

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-505004
(P2012-505004A)

(43) 公表日 平成24年3月1日(2012.3.1)

(51) Int.Cl.
A61F 2/82 (2006.01)

F I
A61M 29/02

テーマコード (参考)
4C167

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-530564 (P2011-530564)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月12日 (2009.10.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年6月6日 (2011.6.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2009/002437
 (87) 国際公開番号 W02010/041040
 (87) 国際公開日 平成22年4月15日 (2010.4.15)
 (31) 優先権主張番号 12/249,389
 (32) 優先日 平成20年10月10日 (2008.10.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 08253318.3
 (32) 優先日 平成20年10月10日 (2008.10.10)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 511091058
 ヴェリヤン・メディカル・リミテッド
 英国、オックスフォード、オーエックス4
 ・2エイチエヌ、オックスフォード・ビジ
 ネス・パーク、ガーシントン・ロード 9
 400、マンチェス・エルエルビー
 (74) 代理人 100071010
 弁理士 山崎 行造
 (74) 代理人 100121762
 弁理士 杉山 直人
 (74) 代理人 100126767
 弁理士 白銀 博
 (74) 代理人 100118647
 弁理士 赤松 利昭

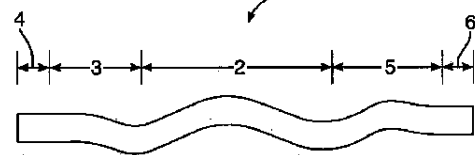
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内展開形態に適するステント

(57) 【要約】

ステント(1)は、中央区画(2)、第1の中間区画(3)、第1の端部区画(4)、第2の中間区画(5)、及び第2の端部区画(6)からなる。このステント(1)は、潰れた搬送形態と拡張した展開形態との間で可動である。搬送形態において、中央区画(2)、第1の中間区画(3)、第1の端部区画(4)、第2の中間区画(5)、及び第2端部区画(6)は全て円筒形状である。展開形態においては、中央区画(2)は螺旋形状であり、一方、第1の端部区画(4)及び第2の端部区画(6)は円筒形状にとどまる。各々の中間区画(3,5)は混合領域として働き、中央区画(2)の螺旋形状から非ステント血管の円筒形状への円滑な移行を与える。ステント(1)の径方向剛性はステントの長さの部分に沿って漸進的に変動する。ステント(1)の端部領域の径方向剛性は、ステント(1)の端部から更に内側に位置する第1の領域の径方向剛性よりも小さい。径方向剛性における変動は、低い壁剪断応力を有する血管壁の領域を減少させ、再循環の可能性を低減させ、新生内膜過形成の虞を低減させる。

Fig.1.



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管の内壁の少なくとも一部を支持するように血管内における展開に適しており、搬送形態と展開形態との間で可動であるステント。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のステントにおいて、前記ステントは第 1 の領域と第 2 の領域とを備え、第 1 の領域の径方向剛性は第 2 の領域の径方向剛性よりも大きいステント。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のステントにおいて、前記径方向剛性は第 1 の領域から第 2 の領域へ向かって漸進的に変動するステント。

10

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 に記載のステントにおいて、第 2 の前記径方向剛性は第 1 の領域から第 2 の領域へ向かって漸進的に変動するステント。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のステントにおいて、第 2 の領域は前記ステントの一端に位置するステント。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記ステントは複数の環状要素からなるステント。

【請求項 7】

請求項 6 に記載のステントにおいて、請求項 2 に従属するとき、第 1 の領域における環状要素の縦方向寸法が第 2 の領域における環状要素の縦方向寸法よりも小さいステント。

20

【請求項 8】

請求項 7 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記環状要素の縦方向寸法が第 1 の領域における前記環状要素の縦方向寸法よりも 1 % から 90 % の範囲で大きいステント。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記環状要素の縦方向寸法が第 1 の領域における前記環状要素の縦方向寸法よりも 1 % から 75 % の範囲で大きいステント。

30

【請求項 10】

請求項 9 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記環状要素の縦方向寸法が第 1 の領域における前記環状要素の縦方向寸法よりもほぼ 40 % 大きいステント。

【請求項 11】

請求項 2 乃至 10 の何れか一項に記載のステントにおいて、請求項 2 に従属するとき、第 1 の領域におけるステント壁の厚さが第 2 の領域におけるステント壁の厚さよりも大きいステント。

【請求項 12】

請求項 6 乃至 11 の何れか一項に記載のステントにおいて、請求項 6 に従属するとき、前記ステントが、第 1 の環状要素を第 2 の環状要素へ接続する一つ以上の結合要素を含むステント。

40

【請求項 13】

請求項 12 に記載のステントにおいて、前記結合要素が第 1 の第 1 の環状要素から第 2 の環状要素へ非真線形態で延伸するステント。

【請求項 14】

請求項 13 に記載のステントにおいて、前記結合要素が第 1 の第 1 の環状要素から第 2 の環状要素へ実質的に屈曲形態で延伸するステント。

【請求項 15】

請求項 6 乃至 14 の何れか一項に記載のステントにおいて、請求項 6 に従属するとき、前記環状要素は複数の相互接続支柱要素からなるステント。

50

【請求項 16】

請求項 15 に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の長さは第 2 の領域における前記支柱要素の長さよりも短いステント。

【請求項 17】

請求項 16 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記支柱要素の長さが第 1 の領域における前記支柱要素の長さよりも 1 % から 90 % の範囲で大きいステント。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記支柱要素の長さが第 1 の領域における前記支柱要素の長さよりも 1 % から 75 % の範囲で大きいステント。

【請求項 19】

請求項 18 に記載のステントにおいて、第 2 の領域における前記支柱要素の長さが第 1 の領域における前記支柱要素の長さよりもほぼ 40 % 大きいステント。

【請求項 20】

請求項 15 乃至 19 の何れか一項に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の幅は第 2 の領域における前記支柱要素の幅よりも大きいステント。

【請求項 21】

請求項 20 に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の幅は第 2 の領域における前記支柱要素の幅よりも 2 % から 50 % の範囲で大きいステント。

【請求項 22】

請求項 21 に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の幅は第 2 の領域における前記支柱要素の幅よりも 10 % から 30 % の範囲で大きいステント。

【請求項 23】

請求項 22 に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の幅は第 2 の領域における前記支柱要素の幅よりもほぼ 20 % 大きいステント。

【請求項 24】

請求項 15 乃至 23 の何れか一項に記載のステントにおいて、第 1 の領域における前記支柱要素の厚さは第 2 の領域における前記支柱要素の厚さよりも大きいステント。

【請求項 25】

請求項 15 乃至 24 の何れか一項に記載のステントにおいて、第 1 の支柱要素は結合点において第 2 の支柱要素へ結合されているステント。

【請求項 26】

請求項 25 に記載のステントにおいて、前記結合要素は前記結合点において前記環状要素へ結合されているステント。

【請求項 27】

請求項 1 乃至 26 の何れか一項に記載のステントにおいて、使用に際しては、前記ステントが前記展開形態にあり、且つ血管内にあるときは、前記ステントの径が前記ステントの一端へ向かって縮小するステント。

【請求項 28】

請求項 1 乃至 27 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記ステントの径は、前記ステントが前記展開形態にあり、且つ血管内にあるときは、前記ステントの一端へ向かってテーパをなすステント。

【請求項 29】

請求項 1 乃至 28 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記ステントの径は、前記ステントが前記展開形態にあり、且つ血管内に拘束されていないときは、前記ステントの一端へ向かって縮小するステント。

【請求項 30】

請求項 1 乃至 29 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記展開形態にあるときは前記ステントの少なくとも一つの区画の縦軸が三次元空間に屈曲しているステント。

【請求項 31】

請求項 30 に記載のステントにおいて、前記展開形態にあるときは前記三次元屈曲区画が

10

20

30

40

50

実質的に螺旋形状であるステント。

【請求項 3 2】

請求項 3 0 又は 3 1 に記載のステントにおいて、前記展開形態にあるときは前記三次元屈曲区画が実質的にスパイラル形状であるステント。

【請求項 3 3】

請求項 3 0 乃至 3 2 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記搬送形態にあるときは前記三次元屈曲区画の縦軸が実質的に真直であるステント。

【請求項 3 4】

請求項 3 3 に記載のステントにおいて、前記搬送形態にあるときは前記三次元屈曲区画が実質的に円筒形状であるステント。

10

【請求項 3 5】

請求項 1 乃至 3 4 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記展開形態にあるときは前記ステントの少なくとも一つの区画の縦軸が実質的に直線であるステント。

【請求項 3 6】

請求項 3 5 に記載のステントにおいて、前記展開形態にあるときは前記直線区画が実質的に円筒形状であるステント。

【請求項 3 7】

請求項 1 乃至 3 6 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記ステントの少なくとも一つの区画が、この区画の長さに沿って変化する螺旋角を有するステント。

【請求項 3 8】

請求項 3 7 に記載のステントにおいて、前記螺旋角が、前記変化する螺旋角区画の長さに沿って漸進的に変化するステント。

20

【請求項 3 9】

請求項 3 7 又は 3 8 に記載のステントにおいて、前記変化する螺旋角区画の一端における前記螺旋角が 5° から 60° の範囲内にあるステント。

【請求項 4 0】

請求項 3 9 に記載のステントにおいて、前記変化する螺旋角区画の一端における前記螺旋角が 15° から 45° の範囲内にあるステント。

【請求項 4 1】

請求項 4 0 に記載のステントにおいて、前記変化する螺旋角区画の一端における前記螺旋角が、ほぼ 30° であるステント。

30

【請求項 4 2】

請求項 3 7 乃至 4 1 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記変化する螺旋角区画の他一端における前記螺旋角が、ほぼ 0° であるステント。

【請求項 4 3】

請求項 1 乃至 4 2 の何れか一項に記載のステントにおいて、前記ステントが第 1 の端部区画及び第 2 の端部区画を含むステント。

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載のステントにおいて、第 1 の端部区画の縦軸が第 2 の端部区画の縦軸に対して実質的に平行であるステント。

40

【請求項 4 5】

請求項 4 4 に記載のステントにおいて、第 1 の端部区画の縦軸が第 2 の端部区画の縦軸に対して実質的に同直線上にあるステント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

序論

この発明は、血管の内壁の少なくとも一部分を支持するように血管内の展開形態に適するステントに関するものである。

【0002】

50

発明の陳述

本発明によれば、血管の内壁の少なくとも一部分を支持するように血管内の展開形態に適するステントが与えられ、このステントは搬送形態と展開形態との間で可動である。

【0003】

本発明の一つの実施形態においては、ステントは第1の領域と第2の領域からなり、その第1の領域の径方向剛性は第2の領域の径方向剛性より大きい。この配置構成は、低い壁剪断応力を有する血管の内壁の区域を減らして、再循環の可能性を低減し、新生内膜過形成の虞を低減する。壁剪断応力は、壁に隣接する流れによって血管の内壁に発生する。0.4 Paより低い壁剪断応力のレベルは、動脈の内面を覆う内皮細胞に発病の原因となる影響を及ぼすことが明らかになっている。壁剪断応力のより高いレベル（例えば1.5 Paを超える）は、ステント内再狭窄のレベルの減少と関係している。好ましくは、径方向剛性は、第1の領域から第2の領域へ向かって漸進的に変化する。理想的には、第2の領域は、第1の領域よりもステントの終端に近接する。最も好ましくは、第2の領域は、ステントの端部に位置する。

10

【0004】

一つの場合には、ステントは複数の環状要素または冠からなる。好ましくは、第1の領域における環状要素の縦方向寸法は、第2の領域における環状要素の縦方向寸法よりも小さい。

【0005】

この方式では、径方向剛性が環状要素の縦方向寸法を増大することにより低減される。理想的には、第2の領域の環状要素の縦方向寸法は、第1の領域における環状要素の縦方向寸法よりも1%から90%の範囲で大きい。最も好ましくは、第2の領域の環状要素の縦方向寸法は、第1の領域の環状要素の縦方向寸法よりも1%から75%の範囲で大きい。第2の領域の環状要素の縦方向寸法は、第1の領域の縦方向寸法よりも約40%大きくしてもよい。

20

【0006】

第1の領域の環状要素の厚さは、第2の領域の環状要素の厚さより大きくてもよい。この方式では、径方向剛性は、環状要素の厚さを減少することによって低減される。本明細書において、用語「厚さ」とは、径方向の寸法を意味するものと理解されたい。

【0007】

ステントは、第1の環状要素を第2の環状要素に結合するための一つ以上の結合要素を含んでもよい。好ましくは、結合要素は、第1の環状要素から第2の環状要素へ非直線状に延伸する非直線形態である。理想的には、結合要素は、第1の環状要素から第2の環状要素へ延伸する実質的に屈曲した形態である。

30

【0008】

ステントは、相互結合した支柱要素からなるようにしてもよい。

【0009】

環状要素は、複数の相互結合した支柱要素からなるようにしてもよい。

【0010】

好ましくは、第1の領域の支柱要素の長さは第2の領域の支柱要素の長さより短い。この方式では、径方向剛性は、支柱要素の長さを増すことによって低減される。

40

【0011】

好ましくは、第2の領域の支柱要素の長さは、第1の領域の支柱要素の長さよりも1%から90%の範囲で大きい。最も好ましくは、第2の領域の支柱要素の長さは、第1の領域の支柱要素の長さよりも1%から75%の範囲で大きい。第2の領域の支柱要素の長さは、第1の領域の支柱要素の長さよりも約40%大きくてもよい。

【0012】

第1の領域の支柱要素の幅は、第2の領域の支柱要素の幅よりも大きくてもよい。この方式では、径方向剛性は、支柱要素の幅を減少することによって低減される。好ましくは、第1の領域における支柱要素の幅は、第2の領域における支柱要素の幅よりも2%から

50

50%の範囲で大きい。理想的には、第1の領域における支柱要素の幅は、第2の領域における支柱要素の幅よりも10%と30%の範囲で大きい。第1の領域における支柱要素の幅は、第2の領域の支柱要素の幅よりも概ね20%大きい。

【0013】

第1の領域における支柱要素の厚さは、第2の領域における支柱要素の厚さよりも大きくてもよい。この方式では、径方向剛性は、支柱要素の厚さを減らすことによって低減される。

【0014】

一つの実施形態において、第1の支柱要素は、結合点で第2の支柱要素に結合している。好ましくは、結合要素は、結合点で環状要素に結合している。

【0015】

ステント壁の厚みは、第1の領域で第2の領域よりも大きくしてもよい。例えば、ステントが環状要素からなるところでは、第1の領域における環状要素は第2の領域における環状要素よりも大きな厚さを有してもよい。環状要素が相互結合した支柱要素からなるところでは、第1の領域の支柱要素は第2の領域の環状要素より大きな厚さを有してもよい。

【0016】

環状要素が相互結合した支柱要素により形成されるところでは、相互結合した支柱要素はジグザク状又は正弦波形態を有してもよい。従って、第1の支柱要素は、左から右へ長手方向へ延びて同時に円周方向へ延びてもよく、隣接する第2の支柱要素が右から左へ延び同時に同じ円周方向へ延出してもよい。隣接した支柱要素の間に、規定された結合点が例えばジグザク形態で存在してもよく、或いは、例えば正弦波形態で二つの間の円滑な移行が存在してもよい。

【0017】

好ましくは、ステントは編まれていない。

【0018】

特定の実施形態において、ステントが使用中であるとき、展開形態において、且つ血管中において、ステントの直径はステントの端部へ向かって減少する。ステントの使用中にその直径がステントの端部へ向かって減少するようにステントを構成することにより、血管壁に対するステントの良好な位置が維持されるであろう。これは、断面領域における急激な変化があればそれに起因して起こり得るステントの端部における壁剪断応力を調整することに役立つであろう。従来のステントにおいては、血管の非ステント部分からステント部分への断面領域における段階的变化、即ち急増があり得る。これは、血流の再循環と低い壁剪断応力の領域をもたらすことがある。しかしながら、好ましい実施形態によれば、ステントが血管中で展開形態するとき、ステントの直径がステントの端部へ向かって減少するならば、これらの不都合は軽減することができ、即ち再循環の傾向を低減することができると共に、低い壁剪断応力の領域を最小にすることができる。

【0019】

展開形態にあり、且つ血管内にあるとき、ステントの直径はステントの端部へ向かって好ましくはテーパ状をなす。ステントの端部領域にテーパを与えることにより、血管の非ステント部分の直径と血管のステント部分のより広い直径のとの間の移行を漸進的にすることができる。

【0020】

端部へ向かい減少するステント径は、その（例えば漸進的テーパ状径）はステントの一端で生じて、例えば、ステントの入口端部又は出口端部における血管の非ステント部分とステント部分の間で移行を管理するようにしてもよい。入口における減少するステント径は血管のステント部分へ入る流れを管理するのに役立ち、ステント内再狭窄のレベルを低減するのに有益であることが期待される。出口における減少するステント径は血管のステント部分を離れる流れを管理するのに役立つと共に、特に、ステントの血管下流への流れの移行を向上させるのみならず、ステント部分における流れの再循環の減少に有益であ

10

20

30

40

50

ろう。

【0021】

ステント直径縮小は、ステントの両端で与えることが好ましい。この配置構成によれば、何れの端部が入口で何れの端部が出口であることを考慮する必要なく血管内にステントを展開形態することが可能になろう。

【0022】

ステントは縮小直径端部区画に隣接する区画、例えば中央区画を有してもよく、これは区画の長さに亘って実質的に一定の直径を有する。

【0023】

ステントの端部へ向かうステント直径の縮小は様々な方式で達成し得る。一つの方式は、上述したようにステントの径方向剛性を変えることである。ステントの端部へ向かってステントの径方向剛性を低減することによって、ステントが展開形態にあり、且つ血管内にあるとき、低減された径方向剛性はステントの径をその端部へ向かって縮小させることができる。

10

【0024】

低減された径方向剛性は、ステントが環状要素からなる場合には、ステントの端部における環状要素の縦方向寸法を端部から更に環状要素の縦方向寸法よりも小さくなるように与えることによって達成し得る。特定の好ましい実施形態において、ステントは第1の領域と第2の領域とを備え、第1の領域の径方向剛性が第2の領域の径方向剛性よりも大きくなり、第2の領域が第1の領域よりもステントの端部に近く、このステントは、複数の環状要素からなり、第1の領域における環状要素の縦方向寸法は第2の領域における環状要素の縦方向寸法よりも小さくなる。

20

【0025】

ステントの低減径方向剛性は、ステント壁厚を変化させることによって達成し得る。例えばステント壁厚をステントの端部へ向かって減少させてもよい。ステントが支柱要素からなる場合には、減少した幅の支柱要素を与えることによって達成し得る。

【0026】

ステントが展開形態にあり、且つ血管内にあるときに、ステントがステントの端部へ向かって縮小する好ましい実施形態においては、径の縮小は、ステントが展開形態にあり、且つ血管内に束縛されていないときに、ステント径がステントの端部へ向かって縮小するように構成することにより与え得る。従って、実際のステント径は、血管内に設置されていないときには、ステントの端部へ向かって縮小するであろう。径の変化は、仕上げられたステントに望まれるのと同じ径の分布を有する工具によりステントを形成することにより達成する。ステントが（例えば、少なくとも一つの区画が三次元空間に屈曲した縦軸で）曲率を有するならば、工具は径の分布のみならず、望ましい曲率を有してもよい。

30

【0027】

径方向剛性における変化とステント径における変化との組み合わせは、ステントが展開形態にあり、且つ血管内にあるときに、ステントの径がステントの端部へ向かって縮小する望ましい効果を達成するために用いてもよい。例えば、縮小した径部分を有して径方向剛性も低減したステントを用いることもできる。低減した径方向剛性は、端部環状要素の長い縦方向寸法又は低減したステント壁厚（例えば低減した支柱厚さ）によってもよい。

40

【0028】

この組合せは、単に径方向剛性を変化させることによるもの、又は血管内で束縛されないときに単にステントの直径を変えることによるよりも、大きなテーパ状効果を達成し得る。

【0029】

一般的に、ステントの端部のテーパ状効果は漸進的であることが望ましい。従って、血液は所定の径の血管の非ステント部分に沿って流れた後、ステントの入口端部におけるステント部分内へ流れると、径は好ましくは徐々に増加する。出口端部において、テーパは血管径が出口端部における非ステント血管へ向かって徐々に減少することを確実にす

50

る。ステントが複数の環状要素からなるならば、縦列においてそのような要素の少なくとも三つがテーパーを与えるように異なる特性を有することが好ましい。異なる特性を有する二つのみの環状要素が存在するならば、径の変化は望まれる程漸進的ではなくてもよい。環状要素の異なる特性は異なる径方向剛性又は異なる径（ステントが血管内に拘束されていないとき）、或いはこれら二つの組合せがある。

【0030】

展開形態の一つの事例では、ステントの少なくとも一つの区画の縦軸は、3次元空間で屈曲する。ステントが血管内に展開される時、ステントは血管に力を及ぼし、これは血管の縦軸の少なくとも一部分を3次元空間に屈曲させる。このため、血管の3次元屈曲部分を通じて流れる血液は旋回運動（swirling action）を経る。血液の旋回流は、血栓症及び血小板粘着力を最小にして、内膜の内成長によるステントの被覆を最小にするか若しくは防止することが判明している。血管の非平面期か幾何形状によって誘導される旋回パターンを含む血管内の流れパターンは、血管病、例えば血栓症/アテローム性動脈硬化症及び内膜過形成の進行を妨げるように働く。展開形態においては、3次元屈曲区画は実質的に螺旋形状でもよい。展開形態においては、3次元屈曲区画は実質的にスパイラル形状でもよい。搬送形態においては、3次元屈曲区画の縦軸は実質的に真直でもよい。理想的には、搬送形態における3次元屈曲区画は実質的に円筒形である。円筒形は搬送が容易なロー・プロファイル（low-profile）を与える。

10

【0031】

展開形態においては、ステントの少なくとも一つの区画の縦軸は、実質的に真直でもよい。展開形態において最も好ましいのは、真直区画が実質的に円筒形であることである。

20

【0032】

ステントの少なくとも一区画は、この区画の長さに沿って異なる螺旋角を有してもよい。この配置構成は、低い壁剪断応力を持つ血管の内壁の領域を減少させ、再循環の可能性を低減し、新生内膜過形成の虞を低減する。好ましくは、螺旋角は、様々な螺旋角区画に沿って次第に変動する。変動螺旋角区画の一端における螺旋角は5°から60°の範囲としてよい。好ましくは、変動螺旋角区画の一端における螺旋角は15°から45°の範囲にある。理想的には、変動螺旋角区画の一端における螺旋角は約30°である。変動螺旋角区画の他端における螺旋角は約0°としてもよい。ここに述べた螺旋角は、ステントがその展開形態にあるが、血管内にあることによって拘束されないときのものである。ステントが血管内にあるときは、それが外側へ真っ直ぐになる傾向があるので、螺旋角の減少があり得る。

30

【0033】

ステントは、第1の端部区画と第2の端部区画とからなってもよい。好ましくは、第1の端部区画の縦軸は、第2の端部区画の縦軸に対して実質的に平行である。理想的には、第1の端部区画の縦軸は、第2の端部区画の縦軸と実質的に同一直線上にある。

【0034】

本発明は、一つの場合において、様々な径方向剛性を有するステントを与える。径方向剛性は、一端または両端でより少なくてもよい。径方向剛性は、ステント壁厚、例えば支柱の厚さを減少することによって、減少し得る。径方向剛性は、ステントの端部へ向かって次第に小さくなくてもよい。この方式では、ステント端部における動脈の損傷が低減若しくは回避し得る。本発明は、断面領域における急変に起因して起こり得る入口及び出口における壁剪断応力を調節することにも役立つであろう。

40

【図面の簡単な説明】

【0035】

本発明は、例示のためのみとして与えられ、添付図面を参照するその幾つかの実施形態の以下の説明からより明瞭に理解されるであろう。

【図1】図1は展開形態における本発明によるステントの側面図である。

【図2】図2は螺旋角の定義を図示する概略等角図である。

【図3】図3は血管内の展開の前の展開形態における図1のステントの一部の側面図であ

50

る。

【図 4】図 4 は血管内の展開の後の展開形態における図 3 のステントの部分の側面図である。

【図 5】図 5 は搬送形態における図 1 のステントの部分の側面図である。

【図 6】図 6 は展開形態における図 1 のステントの部分の側面図である。

【図 7】図 7 は展開形態における本発明による他のステントの部分の側面図である。

【図 8】図 8 は展開形態における図 1 のステントの部分の側面図である。

【図 9】図 9 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 10】図 10 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 11】図 11 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

10

【図 12】図 12 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 13】図 13 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 14】図 14 は搬送形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 15】図 15 は展開形態における図 14 のステントの側面図である。

【図 16】図 16 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 17】図 17 は展開形態における本発明による他のステントの側面図である。

【図 18】図 18 は展開形態における本発明による他のステントの部分の側面図である。

【図 19】図 19 は展開形態における本発明による他のステントの部分の側面図である。

【図 20】図 20 は展開形態における本発明による他のステントの部分の側面図である。

【0036】

20

詳細な説明

図面を参照し、先ずその図 1 を参照すると、本発明によるステント 1 が示されている。ステント 1 は、血管の内壁の少なくとも一部を支持するように血管内の展開に適している。

【0037】

ステント 1 は、中央区画 2、第 1 の中間区画 3、第 1 の端部区画 4、第 2 の中間区画 5、及び第 2 の端部区画 6 を備える。第 1 の中間区画 3 は、中央区画 2 と第 1 の端部区画 4 とを結合する。同様に、第 2 の中間区画 5 は、中央区画 2 と第 2 の端部区画 6 とを結合する。

【0038】

30

ステント 1 は、潰れた搬送形態と拡張された展開形態（図 1）との間で可動である。搬送形態においては、中央区画 2 の縦軸は実質的に真直である。特に搬送形態においては、中央区画 2、第 1 の中間区画 3、第 1 の端部区画 4、第 2 の中間区画 5、及び第 2 の中間区画 6 は、全て円筒形状である。展開形態においては、中央区画 2 の縦軸は、三次元空間で屈曲する。展開形態においては、第 1 の端部区画 4 の縦軸と第 2 の端部区画 6 の縦軸との両方は、実質的に真直である。特に展開形態においては、中央区画 2 は螺旋形状であり、第 1 の端部区画 4 及び第 2 の端部区画 6 は円筒形状にとどまる（図 1）。

【0039】

この場合、ステント 1 はニチノールなどの形状記憶材料である。これに代えて、ステント 1 は他の材料（例えば 316L ステンレス鋼）であってもよいことは述べるまでもない。

40

【0040】

図 1 は、混合領域 3、5 と螺旋状領域 2 を示す。ステントの中心線と血管中心線とは、同一線上にある。

【0041】

代替的な配置構成では、第 1 の端部区画の縦軸は、第 2 の端部区画の縦軸に対して平行で且つオフセットしてもよい。

【0042】

第 1 の中間区画 3 は、螺旋角 θ を有し、これは第 1 の中間区画 3 の長さに沿って中央区

50

画 2 から第 1 の端部区画 4 へ向かって漸進的に変動する。同様に、第 2 の中間区画 5 は、螺旋角 を有し、これは第 2 の中間区画 5 の長さに沿って中央区画 2 から第 2 の端部区画 6 へ向かって漸進的に変動する。各中間区画 3、5 は混合領域として働き、中央区画 2 の螺旋形状から非ステント血管の円筒形状への円滑な移行を与える。

【 0 0 4 3 】

中央区画 2 における螺旋角 は 5° から 60° の範囲内としてもよく、好ましくは 15° から 45° の範囲内であり、この場合は約 30° である。

【 0 0 4 4 】

螺旋角 の定義は図 2 に図示されている。図 2 に示される螺旋状線 7 を考慮する。各螺旋状線は、その上にある円筒形の半径 r と螺旋角 によって記述される。

10

【 0 0 4 5 】

螺旋角 は、平行線 8 と接線 9 によって範囲を定められる角度として説明される。平行線 8 は、円筒形上にある線であり、この円筒形の中心線に対して平行である。接線 9 は、平行線 8 と螺旋状線 7 との交点 10 において螺旋状線 7 に対して接線をなす線である。

【 0 0 4 6 】

この場合、螺旋角 は、中央区画 2 における約 30° から端部区画 4、6 における約 0° へ変動する。各中間区画 3、5 の長さは、この場合は約 22 mm である。

【 0 0 4 7 】

ステント径は 2 mm から 20 mm の範囲内としてもよい。この場合、ステント径は約 6 mm である。

20

【 0 0 4 8 】

中間区画 3、5 が一定範囲の螺旋角を持ち、且つ一定範囲の直径を持ち得ることは容易に理解されるであろう。

【 0 0 4 9 】

螺旋状線 7 の定義は、最終的な形成工具幾何形状の中心経路を定め、従ってステント形状に重要な影響を及ぼす。ステント形成工具は、その中心へ向かう螺旋状区画と、基端及び末端における混合領域とを有する。形成工具の中心線は、螺旋状の混合領域を有している。

【 0 0 5 0 】

この場合、形成工具はその長さに亘って一定径及び一定横断面を有する。

30

【 0 0 5 1 】

ステント 1 の展開の後、ステント 1 は血管の幾何形状を螺旋パターンになるように調節する。図 1 に示すように、中間区画 3、5 の屈曲は、血管中心線のそれに整合する。

【 0 0 5 2 】

図 1 は、血管と同一線上にあるステント 1 を示す。混合領域 3、5 は、螺旋領域 2 から真直血管までの中心線の曲率変化率に整合する。

【 0 0 5 3 】

図 5 は、潰れた状態にあるステント 1 を示す。

【 0 0 5 4 】

図 6 に示されるように、ステント 1 は、複数の環状要素若しくは冠 1 1 と、隣接する環状要素 1 1 を結合する複数の結合要素 1 2 とからなる。

40

【 0 0 5 5 】

各々の環状要素 1 1 は、ステント 1 の円周の周辺に延在する。各々の環状要素 1 1 は、複数の相互結合した支柱要素 1 3 を含有する。隣接した支柱要素 1 3 は、結合点 1 4 において一緒に結合されている。

【 0 0 5 6 】

各々の結合要素 1 2 は、真直な形態で、又は屈曲した Z 字状形態で第 1 の環状要素 1 1 から第 2 の環状要素 1 1 へ延出してもよい。各々の結合要素 1 2 は、結合点 1 4 で環状要素 1 1 へ結合している。

【 0 0 5 7 】

50

各々の結合要素 1 2 が接続点 1 4 において環状要素 1 1 へ結合されている。本発明のステントは様々なパターンを持ち得るであろうことは容易に理解されるであろう。例えば、結合要素 1 2 は、第 1 の環状要素 1 1 から第 2 の環状要素 1 2 へ屈曲した「S」字状形態で延在してもよい。最後から二番目の環状要素 1 1 と最後の環状要素 1 1 との間の結合要素 1 2 は、「V」字状部分を有してもよい。

【0058】

図 8 に示されるように、ステント 1 の径方向剛性はステント 1 の長さの一部に沿って漸進的に変化する。特に、ステント 1 の端部領域 1 6 の径方向剛性は、ステント 1 の端部から更に内側に位置する第 1 の領域 1 7 の径方向剛性よりも小さい。ステント 1 の径方向剛性は、第 1 の領域 1 7 から端部領域 1 6 へ向かって漸進的に変化する。

10

【0059】

この場合、第 1 の領域 1 7 は、端部領域 1 6 からほぼ 8 mm に位置する。

【0060】

径方向剛性における変化は、様々な異なる手段により達成し得る。

【0061】

例えば、図 6 に図示されるように、第 1 の領域 1 7 における環状要素 1 1 の縦方向寸法は端部領域 1 6 における環状要素 1 1 の縦方向寸法よりも小さくしてもよい。

【0062】

端部領域 1 6 における環状要素 1 1 の縦方向寸法は、第 1 の領域 1 7 における環状要素 1 1 の縦方向寸法よりも 1 % から 90 % の範囲で大きくてもよく、好ましくは 1 % から 75 % の範囲で大きく、この場合は、ほぼ 40 % 大きい。同様に、第 1 の領域 1 7 における支柱要素 1 3 の長さは、端部領域 1 6 で支柱要素 1 3 の長さよりも短くしてもよい。端部領域 1 6 における支柱要素 1 3 の長さは、第 1 の領域 1 7 における支柱要素 1 3 の長さよりも 1 % から 90 % の範囲で長くてもよく、好ましくは 1 % から 75 % の範囲で長く、この場合は、ほぼ 40 % 長い。

20

【0063】

図 6 は、支柱長を用いる径方向剛性における変化を示す。

【0064】

他の例として、図 7 に図示されるように、第 1 の領域 1 7 における支柱要素 1 3 の幅は、端部領域 1 6 における支柱要素 1 3 の幅より大きくしてもよい。第 1 の領域 1 7 における支柱要素 1 3 の幅は、端部領域 1 6 における支柱要素 1 3 の幅よりも 2 % から 50 % の範囲で大きくてもよく、好ましくは 10 % から 30 % の範囲で大きく、この場合は、ほぼ 20 % 大きい。

30

【0065】

図 7 は、支柱幅を用いる径方向剛性における変化を示す。

【0066】

他の例として、第 1 の領域 1 7 における環状要素 1 1 の厚さは、端部領域 1 6 における環状要素 1 1 の厚さよりも大きくしてもよい。同様に、第 1 の領域 1 7 における支柱要素 1 3 の厚さは、端部領域 1 6 における支柱要素 1 3 の厚さよりも大きくしてもよい。

【0067】

搬送に先立ちステント 1 が血管の外にあるとき、図 3 に図示されるように、ステント 1 は第 1 の領域 1 7 から端部領域 1 6 まで一定の径を持つ。血管内のステント 1 の展開の後、図 4 に図示されるように、径方向剛性の変化に起因して、ステント 1 は、第 1 の領域 1 7 から端部領域 1 6 まで漸進的に縮小する径を持つテーパ形状を有する。図 3 は、ステント端 1 6 に明らかなテーパを伴わない展開前のステント 1 を示す。図 4 は、ステント端 1 6 に明らかなテーパを有する展開後のステント 1 を示す。

40

【0068】

ステント 1 の長さの一部に沿った径方向剛性における変化は、低い壁剪断応力を有する血管壁の領域を減少させて、再循環の可能性を低減して、新生内膜過形成の虞を低減させる。0.4 Pa よりも低い平均壁剪断応力のレベルは、動脈の内面を覆う内皮細胞に発

50

病の起因となる影響を及ぼすことが示されている。壁剪断応力のより高い（例えば $1.5 Pa$ を超える）レベルは、ステント内再狭窄のレベルの減少に関係付けられている。

【0069】

ステントから血管への急激な拡張を伴う配置構成は、壁剪断に関して低い性能をもたらすであろう。本発明は、端部においてステント1の径を漸進的に変化させることによって、この問題に対処する。ステント1の径方向剛性を変化させることによって、本発明は、血管壁に対するステント1の良好な併置関係を確実に維持する。ステント端における直径の漸進的な増大を達成するために、幾つかの試みが可能である。支柱横断面をステント端へ向かって減少させてもよく、及び/又は支柱長をステント端へ向かって増大させてもよい。

10

【0070】

径方向剛性は支柱幅に比例している。支柱幅が増大するにつれて、径方向力は増大する。径方向剛性は、支柱長に逆比例している。支柱長が減少するにつれて、径方向力は増大する。

【0071】

テーパ状をなす径方向剛性を有するステント1では、再循環領域は生じない。再循環領域は、一定の径方向剛性を有する非テーパ状ステントの近端部における急激な断面積変化に起因して生じる。

【0072】

テーパ状領域の長さを増大させると、 $0.4 Pa$ よりも低い壁剪断応力部分の断面積を減少させる。

20

【0073】

ステント1は混合領域3、5を有し、且つテーパ状である。この方式では、壁剪断応力のレベルが大幅に向上する。低い壁剪断応力の領域は、ステント内再狭窄に関係している。従って、壁剪断応力を増大することは、ステント内再狭窄のレベルを低減させる。テーパ状にすることは、ステント1の近端部及び末端部における径方向剛性を変化させることにより達成される。

【0074】

本発明は中間区画3、5におけるテーパを含む。テーパは、径方向剛性を変化させることにより与えられる。テーパの拡大率は、テーパ長全体に亘って一定である。この場合の拡大は、 $5 mm$ の血管から $6 mm$ のステントされた径までである。

30

【0075】

混合領域の壁剪断応力に対するテーパの効果は以下の通りである。

【0076】

ステント1の近端部にテーパ状区画を含めることにより、 $0.4 Pa$ を下回る低い壁剪断応力の領域を与え、ステントの近端部において、血管の断面積を $5 mm$ から $6 mm$ へ急激に変化させる低い壁剪断応力の大きな領域をもたらす螺旋形ステントへの急激な拡大の場合に比べて低減される。

【0077】

$0.4 Pa$ を下回る表面領域は、テーパ状ステントの性能を評価する測定基準として用いられるであろう。混合領域3、5におけるテーパの長さの増大は、 $0.4 Pa$ を下回る壁剪断応力の表面領域を低減する。

40

【0078】

第1の四つの冠11は縮小する支柱幅を有してもよい。最後の冠11は、より長い支柱長さを有して、支柱幅を減少させること無く、所望の低い径方向剛性の達成を助けるようにしてもよい。

【0079】

使用に際しては、ステント1は、全て円筒形状である中央区画2、第1の中間区画3、第1の端部区画4、第2の中間区画5、及び第2の端部区画6を有する潰れた搬送形態になるように構成されている。

50

【 0 0 8 0 】

ステント 1 が血管の外にあるとき、図 3 に図示されるように、ステント 1 は第 1 の領域 1 7 から端部領域 1 6 まで一定径を有する。ステント 1 は、処置の望まれる部位に血管を通して搬送される。次いでステント 1 は、血管の内壁の少なくとも一部を支持するように、搬送形態から拡張された展開形態まで動かされる。展開形態においては、中央区画 2 は螺旋形状であると共に、第 1 の端部区画 4 及び第 2 の端部区画 6 は円筒形である。血管内におけるステント 1 の展開の後、図 4 に図示されるように、径方向剛性における変化に起因して、ステント 1 は第 1 の領域 1 7 から端部領域 1 6 まで漸進的に縮小する径を持つテーパ形状形態を有する。

【 0 0 8 1 】

ステント 1 が血管内に展開されるとき、ステント 1 が血管に力を及ぼすと、血管の縦軸の少なくとも一部が三次元空間に屈曲される。このように、ステント 1 は、三次元空間で屈曲する血管の内壁の少なくとも一部を支持するように働く。血管の三次元屈曲部分を通る血液流は、次いで旋回運動を経る。血液の旋回流は、血栓症の発病頻度及び血小板粘着力を最小にして、内膜の内成長によるステント 1 の被覆を最小にするか若しくは防止することが判明している。血管の非平面幾何形状によって誘発された旋回パターンを含む血管内の流れパターンは、血管病、例えば血栓症 / アテローム性動脈硬化症及び内膜過形成の進行を防止するように働く。

【 0 0 8 2 】

ステントの形状は多様であってもよいことは述べるまでもない。

【 0 0 8 3 】

例えば、図 9 に図示されるように、中央区画 2 は中間区画 3、5 の各々よりも長さを短くしてもよい。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 に図示されるように、ステントは、第 1 の中間区画 3、第 1 の端部区画 4、中間区画 5、第 2 の端部区画 6 からなるようにしてもよい。この場合、ステントは中央区画を含まない。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 に図示されるように、ステントは、中央区画 2、第 1 の中間区画 3、及び第 2 の中間区画 5 からなるようにしてもよい。この場合、ステントは第 1 の端部区画又は第 2 の端部区画を含まない。

【 0 0 8 6 】

図 1 2 に図示されるように、中央区画 2 は中間区画 3、5 の各々よりも長さを短くしてもよい。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 に図示されるように、ステントは、第 1 の中間区画 3 及び第 2 の中間区画 5 からなるようにしてもよい。この場合、ステントは、中央区画、又は第 1 の端部区画、又は第 2 の端部区画を含まない。

【 0 0 8 8 】

展開形態においては、図 1 4 及び図 1 5 に図示されるように、中央区画が区分的に螺旋形状を有してもよいことは述べるまでもない。ステントは、短い冠形状要素の形態で一連の環状要素として形成してもよい。隣接した冠は直列に配置されて、管状構造を形成しているコネクタ要素によりリンクされる。各々の冠は、真直状の中心線を有し、その形状が殆ど円筒形状である。真直ステントの中心線は、図 1 4 に図示されるように、同一直線形状に配置された一連の冠中心線によって形成される。三次元ステントの特定の実施形態においては、冠中心線部分は、もはや同一平面上にない。そのような一つの実施形態においては、ステント中心線は、区分的に直線の三次元屈曲を形成する。図 1 5 に図示されるように、他の実施形態においては、ステント中心線は一連の不連続な線分である。

【 0 0 8 9 】

中央区画は代替的な形状を有してもよく、例えば展開形態においては、中央区画は実質的に螺旋形状を有してもよい。同様に、中間区画は代替的な形状を有してもよく、例えば展開形態においては、中間区画は実質的に旋回形状とし得る。

【0090】

図16に図示されるように、ステントは第1の中間区画3及び第1の端部区画4からなるようにしてもよい。この場合、ステントは中央区画、又は第2の中間区画、又は第2の端部区画を含まない。展開形態においては、第1の中間区画3は実質的に螺旋形状である。

【0091】

図17に図示されるように、ステントは第1の中間区画3のみからなるようにしてもよい。この場合、ステントは中央区画、又は第1の端部区画、又は第2の中間区画、又は第2の端部区画を含まない。展開形態においては、第1の中間区画3は、実質的に螺旋形状である。

10

【0092】

図18、19及び20の実施形態は、展開形態にあるときに、血管内に拘束されておらず、ステントの終端へ向かって縮小する径を有する。

【0093】

図18に図示されるステント1は、展開形態にあるときに、円筒形状の幾何形状を有するステントである。ステントは、中央区画2及び端部区画4を有する。端部区画4の直径は、中央区画2の径からステントの終端16における小径まで縮小する。従って端部区画4はテーパ状若しくは円錐状である。ステント1は複数の環状要素11からなり、各々の環状要素は、ジグザク形状をなす複数の支柱要素13から形成されており、隣接する環状要素12は結合要素により結合される。

20

【0094】

図19のステント1は、中央区画2、中間区画3、及び端部区画4を有している。図18のステントの場合のように、ステントは複数の環状要素11からなり、その各々は相互接続した複数の支柱要素13からなり、その複数の環状要素11は結合要素12により結合される。この場合、中央区画2は、三次元空間で屈曲して、例えば螺旋形状である縦軸を有する。これは、真直円筒形状である中間区画3へ接続されて、次いで区画3はテーパ状をなす端部区画4へ接続されて、これはステントの端部16へ向かって縮小する径を有する。

30

【0095】

図20のステントの場合、これは中央区画2を有し、これは三次元空間に屈曲して例えば螺旋形状の縦軸を有し、その中央区画はテーパ状の端部区画4へ接続されている。この場合、端部区画4はテーパ状であるのみならず、三次元空間に屈曲した縦軸を有する。

【0096】

図18又は図19又は図20によるステントが血管内に展開される時、その径は血管の拘束動作により、その長さに沿って縮小される。しかしながら、ステント端16において、拘束動作により径は全く縮小されなくてもよく、或いは僅かにのみ縮小されてもよいので、非ステント部分とステント部分との間のステントの流れ内腔における急激な形状変化が回避される。むしろ、漸進的な変化が端部区画4の長さ亘って与えられる。

40

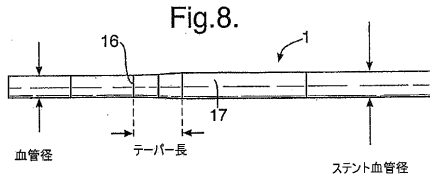
【0097】

図18又は図19又は図20のステントの他端は図示されていないが、これまたテーパを有してもよく、また可能とあれば、図示した端部と同様な構造を有してもよい。

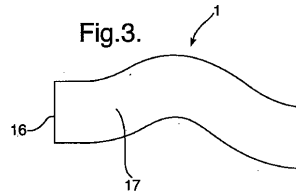
【0098】

本発明は添付の図面を参照して上述した実施形態に限定されるものではなく、それらは構造及び詳細を変えてもよい。

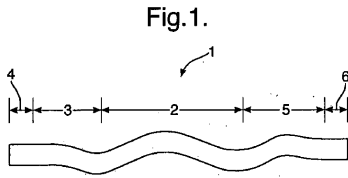
【 図 1 】



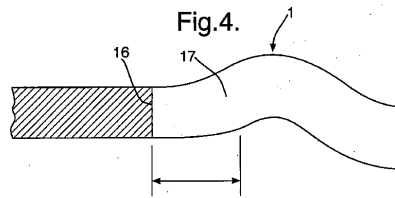
【 図 3 】



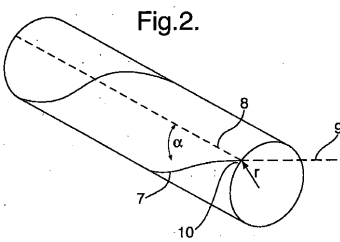
【 図 2 】



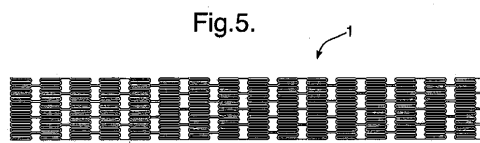
【 図 4 】



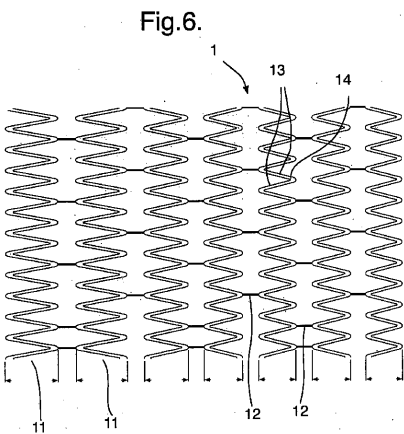
【 図 5 】



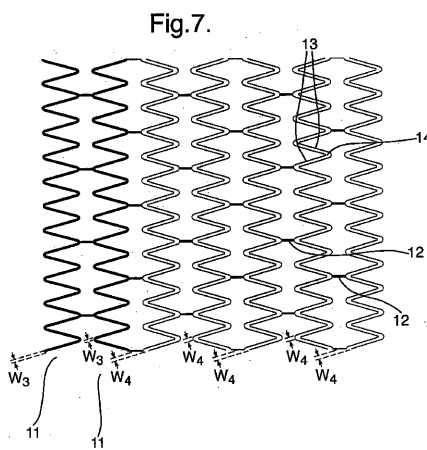
【 図 5 】



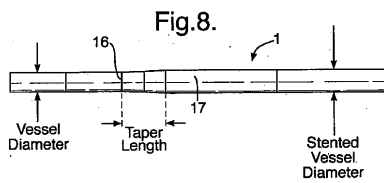
【 図 6 】



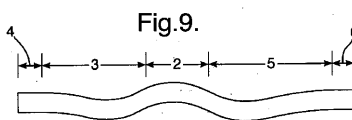
【 図 7 】



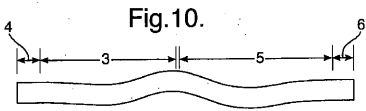
【 図 8 】



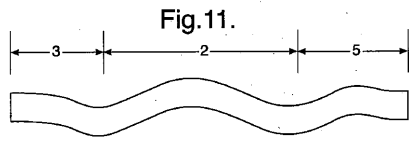
【 図 9 】



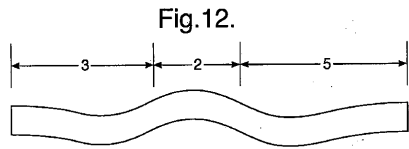
【 図 1 0 】



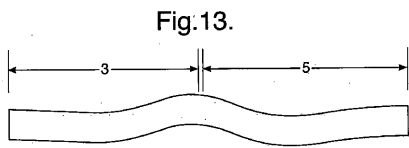
【 図 1 1 】



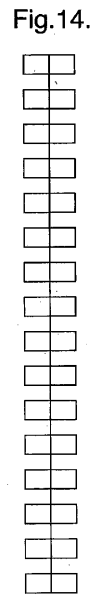
【 図 1 2 】



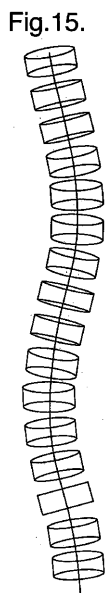
【 図 1 3 】



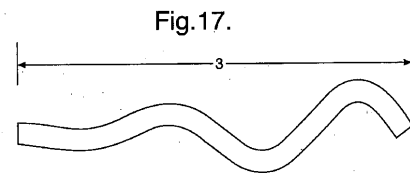
【 図 1 4 】



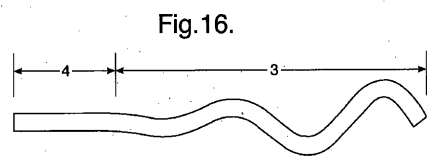
【 図 1 5 】



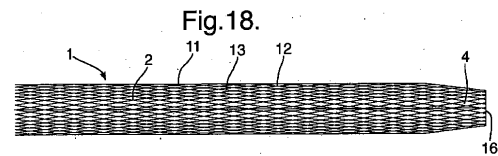
【 図 1 7 】



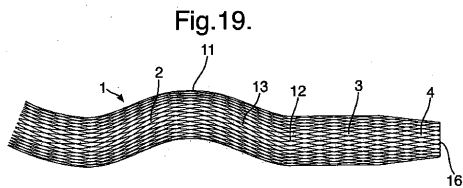
【 図 1 6 】



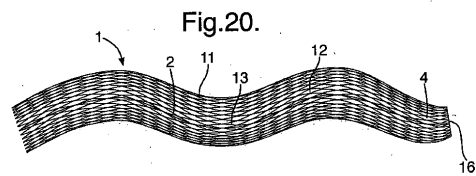
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2009/002437

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61F2/90		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GB 2 418 362 A (VERYAN MEDICAL LTD [GB]) 29 March 2006 (2006-03-29) figure 2 column 10, line 5 - line 13	1, 30-35, 43, 44
X	WO 03/057079 A (SCIMED LIFE SYSTEMS INC) 17 July 2003 (2003-07-17) page 10, line 9 - line 29 page 11, line 13 - line 17	1-31, 33-45
X	EP 0 800 801 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEM [US]) 15 October 1997 (1997-10-15) column 7, line 19	1, 2, 6, 24, 35, 43, 44
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents:		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
E earlier document but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		* & * document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
5 February 2010	15/02/2010	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Mary, Céline	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2009/002437

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
GB 2418362	A	29-03-2006	AU 2005286258 A1	30-03-2006
			BR PI0515593 A	29-07-2008
			CA 2581447 A1	30-03-2006
			CN 101065078 A	31-10-2007
			EP 1799152 A1	27-06-2007
			WO 2006032902 A1	30-03-2006
			JP 2008513171 T	01-05-2008
			KR 20070083742 A	24-08-2007
			US 2008262599 A1	23-10-2008
			WO 03057079	A
AU 2003206388 A1	24-07-2003			
CA 2471941 A1	17-07-2003			
DE 60313736 T2	24-01-2008			
EP 1465552 A1	13-10-2004			
JP 2005514106 T	19-05-2005			
US 2003135265 A1	17-07-2003			
EP 0800801	A	15-10-1997		
			CA 2188233 A1	11-10-1997
			JP 3112157 B2	27-11-2000
			JP 9285548 A	04-11-1997
			NZ 331269 A	28-01-2000
			US 6027526 A	22-02-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100138438

弁理士 尾首 亘聰

(74)代理人 100138519

弁理士 奥谷 雅子

(74)代理人 100123892

弁理士 内藤 忠雄

(74)代理人 100131543

弁理士 常光 克明

(74)代理人 100159020

弁理士 安藤 麻子

(74)代理人 100161539

弁理士 武山 美子

(74)代理人 100169993

弁理士 今井 千裕

(74)代理人 100166637

弁理士 木内 圭

(72)発明者 ハーティ、ケビン

アイルランド共和国、メイヨー州、キャッスルバー、ザ・カーラ

(72)発明者 ミュリンズ、リアム

アイルランド共和国、ウエストミース州、アスローン、クーサン・ポイント・ロード

Fターム(参考) 4C167 AA45 BB07 BB12 CC08 EE03 HH04 HH08

【要約の続き】

【選択図】図1