

(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2009-520575

(P2009-520575A)

(43) 公表日 平成21年5月28日 (2009.5.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 M 25/00 (2006.01)</b>	A 6 1 M 25/00 4 1 0 H	4 C 1 6 0
<b>A 6 1 B 17/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 17/00 3 2 0	4 C 1 6 7
<b>A 6 1 F 2/84 (2006.01)</b>	A 6 1 M 29/00	
	A 6 1 M 25/00 4 0 5 H	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 11 頁)

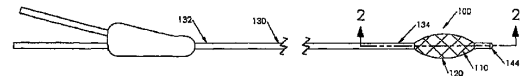
(21) 出願番号	特願2008-547594 (P2008-547594)	(71) 出願人	500053263
(86) (22) 出願日	平成18年12月19日 (2006.12.19)		メデイカル コンポーネンツ, インコーポレーテッド
(85) 翻訳文提出日	平成20年7月29日 (2008.7.29)		アメリカ合衆国, ペンシルベニア州, ハー
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/048971		レイスビル, デルプ ドライブ 1 4 9 9
(87) 国際公開番号	W02007/075986	(71) 出願人	506146323
(87) 国際公開日	平成19年7月5日 (2007.7.5)		ツインキャス・リミテッド・ライアビリテ
(31) 優先権主張番号	60/751, 865		ィ・カンパニー
(32) 優先日	平成17年12月20日 (2005.12.20)		TwinCath, LLC
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国85253アリゾナ州パラ
			ダイス・バレー、イースト・ホワイト・ド
			ライブ4582番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カットिंगバルーンカテーテル組立体

## (57) 【要約】

カットングバルーンカテーテル組立体 (100) は、末端部 (134) を有するデュアルルーメンカテーテル (130) と、膨張/収縮ルーメン (138) と、第2又はガイドワイヤルーメン (136) とを備えている。組立体は、さらに、内部空洞 (116) を有する空気注入式バルーン (110) と、バルーンの周りに配置され、多数のカットングエッジを有する拡張可能なカバー (120) とを備えている。組立体において、バルーン (110) は、カテーテルの末端部 (134) に固定的に接続され、バルーン (110) の内部空洞 (116) は、カテーテル (130) の第1ルーメンと流体連通している。バルーンが膨張した後、カテーテル組立体が長手方向又は回転軸方向に相互に移動するとき、血管壁 (154) に沿って狭窄、プラーク、又は病巣をすり減らす、前記本発明を利用して血管壁から閉塞物を除去する方法も開示されている。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 ルーメンと第 2 ルーメンとを有するデュアルルーメンカテーテルと、  
内部空洞を有する空気注入式バルーンと、  
前記バルーンの周りに配置され、多数のカッティングエッジで構成される拡張可能なカ  
バーと、  
を備え、  
前記バルーンは、前記カテーテルの末端部に固定的に接続され、  
前記バルーンの前記内部空洞は、前記第 1 ルーメンと流体連通し、  
前記第 2 ルーメンは、ガイドワイヤ上に挿入可能に構成されている、  
カッティングバルーンカテーテル組立体。

10

**【請求項 2】**

前記デュアルルーメンカテーテルは、同軸カテーテルである、請求項 1 に記載のカッ  
ティングバルーンカテーテル組立体。

**【請求項 3】**

前記カバーは、ポリエチレン繊維のメッシュコーティングを含む、請求項 1 に記載のカ  
ッティングバルーンカテーテル組立体。

**【請求項 4】**

前記カバーの前記カッティングエッジは、長手方向及び円周方向に対して斜めのパター  
ンのカッティングエッジである、請求項 1 に記載のカッティングバルーンカテーテル組立  
体。

20

**【請求項 5】**

前記カバーの前記カッティングエッジは、長手方向のパターンのカッティングエッジで  
ある、請求項 1 に記載のカッティングバルーンカテーテル組立体。

**【請求項 6】**

前記カバーの前記カッティングエッジは、長手方向と円周方向の両方のパターンのカッ  
ティングエッジである、請求項 1 に記載のカッティングバルーンカテーテル組立体。

**【請求項 7】**

末端部と基端部とを有するガイドワイヤと、カッティングバルーンカテーテル組立体を  
用意し、

30

ここで、前記カッティングバルーンカテーテル組立体は、

デュアルルーメンカテーテルであって、末端部と、前記カテーテルを通じて長手方向  
に伸びる第 1 及び第 2 ルーメンとを有し、血管内へ、ガイドワイヤ上を前記第 2 ルーメン  
が挿入可能に構成されているデュアルルーメンカテーテルと、

前記カテーテルの前記末端部の周りに配置された内部空洞を有するバルーンであって  
、前記バルーンの前記内部空洞が前記第 1 ルーメンと流体連通しているバルーンと、

多数のカッティングエッジを有し前記バルーンの周りに配置されたカバーと、  
を有するものであり、

前記血管内へ前記ガイドワイヤの末端部を挿入し、

前記カテーテルの前記末端部において前記第 2 ルーメン内に前記ガイドワイヤの前記基  
端部を挿入し、

40

前記カッティングバルーンカテーテル組立体を前記ガイドワイヤに沿って末端側に滑ら  
せ、

前記カバーが前記血管内の閉塞物をカットするように前記バルーンを膨張させる、  
ことを含む血管を拡張する方法。

**【請求項 8】**

さらに、前記バルーンを膨張させた後、前記血管内で前記カッティングバルーンカテー  
テル組立体を移動させることを含む、請求項 7 に記載の方法。

**【請求項 9】**

前記移動は、相互方向である、請求項 8 に記載の方法。

50

## 【請求項 10】

前記移動は、長手方向である、請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記移動は、回転方向である、請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 12】

前記移動は、長手方向と回転方向の両方である、請求項 8 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、医療器具に関し、より詳しくは、静脈系の通路を拡張するためのカッティングバルーンに関する。 10

## 【背景技術】

## 【0002】

先進国において最も一般的な心臓疾患の 1 つは、血管内におけるプラークの蓄積や狭窄によって生じる動脈硬化症の心臓血管疾患である。この病気は、静脈や動脈だけでなく、瘻孔 (fistulas) や移植片 (grafts) などの透析アクセスシステムにも影響を及ぼす。一般的に、動脈は、プラークの蓄積の影響を受けやすい。静脈系は、本質的にはほぼ線維状であり通常は瘢痕組織 (scar tissue) や静脈弁輪 (venous valvular rings) の形態である病巣を有している。さらに、瘻孔や移植片の長期間の配置があるとき、通路を狭くする傾向がある。PTFE や他の適当な材料から作られた移植片の静脈吻合は、例えば繊維筋過形成 (fibro-muscular hyperplasia) などの種々の病巣を発達させるかもしれない。これらの 3 つの苦痛の全ては、それらの性質において明確である。しかしながら、それらは通常全て、バルーンの膨張や血管形成術と良く反応する。 20

## 【0003】

プラークや狭窄によって狭くなっている静脈の通路をうまく拡張しようとする多数の発明がある。最もよく知られているものの 1 つとしては、フォーガティ (Fogarty) による米国特許第 3,435,826 号 (826 特許) に詳細に記載され、さらに米国特許第 4,403,612 号 (612 特許) にも詳細に記載されている『フォーガティカテーテル』がある。「826」特許と「612」特許の両方には、空気注入式バルーンカテーテルが記載されている。「826 特許」のバルーンカテーテルは、末端に空気注入式バルーンを有するカテーテルを有している。「826 特許」のバルーンカテーテルは、収縮したバルーンカテーテルを血管内へ詰まった部分を越えて挿入し、前記バルーンを膨張し、その後、詰まった領域に向けて膨張したバルーンを引くことによって操作され、それにより、前記詰まったものを退陣させるとともに、前記詰まったものが除去できるように閉塞物を切開部へ引っ張る。「612 特許」のバルーンカテーテルは、2 つのバルーンを有し、第 1 バルーンは第 2 バルーンの内側に配置され、第 1 及び第 2 バルーンの両方は、カテーテルの末端に位置している。使用中において、「612 特許」のバルーンカテーテルは、膨張され、血管の壁に沿って位置するプラークや狭窄を圧迫し、それにより、静脈の通路を拡大する。 30

## 【0004】

空気注入式バルーンカテーテルのほとんどのタイプは、血管の壁上に位置する前記蓄積物に圧力をかけ、前記血管の壁に対して前記蓄積物を圧迫することによって、血管を拡張する。膨張しない (もっと正確に言えば、他の機械的プロセスを用いて拡張する) 他のタイプのバルーンカテーテルがある。この機械的に拡張するタイプのバルーンカテーテルの一例が、ヒールステッドによる米国特許第 4,921,484 号 (484 特許) に詳細に記載されている。「484 特許」には、織り込まれたメッシュバルーンを末端チップに有するカテーテルが記載されている。挿入の間、前記バルーンは、引き延ばされて、狭い輪郭を維持する。前記バルーンが拡大されるべき血管に到達したとき、カテーテルの末端チップは、縮小され、それにより編み込まれたメッシュバルーンを拡張する。その後、拡張したメッシュバルーンは、プラーク及び狭窄を突き破る又はこするのに使用され、それに 40 50

より血管を拡張する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

瘻孔や移植片などの透析アクセスから、及び詰まっている血管から、ブランク及び狭窄を除去するために、バルーンを中心部への流体の注入を通じて膨らませることができ且つメッシュバルーンの表面特性も有する器具を提供することは有益であろう。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、内部空洞を有する末端部に空気注入式バルーンを有するデュアルルーメンカテーテルと、前記バルーンの外周に配置された拡張可能なカバーとを有し、前記カバーが多数のカッティングエッジを有するカッティングバルーンカテーテル組立体である。前記組立体において、前記バルーンは、前記カテーテルの末端部に固定的に接続され、前記バルーンの前記内部空洞は、前記カテーテルの膨張/収縮ルーメンと流体連通している。

【0007】

本発明は、さらに、前記カッティングバルーンカテーテル組立体を用いて血管の壁から障害物を除去する方法であって、カテーテルの挿入及びバルーンの膨張後、カッティングエッジが血管の壁に沿った狭窄、ブランク、又は病巣をすり減らすように、前記組立体を軸方向又は回転方向のいずれかに相互的に移動する方法を含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

図面において、類似の数字は、全体を通じ類似の要素を示している。便宜上のためだけに、ここでは特定の専門用語が用いられているが、本発明を限定するものとして解釈されるべきでない。『末(端)』及び『基(端)』なる用語は、それぞれ、本発明にかかるカッティングバルーン組立体を構成するダブルルーメンカテーテル組立体の端部『に近づく』及び『から離れる』方向を言及している。前記専門用語には、特に上述した前記用語、その派生語及び類義語が含まれる。下記は、本発明の好適な実施形態を説明する。しかしながら、本発明は、ここに述べる好適な実施形態に限定されるものではなく、この開示に基づいて理解されるべきものである。

【0009】

図1及び2を参照すると、本発明にかかるカッティングバルーンカテーテル組立体100の第1の好適な実施形態が示されている。バルーン組立体100は、患者の血管内の閉塞物をカッティングすることによって患者の血管を拡張するために使用される。閉塞物は、病巣(lesion)、狭窄(stenoses)、ブランク(plaque)、又は患者の血管を収縮する他の迷惑物(infliction)であるかもしれない。バルーン組立体100は、バルーン110と、メッシュカバー120と、カテーテル130とを備えている。カテーテル130は、基端部132と、末端部134と、基端部132と末端部134との間でカテーテル130を通じて伸びる長手方向軸102とを有している。好ましくは、カテーテル130は、デュアルルーメン同軸カテーテルであり、内壁140と外壁142とを有する。図2に示される好ましい実施形態において、カテーテル130は、長手方向軸102に沿って配置された軸方向ルーメン136と、軸方向ルーメン136の外周に配置された外側又は膨張/収縮ルーメン138とを有する。軸方向ルーメン136は、長手方向軸102に沿い、それを通じて挿入されるガイドワイヤ(図5参照)に適合するサイズとされている。軸方向ルーメン136は、全て内壁140によって形成されることが好ましい。外側ルーメン138は、外壁142と内壁140とによって形成される。図2に示すように、軸方向ルーメン136は、カテーテル130の中心に置かれ、外側ルーメン138によって完全に取り囲まれることが好ましいが、当業者は、軸方向ルーメン136がカテーテル130の外壁142内のどこかに配置されてもよいことに気づくであろう。

【0010】

末端チップ144は、カテーテル130の末端部134(バルーン120の末端側の地

10

20

30

40

50

点)に位置している。好ましくは、末端チップ144は、患者の血管内への組立体100の挿入を円滑に促すために丸められている。末端チップ144は、好ましくは、既知の撮像技術に用いる部位の正確な場所のために放射線不透過性であり、且つ、軸方向ルーメン136と流体連通する末端側通路146を有し、軸方向ルーメン136と末端チップ144の外側との間に通路を提供する。末端側通路146は、末端144及び軸方向ルーメン136を通るガイドワイヤの挿入を容易にする。好ましくは、カテーテル130は、ポリエチレンや他の適当な生体適合性のある材料で構成される。

#### 【0011】

図2及び3を参照すると、バルーン110は、カテーテル130の末端部134の基端側に位置している。バルーン110は、基端側バルーン端部112と、末端側バルーン端部114と、基端側バルーン端部112と末端側バルーン端部114との間に位置する内部空洞116とを有している。好ましくは、バルーン110は、カテーテル130のおよそ末端部134の周囲に位置し、且つ、カテーテル130の末端チップ144の基端側に位置する。好ましくは、バルーン110は、ポリウレタン、シリコン、又は他の適当な生体適合性のある材料で構成される。

#### 【0012】

基端側バルーン端部112と末端側バルーン端部114とは、カテーテル130の外壁142に、ボンディング、接着剤、超音波溶接、又は、カテーテル130の外壁142に基端側バルーン端部112と末端側バルーン端部114とを固定して取り付けのに適している他の取付手段によって、固定して取り付けられている。好ましくは、基端側又は末端側バルーン端部112, 114の固定取付は、バルーン110とカテーテル130との間に液密シールを形成する。好ましくは、バルーン110は、図3に示すように、その収縮した状態において、通常、基端側バルーン端部112と末端側バルーン端部との間で伸びる管形状である。サイズに関して、バルーンは、静脈系に使用するために4~20mmの直径を有したり、動脈系に使用するために1.5~12mmの直径を有したりすることができる。

#### 【0013】

図2及び3に戻って参照すると、好ましくは、基端側バルーン端部112と末端側バルーン端部114とは、カテーテル130の末端部134の外表面に適合するように形成されている。例えば、カテーテル130が環状の外郭を有する同軸カテーテルである本実施形態のような場合において、基端側及び末端側バルーン端部112, 114は、環状の輪郭を有し、且つ、カテーテル130の外壁142の周りに適合するサイズとされている。しかしながら、当業者は、カテーテル130と、対応する基端側及び末端側バルーン端部112, 114とが、本発明の挿入及び作業を容易にするいかなる形状を有してもよいことに気づくであろう。

#### 【0014】

図2を参照すると、バルーンの内表面111とカテーテル130の外壁142とは、カテーテル130の外側ルーメン138と流体連通する内部空洞116を形成している。少なくとも1つの膨張ポート148は、カテーテル130の外壁142に位置している。前記少なくとも1つの膨張ポート148は、末端側バルーン端部112と基端側バルーン端部114との間に位置するカテーテル130の一部に、カテーテル130の外壁142を貫いて配置されている。膨張ポート148は、外側ルーメン138から内部空洞116内へ加圧流体が通過することを許可し、それによりバルーン110が拡張することによって、バルーン110の膨張を容易にする。

#### 【0015】

外表面121を有するカバー120は、基端側カバー端部122と末端側カバー端部124との間でバルーン110の外側の周りに配置され、当該外側上より極めて僅かに隆起している。カバー120は、プラスチック、又は金属で構成されることが好ましく、ポリウレタン系繊維で織られた柔軟なメッシュであってもよい。しかしながら、カバー120は、バルーン110が膨張したとき拡張し且つバルーン110が収縮したとき縮小するの

10

20

30

40

50

に十分な柔軟性のあるカバーを形成する、当業者にはよく知られた他の適当な材料によって構成されてもよい。

【0016】

カバー120は、クロスハッチパターン(cross-hatched pattern)を有し、そのカッティングエッジが縦方向及び円周方向から曲がった概ね斜め方向であってもよい。また、当業者は、カバー120が、さらに、縦方向又は横方向のパターンを有しても良いことに気づくであろう。カバー120の外表面121は、非常にシャープであり、それにより使用中、血管内において、病巣、狭窄、又は他の所望の材料の裂傷を促せることが好ましい。好ましくは、バルーン110とカバー120とが膨張されているとき、カバー120の繊維は、バルーン110の外側の周りのパターンと共に配置されたシャープな単一の繊維で構成された、研磨用外表面121を持つインターロッキング構造を作り出す。

10

【0017】

カバー120は、バルーン110に1つ以上の箇所で接続されてもよい。あるいは、カバー120は、カテーテル130に1つ以上の箇所で接続されてもよい。あるいは、図3aに示すように、カバー120は、基端側及び末端側カバー端部122, 124のうちの一方で組立体100に接続されてもよい。図3aに示す実施形態は、長手方向に平行移動可能なリング126が、カバー126の少なくとも一部を組立体100に固定するために使用され、且つ、カバー120の基端部及び末端部122, 124の他方に配置されていることを除いて、好適な実施形態と同様である。カバー120は、どのように組立体100に接続されているかに関わらず、カバー120と組立体100との間で、バルーン110が膨張するときに拡張できるように十分に柔軟性があることが好ましい。

20

【0018】

好ましくは、図4に示すように、カテーテル130の基端部132は、軸方向ルーメン136と軸方向ポート162との間及び外側ルーメン138と外側ポート164との間に流体連通を提供するように、カテーテル110の基端部132と噛み合うように構成されたハブ160を有する。好ましくは、軸方向及び外側ポート162, 164は、それぞれ、ルアーフィッティング166a, 166bを有し、組立体100が使用中でないとき、蓋を被せられる。

【0019】

軸方向ルーメン136と流体連通する軸方向ポート162は、そこを通るガイドワイヤ(図5参照)の挿入を容易にし、その中に配置されたバルブ168を有する。バルブ168は、軸方向ルーメン162を通る血液、空気、又は汚染物質の通路を制限する。バルブ168は、セルフシールバルブであることが好ましく、シリコン、又は当業者に知られた他の適当な材料から作られたエラストマーであってもよい。

30

【0020】

外側ポート164は外側ルーメン138と流体連通しており、外側ポート164のルアーフィッティング166bは、例えば注射器(図示せず)又は他の適当な医療器具(図示せず)などの膨張器具への外側ポート164の接続を容易にする。そのような医療器具は、エンドフレーター(endoflator)又は当業者に知られた他の器具であってもよい。

【0021】

図2及び5を参照すると、カッティングバルーン組立体100は、静脈系内で病巣を有する線維性組織149を通して壊すように使用されてもよい。組立体100は、例えば瘻孔(fistula)又は移植片(graft)などの透析アクセスを拡張することに使用されることも意図している。カッティングバルーン組立体100は、ブランク及び狭窄で圧縮されている血管の内壁を拡張するために使用されてもよい。患者への挿入に先立って、カテーテル130の外側ルーメン138とバルーン110の内部空洞116とは、例えば食塩水などの流体で事前準備されることが好ましい。また、挿入に先立って、組立体100の外表面は、食塩水又は他の適当な潤滑剤で潤滑されることが好ましい。

40

【0022】

図5に関して、使用中、末端チップ152を有するガイドワイヤ150が、末端チップ

50

１５２が血管１５４内で狭窄、ブランク、又は病巣１４９の蓄積部を越えて伸びるほど十分遠くに、当業者に知られた手段を利用して患者の血管１５４内に挿入される。そのとき、カッティングバルーンカテーテル組立体１００は、ガイドワイヤ１５０の基端部（図示せず）を組立体１００の末端チップ１４４の末端側通路１４６内に挿入することによって、患者の血管１５４内に挿入される。ガイドワイヤ１５０の基端部は、組立体１００がガイドワイヤ１５０に沿って患者の血管１５４内へ末端側に滑るように、軸方向ルーメン１３６を通じて送り込まれる。組立体１００がガイドワイヤ１５０に沿って末端側に滑るとき、まず、組立体１００の末端チップ１４４が患者の血管１５４に入り、続いてバルーン１１０が入る。そして、バルーン１１０とカバー１２０とが患者の血管１５４の内側の狭窄、ブランク蓄積、又は他の病巣１４９に近づくまで、組立体１００はガイドワイヤ１５

10

#### 【００２３】

バルーン１１０とメッシュカバー１２０とが、切断又は拡張されるべき狭窄、ブランク、又は病巣１４９に隣接した時点で、図４に示すようにバルーン１１０は、外側ポート１６４を通じてカテーテル１３０の外側ルーメン１３８内に液体が注入されることによって膨張される。図２及び５に戻って参照すると、バルーン１１０は、患者の血管１５４の内壁に沿って狭窄、ブランク、又は病巣に圧力を関与させ且つ作り出すのに十分に大きいサイズに膨張される。一旦、バルーン１１０が十分に膨張すると、組立体１００は、長手方向（軸方向）に回転又は平行移動され、メッシュ表面が狭窄、ブランク又は病巣１４９をカッティングすることを容易にするのに役立つほど、相互方向に移動されることができる。長手方向軸１０２の周りを組立体１００が回転することは、実施形態のカバー１２０が横方向に配置されたカッティングエッジを有するときに好ましい。組立体１００を長手方向軸１０２に沿って基端及び末端方向に往復するように平行移動することは、長手方向に配置されたカッティングエッジを有する実施形態のカバー１２０が使用されるときに好ましい。使用中において、カバー１２０のカッティングエッジは、血管１５４内で狭窄、ブランク、又は病巣１４９をカットすることを目的し、それにより、血管１５４を拡大し且つそこを通じる増加した血液の流れを容易にすることができる。組立体が回転又はクルクル回されることは、前記カバーが長手方向及び円周方向に対して概ね斜め方向に曲がるカッティングエッジを備えるメッシュカバーである場合には、適当ではないだろう。

20

#### 【００２４】

図６を参照すると、カッティングバルーンカテーテル組立体２００の他の実施形態が示されている。他の実施形態は、同軸設計というよりむしろ並列構造を有する２つのルーメンを備えるカテーテル２３０を有する。並列構造を有するカテーテル２３０は、上述した同軸カテーテル１３０と概ね同様の機能を果たす。並列構造において、第１ルーメン２３６は、ガイドワイヤ上で、患者の血管内に挿入可能に構成されている。第２ルーメン２３８は、バルーン２１０の膨張のための流体内として構成されている。第２ルーメン２３８は、膨張ポート２４８の少なくとも１つを通じてバルーン２１０と流体連通している。当業者は、この組立体２００の他の実施形態がカテーテル２３０の構造を除いて組立体１００の好適な実施形態と概ね同じ特徴を有することに気づくであろう。その上、この他の組立体２００は、好適な実施形態１００と同じように作用する。

30

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【００２５】

ここに組合せられ、この明細書の一部を構成する添付図面は、本発明の現在好ましいとされる実施形態を図解するものであり、上記の一般的記述及び詳細な説明とともに、本発明の特徴を説明するために役立つものである。

【図１】図１は、本発明実施形態にかかるカッティングバルーンカテーテル組立体の側面図である。

【図２】図２は、図１の線２－２に沿って切り取った、バルーンが膨張した状態のカッティングバルーンカテーテル組立体の拡張断面図である。

【図３】図３は、収縮した状態における図１のカッティングバルーンカテーテル組立体の

50

末端部の拡大側面図である。

【図 3 a】図 3 a は、カッティングバルーンカテーテル組立体の他の実施形態の拡大断面図である。

【図 4】図 4 は、図 1 のカッティングバルーンカテーテル組立体のハブの断面図である。

【図 5】図 5 は、患者の血管内に挿入され且つ膨張した状態のカッティングバルーンカテーテル組立体の末端側部分の側面（一部断面）図である。

【図 6】図 6 は、カッティングバルーンカテーテル組立体の他の実施形態の末端側部分の断面図である。

【図 1】

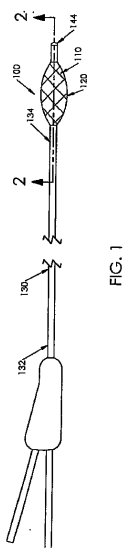


FIG. 1

【図 2】

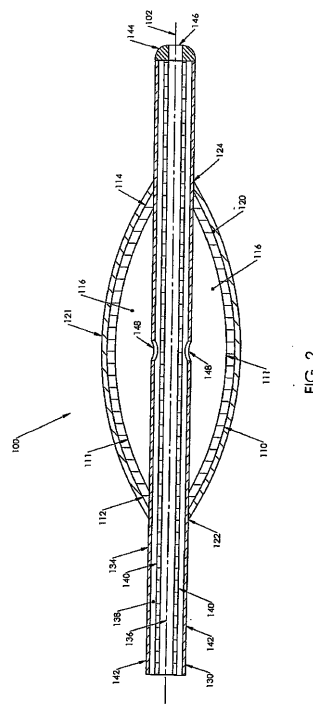


FIG. 2



【図 3】

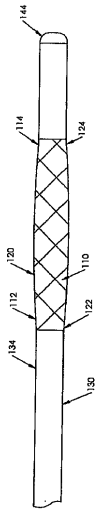


FIG. 3

【図 3 A】

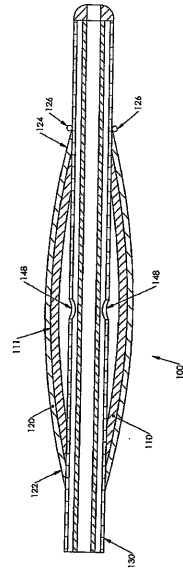


FIG. 3A

【図 4】

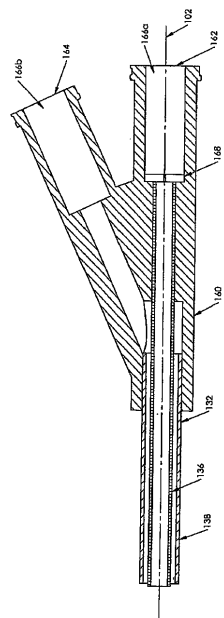


FIG. 4

【図 5】

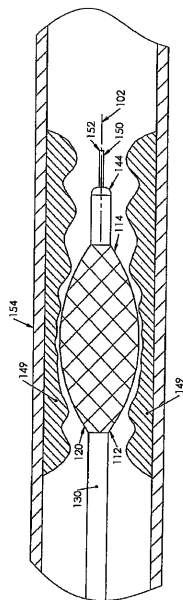


FIG. 5

【 図 6 】

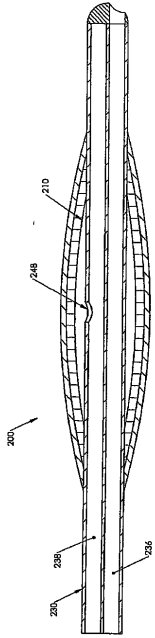


FIG. 6

## 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,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,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,LV,LY,MA,MD,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,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(71)出願人 309000565

リチャード・ミシュラー

R i c h a r d M I S H L E R

アメリカ合衆国 8 5 0 2 8 アリゾナ州フェニックス、ノース・フォーティサード・ストリート 9 4  
0 3 番

(74)代理人 100101454

弁理士 山田 卓二

(74)代理人 100081422

弁理士 田中 光雄

(74)代理人 100091524

弁理士 和田 充夫

(72)発明者 ドナルド・エイ・ショーン

アメリカ合衆国 8 5 2 5 3 アリゾナ州パラダイス・バレー、イースト・ホワイト・ドライブ 4 5 8  
2 番

(72)発明者 リチャード・ミシュラー

アメリカ合衆国 8 5 0 2 8 アリゾナ州フェニックス、ノース・フォーティサード・ストリート 9 4  
0 3 番

(72)発明者 ティモシー・シュウェイカート

アメリカ合衆国 1 9 0 5 4 ペンシルベニア州レビットタウン、ノース・パーク・ドライブ 1 2 1 番

Fターム(参考) 4C160 MM36

4C167 AA07 BB05 BB06 BB10 BB14 BB15 BB28 BB29 CC09 DD01

GG06