.3)

(51) Int.Cl.
A61B 17/12 (2006.01)

F1
A61B 17/12

請求項の数 8 (全 35 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-541553 (P2010-541553)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成21年1月5日(2009.1.5)</p> <p>(65) 公表番号 特表2011-509119 (P2011-509119A)</p> <p>(43) 公表日 平成23年3月24日(2011.3.24)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/US2009/000017</p> <p>(87) 国際公開番号 W02009/088969</p> <p>(87) 国際公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)</p> <p>審査請求日 平成24年1月5日(2012.1.5)</p> <p>(31) 優先権主張番号 61/010,048</p> <p>(32) 優先日 平成20年1月4日(2008.1.4)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 506192652 ボストン サイエンティフィック サイム ド、インコーポレイテッド BOSTON SCIENTIFIC S CIMED, INC. アメリカ合衆国 55311-1566 ミネソタ州 メープル グローブ ワン シメッド プレイス (番地なし)</p> <p>(74) 代理人 100092093 弁理士 辻居 幸一</p> <p>(74) 代理人 100082005 弁理士 熊倉 禎男</p> <p>(74) 代理人 100088694 弁理士 弟子丸 健</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 植込み可能器具用の分離機構

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

植込み可能器具用の分離機構であって、
熱拡張率が互いに異なる2つ又は3つ以上の金属の積層ストリップを含み、前記積層ストリップは、半径方向に拡張可能な螺旋形状を有し、
前記金属の少なくとも1つは、熱又は電気エネルギーの付加時に形態を変化させ、
前記形態の変化により、植込み可能器具を放出し、
前記積層ストリップが前記植込み可能器具の管腔内に延びるとき、前記積層ストリップは、前記植込み可能器具の少なくとも一部分に直接接触する、分離機構。

【請求項 2】

前記形態の変化は、前記金属の少なくとも1つの直径及び/又は体積の減少を含む、請求項 1 に記載の分離機構。

【請求項 3】

前記形態の変化は、前記金属の少なくとも1つの直径及び/又は体積の拡大を含む、請求項 1 又は 2 に記載の分離機構。

【請求項 4】

前記形態の変化は、前記分離機構の反りを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の分離機構。

【請求項 5】

形態を変化させる前記金属の少なくとも1つは、電気又は熱エネルギーの供給源に直接

接触する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の分離機構。

【請求項 6】

前記分離機構は、血管閉塞器具に直接係合する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の分離機構。

【請求項 7】

前記分離機構は、前記植込み可能器具に取付けられた構造体に接触する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の分離機構。

【請求項 8】

血管閉塞器具に分離可能に係合するように構成された分離機構であって、
熱拡張率が互いに異なる 2 つ又は 3 つ以上の金属の積層ストリップを有し、前記積層ストリップは、半径方向に拡張可能な螺旋形状を有し、前記金属の少なくとも 1 つは、電流又は熱の付加時に形態を変化させ、

更に、前記積層ストリップに電流又は熱を付加するための電気又は熱エネルギーの供給源を有する、分離機構。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

器具を植込むための構成及び方法を開示する。植込み可能器具、例えば塞栓器具を展開させるために形態を変化させる分離（取外し）機構及びかかる分離機構を有する組立体を開示する。

【背景技術】

【0002】

植込み可能器具が多くの変形に用いられており、かかる植込み可能器具としては、生殖管（道又は路）（例えば子宮動脈、ファロピウス管）内植込み可能器具、胆管インプラント及び/又は末梢血管系及び神経血管系適応のための植込み可能器具が挙げられる。例えば、動脈瘤は、破裂、凝固又は解離の潜在的可能性に起因して健康に危害を及ぼす血管の拡張である。脳内における動脈瘤の破裂により、脳卒中（ストローク）が生じ、腹部内の動脈瘤の破裂により、ショックが生じる。脳動脈瘤は、通常、発作又は出血の結果として患者の体内で検出され、その結果、相当高い罹病率又は死亡率が生じることがある。

【0003】

末梢血管系及び神経血管系動脈瘤の治療のために用いられている材料及び器具は多種多様であり、かかる材料及び器具としては、白金及びステンレス鋼マイクロコイル、ポリ塩化ビニルスポンジ（Ivalone）及び他の機械的器具が挙げられる。例えば、血管閉塞器具は、典型的にはカテーテルを介して人体の血管系内に配置される外科用品又はインプラントであり、これらは、塞栓の形成により血管系の一部を構成する血管を通る血液の流れを止めるか血管に由来する動脈瘤内にかかる塞栓を形成するかのいずれかを行うようになっている。広く用いられている血管閉塞器具の 1 つは、血管の壁に係合するよう寸法決めされている場合のある巻線を備えた螺旋ワイヤコイルである（これについては、例えば、リチャート等（Ritchart et al.）に付与された特許文献 1 を参照されたい）。かかる器具の変形例としては、ポリマー被膜が挙げられ、或いは、取付け型ポリマーフィラメントも又文献記載されている。これについては、例えば、特許文献 2 ~ 7 を参照されたい。加えて、螺旋血管閉塞コイルの管腔を通して延びる耐延伸性部材を含むコイル設計例も又文献記載されている。これについては、例えば、特許文献 8 ~ 14 を参照されたい。

【0004】

コイルは、典型的には、カテーテル及びプッシャを用いて血管系内の所望の部位に配置される。最初、カテーテル（例えば、特許文献 15 及び 16 に示されているような例えば小径のカテーテル）によりこの部位に接近する。ガイドワイヤ（特許文献 17 を参照されたい）の使用により又はカテーテルの遠位端部のところに配置された流れ方向づけ手段、例えばバルーンによりカテーテルをその部位まで案内することができる。

【0005】

10

20

30

40

50

この部位にいったん到達すると、ガイドワイヤ（ガイドワイヤが用いられている場合）を引出すことによってカテーテル管腔をあけ、1つ又は2つ以上のコイルをカテーテルの近位開放端部内に入れ、プッシャによりカテーテル中に前進させる。コイルがカテーテルの遠位端部にいったん達すると、これをプッシャによりカテーテルから血管部位中に放出する。しかしながら、コイルをカテーテルの遠位端部から放出する際に懸念がある。例えば、プッシャ及びコイルの突っ込み作用により、コイルを制御された仕方で且つ高い精度でその部位に位置決めすることが困難になる場合がある。コイルの不正確な配置は、コイルがいったんカテーテルから出ると、コイルを再位置決めし又は回収することが困難なので、問題となる場合がある。

【0006】

10

機械式放出機構を備えたインターロック式分離可能コイル（Interlocking Detachable Coils：IDC）及び電気分解作動型放出機構を利用したググリエルミ式分離可能コイル（Guglielmi Detachable Coils：GDC）を含む幾つかの技術が、血管内におけるコイルの正確な配置を可能にするよう開発された。

【0007】

電解（電気分解）式コイル分離方式が、特許文献18～22（これらは全て、ググリエルミ等に付与されている）に開示されており、特許文献18～22は、電解作用で分離可能な塞栓器具を記載している。特許文献23は、多数の分離箇所を備えた血管閉塞部材組立体を記載している。特許文献24及び25は、電解作用で分離可能な継手を有する組立体を記載している。コイルは、金属間継手によりプッシャの遠位端部に結合される。プッシャ及びコイルは、互いに異なる金属で作られている。コイル配送プッシャは、カテーテルを通過して部位まで送り進められ、小さい電流がプッシャコイル組立体に流される。この電流により、プッシャとコイルとの間の継手が電解により分離される。次に、プッシャを引込めると、分離されたコイルが血管内の正確な位置に残される。電解による分離中、コイルにはそれほど大きな機械的力が加えられないので、高精度のコイル配置が容易に達成される。加えて、電流は、コイル部位のところで血栓形成を容易にすることができる。この方法の欠点は、コイルの電解放出がプッシャからのコイルの迅速な分離を阻止する場合のある期間を必要とする場合があるということにある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0008】

【特許文献1】米国特許第4,994,069号明細書

【特許文献2】米国特許第5,226,911号明細書

【特許文献3】米国特許第5,935,145号明細書

【特許文献4】米国特許第6,033,423号明細書

【特許文献5】米国特許第6,280,457号明細書

【特許文献6】米国特許第6,287,318号明細書

【特許文献7】米国特許第6,299,627号明細書

【特許文献8】米国特許第5,582,619号明細書

【特許文献9】米国特許第5,833,705号明細書

40

【特許文献10】米国特許第5,853,418号明細書

【特許文献11】米国特許第6,004,338号明細書

【特許文献12】米国特許第6,013,084号明細書

【特許文献13】米国特許第6,179,857号明細書

【特許文献14】米国特許第6,193,728号明細書

【特許文献15】米国特許第4,739,768号明細書

【特許文献16】米国特許第4,813,934号明細書

【特許文献17】米国特許第4,884,579号明細書

【特許文献18】米国特許第5,122,136号明細書

【特許文献19】米国特許第5,354,295号明細書

50

- 【特許文献20】米国特許第6,620,152号明細書
- 【特許文献21】米国特許第6,425,893号明細書
- 【特許文献22】米国特許第5,976,131号明細書
- 【特許文献23】米国特許第6,623,493号明細書
- 【特許文献24】米国特許第6,589,236号明細書
- 【特許文献25】米国特許第6,409,721号明細書
- 【特許文献26】米国特許第6,933,659号明細書
- 【特許文献27】米国特許出願公開第2004/0182704号明細書
- 【特許文献28】米国特許第6,059,779号明細書
- 【特許文献29】米国特許第7,020,516号明細書
- 【特許文献30】米国特許第3,174,851号明細書
- 【特許文献31】米国特許第3,351,463号明細書
- 【特許文献32】米国特許3,753,700号明細書
- 【特許文献33】米国特許第6,533,801号明細書
- 【特許文献34】国際公開第02/096273号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

植込み可能器具の正確な位置決めと配送用器具からの迅速な分離の両方を可能にするインプラント、例えば塞栓コイルの別の配送方法を提供することが要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本明細書において、植込み可能器具のための分離機構並びに分離機構及び植込み可能器具を含む組立体を開示する。かかる分離機構及び組立体の製造方法及び使用方法も又提供する。

【0011】

一観点では、本明細書において、植込み可能器具用の分離機構を提供し、植込み可能器具は、オプションとして、管腔を有し、分離機構は、熱又は電気エネルギーの付加時に形態を変化させる少なくとも1つの材料を有し、形態の変化により、植込み可能器具を放出し、材料が植込み可能器具の管腔内に延びるとき、材料は、植込み可能器具の少なくとも一部分に直接接触する。かくして、かかる材料が植込み可能器具の管腔内に延びるとき、材料は、植込み可能器具の内面に直接的に接触する。或る実施形態では、形態の変化は、材料の直径及び/又は体積の減少を含む。他の実施形態では、形態の変化は、材料の直径及び/又は体積の拡大を含む。更に別の実施形態では、形態の変化は、分離機構の反りを含む。

【0012】

或る観点では、本明細書において記載される分離機構は、電気活性ポリマー及び/又は金属又はポリマーを含み、例えば、電気活性ポリマーは、金属又はポリマーの上に積層されるのがよい。

【0013】

他の観点では、本明細書において説明する分離機構は、熱拡張率が互いに異なる2つ又は3つ以上の金属の積層ストリップを含む。或る実施形態では、積層ストリップは、螺旋形状に巻かれる。

【0014】

本明細書において説明する分離機構のうちの任意のものにおいて、形態を変化させる少なくとも1つの材料は、電気又は熱エネルギーの供給源に直接接触するのがよい。更に、本明細書において説明する分離機構のうちの任意のものは、血管閉塞器具に直接係合するのがよい。加えて、分離機構は、植込み可能器具に取付けられた構造体に接触するのがよい。

【0015】

10

20

30

40

50

別の観点では、本明細書において、血管閉塞器具に分離可能に係合するように構成された分離機構であって、電流又は熱の付加時に形態を変化させる要素と、要素の形態の変化させるために電流又は熱を付加する手段とを有する分離機構を開示する。

【0016】

更に別の観点では、本明細書において、血管閉塞組立体であって、血管閉塞器具と、本明細書において説明する分離機構と、分離機構と接触状態にある電流源又は熱源とを有する血管閉塞組立体を開示する。

【0017】

或る実施形態では、血管閉塞器具は、螺旋巻き血管閉塞コイルを含む。更に別の実施形態では、血管閉塞組立体は、配送機構、例えばストッパ要素を更に有するのがよい。

10

【0018】

更に別の観点では、動脈瘤を少なくとも部分的に閉塞させる方法であって、本明細書において説明する血管閉塞組立体を動脈瘤中に導入する工程を有し、分離機構は、血管閉塞器具に係合し、更に、電流又は熱エネルギーを付加したり除去したりすることによって、分離機構の形態を変化させ、分離機構が、血管閉塞器具を動脈瘤中に放出する工程を有する方法を開示する。

【0019】

これら実施形態及び他の実施形態は、本明細書における開示内容に照らして当業者には容易に想到されよう。

【図面の簡単な説明】

20

【0020】

【図1】電気活性ポリマーを、配送すべき血管閉塞器具に係合した形態で示す、本明細書において説明する例示の血管閉塞組立体を示す部分的な側面断面図である。

【図2】電気活性ポリマー分離機構を血管閉塞器具に係合していない形態で示す、図1の例示の血管閉塞組立体を示す部分的な側面断面図である。

【図3A】電気活性ポリマーが配送器具の遠位端部を越えて延びている状態の本明細書において説明する別の例示の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図であり、電気活性ポリマーが血管閉塞器具に係合している状態のかかる組立体を示す図である。

【図3B】電気活性ポリマーが配送器具の遠位端部を越えて延びている状態の本明細書において説明する別の例示の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図であり、電気活性ポリマーの長さを増大させると共に厚さを減少させるようポリマーの形態を変化させた際の図3Aの組立体を示す図である。

30

【図3C】電気活性ポリマーが配送器具の遠位端部を越えて延びている状態の本明細書において説明する別の例示の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図であり、配送器具がコイルプッシャーとして機能することができる中間消勢状態を示す図である。

【図4】本明細書において説明する更に別の例示の組立体の側面断面図であり、構造要素が第1の形態では電気活性ポリマーに係合し、第2の形態では構造体を放出し、従って血管閉塞器具を放出するよう血管閉塞器具の遠位端部に取付けられている変形例を示す図である。

【図5】電気活性ポリマーの2つの(内側及び外側)層を備えた設計例を示す、本明細書において説明する更に別の例示の組立体の側面断面図である。

40

【図6】図6A～図6Fは、積層された電気活性ポリマー、充填材料及びコア材料を、スロットが設けられた状態又は設けられていない状態で示す、例示の形態の断面図である。

【図7】側壁に1つ又は2つ以上の孔が設けられた配送器具を含む、本明細書において説明する例示の組立体の側面断面図である。

【図8】電気活性ポリマーに設けられた孔(細孔)を有する、例示の電気活性ポリマー形態の断面図である。

【図9A】電気活性ポリマーに設けられたスロットを有する実施形態を示す、追加の例示の電気活性ポリマー形態の断面図と、外側層にチャンネルが設けられたリング状電気活性ポリマーを示す、追加の例示の電気活性ポリマー形態の断面図である。

50

【図10】図10A及び図10Bは、電流による活性時に収縮する電気活性ポリマーを含む本明細書において説明する例示の組立体の部分断面図であり、図10Aは、電流が電気活性ポリマーに流されて電気活性ポリマーが縮んで塞栓コイルを放出するときの組立体を示す図、図10Bは、電流による活性時に収縮する電気活性ポリマーを含む本明細書において説明する例示の組立体の側面図であり、電気活性ポリマーが塞栓コイルに係合している拡張形態にある非活性状態で組立体を示す図である。

【図11】図11A及び図11Bは、電気活性ポリマーが電流の付加時に拡張形態をなす別の例示の実施形態の部分的な側面断面図であり、図11Aは、組立体が活性（係合）形態にある状態を示す図、図11Bは、非活性形態（電流が除かれたとき）にある電気活性ポリマーの収縮状態を示す図である。

10

【図12】図12A及び図12Bは、各層が電流又は熱の付加に互いに異なる状態で応動する材料の二積層ストリップの概観図であり、図12Aは、熱又は電流の付加に先立つ例示のストリップを示す図、図12Bは、熱又は電流の付加時に互いに同じではない層の互いに異なる拡張を示す図である。

【図13】図13A及び図13Bは、本明細書において説明した分離機構に用いられている二積層ストリップの概観図であり、図13Aは、熱又は電流の付加に先立つ二積層ストリップを示す図、図13Bは、層の互いに異なる熱的及び/又は電氣的応答特性に起因して熱又は電流の付加時にストリップの撓みを示す図である。

【図14】図14A及び図14Bは、螺旋の形に巻かれ、植込み可能器具の管腔内に挿入された図12及び図13に示されている二積層ストリップを含む例示の分離機構の断面図であり、図14Aは、ストリップを非係合位置で示す図、図14Bは、植込み可能器具の管腔の内面と係合したときのストリップを示す図である。

20

【図15】ストリップが塞栓コイルの巻き部の空間に嵌まり込んでいる形態で示されている、植込み可能な塞栓コイルの管腔内に延び、塞栓コイルの内面に接触する二積層ストリップを有する例示の分離機構の断面図である。

【図16】互いに向かって反り、もはやコイルに係合していない形態で示す、図15の例示の分離機構の断面図である。

【図17】配送器具を含む本明細書において説明した例示の組立体の側面断面図である。

【図18】側壁に1つ又は2つ以上の孔が設けられた配送器具を含む、本明細書において説明する例示の組立体の側面断面図である。

30

【図19】電気活性ポリマープラグをプラグの遠位境界部が配送器具の遠位端部の近くに位置する縮小形態で示す、配送器具内に設けられた電気活性ポリマープラグを含む例示の血管閉塞組立体を示す部分的な側面断面図である。

【図20】電気活性ポリマープラグをプラグの遠位境界部が配送器具の遠位端部に又はその近くに位置し、それにより血管閉塞器具を選択された部位中に押出す拡張形態で示す、図19の例示の血管閉塞組立体を示す部分的な側面断面図である。

【図21】配送器具が血管閉塞器具の通過を可能にするよう寸法決めされたカラーを有し、電気活性ポリマープラグを電気活性ポリマープラグの遠位境界部が配送器具の遠位端部及びカラーの近くに位置する縮小形態で示す、本明細書において説明する例示の血管閉塞組立体を示す部分的な側面断面図である。

40

【図22】電気活性ポリマープラグが、プラグがカラー内に延び、血管閉塞器具を配送機構から押し出すようにする拡張形態で示されている、図21に示した組立体の部分的な側面断面図である。

【図23】近位ストッパに設けられていて、電気活性ポリマーへの電解液の流れを可能にする孔を備えた設計例を示す、本明細書において説明する別の例示の組立体の側面断面図である。

【図24】側壁に1つ又は2つ以上の孔が設けられた配送器具を更に示す、図23に示した例示の組立体の側面断面図である。

【図25】図25A～図25Cは、電気活性ポリマーを含む分離機構が植込み可能器具の近位端部に設けられている構造体に取り付けられている例示の変形例を示す側面図であり、

50

非拡張形態では、電気活性ポリマーが構造体に係合し、拡張形態では電気活性ポリマーが構造体を放出し、植込み可能器具を展開している状態を示す図である。

【図26】図26Aは、電気活性ポリマーが収縮位置にあるときに植込み可能器具がプッシャ要素に係合する例示の変形例を示す側面断面図であり、図26Bは、電気活性ポリマーの拡張時に植込み可能器具がどのように放出されるかを示す図である。

【図27A】電気活性ポリマーリングに係合（非拡張）形態で示す、植込み可能器具がリング状電気活性ポリマーによりプッシャ要素に係合する例示の変形例を示す断面図である。

【図27B】リングをプッシャ要素から放出する電気活性ポリマーリングの線拡張状態を示す、植込み可能器具がリング状電気活性ポリマーによりプッシャ要素に係合する例示の変形例を示す断面図である。

10

【図27C】多数の線拡張要素で作られた電気活性ポリマーリング構造を非拡張形態で示す、植込み可能器具がリング状電気活性ポリマーによりプッシャ要素に係合する例示の変形例を示す断面図である。

【図27D】電気活性ポリマー要素の線拡張後における図27Cのリングを示す、植込み可能器具がリング状電気活性ポリマーによりプッシャ要素に係合する例示の変形例を示す断面図である。

【図28】図28Aは、電気活性ポリマーが収縮位置にあるとき、植込み可能器具が玉継手を介してプッシャ要素に係合している別の例示の変形例を示す側面断面図であり、図28Bは、電気活性ポリマーの拡張時に植込み可能器具が放出された状態を示す図である。

20

【図29】図29A及び図29Bは、電気活性ポリマーが収縮位置にあるときに植込み可能器具がリング構造体を介してアームによりプッシャ要素に係合している別の例示の変形例を示す側面断面図であり、図29Bは、電気活性ポリマーの拡張時に、植込み可能器具が放出されている状態を示す図である。

【図30】図30A～図30Dは、非拡張形態の電気活性ポリマーが植込み可能なコイルの近位端部から延びる構造体を介して植込み可能なコイル及びプッシャ要素に係合している実施形態を示す図であり、図30Aは、電気活性ポリマーが非拡張位置にある組立体の側面断面図であり、図30Bは、電気活性ポリマーが拡張位置にある状態の組立体の側面断面図であり、図30Cは、植込み可能なコイルから延びる構造体及び非拡張形態にある電気活性ポリマーの平面図であり、図30Dは、電気活性ポリマーが拡張形態にある状態の図30Cに示されている構造体の平面図である。

30

【図31】図31Aは、電気活性ポリマーが拡張形態にあるとき、植込み可能器具から延びる構造体が継手受け具内に嵌まり込んでいる電気活性ポリマー継手受け具を含む変形例を示す図であり、図31Bは、電気活性ポリマーが非拡張形態にあるとき、植込み可能器具を放出する電気活性ポリマー継手受け具を含む変形例を示す図である。

【図32】図32A及び図32Bは、電気活性ポリマー作動圧縮（例えば、液圧）分離機構を示す図であり、図32Aは、電気活性ポリマーが非拡張形態にあるときの組立体を示す図であり、図32Bは、電気活性ポリマーの拡張後の同じ組立体を示す図である。

【図33】図33Aは、電気活性ポリマーが収縮位置にあるときに植込み可能器具がT字形バー構造体に係合する、別の例示の変形例を示す側面断面図であり、図33Bは、電気活性ポリマーの拡張時に植込み可能器具を放出する、別の例示の変形例を示す側面断面図である。

40

【図34】図34Aは、電気活性ポリマーが収縮位置にあるときに植込み可能器具がT字形バー構造体に係合する、別の例示の変形例を示す側面断面図であり、図33Bは、電気活性ポリマーの拡張時に植込み可能器具を放出する、別の例示の変形例を示す側面断面図である。

【図35】図35Aは、植込み可能器具が、拡張位置にある電気活性ポリマーによって配送装置内に嵌まり込んでいる構造体を有する、別の例示の変形例を示す側面断面図であり、図35Bは、電気活性ポリマーの収縮時に植込み可能器具を放出する、別の例示の変形例を示す側面断面図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0021】

閉塞（例えば、塞栓）器具を含む植込み可能器具の分離機構及び組立体について説明する。本明細書において説明する分離機構は、血管及び神経血管適応で有用な器具に利用できる、塞栓器具を動脈瘤、例えば小径の、湾曲した又はその他の点において接近が困難な血管系、例えば動脈瘤、例えば脳動脈瘤まで配送するのに有用である。これら分離機構及びかかる分離機構を含む組立体を製造する方法及びこれらの使用方法も又、本明細書における開示内容の観点である。

【0022】

現在、植込み可能な血管閉塞器具を配送する普及している標準の方法は、電解分離方式（例えば、GDCコイル）によってである。電解分離方式は、初期の機械式分離方式の欠点（例えば、かかる機構が係合状態のままであるようにするためにはカテーテル内に完全に位置する必要があるということ）を解決するが、電解作用により分離可能なコイルは、典型的には、約20～30秒の分離時間を必要とする。

【0023】

電気エネルギー及び/又は熱の付加（本明細書では、電気エネルギーであれ熱であれ、どちらを加える場合でも「付加」と称する）時に植込み可能器具の迅速且つ正確な分離を可能にする分離機構について本明細書において説明する。本発明の利点としては、（i）迅速に分離可能な血管閉塞器具が提供されること、（i i）カテーテル先端部を越えて延びるようにすることができ、それにより正確な配置が可能になる機械的に分離可能な植込み可能器具が提供されること及び（i i i）閉塞器具を取外すのに必要な機械的移動を最小限に抑える閉塞器具が提供されることが挙げられるが、これらには限定されない。

【0024】

本明細書において記載される刊行物、特許明細書及び特許出願明細書の全ては、これよりも前に記載されていようとこれよりも後に記載されていようといずれにせよ、参照により引用され、これらの記載内容全体が本明細書の一部とされる。

【0025】

注目されなければならないこととして、本明細書及び添付の特許請求の範囲で用いられている単数形“a”、“an”及び“the”という用語は、別段の明示の指定がなければ複数を含む。かくして、例えば、「電気活性ポリマー」を有する装置と記載されている場合、2つ又は3つ以上のかかる材料又は同一の電気活性ポリマーの多数の層を有する装置を含む。

【0026】

本明細書において説明する分離機構は、配送機構からの血管閉塞器具の迅速な放出を可能にする。「迅速」放出という表現は、30秒未満、好ましくは20秒未満、より好ましくは1～15秒（例えば、1秒、2秒、3秒、4秒、5秒、6秒、7秒、8秒、9秒、10秒、11秒、12秒、13秒、14秒又は15秒）内の放出を意味している。

【0027】

分離機構は、任意所望の形状を取ることができる。分離機構は、器具の外部に直接（例えば、器具の外部に）又は間接的に（例えば、器具の外部と接触状態にある構造体を介して）接触することにより植込み可能器具に係合することができる。しかしながら、植込み可能器具のための上述した電気活性分離機構とは異なり、分離機構が植込み可能器具の管腔内に延びると、分離機構は、器具の内面に（活性状態か非活性状態かのいずれかにおいて、選択された材料の特性に応じて）直接係合する。分離機構は、リング形又は螺旋形構造に、例えば、二層ストリップから巻かれた螺旋の状態に付形できる。

【0028】

或る観点においては、分離機構は、電気エネルギーの付加時に形態を変化させる電気活性ポリマー（EAP）を含む。電気活性ポリマーであれば、これが電流の付加に回答して十分に形を変える限り、どれでも使用できる。多数の電気活性ポリマーを例えば層の状態で見ることができると共に/或いは互いに混合した状態で用いることができる。適当な

10

20

30

40

50

電気活性ポリマーの非限定的な例としては、ポリピロール、ナフィオン(nafion)(登録商標)、ポリアニレン、ポリチオフェン等が挙げられる。これについては、例えば、特許文献26及び27を参照されたい。電気活性ポリマーは、活性時に拡張し又は収縮することができる。

【0029】

或る実施形態では、電気活性ポリマーの形態の変化は、電流の付加時に、ポリマーの直径が減少し、オプションとして、軸線方向長さが増大するようなものである。かくして、電流が流れていない場合、分離機構は、配送器具内において植込み可能器具に係合する。これにより、配送分離機構及び血管閉塞器具を、植込み可能器具が電気活性ポリマーにより固定されて配送機構(例えば、配送カテーテル又は配送管)の遠位端部から延びるようになっていても、ユニットとして動かすことができる。電流を流すと、電気活性ポリマーは、形を変え(収縮し)、その結果、電気活性ポリマーは、植込み可能器具を配送器具にもはや固着することがないようになる。したがって、通電時、植込み可能器具は、選択された部位に迅速に放出される。これらの実施形態では、非活性状態の電気活性ポリマーは、電流を用いて分離機構を作動させるまで、植込み可能器具に(例えば、植込み可能器具の外面又は内面及び/又はその近位端部に取付けられている構造体に)物理的圧縮拘みを提供する。これら「フェールセーフ」実施形態は、誤った又は時期尚早なコイルの離脱又は分離の恐れを最小にし、停電又は偶発的な中断の場合であっても、塞栓器具が配送ワイヤに取付けられたままの状態であるので有利である。

【0030】

変形例として、電気活性ポリマーは、電流の付加時にその直径が増大するようなものであるのがよい。これらの実施形態では、配送中、電気エネルギーが加えられ、植込み可能器具の放出は、植込み可能器具が所望の位置にあるときに電流の付加を止めることによって達成される。電気活性ポリマーが電気エネルギーの付加時に拡張する実施形態では、植込み可能器具を配送器具内に位置決めし、電気活性ポリマーを付勢してコイルを所望の位置に保つ。次に、植込み可能器具を接近用配送器具(例えば、マイクロカテーテル)内に導入する。動脈瘤内における所望の位置決めを達成すると、電気活性ポリマーを消勢することによりコイルを取外す。これら実施形態により、長い長さの非切断塞栓コイルを外科医に提供できるという選択肢が得られる。外科医は、コイルを所望の長さに切断し、これらを配送器具に取付けてコイルを配送することができる。配送器具は、管腔が挿入のために十分にあいたままである限り、多数回にわたって再使用できる。

【0031】

電気活性ポリマーを含む分離機構は、金属(例えば、ニチノール、ステンレス鋼)及び/又はポリマー材料を更に含むのがよい。或る実施形態では、分離機構は、耐久性及び可撓性をもたらすことができる超弾性金属合金、例えばニチノールを含む。ステンレス鋼又は他の金属若しくは合金も又使用できる。分離機構の一部又は全ては、1つ又は2つ以上の表面処理(被覆、機械加工、マイクロテクスチャリング等)が施されるのがよい。典型的には、電気活性ポリマーを金属及び/又はポリマー材料の表面上に塗布する。

【0032】

これら実施形態では、分離機構は、典型的には層の状態の2つ又は3つ以上の材料(例えば、金属及び/又はポリマー)を含む。更に、熱エネルギー又は電気エネルギーにตอบสนองして、分離機構の2つ又は3つ以上の材料は、互いに異なる状態で形態を変化させる。例えば、或る実施形態では、分離機構は、金属又はポリマー基材に被着された電気活性ポリマーの2層ストリップを有する。他の実施形態では、熱エネルギー又は電気エネルギーの活性時に別々に応動する金属又はポリマーが採用される。本明細書において説明する分離機構は、血管閉塞器具の容易な回収及び/又は再位置決めをも可能にする。

【0033】

適当な配送器具としては、配送管(ハイポチューブ)が設けられている又は設けられていない配送カテーテル(例えば、マイクロカテーテル)が挙げられる。配送器具がハイポチューブを含む場合、ハイポチューブは、配送カテーテルの長さにわたって延びても良く

10

20

30

40

50

、或いは、遠位領域にのみ位置してもよい。配送器具は、側部に設けられていて、電解液の流入及び流出を可能にする1つ又は2つ以上の孔を有するのがよい。これについては、2007年5月16日に出願された米国特許仮出願第60/930,436号明細書(発明の名称:Catheters for Electrolytically Detachable Embolic Devices)を参照されたい。本明細書において説明する実施形態のいずれにおいても、配送器具には、軸線方向制御性を維持しながら曲げ剛性を減少させるためにスロット又は螺旋切れ目が設けられるのがよい。

【0034】

或る実施形態では、例えば側壁に埋込まれ又は配送管の管腔を通して延びる電極又は熱伝導性要素を有する編組配送管が採用される。かかる配送管は、従来型カテーテル(例えば、マイクロカテーテル)を通して配送されるようになっており、カテーテルの遠位端部から伸長されると、離脱に先立って植込み可能器具のより正確な位置決めを可能にする。他の実施形態では、電極(双極又は単極)は、配送器具の管腔の一部又は全体を貫通して延びる。

10

【0035】

更に、上述したように、電気エネルギー又は熱エネルギーを任意適当な仕方で分離機構に提供するのがよい。エネルギー源は、例えば側壁に設けられた電極又は熱導体を有する配送機構(例えば、カテーテル又は配送管)を用いて分離機構に直接接触するのがよい。これについては、例えば、特許文献28及び29を参照されたい。加えて、電極をコアワイヤに取付けるのがよい。例えば、単極電極及び/又はアノード単独又はコアワイヤカソードと燃り合わされたアノードも又、電流を電気活性ポリマーに供給するのに使用できる。オプションとして、リード線を例えば接着剤又は熱収縮ポリマー積層、例えばPTFE、FEP、PET又はウレタンによりコアワイヤに固定するのがよい。導電性要素は、電気リード線を絶縁すると共に/或いは前進中における摩擦を減少させるポリマージャケット/ライナを有するのがよい。変形例として、分離機構は、電気エネルギー又は熱エネルギーを分離機構に伝える導電性材料(例えば、金属)を介して間接的に形態を変化させるよう作動可能又は活性可能であってもよい。

20

【0036】

電気エネルギーを電気活性ポリマーに伝える電極及び/又は導電性材料のうちの1つ又は2つ以上は、絶縁膜(例えば、ポリイミド等)を含むのがよいことは明らかであろう。電気エネルギーに関し、交流電流又は直流電流を用いることができる。好ましくは、直流電流が用いられる。流される電流の量は、用途に応じて様々であるが、典型的には、4ボルト未満、好ましくは約2ボルトを付加して分離機構の電気活性ポリマーを活性させる。同様に、熱エネルギーにตอบสนองして形態を変化させる材料の場合、所望に応じてオペレータにより熱を加えて分離機構の形態を変化させるのがよい。

30

【0037】

或る実施形態では、導体及び/又は電極は、分離機構(例えば、管又はコイルストップ)の遠位端部の遠位側に位置する。図示のように、分離機構は、例えば電極/熱導体上への物理的拡張により、熱収縮により、導電性接着剤等により導電性表面上に配置されるのがよい。

40

【0038】

本明細書において説明する分離機構は、植込み可能器具と共に使用されるようになっていたのが良く、植込み可能器具としては、血管閉塞器具、ファロピウス管閉塞器具、子宮植込み可能器具、胆管植込み可能器具等が挙げられるが、これらには限定されない。植込み可能器具は、金属製であると共に/又はポリマー製であってよい。適当な金属及び金属合金としては、V I I I 属金属、特に白金、ロジウム、パラジウム、リニウム並びにタングステン、金、銀、タンタル及びこれらの合金が挙げられる。コア要素は、多種多様なステンレス鋼のうちの任意のものから成っていてもよい。機械的見地から見て非常に望ましい構成材料は、大きな応力を受けても形状を保つ材料であり、かかる材料としては、「超弾性合金」、例えばニッケル/チタン合金(48~58原子%ニッケル及びオプションと

50

して少量の鉄を含む)、銅/亜鉛合金(38~42重量%亜鉛)、1~10重量%のベリリウム、シリコン、錫、アルミニウム又はガリウムを含む銅/亜鉛合金、又はニッケル/アルミニウム合金(36~38原子%アルミニウム)が挙げられるが、これらには限定されない。特許文献30~32に記載された合金が特に好ましい。「ニチノール」と呼ばれているチタン/ニッケル合金が最適である。

【0039】

本明細書において説明する分離機構は、任意構造の植込み可能器具、例えば管状構造体、例えば、編組体、コイル、編組体とコイルの組み合わせ等の器具と共に使用できる。かくして、植込み可能器具は、以下に説明する図には血管閉塞コイルとして示されているが、種々の形状又は形態のものであって良く、かかる形状又は形態としては、編組体、編成体、織成構造体、管(例えば、有孔又はスロット付き管)、ケーブル、射出成形器具等が挙げられるが、これらには限定されない。例えば、特許文献33及び34を参照されたい。植込み可能器具は、展開時に形状を変えることができ、例えば、拘束状態の直線形態から弛緩した3次元(二次)形態に変わることができる。これについては特許文献5も又参照されたい。好ましい実施形態では、コア要素は、一次螺旋形状に巻かれた金属ワイヤを含む。コア要素は、ワイヤを一次形状に設定するよう加熱工程を受けるのがよいが、必ずしもそうでなければならないということはない。直線的螺旋形状及び/又は別の3次元(二次)形態を備えた血管閉塞コイルの製造方法が当該技術分野において知られており、上述した文献、例えば特許文献5に詳細に記載されている。かくして、血管閉塞器具が全体としてその要素として、図示の直線的コイル形状とは異なる二次形状又は構造、例えば球形、楕円形、螺旋形、卵形、8の字形等の形状を有することも又、本発明の範囲に含まれる。本明細書において説明する器具は、これらが動脈瘤内への展開時に二次形状を取るという点において自動成型型であるのがよい。変形例として、器具は、或る条件(例えば、温度の変化、エネルギーの付加等)下においてこれらの二次形状を取ってもよい。

【0040】

図1は、電気活性ポリマーが配送器具内の血管閉塞器具に係合している形態における、本明細書において説明する例示の分離可能な血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。この位置では、電気活性ポリマー20は、血管閉塞コイル10の近位領域、即ち、血管閉塞コイル10の先端ボール部15に係合している。電極40,45が、配送管30の側壁の中を延び、電気活性ポリマー20に接触している。電流の付加時に収縮する電気活性ポリマーの場合、図1は、非活性状態の組立体を示し、非活性状態において、電気活性ポリマー20は、塞栓コイルの外径(OD)よりも小さい内径(ID)を有する管腔を形成し、塞栓コイルを適所に保持することを可能にする。電流の付加時に拡張する電気活性ポリマーの場合、図1は、活性状態の組立体を示し、活性状態において、電気活性ポリマーは塞栓コイルを適所に保持する。

【0041】

図2は、電流を付加したり又は除去したりすることによって電気活性ポリマーの形態を変化させた後における、図1の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。電気エネルギーの付加時に収縮する電気活性ポリマーの場合、電気活性ポリマーの周囲における水及びイオン輸送により、電気活性ポリマーを収縮させ、それにより、その厚さを減少させる。同様に、電気エネルギーの付加時に拡張する電気活性ポリマーの場合、電気活性ポリマーは、電流を除去すると収縮する。いずれの場合においても、収縮した電気活性ポリマー20は、塞栓コイル10の上の保持を解放し且つ配送器具30の取出しを可能にし、塞栓コイル10を血管内に残す。

【0042】

図3A~図3Cは、電気活性ポリマー材料20が配送器具30を越えて延びる別の例示の組立体を示す。図3Aは、係合形態にある組立体の断面を示す。図3Bは、電気エネルギーの付加又は除去によって電気活性ポリマーの形態を変化させた時における図3Aの実施形態の断面図である。電気活性ポリマー20によって形成された管の内径が増大し、それに加えて、電気活性ポリマー20の軸線方向長さが増大する。これにより、分離中にお

ける塞栓コイルの移動を最小にする。図3Cは、中間活性状態における分離機構を示し、中間活性状態において、電気活性ポリマー20の厚さは部分的に縮み、電気活性ポリマーが塞栓コイル10の位置決め及び/又は押しを補助する。

【0043】

図4は、別の例示の実施形態を示し、この実施形態において、構造要素(例えばボール)70は、塞栓コイル10の近位端部に又はその近くに固着され、電気活性ポリマー20の中を通過して延びている。ボール70は、配送管の内部に配置され、電気活性ポリマー20によって適所に保持される。電気活性ポリマー20の形態をアノード75及びカソード77を介して変化させるとき、電気活性ポリマー20は、その形態を、配送管をボール70の上で引くのに十分な管腔内隙間を生じさせるのに十分に变化させる。この設計により、向上した引張強さが得られ、その理由は、通常、剪断ではなく引張荷重が表面に加えられるからである。

10

【0044】

構造体が任意の箇所で任意適当な手段(例えば接着、はんだ付け、溶接等)で塞栓コイルに固着されてもよいことは明らかである。更に、任意の構造要素を用いてもよく、かかる構造要素は、例えば、ボール、リング、フック等を含む。

【0045】

図5は、電気活性ポリマーの多数層20を用いた別の設計例を示す。この設計例では、塞栓コイル10の近位端部の内面及び外面は、電気活性ポリマー20によって包囲されている。図5はまた、配送管30、アノード75及びカソード77も示す。

20

【0046】

図6A~図6Fは、電気活性ポリマー及び追加の材料を含む分離機構の断面図である。図6は、複数の形態を示し、この形態において、電気活性ポリマーは他の材料と積層され、上記他の材料は、空間を充填し、且つ/又は、所望の接着特性を配送器具又はコイルに付与する。他の形態、例えば、材料の混合物及び異なる材料の重なり領域も考えられる。他の材料の非限定的な例は、金属及び/又はポリマー(例えばPET)を含む。

【0047】

図6A~図6Cは、構造体含む電気活性ポリマーがリング又は管の形状である実施形態を示す。図6Aは、例示の分離機構の断面図であり、この分離機構は、内側の電気活性ポリマー層20と、外側コア(例えば管)層85と、電気活性ポリマー20と外側の管層85との間に挟まれた充填材ポリマー中間層80とを有している。図6Bは、別の例示の分離機構の断面図であり、この分離機構は、内側の充填材ポリマー層80と、外側の管層85と、内側の充填材ポリマー層80と外側のコア層85との間に挟まれた電気活性ポリマーの中間層20とを有している。図6Cは、別の例示の分離機構の断面図であり、この分離機構は、内側の電気活性ポリマー層20と、外側のコア又は管層85と、電気活性ポリマー層20と外側のコア層85との間に挟まれた充填材料中間層85とを有している。図6Cはまた、分離機構が中実の環状体である必要はなく、電気活性ポリマーの様な且つ/又は容易な拡張及び収縮を可能にする1つ又は2つ以上のスロット87又はその他の不連続形態を有する仕方を示す。

30

【0048】

図6D~図6Fは、分離機構が、管の代わりにコアワイヤを有する実施形態を示す。特に、図6Dは、コアワイヤ85を有する例示の分離機構の断面図であり、コアワイヤ85は、充填材料層80によって包囲され、充填材料層80は、外側の電気活性ポリマー層20によって包囲されている。図6Eは、電気活性ポリマー層20及び充填材料層80のスロット87を更に有する図6Dの分離機構を示す。図6Fは、コアワイヤ85を有する例示の分離機構の断面図であり、コアワイヤ85は、電気活性ポリマー層20によって包囲され、電気活性ポリマー層20は、外側の充填材料層80によって包囲されている。また、電気活性ポリマー層20及び充填材料層80のスロット87が示されている。

40

【0049】

図7は、配送管30がその側壁に1つ又は2つ以上の孔95を有する、本明細書におい

50

て説明する例示の組立体の断面図である。また、配送管 30 の内側にリングを形成する電気活性ポリマー 20 と、電極 90 と、植込み可能器具 10 が示されている。側壁の孔により、オペレータが配送器具の管腔内に注入することができる電解液（例えば血液）の流入及び流出の両方を可能にする。適当な電解液の非限定的な例は、生理的食塩水、リン酸緩衝生理的食塩水等を含む。

【0050】

図 8 及び図 9 は、孔又はスロット 97 を含む形態の電気活性ポリマー 20 の例示の断面図である。非中実の電気活性ポリマーを用いることにより、電解液の拡散のための表面積を増大させ、それにより、ポリマーの形態を変化させ且つ植込み可能器具を放出する際に付加される電気エネルギーの効率を増大させる。

10

【0051】

図 10 A は、例示の血管閉塞組立体の側面断面図であり、この血管閉塞組立体において、分離機構は、リング形の電気活性ポリマー 20 を含み、電気活性ポリマー 20 は、植込み可能な塞栓コイル 10 の管腔内に嵌まるように配置され、且つ、正電極 35 及び負電極 37 を有するデュアル導体電極 32 の遠位端部に取付けられ、正電極 35 及び負電極 37 は、リング形の電気活性ポリマー 20 の中に配置されている。デュアル導体電極 32 は、同軸の導体であってもよいし、撚り線対をなす導体であってもよい。また、図 10 A は、放射線不透過性の（例えば、白金の）近位コイル巻き部 55 を含むマーカコイル 50 を示す。電流の付加時に拡張する電気活性ポリマー 20 が、非活性状態で示され、非活性状態において、電気活性ポリマーは、塞栓コイル 10 の内径よりも小さい直径を有する。

20

【0052】

図 10 B は、図 10 A の組立体を活性状態で示す。電気活性ポリマー 20 の直径は、電気エネルギーの付加時に増大し、塞栓コイル 10 を適所に、例えば、ストッパコイル及び/又はマーカコイル 50 に押付けるように保持している。

【0053】

配送器具がマーカコイル又はストッパコイルを有しているとき、配送器具は、植込み可能器具と同一の直径のものであってもよいし、それと異なる直径のものであってもよい。或る実施形態では、ストッパコイルは、植込み可能コイルよりも僅かに小さい内径を有し、その結果、上記 2 つのコイルが軸線方向に整列するとき、上記 2 つのコイルは、互いに接触するが、接合部のところに隆起領域を生じさせる。電気活性ポリマーは、係合位置において拡張し、不均一な表面を、上記 2 つのコイルが同じの直径を有する場合よりもしっかりと捕らえる。

30

【0054】

電気活性ポリマーが電気エネルギーの付加時に拡張する実施形態では、植込み可能器具を配送器具内に位置決めし、電気活性ポリマーにエネルギーを付与し、コイルを所望位置に保つ。例えば、図 10 に示す設計例では、リング形の電気活性ポリマーを主コイルの管腔内に挿入し、電気活性ポリマーにエネルギーを付与する。次いで、植込み可能器具を接近用配送器具（例えば、マイクロカテーテル）内に導入する。動脈瘤内での所望の位置決めを達成したら、電気活性ポリマーを消勢することによって、コイルを分離させる。これらの実施形態により、長い非切断塞栓コイルを外科医に提供する選択肢を可能にする。外科医は、コイルを所望の長さに切断し、コイルを配送器具に取付けて配送又は展開することができる。配送器具は、管腔が挿入のための十分な空間を有したままである限り、多数回にわたって再使用してもよい。更に、これら実施形態は、コイルの誤った又は時期尚早な分離又は取外しの恐れを最小にする。

40

【0055】

図 11 は、電気活性ポリマーが電流の付加時に収縮する（直径を減少させる）別の実施形態を示す。図 11 A は、非活性（拡張）状態における例示の血管閉塞組立体の側面断面図である。電気活性ポリマー 20 を含む分離機構が、植込み可能なデュアル直径塞栓コイル 10 の管腔内に嵌まるように配置され、デュアル導体電極 32 の遠位端部に取付けられる。デュアル導体電極 32 は、同軸の導体であってもよいし、撚り線対をなす導体であっ

50

てもよい。また、図11Aは、放射線不透過性の（例えば、白金の）近位コイル巻き部55を含むマーカコイル50及びストッパコイル57を含んでいる。図11Bは、活性状態にある図11Aの組立体を示す。電気活性ポリマー20の直径は、電気エネルギーの付加時に減少し、塞栓コイル10を血管内の所望の場所に放出する。

【0056】

図12及び図13は、更に別の例示の実施形態の側面図であり、この実施形態において、分離機構70は、複合（積層）ストリップ60として構成される。図12Aは、複合ストリップを放出位置で示し、図12Bは、活性位置にある異なる層の拡張の不同一を示す。図13Aは、複合ストリップを放出位置で示し、且つ、ストリップ層を接触状態に保つために使用されるバンド77を示している。図13Bは、ストリップ層の異なる反りを生じさせる活性時（電流又は熱）における図13Aの複合ストリップを示す。

10

【0057】

図14Aは、図12及び図13に示す複合ストリップの正面断面図であり、複合ストリップは、螺旋形に巻かれ、且つ、放出形態の植込み可能コイル10の管腔内に位置決めされている。図14Bは、係合形態における図14Aの組立体、即ち、積層ストリップが植込み可能器具10の内面に係合しているときの図14Aの組立体を示す。

【0058】

積層ストリップは、電気エネルギーの付加時に拡張したり収縮したりする電気活性ポリマーを含む。変形例として、積層ストリップは、異なる熱拡張率を有する2つ又は3つ以上の非類似の金属で構成されてもよく、それにより、温度を変化させたとき、金属は、他の金属に対して形状を変化させ、即ち、反り、曲がり、及び/又は拡張する。電気活性ポリマーがこれらストリップに用いられるとき、分離機構は、電流源に作動的に結合されることは明らかであろう。同様に、非類似の金属が用いられるとき、ストリップは、熱源に作動的に連結される。

20

【0059】

図15は、上述したような積層ストリップ60を用いる設計例を示す。図15は、複合ストリップ60がマーカコイル50の管腔の中を通過して植込み可能塞栓コイル10の管腔内に延びる実施形態の断面図である。ストリップ60は、拡張（係合）位置において、コイル10に（例えば、植込み可能なコイルの巻き部の中に）直接係合してもよいし、変形例として、コイル内の適当な場所に位置決めされたオリフィス（例えば、隙間）又は構造体80に係合してもよい。

30

【0060】

図16は、塞栓コイル10の管腔内の積層ストリップ60を用いる更に別の設計例を示し、この設計例において、積層ストリップ60は、放出形態において、インターロック要素80を介して互いに係合する。図16に示すように、多数のストリップを植込み可能器具の管腔内で用いるとき、多数のストリップは、それらを作動させたときにそれらが互いに対して通り過ぎるように互いにずらされるのがよく、それにより、位置決め及び配送中の移動範囲を増大させる。例えば、ストリップは、植込み可能器具の管腔の周りに等間隔に配置され、例えば、2つのストリップの場合、180°の間隔で配置され、3つのストリップの場合、120°の間隔で配置される。

40

【0061】

上述したように、本明細書において説明した実施形態のいずれも、電気活性ポリマーの1つ又は2つ以上の層を有している。更に、電気活性ポリマーは、任意の基材の上に堆積されてもよく、係る基材は、例えば、金属（例えばニチノール）又はポリマー（例えば、ウレタン）である。電気活性ポリマーは、任意の手段によって堆積され、かかる手段は、例えば、コーティング又は接着等である。

【0062】

或る実施形態では、本明細書において説明する組立体は、更に、電気活性ポリマーとの接触を維持するのを助ける要素（例えば、バンド）を、植込み可能器具及び/又は配送機構の近位端部の周りに有する。かかる要素の非限定的な例は、薄肉金属（例えば、ステン

50

レス鋼、ニチノール及び/又は白金合金)及び/又はポリマー(PEEK、PET、ポリイミド)のバンドを含む。変形例として、コイルの一部(例えば、コイルの巻き部)を互いにはんだ付け又は溶接してもよい。

【0063】

図17は、例示の血管閉塞組立体の側面断面図であり、この血管閉塞組立体において、リング形の電気活性ポリマー20を含む分離機構は、植込み可能な塞栓コイル10の管腔内に嵌まるように配置され、且つ、正電極35及び負電極37を有するデュアル導体電極32の遠位端部に取付けられ、正電極35及び負電極37は、リング形の電気活性ポリマー20内に配置されている。また、図17は、放射線不透過性の(例えば、白金の)近位コイル巻き部55を含むマーカコイル50と、配送器具90を示す。

10

【0064】

図18は、図17に示す例示の血管閉塞組立体の側面断面図であり、配送器具90がその側壁に孔95を有している。

【0065】

図19は、電気活性ポリマープラグ20を配送管30内に有する、本明細書において説明した別の例示の分離可能な血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。電気活性ポリマープラグ20は、減少容積形態で示されており、血管閉塞コイル10の近位領域(先端ボール部)に接触している。電極40、45が、配送管30の側壁の中を通過して伸び、電気活性ポリマー20に接触している。配送管30は、更に、電気活性ポリマープラグ20の近位側に位置するストッパ50を有している。ストッパ50は、配送管30内における電気活性ポリマーの近位方向の拡張を阻止する。電気エネルギーの付加時に収縮する電気活性ポリマーの場合、電気活性ポリマーの周りにおける水和、電源からの付加電圧及びイオン輸送により、電気活性ポリマーを収縮させ、それにより、電気活性ポリマーが配送管30内で占める空間を減少させる。

20

【0066】

図20は、電気活性ポリマープラグ20の形態を電流の付加又は除去によって拡張形態に変化させた後の図19の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。ポリマープラグ20は、ストッパ50により、配送管30内において遠位方向にだけ拡張することができ、従って、ポリマープラグ20が拡張すると、ポリマープラグ20は、コイル10を配送器具の外に押し出し、コイル10を血管内に残したまま配送器具30を引出すことを可能にする。

30

【0067】

図21は、電気活性ポリマープラグ20及びストッパ50を有する別の例示の分離可能な血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。電気活性ポリマー20は、減少容積形態で示され、血管閉塞コイル10の近位領域(先端ボール部)に接触している。電極40、45が、配送管30の側壁の中を通過して伸び、電気活性ポリマー20に接触している。配送管は、更に、電気活性ポリマープラグ20の近位側に位置するストッパ50を有している。配送管30は、血管閉塞コイル10の外径に嵌まるよう寸法決めされたカラー35を有している。

【0068】

図22は、電気活性ポリマープラグ20の形態を電流の付加又は除去によって拡張形態に変化させた後の図21の血管閉塞組立体の部分的な側面断面図である。拡張したポリマープラグ20は、コイル10を配送器具30のカラー35の外に押し出し、コイル10を血管内に残したまま配送器具30を引出すことを可能にする。

40

【0069】

図23は、ストッパ50が孔55を有する、本明細書において説明した更に別の電気活性ポリマープラグ型の組立体を示す。孔により、オペレータが配送管の管腔内に注入する電解液(例えば、電解溶液)が電気活性ポリマー20に接触することを可能にする。

【0070】

図24は、配送管30がその側壁に1つ又は2つ以上の孔95を有する、本明細書にお

50

いて説明する電気活性プラグ型の組立体の断面図である。図24はまた、電気活性ポリマー20と、孔50, 55を備えたストッパ50と、配送管30と、電極90と、植込み可能器具10を示す。側壁の孔により、オペレータが配送器具の管腔内に注入することができる電解液(例えば血液)の流入及び流出の両方を可能にする。適当な電解液の非限定的な例は、生理的食塩水、リン酸緩衝生理的食塩水等を含む。

【0071】

図25Aは、本明細書において説明する別の例示の組立体の側面図であり、この組立体において、電気活性ポリマー分離機構20は、コイル10の近位端部に設けられた構造体72に巻かれている。分離機構20は、選択的には、コイル10に直接接触するのがよい。図25Aは、電気活性ポリマー20を非拡張(小直径)形態で示し、かかる形態において、コイル10は、分離機構20に係合する。図25B及び図25Cは、電気活性ポリマー20が拡張形態にある図25Aの器具を示し、電気活性ポリマーは、拡張形態において、もはや構造体72には係合せず、それにより、コイル10を放出する。図示のように、電気活性ポリマー20に係合する構造体72は、コイル10の近位端部(図25B)に取付けられてもよいし、プッシャ要素(例えば、電気導体32を含むプッシャ)の遠位端部に取付けられてもよい。

10

【0072】

図25A~図25Cではコイル形の構造体72が示されているけれども、電気活性ポリマー20が任意の形状の構造体を取付けられてもよいことは明らかであり、かかる構造体は、例えば、真直ぐで中実又は中空の管であり、選択的には、機械的ブラスト、研削又は化学的エッチング等によって粗くされた表面を有するのがよい。また、構造体72が任意の材料(ポリマー及び/又は金属)で作られることは明らかであり、かかる材料は、コイルと同じ材料(例えば、白金合金)であるのがよい。同様に、電気活性ポリマーは、種々の形状をとることができ、かかる形状は、例えば、リング形状又は図25に示す螺旋形状である。選択的には、電気活性ポリマーは、基材の上に堆積され、例えば、薄い軟質のポリマー(例えば、ポリイミド又はポリエステル)である。加えて、コイルの1つ又は2つ以上のループを互いにはんだ付けし又は溶接し、それにより、コイルの移動中における伸びを減少させてもよい。

20

【0073】

図26Aは、アーム状の構造体73がコイル10の近位領域から延びる実施形態の側面断面図であり、アーム状の構造体73は、非拡張形態にある電気活性ポリマー20を収容するスロット内においてプッシャ要素31に係合する。図26Bは、電気活性ポリマー20が拡張しているときの組立体を示し、アーム73は、もはやプッシャ要素31に係合していない。プッシャ要素31は、電気活性ポリマー20を活性化させるための電気導体32を含んでいる。

30

【0074】

アームは、任意の材料(例えば、ポリマー及び/又は金属)で作られ、植込み可能器具と一体であってもよいし、それに取付けられてもよい。図26は、2つのアームを示しているが、3つ以上、例えば、3つ、4つ、5つ、6つ又は7つ以上のアームを用いてもよく、それにより、引張強さを向上させるのがよい。グリップ部も、アームに係合する任意の形態のものであり、管状のプッシャ内に形成されてもよいし、プッシャの遠位端部に取付けられてもよい。プッシャは、任意の材料(例えば、ニチノール)で作られる。プッシャ本体は、選択的には、遠位方向に撓み可能な金属ハイポチューブ構成要素、ポリマージャケット/ライナ、及び/又は、金属補強ポリマー構造体を有するのがよい。追加の要素、例えば、放射線不透過性マーカが、プッシャ要素の上に設けられてもよい。

40

【0075】

図27Aは、電気活性ポリマー20がリングである実施形態の側面断面図であり、この実施形態において、リングは、コイル10の近位領域に取付けられ、非拡張形態においてプッシャ要素31に係合する。図27Bは、電気活性ポリマー20が拡張したときの組立体を示し、リングの直径が増大し、リングは、もはやプッシャ要素31に係合せず、コイ

50

ル10を分離する。プッシャ要素31は、電気活性ポリマー20を活性化させる電気導体32を含み、選択的には、電気活性ポリマー20のリングと嵌まるように構成されたスロット又は溝を含む。図27Cは、例示の電気活性ポリマーリング20の断面を示し、電気活性ポリマーリング20は、非拡張状態において、多数の不連続電気活性ポリマー要素で構成されている。図27Dは、電気活性ポリマーリングの直線的な拡張後における図27Cの電気活性ポリマーリング構造体20を示す。

【0076】

図28～図30は、追加の実施形態の側面断面図であり、この追加の実施形態では、電気活性ポリマー20が収縮位置にあるとき、植込み可能器具10がプッシャ要素31に係合する。図28Aは、電気活性ポリマー20を収縮させたときにアーム74が係合するコイル10の近位端部に設けられたボール73状の構造体を示す。図28Bは、電気活性ポリマー20を拡張させたときのボール継手の解放を示す。図29Aは、電気活性ポリマー20が収縮位置にあるときに、プッシャ要素31のアーム74がコイル10のリング構造体73に係合する組立体を示す。図29Bは、電気活性ポリマー20が拡張したときの組立体を示し、アーム74は、もはやリング73に係合していない。図30Aは、非拡張形態の電気活性ポリマー20を含む組立体を示し、電気活性ポリマー20は、コイル10の近位端部に設けられた構造体73aに係合し、且つ、構造体73aの拡大端部73の遠位側に位置している。図30Bは、電気活性ポリマー20を拡張させた時の組立体を示し、構造体73、73a及びそれに取り付けられたコイル10を放出する。図30Cは、構造体73、73aと非拡張形態にある電気活性ポリマー20の平面図であり、構造体73、73aは、植込み可能コイルから延び、電気活性ポリマー20は、半径方向の拡張を促進させるパネル形態に作られている。図30Dは、図30Cに示す構造体の平面図であり、電気活性ポリマーのパネルは、拡張形態にある。

【0077】

図31は、配送器具30から延びる継手受け具79を含む実施形態を示す。図31Aに示すように、継手受け具79は、電気活性ポリマー又は電気活性ストリップ（例えば、電気活性ワイヤ）20を含み、電気活性ポリマー又は電気活性ストリップ20は、それが拡張形態（例えば、活性形態）にあるとき、植込み可能器具10から延びる継手器具73に係合する。電気活性ポリマー20は、非拡張（例えば、非活性）形態において、継手器具73を放出する。継手受け具79及び継手器具73は、任意の形態で作られる。同様に、電気活性ポリマー20は、例えば図9Bに示すように、リング状構造体であるのがよく、チャンネルを有していてもよいし、有していなくてもよい。他の実施形態では、継手器具は、電流を介する熱的活性に応答する電気活性ワイヤを含み、かかる電気活性ワイヤは、例えば、ニッケルチタン形状記憶ワイヤ又は超弾性ワイヤである（図12及び図13参照）。継手機構を有する設計例は、オペレータが植込み中に器具を再位置決めしたり操縦したりする能力を高めることができる。例えば、配送器具及び分離器具は、1対1程度の大きいトルクで且つ/又は互いに独立して回転させられるのがよい。

【0078】

図32は、圧縮（液圧）型の分離機構を示し、この分離機構は、非圧縮性材料31で作られた管状のプッシャ要素と、電気活性ポリマー20とを有している。典型的には、非圧縮性材料31は、電解質としても作用する。電気活性ポリマーが非拡張形態にあるとき、コイル10は、例えば締め嵌めによって、管状のプッシャ要素と係合する。図32Aは、電気活性ポリマー20が非拡張形態にあるときの組立体を示す。電気活性ポリマー20の容積の拡張時、管状のプッシャ要素の内側の圧力が増大し、コイル10を放出する。

【0079】

図33Aは、T字形のバー構造体84を有する実施形態の側面断面図であり、T字形のバー構造体84は、植込み可能コイル10に取り付けられたフィン状構造体87に係合している。図33Aは、電気活性ポリマー20を活性化させる電気導体32も示す。典型的には、フィン状構造体87は、植込み可能器具に（例えば、コイルの内部に）取り付けられ、且つ、孔を有し、T字形バー構造体84が上記孔の中を通過している。電気活性ポリマー2

10

20

30

40

50

0 は、T字形バー構造体 84 の上に配置され、その結果、電機活性ポリマー 20 の収縮位置において、T字形バー構造体 84 は、植込み可能器具 10 から延びているフィン状構造体 87 に係合する。図 33B は、電気活性ポリマー 20 が拡張形態にある組立体を示し、それにより、フィン状構造体 87 を、T字形バー構造体 84 の端部を越えるように拡張させ、T字形バー構造体 84 は、もはや植込み可能器具 10 に係合しない。

【0080】

図 34A 及び図 34B は、T字形バー構造体 84 を有する変形実施形態を示し、T字形バー構造体 84 は、植込み可能器具 10 に取付けられ、その近位側において構造体 87 に係合している。図 33 に示す実施形態の場合と同様、電気活性ポリマー 20 の拡張により、フィンを T字形バー構造体 84 の外側に押し、植込み可能器具 10 をプッシャ要素から放出する(図 34B 参照)。

10

【0081】

T字形バー構造体は、単一の T字形でなくてもよく、任意の数の柱、例えば 1 つ、2 つ、3 つ、4 つ、5 つ又は 6 つ以上の柱を使用してもよい。好ましい実施形態では、T字形バー構造体は、2 つの柱を有する。

【0082】

更に、T字形バー構造体(例えば、フィン状構造体)は、任意の材料(例えば、ポリマー及び/又は金属)で作られる。或る実施形態では、フィン状構造体は、白金を含む。他の実施形態では、T字形バー構造体は、白金、ニチノール、ステンレス鋼及び/又はポリイミドを含み、T字形バー構造体を電気化学的にエッチングしてもよいし、ワイヤのセグメントを曲げることによって形成してもよい。フィン状構造体又は T字形バー構造体は、任意適当な手段によって植込み可能器具(インプラント)に取付けられ、かかる手段は、はんだ付け、溶接、接着剤等を含むが、これらに限定されない。選択的に、カラーをフィン状構造体及び/又は T字形バー構造体の周りに配置して、T字形バー構造体周りのフィンの回動を規制し又は阻止するのがよい。

20

【0083】

図 35 は、構造要素(例えば球形又は卵形ボール状構造体)を有する例示の実施形態を示し、この実施形態において、構造要素は、コイル 10 の近位端部に又はその近くに且つ配送管 30(例えば、ハイポチューブ)内に固着され、コイルは、拡張形態にある電気活性ポリマー 20 によって適所に保持される。電気活性ポリマー 20 に付加される電流の極性を電極 32 を介して逆にすると、ポリマーは、直線的に拡張して、もはや器具 10 を配送器具 30 内に固着しない。選択的には、溝又はスロットが配送器具 37 に示され、配送器具 37 は、近位コイルボールの着座位置を提供する。

30

【0084】

本明細書において説明した実施形態の任意のものに関し、電気活性ポリマー 20 を配送器具に又は可撓性基材 38 に、例えば収納されている電気活性ポリマー 20 が電流により活性化され/非活性化されたときに(例えば、図 13A 及び図 13B に関する上記説明を参照されたい)反る可撓性基材に直接設けられるのがよい。

【0085】

本明細書において説明した器具は、以下に概要を説明する手順を用いて選択された部位に導入される場合が多い。この手順は、種々の疾患の治療の際に利用できる。例えば、動脈瘤の治療にあたり、動脈瘤それ自体を本明細書において説明した組成物で満たす(部分的に又は完全に)。

40

【0086】

ガイドワイヤ又は流れ方向づけ器具を含む従来型カテーテル挿入及びナビゲーション技術を用いてカテーテルにより部位に接近するのがよい。かかる機構は、カテーテルを完全に送り進められて血管閉塞器具を標的部位のところに配置することができるが、植込み可能な血管閉塞器具の離脱を可能にするほどカテーテルの遠位端部から突き出た配送機構の遠位端部の部分を備えるようなものである。末梢又は神経手術の際における使用のため、配送機構は、通常、長さが約 100 ~ 200 cm であり、通常長さが 130 ~ 18

50

0 cmであろう。配送機構の直径は、通常、0.25～約0.90 mmである。概要を説明すると、本明細書において説明した閉塞器具（及び／又は追加の構成要素）を典型的には、配送カテーテル中への導入可能にキャリア内に入れ、そして以下に概要を説明する手順を用いて選択された部位まで導入する。この手順は、種々の疾患の治療の際に利用できる。例えば、動脈瘤の治療の際、動脈瘤それ自体に、塞栓を形成させ、後の或る時点で少なくとも部分的に植込まれた血管閉塞器具の周りに形成される神経血管化コラーゲン材料で少なくとも部分的に置き換えられる塞栓物（例えば、血管閉塞部材及び／又は液体塞栓物及び生体活性材料）を充填するのがよい。

【0087】

ひとまとまりの特別に選択されたカテーテル及び／又はガイドワイヤを用いて血管系を
10 通って選択された部位に到達させる。この部位が遠隔部位、例えば脳内に位置している場合、この部位に到達する方法には幾分制約があることは明らかである。広く受け入れられている手技の1つは、特許文献1に見受けられる。これは、例えばエンゲルソン（Engelson）に付与された特許文献18に見受けられる細い血管内カテーテルを利用する。最初に、大径カテーテルを血管系中の入口部位中に導入する。典型的には、これは、鼠頸部の大腿動脈を通して行われる。選択される場合のある他の入口部位は、頸部に見受けられ、一般に、この種の治療を行う外科医には周知である。いったんイントロデューサを適所に配置すると、次に、案内カテーテルを用いて入口部位から治療されるべき部位の近くの領域
20 まで安全な通路を確保する。例えば、ヒトの脳内の部位の治療の際、大腿動脈のところの入口部位から心臓まで延びる太い動脈を通り、大動脈弓を通り、そして大動脈の上側から延びる動脈のうちの1本を通して下流側に延びる案内カテーテルが選択される。次に、案内カテーテルを通して、例えば特許文献18に記載されているガイドワイヤ及び神経血管カテーテルを配置する。多くの場合、しばしばカテーテルの遠位端部を放射線不透過性マーカ材料及びX線透視法の使用により位置決めすることによってカテーテルの遠位端部を
30 いったん当該部位に位置決めすると、カテーテルの中をあけると共に／或いはこれを電解溶液でフラッシングする。

【0088】

選択された部位にいったん到達させたら、本明細書において説明したプッシャ分離機構を用いて血管閉塞器具を押し出して、それを選択された部位の所望の位置に放出する。

【0089】

上述した手順及び血管閉塞器具並びに本明細書の開示内容に従ってこれらを使用する方法の改造例は、この機械的及び外科的分野における当業者には明らかであろう。これら変形例は、以下に添付される特許請求の範囲に記載された本発明の範囲に含まれるものである。

10

20

30

【 図 1 】

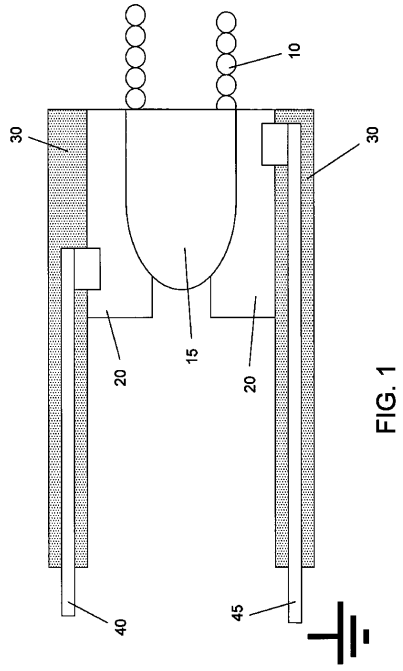


FIG. 1

【 図 2 】

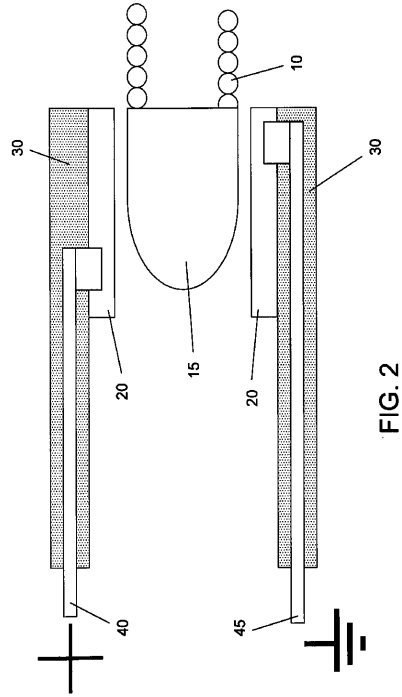


FIG. 2

【 図 3 A 】

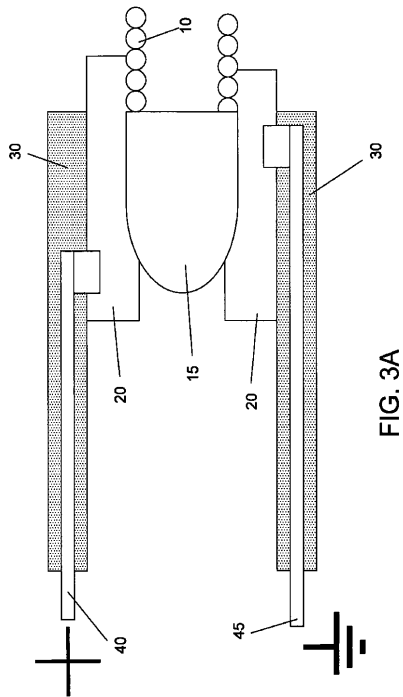


FIG. 3A

【 図 3 B 】

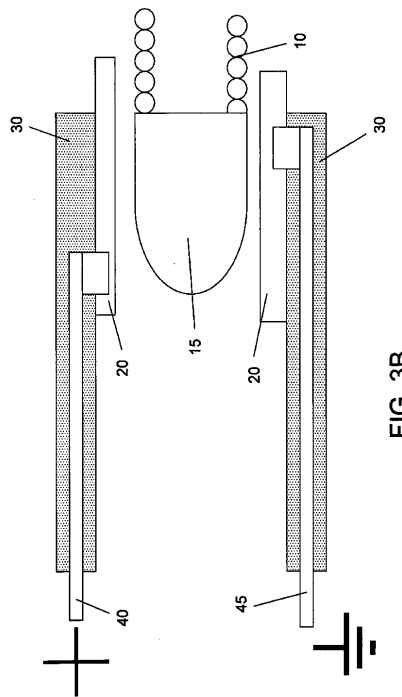


FIG. 3B

【 3 C 】

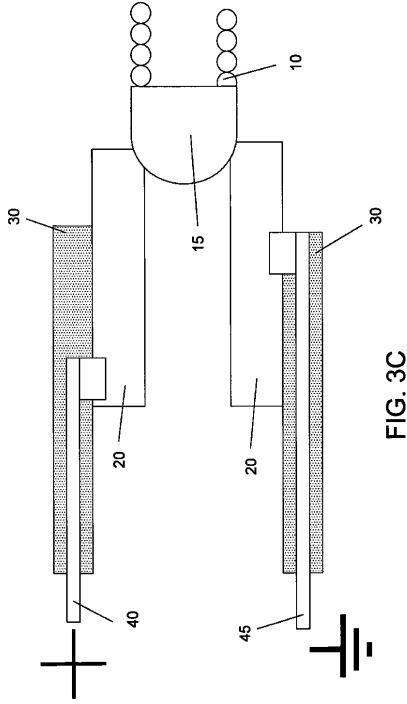


FIG. 3C

【 4 】

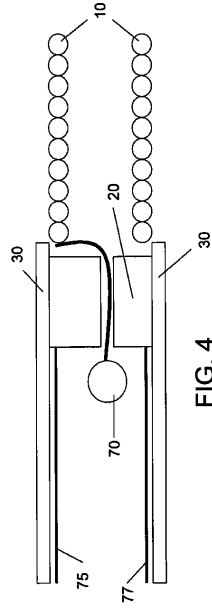


FIG. 4

【 5 】

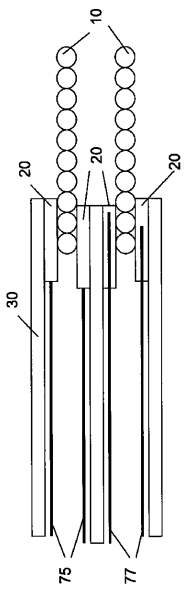


FIG. 5

【 6 A 】

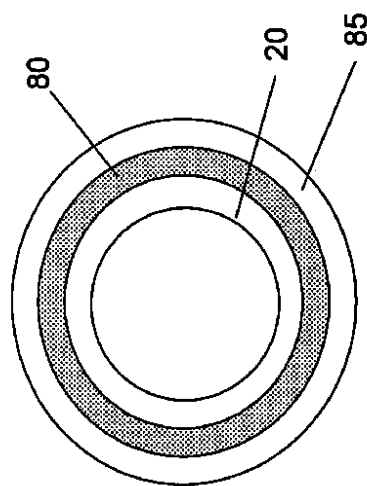


FIG. 6A

【 6 B 】

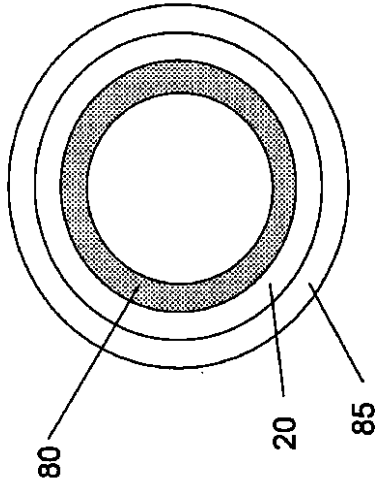


FIG. 6B

【 6 C 】

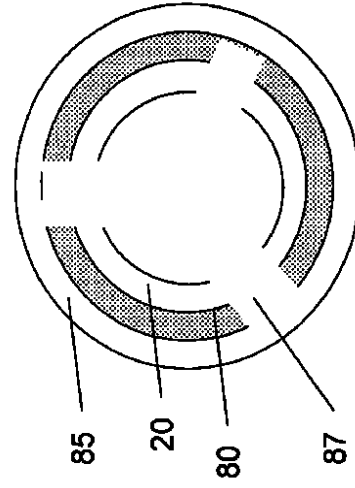


FIG. 6C

【 6 D 】

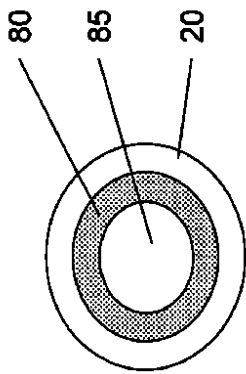


FIG. 6D

【 6 E 】

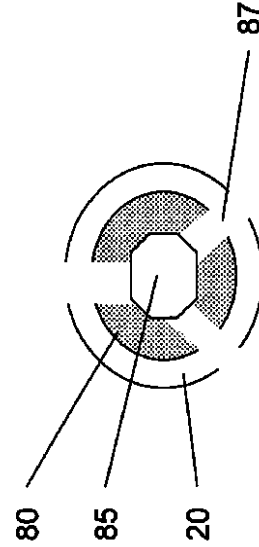


FIG. 6E

【 6 F 】

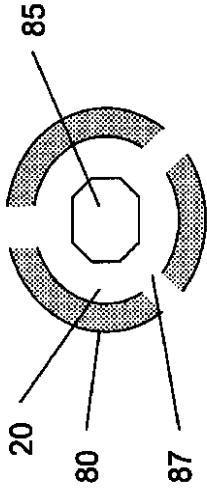


FIG. 6F

【 7 】

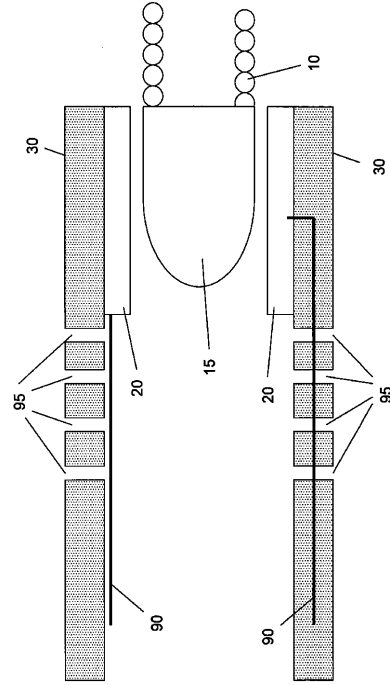


FIG. 7

【 8 】

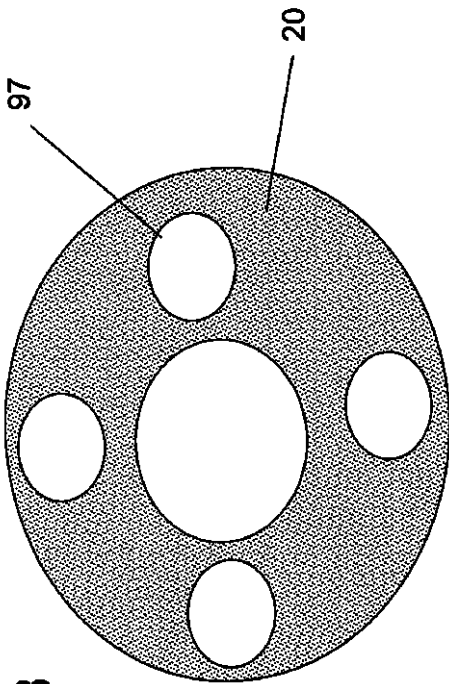


FIG. 8

【 9 A 】

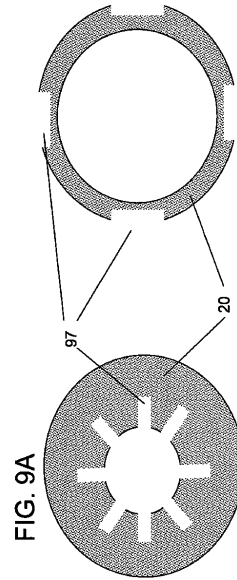


FIG. 9A

【 10 A】

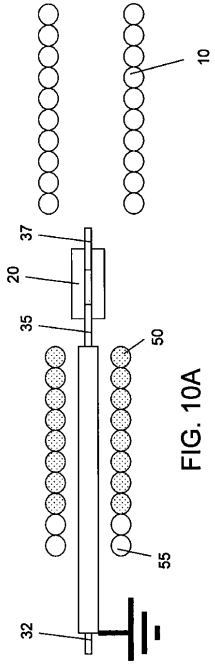


FIG. 10A

【 10 B】

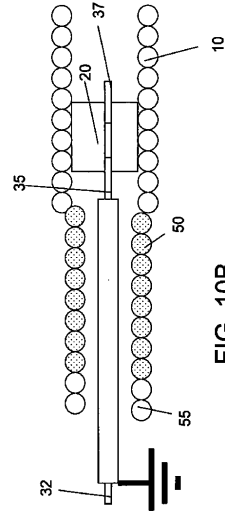


FIG. 10B

【 11 A】

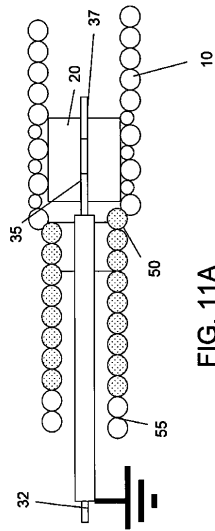


FIG. 11A

【 11 B】

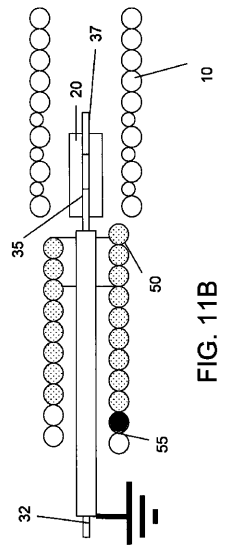


FIG. 11B

【 12 A - 12 B 】

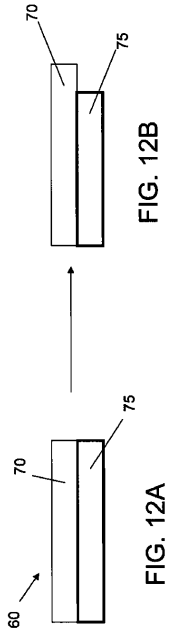


FIG. 12B

FIG. 12A

【 13 A - 13 B 】

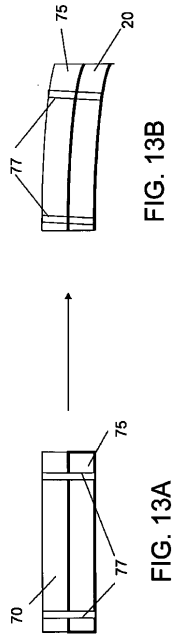


FIG. 13B

FIG. 13A

【 14 A 】

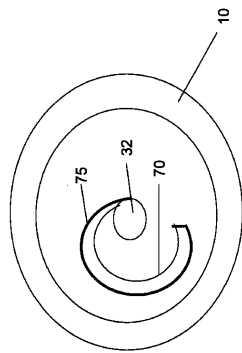


FIG. 14A

【 14 B 】

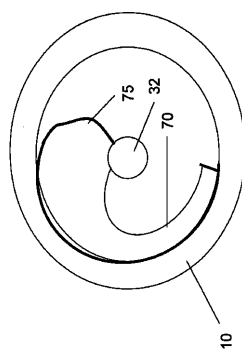


FIG. 14B

【 15 】

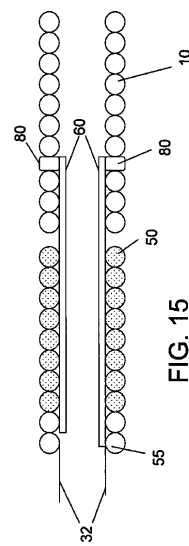


FIG. 15

【 16 】

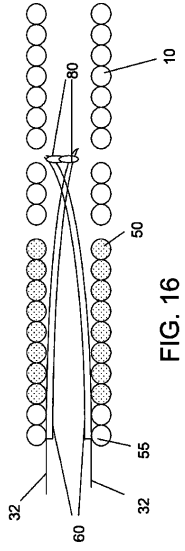


FIG. 16

【 17 】

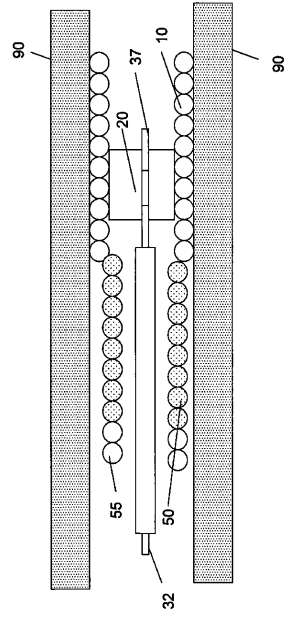


FIG. 17

【 18 】

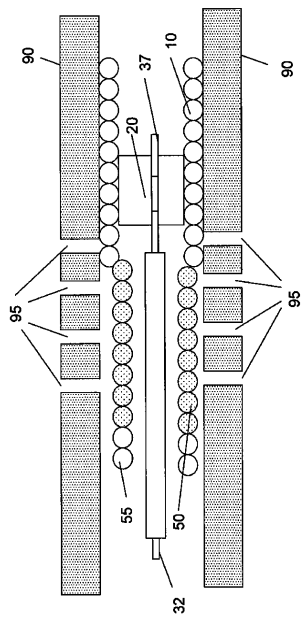


FIG. 18

【 19 】

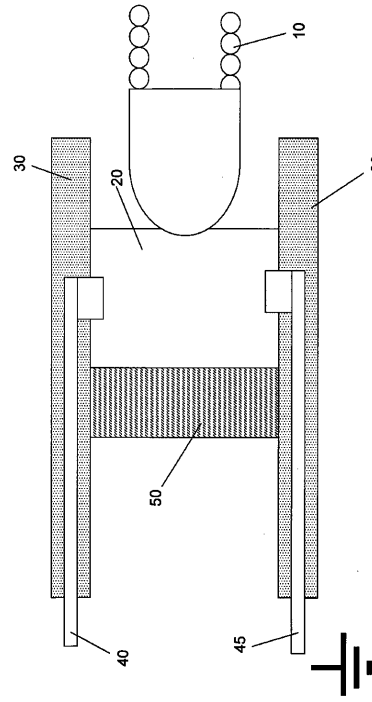


FIG. 19

【 図 2 0 】

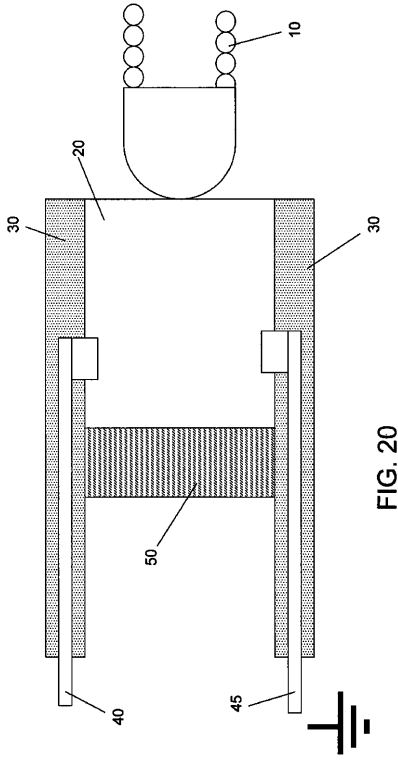


FIG. 20

【 図 2 1 】

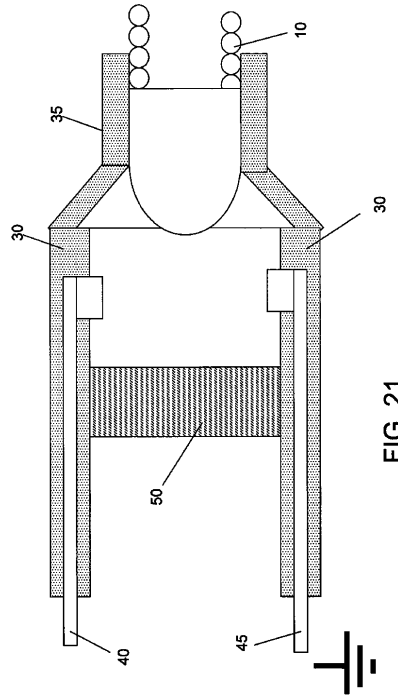


FIG. 21

【 図 2 2 】

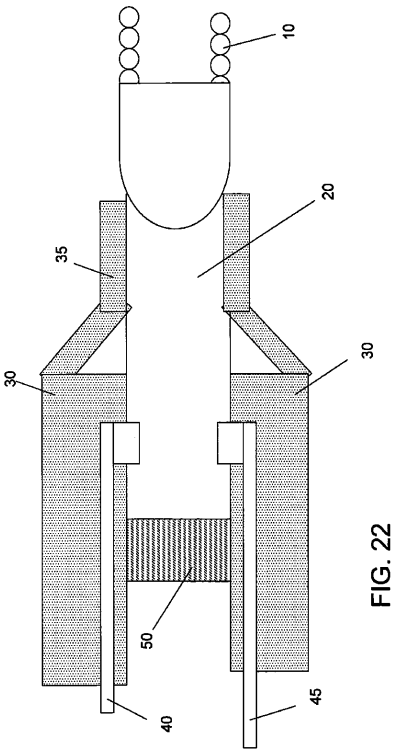


FIG. 22

【 図 2 3 】

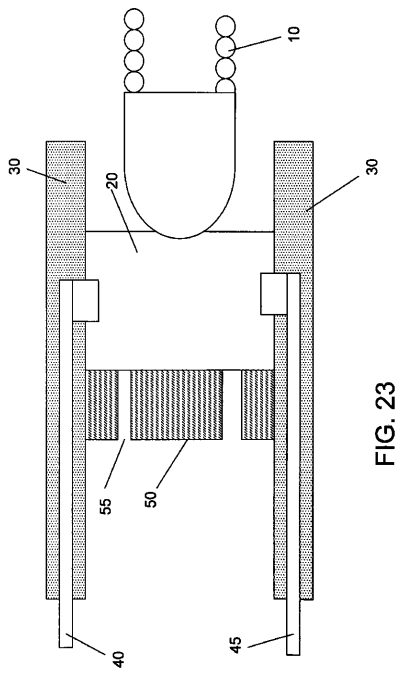


FIG. 23

【 2 4 】

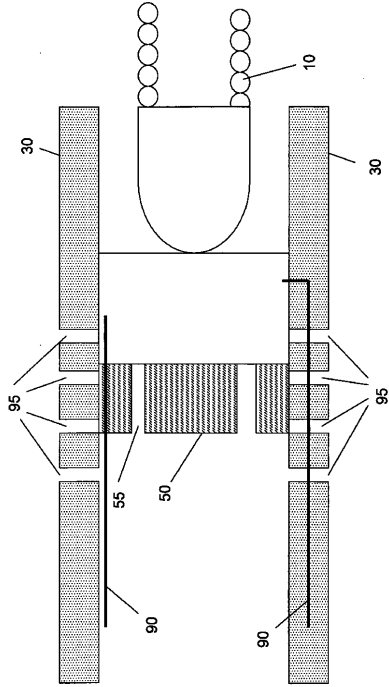


FIG. 24

【 2 5 A 】

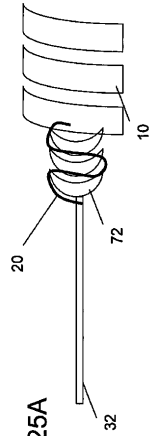


FIG. 25A

【 2 5 B 】

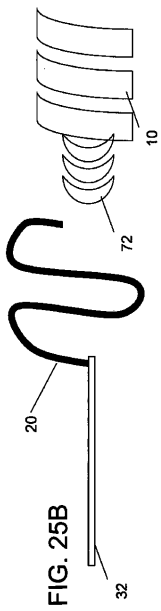


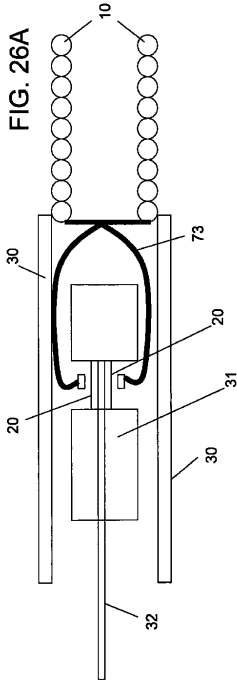
FIG. 25B

【 2 5 C 】

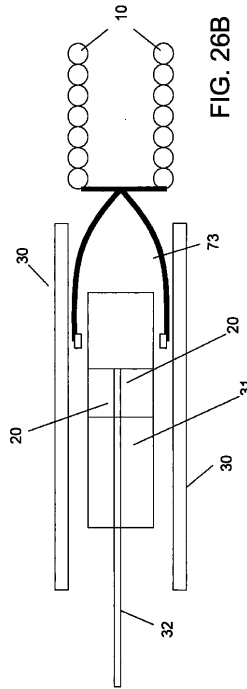


FIG. 25C

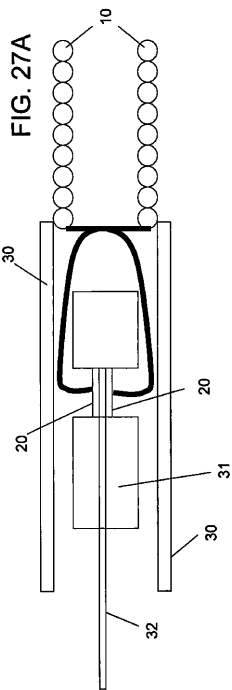
【 26 A 】



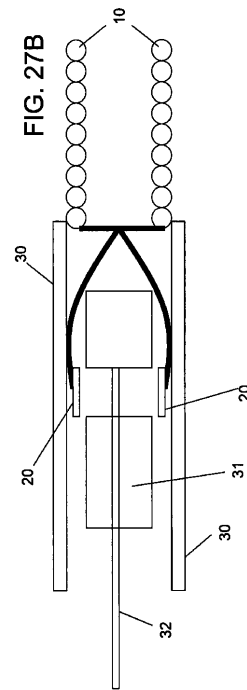
【 26 B 】



【 27 A 】



【 27 B 】



【 27 C 】

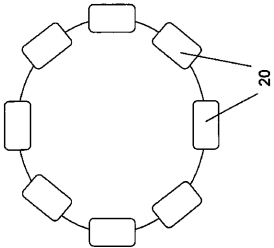


FIG. 27C

【 27 D 】

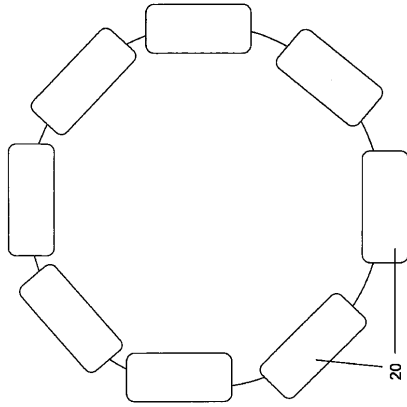


FIG. 27D

【 28 A 】

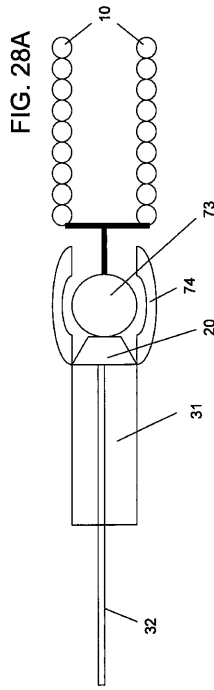


FIG. 28A

【 28 B 】

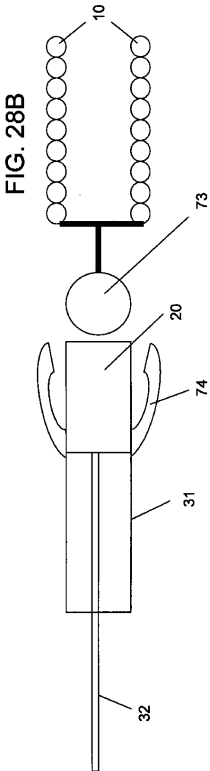


FIG. 28B

【 29 A 】

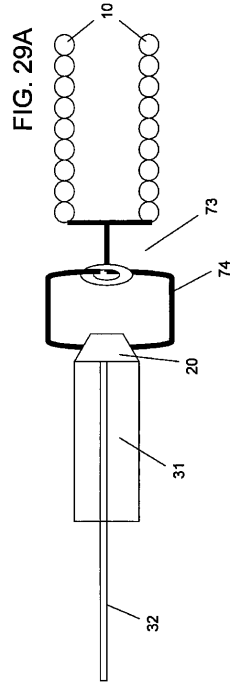


FIG. 29A

【 29 B 】

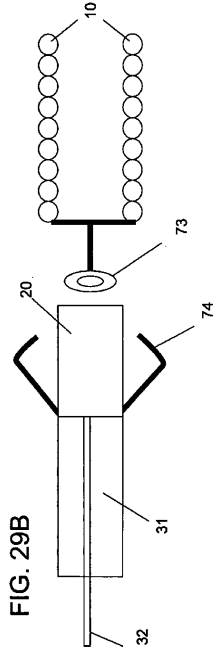


FIG. 29B

【 30 A 】

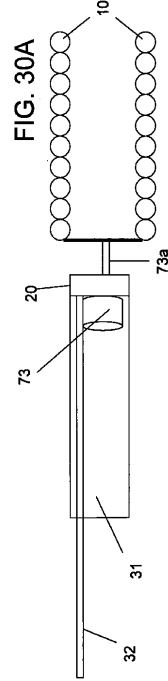


FIG. 30A

【 30 B 】

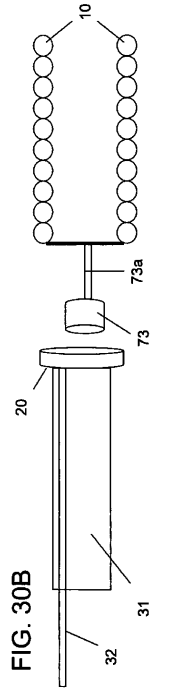


FIG. 30B

【 30 C 】

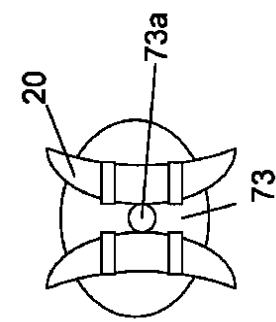


FIG. 30C

【 30 D 】

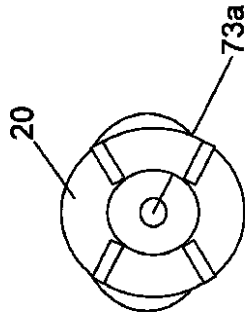


FIG. 30D

【 31 A 】

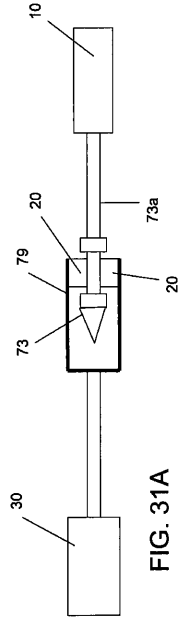


FIG. 31A

【 31 B 】

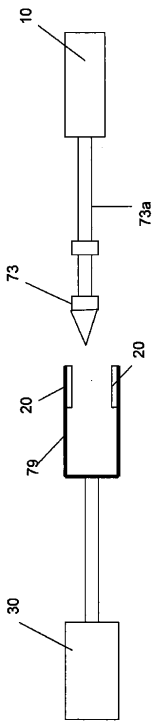


FIG. 31B

【 32 A 】

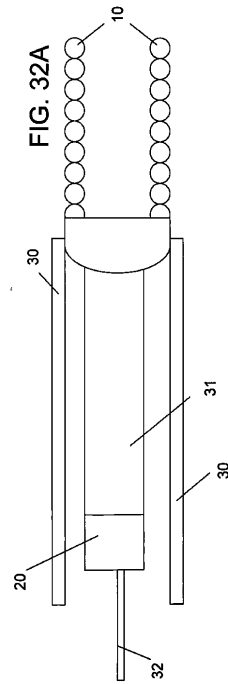


FIG. 32A

【 3 2 B 】

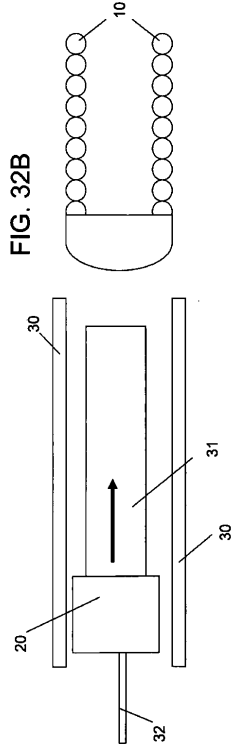


FIG. 32B

【 3 3 A 】

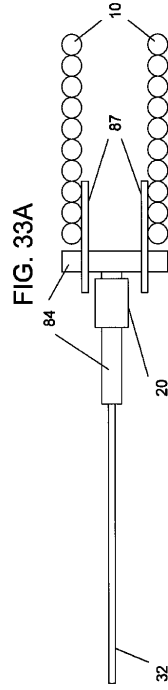


FIG. 33A

【 3 3 B 】

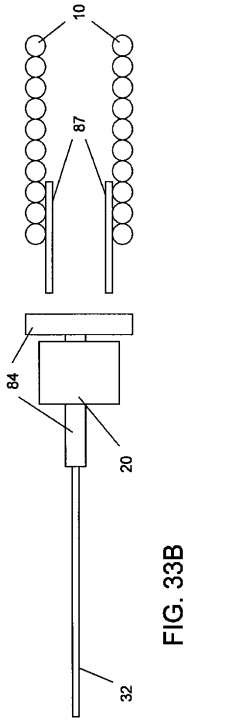


FIG. 33B

【 3 4 A 】

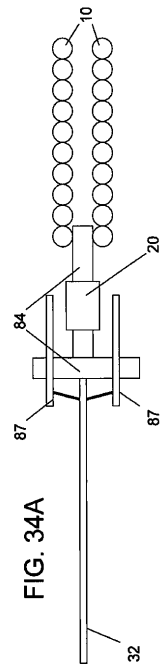


FIG. 34A

【 3 4 B 】

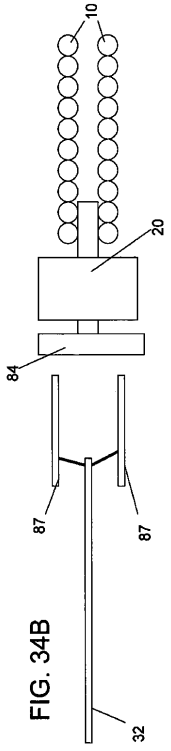


FIG. 34B

【 3 5 A 】

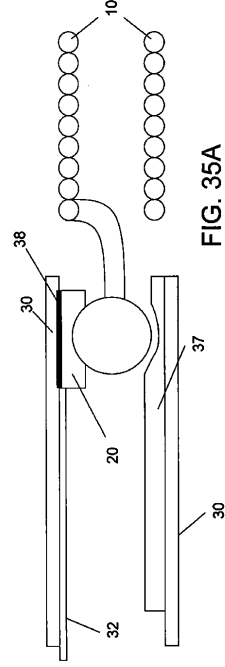


FIG. 35A

【 3 5 B 】

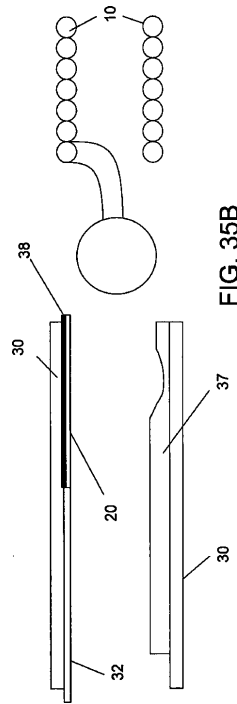


FIG. 35B

フロントページの続き

- (74)代理人 100103609
弁理士 井野 砂里
- (74)代理人 100095898
弁理士 松下 満
- (74)代理人 100098475
弁理士 倉澤 伊知郎
- (74)代理人 100123607
弁理士 渡邊 徹
- (72)発明者 テオ クリフォード
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 4 ロス アルトス ファレス アベニュー 1 7
2 3
- (72)発明者 ウィリアムズ マイケル
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 6 1 9 オークランド ハンティントン ストリート
3 8 7 1
- (72)発明者 ミリガン グレゴリー イー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 5 6 8 ダブリン ノース ダブリン ランチ ドライ
ヴ 5 7 3 7
- (72)発明者 キャロル カーステン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 1 1 7 サンフランシスコ クレイトン ストリート
1 0 3 8
- (72)発明者 アンダーソン ジェイムズ エム
アメリカ合衆国 ミネソタ州 5 5 4 3 2 フリッドリー レイクサイド ロード ノースイース
ト 7 5 1 3
- (72)発明者 ラサット ジェイ
アメリカ合衆国 ミネソタ州 5 5 3 1 3 バッファロー ヴァーナー ウェイ 1 2 3 0
- (72)発明者 アーカンド ベンジャミン
アメリカ合衆国 ミネソタ州 5 5 4 0 6 ミネアポリス トゥウェンティフォース ストリート
2 4 0 0
- (72)発明者 サッターマイスター デレク
アメリカ合衆国 ミネソタ州 5 5 3 4 6 エデン プレイリー スコット テラス 7 3 2 0

審査官 北村 英隆

- (56)参考文献 特開平08-252324(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0239191(US,A1)
特表2003-506858(JP,A)
特表2006-520180(JP,A)
国際公開第2007/130163(WO,A1)
特開平07-155331(JP,A)
実開平07-037200(JP,U)
特開2007-244859(JP,A)
特開平08-238320(JP,A)
特開昭62-200083(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 7 / 1 2