

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4635122号
(P4635122)

(45) 発行日 平成23年2月16日(2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年12月3日(2010.12.3)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 2/24 (2006.01)

A 6 1 F 2/24

請求項の数 18 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2004-564040 (P2004-564040)
 (86) (22) 出願日 平成15年12月20日(2003.12.20)
 (65) 公表番号 特表2006-511279 (P2006-511279A)
 (43) 公表日 平成18年4月6日(2006.4.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/041222
 (87) 国際公開番号 W02004/058106
 (87) 国際公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)
 審査請求日 平成18年12月19日(2006.12.19)
 (31) 優先権主張番号 10/327,821
 (32) 優先日 平成14年12月20日(2002.12.20)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 310019970
 メドトロニック、インコーポレイテッド
 MEDTRONIC, INC.
 アメリカ合衆国55432ミネソタ州フリ
 ドリー、メドトロニック・パークウェイ7
 10番
 (74) 代理人 100100158
 弁理士 鮫島 睦
 (74) 代理人 100068526
 弁理士 田村 恭生
 (74) 代理人 100107180
 弁理士 玄番 佐奈恵

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物学的に植え込み可能なプロテアーゼおよびその使用方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生物学的に植え込み可能な第1のプロテアーゼであって、外周が伸張可能な壁を含み、当該壁が長手方向の軸を有し、当該壁が長手方向の軸に垂直な横方向の断面を有し、かつ当該壁が長手方向の軸と平行である縦方向の断面を有し、かつ当該壁が伸張した状態で実質的に円形である外周形状を規定する、第1のプロテアーゼ；

複数のローブを有する外周形状を有する心臓弁冠を含む第2のプロテアーゼ；および

第1のプロテアーゼが生物学的な弁環状部に埋め込まれた後で、第2のプロテアーゼが挿入されて第1のプロテアーゼと係合するときに、互いに自己係合させる、第1および第2のプロテアーゼの周囲に配置された1または複数の係合要素

を含み、

第1のプロテアーゼが、生物学的な弁環状部に導入される間は、伸張していない状態に圧縮可能であり、弁環状部に導入されて弁環状部に係合させるときに伸張した状態に伸張可能であり、

第2のプロテアーゼが挿入されて第1のプロテアーゼと係合するときに、第2のプロテアーゼを第1のプロテアーゼと角度に関して整列させる、協働要素を、第1および第2のプロテアーゼ上にさらに含み、

協働要素が、第1および第2のプロテアーゼの外周に沿って配置された、複数の磁石を含む、

心臓弁アセンブリ。

10

20

【請求項 2】

生物学的に植え込み可能な心臓弁用の第 1 のプロテーゼであって、第 1 の縁および第 2 の縁を含む壁を含み、当該壁が第 1 のプロテーゼの中心にて、長手方向の軸を有する、第 1 のプロテーゼ、および

弁葉を有する心臓弁冠を含み、当該心臓弁冠が複数のローブを有する外周形状を有する、第 2 のプロテーゼ

を含む心臓弁アセンブリであって、

当該壁の少なくとも一部が、長手方向の軸から遠ざかるように、または長手方向の軸に向かって、傾斜しており、

第 1 のプロテーゼが生物学的な弁環状部に埋め込まれた後で、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに固定する、複数の係合要素を第 1 のプロテーゼが含んでおり、

第 1 のプロテーゼが、生物学的な弁環状部に導入される間は、伸張していない状態に圧縮可能であり、弁環状部に導入されて弁環状部に係合させるときに伸張した状態に伸張可能であり、かつ第 1 のプロテーゼが、伸張した状態で実質的に円形である外周形状を有し、

第 2 のプロテーゼが挿入されて第 1 のプロテーゼと係合するときに、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼと角度に関して整列させる、協働要素を、第 1 および第 2 のプロテーゼ上にさらに含み、

協働要素が、第 1 および第 2 のプロテーゼの外周に沿って配置された、複数の磁石を含む、

心臓弁アセンブリ。

【請求項 3】

心臓の生物学的な弁環状部に埋め込み可能な心臓弁アセンブリであって、

外周を規定する壁を含み、当該壁が生物学的な弁環状部に導入される間は伸張していない状態に圧縮可能であり、弁環状部に導入されて弁環状部に係合させるときに外周を増加させるために半径方向に伸張した状態に伸張可能であり、かつ当該壁は伸張した状態で実質的に円形である外周形状を有し、当該壁の少なくとも一部の上に布のカバリングを含む、第 1 の環状プロテーゼ；

第 1 のプロテーゼを弁環状部に固定するために、第 1 のプロテーゼの一部を通過して受け入れ可能な複数の固定デバイス；

複数のローブを有する外周形状を有する心臓弁冠を含む第 2 の弁プロテーゼ；および

第 1 のプロテーゼが弁環状部に埋め込まれた後で、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに接続するための、1 または複数の係合要素を含む、

第 2 のプロテーゼが挿入されて第 1 のプロテーゼと係合するときに、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼと角度に関して整列させる、協働要素を、第 1 および第 2 のプロテーゼ上にさらに含み、

協働要素が、第 1 および第 2 のプロテーゼの外周に沿って配置された、複数の磁石を含む、

心臓弁アセンブリ。

【請求項 4】

心臓弁冠が、隣接するローブの間で波形を含む、3 つのローブを含む周形状を有する、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 5】

複数の固定デバイスをさらに含み、第 2 のプロテーゼが環状部に挿入される前に、第 1 のプロテーゼを環状部に固定するために、当該固定デバイスが、第 1 のプロテーゼの一部を経由して挿入されるようになっている、請求項 1 または 2 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 6】

固定デバイスがクリップを含む、請求項 3 または 5 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 7】

10

20

30

40

50

第 1 のプロテーゼが、第 1 のプロテーゼを環状部に固定するために、そこを通過させて固定デバイスを受け入れる固定デバイスコネクタを複数含む、請求項 3、5、または 6 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 8】

係合要素が、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼにスナップ嵌めするコネクタを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 9】

係合要素が、第 2 のプロテーゼが第 1 のプロテーゼに収容されたときに、自己係合する、複数の係合要素を含む、請求項 2 または 3 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 10】

第 1 のプロテーゼが、環状部に係合するために、外周が弾性的に伸張状態に伸張可能な壁を含む、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 11】

固定デバイスコネクタが、複数のポートを壁を含む、請求項 7 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 12】

第 1 のプロテーゼが、周に実質的に垂直に延びる長手方向の軸を含み、当該壁の少なくとも一部が長手方向の軸に対して傾斜している、請求項 1 または 5 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 13】

前記壁の第 1 の部分が、長手方向の軸に対して第 1 の角度で傾斜しており、当該壁の第 2 の部分が長手方向の軸に対して第 2 の角度で傾斜している、請求項 1 または 3 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 14】

第 1 のプロテーゼが、環状トップ・セグメントおよび環状ボトム・セグメントを含み、トップおよびボトム・セグメントのうち少なくとも一方が、トップ・セグメントがボトム・セグメントよりも大きい外周を有するように、長手方向の軸に対して角度を規定する、請求項 2 または 13 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 15】

第 1 のプロテーゼが長手方向の軸と平行に第 2 のプロテーゼに対して移動させられたときに、係合要素が自己係合するようになっている、請求項 9 に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 16】

前記壁が、互いに隣り合うように配置された第 1 および第 2 の端部を含み、第 1 および第 2 の端部が互いに対して、壁の外周を伸張させるために、移動可能である、請求項 1 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 17】

複数の係合要素が、第 1 のプロテーゼを 1 または複数の平行な面にて係合するようになっている、請求項 1 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【請求項 18】

協働要素が、リブおよびグループを第 1 および第 2 のプロテーゼ上に含み、第 2 のプロテーゼが挿入されて第 1 のプロテーゼと係合するときに、リブがグループ内にフィットする、請求項 1 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の心臓弁アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

技術分野

本発明は、概して、生物学的に植え込み可能なプロテーゼ（または人工器官もしくは補綴）、当該プロテーゼを使用する心臓弁アセンブリ、およびそれを身体の環状部（または環もしくは弁輪）内で使用する方法に関する。

【0002】

10

20

30

40

50

背景技術

人工心臓弁は、患者の欠陥のあるヒトの弁に代わり得る。人工弁は一般に、人工弁のオリフィスの外周に取り付けられ、それに沿って延びる、縫合リングまたは縫合カフを含む。

【0003】

典型的な人工弁の植え込み処置においては、心臓を切開し、局所的により強靱な組織の周囲の領域を残して、欠陥を有する弁を取り除く。公知の心臓弁置換技術には、強靱な組織に複数の縫合系を個別に通過させて、縫合系のアレイ（または並んだもの）を形成することが含まれる。縫合系の自由端部は、胸腔の外側に延びて、患者の身体の上で、間隔をあけて配置される。それから、縫合系の自由端部は、縫合リングの周囲で、個別にエッジに通される。全ての縫合系がリングを通過すると、全ての縫合系は引き上げられ、人工弁は、強靱な組織に隣接する所定の位置に滑るように動かされ、または「降下させられる」。それから、人工弁は、所定の位置に縫合系を用いる常套的な系結びにより固定される。

10

【0004】

縫合リングはしばしば、針および糸が通過することができる生物学的に適合性を有する布で形成される。人工弁は一般的には、外科医が患者の心臓から既存の弁を取り除いたときに残る生体塊（または生体本体もしくは生物学的な凝集体）または環に縫いつけられる。縫合系は、しっかりと結ばれ、それにより縫合リングを環状部に、ひいては人工弁を心臓に固定する。

【0005】

20

縫合リングを弁のオリフィスに取り付けることは、単調で退屈であり得る。さらに、縫合リングを環に取り付けることは、時間を要し、煩わしい。縫合系の複雑さは、間違いをおかす機会をより多くし、患者を長時間心肺バイパス状態におくことを要する。血行動態を向上させるために、人工弁を通過する、可能な限り大きいルーメン（または腔）を設けることもまた望ましい。しかしながら、縫合リングをオリフィスに取り付ける技術によれば、取り付け機構を収容するために、弁の腔の領域を減じることが一般的に要求される。例えば、縫合リングは、一般的には環状部の上部に保持され、その結果、ルーメンは、最大でも、元の腔の寸法である。

【0006】

患者はまた、不利に小さい生得の（または本来の）弁のルーメンを有することがある。これらの場合、生得の弁には、人工弁が植え込まれる前に、まちを付けることができる。生得の弁にまちを付けるために、ルーメンの壁にそって、長さ方向に切開することができる。それから、ルーメンは、周囲に（または外縁を）伸ばすことができ、今伸ばされている切開部は、移植片または他の膜で覆うことができ、縫合して閉じることができる。

30

【0007】

Magladryの米国特許第4,743,253号は、連続圧縮リングを用いた縫合リングを開示している。Magladryのリングは、しなやかであり、圧縮力を与えるが、伸張力を与えない。実際に、Magladryが教示するリングは、心臓弁の上に配置されるものであり、心臓弁に圧縮力を与える。

【0008】

40

Carpentierらの米国特許第6,217,610号は、伸張可能な弁形成リングを開示する。Carpentierらは、患者の実物の上にて、バルーンの伸張によりリングの寸法を増加させることを教示している。リングは、弁輪の形状を再形成するためのものであり、第2のプロテーゼを取り付けて心臓弁を形成するための基礎として機能するものではない。

【0009】

Robertsonらの米国特許第5,984,959号は、人工弁をそれに取り付けるための伸張可能な心臓弁リングおよびリングを人工弁に取り付けるための器具を開示している。Robertsonらは、タブを有するリングであって、タブに係合するための第2のデバイスを用いることにより、第2のプロテーゼに取り付けるために用いられるリングを教示している。

50

【 0 0 1 0 】

外周（または周囲もしくは外側寸法）が膨張可能なバイオ・プロテーゼに対する要求がある。環状部を伸張させることができ、拡大した環状部の周線を維持することができる、プロテーゼおよび方法に対する要求がある。さらにまた、最小限に侵襲性である心臓弁置換処置に対する要求がある。また、上記の第２のプロテーゼ（例えば、心臓弁の冠）との係合を与え得るプロテーゼに対する要求がある。さらにまた、植え込み時間を改善するために、第２のプロテーゼと自己係合し得る上述のプロテーゼに対する要求がある。

【 0 0 1 1 】

発明の開示

開示されるプロテーゼの１つの形態は、外周が伸張可能な（または外側に膨張可能な、あるいは外周もしくは周線が伸び得る）壁を有する、生物学的に植え込み可能な心臓弁用の第１のプロテーゼである。壁は、長さ方向の軸に対して垂直な横方向の断面を有し、長さ方向の軸と平行な縦方向の断面を有する。プロテーゼはまた、第２のプロテーゼと自己係合するように構成された係合要素を有する。

10

【 0 0 1 2 】

第１のプロテーゼは、止め（または当たりもしくはストップ）を有し、止めは壁の外周が減少することを防止する。第１のプロテーゼはまた、固定デバイスコネクタを有してよい。壁はまた、波形を有してよい。壁はまた、折り曲げられたリップ（又はへり）をその前縁（または先端）に有してよい。第１のプロテーゼはまた、第１のプロテーゼが第２のプロテーゼ（例えば冠）を受け入れる（または収容する）ことができるアセンブリに存在し得る。

20

【 0 0 1 3 】

プロテーゼの別の形態は、第１の縁および第２の縁を具えた壁を有する、心臓弁用の生物学的に植え込み可能なプロテーゼである。壁は、第１のプロテーゼの中心に長手方向の軸を有し、第１の縁は、第２のプロテーゼと係合するための係合要素を有する。係合要素はまた、第２の縁に向かって曲がっている（又は折り返されている）。

【 0 0 1 4 】

係合要素は、第２の縁に向かって曲がっていてよい。第１の縁は、前縁であってよい。第１のプロテーゼはまた、壁においてポート（または口もしくは穴）となり得る固定デバイスコネクタを有してよい。壁はまた、波形を有してよい。第１のプロテーゼはまた、係合要素に接続された第２のプロテーゼを有するアセンブリに存在し得る。第２のプロテーゼは冠（またはクラウン）であってよい。

30

【 0 0 1 5 】

弁輪において心臓弁を植え込む方法の１つの形態は、第１のプロテーゼを弁輪に取り付けることであり、第２のプロテーゼを第１のプロテーゼに取り付けることである。第１のプロテーゼは外周が伸張可能な壁を有する。壁は長手方向の軸を有し、壁は長手方向の軸に垂直な横方向の断面を有する。

【 0 0 1 6 】

第１のプロテーゼはリングであってよい。第２のプロテーゼは冠（または冠状部もしくはクラウン）であってよい。第１のプロテーゼの壁は第１の末端部および第２の末端部を有し得る。第１のプロテーゼを取り付けることは、第１のプロテーゼを生体塊に固定デバイスを用いて固定することを含み得る。第１のプロテーゼを取り付けることはまた、第２のプロテーゼを第１のプロテーゼにスナップ嵌めすることを含んでよい。

40

【 0 0 1 7 】

弁輪において心臓弁を植え込む方法の別の形態は、第１のプロテーゼを弁輪に取り付けること、および第２のプロテーゼを第１のプロテーゼに取り付けることを含む。第１のプロテーゼは、第１の縁および第２の縁を具える壁を有する。壁はまた、長手方向の軸を有し得る。第１の縁は、係合要素を含み、係合要素は第２の縁に向かって曲がっている。

【 0 0 1 8 】

係合要素は長手方向の軸から離れるように曲げられていてよい。第１のプロテーゼはり

50

ングであってよい。第2のプロテーゼは冠であってよい。冠を取り付けることは、冠を第1のプロテーゼにスナップ嵌めすることを含んでよい。

【0019】

生物学的な弁輪の寸法を増加させ、また維持する方法の1つの形態は、外周が伸張可能な第1のプロテーゼを環状部に配置することを含む。当該方法はまた、第1のプロテーゼの外周を伸張させること、および第1のプロテーゼの外周を固定することを含む。

【0020】

第1のプロテーゼの外周を伸張させることは、環状部の半径を約0.1mm(0.004インチ)から約2.0mm(0.08インチ)以上に増加させることを含み得る。第1のプロテーゼはまた、第2のプロテーゼを受け入れるように構成された係合要素を含んでよい。

10

【0021】

詳細な説明および産業上の利用可能性

図1および2は、生物学的に植え込み可能な第1のプロテーゼ2の一形態を示す。第1のプロテーゼ2は、壁4を有し得る。壁4は、第1のプロテーゼを弾性的に伸張可能とするように、当業者に公知の材料強度および寸法(またはディメンション)を有し得る。壁4は、図1に示すように、開口形態またはスパイル状の横方向の断面を有し得る。横方向の断面は、中央の長さ方向の軸6に対して垂直であり得る。

【0022】

壁4は、第1の端部8および第2の端部10を有し得る。各端部8および10は、壁4の中間点12から第1の末端14または壁4の第2の末端16まで、各端部8および10にて規定され得る。壁4は、端部の差の長さ18を有し得る。端部の差の長さ18は、第1の末端14から第2の末端16までの最も短い角度長(または角度を形成する長さ)である。壁4はまた、前縁20および裾縁22を有し得る。前縁20および裾縁22は長手方向の軸6に対して実質的に垂直である。第1のプロテーゼは、壁長さ24から端部の差の長さ18を引いたものに等しい外周を有し得る。壁4は、壁高さ25を有し得る。壁高さは、約3.18mm(0.125インチ)~約12.7mm、8.26mm(0.50インチ)であり得、例えば、約0.325インチである。壁4はまた、壁4の一方の端部8または10を壁4の他方の端部10または8に取り付ける任意の取付けデバイスの空隙であってよい(当該デバイスのための空隙(もしくは穴)を有してよい)。壁4は、ステンレス鋼合金、ニッケルチタン合金(例えば、ニチノール)、コバルト-クロム合金(例えば、Elgin Specialty Metals(エルギン、イリノイ州)のエルジロイ(登録商標: ELGILOY); Carpenter Metals Corp.(Wyomissing、ペンシルベニア州)のCONICHROME(登録商標)、ポリエステル(例えば、E. I. Du Pont de Nemours and Company(ウィルミントン、デラウェア州)のダクロン(登録商標: DACRON)、ポリプロピレン、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、伸長PTFE(ePTFE)、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、ナイロン、押出コラーゲン、シリコーンのようなポリマー、放射線不透過性材料、またはそれらの組み合わせから形成することができる。放射線不透過性材料の例は、バリウム、硫酸塩(または硫酸エステル)、チタン、ステンレス鋼、ニッケルチタン合金および金である。

20

30

40

【0023】

図3および4は、機械的に伸張可能な第1のプロテーゼ2の一形態を示す。第1の端部8における第1の突起26および第2の突起28は、壁4から延びてよい。突起26および28は、壁4に対して垂直に、又は長手方向の軸6に対して垂直に延びることができる。突起26および28は、タブ、無頭釘(またはブラッド(brad))、伸展部、ボール、ロッド、またはそれらの組み合わせであり得る。突起は、壁4を保持するのに十分な突起深さ30を有し得る。

【0024】

壁4はまた、第1の突起26および第2の突起28をそれぞれ収容する又はそれらと係合する、第1の受入れ要素32および第2の受入れ要素34を第2の端部10にて有し得

50

る。壁 4 はまた、より多い又はより少ない（例えば、1 またはゼロの）受入れ要素 3 2 または 3 4 を有し得る。受入れ要素 3 2 および 3 4 は、壁 4 に設けられた穴であってよい。受入れ要素 3 2 および 3 4 はまた、ディベット、窪み（またはディンプル）、フック、スロット、またはそれらの組み合わせであり得る。突起 2 6 および 2 8 ならびに受入れ要素 3 2 および 3 4 は、止め又は締めりばめとして、一緒に作用することができ、第 1 のプロテゼ 2 の外周が所望の制限を超えて、伸張し又は減少するのを防止する。

【0025】

図 5 および 6 は、窪みであってよい受入れ要素 3 2 および突起 2 6 を有し得る第 1 のプロテゼ 2 の一形態を示す。突起 2 6 および受入れ要素 3 2 は、第 1 の横列 3 6、第 2 の横列 3 8 および追加の横列 4 0 に存し得る。突起 2 6 はまた、第 1 の縦列 4 2、第 2 の縦列 4 4、および追加の縦列 4 6 に存し得る。受入れ要素 3 2 は、上述の突起深さ 3 6 と同じ寸法の範囲内にある受入れ要素深さ 4 6 を有し得る。

【0026】

図 7 および 8 は、第 1 の末端 1 4 から実質的に壁 4 に正接して延びる突起 2 6 および 2 8 を有し得る第 1 のプロテゼ 2 の一形態を示す。突起 2 6 および 2 8 は、ロッド 4 8 であってよく、ボール 5 0 をロッドの 4 8 の端部に有してよい。受入れ要素 3 2 および 3 4 は、第 2 の末端 1 6 から実質的に壁 4 に正接して延びていてよい。受入れ要素 3 2 および 3 4 は、ボール 5 0 を収容するためのカラー（または継ぎ輪もしくは鉤）5 2 であってよい。壁 4 は、図 7 に示すように、円形の開いた曲線の形状の横方向断面を有する。外周方向のギャップ 5 4 が、第 1 の末端 1 4 と第 2 の末端 1 6 との間に存在し得る。

【0027】

図 9 および 1 0 は、種々の形態の突起 2 6 および 2 8 ならびに受入れ要素 3 2 および 3 4 を有し得る第 1 のプロテゼ 2 の形態を示す。図 9 および 1 0 の第 1 のプロテゼ 2 はまた、突起 2 6 および 2 8 ならびに受入れ要素 3 2 および 3 4 の寸法、および壁 4 における突起 2 6 および 2 8 ならびに受入れ要素 3 2 および 3 4 の位置により制御される、長手方向の軸に対する壁角度 5 6 を有し得る。壁角度 5 6 は、約 1 0 ° ~ 約 6 0 ° であってよく、より狭くは約 2 0 ° ~ 約 4 5 ° であってよく、例えば約 2 5 ° であってよい。突起 2 6 および 2 8 ならびに受入れ要素 3 2 および 3 4 は、裾縁 2 2、前縁 2 0 に沿って、またはそれらの間に位置してよい。

【0028】

図 1 1 および 1 2 は、ボトム・セグメント 5 8 とトップ・セグメント 6 0 とを有する壁 4 を具えた第 1 のプロテゼ 2 の一形態を示す。第 1 のプロテゼ 2 は、変形可能であってその外周が伸張することができる。ボトム・セグメント 5 8 は、長手方向の軸 6 に対して壁角度 5 6 を有し得る。ボトム・セグメント 5 8 とトップ・セグメント 6 0 との間の角度は、接続角度（またはジョイント角度）6 2 であり得る。接続角度 6 2 は、約 9 0 ° ~ 約 1 8 0 ° であり得、より狭くは約 9 0 ° ~ 約 1 6 0 ° であり得、例えば約 1 2 0 ° であり得る。壁 4 はまた、ボトム・セグメント 5 8 の長さにならって延在し得る第 1 のステアリング・グループ 6 4 を有し得る。壁 4 はまた、ボトム・セグメント 5 8 の長さの一部にならって延在し得る第 2 のステアリング・グループ 6 6 を有し得る。グループ 6 4 および 6 6 は、第 1 のプロテゼ 2 に取り付けることができる第 2 のプロテゼ 6 8 を、長さ方向の軸に対して、角度に関して正しい位置を占めさせる（または整列させる）のに役立つ。グループ 6 4 および 6 6 はまた、第 1 のプロテゼ 2 が第 2 のプロテゼ 6 8 に対して回転することを防止し得る。第 2 のグループ 6 6 はまた、第 2 のプロテゼ 6 8 を長手方向で正しい位置を占めさせる（または整列させる）のに役立つ。

【0029】

第 1 のプロテゼ 2 はまた、係合要素、例えば、トップ・セグメント 6 0 において上部磁石 7 0 およびボトム・セグメント 5 8 において下部磁石 7 2 を有し得る。磁石 7 0 および 7 2 は、磁石高さ 7 4、磁石幅 7 6、および磁石長さ 7 8 を有し得る。磁石 7 0 および 7 2 は、希土類の高強度型磁石であり得る。磁石は、ネオジム - 鉄 - ホウ素から成ってよく、また、PTFE（例えば、E. I. Du Pont de Nemours and Company（ウィルミントン

10

20

30

40

50

、デラウェア州)のテフロン(登録商標)、PEEK、同様に不活性であって且つ安定な生体適合性を有するポリマーまたはその組み合わせから成るコーティングに封入されていてよい。放射線不透過性の物質がまた、コーティングに添加され得る。上部及び/または下部の磁石70及び/または72を、1つまたは不規則な数の磁石70および/または72(例えば、N極)の極性を、他の磁石70および/または72の極性(例えば、S極)とは異なるように変えることによって、第2のプロテーゼ68の1つの角度配向だけを許容するように設計してよい。

【0030】

1つの例24において、磁石70を第1のプロテーゼ2の周囲に均等に配置してよい。磁石高さ74は約3.175mm(0.125インチ)であり得る。磁石幅76は約3.175mm(0.125インチ)であり得る。磁石長さ78は約1.59mm(0.0625インチ)であり得る。

10

【0031】

図13および14は、図11および図12に示す形態に類似する第1のプロテーゼ2の一形態を示す。第1のプロテーゼ2のこの形態は、布の縫合表面80を有し得る。磁石70は、その断面が(図11および12に示すように)正方形または長方形であり、あるいは(図13および図14に示すように)楕円形または円形であり得る。壁4はまた、図11および図12に示すように、複数のセグメント58および60を有し得、あるいは、図13および図14に示すように、単一のセグメントを有し得る。

【0032】

20

図15は、図11および図12に示された形態に類似する第1のプロテーゼ2の一形態を示す。この形態における第1のプロテーゼもまた、機械的および/または弾性的に外周が伸張可能であり得る。

【0033】

図16~図18は、第1のプロテーゼ2の変形可能な形態を示す。伸張していない状態において、第1のプロテーゼ2は伸張していない直径82を有し得る。図16における第1のプロテーゼ2の形態は、滑らかな壁4を有することができ、それにより、フープ歪みに頼って伸張する。図17の形態は、複数のひだ又は折り畳み部84を有する蛇腹の壁4を有し得る。折り畳み84は、使用中、壁4の外周の伸張を最大限にするために、開く又は広げることができる。図18の第1のプロテーゼ2の形態は、図17に示す折り畳み84と同じ目的のために、単一の大きい折り畳み部84を有し得る。図19は、伸張した状態にある、第1のプロテーゼ2の変形可能である形態を示す。長手方向の軸6から離れる方向に向かう、矢印で示すような半径方向の力が、第1のプロテーゼ2を拡大した直径86まで伸張させることができる。当業者は、第1のプロテーゼ2の材料および寸法を、伸張した直径86に対する伸張していない直径82の比が約0%~約50%、より狭くは約5%~約20%、さらにより狭くは約9%~約12%、例えば約9.5%となることを許容するように、選択することができる。

30

【0034】

図20は、第1の固定デバイスコネクタ88および第2の固定デバイスコネクタ90を有し得る、ある長さの壁4を示す。固定デバイスコネクタ88および90は、壁4においてポート(もしくは口)または穴であり得る。固定デバイスコネクタ88および90は、長円形であり得、固定デバイスコネクタ高さ92および固定デバイスコネクタ長さ94を有することができる。固定デバイスコネクタ高さ92は約0.51mm(0.020インチ)~約3.18mm(約0.125インチ)であってよく、より狭くは、約1.0mm(0.040インチ)~約1.5mm(0.060インチ)、例えば約1.3mm(0.050インチ)であってよい。

40

【0035】

図21は、第1、第2および追加の固定デバイスコネクタ88、90および96を有し得る、ある長さの壁4を示す。固定デバイスコネクタ88、90および96は、その形状が円であってよい。図22は、前および裾縁20および22に取り付けられた固定デバイ

50

スコネクタ 88、90 および 96 を有し得る、有る長さの壁 4 を示す。固定デバイスコネクタ 88、90 および 96 は、布または金属から成り、例えば、ポリエステル (E. I. Du Pont de Nemours and Company (ウィルミントン、デラウェア州) のダクロン (登録商標: DACRON))、ポリプロピレン、PTFE、ePTFE、ナイロン、押出コーラゲン、シリコンのようなポリマー、ステンレス鋼合金、ニッケル - チタン合金 (例えば、ニチノール)、コバルト - クロム合金 (例えば、Elgin Specialty Metals (エルギン、イリノイ州) のエルジロイ (登録商標: ELGILOY); Carpenter Metals Corp. (Wyomissing、ペンシルベニア州) のCONICHROME (登録商標)) またはそれらの組み合わせで構成され得る。異なる形状および構成の固定デバイスコネクタ 88、90 および 96 が同じ壁 4 に存在してよい。

10

【0036】

図 23 は、受入れ要素 32 および 34 を有し得る、ある長さの壁 4 を示す。受入れ要素 32 および 34 は、壁 4 においてポートまたは穴であり得る。受入れ要素 32 および 34 ならびに固定デバイスコネクタ 88、90 および 96 は同じ要素であってよい。受入れ要素 32 および 34 は、第 1 の設定位置 (またはセッティング・ポジション) 98、および第 1 の設定位置 98 の一方の端部にて第 1 のネック 100 を有し得る。第 1 の設定位置 98 は、約 4 mm (0.2 インチ) ~ 約 10 mm (0.4 インチ)、例えば約 6.3 mm (0.25 インチ) の設定位置長さ 102 を有し得る。第 1 のネック 100 は、ネック幅 104 を有することができる。第 1 のネックは、第 2 の設定位置 106 の第 1 の端部に存在し得る。受入れ要素 32 および 34 は、2 より多いまたは少ない (例えば 1 つ又はゼロ) の設定位置 98 および 106 を有し得る。第 2 の設定位置 106 の第 2 端部にて、第 2 の設定位置 106 は、第 2 のネック 108 を有し得る。第 2 のネック 108 は、最終の止め (またはストップ) 位置 110 の第 1 端部に存在し得る。最後の止め位置 110 は、最終の止め長さ 112 を有し得る。

20

【0037】

第 1 および第 2 の設定位置 98 および 106 は、ランプ角 114 でもって、第 1 および第 2 のネック 100 および 108 にそれぞれ通じることができる。止めの位置 110 および第 2 の設定位置 106 は、止め角 116 でもって、第 2 のネック 108 および第 1 のネック 100 にそれぞれ至ることができる。

【0038】

図 24 は、狭くなっている長円形または涙滴形状の受入れ要素 32 および 34 を示す。図 25 は、矩形の受入れ要素 32 および 34 を示す。

30

【0039】

図 26 は、カラーまたはスリーブ形状であり得る受入れ要素 32 を示す。受入れ要素 32 は、接続ゾーン 118 によって、壁 4 から延びる又は壁 4 それ自体に向かって延びるロッド (図示せず) に取り付けることができる。受入れ要素 32 は、第 1 のウェッジ (またはくさび部) 120 および第 2 のウェッジ 122 を有し得る。第 1 のウェッジ 120 または第 2 のウェッジ 122 の最も近いポイント間の長さは、ネック幅 104 であり得る。ウェッジ 120 および 122 は、受入れ要素 32 の全体の周囲で回転することができ、それにより、(三次元的に見た場合に) 単一の円形の第 1 のウェッジ 120、および単一の円形の第 2 のウェッジ 122 を形成する。

40

【0040】

受入れ要素のシャフト通路 124 は、受入れ要素 32 の一方の端部にて開くことができる。受入れ要素 32 は、接続ゾーン 118 の付近に第 1 の狭くなっている部分 126 を有し、受入れ要素のシャフト通路 124 の付近に第 2 の狭くなっている部分 128 を有し得る。図 27 は、鱗片またはストップタブのように形成されたウェッジ 120 および 122 を有し得る、受入れ要素 32 を示す。

【0041】

突起 26 および 28 を有し得る、ある長さの壁 4 を図 28 に示す。突起 26 および 28 は、図 29 および 25 で種々の形態において単独で示されており、伸展部 130 およびカ

50

フ 1 3 2 から形成され得る。伸展部 1 3 0 は円筒形に形成することができ、あるいは図 3 0 に示すように、三角形の断面を有するシャフトのように形成することができる。伸展部 1 3 0 は、伸展部高さ 1 3 4 および伸展部幅 1 3 6 を有し得る。伸展部高さ 1 3 4 は、約 0 . 5 1 mm (0 . 0 2 0 インチ) ~ 約 2 . 5 4 mm (約 0 . 1 0 0 インチ)、例えば約 1 . 3 mm (0 . 0 5 0 インチ) であってよい。最後の止め長さ 1 1 2 は、ほぼ伸展部幅 1 3 6 から約 1 0 mm (0 . 4 インチ) までの間であってよく、例えば約 6 . 3 mm (0 . 2 5 インチ) であってよい。

【 0 0 4 2 】

カフ 1 3 2 は、円形または正方形に形成することができ、また深さが実質的に一定であり得る。カフ 1 3 2 はカフ高さ 1 3 8 およびカフ幅 1 4 0 を有し得る。カフ高さ 1 3 8 は、ほぼ固定デバイスコネクタ高さ 9 2 から約 5 . 0 8 mm (0 . 2 0 0 インチ) までの間であってよく、例えば、2 . 0 mm (0 . 0 8 0 インチ) であってよい。カフ幅 1 4 0 は、上述のカフの高さ 1 3 8 に関する範囲内であってよい。

10

【 0 0 4 3 】

図 3 1 は、壁 4 から切り抜かれたタブから成る突起 2 6 および 2 8 を有する、ある長さの壁 4 を示す。切り取られた穴 1 4 2 が壁 4 に存在することができ、そこでは切り抜きの前に突起 2 6 および 2 8 の構成要素が壁 4 に存在していた。

【 0 0 4 4 】

図 3 2 は、壁 4 から延びる突起 2 6 の第 1 の組および壁 4 から延びる突起 2 8 の第 2 の組を有し得る壁 4 の長さを示す。壁 4 は、壁の曲率半径 1 4 4 を有し得る。突起 2 6 および 2 8 は、突起の曲率半径 1 4 6 を有し得る。突起の曲率半径 1 4 6 は、ほぼ壁の曲率半径 1 4 4 から無限大までの間であってよい。

20

【 0 0 4 5 】

図 3 3 は、係合要素 1 4 8 を有し得る、ある長さの壁 4 を示している。係合要素 1 4 8 は、リップ状に形成することができ、突起 2 6 の周囲に巻き付けることができる。係合要素 1 4 8 は、第 1 のプロテゼが第 2 のプロテゼ 6 8 に自己係合することを可能にする。例えば、係合要素 1 4 8 は、第 2 のプロテゼ 6 8 にスナップ嵌めすることができる。

【 0 0 4 6 】

図 3 4 は、第 1 の端部 8 および第 2 の端部 1 0 を示す。第 2 の端部 1 0 は、第 1 の端部 8 の前縁 2 0 および裾縁 2 2 の周囲をそれぞれ包むことができる第 1 のガイド 1 5 0 および第 2 のガイド 1 5 2 を有し得る。第 1 の端部 8 は、ガイド 1 5 0 および 1 5 2 内で、長手方向の軸に関して、角度をなすように（または角変位するように）スライドすることができる。ガイド 1 5 0 および 1 5 2 はまた、第 1 の端部 8 があまりにも遠くに動くこと、または第 2 の端部 1 0 と整合しなくなる危険を最小限にすることができる。

30

【 0 0 4 7 】

図 3 5 ~ 4 3 は、縦方向の断面図で第 1 のプロテゼ 2 の一形態を示す。縦方向の断面は、長手方向の軸 6 と平行な断面であり得る。図 3 5 は、波形である縦方向の断面を有する壁 4 を具えた一形態を示す。図 3 6 は、長手方向の軸 6 と平行である、縦方向の断面がまっすぐである壁 4 を具えた一形態を示す。

【 0 0 4 8 】

40

図 3 7 は、長手方向の軸 6 に向かって、壁角度 5 6 で傾斜した裾縁 2 2 を有する一形態を示す。図 3 8 は、壁角度 5 6 で長手方向の軸 6 から遠ざかるように傾斜した裾縁 2 2 を有する一形態を示す。

【 0 0 4 9 】

図 3 9 は、長手方向の軸 6 に向かって凸状である壁 4 を有する一形態を示す。壁 4 は、まっすぐであってよく、あるいは縦方向の凸部曲率半径 1 5 4を有してよい。図 4 0 は、長手方向の軸に対して凹状である壁 4 を有する一形態を示す。壁 4 は、縦方向の凸部曲率半径 1 5 4と同じ範囲内で、縦方向の凹部曲率半径 1 5 6を有してよい。

【 0 0 5 0 】

図 4 1 は、トップ・セグメント 6 0、ミドル・セグメント 1 5 8 およびボトム・セグメ

50

ント58を有する壁4を有する一形態を示す。トップ・セグメント60および前縁20は、長手方向の軸6から遠ざかるように傾斜してよい。ボトム・セグメント58および裾縁22は長手方向の軸6から遠ざかるように傾斜してよい。ミドル・セグメント158は、長手方向の軸と平行なままであってよい。

【0051】

図42は、トップ・セグメント60および長手方向の軸6に向かって傾斜してよい前縁20を有する一形態を示す。ボトム・セグメント58および裾縁20もまた、長手方向の軸6に向かって傾斜してよい。ミドル・セグメント158は長手方向の軸6と平行なままであってよい。

【0052】

図43および44は、長手方向の軸6に対して、約0°～約90°、より狭くは約10°～約50°、例えば約30°であるリテーナ角度160にて、壁4から延びることができるボトム・セグメント58を有し得る壁4の一形態を示す。ボトム・セグメント58はまた、図44に示す切り込み（または切れ目もしくはカット）162を有してよい。切れ目162は、ボトム・セグメント58がミドル・セグメント158から遠ざかるように広がるときに、応力を最小にし得る。ボトム・セグメント58はまた、保持要素として作用することができ、一般的な裾縁22を越えて延び、第1のプロテーゼ2が植え込まれた後に、第1のプロテーゼ2を安定化させる。

【0053】

図45は、布のカバリング164を有し得る壁4の断面を示す。布のカバリングは、例えば、ポリエステル（E. I. Du Pont de Nemours and Company（ウィルミントン、デラウェア州）のダクロン（登録商標：DACRON））、ポリプロピレン、PTFE、ePTFE、ナイロン、押出コーラゲン、シリコーン、またはそれらの組み合わせである。布は、壁4に第1の取付けポイント166および第2の取付けポイント168にて取り付けることができる。取付けポイント166および168の間の壁の剥き出しの領域は、係合表面170であり得る。第2のプロテーゼ68は、係合表面170にて第1のプロテーゼ2と係合することができる。

【0054】

図46は、カバリング164で全体が覆われた壁4の断面を示す。第2のプロテーゼ68はまた、カバリング164により覆われた係合表面170にて、第1のプロテーゼ2と係合することができる。

【0055】

図47は、開いたリップのように形成された係合要素148を前縁20に有する、ある長さの壁4を示す。係合要素148は、長手方向の軸6および裾縁22に向かって曲げられていてよい。図48は、長手方向の軸6から遠ざかり、かつ裾縁22に向かって曲げられている係合要素148を示す。

【0056】

図49および50は、第1の長さ172、第2の長さ174および第3の長さ176を有し得る第1のプロテーゼ2の一形態を示す。長さ172、174および176は、壁4の切り込み162により分けられている。第1の長さ172および第3の長さ176における係合要素148は、長手方向の軸6に向かって曲げられていてよい。第1の長さ172および第3の長さ176のトップ・セグメント60およびミドル・セグメント158は同様に、図50にて矢印により示されるボトム・セグメント58から離れるように曲げられてよい。第2の長さ174のトップ・セグメント60およびミドル・セグメント158は、第1の長さ172および第3の長さ176のトップ・セグメント60およびミドル・セグメント158と同様に、しかしそれらとは反対の方向に曲げることができる。第2の長さ174における係合要素148は、長手方向の軸6から遠ざかるように曲げることができる。リップの長さ178は、第1の長さ172または第3の長さ176における係合要素148の第1のリップの縁180と第2の長さ174における係合要素148の第2のリップの縁182との間の距離であってよい。リップの長さ178は、第2のプロテー

10

20

30

40

50

ぜを設置する、収容するおよび係合する、シーム、折り目、またはシート（もしくは座部）184を形成するのに十分なほど小さくすることができる。

【0057】

図51は、長さ172、174、および176を有し得る、ある長さの壁4を示す。第1の長さ172および第3の長さ176における係合要素148は、長手方向の軸6から遠ざかるように曲げられてよい。第2の長さ174における係合要素148は、長手方向の軸6に向かって曲げることができる。係合要素148は、壁4の両側で第2のプロテーゼと係合することができる。

【0058】

図52は、スプリング186を有し得る一形態を示す。各スプリング186の1つのセグメントは、ラッチ188であってよい。スプリング186は、係合要素148の下に固定したレール192の周囲に、ワインディング（または巻き線）190を有し得る。スプリング186はまた、壁4に押し付けられる保持脚部194を有することができる。ラッチ188をバイアスして、矢印196で示すように、壁4に当てて収縮させる（または引っ込ませる）ことができる。ラッチ188は、干渉ビーム198により、図52に示すように収縮していない位置に保持することができる。干渉ビーム198は、近位端にて（矢印200の方向で）直接的に又は間接的に互いに強固に取り付けられて、力の作用下での干渉ビーム198のラッチ188からの反りを最小にする。第2のプロテーゼがラッチ188の届く範囲内に配置されると、干渉ビーム198は矢印200で示すように取り除くことができ、矢印196で示すように、例えば、第2のプロテーゼに当てて、ラッチ188を収縮させる。

【0059】

製造方法

壁4は、当業者に公知の方法で作成することができる。例えば、壁4は、成形され又は機械的に加工され得る。係合要素148、波形、および壁4における他の任意の折り曲げを、当業者に公知の方法で、壁4内に、形成する（例えば加圧成形）、成形する、又は機械加工して壁4とすることができ、あるいは、金属内に折り曲げることができる。

【0060】

突起26および28ならびに受入れ要素32および33は（例えば、接続ゾーン118にて）、ひだ（または皺）をよせる、打ち抜く、接着する、溶融させる、ネジで留める、ダイカットする、溶接する、レーザカットする、放電加工（EDM）、またはそれらの組み合わせにより、壁4に固定することができ、あるいは、壁4から形成することができる。壁4における切り込み162および開口部は、ダイカット、レーザまたはEDMにより形成することができる。

【0061】

第1のプロテーゼ2または組立後の全体としての第1のプロテーゼ2は、当業者に公知のディップコーティング法またはスプレーコーティング法によりコーティングすることができる。管（または血管）用の医療器具をコーティングするために用いられる方法の一例はDingらの米国特許第6,358,556号において提供されており、その全体は引用により本明細書に組み込まれる。当業者に公知の徐放性のコーティング方法もまた、コーティング中の薬剤の放出を遅らせるために使用することができる。コーティングは、血栓形成性または抗血栓性であってよい。例えば、第1のプロテーゼ2の内部コーティング、および長手方向の軸6に向いた側部のコーティングは抗血栓性であってよく、第1のプロテーゼの外側コーティング、および長手方向の軸から遠ざかるように向いた側部のコーティングは、血栓形成性であってよい。

【0062】

第1のプロテーゼ2は、布、例えば、ポリエステル（E. I. Du Pont de Nemours and Company（ウィルミントン、デラウェア州）のダクロン（登録商標：DACRON））、ポリプロピレン、PTFE、ePTFE、ナイロン、押出コラーゲン、シリコーン、またはそれらの組み合わせである。植え込み可能なデバイスを布で覆う方法は、当業者に公知である。

【0063】

使用方法

第1のプロテゼ2は、ターゲットとする弁輪204に隣接する小室202に、伸張していない状態で、当業者に公知の方法で導入することができる。図53は、矢印で示されているように、第1のプロテゼ2を弁輪204に配置し、降下させることを示している。第1のプロテゼ2が折り畳み可能であり、また伸張可能であるという性質を有するために、第1のプロテゼ2を植え込む手順は、胸腔鏡、内視鏡および/または内部発光(endolumina)を用いて、実施することができる。第1のプロテゼ2は、それが弁輪204に隣接する小室内部の管の開口(例えば冠血管の開口)を塞ぐことのないように、また、弁輪204から(例えば、心臓の室、例えば心室内に)落ちることがないように、弁輪204内に十分に正確に配置することができる。弁輪204は、初期の環径206を有し得る。図54は、第1のプロテゼ2を配置し、設置することを示す。

10

【0064】

第1のプロテゼ2が完全に伸張していない状態であるとき、突起26および受入れ要素32は図55および56に示すように整列させることができる。図55に示すように、伸展部130は、第1の設定位置98に配置することができる。図56に示すように、球50を第1の設定位置98に配置することができる。

【0065】

第1のプロテゼ2は、図57にて矢印で示すように、その外周が伸張することができる。プロテゼは、伸張した環径208を有し得る。伸張した環径208は、約5mm(0.2インチ)~約40mm(1.6インチ)であってよく、初期の環径206の寸法に依存し、他の解剖学的構造、異形(例えば、狭窄症、狭穿症)および年齢(例えば、小児の寸法設定)により影響を受ける。第1のプロテゼ2を伸張させるために、伸張器具210を使用することができる。伸張器具210の例として、バルーン、クランプ・ジョー(clamp jaw)の背面、または図58~61に示すような可撓性を有するプラグ・アセンブリが挙げられる。別の伸張器具210の例は、Robertsonらの米国特許5,984,959号に開示されており、当該特許は引用によりその全体が本明細書に組み込まれる。

20

【0066】

図58は、円筒形であり、第1の側部216に静止プレート212を有する可撓性のプラグ212を示す。プラグ212は、例えばポリウレタンまたはシリコンであるポリマーで形成することができる。プラグ212は、プラグ212の中央部に開口部218を有することができる。剛性の大きい内側チューブ220は、開口部218を通過することができ、また、第1の側部216にてワッシャ222にしっかりと固定され、又は第1の側部216にてワッシャ222に抗して(またはワッシャ222を反対に)引くことができる。圧搾プレート224を剛性の大きい外側チューブ226の端部に固く取り付けることができる。外側チューブ226は、内側チューブ220よりも大きくてよく、また、内側チューブ220は外側チューブ226を通してスライドすることができる。プラグ212の方向における力を、矢印228で示すように、外側チューブ226に加えることができる。プラグ212から遠ざかる方向の力を、矢印230で示すように、内側チューブ220に加えることができる。プラグは、力が加えられないときに、静止(または休止)半径232を有し得る。

30

40

【0067】

矢印228および230で示される力がプラグ212に加えられると、プラグ212は変形して、図59に示すように、矢印234で示されるように、チューブ220および226から遠ざかるように変形し得る。変形すると、プラグ212は伸張した直径236を有し得る。静止半径232および伸張した直径236は、第1のプロテゼ2の寸法に適切に合わせられる。プラグ212の変形はまた、矢印234と同じ方向の力を生じさせることができる。矢印228および230で示される力が取り除かれると、プラグ212は図58に示す形状に戻すことができる。

【0068】

50

図 6 0 は、プラグ 2 1 2 の別の形態を示す。プラグ 2 1 2 は窪んだ上側表面 2 3 8 および窪んだ下側表面 2 4 0 を有し得る。上側の外周 2 4 2 および下側の外周 2 4 4 は、窪んだ表面 2 3 8 および 2 4 0 から傾斜して、プラグ 2 1 2 の壁 2 4 6 と交わることができる。圧搾プレート 2 2 4 および静止プレート 2 1 4 はともに、プラグ 2 1 2 の外周 2 4 2 および 2 4 4 にフィットするように、円錐形状に又は一部を円錐形状に形成することができる。図 6 1 に示すように、矢印 2 2 8 および 2 3 0 で示される力が加えられると、プラグの壁 2 4 6 は半径方向に伸張し、平坦な表面を維持することができる。

【 0 0 6 9 】

第 1 のプロテゼ 2 が完全に伸張すると、突起 2 6 および受け入れ要素 3 2 は、図 6 2 および図 6 3 に示すように整列することができる。図 6 2 に示すように、伸展部 1 3 0 を最後の止め位置 1 1 0 に配置することができる。図 6 3 に示すように、ボール 5 0 を最後の止め位置 1 1 0 に配置することができる。止め角 1 1 6 および第 2 のネック 1 0 8 のネック幅 1 0 4 によりもたらされる締め込みは、突起部 2 6 が第 2 の設定位置 1 0 6 に再度入るのを防止できる。加えて、伸張すると、第 1 のプロテゼが摩擦的に環状部と係合し、環径が伸張する。伸張すると、第 1 のプロテゼ 2 はまた、壁 4 と弁輪 2 0 4 の外周との間の管（または血管）のプラークを捕捉することができる。第 1 のプロテゼはまた、部分的に伸張することができ、突起 2 6 を第 2 の設定位置 1 0 6 に押し入れることができる。

【 0 0 7 0 】

図 6 4 に示すように、固定デバイス 2 4 8 を使用して、第 1 のプロテゼ 2 を、固定デバイスコネクタ 8 8 を介して、環状部 2 0 4 の生体塊に固定することができる。固定デバイスの例は、縫合糸、クリップ、ステープル、ピンおよびそれらの組み合わせである。

【 0 0 7 1 】

図 6 5 ~ 6 8 は、第 1 のプロテゼ 2 を環状部 2 0 4 に固定する方法の一形態を示す。図 6 5 は、固定デバイスのアセンブリ 2 5 0 を示す。固定デバイスのアセンブリ 2 5 0 は、ニードル 2 5 2 を有し得る。ニードル 2 5 2 は曲げられていてよく、あるいは曲がった先端を有してよい。ニードル 2 5 2 はまた、近位端にてラインの遠位端に取り付けることができる。ニードル 2 5 2 の近位端はまた、直接的に、ライン 2 5 4 を用いずに容器 (can) 2 5 6 に取り付けることができ、あるいは容器 2 5 6 として形成することができる。ライン 2 5 4 の近位端は、容器 2 5 6 に取り付けることができる。容器 2 5 6 は、可撓性の円筒形の保存デバイス、例えば、コイルであり得る。容器 2 5 6 は、取り外し可能なように固定デバイス 1 4 8 を保持することができる。固定デバイス 1 4 8 は、例えば、ワイヤまたは繊維である、固定要素 2 5 8 を有し得る。固定要素 2 5 8 は、ボール 2 6 0 を第 1 端部にて有し、且つ半径方向に伸張可能な部分 2 6 2 を第 2 の端部にて有することができる。固定デバイス 2 4 8 はまた、固定要素 2 5 8 上に、ボール 2 6 0 と伸張可能な部分 2 6 2 との間で綿糸 2 6 4 を有することができる。

【 0 0 7 2 】

固定デバイスアセンブリ 2 5 0 は、矢印 2 6 6 で示すように、ニードル 2 5 2 が固定デバイスコネクタ 8 8 に近接するように、配置することができる。ニードル 2 5 2 はそれから、図 6 6 において矢印 2 6 8 で示すように、固定デバイスコネクタ 8 8 および環状部 2 0 4 を経由して押される。ニードル 2 5 2 はそれから、図 6 7 において矢印 2 7 0 で示すように、環状部 2 0 4 から遠ざかるように引っ張られる。容器 2 5 6 は、矢印 2 7 2 で示すように、環状部 2 0 4 を経由して、ニードル 2 5 2 の経路を辿ることができる。綿糸 2 6 4 は、固定デバイスコネクタ 8 8 より大きくてよく、綿糸 2 6 4 はまた、固定デバイスコネクタ 8 8 に対して締め込みを提供してよい。ニードル 2 5 2 は、環状部 2 0 4 から遠ざかるように引っ張り続けることができ、図 6 8 において矢印 2 7 4 で示すように、容器 2 5 6 を環状部 2 0 4 から引き出す。固定デバイスコネクタ 8 8 に対する綿糸 2 6 4 の締め込みは、固定デバイス 2 4 8 を保持し、また、ニードル 2 5 2 が引っ張られて環状部 2 5 4 から遠ざかるときに、固定要素 2 5 8 を容器 2 5 6 からスライドさせる抵抗を与えることができる。半径方向に伸張可能な部分 2 6 2 は、それから半径方向に伸

張することができ、それにより、第1のプロテゼ2および環状部204を綿撤糸264と半径方向に伸張可能な部分262との間で固定する。

【0073】

容器256の内側表面は、例えば、巻くこと、波形にすること、または他の粗面処理により、構成して、容器256の内側表面と固定デバイス148との間の摩擦を調節することができる。この摩擦は、固定デバイス148を容器256から取り除くのに必要な抵抗力の量に影響を及ぼし得る。抵抗力は、固定デバイス148が環104を通過してしまう前に、固定デバイス148を容器256から落とすのに必要な大凡の力より大きくすることができる。抵抗力はまた、固定デバイスコネクタ88を経由させて綿撤糸256を引っ張るのに十分なように綿撤糸265を变形させるのに必要な力よりも小さくし得る。抵抗力は、例えば、約1.1N(0.25ポンド)であり得る。

10

【0074】

第2のプロテゼ68はそれから、図69にて矢印で示されるように、係合要素148に配置され得る。係合要素148が設置されると、第2のプロテゼ68は次に、図70に示すように、第1のプロテゼ2により係合される。第2のプロテゼ68の例には、接続アダプタ、および弁葉276を具えた心臓弁の冠、例えば、Laneの米国特許第6,371,983号が含まれる。当該米国特許は引用によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0075】

図71は、第2のプロテゼ68を備えた心臓弁アセンブリ278の別の形態を示す。第1のプロテゼ2は、長手方向の止めを提供し、かつ、矢印282で示すように、第2のプロテゼ68の第1のプロテゼ2内への挿入をガイドするために、テーパーを有する壁280を有してよい。テーパーを有する壁280はまた、環状部204を押し返して、第2のプロテゼ68が第1のプロテゼ2と係合するときに、伸張した環径208を維持することができる。第2のプロテゼ68は、係合要素148に固定するために、スプリングロック式のタブ284を有してよい。スプリングロック式のタブ284は、長手方向の軸6から外向きに傾斜してよい。第1および第2のプロテゼ2および68は、第1および第2のプロテゼ直径288および290をそれぞれ有することができる。第1のプロテゼの直径288は、第2のプロテゼの直径290よりも大きくてよい。図72は、図71の心臓弁アセンブリ278の一形態を示すが、第2のプロテゼの直径290は第1のプロテゼの直径288より大きくてよく、スプリングロック式のタブ284は、長手方向の軸6に向かって内向きに傾斜してよい。第1のプロテゼ2および第2のプロテゼ68は、伸張した環状部のルーメン径208を保持するように作用することができる。

20

30

【0076】

図73は、第1のプロテゼ2上の固定ポイント286と整列している固定ポイント286を有してよい第2のプロテゼ68を有する心臓弁アセンブリ278の別の形態であって、第1のプロテゼ2を第2のプロテゼ68に固定するために、整列した固定ポイント286を通過して、縫合糸、グロメット(または鳩目)、クリップ292またはピン294が挿入されることを可能にする形態を示す。

40

【0077】

図74は、矢印298で示されるように第2のプロテゼ68のエッジ付近に配置され得る、複数のローブ(または切れ込み、もしくは耳たぶ状の突出部)を有する補強リング296を具えた、別の形態の心臓弁アセンブリ278を示す。第2のプロテゼ68は、複数のフラップ300を有してよい。フラップ300は、矢印302で示すように、補強リング296の周囲を包んでよい(または当該リングの周囲に巻き付いてよい)。包まれた補強リング296は、第2のプロテゼ68の剛性を向上させることができ、係合要素148と係合することができる。

【0078】

図75は、図52の形態に等しい形態の第1のプロテゼ2を有する、さらに別の形態

50

の心臓弁アセンブリ 278 を示す。第 2 のプロテーゼ 68 は、ラッチ 188 を受け入れるためのラッチ開口部 304 を有することができる。第 2 のプロテーゼ 68 が第 1 のプロテーゼ 2 内に降下させられると、矢印 200 で示すように、干渉ビーム 198 を取り除くことができる。ラッチ 188 はそれから、ラッチ開口部 304 で収縮する。

【0079】

図 76 は、図 11 および図 12 の形態に等しい形態の第 1 のプロテーゼ 2 を有する、別の形態の心臓弁アセンブリ 278 を示す。第 2 のプロテーゼは、グループ 64 内にフィットする、リブ 306 を有してよい。第 2 のプロテーゼ 68 はまた、上部磁石 70 を有し得る上側アーム 308、および下部磁石 72 を有し得る下側アーム 310 を有してよい。第 2 のプロテーゼにおける磁石 70 および 72 は、第 1 のプロテーゼ 2 の対応する磁石 70 および 72 の極性と反対の極性を有することができる。図 77 は、図 13 および 14 の形態に等しい形態の第 1 のプロテーゼを有する、心臓弁アセンブリ 278 の一形態を示す。

【0080】

図 78 は、第 2 のプロテーゼ 68 を第 1 のプロテーゼ 2 に接続するアダプタ 312 を有する心臓弁アセンブリ 278 の一形態を示す。アダプタ 312 は、係合要素 148 に固定するためのスプリングロック式のタブ 284 を有することができ、また、アダプタ 312 はアダプタ 312 を壁 4 に当てて配置するための止め用のうね（またはストップ・リッジ）314 を有し得る。

【0081】

アダプタ 312 はまた、第 2 のプロテーゼ 68 上の他の固定ポイント 286 と整列する固定ポイント 286 を有し、アダプタ 312 を第 2 のプロテーゼ 68 に固定するために、縫合糸、グロメット、クリップ、ピンまたは固定デバイス 248 が整列した固定ポイント 286 を通過して挿入されるようになっていてよい。第 2 のプロテーゼ 68 はまた、アダプタ 312 の上部内に矢印 316 で示すように降下させることができる。アダプタ 312 は、取り付け用の装置（例えば、一方向のクリップ）の寸法および方向に応じて、第 1 のプロテーゼ 2 または第 2 のプロテーゼ 68 の内側または外側に取り付けることができる。

【0082】

アダプタ 312 はまた、図 79 および図 80 に示すように、複数の形の断面を有することができる。図 79 に示すように、断面 C - C は、3 つのローブ 318、および 3 つの波形部（またはホタテ貝状部もしくはスカラップ部）320 を有することができる。1 つの波形部 320 は、各ローブ 318 の間にあってよい。図 79 に示すように、断面 C - C は、第 2 のプロテーゼ 68 の断面と同じであり得、そこで第 2 のプロテーゼ 68 がアダプタ 312 と係合する。図 80 に示すように、断面 D - D は円形であってよい。断面 D - D は、第 1 のプロテーゼ 2 と同じ形状であってよく、そこで、第 1 のプロテーゼ 2 がアダプタ 312 と係合する。

【0083】

図 81 は、第 1 のプロテーゼ 2 に収容された第 2 のプロテーゼ 68 を示す。第 2 のプロテーゼ 68 は、3 つのローブ 318 を有することができる。第 2 のプロテーゼは、各 2 つのローブ 318 の間に波形部 312 を有し得る。各スカラップ 320 と壁 4 との間のスカラップ・ギャップ 322 は、プロテーゼ 2 および 68 の使用中、布により被覆してよい。

【0084】

図 82 は、レバー・デバイス 324（例えば、クランプまたはハサミ）を、矢印で示されるように、スカラップ・ギャップ 322 内に押し進め得ることを示す。図 83 に示すように、レバー・デバイス 324 の脚部 326 が 2 つの波形部 320 に近接して配置されると、レバー・デバイス 324 は矢印で示すように、強く握られて、それにより第 2 のプロテーゼ 68 を壊し、それを第 1 のプロテーゼ 2 から分離することができる。図 84 に示すように、第 2 のプロテーゼ 68 が第 1 のプロテーゼ 2 から離されると、第 2 のプロテーゼ 68 は、矢印で示すように第 1 のプロテーゼ 2 から取り除くことができる。第 2 のプロテーゼ 68 が取り除かれると、新しい第 2 のプロテーゼ 68 を上述したように追加することができる。弁葉の故障は、容易に且つ費用をかけることなく、新しい第 2 のプロテーゼ 6

8を植え込むことにより、修理できる。小児の弁の伸張をもたらすために、第1のプロテーゼ2の外周を伸張させること、及び第2のプロテーゼ68を置き換えることもまた、容易に且つ費用をかけることなく、実施することができる。

【0085】

当業者には、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、種々の変更および改変を、この開示および採用される等価物に対してなし得ることは明白である。任意の形態について示される要素は、特定の形態に対する例示的なものであり、この開示内の他の形態において使用され得る。

【図面の簡単な説明】

【0086】

10

【図1】図1は、プロテーゼの一形態の底面図である。

【図2】図2は、図1の形態のプロテーゼの上面斜視図である。

【図3】図3は、プロテーゼの別の形態の底面図である。

【図4】図4は、図3の形態のプロテーゼの上面斜視図である。

【図5】図5は、プロテーゼの別の形態の底面図である。

【図6】図6は、図5の形態のプロテーゼの上面斜視図である。

【図7】図7は、プロテーゼの別の形態の底面図であり、カラーを切り欠き図で示す。

【図8】図8は、図7の形態のプロテーゼの上面斜視図であり、カラーを切り欠き図で示す。

【図9】図9は、プロテーゼの別の形態の底面図であり、カラーを切断図で示す。

20

【図10】図10は、図8の形態のプロテーゼの上面斜視図であり、カラーを切り欠き図で示す。

【図11】図11は、磁石を有するプロテーゼの別の形態の上面斜視図である。

【図12】図12は、図11のA-Aの断面図を示す。

【図13】図13は、磁石を有するプロテーゼの別の形態の上面斜視図である。

【図14】図14は、図13のB-Bの断面図を示す。

【図15】図15は、磁石を有するプロテーゼの別の形態の上面斜視図である。

【図16】図16は、伸張していない状態の変形可能なプロテーゼの一形態の上面図である。

【図17】図17は、伸張していない状態の変形可能なプロテーゼの一形態の上面図である。

30

【図18】図18は、伸張していない状態の変形可能なプロテーゼの一形態の上面図である。

【図19】図19は、伸張した状態の図12の形態のプロテーゼの上面図である。

【図20】図20は、固定デバイスコネクタの一形態を示す。

【図21】図21は、固定デバイスコネクタの一形態を示す。

【図22】図22は、固定デバイスコネクタの一形態を示す。

【図23】図23は、受入れ要素の一形態を示す。

【図24】図24は、受入れ要素の一形態を示す。

【図25】図25は、受入れ要素の一形態を示す。

40

【図26】図26は、受入れ要素の切断図である。

【図27】図27は、受入れ要素の切断図である。

【図28】図28は、突起の一形態を示す。

【図29】図29は、突起の一形態を示す。

【図30】図30は、突起の一形態を示す。

【図31】図31は、突起の一形態を示す。

【図32】図32は、突起の一形態を示す。

【図33】図33は、突起の一形態を示す。

【図34】図34は、ステアリング要素を示す。

【図35】図35は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。

50

- 【図 3 6】図 3 6 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 3 7】図 3 7 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 3 8】図 3 8 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 3 9】図 3 9 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 4 0】図 4 0 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 4 1】図 4 1 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 4 2】図 4 2 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 4 3】図 4 3 は、プロテーゼの壁の一形態の断面図である。
- 【図 4 4】図 4 4 は、図 3 8 のプロテーゼの一形態を示す。
- 【図 4 5】図 4 5 は、カバリングを有するプロテーゼの壁の断面図を示す。 10
- 【図 4 6】図 4 6 は、カバリングを有するプロテーゼの壁の断面図を示す。
- 【図 4 7】図 4 7 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 4 8】図 4 8 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 4 9】図 4 9 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 5 0】図 5 0 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 5 1】図 5 1 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 5 2】図 5 2 は、係合要素の一形態を示す。
- 【図 5 3】図 5 3 は、プロテーゼを環状部に配置する一形態の切り欠き図であって、プロテーゼを立体図で示す。
- 【図 5 4】図 5 4 は、プロテーゼを環状部に配置する一形態の切り欠き図である。 20
- 【図 5 5】図 5 5 は、プロテーゼが伸張していないときの突起および受入れ要素の一形態を示す。
- 【図 5 6】図 5 6 は、プロテーゼが伸張していないときの突起および受入れ要素の一形態を示す。
- 【図 5 7】図 5 7 は、プロテーゼを伸張させる一形態の切り欠き図である。
- 【図 5 8】図 5 8 は、伸張ツールの一形態を示す。
- 【図 5 9】図 5 9 は、伸張ツールの一形態を示す。
- 【図 6 0】図 6 0 は、伸張ツールの別の形態を示す。
- 【図 6 1】図 6 1 は、伸張ツールの別の形態を示す。
- 【図 6 2】図 6 2 は、プロテーゼが伸張しているときの突起および受入れ要素の一形態を示す。 30
- 【図 6 3】図 6 3 は、プロテーゼが伸張しているときの突起および受入れ要素の一形態を示す。
- 【図 6 4】図 6 4 は、プロテーゼを生体塊に固定する切り欠き図である。
- 【図 6 5】図 6 5 は、プロテーゼを生体塊に固定する方法およびアセンブリの一形態を示す。
- 【図 6 6】図 6 6 は、プロテーゼを生体塊に固定する方法およびアセンブリの一形態を示す。
- 【図 6 7】図 6 7 は、プロテーゼを生体塊に固定する方法およびアセンブリの一形態を示す。 40
- 【図 6 8】図 6 8 は、プロテーゼを生体塊に固定する方法およびアセンブリの一形態を示す。
- 【図 6 9】図 6 9 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに配置する切り欠き図であり、第 2 のプロテーゼを立体図で示す。
- 【図 7 0】図 7 0 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける切り欠き図である。
- 【図 7 1】図 7 1 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。
- 【図 7 2】図 7 2 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。 50

【図 7 3】図 7 3 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 4】図 7 4 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 5】図 7 5 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 6】図 7 6 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 7】図 7 7 は、第 2 のプロテーゼを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 8】図 7 8 は、第 2 のプロテーゼをアダプタに取り付け、アダプタを第 1 のプロテーゼに取り付ける一形態の分解図である。

【図 7 9】図 7 9 は、図 7 8 の C - C の断面図を示す。

【図 8 0】図 8 0 は、図 7 8 の D - D の断面図を示す。

【図 8 1】図 8 1 は、第 2 のプロテーゼを取り付けた第 1 のプロテーゼの一形態の上面図である。

【図 8 2】図 8 2 は、第 1 のプロテーゼから第 2 のプロテーゼを取り除く方法の一形態を示す。

【図 8 3】図 8 3 は、第 1 のプロテーゼから第 2 のプロテーゼを取り除く方法の一形態を示す。

【図 8 4】図 8 4 は、第 1 のプロテーゼから第 2 のプロテーゼを取り除く方法の一形態を示す。

10

20

【図 1】

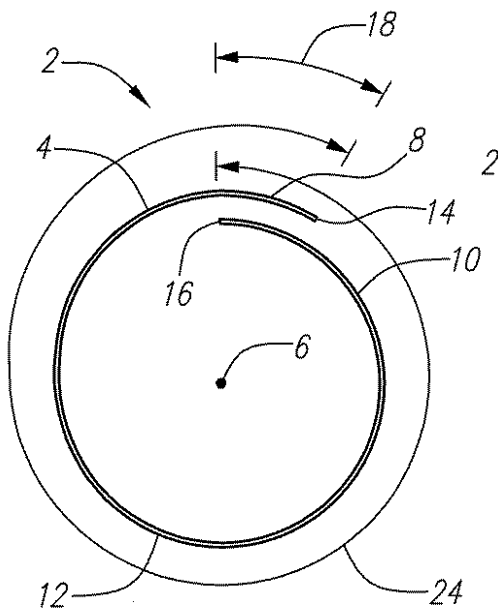


FIG. 1

【図 2】

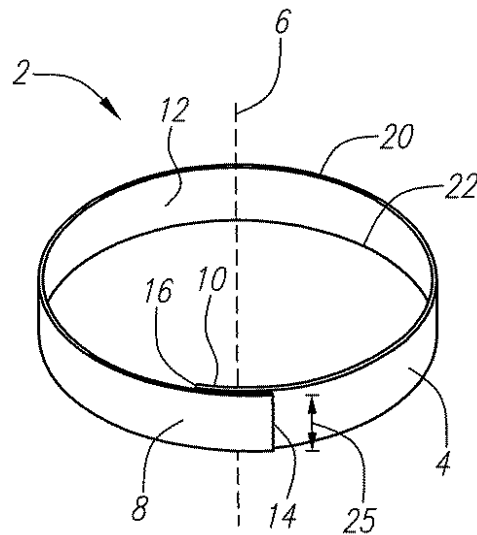


FIG. 2

【図 3】

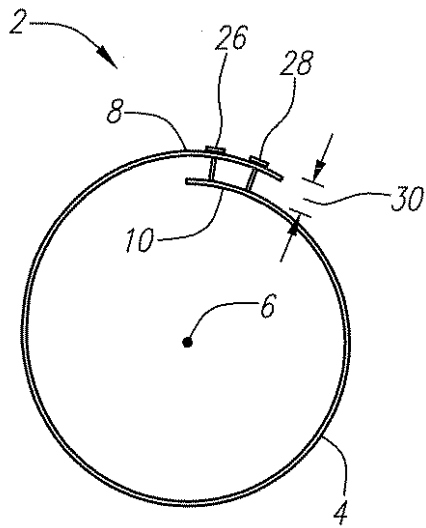


FIG. 3

【図 4】

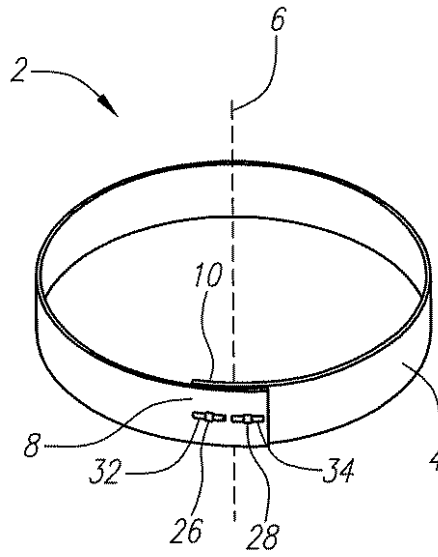


FIG. 4

【図 5】

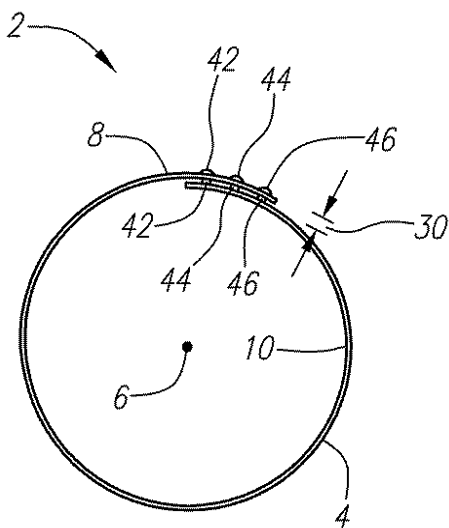


FIG. 5

【図 6】

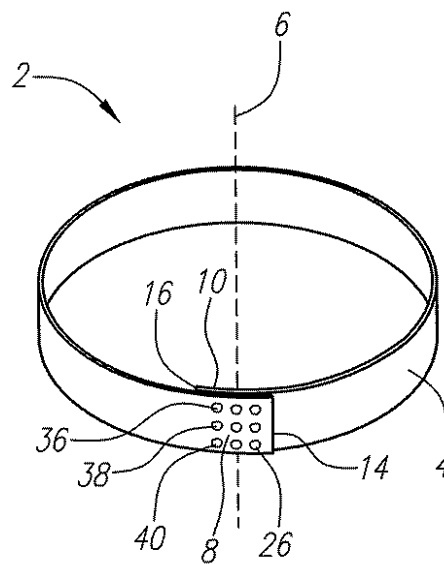


FIG. 6

【図 7】

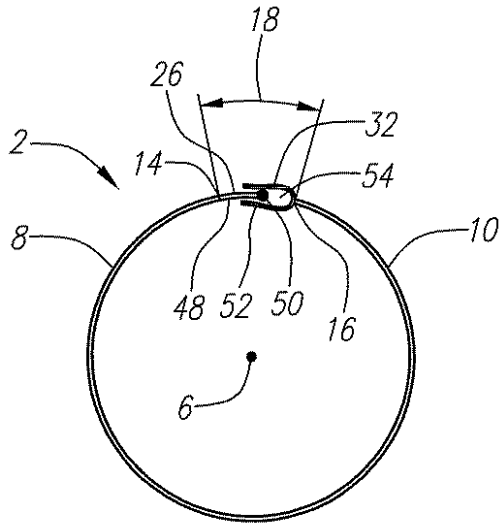


FIG. 7

【図 8】

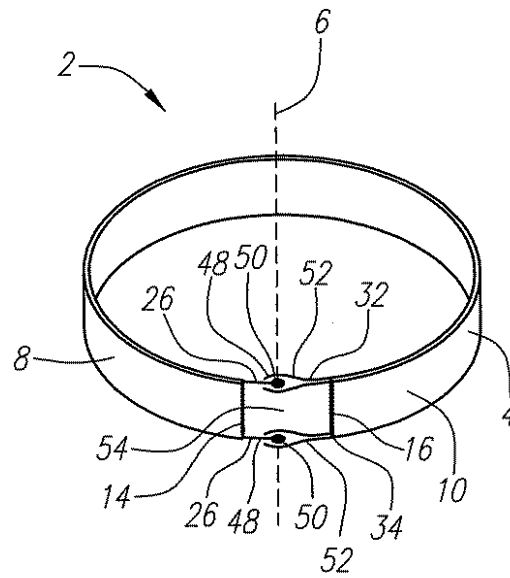


FIG. 8

【図 9】

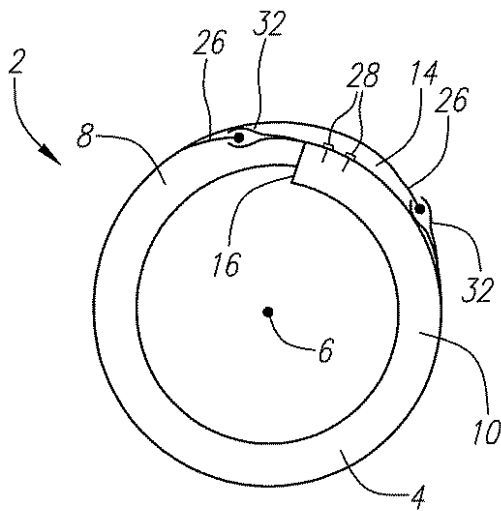


FIG. 9

【図 10】

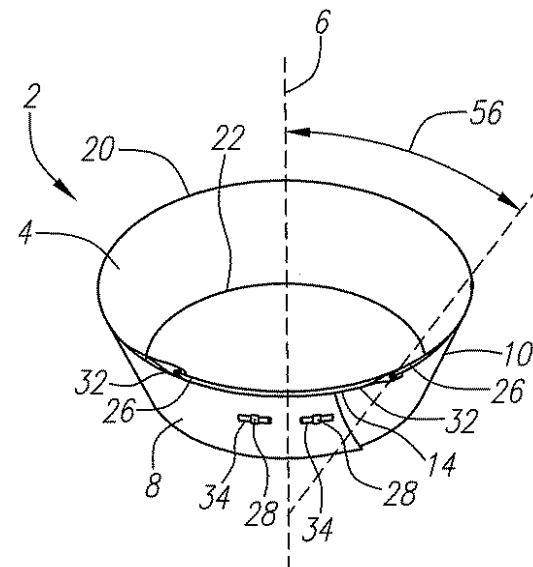


FIG. 10

【図 11】

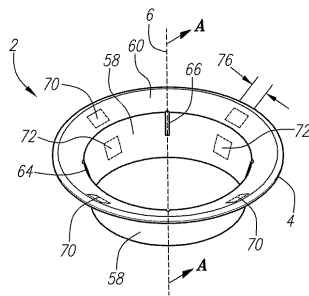


FIG. 11

【図 12】

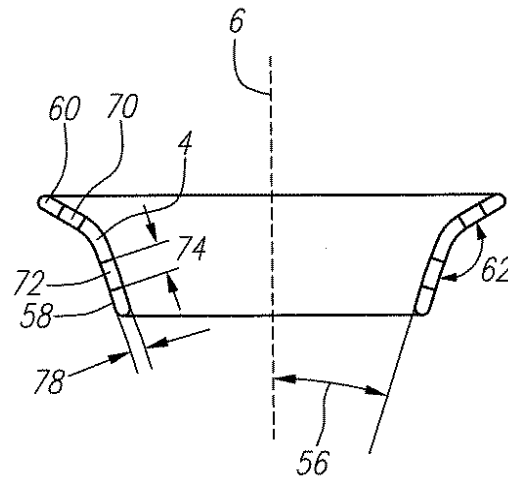


FIG. 12

【図 13】

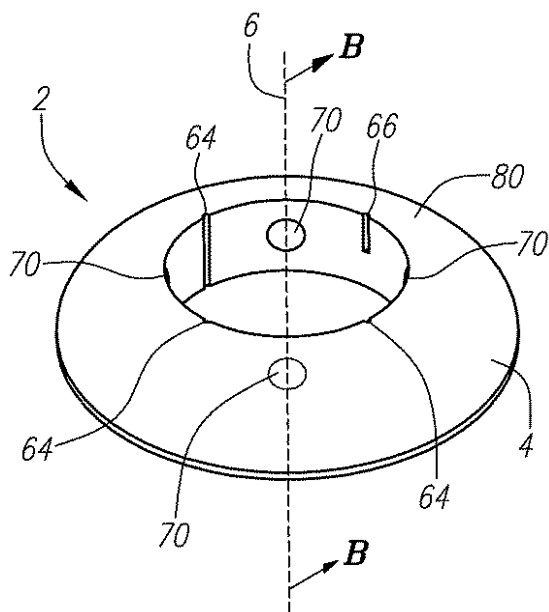


FIG. 13

【図 14】

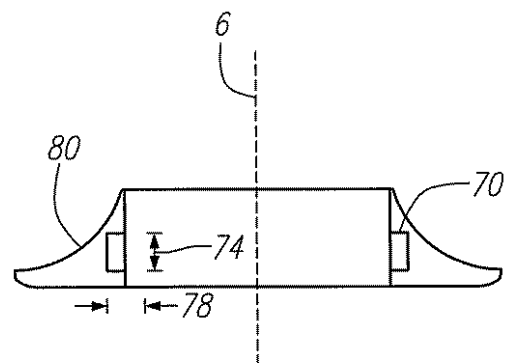


FIG. 14

【図 15】

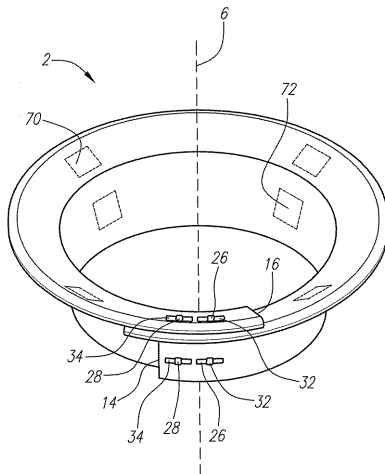


FIG. 15

【図 16】

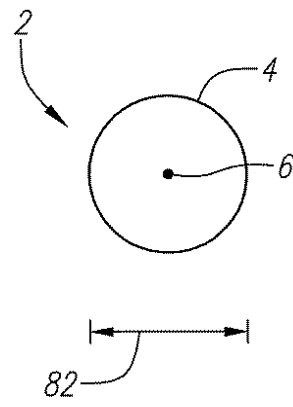


FIG. 16

【図 17】

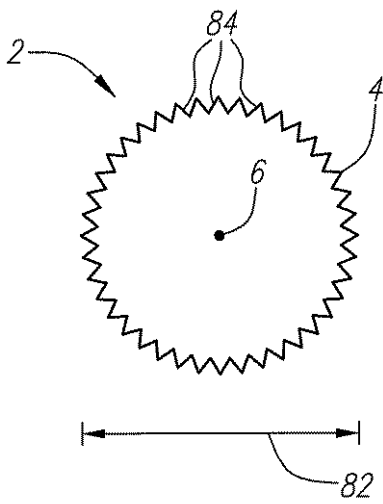


FIG. 17

【図 18】

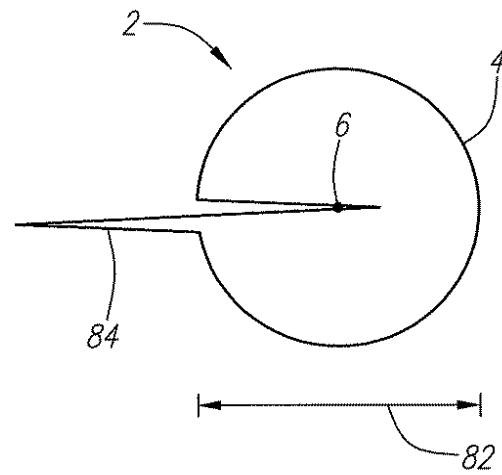


FIG. 18

【図 19】

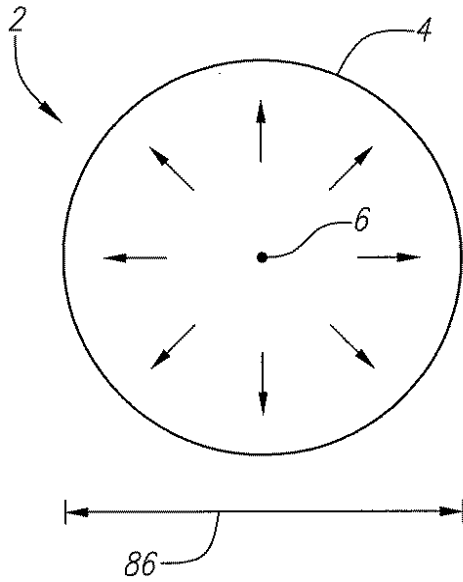


FIG. 19

【図 20】

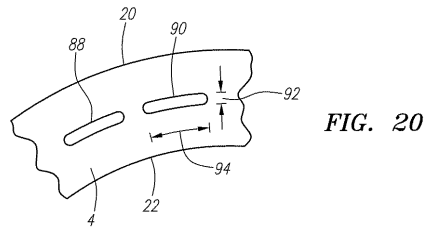


FIG. 20

【図 21】

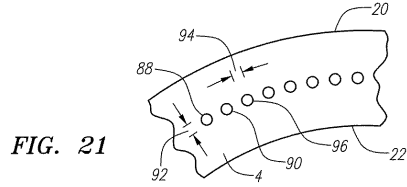


FIG. 21

【図 22】

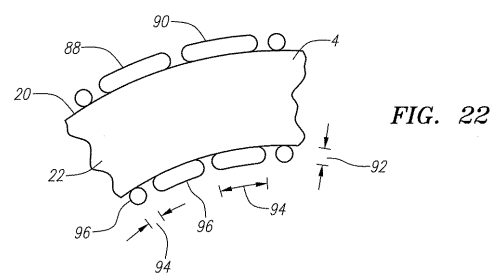


FIG. 22

【図 23】

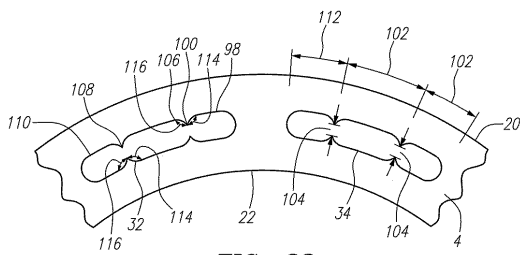


FIG. 23

【図 26】

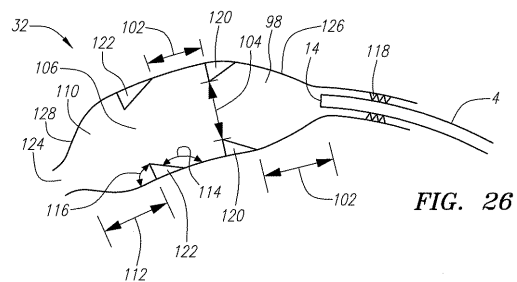


FIG. 26

【図 24】

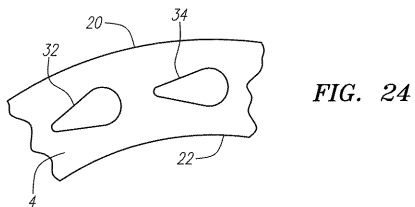


FIG. 24

【図 27】

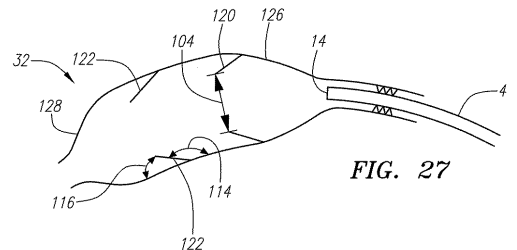


FIG. 27

【図 25】

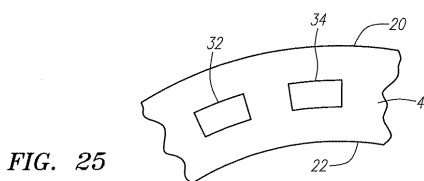


FIG. 25

【図 28】

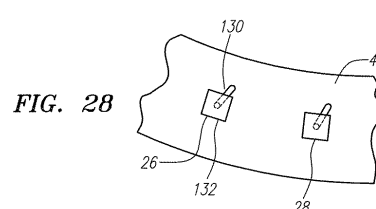
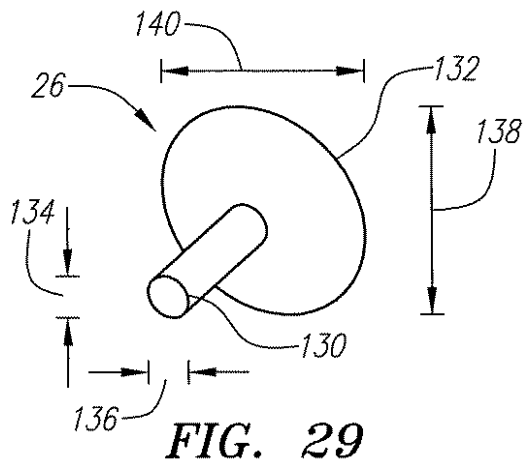
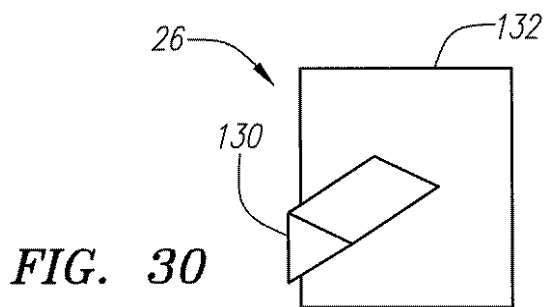


FIG. 28

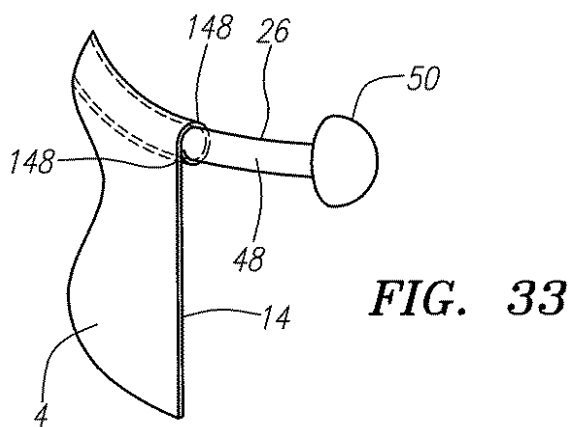
【図 29】



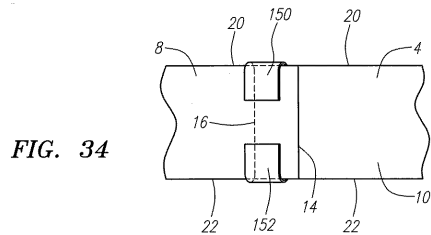
【図 30】



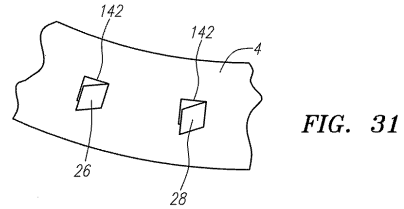
【図 33】



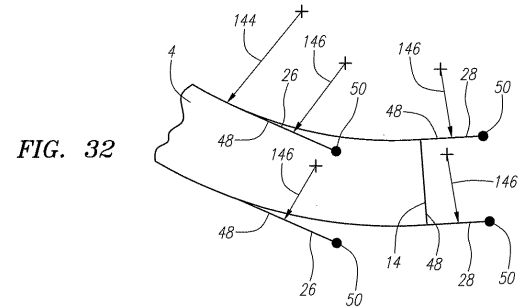
【図 34】



【図 31】



【図 32】



【図 35】



【図 36】

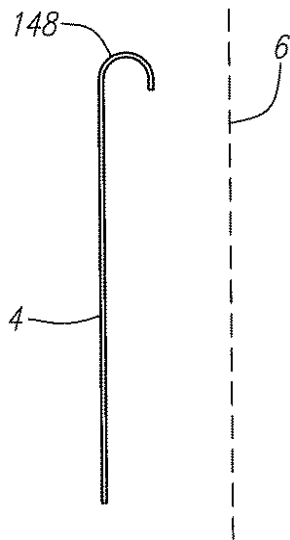


FIG. 36

【図 37】

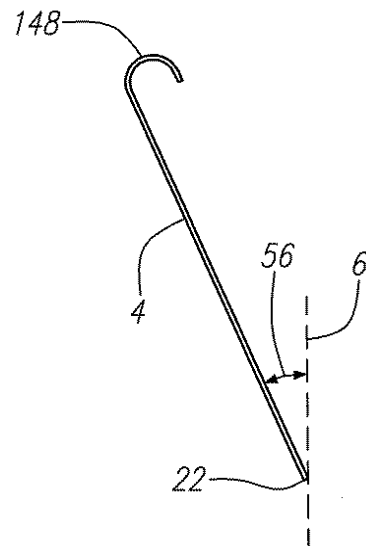


FIG. 37

【図 38】

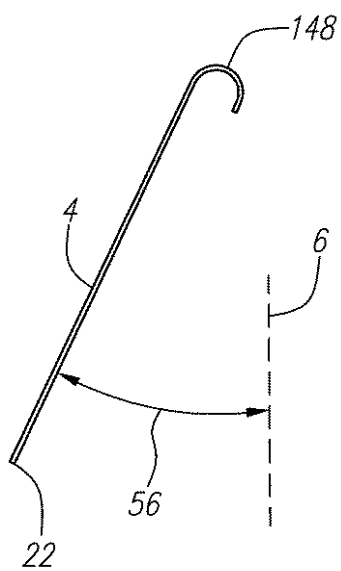


FIG. 38

【図 39】

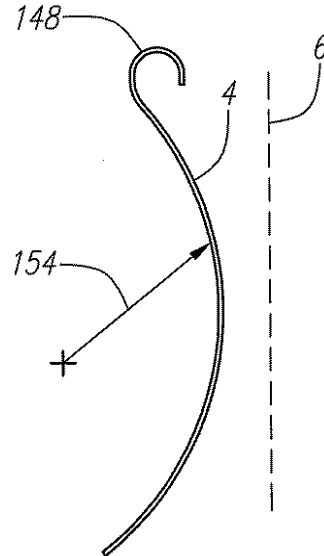


FIG. 39

【図40】

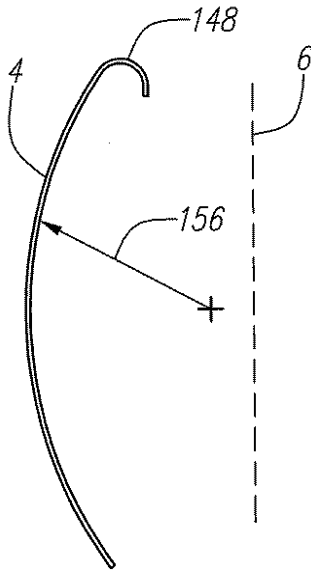


FIG. 40

【図41】

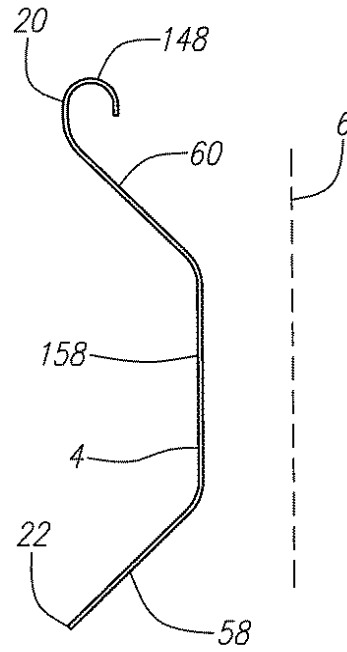


FIG. 41

【図42】

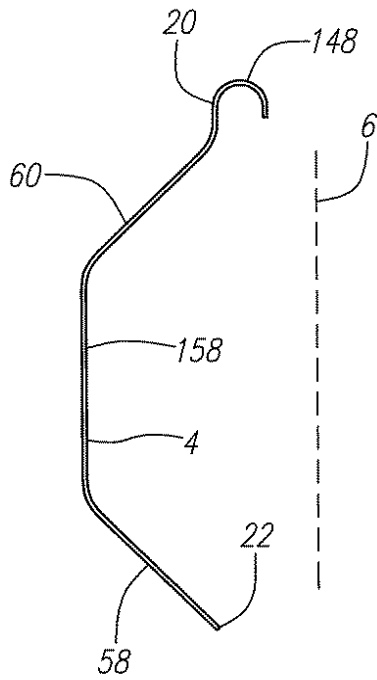


FIG. 42

【図43】

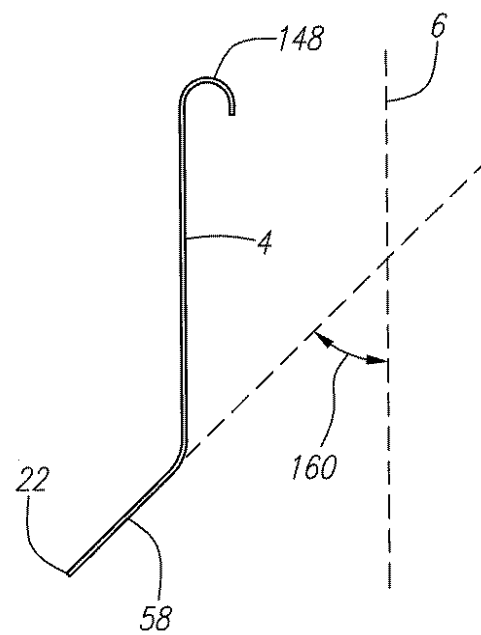


FIG. 43

【図 44】

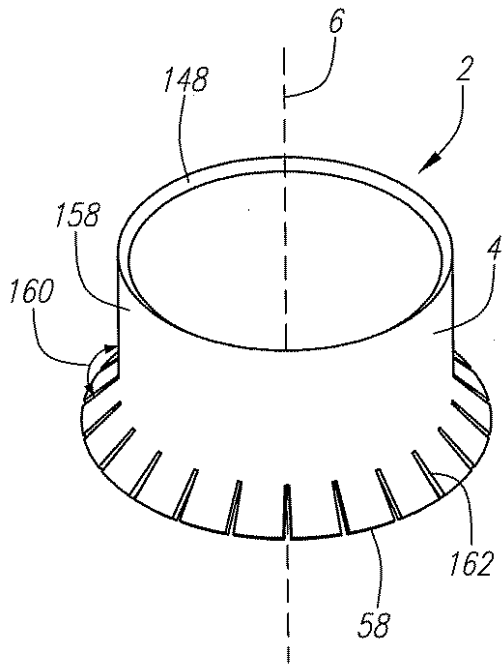


FIG. 44

【図 45】

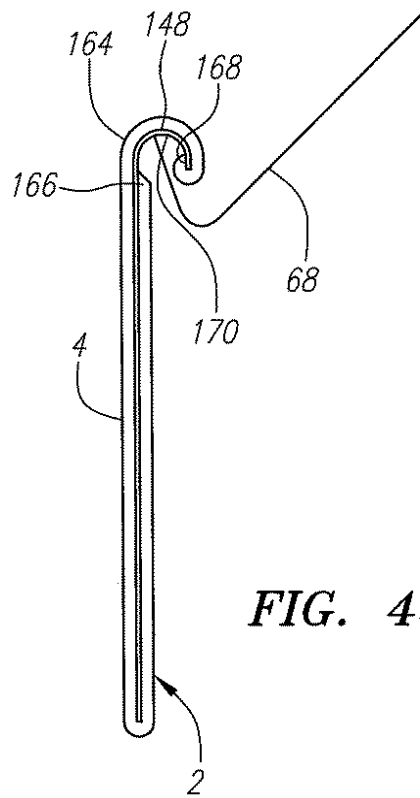


FIG. 45

【図 46】

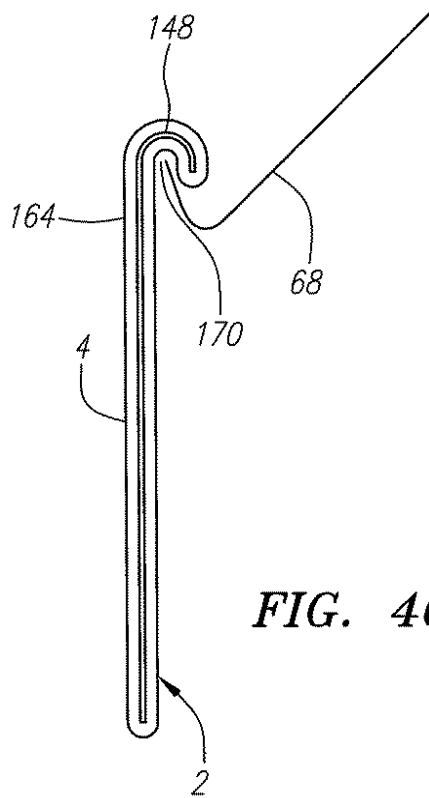


FIG. 46

【図 47】

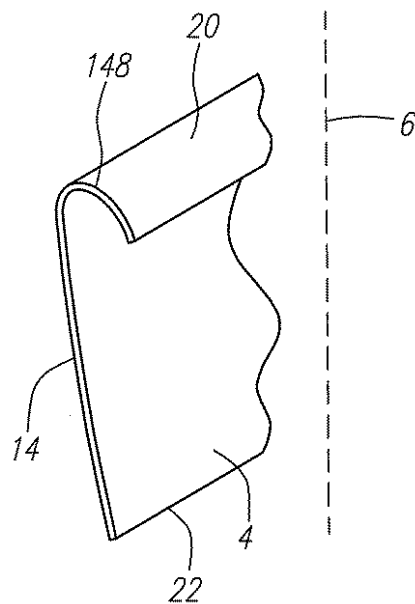
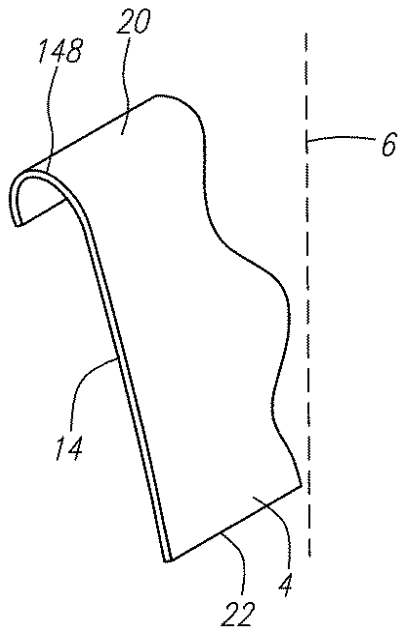
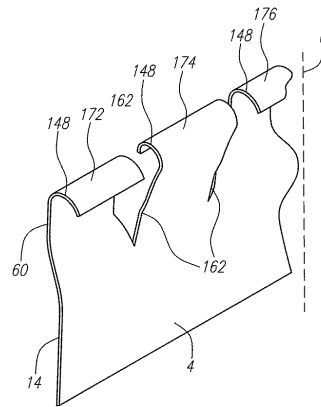


FIG. 47

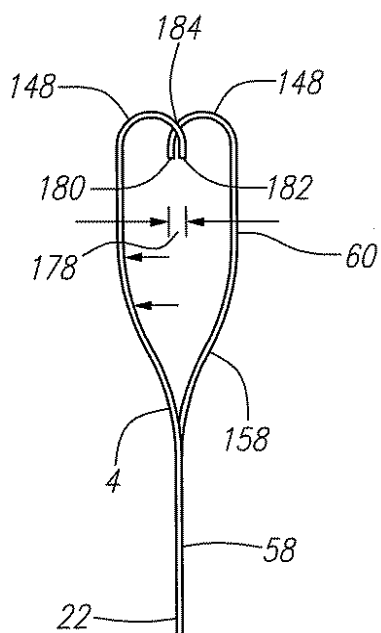
【図 48】

**FIG. 48**

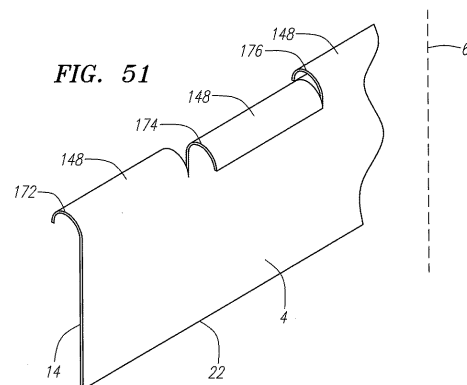
【図 49】

**FIG. 49**

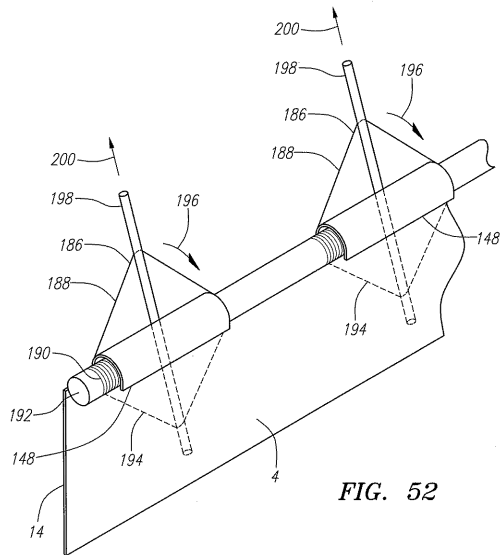
【図 50】

**FIG. 50**

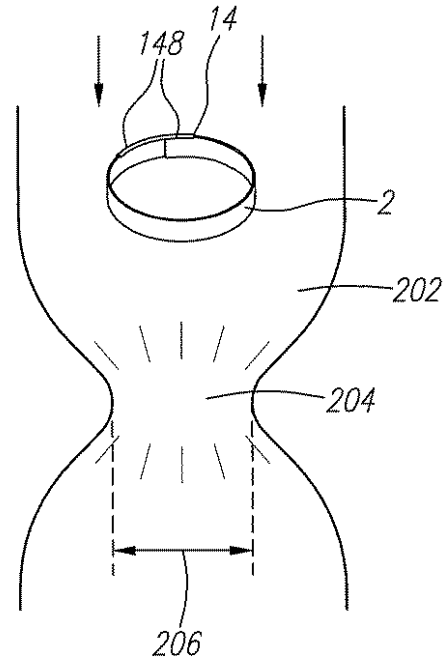
【図 51】

**FIG. 51**

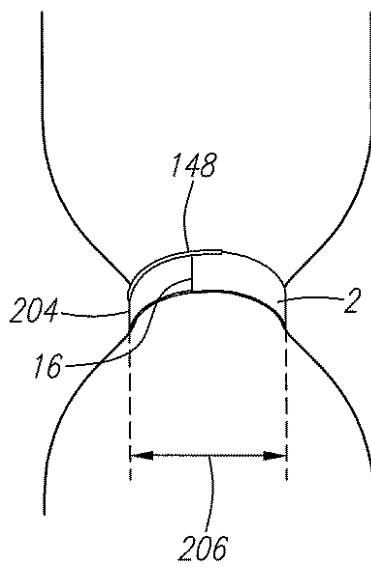
【図 5 2】



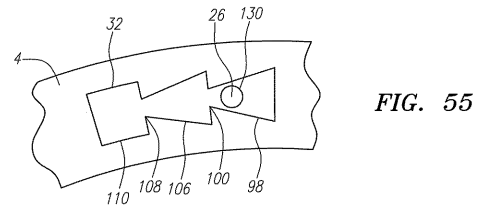
【図 5 3】



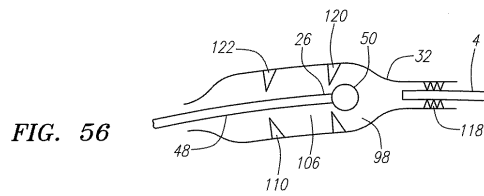
【図 5 4】



【図 5 5】



【図 5 6】



【図 57】

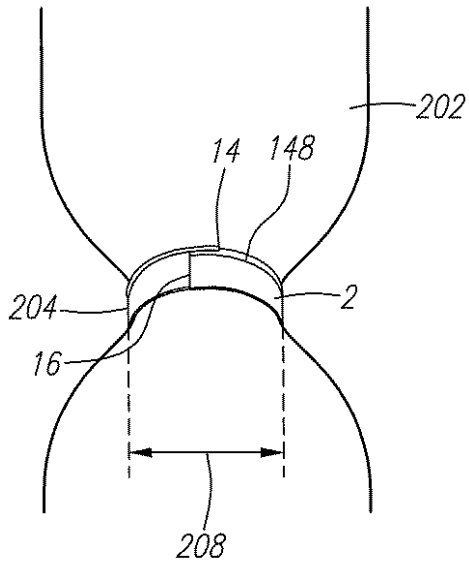


FIG. 57

【図 58】

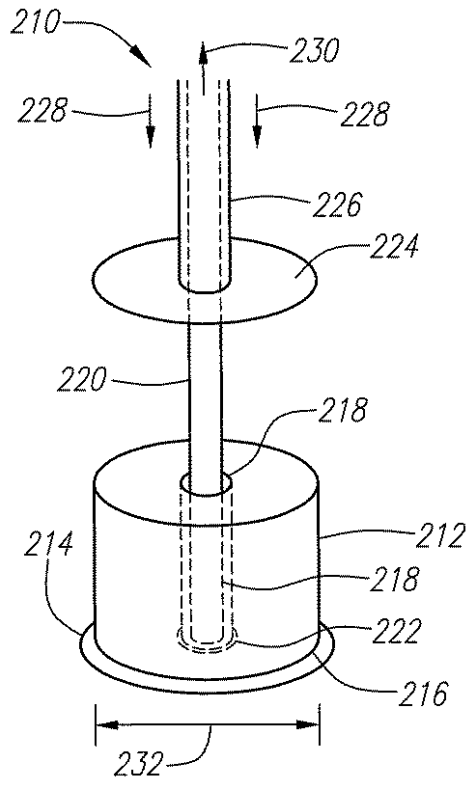


FIG. 58

【図 59】

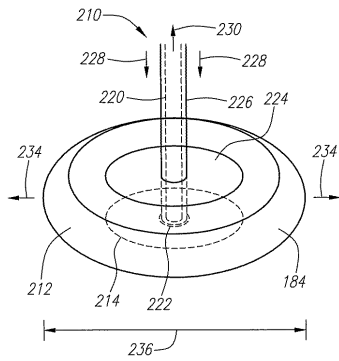


FIG. 59

【図 60】

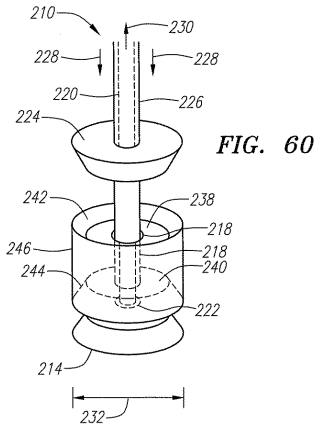


FIG. 60

【図 61】

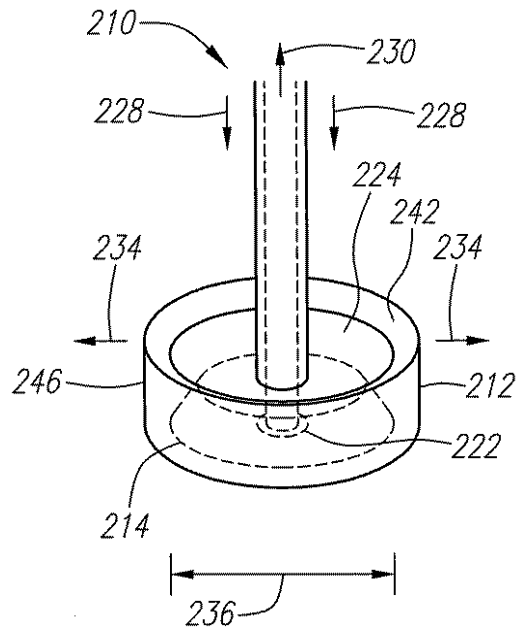


FIG. 61

【図 62】

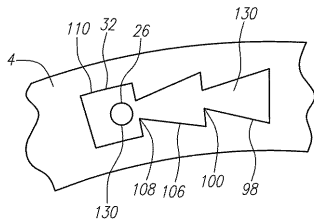


FIG. 62

【図 63】

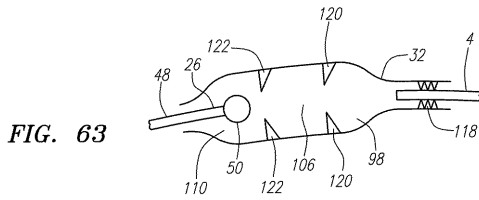


FIG. 63

【図 64】

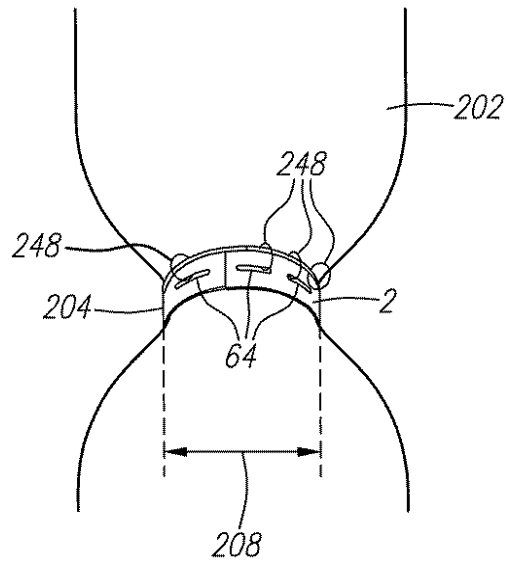


FIG. 64

【図 65】

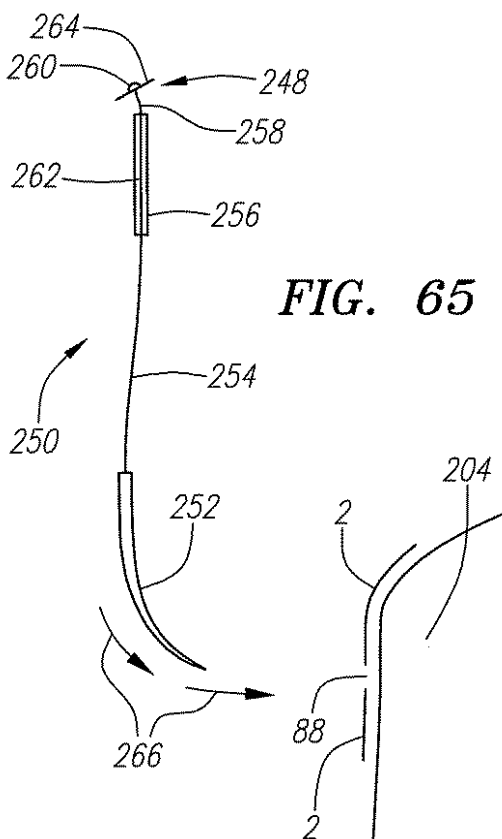


FIG. 65

【図 66】

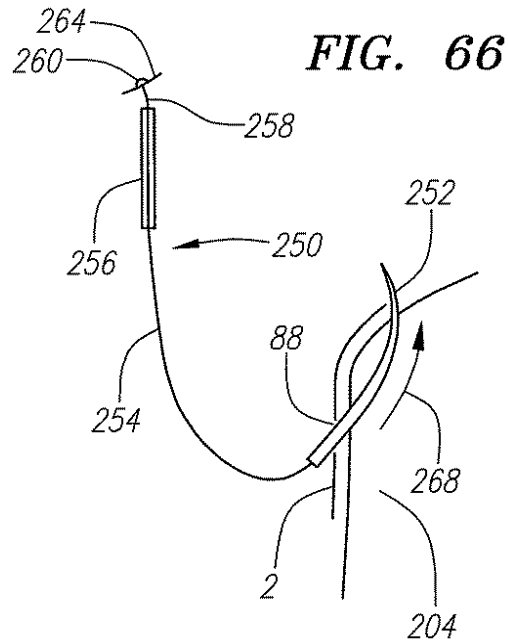


FIG. 66

【図 67】

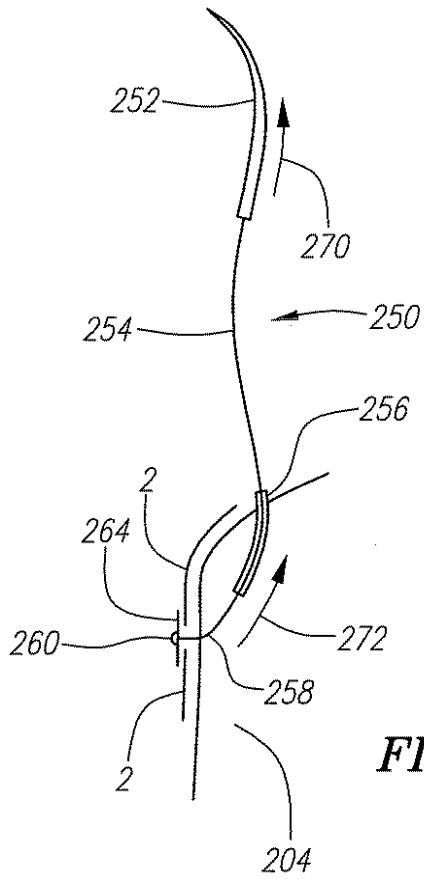


FIG. 67

【図 68】

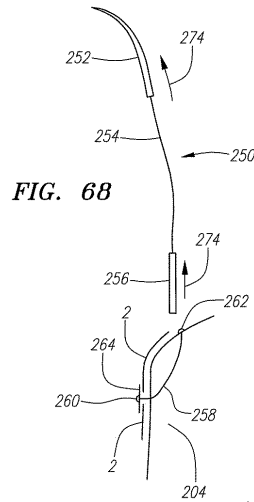


FIG. 68

【図 69】

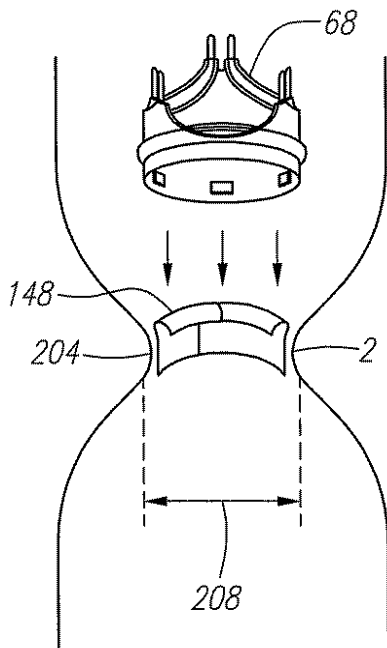


FIG. 69

【図 70】

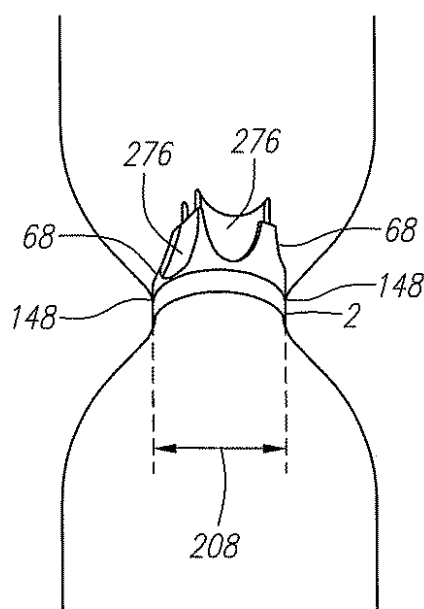


FIG. 70

【図 7 1】

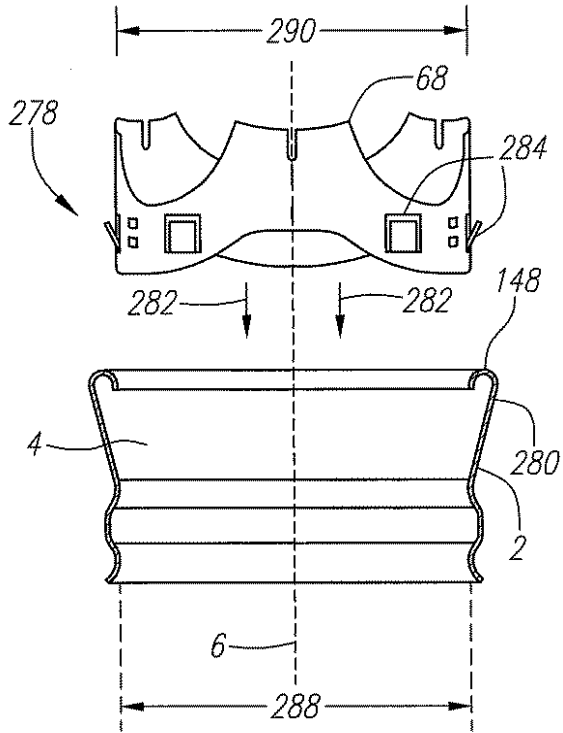


FIG. 71

【図 7 2】

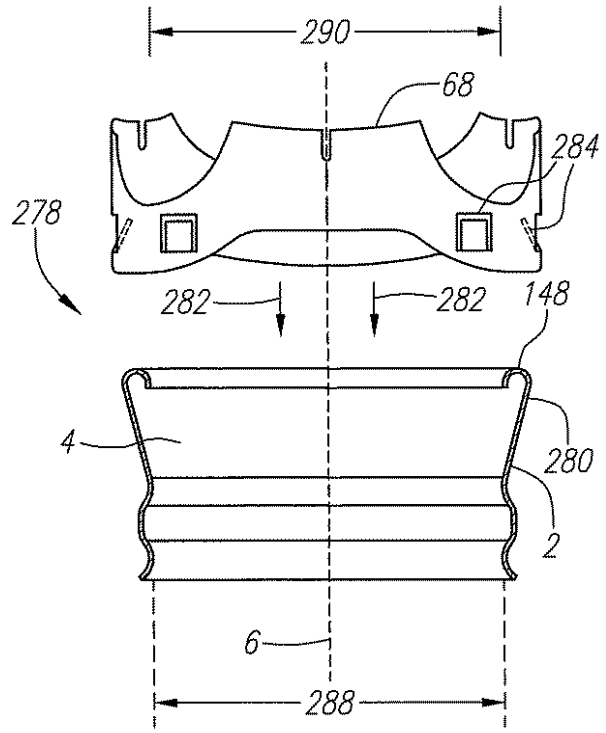


FIG. 72

【図 7 3】

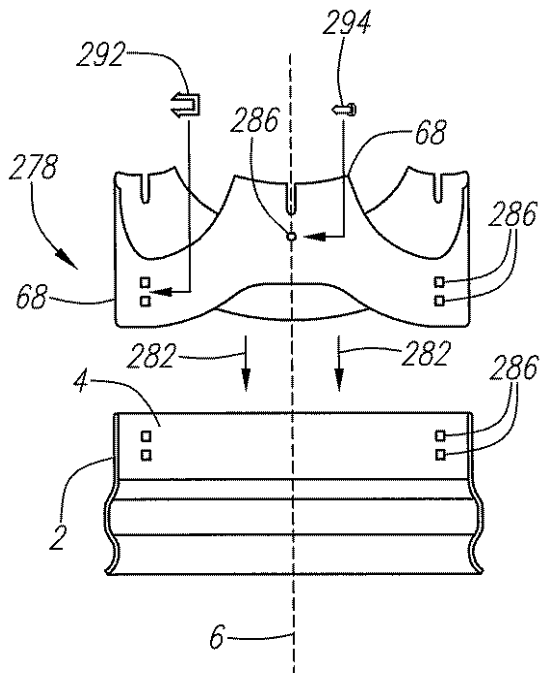


FIG. 73

【図 7 4】

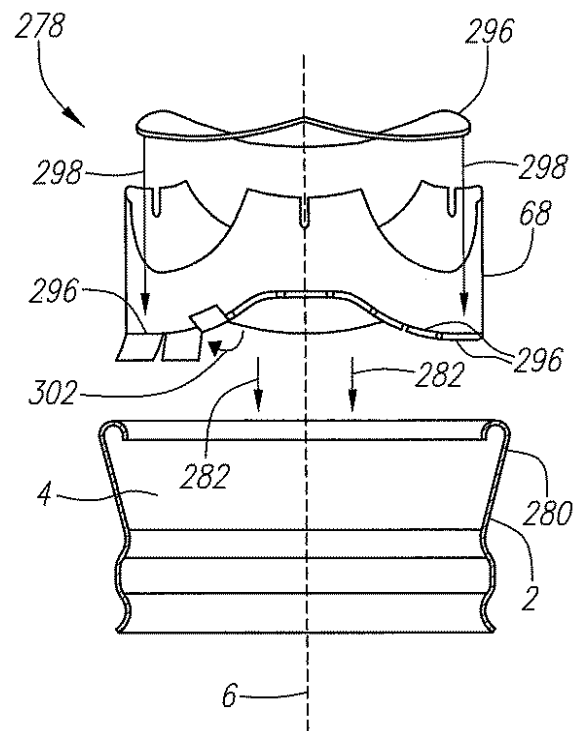


FIG. 74

【図 75】

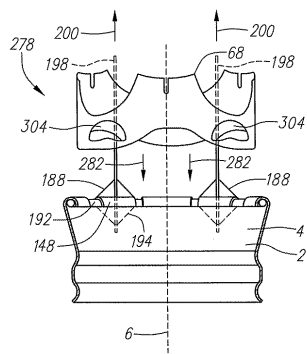


FIG. 75

【図 76】

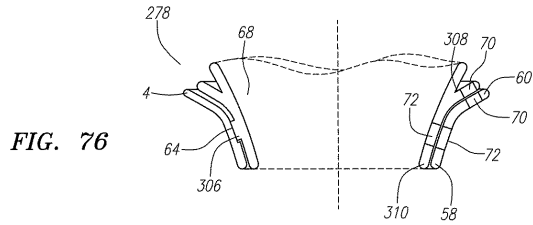


FIG. 76

【図 77】

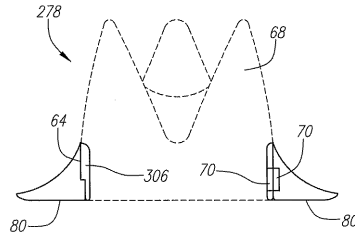


FIG. 77

【図 78】

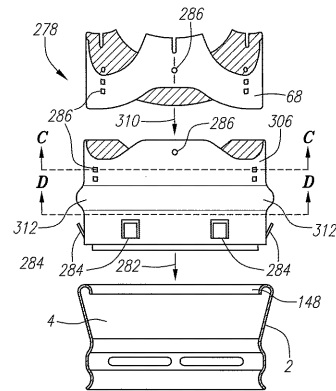


FIG. 78

【図 79】

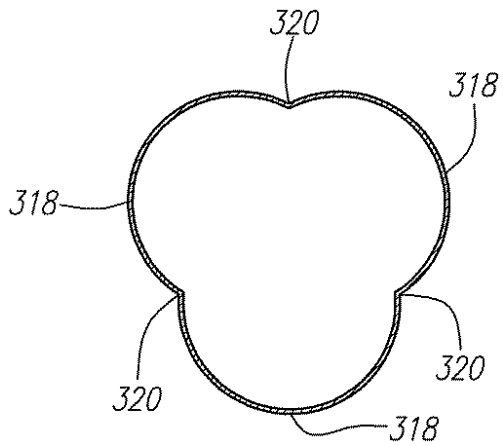


FIG. 79

【図 80】

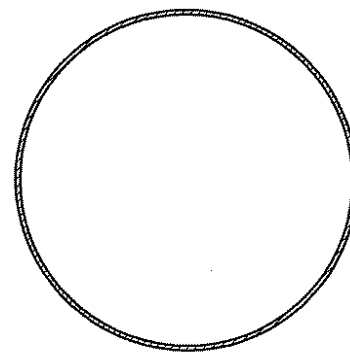


FIG. 80

【図 81】

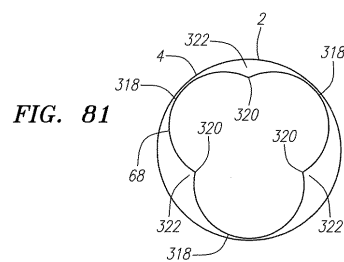
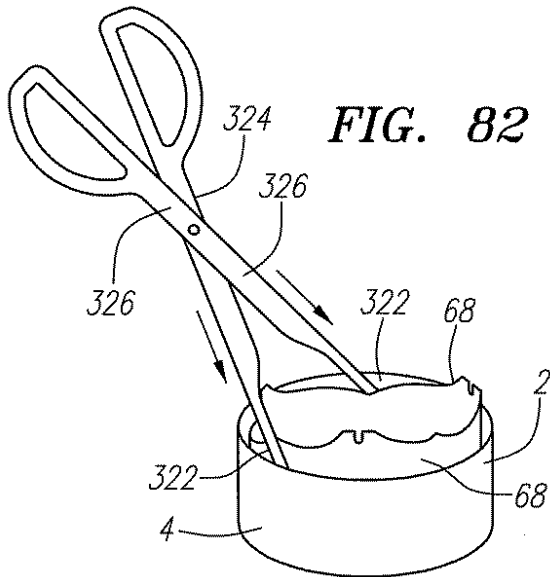
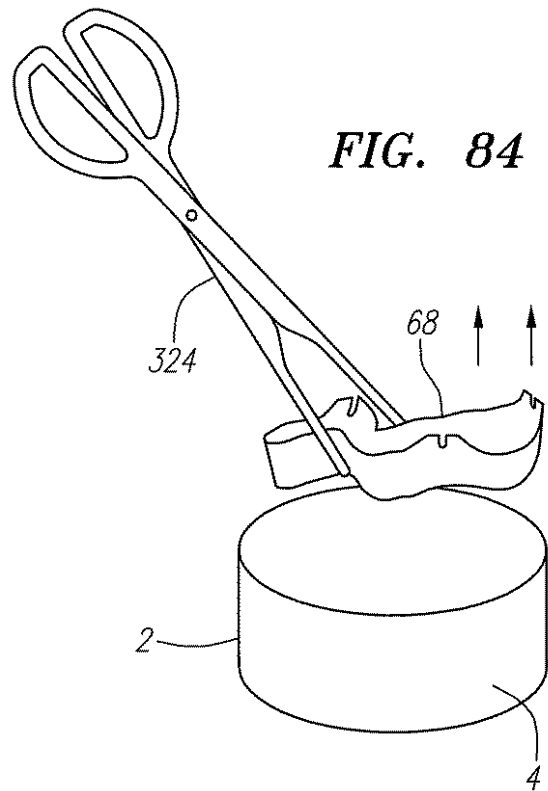


FIG. 81

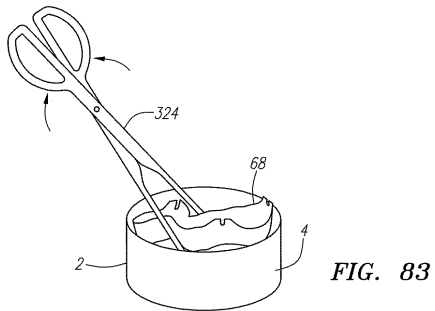
【図 8 2】



【図 8 4】



【図 8 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 トーマス・ジェイ・フォガーティ
アメリカ合衆国 9 4 0 2 8 カリフォルニア州ポートラ・バレー、アルパイン・ロード 3 2 7 0 番
- (72)発明者 マイケル・ジェイ・ドリュース
アメリカ合衆国 9 5 8 1 7 カリフォルニア州サクラメント、ユー・ストリート 4 5 2 4 番
- (72)発明者 ニール・ホームグレン
アメリカ合衆国 6 0 6 6 0 イリノイ州シカゴ、ノース・ウィンスロップ・アベニュー・ナンバー 6
0 5、6 2 1 1 番
- (72)発明者 ディ・ブルース・モデシット
アメリカ合衆国 9 4 0 7 0 カリフォルニア州サン・カルロス、ウィンゲイト・アベニュー 1 2 0 番

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 米国特許第 0 5 9 8 4 9 5 9 (U S , A)
米国特許第 0 6 3 7 1 9 8 3 (U S , B 1)
欧州特許出願公開第 0 0 4 4 3 9 9 4 (E P , A 1)
米国特許第 0 3 9 9 7 9 2 3 (U S , A)
特公昭 5 7 - 0 4 0 7 8 3 (J P , B 2)
米国特許第 0 3 5 7 9 6 4 2 (U S , A)
米国特許第 0 4 7 4 3 2 5 3 (U S , A)
米国特許第 0 6 0 4 2 6 0 7 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61F 2/24