

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5694929号
(P5694929)

(45) 発行日 平成27年4月1日(2015.4.1)

(24) 登録日 平成27年2月13日(2015.2.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/12 (2006.01) A 6 1 B 17/12

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-518811 (P2011-518811)	(73) 特許権者	511014703 ビナンブラ、インク
(86) (22) 出願日	平成21年7月10日(2009.7.10)		アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94
(65) 公表番号	特表2011-528267 (P2011-528267A)		502、アラメダ、ハーバー・ベイ・パークウェイ 1351
(43) 公表日	平成23年11月17日(2011.11.17)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/050319	(74) 代理人	100071010 弁理士 山崎 行造
(87) 国際公開番号	W02010/009019	(74) 代理人	100121762 弁理士 杉山 直人
(87) 国際公開日	平成22年1月21日(2010.1.21)	(74) 代理人	100126767 弁理士 白銀 博
審査請求日	平成24年7月10日(2012.7.10)	(74) 代理人	100118647 弁理士 赤松 利昭
(31) 優先権主張番号	12/498,752	(74) 代理人	100138438 弁理士 尾首 亘聰
(32) 優先日	平成21年7月7日(2009.7.7)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/083,111		
(32) 優先日	平成20年7月23日(2008.7.23)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 塞栓コイル・インプラント・システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

塞栓コイル展開システムであり、

内腔と、側壁と、少なくとも一つの付勢要素と、前記内腔内に配置された第1のフィラメントとを有するシャフトを含むインプラント・ツールと、

コイルと、このコイルを通じて延伸する第2のフィラメントとを含むインプラントであり、前記第2のフィラメントは、前記コイルへ結合された末端と、前記シャフトの前記内腔内に配置された保持要素を含む基端とを含み、前記保持要素は、前記第1のフィラメント、前記付勢要素及び側壁により前記内腔内に接触して解放可能に拘束されるように位置するインプラントとを備え、

前記側壁はアパーチャを更に含み、前記付勢要素は部分的に前記アパーチャ内に置かれているシステム。

【請求項 2】

請求項1のシステムにおいて、前記付勢要素は前記側壁に形成されたシステム。

【請求項 3】

請求項1のシステムにおいて、前記付勢要素は前記アパーチャにより部分的に包囲されているシステム。

【請求項 4】

請求項1のシステムにおいて、前記側壁及び前記アパーチャは肩部を規定し、前記第1のフィラメント及び前記肩部は、前記保持要素の前記内腔の前記末端からの抜け出し

を防止するシステム。

【請求項 5】

請求項 1 のシステムにおいて、前記第 1 のフィラメントは、この第 1 のフィラメント、前記側壁及び前記付勢要素は前記保持要素を前記内腔内に解放可能に保持する第 1 の位置と、前記保持要素が前記内腔内に保持されない第 2 の位置との間で相対移動可能であるシステム。

【請求項 6】

請求項 5 のシステムにおいて、前記第 1 のフィラメントが前記第 1 の位置にあるとき、前記保持要素は前記付勢要素に抗して付勢され、且つ前記保持要素は少なくとも部分的に前記アパーチャへ入るシステム。

10

【請求項 7】

請求項 5 のシステムにおいて、前記第 1 のフィラメントは、前記第 1 の位置から前記第 2 の位置へ基端方向に収縮したとき、前記付勢要素は、前記保持要素を前記内腔から出るように偏倚させるシステム。

【請求項 8】

請求項 1 のシステムにおいて、前記第 1 のフィラメントは、前記内腔内を軸方向に移動可能であり、前記インプラント・ツールは、前記付勢要素の意図せぬ縦方向移動を防止して前記内腔内の前記第 1 のフィラメントの位置を解放可能に整合させる整合部材を更に含むシステム。

【請求項 9】

20

請求項 1 のシステムにおいて、前記保持要素が前記内腔内に解放可能に保持されて、前記保持要素が前記内腔内の移動の軸方向及び回転方向自由度を有するシステム。

【発明の詳細な説明】

【優先権】

【0001】

本願は、先の 2008 年 7 月 15 日に出願の仮出願番号第 61 / 080742 号、2008 年 7 月 23 日に出願の仮出願番号第 61 / 083111 号、及び 2009 年 7 月 7 日に出願の仮出願番号第 12 / 498, 752 号の優先権を主張しており、それらの開示事項は参照により本明細書に組み込まれている。

【発明の技術分野】

30

【0002】

本発明は、一般に血管内インプラント・デバイスを移植するシステム及び方法に関し、特に塞栓コイルを移植するシステム及び方法に関するものである。

【背景】

【0003】

コイル塞栓形成は、脳動脈瘤、動静脈奇形、及び血管閉塞が望ましい治療の選択肢であり、（例えば腫瘍「供給体」血管の閉塞）他の症状の治療のために一般になされる技術である。代表的な閉塞コイルは、縦軸の周りに巻き回されたコイル状の細長い第 1 の形状を有する。動脈瘤コイル塞栓形成施術では、カテーテルが大腿動脈に導入されて、蛍光視覚化の下で操作されて脈管系を通過する。主要な形状をなすコイルは、カテーテル内に配置される。カテーテル末端部は、脳内で動脈瘤の部位に配置される。コイルは、カテーテルから動脈瘤へ渡される。一旦カテーテルから解放されたならば、コイルは動脈瘤腔の充填を最適化するために選択された第 2 の形状をなす。空洞を最適に充填するために、複数のコイルを一つの動脈瘤腔へ導入してもよい。展開したコイルは、動脈瘤への血流を妨げて、動脈瘤を破裂に抗するように補強するのに役立つ。

40

カテーテルを通じて塞栓コイルを移植部位へ送達するために用いられる送達系の一つの形態は、ワイヤと、このワイヤへ取り付けられたコイルを含む。（ワイヤへ取り付けられた）コイルは、上述のようにカテーテルによって進められる。動脈瘤にコイルを解放するために、ワイヤへ電流を流して、ワイヤからコイルの電解取り外しを引き起こす。類似したシステムは、コイルを動静脈奇形又はフィステルの部位へ送達するのに用いられる。主

50

題のシステムは、従来技術の電解取り外しシステムに対する機械的代替例を与える。

【図面の簡単な説明】

【0004】

【図1】図1は、塞栓コイル・インプラント・システムの側面図である。

【図2】図2は図1のインプラント・システムの塞栓コイルの側面図である。

【図3】図3A - 3Cは図2における領域3 - 3によって特定されるコイルの部分の一連の側面図であり、予め張力をかけられた伸縮性抵抗ワイヤの特性を例示する。

【図4A】図4Aは、取り外しシャフトとワイヤの末端部分で係合するコイルの近位部分を示す。

【図4B】図4Bは図4Aと同様な図であって、取り外しの後、コイルの基端部分、シャフトの末端部分、及びワイヤを示す。

【図5】図5A乃至図5Gは、図1乃至図4Bのシステムを用いて動脈瘤を塞ぐステップを概略的に示す一連の図である。

【図6】図6A及び図6Bは、図5A乃至図5Gの方法に従ってシャフト及びワイヤからコイルを取り外すステップを概略的に示す。

【図7】図7は取り外しシステムの代替的な実施形態の立面図であり、ここではプッシャー・チューブの末端は部分的に透明にして示されている。

【図8】図8は図7の実施形態の斜視図である。

【図9】図9は図7のシステムの平面図であり、プッシャー・チューブから取り外されるコイルを示す。

【図10】図10は図7のシステムの立面図であり、プッシャー・チューブから取り外されるコイルを示す。

【図11】図11は本発明による取り外しシステムの他の実施形態の側面図であり、ここではプッシャー・チューブの末端は部分的に透明にして示されている。

【図12】図12は図11の実施形態の平面図である。

【図13】図13は図11の実施形態の底面図である。

【図14】図14は塞栓コイルの取り外しにおけるステップに続く図11の実施形態の側面図である。

【図15】図15は塞栓コイルの取り外しに続く図11の実施形態の側面図である。

【図16】図16は本発明による更に他の実施形態の側面図である。

【詳細な説明】

【0005】

図1を参照すると、塞栓コイル・インプラント・システム10の一般的な構成要素は、マイクロカテーテル12、挿入ツール14及び塞栓コイル16を含む。これらの構成要素は個々に与えてもよく、一緒にパッケージに詰めてもよい。システムの更なる構成要素は、アクセス・ポイント（例えば、大腿穿刺）を介して脈管構造体へ挿入可能な案内カテーテルと、この案内カテーテルの前進を促進するための関連案内ワイヤを含んでもよい。

マイクロカテーテル12は、対応する案内カテーテルの内腔内に収容されるように寸法付けされており、治療すべき動脈瘤が位置する脳脈管構造体へ案内カテーテルの末端を越えて進められる細長い可撓カテーテルである。マイクロカテーテルのための好適な寸法は、内径0.010（乃至0.045）（約0.025cm（乃至約0.114cm））、外径0.024（乃至0.056）（約0.061cm（約0.142cm））、及び長さ75cmから175cmまでの長さを含む。1つの好ましい実施形態は、以下の寸法を用いる。即ち内径0.025インチ（約0.064cm）、末端外径（3F）0.039インチ（約0.099cm）、末端外径（3.5F）0.045インチ（0.114cm）、長さ145 - 155cmである。マーカーバンド18は、移植施術にマイクロカテーテル位置の蛍光視覚化を容易にする。マイクロカテーテル12は、塞栓コイル16と挿入ツール14のシャフトと受け入れるように寸法付けられた内腔20を含む。コイルがマイクロカテーテルの内腔内にあるとき、周囲の内腔壁は図1に示される概ね細長い形状でコイルを拘束する。マイクロカテーテルからのコイルの解放は、コイルにその第2の形状を採

10

20

30

40

50

らせる。

塞栓コイル 16 の詳細は図 2 に示される。コイル 16 はワイヤ 22 から形成され、このワイヤは、およそ 0.020 インチ (約 0.051 cm) の 1 のコイル直径 D1 を持つように巻かれているが、これに代えて、より小さな径、及び大きくても 0.035 インチ (約 0.089 cm) 程度の径を用いてもよい。コイルのピッチは図示のように均一でもよく、又はコイルの長さに沿って変化してもよく、或いは、コイルの別々の区画が異なるピッチを持つように形成してもよい。コイルのために選択されるワイヤ材料は、望ましくは蛍光視覚化が可能なものであり、これは例えば、プラチナ/イリジウム、プラチナ/タングステン、又は他の適宜な材料である。一つの実施形態において、コイルを形成するワイヤは、およそ 0.0015 - 0.0020 インチ (約 0.00381 cm - 0.00508 cm) の直径を有する。次いでコイル 16 は第 2 の 3 次元形状に形成付けられる。第 2 の形状は螺旋形としてもよく、球形としてもよく、多ローバル (lobal) としてもよく、或いは動脈瘤空所を充填するのに望ましい他の任意の形状としてもよい。この形状を形成する工程は、耐伸長ワイヤ 30 を望ましい形状に温度設定する。耐伸長部材 30 は、形状記憶ポリマー又は金属、例えばニチノールとすることができる。耐伸長部材 30 は、0.0005" から 0.003" (約 0.00127 cm から 約 0.00762 cm) の直径範囲とすることができる。

【0006】

一つ以上の小径ワインディング 24 はコイル 16 の基端に配置され、停止部 26 を形成する。無傷性末端尖端 28 (これは金又は錫の半田或いは他の材料から形成されてもよい) は、コイル 16 の末端部に装着される。耐伸長ワイヤ 30 又は他の形式の細長いフィラメント又はストランドは、末端尖端 28 に取り付けられて、コイル 16 を通じて延伸する。耐伸長部材 30 は要素 32 を含み、これは、停止部 26 のワインディングの内腔を通してないように十分に広い耐伸長部材 30 の末端にあるが、これに代えて停止部 26 に載置してもよい。要素 32 は、図示のようにボール (例えば、金/錫の半田、PET、プラチナ、チタン又はステンレス鋼から形成される) としてもよく、或いは、停止部 26 又はコイル 16 の基端部分の他の部品に対して係合するか若しくはそれを通してできない特徴を有する代替的要素としてもよい。耐伸長ワイヤ 30 は、コイルが張力を受けているときでさえも、コイルのピッチを維持することを促進する。移植されている間、耐伸長ワイヤはコイルを (必要であれば) 再配置するのに役立つ。耐伸長ワイヤはコイルを容易に収縮させ、コイルの操作中にコイル巻回の閉止姿勢を保持する。

【0007】

耐伸長部材 30 は予め張力をかけられているので、ボール 32 は図 3A に示すように停止部 26 に対して自然にしっかりと座する。図 3B に示すようにワイヤ 30 に張力が加えられ、次いで図 3C のように解放されて、ボールは停止部に対するその安定な着座位置に復帰する。耐伸長ワイヤは、展開、再配置、或いは動脈瘤から取り出されるときに、コイルの伸長を防止する。この耐伸長ワイヤは、再配置の間に張力下におかれても降伏しない。反対に、耐伸長ワイヤは隣接するコイルの圧縮を防止し、移植に続くコイル 16 の長期性能をおそらく向上させる。耐伸長ワイヤ 30 は、約 0.51 bs の降伏強度を有する。好ましい実施形態において、耐伸長ワイヤは、塞栓コイル 16 にその予め定められた第 2 の形状を与える形状に設定される。換言すれば、このワイヤの形状設定は、それが一旦マイクロカテーテル 12 から進められるならば、コイル 16 が第 2 の形状 (図 5C) を採る原因になる。他の実施形態において、コイルそれ自体、又はコイルとワイヤとの両方は、コイルにその第 2 の形状を与える形状に設定し得る。

【0008】

再び図 1 を参照すると、挿入ツール 14 は、可撓な細長い管状シャフト 34 と、このシャフト 34 の基端部分のハンドル 36 とを含む。ハンドル 36 上のアクチュエータ 38 は、以下に詳細に説明されるように、シャフト 34 からの塞栓コイルの取り外しを生じさせるように、ユーザーにより操作される。アクチュエータは、この図においては摺動可能なボタンとして図示されているが、これに代えて、当技術分野ではよく知られている多数

10

20

30

40

50

他の形式の摺動可能、枢軸可能、押し下げ可能その他のアクチュエータを用いてもよい。ハンドル 36 は挿入ツール 14 に結合して示されているが、他の実施形態においては、ハンドル 36 は、複数のコイルを用いて取り外しを生じさせるように取り付け及び取り外ししてもよい。

図 4 A 及び図 4 B は、シャフト 34 の末端部分の断面図を示す。図示のように、取り外しワイヤ 40 または他の形式の細長いフィラメント又はストランドは、シャフト 34 の内腔を通じて延伸する。使用中に、シャフト 34 はマイクロカテーテル 12 を通じて動脈瘤へ挿入される。一对の係合要素 42 は、ワイヤ 40 に配置される。係合要素 42 は、取り外しワイヤ 40 を耐伸長ワイヤ 30 へ（好ましくは要素 32 を係合することにより）結合させる要素である。図示した実施形態において、係合要素 42 は、ワイヤより幅広い直径を有する離間した別々の要素である。適宜な例は、ワイヤの上に置かれた別々の離間されたビーズ 42 を含む。これらは、金／錫の半田、P E T、ステンレス鋼、又は他の材料で形成されえもよい。

10

図 4 A に示すように、塞栓コイル 16 は、シャフト 34 内で係合要素 42 の間にボール 32 を位置決めすることにより、挿入ツール 14 に結合する。ボール 32 は、係合要素 42 とシャフト内腔の周囲壁との間に拘束される。この位置決めはコイル 16 に対して近位にボール 32 を縮退させ、張力を耐伸長ワイヤ 30 へ加える。

【 0 0 0 9 】

図 4 B を参照すると、塞栓コイル 16 を挿入ツール 14 から解放するために、アクチュエータを操作して、シャフト 34 に対して取り外しワイヤ 40 の相対的前進を引き起こす。換言すると、アクチュエータはシャフトを引き出してもよく、及び／又はワイヤ 40 を前進させてもよい。他の実施形態はアクチュエータを伴わずに与えてもよく、その場合には、ユーザーは手動でワイヤ 40 を進めてもよく、及び／又はシャフト 34 を収縮してもよい。ワイヤ 40 及び／又はシャフト 34 のより近位の部分は、図 6 A 及び図 6 B に示すように末端区画よりも厚くして、ユーザーの指による又はアクチュエータによる手動動作を容易にしてもよい。

20

【 0 0 1 0 】

シャフトとワイヤとの間の相対移動は、ワイヤ 40 の末端部分をシャフトから延伸させることにより、ボール 32 の拘束を開放する。ボール 32 及び取付けられた耐伸長ワイヤ 30 はコイル 16 へ向かって収縮し、ボール 32 を停止部 26 に置く。

30

図 5 A 乃至図 5 G は、コイル 16 を移植するためのシステムの使用を例示する。移植に先だって、図 1 に示されるように、コイルを挿入ツール 14 に結合する。

マイクロカテーテル 12 は、経皮的アクセス・ポイントを用いて脈管構造内へ導入されて、脳脈管構造へ進められる。上述したように、案内カテーテル及び／又は案内ワイヤをマイクロカテーテルの前進を促進するために用いてもよい。マイクロカテーテルは、その末端が動脈瘤 A に配置されるまで前進する（図 5 A ）。

【 0 0 1 1 】

コイル 16 はマイクロカテーテル 12 を通じて動脈瘤 A へ前進する（図 5 B ）。コイル及び挿入ツールは、マイクロカテーテル 12 の脈管構造への導入に先だって、マイクロカテーテル 12 内に予め配置してもよく、或いは、マイクロカテーテルが身体内に配置された後、マイクロカテーテル内腔の近位開口へ通過し得る。挿入ツール 14 はマイクロカテーテル 12 内を前進して、コイルをマイクロカテーテルから動脈瘤 A へ展開させる。コイルがマイクロスコープを出るにつれて、耐伸張ワイヤ 30 の形状設定に起因して、図 5 C に示すように、その第 2 の形状を採る。

40

【 0 0 1 2 】

図 6 A を参照すると、取り外しワイヤ 40 は蛍光視覚化マーカーを含み、これは、コイルが取り外しのために十分に前進したときをユーザーに示す。例えば、ユーザーはワイヤ 40 上のマーカー 44 がマイクロカテーテル上のマーカー 18 に整合するのを見ることができる。しかしながら、この取り外し段階はマイクロカテーテルの内側又は外側のコイルの基端で実行し得ることに留意されたい。

50

【 0 0 1 3 】

適宜な時間において、取り外しワイヤ 3 0 に対してシャフト 3 4 を引き抜くことにより、コイルを挿入ツールから解放し、ワイヤ 3 0 の末端をシャフト 3 4 から延出させる。図 5 D 及び図 6 B は、ワイヤ 3 0 を静的に保持しながらのシャフト 3 4 の収縮を図示するが、これに代えて取り外しはシャフトを静的に保持しながらワイヤを前進することによって実行してもよく、或いは、シャフトの収縮とワイヤの前進との組み合わせ運動により実行してもよい。コイルをワイヤ 3 0 から取り外し、且つコイル 1 6 のボール 3 2 を収縮させて停止部 2 6 と接触させる（図 5 E）。挿入ツール 1 4 をマイクロカテーテル 1 2 から引き抜く（図 5 F）。更なるコイルが挿入されることになっているならば、取付けられたコイル付きの挿入ツール 1 4 はマイクロカテーテル 1 2 を通過して、図 5 B 乃至図 5 E の段階を繰り返す。動脈瘤 A を十分に充填するのに必要な更なるコイルの各々について方法が繰り返される。動脈瘤が完全に閉塞されたならば、マイクロカテーテル 1 2 は取り外される（図 5 G）。

10

【 0 0 1 4 】

図 7 - 図 1 0 は挿入ツール 1 1 4 の代替的实施形態を示し、これは図 5 A 図 5 G に示されるのと同様な方式で塞栓コイル 1 6 を展開するために使用し得る。

【 0 0 1 5 】

図 7 を参照すると、挿入ツール 1 1 4 は、管状末端 1 1 8（図 7 では部分的に透明にして示されている）を有する細長いプッシャー・チューブ 1 1 6 からなる。スロット 1 2 2 を有するフルカラム 1 2 0（図 9 に最もよく示される）は、末端尖端 1 1 8 の側壁への切り欠きである。フルカラムの末端は内方延伸位置へ移動可能であり、その位置ではフルカラムの末端が図 7 及び図 8 に示すように末端尖端 1 1 8 の内腔へ延伸する。フルカラム 1 2 0 は、それが内方延伸位置から解放されたときに、プッシャー・チューブ壁（図 9）と概ね面一になる開放（中立）位置へ復帰する。引張りワイヤ 1 2 6 はプッシャー・チューブ 1 1 6 の内腔を通じてフルカラム 1 2 0 におけるスロット 1 2 2 へ延伸可能であり、図 7 及び図 8 に示すようにフルカラムを内方延伸位置へ保持する。

20

【 0 0 1 6 】

末端尖端 1 1 8 は好ましくは形状記憶材料、例えばニチノール、形状記憶ポリマー、或いは弾性特性を有する射出成型材料からなる。プッシャー・チューブ 1 1 6 のより基端区画は、ポリマー・チューブとすることができ、これはポリマー・チューブに装着された末端尖端 1 1 8 を有する。図示の実施形態においては、末端尖端 1 1 8 は、複数の基端延伸フィンガー 1 2 4 を含み、これはプッシャー・チューブ 1 1 6 のポリマー・チューブへ積層されて、末端尖端を所定位置へ固定する。

30

【 0 0 1 7 】

使用のためにプッシャー・チューブ 1 1 6 とコイル 1 6 とを結合させるには、引張りワイヤ 1 2 6 をプッシャー・チューブへ導入する。ボール 3 2 はコイル 1 6 から僅かに離間して、プッシャー・チューブ 1 1 6 へ挿入されて所定位置へ保持されて、一方、フルカラム 1 2 0 は内方延伸位置へ押し込まれて、末端尖端 1 1 8 を外れるボール 3 2 の移動を防止する。引張りワイヤ 1 2 6 はスロット 1 2 2 を通過して、フルカラムを内方延伸位置へ保持する。

40

【 0 0 1 8 】

コイル 1 6 を展開するためには、上述のように、コイル及びプッシャー・チューブ 1 1 6 に送達カテーテルを通過させる。動脈瘤の部位において、プッシャー・チューブ 1 1 6 が前進してコイルを送達カテーテルから押し出す。引張りワイヤ 1 2 6 をフルカラム 1 2 0 のスロット 1 2 2 から基端へ引張り、フルカラムをその開放位置へ復帰させて、ボール 3 2 との接触から外させる。上述の実施形態のように、ボール 3 2 はコイル 1 6 の基端との接触へ収縮し、そのようにする際にプッシャー・チューブ 1 1 6 の基端を出す。

【 0 0 1 9 】

図 1 1 - 1 5 は、取り外しシステムの他の代替的实施形態を示す。図 1 1、図 1 4 及び図 1 5 は挿入ツール 2 1 4 から塞栓コイル 2 0 6 を取り外す連続的な段階に従う取り外し

50

システム 200 を示す。図 11 から開始し、挿入ツール 214 の末端の側面立面図は部分的に透明にして示されている。挿入ツール 214 は、管状末端尖端 218 を有する細長いプッシャー・チューブ 216 と、それを通じる内腔 208 を規定する側壁 204 とからなる。側壁 204 は、切り欠くか、成型されるか、さもなければ、パドル 240、パドル 240 の一部を囲む部分的なアパーチャ 244、及び肩部 246 を規定するように構成される。パドル 240 及び部分的なアパーチャ 244 は、様々な他の寸法及び / 又は形状としてもよい。パドル 240 についての適宜な形状の例は図 12 の平面図内に見ることができ、これはまた、システム 200 の展開に先立ってボール 232 の可能な位置を明らかにする。以下に更に詳しく説明するように、コイル 206 を解放するシステム 200 の展開に先だって、ボール 232 は内腔 208 内の軸方向と回転方向との両方との移動の自由度を有する。従って、ボール 232 の正確な位置は、図 12 に図示されたものから変化する。

10

また、切り欠き、さもなければ構成するか、或いは側壁 204 に配置されているのは、整合部材 228 であり、図 11 の例ではパドル 240 に対向して示されている。図 13 におけるデバイスの底面図に見られるように、整合部材は側壁 204 からのループ・カットとして示されている。代替的に、整合部材は、一つ以上の円周の切り欠きを側壁に配置してバンドを規定し、このバンドを内腔に内側へ曲げることによって形成してもよい。整合部材 228 は、これに代えて、引張りワイヤ 226 の位置を案内するための例えばフック、タブまたは他の任意の適宜な構造としてもよいことは述べるまでもない。引張りワイヤ 226 は整合部材 228 内で軸方向に移動可能であるが、整合部材 228 は引張りワイヤ 226 の意図せぬ縦方向移動を防止するのに役立つ。

20

システム 200 の展開に備えて、引張りワイヤ 226 が、整合部材 228 を通じて、内腔 208 を通じて、ボール 232 に達するまで、或いはコイル 206 のところまで装填される。コイル 206 の装填に先だって、引張りワイヤ 226 (これはテーパ状としてもよい) は、挿入ツール 214 の末端へ通して、ボール 232 の装填を可能にして、僅かに収縮して、解放可能にコイル 206 を保持する。整合部材 228 を介して末端尖端 218 内に位置し、内腔 208 を占めるとき、引張りワイヤ 226 はパドル 240 に対してボール 232 を付勢し、ボールはアパーチャ 244 内の運動の自由度を有する。部分的なアパーチャ 244 はパドル 240 を側壁 204 の面から僅かに外れるように付勢することを可能にし、次いでパドル 240 は若干の圧力をボール 232 に課す。ボール 232 は、肩部 246 が末端尖端 218 を出ることを防止する。ボール 232 は、システム 200 の展開に先だって挿入ツール 214 の末端尖端内に保持されるが、有益にもボール 232 は、操作者による引張りワイヤ 226 の収縮に先だって挿入ツール 214 の末端尖端 218 内の移動の軸方向と回転方向との両方の自由度を有する。

30

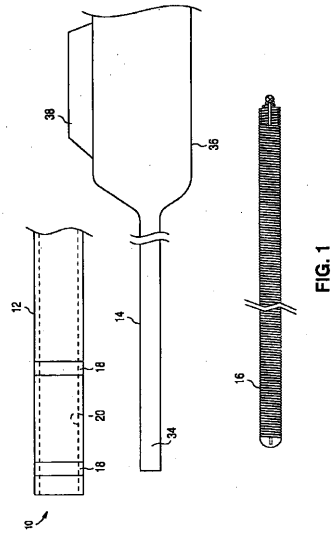
【0020】

図 14 で示すように、取り外しシステム 200 の展開の間、引張りワイヤ 226 はボール 232 の基端へ伸縮される。(これに代えて、挿入ツール 214 はワイヤ 226 を末端側へ移動させてワイヤ 226 を引いてもよい。) 一旦に引張りワイヤ 226 がボール 232 の基端にくるならば、ボール 232 は挿入ツール 214 の内腔 208 へパドル 240 により付勢される。ボール 232 の軸方向移動は肩部 246 によりもはや末端方向に制限されないので、ボール 232 (ひいてはコイル 206) は末端尖端 218 を出ることができる。図 15 は、末端尖端 218 からの退出に続くコイル 206 を示す。

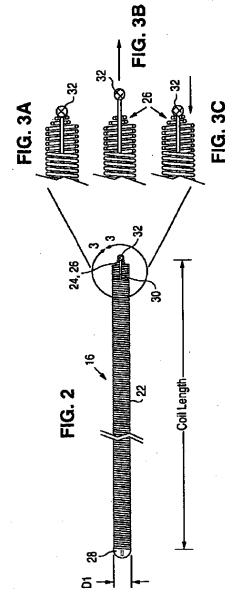
40

図 16 は、概ね上述の図 11、15 に関して説明した実施形態の同様な原理により作動する同様な類似した取り外し機構を示す。しかしながら、図 16 に図示される実施形態においては、パドル 340 は挿入ツール 214 の縦方向アクセスのために垂直方向に向き付けられている。更に、パドル 340 を囲むアパーチャは存在しない。本発明に従えばパドル 340 の他の代替的な構成も可能である。

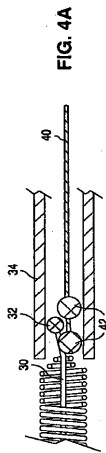
【図 1】



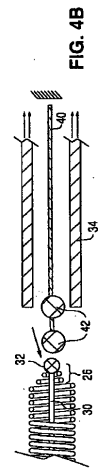
【図 2 . 3 A - 3 C】



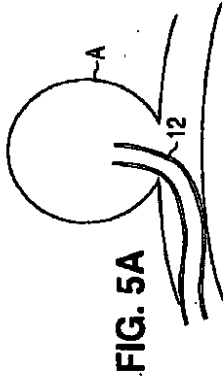
【図 4 A】



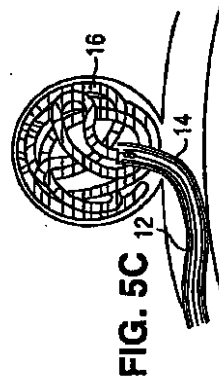
【図 4 B】



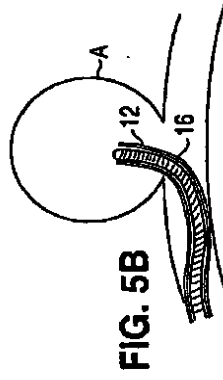
【図 5 A】



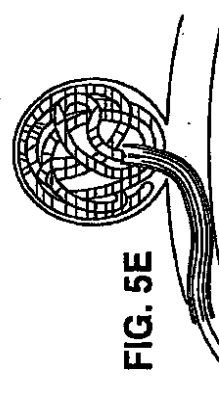
【図 5 C】



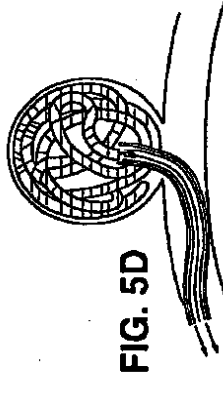
【図 5 B】



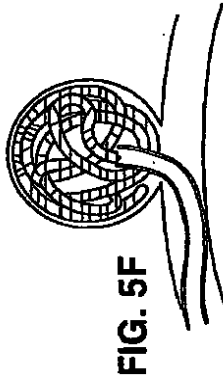
【図 5 E】



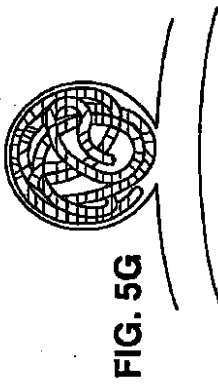
【図 5 D】



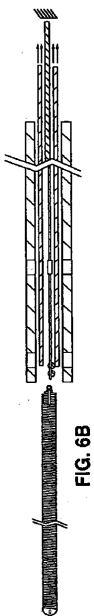
【 図 5 F 】



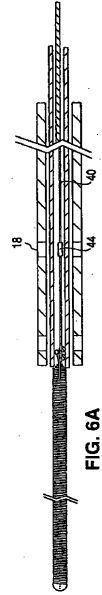
【 図 5 G 】



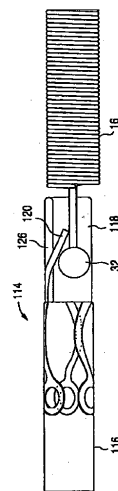
【 図 6 B 】



【 図 6 A 】



【 図 7 】



【図 8】

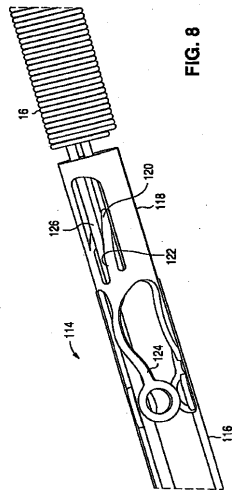


FIG. 8

【図 9】

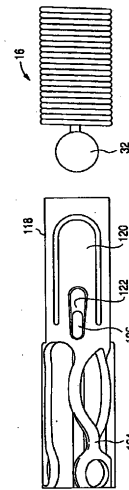


FIG. 9

【図 10】

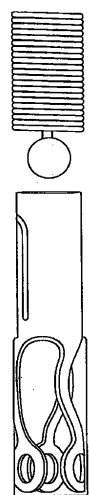


FIG. 10

【図 11】

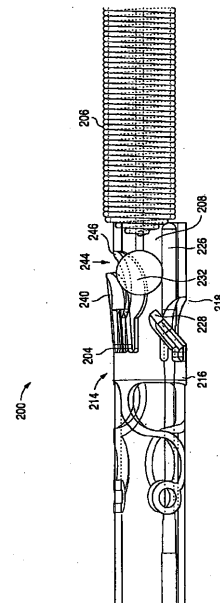
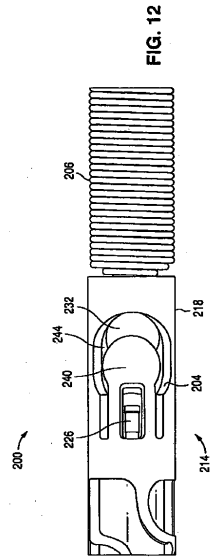
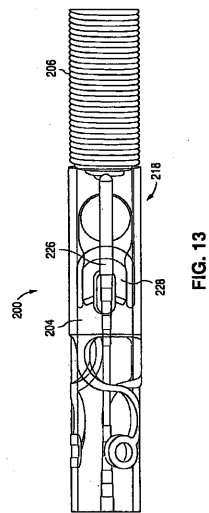


FIG. 11

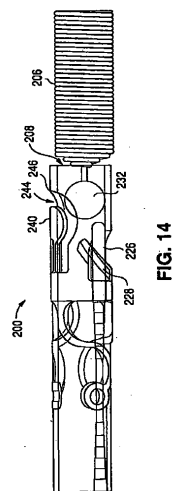
【 図 1 2 】



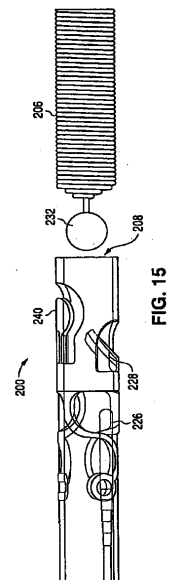
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

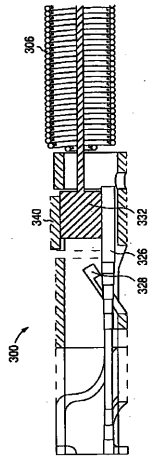


【 図 1 5 】



【 図 16 】

FIG. 16



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 61/080,742

(32)優先日 平成20年7月15日(2008.7.15)

(33)優先権主張国 米国(US)

(74)代理人 100138519

弁理士 奥谷 雅子

(74)代理人 100123892

弁理士 内藤 忠雄

(74)代理人 100131543

弁理士 常光 克明

(74)代理人 100159020

弁理士 安藤 麻子

(74)代理人 100161539

弁理士 武山 美子

(74)代理人 100169993

弁理士 今井 千裕

(72)発明者 トンプキンス、ベン

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 5 2 6、ダンビル、ノース・クリアー・クリーク・ブレイス 1 6 0 9

(72)発明者 ボース、アラニ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 0 0 0 3、ニューヨーク、イースト・エイティーンズ・ストリート 3 2 2

(72)発明者 ヒュイ、デリラ

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 5 0 3、アメリカン・キャニオン、ピア・ベラジオ 1 1 9

(72)発明者 バリー、デイビッド

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 5 5 0、リバーモア、テラ・ウェイ 1 0

(72)発明者 ポンズ、ステファン

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 1 1 5、サン・フランシスコ、サクラメント・ストリート 3 1 7 1

(72)発明者 レイノズ、アレクサンドル

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 5 9 7、ウォルナット・クリーク、ブランドン・オークス・プレイス 1 6

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特開平10-201766(JP,A)

特表平07-503152(JP,A)

特表平06-510936(JP,A)

国際公開第2007/070797(WO,A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 7 / 1 2