

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7114483号
(P7114483)

(45)発行日 令和4年8月8日(2022.8.8)

(24)登録日 令和4年7月29日(2022.7.29)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 M 27/00 (2006.01) A 6 1 M 27/00

請求項の数 15 (全17頁)

| | | | |
|-------------------|-------------------------------|----------|---|
| (21)出願番号 | 特願2018-555229(P2018-555229) | (73)特許権者 | 513233975 ケンブリッジ ユニヴァーシティー ホスピタルズ エヌエイチエス ファウンデーション トラスト |
| (86)(22)出願日 | 平成29年4月21日(2017.4.21) | | イギリス国 シービー2 0キューキューケンブリッジ ヒルズ ロード |
| (65)公表番号 | 特表2019-514492(P2019-514492 A) | (73)特許権者 | 501484851 ケンブリッジ・エンタープライズ・リミテッド |
| (43)公表日 | 令和1年6月6日(2019.6.6) | | CAMBRIDGE ENTERPRISE LIMITED |
| (86)国際出願番号 | PCT/GB2017/051123 | | 英国シービー2・1ティエヌ、ケンブリッジシャー、ケンブリッジ、トリニティ・レイン、ジ・オールド・スクールズ |
| (87)国際公開番号 | WO2017/182827 | (74)代理人 | 100147485 |
| (87)国際公開日 | 平成29年10月26日(2017.10.26) | | |
| 審査請求日 | 令和2年4月20日(2020.4.20) | | |
| (31)優先権主張番号 | 1606986.6 | | |
| (32)優先日 | 平成28年4月21日(2016.4.21) | | |
| (33)優先権主張国・地域又は機関 | 英国(GB) | | |

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 体内の欠陥の治療用装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内への挿入に適合された管と、
前記管内に配置され、前記管に対して移動可能なアプリケーションータと、
前記アプリケーションータに取り付けられた多孔質媒体とを備える、ヒトまたは動物の体内の欠陥の治療用カテーテルであって、
前記多孔質媒体は、前記管の内部に嵌合可能であり、
前記管の近位端部で前記アプリケーションータを制御して、前記欠陥を真空治療により治療するよう前記管の遠位端部から前記多孔質媒体を展開可能であり、
前記管は、前記欠陥の部位で展開された前記多孔質媒体へ負圧を印加する目的で、流体管を提供するよう構成される、
カテーテル。

【請求項2】

前記アプリケーションータは、有孔壁を有する、請求項1に記載のカテーテル。

【請求項3】

前記アプリケーションータは、前記管に対し構造支持体を提供するよう構成される、請求項1または2に記載のカテーテル。

【請求項4】

前記多孔質媒体は、前記管の内部に嵌合し得るように変形可能であり、前記多孔質媒体は前記管から展開された場合にその変形前の形状を維持するよう構成される、請求項1～

3のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項5】

前記アプリケーションは、前記管に対して長手方向に移動可能である、請求項1～4のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項6】

前記アプリケーションは、コイル状のワイヤと内部ボアとを有する、請求項1～5のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項7】

前記コイル状のワイヤは、コイル状のガイドワイヤである、請求項6に記載のカテーテル。

10

【請求項8】

前記多孔質媒体は、前記アプリケーションの前記遠位端部に取り付けられる、請求項1～7のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項9】

前記多孔質媒体が、
生物活性材料を備え；或いは、
1つ以上の単一の糸に解きほぐされ得る絡み合ったワイヤのメッシュであり、前記ワイヤは弾性を有するよう構成され、これにより、抑制されていない場合に、および/または張力がかかっていない場合に、ワイヤがメッシュを再形成する、請求項1～8のいずれか一項に記載のカテーテル。

20

【請求項10】

前記管の前記遠位端部は、フレア開口を提供するよう構成される、請求項1～9のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項11】

前記アプリケーション上に嵌合するよう構成され、また、前記管と、流体流れ発生器との間の取り外し可能な流体接続を提供するよう構成されたアダプタをさらに備える、請求項1～10のいずれか一項に記載のカテーテル。

【請求項12】

前記管は、
管腔内挿入用に構成され；或いは、
経皮挿入用に構成される、請求項1～11のいずれか一項に記載のカテーテル。

30

【請求項13】

ヒトまたは動物の体内の欠陥を治療するシステムであって、
請求項1～12のいずれか一項に記載のカテーテルと、
流体的に接続された場合に、負圧が前記カテーテルを介して前記流体流れ発生器によって印加されて前記欠陥を治療するよう、前記カテーテルとの流体接続を提供するよう適合された前記流体流れ発生器とを備える、システム。

【請求項14】

ヒトまたは動物の体内の欠陥を治療するシステムであって、
カテーテルと、
前記カテーテル内に配置され、前記カテーテルに対して移動可能な細長い要素と、
前記細長い要素の近位端部を制御することによって多孔質基材が前記カテーテルから展開し得るように、前記細長い要素の遠位端部に取り付けられた多孔質基材と、
真空装置であって、一緒に流体接続された場合に、前記カテーテルを介して前記真空装置によって、前記欠陥の部位で展開された前記多孔質媒体基材へ負圧を加えて前記欠陥を真空治療により治療し得るよう、前記カテーテルに流体接続されるように適合された真空装置と、を備える、システム。

40

【請求項15】

内視鏡的視覚化の下、前記カテーテルを前記欠陥内に配置し得る内視鏡をさらに備え；
或いは、

50

ガイドワイヤと、前記ガイドワイヤを体内に経皮的に挿入する手段とをさらに備え、前記カテーテルは、前記カテーテルを前記欠陥に導くように前記ガイドワイヤに沿って展開されるよう構成される、請求項 13 または 14 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、膿瘍および膿瘍腔等の、ヒトまたは動物の体内の欠陥の治療に関する。

【0002】

より具体的には、本発明は、欠陥部に負圧を加えることによって、例えば膿瘍腔の閉鎖を補助し、および/または欠陥で蓄積した体液を除去する、そのような内部欠陥の治療用装置および方法を提供する。

10

【0003】

膿瘍腔は、上部消化管および下部消化管（GI）の壁の連続における破れを含んでもよく、これは「リーク腔」として知られる内部欠陥を引き起こし得る。このような破れは、吻合部リーク、または自然穿孔/医原性穿孔の結果であってもよく、これはしばしば重度の敗血症をもたらし得る。従来、そのような欠陥を治療するためには開腹手術および/または放射線学的排液が必要であり、このアプローチはしばしば高い罹患率および死亡率と関連しており、さらに、必ずしも実現可能とは限らない。外科的介入が必要な、上部消化管（GI）からのリークを有する患者の約 50% が回復しないと推定される。

【0004】

20

腹膜腔内と胸膜腔内に生じる膿瘍は、通常、その空洞内での細菌感染に起因して生じ、例えば、穿孔性虫垂炎または穿孔性憩室炎等の腹膜腔内の内臓穿孔に続いて生じ、または肺炎または胸膜腔内の穿通性損傷等の他の傷害に続いて生じる。手術による排液は、罹患率および死亡率の増加に関連するが、空洞の排液（すなわち、汚染物の除去）は、これらの内部欠陥での感染の制御に役立つことが認識されている。

【0005】

開腹手術の必要性を回避し得る、そのような内部欠陥の治療用装置および方法を提供することが望ましい。

【0006】

本発明の一態様によると、ヒトまたは動物の体内の欠陥の治療用カテーテルが提供される。前記カテーテルは、体内への挿入に適合された管と、管内に配置され、管に対して移動可能なアプリケータと、前記アプリケータに取り付けられた多孔質媒体とを備え、前記多孔質媒体は管の内部に嵌合可能であり、それによって管の近位端部でアプリケータを制御して、前記欠陥を治療するよう管の遠位端から前記多孔質媒体を展開し得る。

30

【0007】

欠陥は、咽頭内と食道内とを含む下部消化管または上部消化管（GI）の壁内の破れによって引き起こされ得る膿瘍腔であってもよく、ここで、カテーテルは体内に挿入されて欠陥に管腔内的に達するよう適合されてもよい。

【0008】

あるいは、欠陥は、細菌感染によって引き起こされ得る腹膜腔内の膿瘍および胸膜腔内の膿瘍であってもよく、ここで、カテーテルは、必要に応じて放射線学的誘導を使用しながら、体内に挿入されて欠陥に経皮的に達するよう適合されてもよい。

40

【0009】

装置は、腹腔内または胸腔内においても、膿瘍腔の排液等の排液にさらに好適であってもよく、必要に応じて、カテーテルは経皮的に挿入されるよう構成される。

【0010】

したがって、欠陥によって、必要に応じて内視鏡的視覚化または放射線学的誘導の下、カテーテルを使用して欠陥内に多孔質媒体を配置し得る。多孔質媒体を可動アプリケータに取り付けることによって、管の代わりに、多孔質媒体を展開する前に管の端部を欠陥部に送達し、その後多孔質媒体を展開することが可能である。多孔質媒体は、アプリケータ

50

を使用して管内に退縮させ、治療の終了時に取り除くことができるようにしてもよい。さらに、アプリケーションを使用して、一度カテーテルがその場に入ると、例えば欠陥の空洞の中へ、多孔質媒体が展開される程度を制御および調節し得る。

【0011】

必要に応じて、多孔質媒体は管の内側で嵌合できるように変形可能であり、また、多孔質媒体は、管から展開された場合にその変形前の形状に戻るよう構成されてもよい。必要に応じて、多孔質媒体は展開前に、例えば変形した状態（例えば、圧縮された状態、または「非膨張」の状態）で、最初に管内に収容されてもよい。

【0012】

必要に応じて、管は、例えば、展開された多孔質媒体へ負圧を印加する目的、および/または空洞内への液体の流し込みの目的、および/または排出の目的で、流体管を提供するよう構成されてもよい。必要に応じて、アプリケーションは、例えば管の崩壊および/またはキックを防止するために、管に対し構造支持体を提供するよう構成されてもよい。

10

【0013】

必要に応じて、アプリケーションは長手方向に移動可能であってもよく、例えば、移動量を変化させて展開される多孔質媒体の量を制御してもよい。必要に応じて、アプリケーションは、ガイドワイヤであってもよく、例えば内部ポアを有するコイル状のガイドワイヤであってもよい。必要に応じて、多孔質媒体は、アプリケーションの遠位端部に取り付けられてもよい。

【0014】

必要に応じて、多孔質媒体を、コード、糸、接着剤、熱収縮ラップ、または他の好適な取り付け手段によってアプリケーションの端部に取り付けてもよく、それによってコードの第1の端部が多孔質媒体に固定され、コードの第2の端部が、コードがアプリケーションの長さに沿って少なくとも途中まで延在するように、多孔質媒体から離間した位置でアプリケーションに固定されてもよい。必要に応じて、コードの第2の端部は、管の外部の位置でアプリケーションに取り付けられてもよい。必要に応じて、多孔質媒体は、縫合具によってアプリケーションの端部に取り付けてもよい。

20

【0015】

必要に応じて、多孔質媒体は、ポリウレタンを含み得る、連続気泡フォーム等の発泡材料を備えてもよい。例えば、好適な連続気泡フォームは、「陰圧補助閉鎖」フォームの、VAC（登録商標）であってもよい。

30

【0016】

必要に応じて、多孔質媒体は、生物活性材料、例えば生物活性コラーゲンを備えてもよい。多孔質媒体は、アプリケーション上に担持され、また、例えば、摩擦によって、または接着剤等の追加結合によって、またはアプリケーションの周りにそれを巻き付けることによって、または機械的固定手段によって、適所に保持され得る。必要に応じて、多孔質媒体は、空洞を治療し、および/または壁の連続を回復するよう設計された材料を備えてもよい。

【0017】

必要に応じて、多孔質媒体は、解きほぐされ、引き伸ばされ、または1つ以上の単一の糸に引き出され得る絡み合ったワイヤのメッシュであってもよく、ワイヤは弾性を有するよう構成され、これにより、抑制されていない場合に、および/または張力がかかっていない場合に、ワイヤがメッシュを再形成する。必要に応じて、多孔質媒体はニッケルチタン合金、例えばニチノールを備えてもよい。

40

【0018】

必要に応じて、管の遠位端部は、フレア開口、例えば円錐形の開口を提供するように構成されてもよい。必要に応じて、管はフッ素化エチレンプロピレン（FEP）を備えてもよい。必要に応じて、管は経鼻胃管挿管用に構成されてもよい。

【0019】

必要に応じて、カテーテルは、アプリケーションに嵌合するよう構成され、また、管と、例えば真空装置またはポンプ装置等の負圧を管に印加することが可能な流体流れ発生器との

50

間の取り外し可能な流体接続を提供するよう構成されたアダプタをさらに備えてもよい。必要に応じて、アダプタは、流体流れ発生器とのルアーロック接続を提供するよう構成される。アダプタを使用して流体源をカテーテルの内腔に結合し、例えば、生理食塩水等の流体をカテーテルの作業（遠位）端部に供給して欠陥を洗い流してもよく、および/または、例えば抗生物質を送達してもよい。

【0020】

必要に応じて、管腔内的に挿入するために、カテーテル（または管）は、内視鏡の作業チャンネル内に嵌合するよう構成された外径を有してもよい。例えば、直径2.8mmの作業チャンネルを有する内視鏡は、好ましくは、2.8mm未満の外径を有するカテーテルを必要とする。例えば、3.7mmの作業チャンネルを有する内視鏡は、好ましくは、3.7mm未満の作業チャンネルを有するカテーテルを必要とする。好ましくは、隙間が、内視鏡（典型的には、約3.7mmまたは2.8mmの内径を有する）の作業チャンネル内でのカテーテルの移動を可能にするために必要とされ、そうでなければ、いわゆる「低摩擦」プラスチック（例えばPVC等）が、チャンネルの長さと同様の長さにより、問題を生じ得る。必要に応じて、管腔内挿入のため、カテーテル（または管）の外部は、少なくともその外面上に、非常に平滑な材料、好ましくは「超平滑な」材料、および/または、PVC（例えば、低摩擦係数を有する材料）等の低摩擦材料を備えてもよい。

10

【0021】

必要に応じて、カテーテルの長さを、内視鏡の長さより少なくとも50%長く、好ましくは少なくとも100%長くしてもよい。好ましくはカテーテルは可撓性であり、また、必要に応じて、カテーテルは直径1cmで180度の曲げを受けるのに十分な可撓性を有する。

20

【0022】

必要に応じて、経皮挿入のため、カテーテルは、カテーテルを体内の所定の位置に導くよう構成されたガイドワイヤに沿って展開されるよう構成されてもよい。ガイドワイヤは、針（またはカニューレ）を使用して体に導入されてもよい。好ましくはカテーテルの外径は、例えばカテーテルが管腔内挿入用である場合に必要となり得るように、経皮的使用に特に限定されないことが好ましい。しかしながら、カテーテルが他の構造との間の深い空洞内に配置される場合、必要に応じて、カテーテル（または管）は、管腔内挿入用のカテーテルの外径と同様の外径を有してもよく、また、例えば約5mm未満の外径を有し得る。経皮挿入用カテーテルは、内視鏡カテーテルと同様の剛性を有してもよい。必要に応じて、カテーテルは約20cm～約50cmの長さを有してもよい。必要に応じて、カテーテルは、管腔内挿入用カテーテルの材料と同様の低摩擦材料を備えてもよい。

30

【0023】

必要に応じて、カテーテルは、放射線不透過性であってその挿入のX線誘導視覚化を助けてもよい。必要に応じて、アプリケーションの少なくとも一部は、例えばそれが金属または他の好適な放射線不透過性材料を備える場合、放射線不透過性であってもよい。

【0024】

本発明の別の態様によれば、ヒトまたは動物の体内の下部消化管または上部消化管（GI）の、壁内の破れによって引き起こされるリーク腔等の欠陥を治療する方法が提供され、前記方法は、展開可能な多孔質媒体を含むカテーテルを、例えば管腔内挿入によって体内に導入するステップと、カテーテルを欠陥部に配置するステップ（例えば、リーク腔の開口内に、または開口に隣接し、かつ、好ましくは多孔質媒体がリーク腔内に展開されるのに十分に近接させて配置するステップ）と、カテーテルから多孔質媒体を展開するステップと、前記多孔質媒体を前記欠陥内に置くステップと、前記カテーテルを介して連続的な負圧を印加して前記欠陥を治療するステップと、を備える。

40

【0025】

必要に応じて、カテーテルを、内視鏡的視覚化を使用して配置してもよい。必要に応じて、多孔質媒体は、欠陥の外側の消化管の壁に接触させてもよい。次いで、欠陥の周囲の消化管の壁に負圧を適用して、それにより欠陥を閉鎖し、および/または腸内容物と他の

50

汚染物質との欠陥への侵入を妨げて治癒を補助することが可能である。

【0026】

本発明の別の態様によれば、ヒトまたは動物の体内の腹膜腔内または胸膜腔内の膿瘍等の欠陥を治療する方法が提供され、前記方法は、ガイドワイヤを体内に挿入するステップであって、前記ガイドワイヤは欠陥部（例えば、液貯留を有する膿瘍または感染部）に配置されるステップと、展開可能な多孔質媒体を含むカテーテルを経皮的に体内に挿入するステップであって、カテーテルは、カテーテルを欠陥に配置するよう構成されたガイドワイヤに沿って展開されるステップと、カテーテルから多孔質媒体を展開するステップと、前記多孔質媒体を前記欠陥内に置くステップと、前記カテーテルを介して連続的な負圧を印加して前記欠陥を治療するステップと、を備える。

10

【0027】

必要に応じて、例えば超音波等の画像化誘導装置を使用して、ガイドワイヤを欠陥に配置してもよい。必要に応じて、ガイドワイヤの配置は、画像化、例えば放射線学を使用してチェックしてもよい。

【0028】

必要に応じて、多孔質媒体は、初めにカテーテル内に変形状態で収容されてもよく、それによって多孔質媒体の展開により、多孔質媒体がその変形前の状態に戻る。

【0029】

必要に応じて、カテーテルは、制御可能なアプリケーションを備えて多孔質媒体を展開してもよく、当該方法はアプリケーションをカテーテルの近位端部で制御してカテーテルの遠位端部で多孔質媒体を展開するステップをさらに備える。

20

【0030】

必要に応じて、印加される負圧は、125 mmHg未満、例えば100 mmHg未満であってもよく、例えば85 mmHg未満であってもよい。

【0031】

本発明の別の態様によれば、上記のような方法で上記のようなカテーテルを使用することを含む、欠陥を治療する方法が提供される。

【0032】

本発明の別の態様によれば、ヒトまたは動物の体内の欠陥を治療するシステムが提供され、当該システムは、上記のカテーテルと、流体的に接続された場合に負圧がカテーテルを介して流体流れ発生器によって印加されて欠陥を治療するよう、カテーテルとの流体接続を提供するよう適合された流体流れ発生器とを備える。

30

【0033】

本発明の別の態様によれば、ヒトまたは動物の体内の欠陥を治療するシステムであって、当該システムは、カテーテルと、当該カテーテル内に配置され、当該カテーテルに対して移動可能な細長い要素と、細長い要素を多孔質基材から離れた位置で前進させることによって多孔質基材がカテーテルから展開し得るように、細長い要素の端部に取り付けられた多孔質基材と、カテーテルに流体接続され、それによってカテーテルを介して負圧を印加して欠陥を治療する真空装置と、を備える。

【0034】

必要に応じて、システムは内視鏡的視覚化の下、カテーテルを欠陥に配置し得る内視鏡をさらに備える。

40

【0035】

必要に応じて、システムは、カテーテルを欠陥に配置する視覚化手段をさらに備える。

【0036】

必要に応じて、システムはカテーテルが内視鏡に沿って展開されるよう構成されてもよく、例えばカテーテルが内視鏡を使用して欠陥に配置され得るように、カテーテルが内視鏡に取り付け可能であってもよい。あるいは、カテーテルは、内視鏡を使用して欠陥に配置され得るように、内視鏡のルーメン内に嵌合するよう構成されてもよい。

【0037】

50

必要に応じて、システムは、ガイドワイヤと、ガイドワイヤを体内に挿入するよう構成された挿入針（またはカニューレ）とをさらに備える。

【0038】

必要に応じて、システムは、経皮的に体内に導入されたガイドワイヤに沿ってカテーテルが展開されるよう構成され、カテーテルを欠陥に配置してもよい。

【0039】

必要に応じて、ガイドワイヤはカテーテルを通ってもよく、またはカテーテルと並んで伸びてもよい。

【0040】

流体供給源は、カテーテルのルーメンに接続可能であり、例えば、生理食塩水等の流体をカテーテルの作業（遠位）端部に供給して、欠陥を洗い流し、および/または、例えば抗生物質を送達してもよい。

【0041】

小型化により、カテーテルを体の他の領域で使用することが可能となってもよい。

【0042】

本発明の別の態様によれば、アプリケータと、アプリケータの端部に取り付けられた多孔質媒体とを備える、カテーテル用部品のキットが提供される。

【0043】

必要に応じて、キットにおいて、アプリケータは、ガイドワイヤ、例えば内部ボアを有するコイル状のガイドワイヤであってもよい。必要に応じて、キットにおいて、多孔質媒体は縫合具によってアプリケータの端部に取り付けられてもよい。必要に応じて、キットにおいて、縫合系（またはコード）がアプリケータの長さに沿って少なくとも途中まで延在するように、縫合系（またはコード）の第1の端部を多孔質媒体に固定してもよく、また、縫合系（またはコード）の第2の端部を、多孔質媒体から離間した位置でアプリケータに固定してもよい。

【0044】

必要に応じて、キットは、アプリケータの上に嵌合するよう構成された管をさらに備えて流体管を提供してもよい。必要に応じて、キットは、管を真空装置に結合するアダプタをさらに備えてもよく、当該アダプタは、アプリケータがそこを通ることを可能にするよう構成される。

【0045】

必要に応じて、キットは、ガイドワイヤと、ガイドワイヤを体内に挿入する針またはカニューレとをさらに備えてもよく、好ましくはガイドワイヤは、アプリケータを通るよう構成され、それによってガイドワイヤを介してカテーテルを経皮的に体内に挿入することを可能にする。

【0046】

本発明の別の態様によれば、ヒトまたは動物の体内の内傷に生物活性材料を送達する基材であって、生物活性材料を担持する基材（例えば、伸張可能な基材）が提供され、当該基材は少なくとも部分的に生物活性材料を傷内に落とすよう構成される。

【0047】

必要に応じて、基材は可撓性であってもよい。好ましくは、基材は、基材の撓みによって生物活性材料が落ちるように、生物活性材料よりも可撓性である。

【0048】

必要に応じて、基材は細長形状であり、また、抑制されていない場合、および/または張力がかかっていない場合に、メッシュを形成するよう構成される。必要に応じて、細長い基材は、抑制されていない場合、および/または張力がかかっていない場合に弾性のメッシュを形成するよう構成されてもよい。必要に応じて、基材はワイヤまたはテープを備えてもよい。必要に応じて、基材は、ニチノール等の記憶金属を備えてもよい。必要に応じて、生物活性材料はコラーゲンを備えてもよい。

【0049】

10

20

30

40

50

必要に応じて、生物活性材料は水溶性であってもよい。必要に応じて、生物活性材料は、水溶性接着剤によって基材に接着されてもよい。

【0050】

本発明の別の態様によれば、カテーテルを傷に配置するステップと、伸長可能な基材をカテーテルから傷内に展開するステップとを備えるヒトまたは動物の体内の内傷に生物活性材料を送達する方法であって、当該基材は当該生物活性材料を担持し、当該生物活性材料を前記傷内に少なくとも部分的に落とすよう構成される方法が提供される。

【0051】

必要に応じて、基材は、傷に配置されたカテーテルの遠位端部から展開されてもよい。必要に応じて、基材の展開は、カテーテルの近位端部から制御されてもよい。必要に応じて、基材は、例えば展開中または退縮中の、カテーテルから延在している間に生物活性材料を落としてもよい。

10

【0052】

必要に応じて、カテーテルの遠位端部は、例えば遠位端部が鋸歯状部を有し、ワイヤがカテーテルの中に退縮するときに、生物活性材料の少なくとも一部が基材から傷内へ落ちるよう構成されてもよい。必要に応じて、基材は細長形状であり、カテーテルによって抑制されていない場合および/または張力がかかっていない場合にメッシュを形成するよう構成される。

【0053】

必要に応じて、カテーテルによって抑制されていない場合および/または張力がかかっていない場合に、細長い基材を弾性のメッシュを形成するよう構成してもよい。必要に応じて、基材はワイヤまたはテープを備えてもよい。必要に応じて、基材は、ニチノール等の形状記憶合金を備えてもよい。必要に応じて、生物活性材料はコラーゲンを備えてもよい。

20

【0054】

必要に応じて、基材は可撓性であってもよい。好ましくは、基材は、基材の撓みが生物活性材料を落とさせるように、生物活性材料よりも可撓性である。

【0055】

必要に応じて、生物活性材料は水溶性であってもよい。必要に応じて、生物活性材料は、水溶性接着剤によって基材に接着されてもよい。

30

【0056】

本明細書中で用いられる「膿瘍」なる用語は、好ましくは、排液可能な感染した流体蓄積物を意味する。

【0057】

本明細書中で用いられる「真空装置」なる用語と、「流体流れ発生器」なる用語とは、好ましくは、管またはカテーテルを介して真空または少なくとも負圧（すなわち、吸引）を生成するよう構成された装置を含む。

【0058】

本明細書で使用される場合、「近位」なる用語は、好ましくは、例えば、装置に対する取り付け点の近くに位置することを意味する。対照的に、「遠位」なる用語は、好ましくは、例えば、装置に対する取り付け点から離れて（または遠隔に）位置することを意味する。

40

【0059】

本明細書で使用される場合、ミーンズ・プラス・ファンクションの特徴要素は、それらの対応する構造を使用して代替的に表現され得る。

【0060】

ここに説明されるような任意の装置の特徴はまた方法の特徴として提供することができ、逆もまた同様である。さらに、本発明の特定の態様における任意の特徴は、任意の適切な組み合わせで、独立して提供することができ、および/または本発明の他の態様に適用することができる。

50

【 0 0 6 1 】

本発明の例示的な実施形態を、添付の図面を参照して説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 内視鏡的真空治療 (E V T) の異なる段階を示す図である。

【 図 2 】 E V T で使用する基本的なデバイスを示す図である。

【 図 3 】 カテーテルの一例を示す図である。

【 図 4 A 】 カテーテルの側面図である。

【 図 4 B 】 カテーテルの断面側面図 (A - A) である。

【 図 5 】 カテーテルの遠位端部に固定された多孔質媒体の詳細図 (C) である。

【 図 6 】 E V T 用システムを示す図である。

【 図 7 】 多孔質媒体の例示的な実施形態を示す図である。

10

【 0 0 6 3 】

内視鏡的真空治療 (E V T) は、食道穿孔および他の術後漏出等の欠陥を治療する比較的新しい技術である。E V T は、陰圧補助閉鎖 (V A C) 技術を利用した、最小侵襲性の、従来の外科手術の代替治療法である。

【 0 0 6 4 】

E V T は、内視鏡的視覚化の下、欠陥の空洞内にポリウレタンスポンジを置き、続いて陰圧を連続的に印加して空洞をスポンジの周りで崩壊させることを含む。スポンジは、典型的には、空洞が収縮し、安定した肉芽組織がバリアを形成するまで、48時間~72時間ごとに交換される。

20

【 0 0 6 5 】

E V T に使用されるデバイスは、典型的には、「手製」であるので、構造上非常に粗雑であり、改善されることが可能である。例えば、治療方法の1つは、最初に全身麻酔下で鼻を通して挿入された経鼻胃管を含み、その後、遠位端部が口から引き出され、ある大きさに切断されたポリウレタンスポンジに取り付けられる。ポリウレタンスポンジは、縫合具によって経鼻胃管に固定されてもよい。次いで、スポンジは、直接的な内視鏡的視覚化の下、三脚を備えた内視鏡によって欠陥に送達される (管に取り付けられる) 。

【 0 0 6 6 】

図 1 を参照し、食道 1 0 0 の概略図を使用して、消化管欠陥を治療するために使用される内視鏡的真空治療 (E V T) の 3 つの異なる段階 (i) ~ (i i i) の例を示す。この例では、(i) に示すように、E V T が食道 1 0 0 の欠陥 1 0 2 を治療するために使用されている。欠陥 1 0 2 を治療するために、管 1 0 4 は鼻を通して挿入され、次いで、(i i) に示すように、直接的な内視鏡的視覚化の下、欠陥 1 0 2 に導かれてもよい。管 1 0 4 に取り付けられたスポンジ 1 0 6 は、欠陥の空洞内に置かれてもよい。(i i i) に示すように、次に、例えば、- 1 2 5 mm H g 等の負圧を印加し、欠陥 1 0 2 の空洞をスポンジ 1 0 6 の周りで崩壊させ、治癒を補助してもよい。この治療は、内視鏡的「経腔的」真空治療、または内視鏡的「腔内」真空治療とも呼ばれ得る。

30

【 0 0 6 7 】

図 2 を参照すると、内視鏡的真空治療に使用する基本的な装置 2 0 0 は、縫合具 2 0 8 を使用して管 2 0 4 の端部に取り付けられたスポンジ 2 0 6 を含んでもよい。管 2 0 4 は、1 2 F ~ 1 6 F の経鼻 (栄養) 管であってもよい。スポンジ 2 0 6 はポリウレタンであってもよい。縫合具 2 0 8 は、「Oシルク」を使用して形成してもよい。スポンジ 2 0 6 は拡張状態にあるので、内視鏡の作業チャンネル (または「ツール」チャンネル) を通過することはできず、むしろ欠陥の空洞内へ配置するために内視鏡の外側に固定される必要があり、これはスポンジ 2 0 6 を置くことが困難になり得ることを意味する。

40

【 0 0 6 8 】

ここで図 3 を参照すると、カテーテル 3 0 0 は、アプリケーション 3 1 0 の遠位端部 3 1 2 (図 4 B に示す) に固定された多孔質媒体 3 0 6 を含んでもよい。アプリケーション 3 1 0 は、少なくとも部分的に管 3 0 4 内に配置されてもよい。管 3 0 4 は、(図 4 B に示すよう

50

に)遠位端部316と近位端部318とを有してもよい。管304の遠位端部316およびアプリケーション310の遠位端部312は、実質的に一致してもよい。

【0069】

管304の近位端部318は、アダプタ320に固定されてもよい。アプリケーション310は、アダプタ320を通して管304内に入るように構成されてもよい。アプリケーション310の遠位端部314は、アダプタ320の他方の側から延出するように構成されてもよい。アダプタ320は、真空装置(図示せず)との流体接続を提供するように構成されてもよい。アダプタ320が真空装置に接続された場合、管304を介して多孔質媒体306に負圧が印加されてもよい。

【0070】

図4Aおよび図4Bは、カテーテル300の側面図を示す。図4Bは、図4Aに示した線A-Aに沿ったカテーテルの断面図である。

【0071】

アプリケーション310は、細長形状であってもよい。アプリケーション310は、患者の鼻を通して挿入することができるように十分に細長形状(および適切な直径の形状)であってもよい。アプリケーション310は、鋭いキックを生じることなく柔軟性を提供するように構成されてもよい。アプリケーション310は、流体管として作用することができる内部ポアを実質的に維持しながら、可撓性であってもよい。アプリケーション310は、金属、例えば304ステンレス鋼または316ステンレス鋼等のステンレス鋼であってもよい。アプリケーション310は、内径3.7mmまたは2.8mmの標準内視鏡の内部に嵌合できるように、3.7mm未満または2.8mm未満の直径を有してもよい。アプリケーション310は、有孔壁または小孔壁を有してもよい。アプリケーション310は、ガイドワイヤであってもよい。ガイドワイヤはガイドコイルであってもよい。

【0072】

アプリケーション310は、管304に対して長手方向に移動可能であってもよい。アプリケーション310はまた、管304に対して回転して動作可能であってもよい。多孔質媒体306は、アプリケーション310を管304に対して長手方向に動かすことによって、管304の遠位端部316から展開されてもよい。アプリケーション310は、アプリケーション310を管304またはアダプタ320内に配置されていないアプリケーション310の領域で制御することにより、管304に対して移動可能であってもよい。アプリケーション310は、アプリケーション310の近位端部314で制御されてもよい。多孔質媒体306が管から展開される程度は、アプリケーション310によって制御され得る。アプリケーション310は、少なくともその近位端部314に配置された測定ガイドを有し、多孔質媒体306の展開を助けてもよい。

【0073】

管304は、アプリケーション310の上に密接に嵌合してもよい。管304は、アダプタ320と多孔質媒体306との間に流体管を提供してもよい。管304は、アダプタ320と多孔質媒体306との間に流体密封シールを提供してもよい。管304は、アプリケーション310によって構造的に支持されて、管304を通る流体管を維持することができる。

【0074】

管304の遠位端部316は、フレア状に開いており(図示せず)、多孔質媒体306の管304内への退縮を助けてもよい。管は、内視鏡に応じて、管が標準内視鏡の作業チャンネル内に嵌合することを可能にする(および、相対運動を可能にする)、好ましくは2.8mm未満または3.7mm未満の外径を有してもよい。

【0075】

管304は、薄肉のポリマーであってもよい。管304は、シリコンおよび/またはPTFEと比較して低摩擦ポリマーであってもよい。管304は、PTFEよりも大きな弾性を有してもよい。管304は、耐キック性を有するように構成されてもよい。管304は、半径約1cmの曲率で捻られることが可能であってもよく、または曲げられることが可能であってもよい。管は、破裂またはキック無しで90度を超えて曲げられることが可

10

20

30

40

50

能であってもよい。アプリケーション 310 は、管 304 をキックから守るのに役立つ構造支持体を提供してもよい。管 310 は、フッ素化エチレンプロピレン (FEP) から形成されてもよい。

【0076】

アダプタ 320 は、管 304 への接続用の第 1 のコネクタ 322 (図示せず) を有してもよい。第 1 のコネクタ 322 は、「クリスマスツリー」型のコネクタであってもよい。第 1 のコネクタ 322 は、1 つ以上の返し部 (barbs) 326 を有してもよい。管 304 は、引き伸ばして返し部 326 の上に嵌合することが可能であってもよく、退縮時に管 304 が返し部 326 の上で縮んで、管 304 をアダプタ 320 に固定するために十分に弾性であってもよい。アダプタ 320 は、真空装置 (図示せず) に接続する第 2 のコネクタ 324 を有してもよい。第 2 のアダプタ 324 は、「ルアーロック」タイプのコネクタであってもよい。アダプタは、第 1 のコネクタ 322 と第 2 のコネクタ 324 とが略直列であるように、略真直であってもよい。アダプタ 320 は、ナイロンまたはポリカーボネートから形成されてもよい。

10

【0077】

多孔質媒体 306 は、「弾丸形状」であってもよい。あるいは、多孔質媒体 306 は、「涙滴形状」であってもよい。実際、多孔質媒体 306 は、例えば、直方体、五角プリズム、および円筒等の多くの異なる 3D 形状の形態をとることが可能である。多孔質媒体 306 は、第 1 の状態から第 2 の状態へと弾性的に変形可能であってもよい。多孔質媒体 306 は、第 2 の状態に変形可能であってもよく、例えば、多孔質媒体を手で握ることによって提供される圧縮力下、当該第 2 の状態にさらに維持されてもよい。多孔質媒体 306 は、圧縮力が除去された場合に第 1 の状態に戻ってもよい。

20

【0078】

多孔質媒体 306 は、ポリウレタン発泡体であってもよい。あるいは、多孔質媒体 306 は、膨張可能なメッシュ、好ましくはワイヤメッシュであってもよい。メッシュは、解きほぐされ、引き伸ばされ、または単一のワイヤの糸に引き出され、解放された場合にそのメッシュ形状に戻ることが可能であってもよい。メッシュは、形状記憶材料から形成されてもよい。メッシュはニッケルチタン合金から形成されてもよい。メッシュは、ニチノールから形成されてもよい。

【0079】

あるいは、多孔質媒体 306 は、生物活性コラーゲン等の生物活性材料から形成されてもよい。生物活性材料は、所定の時間の経過後にそれ自身を分解するように構成されてもよい。生物活性材料は、アプリケーション 310 の周りに巻き付けて (またはその他の方法により取り付け) 多孔性のスポンジ状媒体、または泡状の媒体を作ることが可能であってもよい。

30

【0080】

展開の前に、多孔質媒体 306 は管 304 内に圧縮されてもよい。展開時に、もはや管内に含まれていない多孔質媒体 306 の一部は、膨張またはその変形前の状態に戻ってもよい。

【0081】

図 5 を参照すると、多孔質媒体 306 は、縫合具 308 によってアプリケーション 310 の遠位端部 312 に固定されてもよい。縫合具 308 は、多孔質媒体 306 から間隔をあけた点でアプリケーション 310 に固定されてもよい。縫合具 308 は、管 304 またはアダプタ 320 内に配置されていないアプリケーション 310 の長さに沿った点で、アプリケーション 310 と並ぶ縫合具 308、またはアプリケーション 310 を通る縫合具 308 によってアプリケーション 310 に固定されてもよい。多孔質媒体 306 は、アプリケーション 310 に接着材で接着されてもよく、または他の方法で固定されてもよい。

40

【0082】

図 3 ~ 図 5 に示すカテーテル 300 は正しい縮尺では示していない。管 304 は、患者の体の外側から患者の体内の欠陥 102 まで延在するのに十分な長さであってもよい。管

50

304は、約0.5m～約1.5mの長さを有してもよい。アプリケーション310は、管304と少なくとも同じ長さであってもよい。使用時には、アダプタ320は、患者の体の外側に配置されてもよい。アダプタ320の外に延在するアプリケーション310の一部は、管304内の相対的な長手方向の移動を可能にし、管304の遠位端部316からの多孔質媒体306の展開を可能にするよう制御されるのに十分な長さであってもよい。アプリケーション310は、例えば、管304に対して、1mm～10mmの長手方向の距離を移動することが可能となってもよい。欠陥102のサイズは、展開される多孔質媒体306の程度を大きく左右し得る。したがって、アプリケーション310は、管304内で長手方向に50mmまで、あるいはさらに長い距離を移動することが要求されてもよい。

【0083】

小さな欠陥102に関し、多孔質媒体306は、送達用内視鏡のルーメン内に展開されてもよく、それは次に欠陥102に隣接して配置されてもよく、また、欠陥102の治療のため、負圧が印加されて欠陥における壁組織がルーメン内に吸引されてもよい。

【0084】

当業者は、少なくとも、装置200が管204の外側に固定されたスポンジ206を有しており、したがってこれは管204の内側で嵌合可能な多孔質媒体ではないことと、さらに管204内にアプリケーションが配置されていないことから、図2に示す装置200は図3に示すカテーテル300とは異なるものであることが分かるであろう。

【0085】

カテーテル300は、それを内視鏡の外側に取り付けることによって挿入されてもよい。あるいは、カテーテル300は、内視鏡の作業チャンネル内から展開されてもよい。

【0086】

カテーテル300が患者に挿入され、正しく配置されると、多孔質媒体306は、アプリケーション310を前進させることによって、管304の遠位端部316から欠陥の空洞102内に展開されてもよい。次に真空装置をアダプタ320に接続してもよく、管304を介して多孔質媒体306に連続的な負圧（すなわち、吸引）が印加されてもよい。負圧は、欠陥の空洞を多孔質媒体306の周囲で崩壊させ、上述したように、欠陥102の治療を助ける。重要なことには、多孔質媒体306は、カテーテル300が患者の体内に挿入された後に欠陥102に正しく配置されると、管304から展開されるだけでよい。

【0087】

カテーテル300はまた、欠陥の空洞102を、流体、必要に応じて、および/または、付加された吸引で洗い流して、体液（または他の液体）を除去し、すなわち排液目的で、例えば欠陥の空洞から汚染物質を除去することを可能にする。

【0088】

内視鏡は、所定の時間カテーテル300をそのまま残しながら、取り外すことができる。次に、カテーテル300が患者の体内から引き抜かれる前に、アプリケーション310が再び使用され、多孔質媒体306を管304内に引き戻してもよい。次いで、必要に応じてカテーテル300を交換することができる。

【0089】

したがって、アプリケーション310は、管304に対する補強機構と、多孔質手段306の制御された展開を提供する展開機構との両方として機能することができる。

【0090】

内視鏡が引き抜かれた場合、カテーテル300は患者の口から延出したままにしておいてもよい。カテーテル300を引き戻すため、プラスチック管は鼻を通して挿入され、また、カテーテル300に再び取り付けられてもよく、次にこれを鼻を通して鼻から戻し得る。

【0091】

多孔質媒体306は、欠陥の空洞102を完全に充填しなくてもよい。欠陥の空洞102の崩壊を開始し、それにより治療を助けるため、少量の多孔質媒体306しか必要とされない場合がある。

10

20

30

40

50

【0092】

標準的な内視鏡は、一般に、2.8mmと3.7mmとの2つのサイズで利用可能である。直径2.8mmのものがより一般的なタイプの内視鏡であるが、これにより、展開可能な多孔質媒体306の量が減少し、従って、上述したようにコラーゲンを多孔質媒体306に使用することが特に重要である。

【0093】

カテーテル300は、上部消化管(G1)の管腔内治療用に限定されない。カテーテル300はまた、例えば、大腸内視鏡検査用、および体の他の部分用等、下部消化管(GI)の治療で使用されてもよい。

【0094】

あるいは、カテーテル300は、例えば直接的な静脈切開を行うことによって、または「Seldinger」技術を用いることによって、肋間胸部ドレイン挿入方法と同様に、患者の体に経皮挿入を介して導入されてもよく、すなわち、皮膚を介して導入されてもよい。したがって、上述したように、リーク腔等の内部欠陥の治療に使用されることに加えて、カテーテル300を使用して経皮的排液を行い、例えば腹膜腔内の膿瘍または胸膜腔内の膿瘍、および腹腔内の膿瘍または胸腔内の膿瘍を治療してもよい。

【0095】

アプリケーション310および/または多孔質媒体310および/または管304は、必要に応じて組立用キットの形態で一緒に提供されてもよい。

【0096】

図6は、本発明の一実施形態による欠陥の治療用システム600を示す。システム600は、カテーテル400と、負圧がカテーテル400を介して真空装置500によって印加され得るように、一緒に流体接続されるよう構成された真空装置500とを含む。

【0097】

カテーテル400は、真空装置500と結合するルアーロックコネクタ424が設けられたアダプタ420を含む。アダプタ420には、ルアーロックコネクタ424と略直列であり、FEPから形成されたフレキシブル管404と結合する、さらなるコネクタ422が設けられる。さらなるコネクタ422には、フレキシブル管404がその上に引き伸ばされて確実な流体密結合を提供する、返し部が設けられる。

【0098】

この図(図3参照)においては視認できない、アダプタ420を通り管404の遠位端部416に向かって延在するアプリケーション410が管内に配置されている。図6においてほぼ視認可能である多孔質媒体406は、縫合具を介してアプリケーション410の端部に固定される。

【0099】

この例示的な実施形態では、アプリケーション410はコイル状のガイドワイヤであり、多孔質媒体406は、圧縮されて管404内に嵌合するのに十分に圧縮可能であり、管404から展開された場合(したがって、もはや管404内に拘束されない場合)にその非圧縮形状に戻り得るのに十分に弾性である。

【0100】

アプリケーション410は、管404に対して長手方向に移動可能である。したがって、アプリケーション410を制御して多孔質媒体406を管404の遠位端部416に向かって前進させることができ、よって多孔質媒体406を展開することができる。多孔質媒体406は管404から展開されると膨張する。

【0101】

したがって、カテーテル400が欠陥の空洞に配置された場合で、また、カテーテル400を真空装置500に接続する前に、アプリケーション410を制御して多孔質媒体406を展開することができる。真空装置500は、カテーテル400上のルアーロックコネクタ424に接続して、カテーテル400の遠位端部で多孔質媒体406に流体接続を提供するよう構成される。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 2 】

使用時には、カテーテル 4 0 0 が例えば鼻管を介して患者の体内に挿入され、欠陥近くに配置され、多孔質媒体 4 0 6 が展開されると、真空装置 5 0 0 は、アダプタ 4 2 0 を介してカテーテル 4 0 0 に取り付けられてもよく、アプリケーション 4 1 0 として作用するコイル状のガイドワイヤによって構造的に支持される管 4 0 4 を介して多孔質媒体 4 0 6 に負圧（または「吸引」）が印加されてもよい。

【 0 1 0 3 】

図 7 は、（例示的な実施形態において）膨張可能なメッシュで形成された多孔質媒体 7 0 6 の様々な異なる段階を示しており、これは、解きほぐされ、引き伸ばされ、または単一のワイヤの系 7 2 8 に引き出され、解放された場合にその元のメッシュ形状に戻るものが可能であり、カテーテルの管 7 0 4 の遠位端部 7 1 6 から展開される。

10

【 0 1 0 4 】

第 1 の図 (i) に示すように、ワイヤ 7 2 8 は解きほぐされており、アプリケーション 7 1 0 によって管 7 0 4 内に引っ張られて保持されている。第 2 の図 (i i) では、ワイヤ 7 2 8 の量は、アプリケーション 7 1 0 の前進によって解放され、それがメッシュ 7 3 0 を形成し始める管 7 0 4 の遠位端部 7 1 6 から、展開することが可能である。第 3 の図 (i i i) では、相当量のワイヤ 7 2 8 がアプリケーション 7 1 0 の更なる前進によって解放され、多孔質媒体 7 0 6 を提供するのに適したメッシュ 7 3 0 を管 7 0 4 の遠位端部 7 1 6 に形成する。

【 0 1 0 5 】

このようなワイヤ 7 2 8 によって多孔質媒体 7 0 6 が提供される場合、管 7 0 4 内でアプリケーション 7 1 0 が移動するのに必要となり得る距離は、例えば、多孔質媒体 7 0 6 がフォームスポンジである場合よりも勿論はるかに大きくなる。実際、アプリケーション 7 1 0 は、管 7 0 4 の実質的に全長にわたって移動することが必要となり得る。代替的に、ワイヤ 7 2 8 は、テープまたは同様の細長い要素であってもよい。

20

【 0 1 0 6 】

別の一実施形態（図示せず）では、カテーテル（または他の適切な装置）は、コラーゲン等の生物活性材料でコーティングされた伸張可能な基材を含んでもよい。生物活性材料は、基材がカテーテルによってそこに配置された場合、少なくとも生物活性材料の一部が内傷内に沈着され得るよう、基材から落ちるよう構成されてもよい。生物活性材料は、傷の治療、またはそうでなければ、傷の治癒を助けるために特に好適であってもよい。

30

【 0 1 0 7 】

上述した構成と同様に、基材は、メッシュ構造に形成されたワイヤ、テープまたは類似の細長い要素を備えてもよい。さらに、基材は、（メッシュが変形されるように）引き出されるかまたは引き伸ばされると、もはや引っ張られていない場合、および/またはカテーテル内に抑制されていない場合に、弾性のメッシュ構造に戻るか、またはさもなければ何らかの撓みを受ける。基材は、ニチノール等の記憶金属を備えてもよい。基材は、好ましくは、基材の撓みによって生物活性材料が落ちるように、その上にコーティングされた生物活性材料よりも可撓性である。生物活性材料は、水溶性接着剤を使用して基材上にコーティングされてもよい。生物活性材料それ自体は水溶性であってもよい。

40

【 0 1 0 8 】

基材がそれを通して傷内に展開され得る遠位端部は、基材が展開または退縮するに伴い基材が屈曲するよう構成されてもよい。遠位端部は、例えば基材が屈曲するよう構成されてもよく、または、生物活性コーティングを落とす、鋸歯状部等の特徴を有してもよい。上述したように、基材の展開は、カテーテルの近位端部から制御されてもよい。生物活性コーティングは、傷内への基材の展開中、または基材のカテーテル内への退縮中のいずれかの間に落ちてもよい。実際に、生物活性コーティングは、両方の手順の間に落ちてもよい。

【 0 1 0 9 】

本発明の上記説明は純粹に例として行ったものであり、本発明の範囲内で細部の変形を

50

行い得ることは理解されるであろう。

【図面】

【図 1】

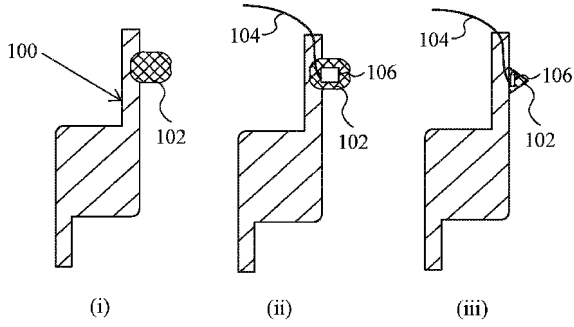


Fig. 1

【図 2】

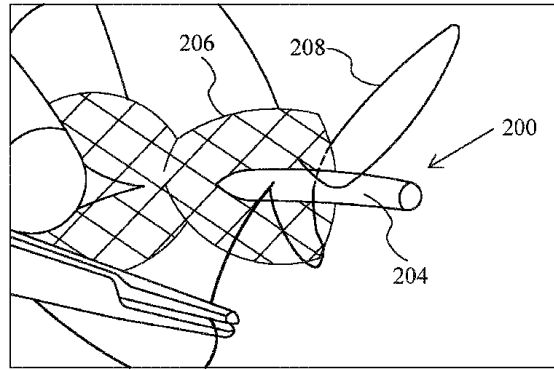


Fig. 2

【図 3】

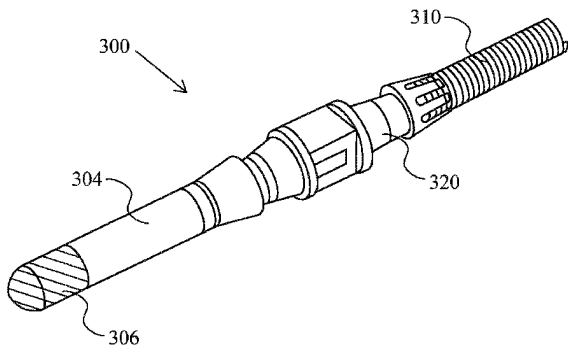


Fig. 3

【図 4 A】

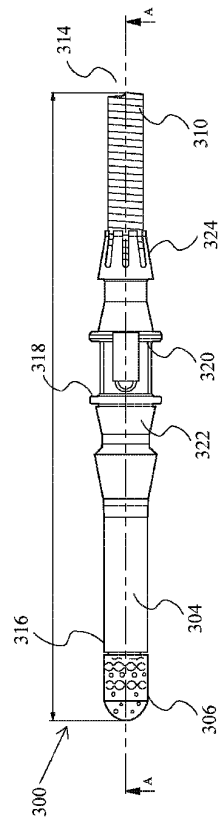


Fig. 4A

10

20

30

40

50

【図 4 B】

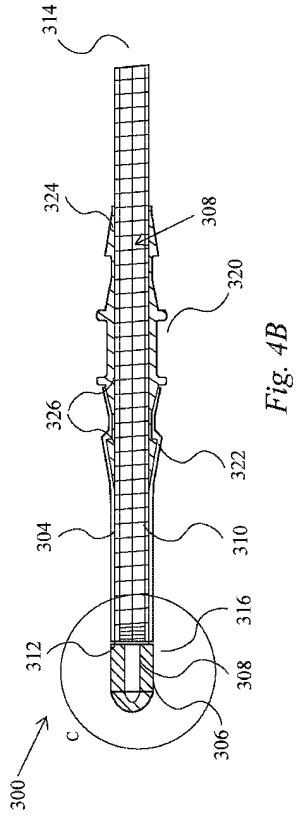
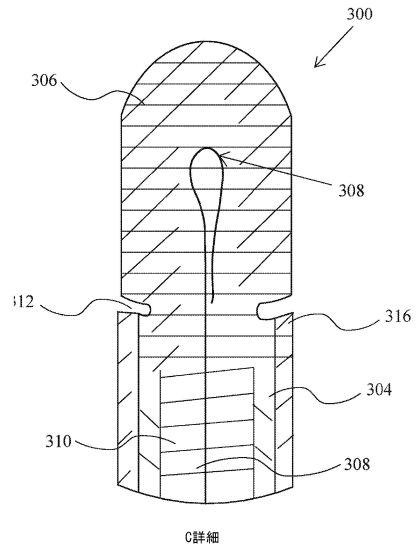


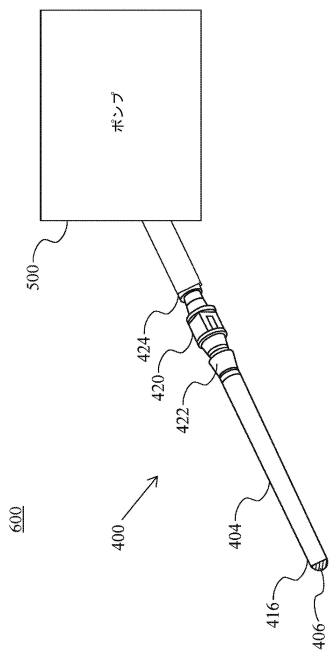
Fig. 4B

【図 5】



0詳細

【図 6】



【図 7】

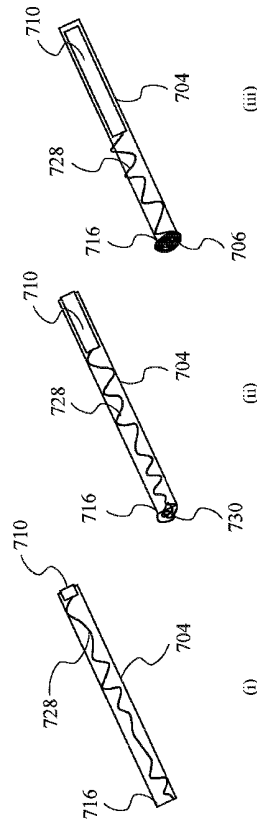


Fig. 7

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 弁理士 杉村 憲司
 (74)代理人 230118913
 弁護士 杉村 光嗣
 (74)代理人 100149249
 弁理士 田中 達也
 (72)発明者 アンドリュー ハインドマーシュ
 イギリス国 シービー2 0キューキュー ケンブリッジシャー ケンブリッジ ヒルズ ロード ケンブリッジ バイオメディカル キャンパス ケンブリッジ ユニヴァーシティー ホスピタルズ エヌ エイチエス ファウンデーション トラスト
 (72)発明者 トーマス ストーン
 イギリス国 シービー2 0キューキュー ケンブリッジシャー ケンブリッジ ヒルズ ロード ケンブリッジ バイオメディカル キャンパス ケンブリッジ ユニヴァーシティー ホスピタルズ エヌ エイチエス ファウンデーション トラスト
 (72)発明者 ダニエル マーズデン
 イギリス国 シービー2 0キューキュー ケンブリッジシャー ケンブリッジ ヒルズ ロード ケンブリッジ バイオメディカル キャンパス ケンブリッジ ユニヴァーシティー ホスピタルズ エヌ エイチエス ファウンデーション トラスト
 (72)発明者 ビエール ラオ - シリエイクス
 イギリス国 シービー2 1ティエヌ ケンブリッジシャー ケンブリッジ トリニティ レイン ジオールド スクールズ ケンブリッジ エンタープライズ リミテッド
 審査官 伊藤 孝佑
 (56)参考文献 国際公開第2014/169135(WO, A2)
 特表2006-505316(JP, A)
 特表2012-501754(JP, A)
 国際公開第2013/081005(WO, A1)
 特表2011-516199(JP, A)
 (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
 A61M 27/00
 A61M 1/00
 A61B 17/00