

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5222290号  
(P5222290)

(45) 発行日 平成25年6月26日 (2013. 6. 26)

(24) 登録日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 18 (全 45 頁)

|               |                               |           |   |
|---------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号     | 特願2009-520125 (P2009-520125)  | (73) 特許権者 | 509017011   |
| (86) (22) 出願日 | 平成19年7月9日 (2007. 7. 9)        |           | ノベート・メディカル・リミテッド                                  |
| (65) 公表番号     | 特表2009-543655 (P2009-543655A) |           | アイルランド国 2 ダブリン、ウィルトン・プレイス、フィッツウィルトン・ハウス、ファースト・フロア |
| (43) 公表日      | 平成21年12月10日 (2009. 12. 10)    |           |   |
| (86) 国際出願番号   | PCT/IE2007/000066             | (74) 代理人  | 100140109   |
| (87) 国際公開番号   | W02008/010197                 |           | 弁理士 小野 新次郎  |
| (87) 国際公開日    | 平成20年1月24日 (2008. 1. 24)      | (74) 代理人  | 100089705   |
| 審査請求日         | 平成22年6月16日 (2010. 6. 16)      |           | 弁理士 社本 一夫   |
| (31) 優先権主張番号  | 60/831, 674                   | (74) 代理人  | 100075270   |
| (32) 優先日      | 平成18年7月19日 (2006. 7. 19)      |           | 弁理士 小林 泰  |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                       | (74) 代理人  | 100080137   |
|               |                               |           | 弁理士 千葉 昭男   |
|               |                               | (74) 代理人  | 100096013   |
|               |                               |           | 弁理士 富田 博行   |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管フィルタ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管フィルタであり、

血管内を通る血栓を捕捉するための捕捉部材であって、捕捉形態と開放形態との間を動くことが出来る、前記捕捉部材と、該捕捉部材を血管の壁に対して支持するための支持部材と、を備え、該支持部材が、血管の壁の周に沿って延びる構造とされている基端の支持フープと、血管の壁の周に沿って延びる構造とされている末端の支持フープと、血管の壁に沿って延びる構造とされ且つ前記基端の支持フープを前記末端の支持フープに結合している複数の結合部と、を備えており、前記基端の支持フープの基端が前記捕捉部材の基端の基端側に配置されており、前記末端の支持フープの末端が前記捕捉部材の末端の末端側に配置されており、前記捕捉部材は、前記開放形態にあるときに前記複数の結合部間に配置され、その結果、該血管フィルタは管形状を形成するようになされ、該血管フィルタは前記捕捉部材を捕捉形態に保持するためのホルダー部材を備えており、該ホルダー部材は、生体分解性及び/又は生体吸収性であり且つ前記捕捉部材内の穴を貫通して延びている、血管フィルタ。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血管フィルタであり、

10

20

前記ホルダー部材が縫合部を含んでいることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 3】

請求項 1 ~ 2 のうちのいずれか一の項に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が 1 以上の所定の破壊領域を含んでいることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が前記破壊領域に弱い引っ張り強度を有していることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が、前記破壊領域に 1 以上の穴を含んでいることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が、捕捉部材に対して、前記ホルダー部材がひとたび破壊したときに前記捕捉部材に取り付けられたままであるように取り付けられていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が前記捕捉部材のハトメを貫通して延びていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記基端の支持フープが、クラウン状パターン又は正弦波パターンで周方向に延びていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記遠位の支持フープが、クラウン状パターン又は正弦波パターンで周方向に延びていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 10】

請求項 1 ~ 9 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

アンカー引っ掛かり部材を、血管壁内に少なくとも部分的に埋設される構造とされた少なくとも 1 つの前記支持フープ又は前記結合部上に備えていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 11】

請求項 1 ~ 10 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記アンカー引っ掛かり部材が生体分解性及び / 又は生体吸収性であることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 12】

請求項 1 ~ 11 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記捕捉部材が開放形態であって該血管フィルタの全ての部材が血管に対して圧力をかけて組織の封入を促進する開放形態に向かって付勢されている、ことを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 12 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

前記捕捉部材が前記捕捉形態にあるときに頂点に向かって伸長していることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の血管フィルタであり、

前記ホルダー部材が前記頂点に隣接している前記捕捉部材の穴を貫通して延びていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 15】

請求項 13 又は 14 に記載の血管フィルタであり、

前記頂点が該フィルタの中心を通過して延びている長手軸線と実質的に一直線であることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 16】

請求項 1 ～ 15 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

該フィルタが前記捕捉部材を引っ張る引っ張り部材を備えていることを特徴とする血管フィルタ。

10

【請求項 17】

請求項 16 に記載の血管フィルタであり、

前記引っ張り部材が、前記捕捉部材に対して、生体分解性及び / 又は生体吸収性である結合部材によって結合されていることを特徴とする血管フィルタ。

【請求項 18】

請求項 1 ～ 17 のうちのいずれか一項に記載の血管フィルタであり、

該フィルタが大静脈フィルタであることを特徴とする血管フィルタ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は血管フィルタに関する。本発明は、一つの特別な実施形態においては、下大静脈フィルタに関する。

【背景技術】

【0002】

血栓が右心房に入るのを防止するために、大静脈内に大静脈フィルタを移植することが知られている。大静脈フィルタは、長年に亘って臨床的に使用されて来ている。下大静脈内に移植されるフィルタが使用されるのは、危険性の高い患者の肺動脈塞栓症を防止するためである。

【0003】

深部静脈血栓症 (DVT) 及び肺動脈塞栓症 (PE) は、個々の患者の罹病率及び死亡率並びに世界的な医療費に寄与する共通の医学的な状態である。DVT は、下肢の深部静脈内で発生するが、骨盤又は上肢の静脈も含まれ又はこれらから単独でも発生し得る。血栓が、下半身内の大きな静脈から大静脈を通過して心臓及び肺へと移動すると、これらは、肺動脈塞栓症 (PE) を惹き起こすかも知れない。DVT 及び PE は、共通の病態生理を共有し且つしばしば一緒に起こるので、これらは、現在では、静脈塞栓症 (VTE) として特定される単一の疾患プロセスの範囲内の 2 つの点として理解されつつある。

30

【0004】

専門家は、肺動脈塞栓症 (PE) は、米国及びヨーロッパにおいて、毎年 120 万人の人々に影響を及ぼすと見込んでいる。認識されている PE の最も高い発生率は、PE を有している入院患者の 60% において起こる。しかしながら、PE の診断は、これらの患者の約 70% において見落とされている。PE は、先進国での急性心循環器の死亡原因の三番目の主要原因であり、病院内での死亡の約 10% を占めている。潜在的に悲惨な結果に拘わらず、外科手術患者の皆が皆適切な保護を受けるとは限らない。これは、部分的には、現在の治療が理想的ではないという事実による。大静脈フィルタには 2 つの広い範疇すなわち永久的なものと回収可能なものとが存在する。永久的に移植された装置は、移動することがあり、これらの臨床的な使用は、比較的若い患者においては好ましくない。回収可能なフィルタは、良く知られているように取り外すことが困難であることがあり、付加的な介入は、患者に対して危険性を付与する。

40

【0005】

DVT 及び PE の共通の臨床的な恐れの原因としては、とりわけ、50 歳以上の年齢、

50

病気によって動けないこと、運動又は外科手術、エストロゲン治療、妊娠及び悪性疾患がある。遺伝的素因もまた示唆されている。

【 0 0 0 6 】

下大静脈（ I V C ）フィルタ設置の候補者は、典型的には、下肢 D V T 及び / 又は P E があるか否かを評価される。下肢 D V T の存在を証明するために使用される画像法としては、超音波静脈造影法及び末梢静脈造影法がある。P E はまた、核医学換気血流スキャンによって診断することもできる。肺動脈造影法は依然として、診断の確認のための今日の診断基準であるけれども、多数のセンターは、P E が予想される患者を評価するために螺旋状のコンピュータ断層撮影（ C T ）を使用しつつある。肺血管系の磁気共鳴血管造影（ M R A ）もまた、代替的な画像診断技術として行われている。

10

【 0 0 0 7 】

下大静脈造影法は、下大静脈（ I V C ）を評価するために現在最も一般的に使用されている治療手段である。I V C へのアクセスは、典型的には、左若しくは右大腿静脈又は右内頸静脈を介して行われる。穿刺をガイドするために超音波を使用することができる。

【 0 0 0 8 】

I V C フィルタ設置の指示が何年にも亘って広げられたけれども、凝固防止治療に対する禁忌を有する患者における D V T 又は P E は、最も頻繁になされる指示であり、I V C フィルタ設置を受けている患者の 6 5 % を占める。下大静脈フィルタの挿入は、

血餅を分解することができる薬物療法を受けることができない人、

深部静脈内に血栓を有する人、

出血のような抗凝固療法の合併症を経験している人、

肺動脈塞栓を防止するための抗凝固療法の失敗を経験している人、

肺内の塞栓を除去した（肺動脈塞栓摘出した）人

適当な投薬を受けている間に再発生した塞栓を有する人、

抗凝固療法中に激しい出血合併症を有している人、

に対して指示される。

20

【 0 0 0 9 】

下大静脈（ I V T ）は、体内の最も大きな静脈構造である。下大静脈は、下肢、骨盤及び腹部から右心房へ戻る静脈還流を流している。フィルタの設置前に、大静脈の直径及び開存性、塞栓程度を確認するため及び静脈異常の存在を理解するために、下大静脈造影図が撮られる。

30

【 0 0 1 0 】

フィルタは、大腿静脈又は頸静脈アプローチによって設置される。大腿挿入の基本原理は、開存性好ましくは塞栓の無い静脈を有している部位を選択することである。右大腿穿刺は腸骨静脈内の屈曲が少ないので好ましい。右体側穿刺が禁忌である場合には、注意深い左大腿アプローチが上首尾であるかも知れない。下大静脈又は両側腸骨大腿骨血栓が存在する場合には、頸静脈を使用することができる。大腿アプローチのためには総大腿静脈が穿刺され、一方、頸静脈アプローチのための穿刺部位は内頸静脈である。フィルタの位置決め及び安定性を点検するために、フィルタを設置した後に別の下大静脈造影が行われる。

40

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

本発明は、改良された血管フィルタを提供することを目的としている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

本発明に従って、血管内を通過している血栓を捕捉するための 1 以上の捕捉部材と、当該 1 以上の捕捉部材を血管の壁に対して支持する 1 以上の支持部材とを備えている血管フィルタが提供されている。

【 0 0 1 3 】

50

当該フィルタは、血栓を捕捉することによって、肺動脈塞栓症を惹き起こすかも知れない血栓が心臓又は肺へと通過するのを防止する。

【 0 0 1 4 】

当該フィルタは、前記捕捉部材を支持することによって、当該捕捉部材が血管内の所望の位置に維持されることを確実にする。

【 0 0 1 5 】

本発明の一つの実施形態においては、支持部材は、血管壁の周方向に沿って延びる構造とされている。当該支持部材は、周方向に波形に延びていても良く、ジグザグ形に延びていても良く、クラウン形状に延びていても良く、正弦曲線形状に延びていても良い。当該支持部材の波形／正弦曲線形状は、血管中での給送及び／又は回収を容易にするために支持部材を圧潰させるのを補助する。当該支持部材は、血管壁に沿って長手方向に延びる構造とされても良い。支持部材の末端は、前記捕捉部材の末端の末端側に配置することができる。支持部材の基端は、前記捕捉部材の基端の基端側に配置することができる。当該フィルタは、血管壁の周方向に沿って延びる構造とされた第一の支持部材と、血管壁の周方向に沿って延びる構造とされた第二の支持部材と、血管壁の長手方向に延びる構造とされた第三の支持部材とを備えることができる。当該第三の支持部材は、前記第一の支持部材を第二の支持部材に結合することができる。前記第一の支持部材、第二の支持部材及び第三の支持部材は、一体に形成されても良い。前記第一の支持部材は、当該フィルタの基端に設けることができる。前記第二の支持部材は、当該フィルタの末端に設けることができる。

10

20

【 0 0 1 6 】

一つの場合には、前記支持部材は、本体部分と、当該本体部分に設けられた１以上の開口部とを備えている。当該支持部材内の開口部は組織の内殖を補助する。移植部位及びその近くでの組織の応答を管理するために当該構造に薬物コーティングを付加しても良い。当該薬物コーティングは、薬物を制御された方法で放出する医薬品を含むポリマー又は金属コーティングの形態を採ることができ又は装置全体を覆う別個の又は一体のスリーブの形態を採ることができ且つ当該装置と大静脈との間に移植される。このスリーブは、生体分解性又は生体吸収性とすることができる。支持部材はメッシュによって構成されても良く、菱形格子によって構成されても良い。

【 0 0 1 7 】

別の実施形態においては、支持部材はアンカー部材を備えている。当該アンカー部材は、血管壁内に少なくとも部分的に埋め込まれる構造とすることができる。アンカー部材は引っ掛かり部材材を含んでいても良い。アンカー部材は、血管壁から取り外すことができる構造としても良い。当該アンカー部材は、血管の長手軸線とほぼ平行な方向に取り外し力をかけたときに血管壁から取り外すことができる構造とすることができる。アンカー部材の少なくとも一部分は生体分解性及び／又は生体吸収性とすることができる。

30

【 0 0 1 8 】

別の場合には、支持部材の少なくとも一部分は生体分解性及び／又は生体吸収性である。

【 0 0 1 9 】

一つの実施形態においては、支持部材は、給送形態と展開形態との間を動くことができる。当該支持部材は、給送形態に圧潰することができる。当該支持部材は展開形態へと拡張させることができる。当該支持部材は、展開形態に向けて付勢されていても良い。

40

【 0 0 2 0 】

一つの場合には、前記捕捉部材の少なくとも一部分は生体分解性及び／又は生体吸収性である。当該捕捉部材の全てを生体分解性及び／又は生体吸収性としても良い。

【 0 0 2 1 】

別の場合には、捕捉部材は１以上の所定の破壊点を有している。これによって、捕捉部材の制御された生体分解性／生体吸収性が可能になる。当該捕捉部材は、前記破壊点に低い引っ張り強度を有する設計とすることができる。当該捕捉部材は、破壊点において当該

50

捕捉部材の壁を貫通する１以上の開口部を含んでいても良い。

【００２２】

一つの実施形態においては、フィルタは、一つの捕捉部材を隣接している捕捉部材に連結させる１以上の連結部材を備えている。当該連結部材のうちの少なくとも一部分は、生体分解性及び／又は生体吸収性としても良い。

【００２３】

別の実施形態においては、捕捉部材は支持部材に取り付けられる。当該捕捉部材は、前記支持部材にスナップ式嵌合構造で取り付けることができる。当該捕捉部材の一部分は、支持部材の周囲に巻かれても良い。当該捕捉部材は支持部材と一体として設けられても良い。

10

【００２４】

一つの場合には、捕捉部材は、捕捉形態と開放形態との間を動くことができる。当該捕捉部材は、血栓の危険性が存在するが、捕捉形態のままであっても良い。血栓の危険性が消えたときには、当該捕捉部材は開放形態へと動くことができる。従って、血管から当該フィルタを回収する必要があるかも知れない。当該捕捉部材は、開放形態に向かって付勢しても良い。当該フィルタは、捕捉部材を捕捉形態に保持するための保持部材を備えていても良い。当該保持部材の少なくとも一部分は、生体分解性及び／又は生体吸収性としてすることができる。当該保持部材は、前記捕捉部材の少なくとも一部分の周囲のコイルによって構成しても良い。当該保持部材は、前記捕捉部材の少なくとも一部分の周囲のチューブによって構成しても良い。当該保持部材は、永久的なもの、取り外し可能なもの、又は生体吸収性のものとしてすることができる。当該保持部材は、前記捕捉部材の開口部の中を伸長させても良い。当該保持部材は縫合系を含んでいても良い。当該保持部材は１以上の所定の破壊点を備えていても良い。これによって、当該保持部材の制御された生体分解性／生体吸収性が可能になる。当該保持部材は、前記破壊点に低い引っ張り強度を有することができる。当該保持部材は、破壊点に、当該保持部材の壁を貫通している１以上の開口部を含んでいても良い。

20

【００２５】

もう一つ別の実施形態においては、捕捉部材は、頂点に向かって延びている。捕捉形態においては、当該捕捉部材は頂点に向かって延びることができる。当該頂点は、血管の中心を通って延びている長手軸線とほぼ一直線とすることができる。当該頂点は、血管の中心を通って延びている長手軸線からずらしても良い。当該ずらされた頂点は、血管の中心からずれている捕捉された血栓をもたらすかも知れない。従って、血管内を流れる血液の流量を増すことができる。２以上の捕捉部材が頂点で相互に係合しても良い。第一の捕捉部材の端部は、当該頂点において第二の捕捉部材の端部と入れ子状に重なる構造としても良い。当該捕捉部材は、血管内の血流方向に延びていても良い。当該捕捉部材は、血管内の血流方向と反対の方向に延びていても良い。当該捕捉部材は、頂点に向かって螺旋状に延びていても良い。当該捕捉部材の少なくとも一部分は曲線状に延びていても良い。当該曲線の凸状部分は径方向外方に面していても良い。当該曲線の凹状部分が径方向外方に面していても良い。

30

【００２６】

もう一つ別の実施形態においては、捕捉部材は、内部に血栓を捕捉することができる捕捉領域を画成している。当該捕捉領域は、血管の中心領域に配置される構造とすることができる。血管壁の領域に当該捕捉領域を配置することによって、血管を通る血液の流量を多くすることができる。当該捕捉領域はほぼ環状の形状とすることができる。当該捕捉領域はほぼ円錐形とすることもできる。当該捕捉領域はほぼ円筒形とすることもできる。

40

【００２７】

一つの場合には、捕捉部材は、給送形態と展開形態との間を移動可能である。捕捉部材は、給送形態に圧潰させることができる。捕捉部材は展開形態に拡張させても良い。捕捉部材は展開形態に向けて付勢させても良い。

【００２８】

50

もう一つの場合には、当該フィルタは、捕捉部材に張力をかけるための１以上の引っ張り部材を備えている。当該引っ張り部材は、捕捉形態と開放形態との間を移動可能とすることができる。当該引っ張り部材は、開放形態に向けて付勢しても良い。当該フィルタは、当該引っ張り部材を捕捉部材に結合するために１以上の結合部材を含んでいても良い。当該結合部材の少なくとも一部分は、生体分解性及び／又は生体吸収性とすることができる。

【００２９】

別の実施形態においては、当該フィルタは、捕捉部材と反対の方向に延びている１以上の均衡部材を備えている。一つのフィルタ構造においては、当該１以上の均衡部材は、捕捉部材と同じ方向に延びていても良い。当該均衡部材は、前記支持部材に取り付けても良い。当該均衡部材の少なくとも一部分は、曲線形状に延びていても良い。当該曲線の凸状部分は径方向外方に面していても良い。

10

【００３０】

一つの場合には、当該フィルタは大静脈フィルタによって構成される。当該フィルタは、下大静脈フィルタによって構成しても良い。

【００３１】

もう一つ別の特徴によれば、本発明は、本発明の血管フィルタと、当該フィルタを血管内の所望の位置へと給送するための給送装置とを備えた血管フィルタアセンブリを提供している。

【００３２】

20

本発明の一つの実施形態においては、給送装置の少なくとも一部分は、給送形態と展開形態との間で移動可能である。当該給送装置の少なくとも一部分は、給送形態に圧潰することができる。当該給送装置の少なくとも一部分は、展開形態に拡張させることができる。当該給送装置は膨張可能であっても良い。当該装置はバルーン部材によって構成することができる。

【００３３】

一つの場合には、当該給送装置は、前記給送形態において当該フィルタを少なくとも部分的に覆うカバー部材を備えている。当該カバーは、当該フィルタを展開形態でカバーを除去するために当該フィルタに対して移動可能とすることができる。当該カバー部材は外被によって構成することができる。

30

【００３４】

本発明の更に別の特徴においては、本発明の血管フィルタと、血管内のある位置から当該フィルタを回収するための回収装置とを備えた血管フィルタが提供される。

【００３５】

本発明の一つの実施形態においては、当該回収装置は、フィルタと係合するための係合部材を備えている。当該回収装置は、当該フィルタを少なくとも部分的に收容するための收容空間を画成することができる。当該係合部材は、当該フィルタを前記收容空間内に少なくとも部分的に收容するために前記收容空間に対して移動可能とすることができる。

【００３６】

本発明のもう一つ別の特徴に従って、血管を治療する方法が提供されている。当該方法は、血管内の所望の位置で血管フィルタを展開させるステップを備え、フィルタは、血管内を通過する血栓を捕捉する。

40

【００３７】

本発明の一つの実施形態においては、当該方法は、給送形態にあるフィルタを血管内の所望の位置へと給送するステップを含んでいる。フィルタの少なくとも一部分は、血管内の所望の位置で、前記給送形態から展開形態へと移動することができる。

【００３８】

当該フィルタの展開によって、前記フィルタの少なくとも一部分を血管壁内へ埋設させることができる。

【００３９】

50

一つの場合には、当該フィルタの少なくとも一部分は、血管内を通過する血栓が捕捉される捕捉形態から開放形態へと移動する。

【0040】

当該方法は、当該フィルタを血管から回収するステップを含んでいても良い。当該方法は、当該フィルタを血管壁から除去するステップを含んでいても良い。除去のための力は、当該フィルタを血管壁から除去するために血管の長手軸線に対してほぼ平行な方向にかけることができる。

【0041】

一つの場合には、本発明は大静脈を治療する方法を提供する。別の場合には、本発明は下大静脈を治療する方法を提供する。

【0042】

I V C フィルタの設置は、血栓現象が起こる高い危険性にある患者の P E を防止するための予防手段として使用することができる。本発明は、生体内で血栓塞栓症の危険性が高い時期にフィルタの使用を大きく補助する。

【0043】

本発明のフィルタは、P E を防止のために、結果として伴う回収又は改造によって永久的に又は一時的に使用することができる。当該フィルタが定位置に残される場合には、これは、永久的な I V C フィルタとして機能する。別の方法として、ひとたび P E の予防期間が達成されると、回収しても良い。

【0044】

本発明は、一つの特別な場合には、回収可能且つ / 又は生体吸収性のフィルタを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】図1は、本発明による血管フィルタの等角図である。

【図2】図2は、図1のフィルタの端面図である。

【図3】図3は、図1のフィルタの支持部材の等角図である。

【図4】図4は、図1のフィルタの2つの捕捉部材の展開平面図である。

【図5】図5は、使用時の図1の部分断面側面図である。

【図6】図6は、使用時の図1の部分断面側面図である。

【図7】図7は、使用時の図1の部分断面側面図である。

【図8】図8は、使用時の図1の部分断面側面図である。

【図9】図9は、使用時の図1の部分断面側面図である。

【図10】図10は、別の本発明による血管フィルタの図1に似た図である。

【図11】図11は、別の本発明による血管フィルタの図2に似た図である。

【図12】図12は、別の本発明による血管フィルタの図3に似た図である。

【図13】図13は、別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図14】図14は、給送形態の図13のフィルタの端面図である。

【図15】図15は、使用時の展開状態にある図13のフィルタの端面図である。

【図16】図16は、他の本発明による血管フィルタの支持部材の等角図である。

【図17】図17は、他の本発明による血管フィルタの支持部材の等角図である。

【図17a】図17aは、他の本発明による血管フィルタの捕捉部材の側面図である。

【図17b】図17bは、他の本発明による血管フィルタの捕捉部材の側面図である。

【図18】図18は、もう一つ別の本発明による血管フィルタの捕捉部材の等角図である。

【図19】図19は、図18の捕捉部材の端面図である。

【図20】図20は、図18の捕捉部材のうちの一つの平面図である。

【図21】図21は、別の本発明による血管フィルタの捕捉部材の端面図である。

【図22】図22は、更に別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図23】図23は、更に別の本発明による血管フィルタの等角図である。

10

20

30

40

50



- 【図 2 4】図 2 4 は、別の本発明による血管フィルタの図 1 に似た図である。
- 【図 2 5】図 2 5 は、別の本発明による血管フィルタの図 2 に似た図である。
- 【図 2 6】図 2 6 は、別の本発明による血管フィルタの図 3 に似た図である。
- 【図 2 6 a】図 2 6 a は、もう一つ別の本発明による血管フィルタの等角図である。
- 【図 2 6 b】図 2 6 b は、図 2 6 a のフィルタの側面図である。
- 【図 2 6 c】図 2 6 c は、図 2 6 a のフィルタの端面図である。
- 【図 2 6 d】図 2 6 d は、使用時の捕捉形態にある図 2 6 a のフィルタの側面図である。
- 【図 2 6 e】図 2 6 e は、使用時の捕捉形態にある図 2 6 d のフィルタの端面図である。
- 【図 2 6 f】図 2 6 f は、使用時の開放形態にある図 2 6 a のフィルタの図 2 6 d に似た図である。
- 【図 2 6 g】図 2 6 g は、使用時の開放形態にある図 2 6 a のフィルタの図 2 6 e に似た図である。
- 【図 2 6 h】図 2 6 h は、別の本発明による血管フィルタの図 2 6 d に似た図である。
- 【図 2 6 i】図 2 6 i は、別の本発明による血管フィルタの図 2 6 b に似た図である。
- 【図 2 6 j】図 2 6 j は、別の本発明による血管フィルタの図 2 6 c に似た図である。
- 【図 2 6 k】図 2 6 k は、図 2 6 i のフィルタの側面図である。
- 【図 2 6 l】図 2 6 l は、図 2 6 k の一部分の端面図である。
- 【図 2 6 m】図 2 6 m は、図 2 6 l の一部分の拡大断面図である。
- 【図 2 6 n】図 2 6 n は、図 2 6 i のフィルタの部分の拡大端面図である。
- 【図 2 6 o】図 2 6 o は、図 2 6 i のフィルタの部分の拡大端面図である。
- 【図 2 7】図 2 7 は、捕捉形態にある別の本発明による血管フィルタの図 1 に似た図である。
- 【図 2 8】図 2 8 は、捕捉形態にある別の本発明による血管フィルタの図 2 に似た図である。
- 【図 2 9】図 2 9 は、開放形態にある図 2 7 及び 2 8 のフィルタの捕捉部材及び支持部材の等角図である。
- 【図 3 0】図 3 0 は、図 2 7 及び 2 8 のフィルタの保持部材の等角図である。
- 【図 3 1】図 3 1 は、別の本発明による血管フィルタの保持部材の等角図である。
- 【図 3 2】図 3 2 は、使用時の図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 3 3】図 3 3 は、使用時の図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 3 4】図 3 4 は、使用時の図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 3 5】図 3 5 は、使用時の図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 3 6】図 3 6 は、使用時の図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 3 7】図 3 7 は、本発明による別の血管フィルタの図 2 7 に似た図である。
- 【図 3 8】図 3 8 は、本発明による別の血管フィルタの図 2 8 に似た図である。
- 【図 3 9】図 3 9 は、本発明による別の血管フィルタの図 2 9 に似た図である。
- 【図 3 9 a】図 3 9 a は、圧潰された給送形態にある別の本発明による血管フィルタの等角図である。
- 【図 3 9 b】図 3 9 b は、拡張展開形態にある図 3 9 a のフィルタの等角図である。
- 【図 4 0】図 4 0 は、使用時における図 3 9 a 及び 3 9 b のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 4 1】図 4 1 は、使用時における図 3 9 a 及び 3 9 b のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 4 2】図 4 2 は、使用時における図 3 9 a 及び 3 9 b のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 4 3】図 4 3 は、使用時における図 3 9 a 及び 3 9 b のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 4 4】図 4 4 は、使用時における図 3 9 a 及び 3 9 b のフィルタの部分断面側面図である。
- 【図 4 4 a】図 4 4 a は、別の本発明による血管フィルタの図 3 9 a に似た図である。

10

20

30

40

50

【図 4 4 b】図 4 4 b は、別の本発明による血管フィルタの図 3 9 b に似た図である。

【図 4 5】図 4 5 は、使用時における図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 4 6】図 4 6 は、使用時における図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 4 7】図 4 7 は、使用時における図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 4 8】図 4 8 は、使用時における図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 4 9】図 4 9 は、使用時における図 2 7 及び 2 8 のフィルタの部分断面側面図である 10

【図 5 0】図 5 0 は、更に別の本発明による血管フィルタの図 2 7 に似た図である。

【図 5 1】図 5 1 は、更に別の本発明による血管フィルタの図 2 9 に似た図である。

【図 5 2】図 5 2 は、図 5 0 及び 5 1 のフィルタの捕捉部材のうちの一つの等角図である。

【図 5 2 a】図 5 2 a は、別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 5 2 b】図 5 2 b は、図 5 2 a のフィルタの側面図である。

【図 5 2 c】図 5 2 c は、図 5 2 a のフィルタの端面図である。

【図 5 2 d】図 5 2 d は、図 5 2 b のフィルタの拡大側面図である。

【図 5 2 e】図 5 2 e は、図 5 2 c のフィルタの一部分の拡大端面図である。 20

【図 5 2 f】図 5 2 f は、使用時における図 5 2 e のフィルタの端面図である。

【図 5 2 g】図 5 2 g は、使用時における図 5 2 e のフィルタの端面図である。

【図 5 2 h】図 5 2 h は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 i】図 5 2 i は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 j】図 5 2 j は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 k】図 5 2 k は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 l】図 5 2 l は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 m】図 5 2 m は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 2 n】図 5 2 n は、使用時における図 5 2 a のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 3】図 5 3 は、別の本発明による血管フィルタの等角図である。 30

【図 5 4】図 5 4 は、使用時における図 5 3 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 5】図 5 5 は、更に別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 5 6】図 5 6 は、更に別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 5 7】図 5 7 は、使用時における図 5 6 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 8】図 5 8 は、使用時における図 5 6 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 5 9】図 5 9 は、図 5 6 のフィルタの支持部材のうちの一つの等角図である。

【図 6 0】図 6 0 は、別の本発明による血管フィルタの図 5 6 に似た図である。

【図 6 1】図 6 1 は、別の本発明による血管フィルタの図 5 7 に似た図である。

【図 6 2】図 6 2 は、別の本発明による血管フィルタの図 5 8 に似た図である。

【図 6 3】図 6 3 は、別の本発明による血管フィルタの図 5 9 に似た図である。 40

【図 6 3 a】図 6 3 a は、圧潰された給送形態にある別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 6 3 b】図 6 3 b は、拡張展開形態にある図 6 3 a のフィルタの等角図である。

【図 6 3 c】図 6 3 c は、使用時における図 6 3 a のフィルタの部分破断等角図である。

【図 6 3 d】図 6 3 d は、別の本発明による血管フィルタの図 5 6 に似た図である。

【図 6 3 e】図 6 3 e は、別の本発明による血管フィルタの図 5 7 に似た図である。

【図 6 3 f】図 6 3 f は、別の本発明による血管フィルタの図 5 8 に似た図である。

【図 6 3 g】図 6 3 g は、別の本発明による血管フィルタの図 5 9 に似た図である。

【図 6 4】図 6 4 は、使用時における別の本発明による血管フィルタの部分断面側面図である。 50

【図 6 5】図 6 5 は、図 6 4 のフィルタの一部分の側面図である。

【図 6 6】図 6 6 は、図 6 5 の一部分の前面図である。

【図 6 7】図 6 7 は、更に別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 6 8】図 6 8 は、展開形態にある図 6 7 のフィルタの端面図である。

【図 6 9】図 6 9 は、給送形態にある図 6 7 のフィルタの端面図である。

【図 7 0】図 7 0 は、別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【図 7 1】図 7 1 は、別の本発明による血管フィルタの図 6 7 に似た図である。

【図 7 2】図 7 2 は、別の本発明による血管フィルタの図 6 8 に似た図である。

【図 7 3】図 7 3 は、別の本発明による血管フィルタの図 6 9 に似た図である。

【図 7 4】図 7 4 は、使用時における図 7 1 ~ 7 3 のフィルタの部分断面側面図である。

10

【図 7 5】図 7 5 は、使用時における図 7 1 ~ 7 3 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 7 6】図 7 6 は、使用時における図 7 1 ~ 7 3 のフィルタの部分断面側面図である。

【図 7 7】図 7 7 は、別の本発明による血管フィルタの図 1 に似た図である。

【図 7 8】図 7 8 は、別の本発明による血管フィルタの図 2 に似た図である。

【図 7 9】図 7 9 は、別の本発明による血管フィルタの等角図である。

【発明を実施するための形態】

【0046】

本発明は、図面を参考にして例示的にのみ提供される以下の幾つかの実施形態の説明によって更に明確に理解できるであろう。

【0047】

20

本明細書において、“基端”という用語は、大腿静脈又は尾側端部からアクセスされる処置を行うときに、ユーザーに最も近い端部を意味すると理解できるであろう。同様に、“末端”という用語は、大腿静脈又は尾側端部からアクセスされる処置を行うときに、ユーザーから最も遠い端部を意味すると理解できるであろう。

【0048】

最初に図面の図 1 ~ 9 を参照すると、本発明による血管フィルタが示されている。当該血管フィルタのアセンブリは、本発明による血管フィルタ 1 と、当該血管フィルタ 1 を下大静脈 4 のような血管の中の所望位置へ給送するための給送カテーテル 9 とを備えている。血管フィルタ 1 は、下大静脈 4 内を心臓及び肺に向かって通過する血栓 8 を捕捉する下大静脈フィルタとして使用するのに適している。従って、血管フィルタ 1 は、肺塞栓症を防止するために使用することができる。

30

【0049】

血管フィルタ 1 は、支持フープ部材 2 と下大静脈 4 内を通過する血栓 8 を捕捉するための 4 つ以上の捕捉アーム 3 とを備えている。

【0050】

支持フープ部材 2 は、正弦波形状で周方向に延びているワイヤ部材 5 を備えている（図 3）。

【0051】

支持フープ部材 2 は、圧潰された給送形態（図 5）と拡張された展開状態（図 6）との間を動くことができる。フィルタ 1 は下大静脈 4 内で展開されると、支持フープ部材 2 は、下大静脈 4 の内壁に沿って周方向に延びる（図 6）。

40

【0052】

支持フープ部材 2 は、展開状態に向かって径方向外方へ付勢されている。フィルタ 1 が下大静脈 4 内で展開されると、支持フープ部材 2 は、下大静脈 4 の内壁に径方向外方へ力がかかる。このようにして、支持フープ部材 2 は、4 つの捕捉アーム 3 を下大静脈 4 の壁に対して定位置に支持する。

【0053】

捕捉アーム 3 の各々は、ワイヤ部材 5 の周囲に捕捉アーム 3 の端部を包むか又は結び付けるか又は結合することによって支持フープ部材 2 に取り付けられている。4 つの捕捉アーム 3 が、頂点 6 へとほぼ一直線に延びており、当該 4 つの捕捉アーム 3 は相互に係合し

50

ている（図１）。このようにして、４つの捕捉アーム３は、血栓８が捕捉されるかも知れない概して円錐形状の捕捉領域７を画成している（図７）。フィルタ１が下大静脈４内で拡げられたときに、頂点６は、下大静脈４の中心を通して延びている長手軸線Ｂ－Ｂとほぼ一直線状となり（図６）、捕捉領域７は、下大静脈４の中心領域内に配置される（図６）。捕捉アーム３は、図示されているように緊張されても良く又は血流内に緩く吊り下げられても良い。

【００５４】

捕捉アーム３は、圧潰給送形態（図５）と拡張展開形態（図６）との間を移動可能である。フィルタ１が下大静脈４内で展開されると、捕捉アーム３は、下大静脈４内を流れる血流Ａの方向に延びる（図６）。捕捉アーム３は、展開形態へ向けて付勢されている。

10

【００５５】

捕捉アーム３の各々は、生体分解性及び／又は生体吸収性の材料からなる。同様に、支持フープ部材２もまた、生体分解性及び／又は生体吸収性の材料によって作ることができる。

【００５６】

フィルタ部材１はテーパー形態を有している。編み物状の生体分解性のアーム３は、ダブルテーパーを有している（図４）。当該アーム部材３は、単一のフィラメント又は多数フィラメント構造によって同じように作ることができる。

【００５７】

フィルタ１は、偶数の数のアーム部材３を備えている（図２）。代替的な形態においては、当該フィルタは奇数の数のアーム部材３を備えていても良い。

20

【００５８】

当該多数のアーム部材３は、中心から血管４の外側への周を基部とするように広がっている。

【００５９】

捕捉アーム３の数を増すことによって、隣接するアーム３間の間隔の大きさは小さくなり、濾過性能を高めることができる。

【００６０】

給送カテーテル９は、給送形態において、圧潰された血管フィルタ１の少なくとも一部分を覆う拘束シース１０を備えている（図５）。シース１０は、血管フィルタ１を露出させるためにフィルタ１に対して基端方向へ移動可能であり、このようにして、フィルタ１の展開を補助する（図６）。

30

【００６１】

テーパーが付けられた形態のフィルタ部材３は、種々の可能な方法で形成することができる。例えば、溶媒の蒸発及びポリマーの蓄積を許容するように制御された抽出率を有するポリマー溶液内で注入浸漬成形することによって形成することができる。フィルタ部材３は、代替的に、突き当てチューブ押し出し方法によって形成しても良く、この場合には、熱可塑性ポリマーがテーパー形態に押し出される。

【００６２】

使用時には、支持フープ部材２及び４つの捕捉アーム３が給送形態に圧潰され、少なくとも部分的に給送カテーテル９内に装荷される。給送カテーテル９は、圧潰されたフィルタ１が下大静脈４内の所望の位置に達するまで下大静脈４内へ繰り出される（図５）。次いで、フィルタ１を十分に露出させるために、給送カテーテル９の拘束シース１０がフィルタ１に対して基端方向に動かされる。支持フープ部材２及び捕捉アーム３の付勢力によって、支持フープ部材２及び捕捉アーム３は、圧潰給送形態から拡張された展開形態まで動くことができる（図６）。展開形態においては、支持フープ部材２は、捕捉アーム３を下大静脈４内の所望の位置に支持するために、下大静脈４の内壁に対して径方向外向きの力をかける。

40

【００６３】

血栓８が心臓及び肺に向かって下大静脈４内を通る場合に、血栓８は、フィルタ１の捕

50

捉領域 7 内に捕捉されるであろう。従って、血栓 8 が心臓及び肺内へと流れ込むのが阻止され、さもなければ肺塞栓症につながり得る。捕捉された血栓 8 は、身体によって徐々に粉碎されて比較的小さなサイズの粒子 100 になり、これによって、血栓の危険性が著しく減じられるであろう（図 8）。

【0064】

捕捉アーム 3 の生体分解性 / 生体吸収性材料のおかげで、捕捉アーム 3 は最終的には生体分解され / 生体吸収されるであろう（図 9）。従って、支持フープ部材 2 のみが下大静脈 4 内に残るであろう。

【0065】

下大静脈フィルタ 1 の給送のための給送装置は、頸側又は大腿側からの押し込み及び / 又は引っ張りを採用しても良い。

【0066】

当該給送装置は、回転による展開を使用することができる。

【0067】

当該給送装置は、単一のオペレータによる展開のための急速変換装置としても良い。

【0068】

当該給送装置は、直線ラチェット展開及び / 又は回転ラチェット展開を使用しても良い。オペレータは、配置が完了するまでフィルタ 1 上に手掛かりを保持しているのが好ましい。当該給送装置は押し込み装置としても良い。この場合には、オペレータは、末端のカテーテル標識を壁面取り付け位置に整合させ、次いでフィルタ 1 を押し出す。

【0069】

支持フープ部材 2 の一部分又は全てを生体分解性 / 生体吸収性として、フィルタ 1 が下大静脈 4 内に永久的に残らないようにすることができることが理解できるであろう。

【0070】

図 10 ~ 12 には、図 1 ~ 9 の血管フィルタ 1 に似ている本発明による別の血管フィルタ 20 が示されており、図 10 ~ 12 における類似している部品には同じ参照符号が付されている。

【0071】

この場合には、支持フープ部材 21 は、メッシュ又は菱形格子 23 の形態で設けられている。メッシュ / 菱形格子 23 はその中に多数の開口部 22 を備えている。

【0072】

図 10 ~ 12 の菱形格子フィルタ 20 は、基端の先 6 まで延びている多数の繊維部材 3 を備えている壁面菱形格子に似ている。部材 3 同士は頂点 6 において結合させても良いし又は結合されていなくても良い。

【0073】

フィルタ 20 は、金属材料及び / 又は生体分解性材料によって作ることができる。例えば、フィルタ 20 は、金属製の壁 21 と生体分解性材料 3 との組み合わせとしても良い。

【0074】

菱形格子の設計は、自己拡張性とするか又はバルーンによって拡張可能とすることができる。

【0075】

一つの実施形態においては、菱形格子 23 は、分解するのを防止するために端部に固定された編み目を備えた細いワイヤによって構成されている。別の実施形態においては、菱形格子 23 は、自由端が織り合わされた細いワイヤによって構成されている。どの実施形態も壁面の部材 21 のために使用することができる。

【0076】

図 13 ~ 15 は、図 1 ~ 12 の血管フィルタ 20 に類似している本発明による更に別の血管フィルタ 30 を示しており、図 13 ~ 15 における類似の部品には同じ参照番号が付けられている。

【0077】

この場合には、支持フープ部材 3 1 は、本体部分 3 2 と、当該本体部分 3 2 を貫通している複数の開口部 3 3 とを備えている。

【 0 0 7 8 】

圧潰された給送形態においては、支持フープ部材 3 2 は渦巻き形態を有している（図 1 4）。拡張展開形態においては、支持フープ部材 3 1 の一端 3 4 は支持フープ部材 3 1 の他端 3 5 と重なっている。

【 0 0 7 9 】

支持フープ部材 3 1 の開口部 3 3 は、組織の内殖 3 6 を補助する（図 1 5）。

【 0 0 8 0 】

支持フープ部材 3 1 はコイルに基づく装置としても良い。図 1 4 は閉塞形態を示しており、図 1 5 は開放形態を示している。

10

【 0 0 8 1 】

支持フープ部材 3 1 の壁は、平らにするか又は開口構造とすることができる（図 1 3）。

【 0 0 8 2 】

部材構造体 3 は、縫合を使用して支持フープ部材 3 1 に結び付けても良い。

【 0 0 8 3 】

支持フープ部材のためには、種々の形状及び構造が可能であることが理解されるであろう。例えば、図 1 6 は、ギザギザの波形パターンで周に沿って延びているワイヤ部材 4 1 を備えている支持フープ部材 4 0 を示しており、図 1 7 は、矩形波パターンで周に沿って延びている本体部分 5 1 を備えている支持フープ部材 5 0 を示している。

20

【 0 0 8 4 】

当該支持フープ部材は、円形に展開された形態でピーク・トゥ・ピーク構造を有しているとしても良い（図 1 6）。当該支持フープ部材は、各側部において各端部が結合された固定長さのワイヤによって形成しても良く（図 1 6）、又は代替的には単一のシートから切り取っても良い（図 1 7）。

【 0 0 8 5 】

図 1 6 及び 1 7 の支持フープ部材の設計はまた、ステントとして使用するのにも適しているかも知れない。

【 0 0 8 6 】

30

捕捉アームは、種々の可能な形状及び構造で頂点 6 において相互に係合しても良いことが更に理解できるであろう。例えば、捕捉アーム 3 は、頂点 6 において、溶着、半田付け又は接着剤 5 5 によって相互に固定しても良い（図 1 7 a）。代替的には、捕捉アーム 3 は、曲げ戻された単一の部材 5 6 によって一体に形成して捕捉アーム 3 を形成しても良い（図 1 7 b）。図 1 8 ~ 2 0 に示された更に別の例として、各捕捉アーム 6 0 は、湾曲した尖った先端 6 1 で終端している（図 2 0）。先端 6 1 は、頂点 6 において相互に重ねられている（図 1 9）。図 2 1 においては、各捕捉アーム 7 0 は、真っ直ぐな尖った先端 7 1 で終端している。先端 7 1 は、頂点 6 において相互にぴったりと合わせられている（図 2 1）。

【 0 0 8 7 】

40

図 1 9 は、重ね合わされた部材 6 0 を示している。部材 6 0 の幾何学的構造は、フィルタの頂点 6 において重なり合う構造とされて展開中にフレームが立ち上がって大きな血栓が通過させないようになされている。

【 0 0 8 8 】

図 2 2 を参照すると、図 1 ~ 9 の血管フィルタ 1 に似た別の本発明による血管フィルタ 8 0 が示されており、図 2 2 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 0 8 9 】

この場合には、捕捉アーム 3 は、頂点 6 まで曲線状に延びている。当該曲線の凹状部分は径方向外方を向いている。

【 0 0 9 0 】

50

図 2 3 には、更に別の本発明による血管フィルタ 9 0 が示されている。当該血管フィルタは、図 2 2 の血管フィルタ 8 0 と類似しており且つ図 2 3 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 0 9 1 】

この場合には、捕捉アーム 3 は、曲線状に頂点 6 まで延びている。当該曲線の凸状部分は径方向外方を向いている。これらの捕捉アーム 3 は、図示された形状に成形するか又は加工することができる。

【 0 0 9 2 】

大動脈フィルタのための可能な幾何学的構造としては、円錐形構造、凹状構造及び凸状構造がある。

【 0 0 9 3 】

図 2 4 ~ 2 6 は、図 1 ~ 9 の血管フィルタに似ている本発明による別の血管フィルタ 1 1 0 を示しており、図 2 4 ~ 2 6 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 0 9 4 】

この場合には、捕捉アーム 1 1 2 は支持フープ部材 2 と一体に設けられている。特に、捕捉アーム 1 1 2 は、ワイヤ部材 5 の正弦曲線のうちの一つの伸長部として設けられている（図 2 6）。他の 3 つの捕捉アーム 1 1 3 は、図 1 ~ 9 に関して既に説明した補足アーム 3 と類似している。

【 0 0 9 5 】

捕捉アーム 1 1 2、1 1 3 は、中心がずらされた円錐形の捕捉領域 1 1 1 を画成している。フィルタ 1 1 0 が下大静脈 4 内で展開されたときに、頂点 6 は、下大静脈 4 の中心を通る長手軸線 B B からずれ、捕捉領域 1 1 1 は、下大静脈 4 の内壁領域に配置される。

【 0 0 9 6 】

支持フープ部材 2 は、ニチノール（Ni Ti）製の正弦波状部材又はステンレス鋼製の正弦波状部材とすることができる。代替的に、支持フープ部材 2 はジグザグ又はクラウン構造としても良い。部材 1 1 3 は、ニチノールステンレス鋼、チタン又は生体分解性材料とすることができる。

【 0 0 9 7 】

フィルタ 1 1 0 は、一個の伸長せしめられた部材 1 1 2 を備えている。

【 0 0 9 8 】

中心がずれたフィルタ 1 1 0 は塞栓を側壁へと導く。この構造は有利であるかも知れない。これは、血栓を血流の中心から離れるように導くことによって大動脈 4 の中心により多くの血流を許容することができる。

【 0 0 9 9 】

別の方法として、テーパ部材を使用することができる。

【 0 1 0 0 】

図 2 6 a ~ 2 6 g を参照すると、図 1 ~ 9 の血管フィルタに類似している本発明による別の血管フィルタ 3 0 0 が示されており、図 2 6 a ~ 2 6 g における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 1 0 1 】

この場合には、フィルタ 3 0 0 は、当該フィルタ 3 0 0 の基端に基端支持フープ部材 3 0 2 を備え、フィルタ 3 0 0 の末端には末端支持フープ部材 3 1 2 を備え、基端の支持フープ部材 3 0 2 と末端の支持フープ部材 3 1 2 との間に延びている複数の支柱 3 0 3 を備えている。

【 0 1 0 2 】

基端の支持フープ部材 3 0 2 は、正弦波パターンで下大静脈 4 の壁に沿って周方向に延びているワイヤ部材 5 を備えている。同様に、末端の支持フープ部材 3 1 2 は、正弦波パターンで下大静脈 4 の壁に沿って周方向に延びているワイヤ部材 5 を備えている。支柱 3 0 3 は、下大静脈 4 の壁に沿って長手方向に延びている。支柱 3 0 3 は、基端の支持フープ部材 3 0 2 を末端の支持フープ部材 3 1 2 に結合している。この場合には、基端の支持

10

20

30

40

50

フープ部材 302、末端の支持フープ部材及び支柱 303 は一体に形成されている。基端の支持フープ部材 302、末端の支持フープ部材 312 及び支柱 303 は、ニチノールのような形状記憶材料とすることができる。

【0103】

図 26b に示されているように、末端の支持フープ部材 312 の末端は、捕捉アーム 3 及び頂点 6 より末端側に配置されており、基端の支持フープ部材 302 の基端は捕捉アーム 3 より基端側に配置されている。

【0104】

フィルタ 300 はまた、フィルタ 300 を下大静脈 4 に対して固定することを補助するために、複数の一体の若しくは結合された金属又は生体分解性 / 生体吸収性の引っ掛けり部材 301 をも備えている。

10

【0105】

更に、フィルタ 300 は、2 以上の引っ張りアーム 304 及び 2 以上の結合アーム 305 を備えている。

【0106】

各引っ張りアーム 304 は、片持ち梁アーム形状で設けられている。引っ張りアーム 304 の末端は頂点 6 より末端側に配置されており、引っ張りアーム 304 の基端は頂点 6 より基端側に配置されている。

【0107】

引っ張りアーム 304 は、捕捉形態 (図 26d) と開放形態 (図 26f) との間を動くことができる。捕捉形態においては、引っ張りアーム 304 は、下大静脈 4 の長手軸線に対して末端方向内方に傾けられている。開放形態においては、引っ張りアーム 304 は下大静脈 4 の壁に平行に整合される。引っ張りアーム 304 は、開放形態に向けて付勢されている。引っ張りアーム 304 は、ニチノールのような形状記憶材料としても良い。

20

【0108】

結合アーム 305 は、頂点 6 おいて、引っ張りアーム 304 を捕捉アーム 3 に結合している。このようにして、引っ張りアーム 304 は、捕捉アーム 3 が弛むのを防止し且つ / 又は頂点 6 が中心からずれて動くのを防止するために、捕捉アーム 3 を引っ張るように作用する。代替的には、引っ張りアーム 304 は、フィルタ 300 の尾側端部から延びても良い。

30

【0109】

この場合において、結合アーム 305 は生体分解性 / 生体吸収性材料からなる。使用時には、結合アーム 305 の生体分解性 / 生体吸収性材料のおかげで、当該結合アーム 305 は最終的に生体分解され / 生体吸収されるであろう。このことにより、引っ張りアーム 304 は捕捉形態から開放形態へと動くことができる。基端の支持フープ部材 302、末端の支持フープ部材 312、支柱 303 及び引っ張りアーム 304 のみが下大静脈 4 内に留まったままとなる (図 26f)。

【0110】

図 26a ~ 26g は、網状フィルタ設計を示している。図 26b は、フィルタ部材 3、引っ張り部材 304、引っ張りフィラメント 305 及びクラウン状部材 302、312 を示している。

40

【0111】

当該網状フィルタ設計は、管状の輪郭を備えたニチノール製のフレーム 302、303、312 を備えており、当該フレームは、血栓を捕捉することができるフィルタを形成するために、取り付けられ且つその直径を横切って広がっている多数の生体吸収性のフィラメント 3 を備えている。

【0112】

当該ニチノール製のフレームは、その両端に、クラウンと呼ばれるジグザグ型の設計構造 302、312 を備えている。この設計は、装置 300 がクリンプされるか直径が小さくされ、大静脈 4 よりも遙かに小さい直径のカテーテル内に血管系を介して給送できるよ

50



うにしている。

【0113】

変形されたクラウン状部材302、312の弾性エネルギーによって、装置300が血管の直径まで拡張することができる。構成部品は、これらのクラウン状部材302、312が血管が典型的に受ける圧力の範囲内で大静脈4の内壁に対して径方向外方への圧力をかけるように設計されている。クラウン状部材の組302、312の2つの組は、結合部材303によって連結されている。

【0114】

フィルタ300は、血管の内腔まで広がることのできる多数の生体吸収性のフィラメント3によって形成されている。変化する血管の直径に対応し且つフィラメント3が一片の血餅を捕捉し且つ保持することのできることを確保するためには、吸収性のフィラメント材料3が引っ張られた円錐形の形状をとることが望ましい。

10

【0115】

これは、ニチノール製のフレーム上の引っ張り構造304と、移植される血管4の直径にかかわらず濾過フィラメント3を頭部方向に引っ張って張力がかけられた網状フィルタを形成する引っ張りフィラメント305と、によって達成される。

【0116】

ここで使用される材料は、危険な状態にある間に患者に対する保護を提供し且つひとたび危険性が最少化されると当該材料が粉碎され且つ代謝せしめられる公知の分解プロフィールを有している。当該ニチノール製のフレームの引っ張り構造304は、十分な外向きの圧力によって血管壁へと跳ね戻り、組織内の内皮被覆及び封止を促進して、永久的な大静脈フィルタに伴う血流障害による長期合併症を防止するか又は減じるであろう。

20

【0117】

移動が起こらないことを確保するために、小さな引っ掛かり部材301が結合部材303の頭部端に配置されている。これらの引っ掛かり部材は、血管組織内に固定するために角度が付けられている鋭い端縁を備えている。この設計は、いずれかの方向に面していても良い引っ掛かり部材301か又は互いに正反対の方向に面している別々の引っ掛かり部材301を備えていても良い引っ掛かり部材301を特徴としている。

【0118】

生体吸収性の部材3を備えているフィルタ300は、広範囲の血管直径を横切る堅牢な円錐形状を形成している。これは、図26bに示されている引っ張り装置を使用して達成することができる。短い金属片持ち梁型の部材304が引っ張りフィラメント305に結合されており、当該引っ張りフィラメント305は、比較的小さな直径の血管4内に配置されたときに濾過部材3を頭部方向に引っ張る。

30

【0119】

これらの金属部材304は、他の映像技術によるX線透視を使用して移植する際に視覚化することができ、従って、フィルタ部材3が分解したか否かについてのX線不透過性の指示器として機能することができる。

【0120】

金属フレーム304は、血管のサイズに関係なく内方へ曲がって円錐体を形成する。これもまた、フィルタ300が依然として機能しているか否かについての指示器を形成する。

40

【0121】

図26hには、図26a～26gの血管フィルタに似ている本発明による別の血管フィルタ320が示されており、図26hにおける類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0122】

この場合には、引っ張りアーム304は、下大静脈4の長手軸線に対して基端方向内方へ傾斜せしめられていて捕捉形状とされている。

【0123】

50

図 2 6 h は、金属製の引っ張り部材 3 0 4、支持フレーム 3 1 2、生体吸収性フィルタ部材 3 及び生体吸収性引っ張り部材 3 0 5 を示している。

【 0 1 2 4 】

フィルタ 3 2 0 は、肺動脈塞栓症の恐れがある間は患者を保護する血管の内腔を横切って広がる生体吸収性の部材 3 を備えている。当該部材 3 は、組織の内殖を促進し且つステントのように血管内に封止されるように金属フレームに結合されている。

【 0 1 2 5 】

フィルタ 3 2 0 は、最大の血餅捕捉機能を提供するように血管 4 の中心に部材 3 を整合させる機能を備えている。広範囲の血管直径に遭遇しても良い。典型的には、下大静脈 4 は 1 6 mm ~ 2 7 mm の範囲内である。フィルタ 3 2 0 は、部材 3 が吸収されたか否か、すなわち、フィルタ 3 2 0 が依然として機能しており且つ患者が肺動脈塞栓症から保護されているか否かを視覚的に中継する機能を有している。

【 0 1 2 6 】

フィルタ 3 2 0 は、直径が増大するにつれてフィルタの錐体角度を増大させることによって、フィルタ部材 3 内での緩みを除去する 1 以上の引っ張り部材 3 0 4 を備えている。小さな片持ち梁型の金属部材 3 0 4 は、生体吸収性フィルタ部材 3 が張られ且つ血管の中心位置となるまで、生体吸収性フィルタ部材 3 からの伸張を達成するために、生体吸収性部材 3 0 5 によって内方へ変形せしめられる。装置 3 2 0 は、当該装置がフィルタ形状であるか又は金属引っ張り部材 3 0 4 の角度を評価することによって変えられたか否かを確認するために X 線透視されても良い。

【 0 1 2 7 】

図 2 6 i ~ 2 6 m は、図 2 6 a ~ 2 6 g の血管フィルタ 3 0 0 と似た本発明による別の血管フィルタ 3 3 0 を示しており、図 2 6 i ~ 2 6 m における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 1 2 8 】

この場合には、フィルタ 3 3 0 は、各捕捉アーム 3 を隣接の捕捉アーム 3 に連結するための複数の連結アーム 3 3 1 を備えている。連結アーム 3 3 1 は、生体分解性 / 生体吸収性材料とされている。

【 0 1 2 9 】

捕捉アーム 3 は、頂点 6 において捕捉アーム 3 の壁を貫通している複数の開口部 3 3 2 を備えている。当該開口部 3 3 2 は、捕捉アーム 3 の引っ張り強度を弱くする。このようにして、捕捉アーム 3 には、捕捉アーム 3 の生体分解性 / 生体吸収性を制御するために所定の破壊箇所が設けられている。

【 0 1 3 0 】

同様に、各連結アーム 3 3 1 は、連結アーム 3 3 1 の壁を貫通している開口部 3 3 3 を備えている。開口部 3 3 3 は、連結アーム 3 3 1 の引っ張り強度を弱くする。このようにして、当該連結アーム 3 3 1 には、当該連結アーム 3 3 1 の生体分解性 / 生体吸収性を制御するために、所定の破壊箇所が設けられている。

【 0 1 3 1 】

図 2 6 i は、引っ張りアーム 3 0 4 及び引っ張りフィラメント 3 0 5 を示している。

【 0 1 3 2 】

フィルタ 3 3 0 は、肺動脈塞栓症の恐れがある間、患者を保護する血管内腔を横切って広がる生体吸収性の部材 3 を備えている。これらの部材は、恐れが消失したとき破壊される。部材 3 は金属フレームに結合されており、当該金属フレームは、組織の内殖を促進し且つステントのように血管壁内に封止された状態となる。

【 0 1 3 3 】

フィルタ 3 3 0 によって捕捉された血栓が中心部分に蓄えられる円錐形状を維持することは、血餅 8 を最も高い流速に晒す際の重要な特徴である。結局、血餅 8 は、より短い期間内に溶解させることができ、血栓による I V C 閉塞の恐れを減じられ又は最少化することができる。

## 【 0 1 3 4 】

吸収可能な網状の設計 3 3 0 は、一つの構成部品に製造され且つ一連の単一のフィラメント 3 よりも一貫した円錐形のフィルタ形状及び血栓捕捉効率を提供することができる。当該網状の設計は、引っ張りフィラメント 3 0 5 及び引っ張りアーム 3 0 4 によって提供される引っ張り装置によって変動する血管直径に対して調整することができる。

## 【 0 1 3 5 】

フィルタ 3 3 0 は、肺動脈塞栓症から患者を保護することができるフィルタを形成するために、円錐形状のフィルムを形成したりフィルム形状に切断することによって作ることができる。これは、血流を保ち、しかも血栓片を効率良く濾過する種々のフィルタ形状を達成するために、ポリマーフィルムを溶液キャスト（溶液流延）したり、材料を切り取ったりすることによって達成できる。切断プロセスは、フィルタの設計の正しい寸法及び自由度を確保するためにレーザー技術を使用して達成されるであろう。

## 【 0 1 3 6 】

当該構成部品は、装置内に小さな断面積の領域を設計することによって制御された箇所です。最初に分解するように設計することができる。これは、網を単一のストランドまで減少させ且つ臨床的に激しい肺動脈塞栓症の恐れを最少にさせるという利点を有するであろう。

## 【 0 1 3 7 】

当該構成部品は、ポリカプロラクトン並びにカプロラクトンとラクチド及び／又はグリコリドとの共重合体のような材料によって作ることができる。他の適切なポリマーは、ポリヒドロキシブチレートから誘導されたポリマーである。

## 【 0 1 3 8 】

図 2 7 ~ 3 0 及び 3 2 ~ 3 6 を参照すると、図 1 ~ 9 のフィルタ 1 に似た本発明による更に別の血管フィルタ 1 2 0 が示されており、図 2 7 ~ 3 0 及び 3 2 ~ 3 6 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

## 【 0 1 3 9 】

この場合には、フィルタ 1 2 0 は、支持フープ部材 2 と一体に形成された 6 個の捕捉アーム 1 2 1 を備えている。捕捉アーム 1 2 1 は、捕捉形態（図 2 7 ）と開放形態（図 2 9 ）との間を動くことができる。捕捉形態においては、捕捉アーム 1 2 1 は、頂点 6 まで延びており且つ円錐形の捕捉領域 7 を画成している。捕捉アーム 1 2 1 は開放形態に向けて付勢されており、捕捉アーム 1 2 1 の周りには、捕捉アーム 1 2 1 を捕捉形態に保持するためのホルダチューブ 1 2 2 が設けられている。ホルダチューブ 1 2 2 は、生体分解性であり且つ／又は生体吸収性である。ホルダチューブ 1 2 2 が生体分解され／生体吸収されると、捕捉アーム 1 2 1 は、捕捉形態から開放形態まで自由に動くことができる（図 2 9 ）。捕捉アーム 1 2 1 は、生体分解性又は生体吸収性ではない。

## 【 0 1 4 0 】

使用時には、支持フープ部材 2 は、展開状態において捕捉アーム 1 2 1 を下大静脈 4 内の所望の位置に支持するために、下大静脈 4 の内壁内に部分的に埋め込まれる（図 3 3 ）。ホルダチューブ 1 2 2 の生体分解性／生体吸収性材料のおかげで、ホルダチューブ 1 2 2 は、最終的に生体分解／生体吸収され（図 3 6 ）、これによって、捕捉アーム 1 2 1 が捕捉形態から開放形態へと動くことができる。支持フープ部材 2 と捕捉アーム 1 2 1 とは下大静脈 4 内に留まったままである。

## 【 0 1 4 1 】

捕捉アーム 1 2 1 を捕捉形態に保持するための種々の形状及び形態が可能であることが理解できるであろう。例えば、図 3 1 においては、当該ホルダ部材は、捕捉アーム 1 2 1 を捕捉形態に保持するために、捕捉アーム 1 2 1 の端部の周りに生体吸収性及び／又は生体分解性のコイルの形態で設けられている。

## 【 0 1 4 2 】

捕捉アーム 1 2 1 の形状記憶は、チューブ形状を思い出す形状とされている。フィルタ 1 2 0 の唯一の生体分解性部材は、フィルタ 2 0 の頂点 6 に設けられたホルダ 1 2 2 だけ

10

20

30

40

50

である。

【0143】

頂点の縫合系130は生体分解され、アーム121は管形状に戻る(図31)。別の方法として、頂点6におけるキャップ122を生体吸収されるようにすることができる(図30)。

【0144】

この実施形態では、捕捉アーム121は回収されない。生体吸収可能な箇所122は、フィルタ(Ni Ti)121又はその他の材料が壁面まで緩み且つ体内に留まる。

【0145】

別の形態として、フィルタキャップ122は、再吸収可能でなく、絞断器又はその他の取り出し器具によって回収することができる。

10

【0146】

もう一つ別の代替例は、患者に保護が提供される期間を延ばすために、介入的な方法によって生体再吸収可能なキャップに取り替えることである。

【0147】

更に別の代替例においては、移植器具を永久的な移植片に変換するためにフィルタキャップを置換するために、金属ポリマー又は生体安定性のポリマーを使用しても良い。別の方法として、永久的な構造を頂点に溶着するか又は別の方法として永久的に結合しても良い。

【0148】

20

図37~39には、本発明による別の血管フィルタ140が示されている。当該血管フィルタは、図27~30及び32~36の血管フィルタ120に類似しており、図37~39における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0149】

この場合には、支持フープ部材141は、平面内で周に沿って延びているワイヤ部材142からなる。

【0150】

図39に示されているように、各捕捉アーム121の自由端143は、径方向外方に向かって湾曲している。

【0151】

30

図39a~44は、図37~39の血管フィルタに類似している本発明による別の血管フィルタ145を示しており、図39a~44における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0152】

この場合には、支持フープ部材146は、圧潰給送形態(図39a)においては正弦波パターンで周方向に延びており且つ拡張展開形態(図39b)においては一つの平面内で周方向に延びるワイヤー部材147からなる。

【0153】

図40~44に示されているように、フィルタ145は、下大静脈4内の所望の位置へ給送することができ且つ既に図1~9に関して説明したものと似た方法で給送カテーテル9を使用して所望の位置で展開させることができる。

40

【0154】

図44a及び44bを参照すると、図37~39の血管フィルタ140に類似している別の本発明による血管フィルタ148が示されており、図44a及び44bにおける類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0155】

この場合には、支持フープ部材141は、一つの平面内で周方向に延びているワイヤー部材142からなる。圧潰給送形態においては、支持フープ部材141の面は、大静脈4の長軸に直角な面に対して傾斜が付けられている(図44a)。拡張展開形態においては、支持フープ部材141の面は、下大静脈4の長軸に直角な面に対して傾斜が付けられて

50

いても付けられていなくても良い(図44b)。

【0156】

別の方法として、フィルタ120は、図27~30に関して既に説明したように、下大静脈4内の所望の位置へと給送し且つ別の給送カテーテル150を使用して所望の位置で展開させることができる(図45~49参照)。給送カテーテル150は、バルーン部材151からなる。当該バルーン部材151は、圧潰給送形態(図45)から拡張展開形態(図46)へと拡張可能であり且つ拡張展開形態から圧潰給送形態へと萎ませることができる(図47)。

【0157】

使用時には、支持フープ部材2と6個の捕捉アーム121とは、給送形態へと圧潰させ且つバルーン部材151の周囲に取り付けられる。給送カテーテル150は、圧潰されたフィルタ120が下大静脈4内の所望の位置へ達するまで下大静脈4の中を進入せしめられる(図45)。バルーン部材151は、次いで、支持フープ部材2と捕捉アーム121とを、圧潰給送形態から拡張展開形態へと動かす(図46)。展開形態においては、支持フープ部材2は、捕捉アーム121を下大静脈4内の所望の位置で支持するために、下大静脈4の内壁に径方向外向きの力をかける。

【0158】

バルーン部材151は、拡張展開形態から圧潰給送形態へと拡張せしめられ、給送カテーテル150は抜き取られる(図47)。

【0159】

血栓8が下大静脈4内を心臓及び肺に向かって通過している場合には、血栓8は、フィルタ120の捕捉領域7内に捕捉されるであろう(図48)。捕捉された血栓8は、体によって比較的小さい粒子に粉碎され、これは血栓の危険性を著しく低くする。

【0160】

ホルダーチューブ122の生体分解性/生体吸収性材料のおかげで、ホルダーチューブ122は、最終的に生体分解/生体吸収され(図49)、これによって、捕捉アーム121が、捕捉形態から開放形態へと動くことが可能になる。支持フープ部材2及び捕捉アーム121は、下大静脈4内に留まったままである。

【0161】

図45~49は、非形状記憶金属又はポリマーを備えていないバルーン拡張可能な大静脈フィルタ120を示している。フィルタ120は、バルーンカテーテル150上に取り付けられている。

【0162】

当該バルーンの末端は、当該バルーンによって使用される空間を最小化するために逆さにしても良い。

【0163】

展開のためにガイドワイヤを引っ張り戻すことを可能にするために、先端マーカを組み込んでも良い。

【0164】

図50~52は、図27~30及び32~36の血管フィルタに似た別の本発明による血管フィルタ160を示しており、図50~52における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0165】

この場合には、各捕捉アーム161は、支持フープ部材2に取り付けられている。

【0166】

図52は、正弦波状ワイヤー5に緩く嵌合されている成形された部材161を示している。

【0167】

別の方法として、捕捉アーム161は、ポリマーとしても良く且つ頂点6を分解可能なホルダチューブに溶着することができる。捕捉アーム部材161は開放形態に向かって付

10

20

30

40

50

勢されている。

【0168】

図52a～52nにおいては、図27～30及び32～36の血管フィルタ120に似た更に別の本発明による血管フィルタ340が示されており、図52a～52nにおける類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【0169】

この場合には、フィルタ340は、図26a～26gに関して既に説明したものと類似している基端の支持フープ部材302、末端の支持フープ部材312、複数の生体分解性/生体吸収性の引っ掛かり部材301を備えている。

【0170】

捕捉アーム121の各々の末端には穴341が設けられており、縫合糸342が穴341を貫通して延びていて捕捉アーム121を捕捉形態に保持している。

【0171】

縫合糸342は生体分解性/生体吸収性材料からなる。縫合糸342は、当該縫合糸342の壁を貫通している穴343を備えている。穴343は縫合糸342の引っ張り強度を弱くしている。このようにして、縫合糸342には、当該縫合糸342の生体分解/生体吸収を制御するために所定の破壊点が設けられている。

【0172】

図52a～52nは尖端フィルタ設計構造を示している。図52bは、フィルタ部材121、クラウン状部材302、312及び結合部材303を示している。頭部側端部と尾側端部とを結合している部材303は、直線形態で示されているけれども、湾曲せしめられた又は角度が付けられた部材によって構成しても良い。このような形態は、弱い横方向の強度を提供することができる。一般的に、部材303は、大静脈4内で展開される前に給送装置内を給送されるように相互に重ね合わさるであろう。

【0173】

当該尖端設計構造は、ニチノール製のフレーム302、312、203、121と小さな生体吸収性の部材342とを備えている。当該ニチノール製のフレームは、装置340がその使用中に以下の個々の形態、すなわち、

- ・ 給送形態
- ・ 濾過形態
- ・ 開放形態

を呈することができるように細い部材によって設計されている。

【0174】

当該部品は、下大静脈4よりも遙かに小さな直径のカテーテル内に血管系を介して給送できるように、装置340がクリンプされるか又は直径を小さくさせる本明細書においてクラウンと称されているジグザグ型支持構造を端部302、312に備えている。

【0175】

変形されたクラウン302、312に生じる弾性エネルギーによって、装置340は血管の直径まで拡張することが可能になる。当該構成部品は、これらのクラウン状部材302、312が典型的に遭遇する血管の範囲内で大静脈4の内壁に対して径方向外向きの圧力をかけるように設計されている。

【0176】

クラウン状部材302、312の2つの組は、結合部材303によって連結されており、V字形状を有している細いフィルタ部材121が、これらの結合部材303の尾側端部から延びている。これらのフィルタ部材121は、フィルタ形態を形成するために、機械的に変形させ且つ中心円錐形状に維持することができる。

【0177】

当該構成部品は、クラウン状部材302、312及び結合部材303がフィルタ部材121に対して相対的に堅牢であって、フィルタ部材121が内方へ変形せしめられると、当該構成部品の外形をほぼ円筒形にするように設計されている。このことにより、クラウ

10

20

30

40

50

ン状部材 302、312 と結合部材 303 とが壁と接触状態に維持されたままである一方で装置 340 が組織の内殖を促進し且つ移動及び穿孔のような大静脈フィルタによる合併症の恐れを最少化することが保証される。

【0178】

フィルタ部材 121 は、小さな体積の生体吸収性材料によって作られたフィラメント 342 によって相互に保持されている。当該材料は、患者の大静脈 4 内を大きな血栓が通過している恐れがある間、金属フィルタ部材 121 を濾過形態に維持するための十分な強度を有するような公知の解体プロファイルを有している。ひとたび治療期間が経過すると、フィラメント 342 は、当該フィラメント 342 を破壊し且つ外方へ拡張させるために金属フィルタ部材 121 の弾性力によって十分に解体させるであろう。

10

【0179】

フィラメント 342 は、フィルタ部材 121 の端部において小さなハトメ構造 341 に通されて結び付けられ、フィラメント 342 がひとたび切れるとフィルタ部材 121 に取り付けられた状態のままとなるように、1つのフィラメント 121 の近くに結び目が形成されている。

【0180】

フィルタ部材 121 がひとたび自由になると、装置 340 は開放状態を呈する。フィルタ部材 121 は血管壁へと跳ね戻り且つ内皮の被覆及び組織内での封止を促進するのに十分な圧力をかけ、大静脈 4 内の血流の妨害に伴う長期の合併症が起こらないようにする。

【0181】

20

器具の移動が起こらないことを確保するために、小さな引っ掛け部材 301 が結合部材 303 の頭部側端部に設けられている。これらは、血管組織内に係止するために角度が付けられている鋭い端縁を有している。当該設計は、どちらかの方向に面している引っ掛け部材 301 を特徴とするか又は互いに正反対方向に面している別個の引っ掛け部材 301 を有していても良い。

【0182】

図 52a ~ 52n は、改造可能な血管フィルタ 340 の概念を示しており、当該血管フィルタ 340 は、3つの形態すなわち、給送形態、濾過形態及び開放形態を有している。

【0183】

当該フィルタの形態は、患者が血栓塞栓症の恐れがあるかも知れない間は血栓を捕捉するために使用され、当該恐れが消失すると、装置 340 は、次いで、もはや血流を中断させない開放形態へ変えることができる。

30

【0184】

当該フィルタ形態は、装置 340 の部材 121 を機械的に変形させ且つ血管内のある位置にこれらのフィルタ部材 121 を固定させることによって達成される。フィルタ部材 121 は、生体吸収性の固定構造 342 によって保持され、当該生体吸収性固定構造 342 は、部材 121 を開放形態へと逆戻りさせるために解放することができる。

【0185】

当該フィルタ形態においては、周囲の器官の動き及び/又は血流の力によって、装置 340 が移動するのを防止するために、十分な径方向の圧力及び血管の接触が存在する。しかしながら、径方向の圧力は、血管 4 の穿孔を惹き起こすほど十分に高くはない。

40

【0186】

開放形態においては、移植された装置 340 の全ての部材は、血管壁に対して径方向の圧力をかけて組織の内殖を促進する。

【0187】

これは、弱い機械的強度を有するフィルタ部材 121 が中心位置となるように変形したときに、円筒形の外形を維持するために十分な機械的堅牢性を有するほぼ円筒形の外形を有する装置 340 を有することによって達成される。当該ほぼ円筒形の外形は、当該装置 340 が、開放形態と濾過形態との両方において大きな面積に亘って大きな血管接触を有するのを可能にして、穿孔、移動及び傾斜のような臨床的な結果が生じる恐れを実質的に

50

減じる。

【0188】

装置340は、超弾性の金属又はポリマーによって構成されている。一つの実施形態においては、当該装置はニチノールによって構成されている。

【0189】

一つの実施形態においては、装置340は、拡張され且つ展伸且つ熱処理されたレーザー加工した管から切り取られた一部片である。別の実施形態においては、当該装置340は、同じ又は異なる超弾性材料からの一以上の部分の組立体である。

【0190】

ほぼ円筒形の外形を有することによって、展開に関して大きな利点を提供される。当該装置340が給送装置を出て行くときに、当該装置340の最初の部分は、給送装置が給送装置から完全に出る前に血管壁と接触するであろう。これによって、図52iに示されているような装置340の正しい配置が可能になる。

10

【0191】

更に、傾斜を防止し且つ最大の血栓捕捉効率を可能にする自己中心合わせ装置340ももたらされる。

【0192】

生体分解性部材が分解すると、分解生成物が血流内へと移動し、これらの分解生成物が十分大きい場合には、それら自体が肺動脈塞栓症の恐れを患者に惹き起こし得る。従って、小さい体積の生体再吸収ポリマーのみを利用する装置を有することは有利である。理想的には0.4mm未満、より理想的には0.3mm未満、更に理想的には0.2mm未満の直径の1~10mm程度の長さが短いフィラメントを使用することができる。

20

【0193】

あらゆる時間間隔で血流内に解放される分解生成物の体積を管理する別の方法が、ここでは、フィルタ部材の寸法、従って、これらの分解生成物が解放される時間を制御することによって教示される。

【0194】

図52eは、結び目から離れたある位置で切れる構造とされている生体吸収性の部材342を示している。部材342はフレーム121の近くに結び付けられている。部材342は、フィラメント342が切れた後にフレームの1つの部材121に結合されたままとなる。

30

【0195】

縫合系342は、特に小さい体積の生体吸収性材料によって構成することができる。例えば、縫合系342は、0.4mm未満、理想的には0.3mm未満、更に理想的には0.2mm未満の直径を有していても良い。

【0196】

塞栓形成し且つ血流内に入る生体吸収性材料の量を最少にすることによって、臨床的な合併症の恐れが減じられる。フィラメント材料342は、破壊されたときにフィラメント342が捕捉部材121のうちの1つに結び付けられたままであり且つ血管壁に付着するような形態で捕捉部材121の端部に維持されている。これは、組織内に封入され且つ組織内に吸収される生体吸収性材料342をもたらす。これは、図52eに示されているように、アーム121のうちの1つの近くに縫合系342を結び付けることによって達成することができる。縫合系342は、結び目から離れた位置で切れて捕捉部材のアーム121を解放し、縫合系342は、アーム121のうちの1つによって引っ張り取られる。

40

【0197】

生体分解を比較的受け易い場所343を縫合系342に沿って導入することは、このタイプの設計においては有利である。これは、フィラメント342の残りの部分よりも小さい断面積を有する領域343を設けることによって達成することができる。

【0198】

一つの実施形態においては、この断面積が小さい領域は、フィラメント材料342を貫

50



通する小さな穴 3 4 3 をレーザー加工によって形成することによって達成される。理想的には、穴 3 4 3 の直径は 0 . 1 mm 未満である。より理想的には、穴 3 4 3 の直径は 0 . 0 5 mm である。

【 0 1 9 9 】

図 5 2 f は、制御された切断面積を形成するためにフィラメント 3 4 2 に機械加工された小さな穴 3 4 3 を示している。

【 0 2 0 0 】

フィラメント部材 3 4 2 は、接合箇所又は結び目からの離れた位置に切断箇所を設けるために穴が開けられるか又は形成された多数の微細な穴又は切欠を有していても良い。これは、部材 3 4 2 の最終的な破壊の位置がわかるという点で有利であるかも知れない。穴の大きさを変えることによって、各部材 3 4 2 の破壊する時間を個々に制御することが可能になるであろう。より大きな穴は、より短い破壊時間をもたらすであろう。これは、血流内へと解放されつつある生成物の分解時間を制御することを可能にする点において有利であるかも知れない。別の方法として、部材 3 4 2 の直径を連続的により大きな直径へと変えることによって、フィルタ部材 3 4 2 の破壊に似た制御が常に可能になるであろう。

【 0 2 0 1 】

当該小さい断面面積は、別の方法として、加熱によって材料を軟らかく且つ小さな断面面積を有する“狭められた”領域を形成することによって達成することができる。

【 0 2 0 2 】

改造可能なフィルタ 3 4 0 は、その展開部位にしっかりと固定され且つ移動を最少化されている。フィルタ 3 4 0 は、いずれかの方向に面している小さな尖った引っ掛かり部材 3 0 1 を組み込んでおり、当該引っ掛かり部材 3 0 1 は、装置 3 4 0 のための固定箇所を付加し且つ当該設計の径方向の力と組み合わせられ且つ移動の恐れを最少にする。引っ掛かり部材 3 0 1 は、装置 3 4 0 が組織内に封入された後に分解され且つ代謝される生体吸収性の材料によって作ることができる。これは、引っ掛かり部材 3 0 1 によって惹き起こされる大静脈 4 の侵食及び/又は穿孔による長期作用を防止するであろう。

【 0 2 0 3 】

生体吸収性の引っ掛かり部材 3 0 1 及び/又はフィルタフィラメント 3 4 2 のための適切な生体吸収性の材料としては、

ポリ ( p - ジオキサノン ) と、

ポリ ( L - ラクチド - c o - e - カプロラクトン ) ( 理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 6 0 % ~ 8 0 % の範囲内であり、より理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は、6 5 % ~ 7 5 % の範囲内である ) と、

ポリ ( グリコリド - コ - トリメチレン・カーボネート ) ( 理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 6 0 % ~ 8 0 % の範囲内であり、より理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 6 5 % ~ 7 5 % の範囲内である ) と、

ポリ ( ヒドロキシ・ブチレート ) と、

ポリ ( L - ラクチド コ グリコリド ) ( 理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 7 0 % より大きく、より理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 8 0 % より大きく、更に理想的には、L - ラクチド・モノマーのモル%は 9 0 % より大きい ) とを含んでいる。

【 0 2 0 4 】

図 5 2 a ~ 5 2 n の設計は、円筒形の外形を付与する大静脈 3 4 0 にステント形状を付与する。この設計は、傾き及び穿孔のような結果を防止し且つ血管 4 内での正確な展開を可能にする。当該フレームの設計は、フィルタ部材 1 2 1 が円筒形の外形に影響を及ぼすことなく中心に位置するように変形せしめられるのを可能にし且つひとたび塞栓の恐れの間が経過すると、フィルタ 1 2 1 を血管壁に沿って付着する位置へ跳ね戻させる。

【 0 2 0 5 】

生体吸収性の部材 3 4 2 は、開放後にはフレーム 1 2 1 に取り付けられたままである。

生体吸収性部材 3 4 2 の破壊の制御及び代謝する物質の量の最少化は、1 つのフィルタ部材の端部の周囲にフィラメント 3 4 2 を結び付けることによって達成することができる。従って、部材 3 4 2 は、ひとたび切れると、フレーム 1 2 1 に取り付けられたままであり且つフレーム 1 2 1 に沿って血管壁内に封止されるようになる。制御された切断点 3 4 3 は、ここに記載されている手段のいずれかによって結び目から離れた位置において吸収可能な部材 3 4 2 に付加することができる。

#### 【 0 2 0 6 】

生体吸収性の引っ掛かり部材 3 0 1 を備えていることは、引っ掛かり部材が短かい期間内でのみ必要とされ、フレームがひとたび血管壁内に封入されたままとなると最早必要とされず、従って、フレーム上に引っ掛かり部材 3 0 1 を有するという潜在的な長期間に亘る侵食作用が防止されるという重要な利点を提供する。

10

#### 【 0 2 0 7 】

図 5 2 h は、給送カテーテル 9 を使用して内腔を介してアクセスされる大静脈 4 を示している。図 5 2 i は、給送カテーテルシース 1 0 を引っ張り戻すことによって展開されている大静脈フィルタ 3 4 0 を示している。図 5 2 j は、展開されて大静脈 4 内の血栓塞栓を濾過している装置 3 4 0 を示している。図 5 2 k は、肺動脈塞栓症を生じさせるかも知れない大きな血栓 8 を捕捉している装置 3 4 0 を示している。図 5 2 l は、時間が経過して血液自体の自然溶解誘発プロセスによって血栓 8 が壊された後の生体内のフィルタ 3 4 0 を示している。図 5 2 m は、肺動脈塞栓症の恐れがひとたび消失すると、生体吸収性の保持装置 3 4 2 は壊れ且つフィルタアーム 1 2 1 が壁に沿うように付着せしめられることを示している。図 5 2 n は、フレーム 3 4 0 が時間が経つと組織内に封入されるようになることを示している。

20

#### 【 0 2 0 8 】

図 5 3 及び 5 4 を参照すると、図 2 7 ~ 3 0 及び 3 2 ~ 3 6 の血管フィルタ 1 2 0 に類似している別の本発明による血管フィルタ 1 7 0 が示されており、図 5 3 ~ 5 4 における類似の部材には同じ参照番後が付されている。

#### 【 0 2 0 9 】

この場合には、フィルタ 1 7 0 が下大静脈 4 内で展開されたときに、捕捉アーム 1 2 1 は、下大静脈 4 内の血流の方向 A と反対方向に延びる (図 5 4)。この結果、捕捉アーム 1 2 1 は、下大静脈 4 の内壁の領域内に配置される環状の捕捉領域 1 7 1 を規定する。

30

#### 【 0 2 1 0 】

図 5 3 は、ニチノール製の正弦波状部材 2 及び反転部材 1 2 1 を示している。この構造は、血栓 8 を、確保されるべき血流の中心から血管 4 の側面の近くへと逸らす機能を果たす。これは、血栓 8 を受け入れる一つのタイプの受け入れ領域 1 7 1 を形成している。

#### 【 0 2 1 1 】

図 5 5 には、図 2 3 の血管フィルタ 9 0 に類似している別の本発明による血管フィルタ 1 8 0 が示されており、図 5 5 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

#### 【 0 2 1 2 】

この場合には、フィルタ 1 8 0 は、支持フープ部材 2 から捕捉アーム 3 と反対方向に延びている 6 個のバランスアーム 1 8 1 を備えている。各バランスアーム 1 8 1 は、当該バランスアーム 1 8 1 の端部をワイヤ部材 5 の周りに巻き付けることによって支持フープ部材 2 に取り付けられている。

40

#### 【 0 2 1 3 】

各バランスアーム 1 8 1 は、生体分解性及び / 又は生体吸収性の材料からなる。

#### 【 0 2 1 4 】

各バランスアーム 1 8 1 は、曲線状に延びている。当該曲線の凸状部分は径方向外方に面している。

#### 【 0 2 1 5 】

使用時には、バランスアーム 1 8 1 の生体分解性 / 生体吸収性の材料のおかげで、バランスアーム 1 8 1 は最終的に生体分解 / 生体吸収されるであろう。従って、支持フープ部

50

材 2 のみが下大静脈 4 内に残るであろう。

【 0 2 1 6 】

フィルタ 1 8 0 は、変化する間隙率のものとしても良い。末端部分内にはより大きな空間が提供されても良い。フィルタ 1 8 0 はボール形状を有している。ボール上には尖った端縁は存在しない。このことにより、強い固着のために強い径方向の力を大静脈壁上に許容することができる。

【 0 2 1 7 】

図 5 6 ~ 5 9 は、図 2 7 ~ 3 0 及び 3 2 ~ 3 6 の血管フィルタに似た別の本発明による血管フィルタ 1 9 0 を示しており、図 5 6 ~ 5 9 における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

10

【 0 2 1 8 】

この場合には、フィルタ 1 9 0 は、支持フープ部材の代わりに複数の支持アンカー部材 1 9 1 を備えている。支持アンカー部材 1 9 1 は、各捕捉アーム 1 2 1 の基端に固定的に取り付けられている。フィルタ 1 9 0 が下大静脈 4 内で展開されると、支持アンカー部材 1 9 1 は、下大静脈 4 の内壁内に配設される（図 5 7）。このようにして、支持アンカー部材 1 9 1 は、捕捉アーム 1 2 1 を下大静脈 4 の壁に対して定位置に支持している。

【 0 2 1 9 】

生体分解性の引っ掛かり部材 1 9 1 は、移植時にフィルタ装置 1 9 0 を固定し且つ回収のときに完全に又は部分的に再吸収される。

【 0 2 2 0 】

20

永久的なフィルタ上の引っ掛かり部材 1 9 1 の使用によって長期間の移植の問題点が減じられる。

【 0 2 2 1 】

移植片上の生体再吸収性の引っ掛かり部材の使用によって長期間の移植の問題点を減じることができることが考えられる。特に、引っ掛かり部材は、金属又はポリマー構造を覆うように成形し又は形成することができる且つ血管構造又は解剖学的な構造に固定するために所望の形状に形成することができる。別の方法として、当該引っ掛かり部材は、成形するか又は機械加工するか又は押し出し成形されたタイル又はロッドのような予備成型品によって形成することができる。利点としては、ある期間の後に、引っ掛かり部材が吸収され、移植部位から刺激が除去されることである。引っ掛かり部材は、血管内処置又は外科処置によって、移植中に血管と接触状態となり得る端部又は中間点に取り付けることができる。

30

【 0 2 2 2 】

図 6 0 ~ 6 3 を参照すると、別の本発明による血管フィルタアセンブリが示されている。当該血管フィルタアセンブリは、本発明による血管フィルタ 2 0 0 と、下大静脈 4 内の位置からフィルタ 2 0 0 を回収するための回収カテーテル 2 0 2 とを備えている。血管フィルタ 2 0 0 は、図 5 6 ~ 5 9 の血管フィルタに類似しており、図 6 0 ~ 6 3 における類似の部品には同じ参照符号が付されている。

【 0 2 2 3 】

この場合には、支持アンカー部材 2 0 1 は、下大静脈 4 の長手軸線 B - B と平行な方向に取り出し力 C をかけたときに、下大静脈 4 の内壁からの取り外しを補助する形状とされている（図 6 2）。

40

【 0 2 2 4 】

取り出しカテーテル 2 0 2 は、フィルタ 2 0 0 のホルダーチューブ 1 2 2 と係合するためのフック 2 0 3 と、受け入れ空間 2 0 4 とを含んでいる。フック 2 0 3 は、フィルタ 2 0 0 を受け入れ空間 2 0 4 内へ少なくとも部分的に収容するために、受け入れ空間 2 0 4 に対して基端方向へ動くことができる。

【 0 2 2 5 】

使用時に、展開されたフィルタ 2 0 0 を下大静脈 4 から回収することが望ましいときには、回収カテーテル 2 0 2 が下大静脈 4 内へ導入される。回収カテーテル 2 0 2 は、受け

50

入れ空間 204 内にフック 203 を配置した状態で下大静脈 4 内を進入せしめられる。

【0226】

回収カテーテル 202 の末端がホルダーチューブ 122 に隣接せしめられると、フック 203 は、受け入れ空間 204 (図 61) から末端方向へ繰り出されてフィルタ 200 のホルダーチューブ 122 と係合する。次いで、フック 203 は、基端方向へ動かされ、これによって、フィルタ 200 に、下大静脈 4 の長手軸線 B - B に平行な方向の回収力 C がかけられる。支持アンカー部材 201 の形状のおかげで、この回収力 C によって、支持アンカー部材が下大静脈 4 の内壁から取り外される (図 62)。従って、フック 203 を基端方向へ動かすことによって、フィルタ 200 は受け入れ空間 204 内へと基端方向に自由に動かされる。次いで、回収カテーテル 202 と回収フィルタ 200 とが、下大静脈 4 から抜き取られる。

10

【0227】

図 60 は、回収機能のための指向性の引っ掛かり部材 201 を示している。血液の流れ A は、引っ掛かり部材 201 を血管壁内により十分に配設させるように機能する。回収装置 203 は、引っ掛かり部材 201 を下方向且つ動脈壁 4 から離れる方向に押す。これらの図面は、図示の目的のためだけのために、4 つの濾過アーム 121 によって示されている。本発明は、例えば、血栓の最適な捕捉のために最大 20 個までの多数の 121 を使用することができることが意図されている。

【0228】

図 63a ~ 63c を参照すると、別の本発明による血管フィルタアセンブリが示されている。当該血管フィルタアセンブリは、本発明による血管フィルタ 165 と回収カテーテル 202 とを備えている。当該血管フィルタ 165 は、図 27 ~ 30 及び 32 ~ 36 の血管フィルタに似ており、図 63a ~ 63c における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

20

【0229】

この場合には、フィルタ 165 は、支持フープ部材の代わりに複数の支持アーム 167 を備えている。拡張展開形態においては、支持アーム 167 は、ヒンジ点 168 から径方向外方へ延びている (図 63b)。

【0230】

この場合には、ホルダーチューブ 122 は、生体分解性 / 生体吸収性ではない。

30

【0231】

使用時には、フック 203 は、回収カテーテル 202 の末端を捕捉アーム 166 と係合させるために、回収カテーテル 202 に対して基端方向に動かすことができる。フック 203 が回収カテーテル 202 に対して基端方向へ更に動くと、捕捉アーム 166 に圧潰力がかけられ (図 63c)、フィルタ 165 が拡張展開形態から圧潰給送形態へと動かされる。

【0232】

図 63b において端部 122, 168 は繋ぎ止められている。回収の際に、キャップ 122 は回収カテーテル 202 内に係合せしめられ、フィルタ 165 は押し下げられて伸長せしめられる (図 63c)。

40

【0233】

フィルタ 165 の伸長によって、捕捉アーム 166 は下大静脈 4 の内壁から引き離される。

【0234】

フィルタ 165 の伸長は、当該装置の血管接触領域においてヒンジ点を支点としている。もう一つ別の実施形態においては、回収は、基端の逆頂点において回収フープ部材と係合することによって基端からなされる。この実施形態は、移植された装置が大腿の穿刺部位から回収されることを可能にし、このことは有利であるかも知れない。

【0235】

図 63d ~ 63g は、図 56 ~ 59 の血管フィルタ 190 に似た更に別の本発明による

50

血管フィルタ 205 を示しており、図 63d ~ 63g における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

【0236】

この場合には、フィルタ 205 は取り外し可能なフィルタである。支持アンカー部材 206 は、フィルタ 205 が回収カテーテル 202 (図 63f) 内へ回収されるのを補助するために生体分解性とされている。

【0237】

個々の脚部をトルク制御された回収装置によって輪状に形成することによって、当該回収装置を回転させてフィルタアームと個々に且つ連続して係合するようにさせることによって、図 64 ~ 66 に示されているように引っ掛かり部材 201 の個々の取り外しが可能とされるであろう。

10

【0238】

図 64 ~ 66 には、もう一つ別の本発明によるフィルタアセンブリが示されている。当該血管フィルタアセンブリは、本発明による血管フィルタ 210 と回収カテーテル 212 とを備えている。血管フィルタ 210 は図 56 ~ 59 の血管フィルタ 190 に類似しており、回収カテーテル 212 は図 60 ~ 63 の回収カテーテルに類似しており、図 64 ~ 66 における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

【0239】

当該回収装置は、大静脈 4 からのフィルタアーム 121 / アンカーの取り外しを補助するための作動装置を組み込んでいる。回収においては、アクチュエータ 211 が肩部に当接するまで、中心ハブ 122 及びフィルタアーム 121 が引っ張り戻される。次いで、個々のフィルタアーム 121 が、その幾何学的構造のおかげで、選択的に連続して大静脈壁から中心に向かって撓まされて、必要とされる回収力が減じられる。

20

【0240】

図 67 ~ 69 は、図 1 ~ 9 の血管フィルタに似た更に別の本発明による血管フィルタを示しており、図 67 ~ 69 における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

【0241】

この場合には、フィルタ 200 はワイヤー部材 221 を含んでおり、当該ワイヤー部材 221 は、頂点 6 に向かって螺旋状に周方向且つ長手方向に延びていて、円錐形状の捕捉領域 7 を規定している。

30

【0242】

フィルタ 220 の基端 222 における当該螺旋の比較的大きな直径の巻きは、フィルタ 220 を下大静脈 4 の内壁に対して定位置に支持するフープ部材として機能する。

【0243】

フィルタ 220 の末端 223 における当該螺旋の小さい直径の巻きは、下大静脈 4 内を通る血栓 8 を捕捉するための捕捉アームとして機能する。

【0244】

図 68 ~ 69 に示されているように、当該螺旋構造は、フィルタ 220 が、下大静脈 4 内の所望の位置への給送のために効率の良い方法で圧潰されるのを可能にする。

【0245】

この場合には、ワイヤー部材 221 は、生体分解性又は生体吸収性材料によって構成されていない。

40

【0246】

図 70 を参照すると、図 67 ~ 69 の血管フィルタ 220 に似たもう一つ別の本発明による血管フィルタ 230 が示されており、図 70 における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

【0247】

この場合には、フィルタ 230 が下大静脈 4 内で展開されたときに、ワイヤー部材 221 は、下大静脈 4 内を流れる血流 A の方向と反対の方向に頂点 6 に向かって延びる。結果として、ワイヤー部材 221 は、下大静脈 4 の内壁の領域に配置された管状の捕捉領域 2

50

31を規定している。

【0248】

フィルタ230の末端231における当該螺旋の大きな直径の巻きは支持フープ部材として機能する。

【0249】

図67～70は、コイル状の大静脈フィルタ220, 230を示している。フィルタ230は、円錐部分223と壁部分222とを備えている。壁部分222は、径方向の力が生体再吸収性とすることができる引っ掛かり部材かによって、フィルタ部材220を係留する。当該コイルは、同心状としても良く又は非同心状としても良い。図70の逆コイル状の設計は、逆側にその最小ピッチを有している。

10

【0250】

当該フィルタの網は、内側から外側へ向かって吸収されることができる。ワイヤー部材221の壁は、外側部分がより厚くても良い。生体分解性のフィルタ229は、内側部分から外側に向かって吸収されることができる。

【0251】

図71～76には、もう一つ別の本発明による血管フィルタアセンブリが示されている。当該血管フィルタアセンブリは、本発明による血管フィルタ240とカテーテル241とを備えている。血管フィルタ240は、図67～69の血管フィルタ220に似ており、カテーテル241は、図60～63の回収カテーテル202に似ており、図71～76における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

20

【0252】

この場合には、ワイヤー部材221は、ずれた円錐形状の捕捉領域242を規定している。フィルタ240が下大静脈4内で展開されるとき、頂点6は下大静脈4の中心を通る長手軸線B-Bからずれており、捕捉領域242は下大静脈4の内壁領域に配置される。

【0253】

カテーテル241は、フィルタ240を下大静脈4内の所望の位置まで給送する給送カテーテルとして使用され(図74及び75)且つフィルタ240を下大静脈4から回収する回収カテーテルとして使用される(図76)。カテーテル241のフック203は、ワイヤー部材221上に規定されている対応する刻み目243と係合可能である。フック203は、図76に示されているように、フィルタ240を収容空間204内へと基端方向へ動かす前に、回転されて、フィルタ240を、拡張展開形態(図72)から圧潰された給送/回収形態(図73)へと圧潰させる。

30

【0254】

フィルタ240の回収は、装置240をカテーテル241内へ引き込むことによって行うことができる。この回収は、コイルフィルタ240を螺旋方向に回転させることによって簡素化することができ、この回転は、コイルフィルタ240を局部的に内膜から剥離させることを意図している。図76は、コイル240が回転によって分離されつつある状態の血管壁を示している。

【0255】

図77及び78は、図1～9の血管フィルタに似た更に別の本発明による血管フィルタ250を示しており、図77及び78における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

40

【0256】

この場合には、捕捉アーム251は、円筒形態に延びていて円筒形捕捉領域252を規定している。

【0257】

図79を参照すると、図77及び78の血管フィルタ250に似た更に別の本発明による血管フィルタ260が示されており、図79における類似の部材には同じ参照符号が付されている。

【0258】

50

この場合には、支持フープ部材 261 は、メッシュ又は菱形格子 262 の形態で設けられている。当該メッシュ / 菱形格子 262 は多数の貫通開口部 263 を有している。

【0259】

図 79 のメッシュ構造は、例えば、ワイヤー 261 に近接してより大きな穴を備えている均一な又は可変のメッシュを使用することができる。当該メッシュは、生体再吸収性材料によって製造することができ又は金属若しくは生体安定性ポリマーとすることもできる。

【0260】

ワイヤー 261 は、螺旋状 / 弦巻状の形状記憶を有していても良い。ワイヤー 261 は、壁上に重なっていても良いし又は菱形格子 262 の端が結合されていても良い。

10

【0261】

フィルタ 260 は吹き流し型の設計を有している。メッシュ 251 は、壁構造 261 に結合されても良い。支持フープ部材 261 は、正弦波形状又は螺旋形状又はコイル形状を有していても良い。

【0262】

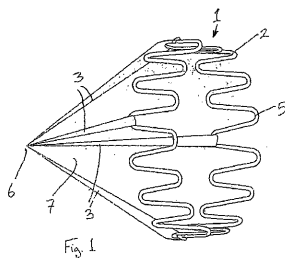
当該血栓を逸らせるための大静脈フィルタは、血栓と同心状であっても良いし又は同心状でなくても良い。

【0263】

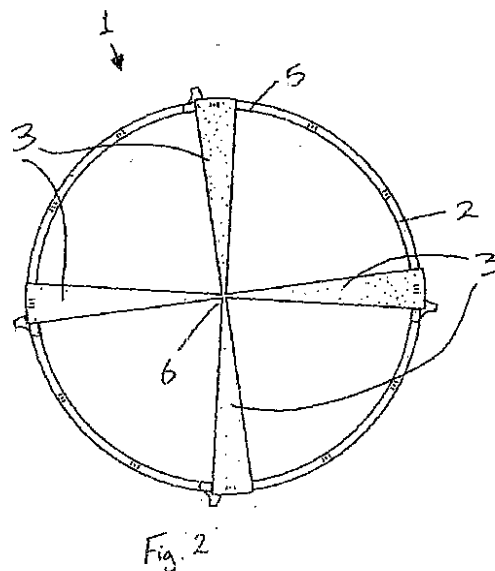
本発明は、添付図面を参考にして以上に説明した実施形態に限定されず、構造及び細部を変更することができる。

20

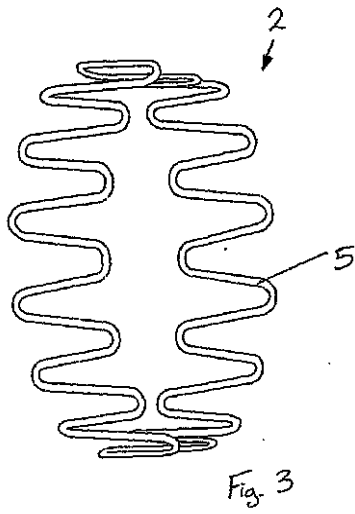
【図 1】



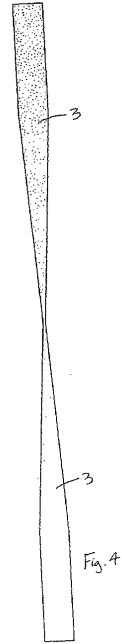
【図 2】



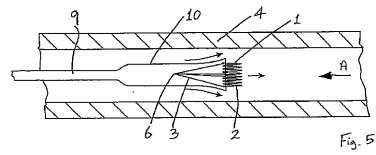
【図 3】



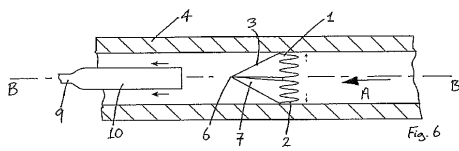
【図 4】



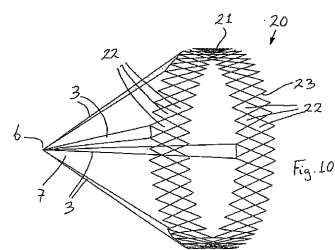
【図 5】



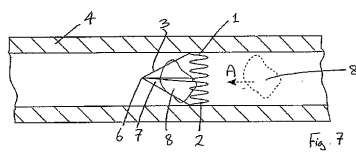
【図 6】



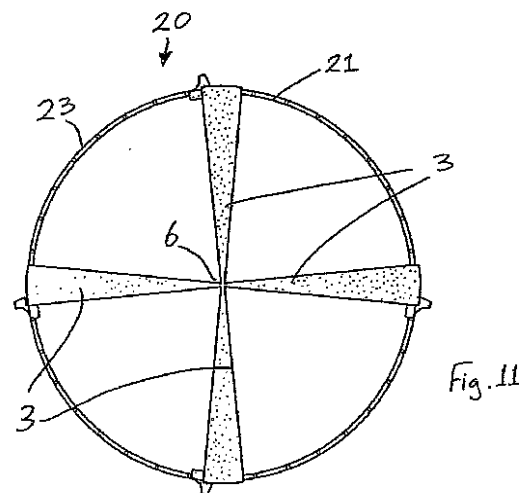
【図 10】



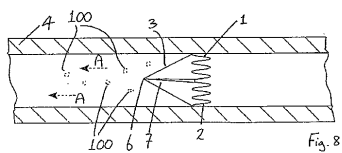
【図 7】



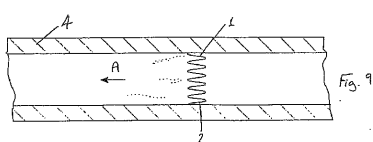
【図 11】



【図 8】



【図 9】





【図 12】

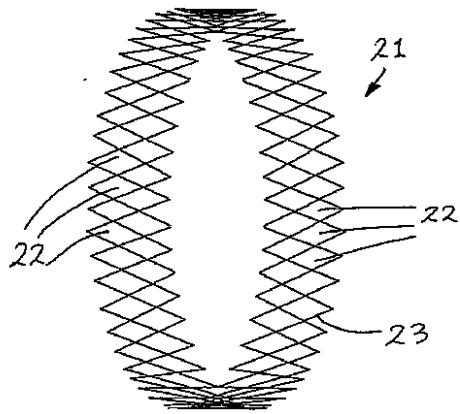


Fig. 12

【図 14】

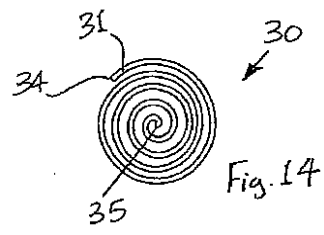


Fig. 14

【図 13】

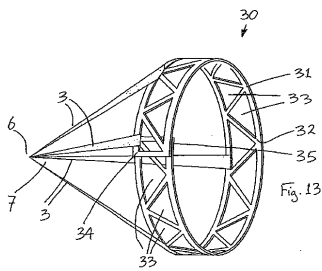


Fig. 13

【図 15】

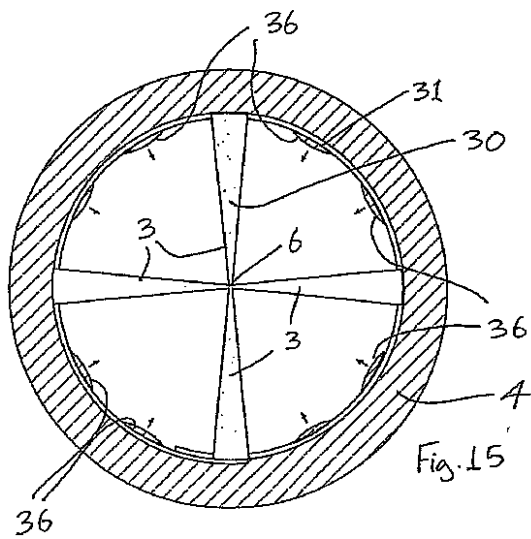


Fig. 15

【図 16】

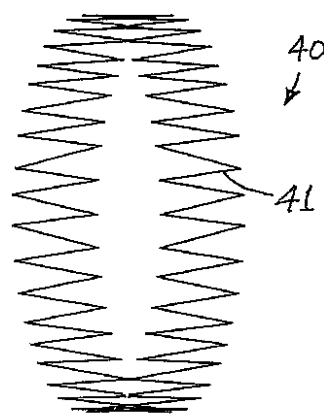


Fig. 16

【図17】

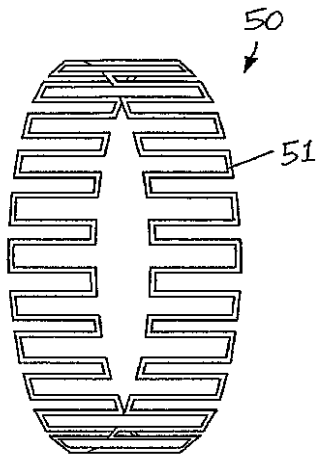


Fig. 17

【図17(b)】

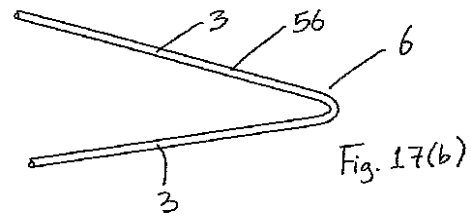


Fig. 17(b)

【図17(a)】

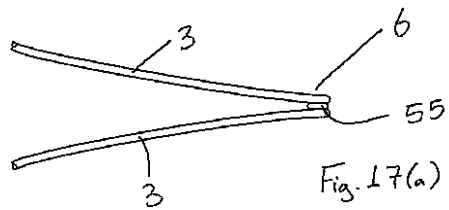


Fig. 17(a)

【図18】

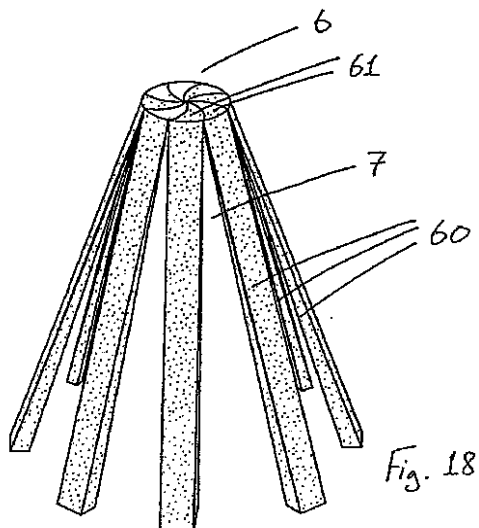


Fig. 18

【図19】

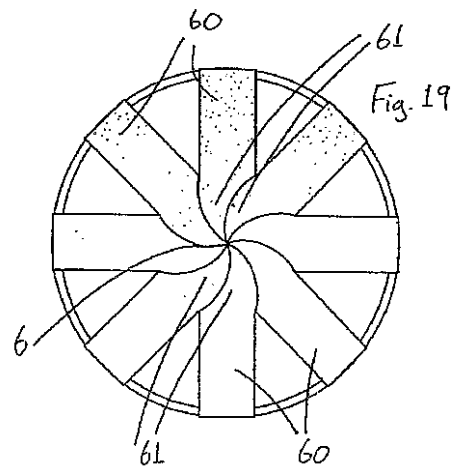


Fig. 19

【図20】

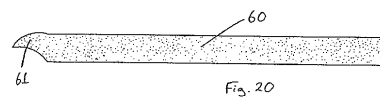
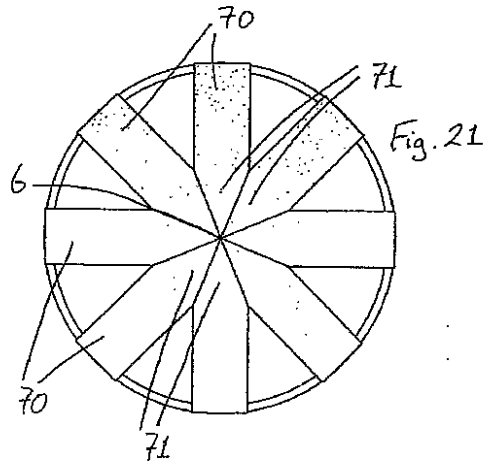
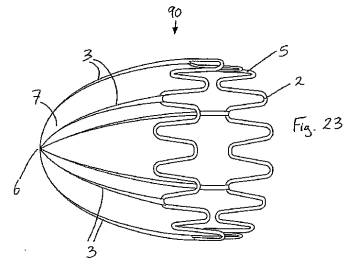


Fig. 20

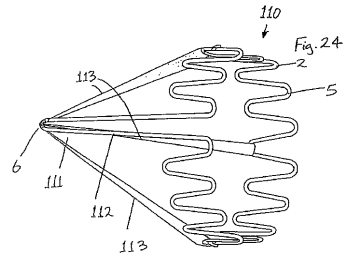
【図 21】



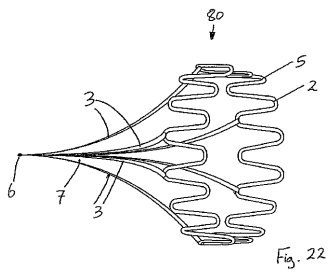
【図 23】



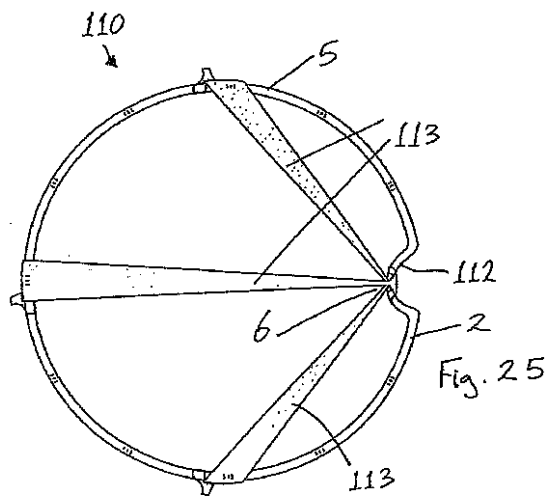
【図 24】



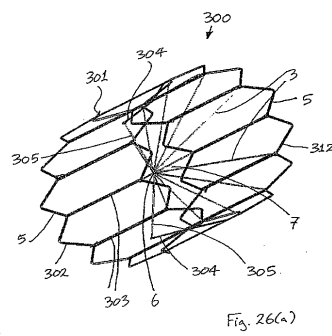
【図 22】



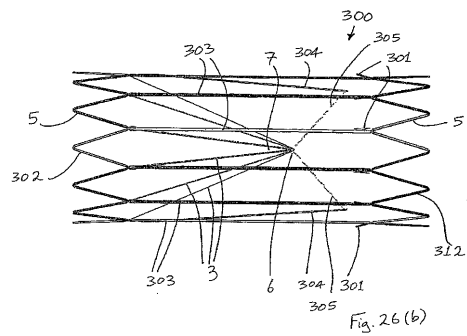
【図 25】



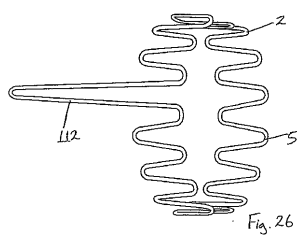
【図 26 (a)】



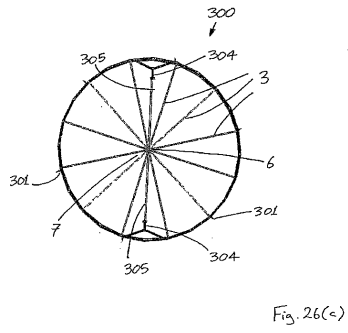
【図 26 (b)】



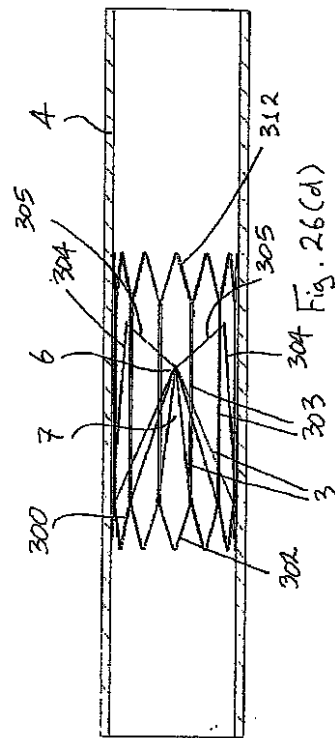
【図 26】



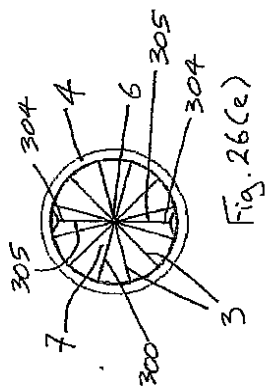
【図 26 ( c )】



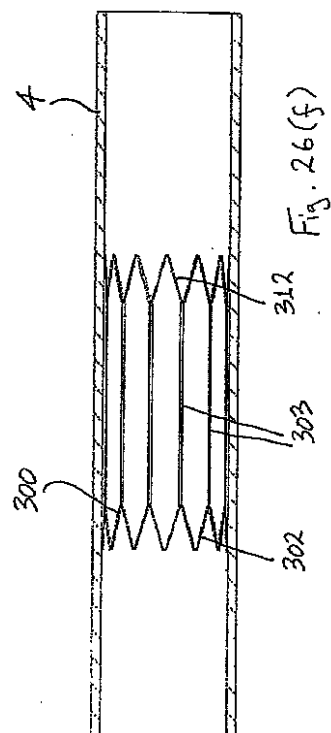
【図 26 ( d )】



【図 26 ( e )】



【図 26 ( f )】



【図 26 ( g )】

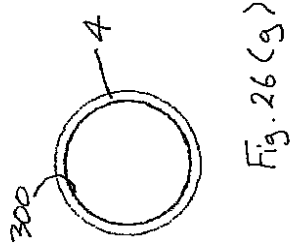


Fig. 26(g)

【図 26 ( h )】

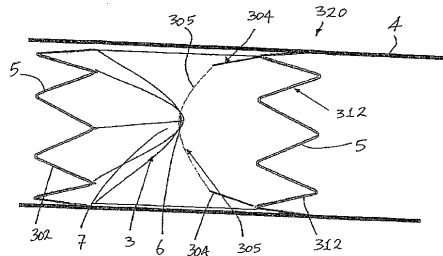


Fig. 26(h)

【図 26 ( i )】

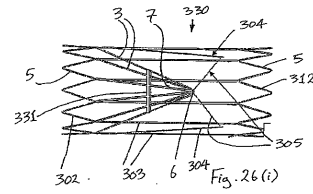


Fig. 26(i)

【図 26 ( j )】

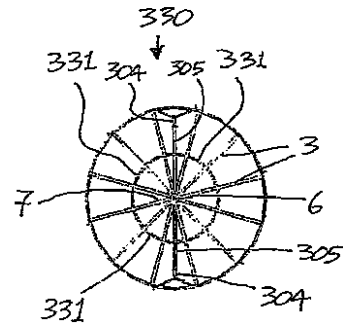


Fig. 26(j)

【図 26 ( k )】

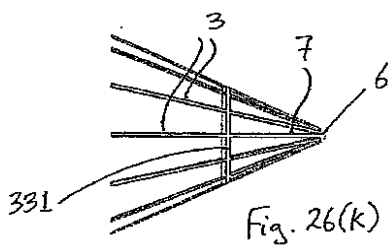


Fig. 26(k)

【図 26 ( M ) - 26 ( o )】

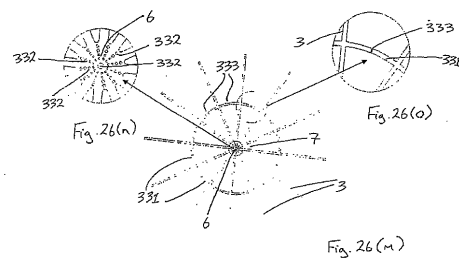


Fig. 26(m)

【図 26 ( l )】

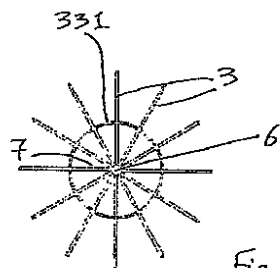


Fig. 26(l)

【図 27】

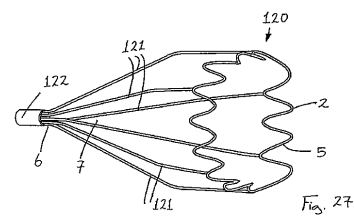
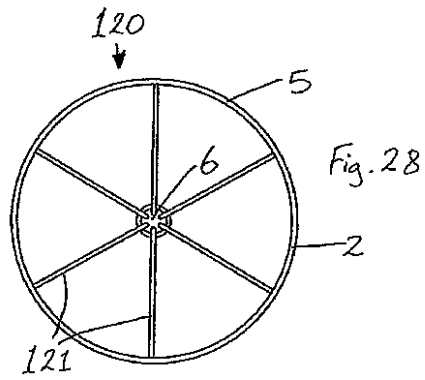
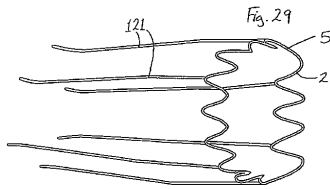


Fig. 27

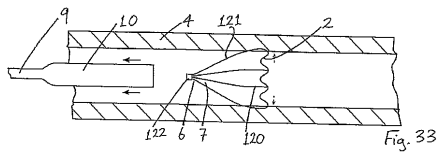
【図 28】



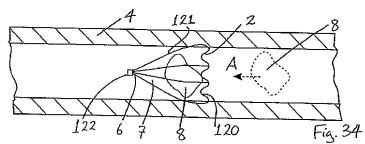
【図 29】



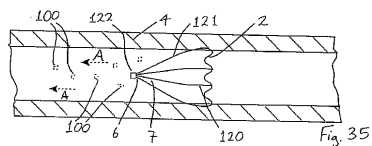
【図 33】



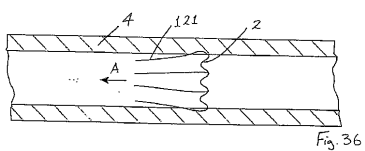
【図 34】



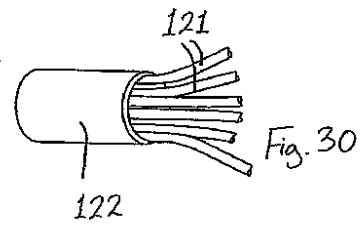
【図 35】



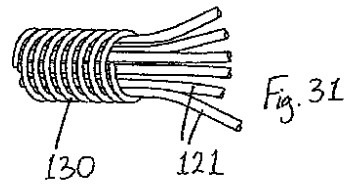
【図 36】



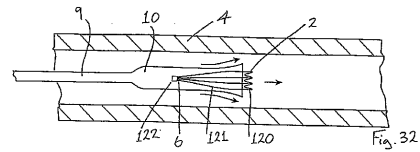
【図 30】



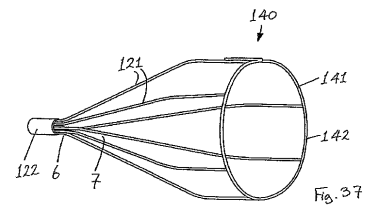
【図 31】



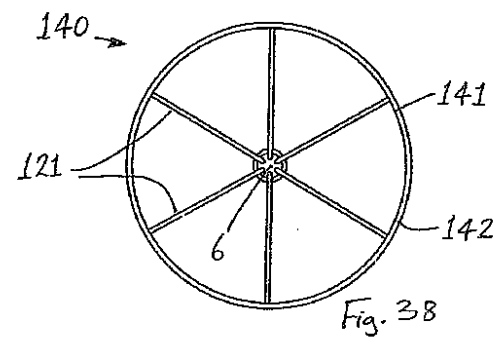
【図 32】



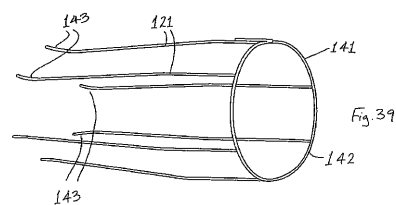
【図 37】



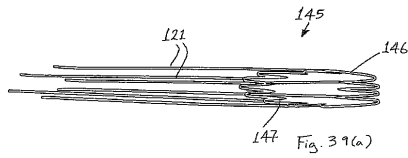
【図 38】



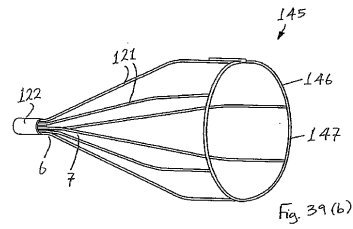
【図 39】



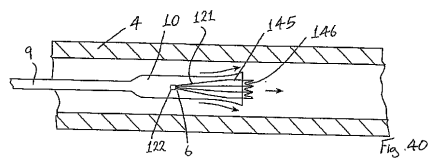
【図 39 ( a )】



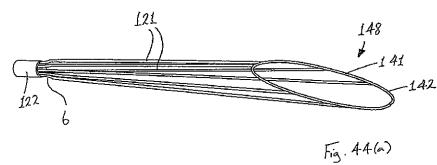
【図 39 ( b )】



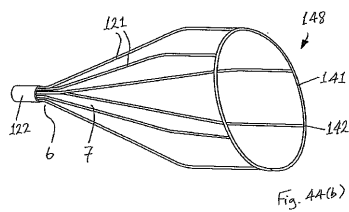
【図 40】



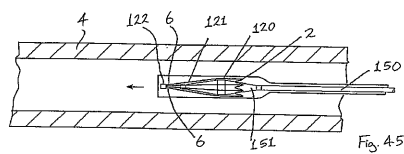
【図 44 ( a )】



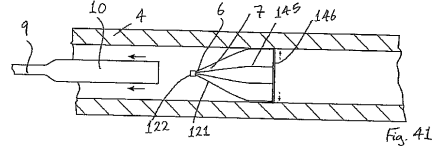
【図 44 ( b )】



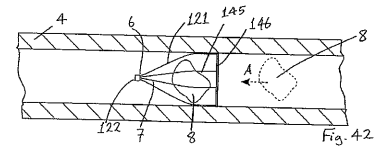
【図 45】



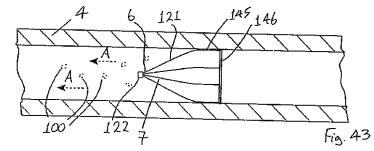
【図 41】



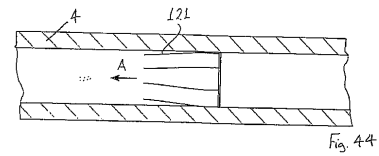
【図 42】



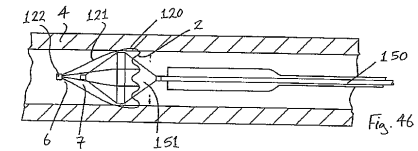
【図 43】



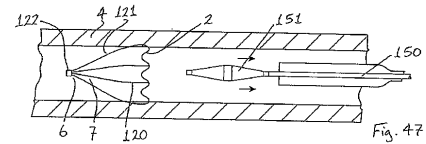
【図 44】



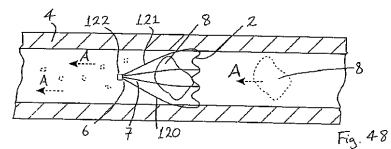
【図 46】



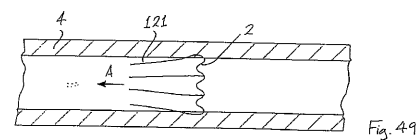
【図 47】



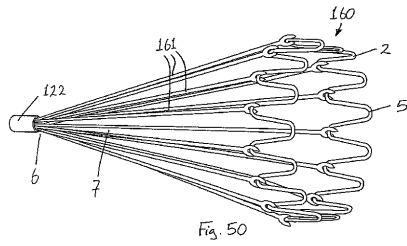
【図 48】



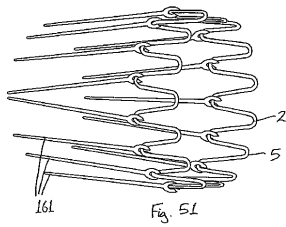
【図 49】



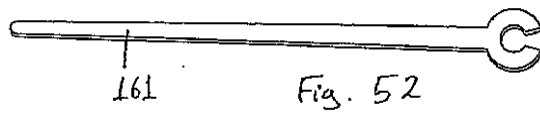
【図50】



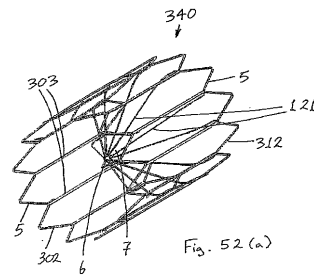
【図51】



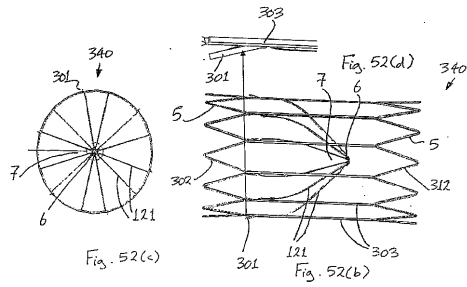
【図52】



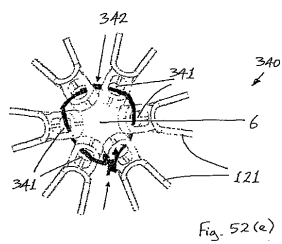
【図52(a)】



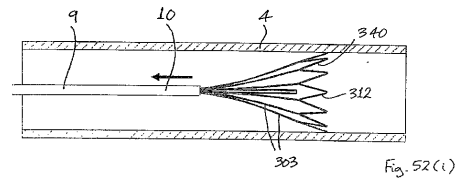
【図52(b) - 52(d)】



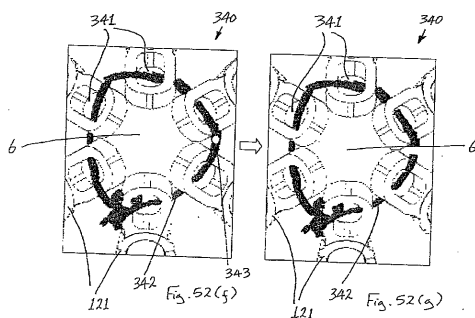
【図52(e)】



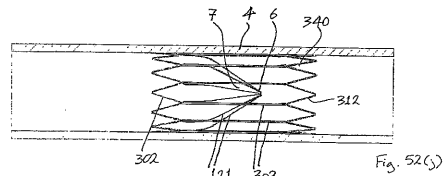
【図52(i)】



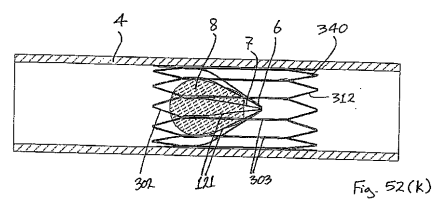
【図52(f) - 52(g)】



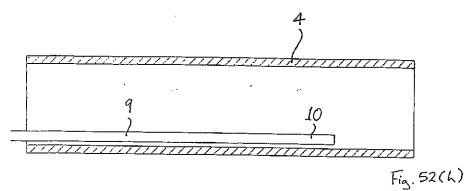
【図52(j)】



【図52(k)】

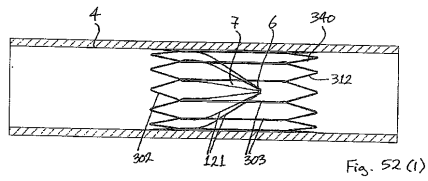


【図52(h)】

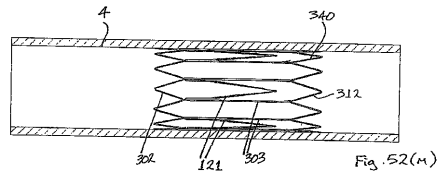




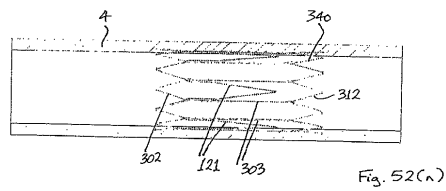
【図52(1)】



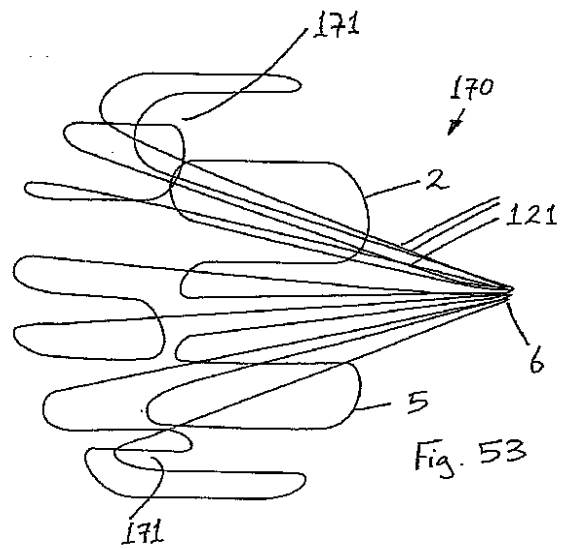
【図52(M)】



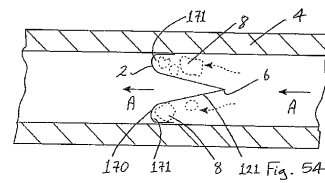
【図52(n)】



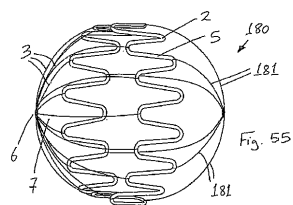
【図53】



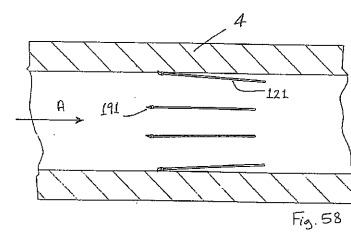
【図54】



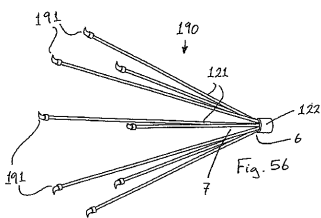
【図55】



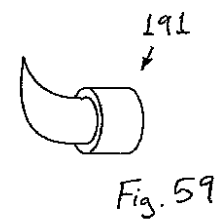
【図58】



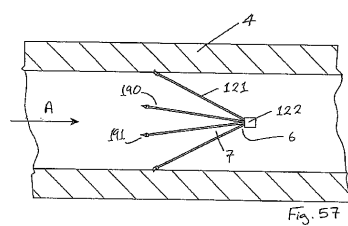
【図56】



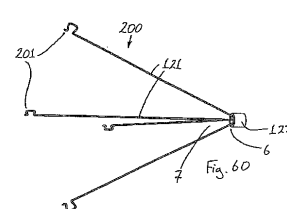
【図59】



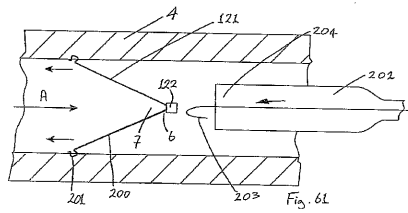
【図57】



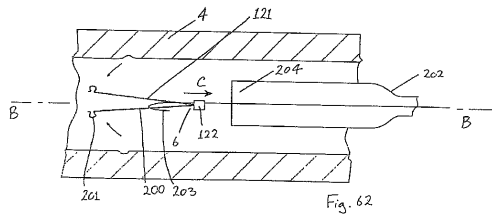
【図60】



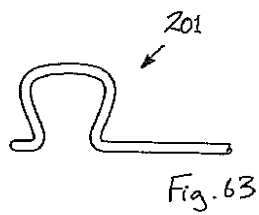
【図 6 1】



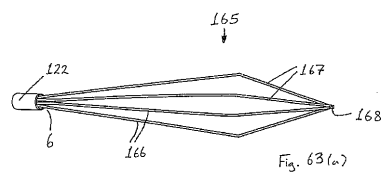
【図 6 2】



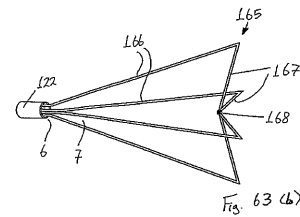
【図 6 3】



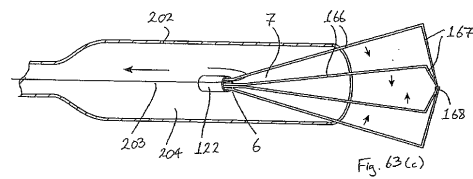
【図 6 3 ( a )】



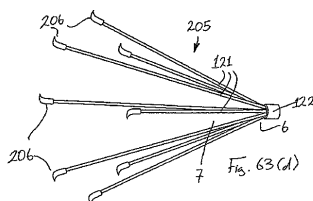
【図 6 3 ( b )】



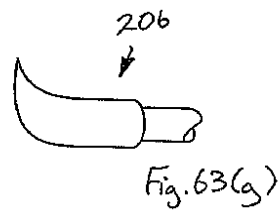
【図 6 3 ( c )】



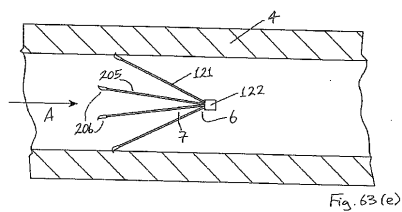
【図 6 3 ( d )】



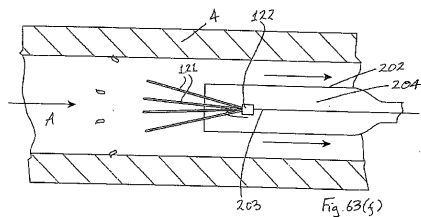
【図 6 3 ( g )】



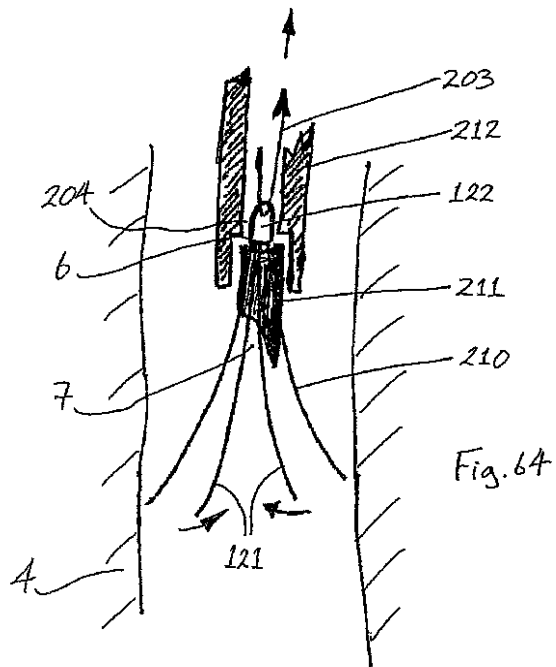
【図 6 3 ( e )】



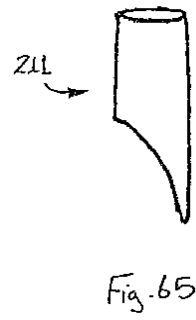
【図 6 3 ( f )】



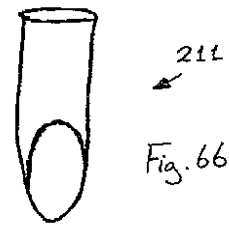
【図 64】



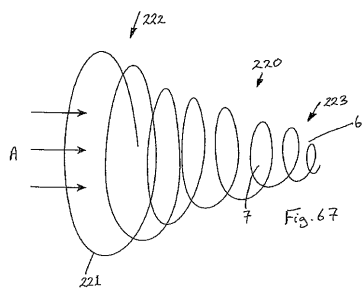
【図 65】



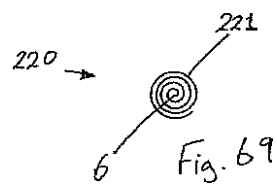
【図 66】



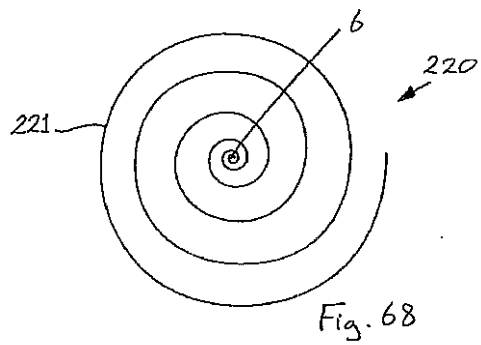
【図 67】



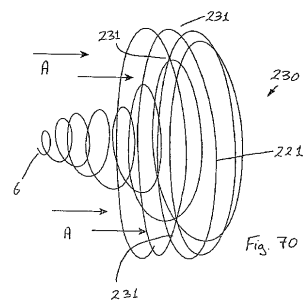
【図 69】



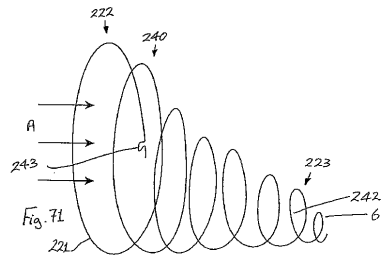
【図 68】



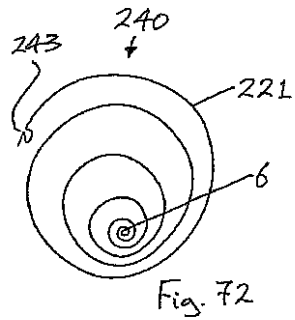
【図 70】



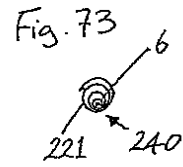
【図 7 1】



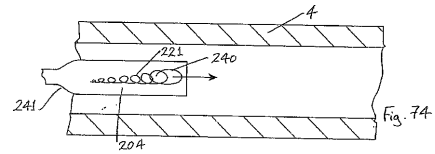
【図 7 2】



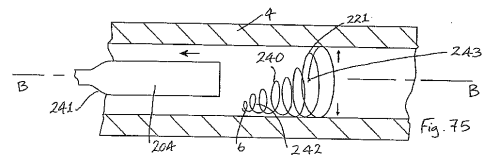
【図 7 3】



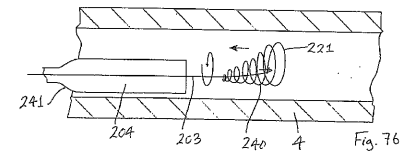
【図 7 4】



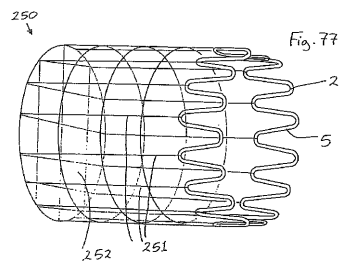
【図 7 5】



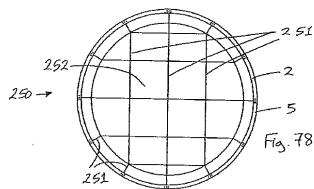
【図 7 6】



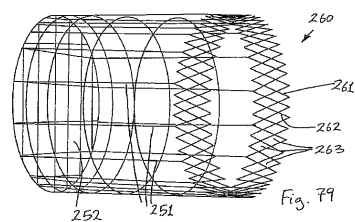
【図 7 7】



【図 7 8】



【図 7 9】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100076691

弁理士 増井 忠式

(72)発明者 ギルソン, ボール

アイルランド国 カウンティー・ゴールウェイ, モイキュレン, ウゴール

(72)発明者 テイラー, チャールズ

イギリス国ウエスト・サセックス アールエイチ 17 55エヌ, ウォーニングリッド, クックフ  
ィールド・レイン, ウッドフォード

(72)発明者 ホラーン, スティーブン

アイルランド国 ゴールウェイ, ノックナカラ, ドリシン 3

(72)発明者 ギレスビー, シアラ

アイルランド国 カウンティー・ウィックロー, デルガニー, ザ・ナーサリーズ

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特表平10-510200(JP, A)

特表2002-542879(JP, A)

特表2005-523767(JP, A)

特表2005-535406(JP, A)

米国特許第05800525(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00