

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 686 256

②1 N° d'enregistrement national :

92 00499

⑤1 Int Cl⁵ : A 61 M 25/10

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 17.01.92.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : 23.07.93 Bulletin 93/29.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : LABORATOIRE NYCOMED
INGENOR (SA) Société Anonyme — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Boussignac Georges et Labrune Jean-
Claude.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire : Cabinet Beau de Loménie.

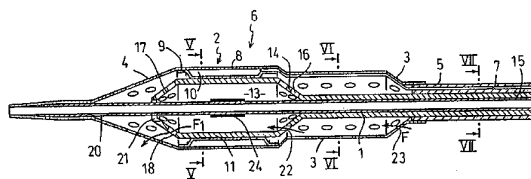
⑤4 Cathéter de dilatation.

⑤7 La présente invention concerne un cathéter de dilata-
tion, comprenant:

- un élément tubulaire externe comportant une portion déformable radialement comportant un ballon;
- un élément tubulaire interne (1);
- un micro-tube (7), pour permettre le gonflage et le dégonflage dudit ballon.

Selon l'invention, le ballon (2) comprend une paroi externe destinée à venir en contact avec la paroi interne dudit canal corporel, en position d'utilisation; et une paroi interne fixée de manière étanche à ladite paroi externe et susceptible de délimiter avec celle-ci, en position d'utilisation, une cavité interne annulaire; et ce cathéter comprend en outre un élément de support conformé pour maintenir en position d'utilisation ladite paroi interne du ballon, tout en permettant la circulation du fluide corporel dans l'espace compris entre ledit élément interne et la paroi interne (9) du ballon.

L'invention trouve notamment application dans le traitement des affections des artères coronaires.



FR 2 686 256 - A1



Cathéter de dilatation

05 La présente invention a pour objet un cathéter de dilatation à perfusion destiné à être introduit dans un canal corporel tel que notamment un vaisseau sanguin.

L'invention trouve principalement application dans le domaine du traitement des affections des artères coronaires mais peut être également utilisée dans le domaine du traitement des affections d'autres canaux corporels, comme par exemple l'oesophage ou l'urètre.

Ces affections résultent généralement de la présence, sur les parois internes du canal de dépôts entraînant des rétrécissements ou sténoses de celui-ci.

15 Dans le traitement de ces affections, un cathéter de dilation est généralement utilisé :

- d'une part, pour rétablir la section normale de passage du canal au niveau de la sténose par compression à l'aide d'un ballon (ou ballonnet),
- 20 - d'autre part, pour injecter, par exemple à travers la paroi du ballon un produit de traitement destiné à rendre durable le rétablissement de la section de passage du canal en formant éventuellement in-situ une prothèse de section correspondante.

Lors de la compression (écrasement des dépôts par le ballon), le canal est généralement complètement obturé par le ballon. Or, il est nécessaire de maintenir, pendant l'intervention, une circulation minimale de fluide dans le canal corporel, afin de ne pas risquer d'endommager les tissus ou organes situés en aval du ballon.

30 Diverses solutions ont été proposées dans l'état de la technique pour résoudre ce problème.

Ainsi, dans les documents US 4 771 777, 4 790 315 ou 4 892 519, il est proposé de faire circuler le fluide corporel au travers de l'organe tubulaire interne du cathéter de dilatation servant au passage du guide.

Cette solution n'est cependant pas satisfaisante car la section de passage du fluide corporel est limitée, d'une part, en raison du faible diamètre de l'organe tubulaire interne, d'autre part, en raison de la présence du guide.

05 Dans le document US 5,000,734, il est proposé de faire circuler le fluide corporel au travers du ballon. A cet effet, le ballon comporte, à l'état gonflé, une pluralité de conduits longitudinaux.

10 Cette solution qui constitue un perfectionnement relativement à celle décrite dans les documents précités n'est cependant pas entièrement satisfaisante.

En effet, comme on le comprend, la section de passage du fluide corporel dépend du nombre et du diamètre des conduits prévus sur le ballon.

15 Or, de tels conduits sont relativement difficiles à réaliser et un nombre trop important de conduits nuirait à la résistance mécanique du ballon.

Dans ces conditions, la présente invention a pour but de résoudre le problème technique consistant en la fourniture d'un cathéter de dilatation d'une nouvelle conception, assurant une section de passage du fluide corporel importante, qui puisse être réalisé facilement à l'échelle industrielle, et dont la mise en oeuvre reste relativement aisée.

20 La solution, conforme à la présente invention, pour résoudre ce problème technique consiste en un cathéter de dilatation, destiné à être introduit dans un canal corporel tel que notamment un vaisseau sanguin, du type comprenant :

- un élément tubulaire externe comportant une partie distale et une partie proximale, présentant au niveau de sa partie distale une portion déformable radialement comportant un ballon, et de part et d'autre de ce ballon au moins un orifice communiquant avec ledit canal corporel et permettant le passage du fluide circulant dans le canal corporel à l'intérieur dudit élément tubulaire externe ;
- 30 - un élément tubulaire interne, disposé intérieurement audit élément tubulaire externe, et permettant le passage d'un guide ;

- un micro-tube, disposé de préférence intérieurement audit organe tubulaire externe, débouchant à une extrémité à l'intérieur dudit ballon et relié à son autre extrémité à une source d'alimentation en fluide pour permettre le gonflage et le dégonflage dudit ballon, caractérisé en ce que :
 - ledit ballon comprend une paroi externe destinée à venir en contact avec la paroi interne dudit canal corporel, en position d'utilisation ; et une paroi interne fixée de manière étanche à ladite paroi externe et susceptible de délimiter avec celle-ci, en position d'utilisation, une cavité interne annulaire ;
 - et en ce qu'il comprend en outre un élément de support conformé pour maintenir en position d'utilisation ladite paroi interne du ballon, tout en permettant la circulation du fluide corporel dans l'espace compris entre ledit élément interne et la paroi interne du ballon.

Ainsi, l'originalité de la présente invention vis-à-vis de l'état de la technique réside dans le fait qu'en utilisant un ballon à double paroi, associé à un moyen de support approprié, on libère une partie importante de la section du cathéter comprise entre la paroi interne du ballon et l'élément tubulaire interne servant au passage du guide, en permettant ainsi de maintenir une circulation quasiment normale du fluide dans le canal corporel.

Un tel cathéter peut donc être maintenu en position d'utilisation dans le canal corporel pendant une durée de temps très importante tout à fait suffisante pour rendre durable le rétablissement de la section normale de passage du canal par des traitements appropriés connus dans la technique et rappelés précédemment.

L'expression "position d'utilisation" utilisée dans le cadre de la présente description et des revendications désigne la position de traitement de la sténose, dans laquelle le ballon est à l'état gonflé.

L'invention sera mieux comprise et d'autres buts, caractéristiques et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement à la lecture de la description explicative qui va suivre, faite en référence aux dessins schématiques annexés

donnés uniquement à titre d'exemples non-limitatifs illustrant deux modes de réalisation actuellement préférés de l'invention et dans lesquels :

- 05 - la figure 1 est une vue en coupe longitudinale partielle d'un cathéter de dilatation conforme à un premier mode de réalisation de l'invention avant gonflage du ballon ;
- la figure 2 est une vue semblable à la figure 1 du même cathéter, pendant la dilatation de la sténose ;
- 10 - la figure 3 est une vue semblable à la figure 1 du même cathéter de dilatation montrant le maintien du gonflage et le libre passage du fluide corporel ;
- la figure 4 est une vue en coupe transversale selon la ligne IV-IV de la figure 2 ;
- la figure 5 est une vue en coupe transversale selon la ligne V-V
15 de la figure 3 prise au niveau du ballon ;
- la figure 6 est une vue en coupe transversale selon la ligne VI-VI de la figure 3 prise en amont du ballon ;
- la figure 7 est une vue en coupe transversale selon la ligne VII-VII de la figure 3 prise au niveau de la partie proximale du
20 cathéter
- la figure 8 est une vue en coupe longitudinale partielle d'un cathéter de dilatation conforme à un second mode de réalisation de l'invention, avant gonflage du ballon ;
- la figure 9 est une vue semblable à la figure 8 du même cathéter
25 pendant la dilatation de la sténose ; et
- la figure 10 est une vue semblable à la figure 9 du même cathéter montrant le maintien par un élément formant ressort du gonflage avec libre passage du fluide corporel.

30 Dans la description qui va suivre, le canal corporel choisi à titre d'exemple est un vaisseau sanguin non représenté comme en particulier une artère coronaire.

En outre, on désignera par le terme "avant" la partie distale d'un élément et par le terme "arrière" sa partie proximale.

35 On a donc représenté aux figures 1 à 7 la partie distale d'un cathéter de dilatation conforme à un premier mode de réalisation de l'invention. Ce cathéter comporte un élément

tubulaire externe comportant une partie distale et une partie proximale non représentée et un élément tubulaire interne 1 disposé intérieurement audit élément tubulaire externe, de façon concentrique ou excentrique (voir figure 7).

05 L'élément tubulaire interne 1 présente une section transversale sensiblement circulaire et permet le passage d'un guide généralement réalisé sous forme d'un fil. Ce guide est utilisé pour faciliter le placement du cathéter de dilatation au delà de l'extrémité distale du cathéter guide non représenté.

10 L'élément tubulaire interne 1 peut être réalisé par exemple en une matière telle qu'un thermoplastique semi-rigide comme par exemple un polyéthylène, un polyamide, un polyuréthane ou un copolymère du type Pebax [®] commercialisé par la Société Atochem.

15 L'élément tubulaire externe présente au niveau de sa partie distale une portion déformable radialement et comportant un ballon gonflable 2, et de part et d'autre de ce ballon au moins un orifice 3 (en amont) et 4 (en aval) communiquant en position d'utilisation avec le vaisseau sanguin dans lequel le cathéter est
20 introduit, en permettant ainsi le passage du sang circulant dans le vaisseau à l'intérieur de l'élément tubulaire externe.

Dans l'exemple représenté aux figures, l'élément tubulaire externe comprend un tube flexible 5 sur la partie avant de laquelle est fixée de façon étanche, par exemple par
25 thermosoudure ou au moyen d'un adhésif, une partie formant gaine déformable radialement, généralement référencée 6, faisant corps avec le ballon 2. Le ballon 2 peut être intégré à la gaine 6, comme dans l'exemple représenté, ou rapporté sur celle-ci.

Dans le mode de réalisation représenté, la partie
30 formant gaine 6 est fixée de façon étanche par sa partie avant de forme générale cylindro-conique en position d'utilisation, à l'élément tubulaire interne 1 dont la partie avant se prolonge au delà de l'extrémité avant du tube externe 5.

Dans une variante de réalisation, la partie formant gaine
35 6 peut être intégrée, c'est-à-dire réalisée en une seule pièce avec

l'élément tubulaire externe. Dans ce cas, ce dernier aura une longueur sensiblement égale à celle de l'élément tubulaire interne 1.

05 Le tube 5 pourra être réalisé par exemple en une matière telle que celle servant à réaliser l'élément tubulaire interne 1.

 Le ballon 2 peut être réalisé en une matière telle que un polyéthylène réticulé, un polyamide ou un polyéthylène téréphtalate biorientés. Ces matières ont été décrites dans l'état de la
10 technique.

 La gaine déformable 6 peut être réalisée dans la même matière que le ballon 2 ou encore dans une matière compatible avec celle-ci.

 L'élément tubulaire externe comporte un micro-canal ou
15 micro-tube 7 sensiblement longitudinal, débouchant à son extrémité avant à l'intérieur du ballon 2 et relié à son autre extrémité à une source d'alimentation en fluide non représentée, permettant le gonflage et le dégonflage du ballon 2.

 Le micro-canal ou micro-tube 7 peut être réalisé par
20 exemple en une matière telle que celle servant à réaliser le tube 5.

 Le ballon 2 comprend une paroi externe 8 de forme généralement cylindrique en position d'utilisation, destinée à venir en contact avec la paroi interne du vaisseau en écrasant les
25 dépôts entraînant la sténose. Le ballon 2 comporte en outre une paroi interne 9 fixée latéralement de manière étanche à la paroi externe 8 et délimitant avec celle-ci une cavité interne 10.

 Lorsque le ballon 2 est gonflé, la paroi interne 9 se collabe sous l'effet de la pression (voir figures 2 et 4).

30 On peut ainsi réaliser la dilatation de la sténose de façon classique.

 Il est également possible, et ceci constitue le fondement de la présente invention, de donner à la cavité interne 10 une forme annulaire à section transversale sensiblement
35 rectangulaire, en prévoyant un élément de support de la paroi interne 9 destiné à reprendre les efforts dûs à la pression à

l'intérieur du ballon, et à libérer une large lumière pour le passage du fluide corporel.

Dans ce premier mode de réalisation de l'invention, l'élément de support précité comprend un manchon 11 de forme
05 généralement cylindrique, et dont la longueur est sensiblement égale à celle du ballon 2.

Le manchon 11 est déplaçable longitudinalement entre une position de repos, dans laquelle il se trouve en amont du ballon 2 (figure 2) et une position de travail dans laquelle il vient
10 supporter et maintenir la paroi interne 9 du ballon 2 (figure 3) en l'écartant de l'élément tubulaire 1 et en créant ainsi une lumière 13 pour le passage du sang à l'intérieur du manchon.

Comme on le comprend, il est possible, en jouant sur les dimensions du ballon 2 (notamment de la largeur de la cavité
15 interne 10), d'obtenir une large lumière 13.

Le manchon 11 est relié à son extrémité arrière, par l'intermédiaire d'une paroi conique 14 à un tube coulissant 15 de section transversale sensiblement circulaire, dont le diamètre interne est légèrement supérieur au diamètre externe de l'élément
20 tubulaire 1 et dont le diamètre externe est inférieur au diamètre interne du tube 5. Le tube 15 est par conséquent déplaçable de façon guidée le long de l'élément tubulaire 1 formant ainsi un moyen de commande en déplacement longitudinal du manchon 11.

La paroi conique 14 comporte un ou plusieurs orifices 16
25 permettant le passage à l'intérieur du manchon 11 du sang provenant du vaisseau sanguin à travers les orifices 3 situés en amont du ballon 2 (voir flèches F).

De préférence, le manchon 11 comporte à son extrémité avant une paroi conique 17 destinée à faciliter la mise en place du
30 manchon 11 dans sa position de travail représentée à la figure 3.

La paroi conique avant 17 comporte un ou plusieurs orifices 18 coopérant avec les orifices 4 situés en aval du ballon 2 pour assurer le passage du sang de l'intérieur du manchon 11 vers la partie du vaisseau sanguin situé en aval du ballon (voir flèches
35 F_1).

Le manchon 11 pourra être réalisé d'une seule pièce avec la paroi conique avant 17, la paroi conique arrière 14 et le tube 15 par exemple en une matière telle que celle servant à réaliser le tube 5 ou bien encore en un fluor éthylène propylène (F.E.P.) qui
05 présente de bonnes caractéristiques de friction.

Sur les figures 1 à 3, les chiffres de référence 20, 21, 22, 23 désignent des orifices respectivement prévus dans l'élément tubulaire interne 1, dans la paroi avant 17 du manchon 11, dans la paroi arrière 16 du manchon 11 et dans la partie
10 arrière de la gaine 6, pour le passage latéral d'un guide.

Les orifices 22 et 23 se trouvent sensiblement en vis-à-vis lorsque le manchon 11 se trouve en position de repos représentée à la figure 2.

Le chiffre de référence 24 désigne un élément
15 métallique radio-opaque dont la fonction est de permettre de visualiser la position du ballon 2 par radioscopie. Il s'agit d'un élément largement décrit dans l'état de la technique. Dans l'exemple représenté, cet élément est réalisé sous forme d'une bague disposée autour de l'élément tubulaire interne 1.

20 On a représenté aux figures 8 à 10 la partie distale d'un cathéter de dilatation conforme à un deuxième mode de réalisation de l'invention.

Les éléments identiques à ceux décrits en référence au premier mode de réalisation sont désignés par des chiffres de
25 référence identiques.

Dans ce deuxième mode de réalisation de l'invention, l'élément de support précité comprend un ressort hélicoïdal 26 dont l'extrémité avant 27 disposée en aval du ballon 2 est fixe, par exemple soudé à l'élément tubulaire interne 1, et dont l'extrémité
30 arrière 28 est mobile, par exemple en étant fixé dans un logement prévu dans un tube coulissant 29 semblable au tube 15 décrit en référence au premier mode de réalisation.

Le ressort 28 est susceptible d'occuper une position d'allongement, représentée aux figures 8 et 9, obtenue par
35 traction de l'extrémité arrière 28, et une position de repos représentée à la figure 10, dans laquelle ses spires situées au

niveau du ballon viennent supporter et maintenir la paroi interne 9 du ballon, en l'écartant de l'élément tubulaire 1 et en créant ainsi une large lumière pour le passage du sang.

05 Le diamètre externe des spires du ressort 26 en position de repos est supérieur au diamètre externe de ces spires en position d'allongement.

Le flux sanguin peut donc traverser l'extrémité du cathéter de dilatation en entrant par les orifices 3 et en sortant par les orifices 4.

10 Pour obtenir la position d'allongement précitée, il suffira donc d'exercer une traction sur le tube coulissant 29.

Le ressort 26 pourra être réalisé par exemple en un fil de préférence de section transversale rectangulaire, en acier inoxydable, par exemple norme A.I.S.I. 304, ou en alliage
15 métallique à mémoire de forme et haute élasticité, par exemple du type NITINOL [®].

Ce ressort hélicoïdal peut être éventuellement remplacé par toute structure déformable radialement par rapprochement de ses extrémités comme une grille ou une tresse métallique.

20 Les cathéters conformes aux deux modes de réalisation qui viennent d'être décrits pourront être utilisés relativement aisément, par une technique très proche de celle décrite dans l'état de la technique.

Ainsi, le cathéter sera introduit à l'aide d'un guide
25 métallique d'une façon classique, jusqu'au niveau de la sténose. Lors de cette opération, la gaine externe 6 sera à l'état replié représenté aux figures 1 et 8. Les dimensions du cathéter sont alors tout à fait comparables à celles d'un cathéter de dilatation classique.

30 Le ballon 2 est ensuite gonflé pour dilater la sténose d'une façon classique comme représenté aux figures 2 et 9.

Le ballon 2 est ensuite dégonflé pour permettre la mise en place du manchon 11 ou du ressort 26.

Puis le ballon 2 est gonflé une deuxième fois pour
35 dilater à nouveau la sténose tout en permettant le passage

quasiment normal du flux sanguin au travers du cathéter (figures 3 et 10).

05 Le cathéter peut rester dans cette dernière position pendant un temps très long (de l'ordre de plusieurs dizaines de minutes, si cela est nécessaire) et permettre ainsi un traitement durable de la sténose.

REVENDICATIONS

- 05 1. Cathéter de dilatation, destiné à être introduit dans un canal corporel tel que notamment un vaisseau sanguin, du type comprenant :
- 10 - un élément tubulaire externe comportant une partie distale et une partie proximale, présentant au niveau de sa partie distale une portion déformable radialement (6) comportant un ballon (2), et de part et d'autre de ce ballon au moins un orifice (3, 4) communiquant avec ledit canal corporel et permettant le passage du fluide circulant dans le canal corporel à l'intérieur dudit élément tubulaire externe ;
 - un élément tubulaire interne (1) disposé intérieurement audit élément tubulaire externe, et permettant le passage d'un guide;
 - 15 - un micro-tube (7), disposé de préférence intérieurement audit organe tubulaire externe, débouchant à une extrémité à l'intérieur dudit ballon et relié à son autre extrémité à une source d'alimentation en fluide pour permettre le gonflage et le dégonflage dudit ballon, caractérisé en ce que :
 - 20 - ledit ballon (2) comprend une paroi externe (8) destinée à venir en contact avec la paroi interne dudit canal corporel, en position d'utilisation ; et une paroi interne (9) fixée de manière étanche à ladite paroi externe et susceptible de délimiter avec celle-ci, en position d'utilisation, une cavité interne (10) annulaire ;
 - 25 - et en ce qu'il comprend en outre un élément de support conformé pour maintenir en position d'utilisation ladite paroi interne du ballon, tout en permettant la circulation du fluide (1) corporel dans l'espace compris entre ledit élément interne et la paroi interne (9) du ballon.
 - 30
- 35 2. Cathéter de dilatation selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'élément tubulaire externe comprend un tube flexible 5 sur la partie avant duquel est fixée de façon étanche une partie formant gaine (6) déformable radialement et faisant corps dans le ballon (2).

3. Cathéter de dilatation selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que l'élément de support précité comprend un manchon (11) de forme généralement cylindrique, déplaçable longitudinalement entre une position de repos, dans laquelle il se trouve en amont du ballon (2) et une position de travail dans laquelle il vient supporter et maintenir la paroi interne (9) du ballon (2) en l'écartant de l'élément tubulaire (1) et en créant ainsi une lumière (13) pour le passage du fluide corporel à l'intérieur du manchon.

4. Cathéter de dilatation selon la revendication 1, 2 ou 3, caractérisé en ce que le manchon (11) est relié à son extrémité arrière, par l'intermédiaire d'une paroi conique (14) à un tube coulissant (15), de section transversale sensiblement circulaire, dont le diamètre interne est légèrement supérieur au diamètre externe de l'élément tubulaire (1) et dont le diamètre externe est inférieur au diamètre interne du tube (5) précité.

5. Cathéter de dilatation selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que la paroi conique (14) précitée comporte un ou plusieurs orifices (16) permettant le passage à l'intérieur du manchon (11) du fluide corporel précité.

6. Cathéter de dilatation selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce que le manchon (11) précité comporte à son extrémité avant une paroi conique (17) comportant un ou plusieurs orifices (18) assurant le passage du fluide corporel de l'intérieur du manchon (11) vers la partie du canal corporel située en aval du ballon (2).

7. Cathéter de dilatation selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que l'élément de support précité comprend un ressort hélicoïdal (26) dont l'extrémité avant (27) disposée en aval du ballon (2) est fixe, et dont l'extrémité arrière (28) est mobile ; ledit ressort (28) étant susceptible d'occuper une position d'allongement, obtenue par traction de son extrémité arrière (28) et une position de repos dans laquelle ses spires situées au niveau du ballon (2) viennent supporter et maintenir la paroi interne (9) du ballon, en l'écartant de l'élément tubulaire

(1) et en créant ainsi une lumière pour le passage du fluide corporel.

05 8. Cathéter de dilatation selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'extrémité arrière (28) du ressort (26) précité est fixée dans un logement prévu dans un tube coulissant (29) dont le diamètre interne est légèrement supérieur au diamètre externe de l'élément tubulaire (1) et dont le diamètre externe est inférieur au diamètre interne du tube (5) précité.

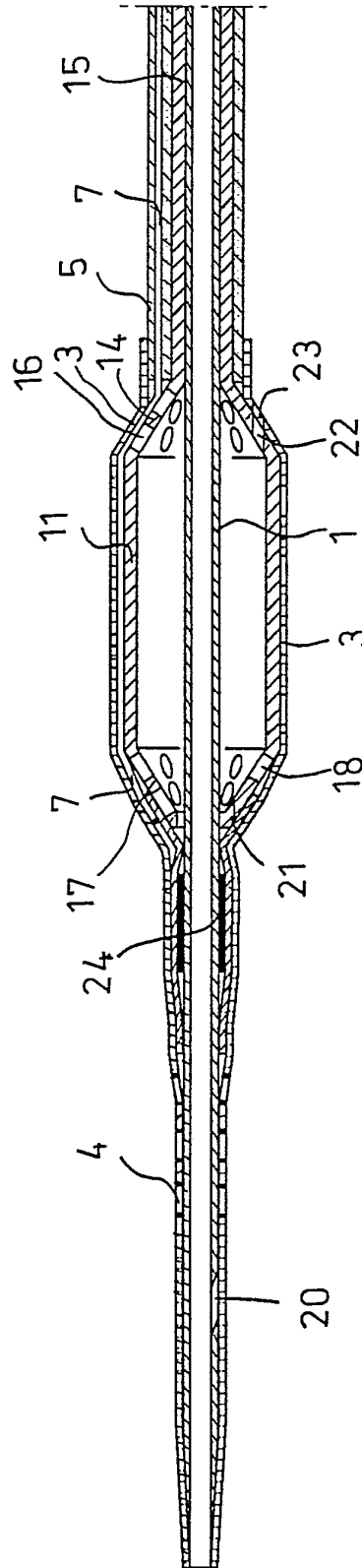


Fig-1

Fig-2

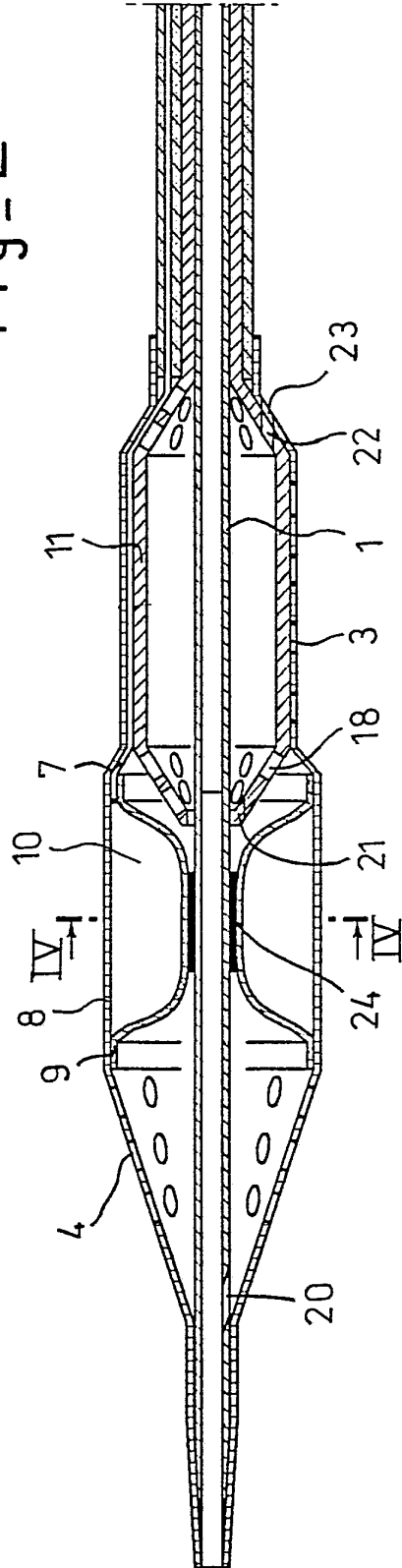


Fig-4

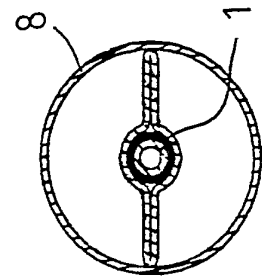


Fig-3

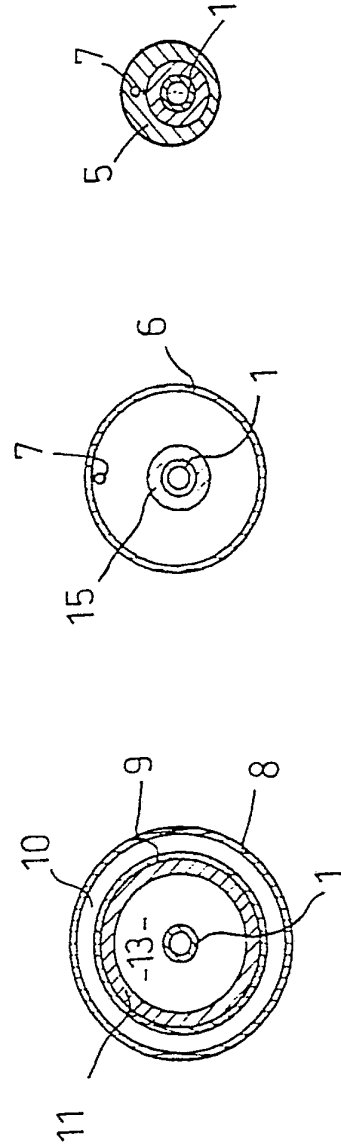
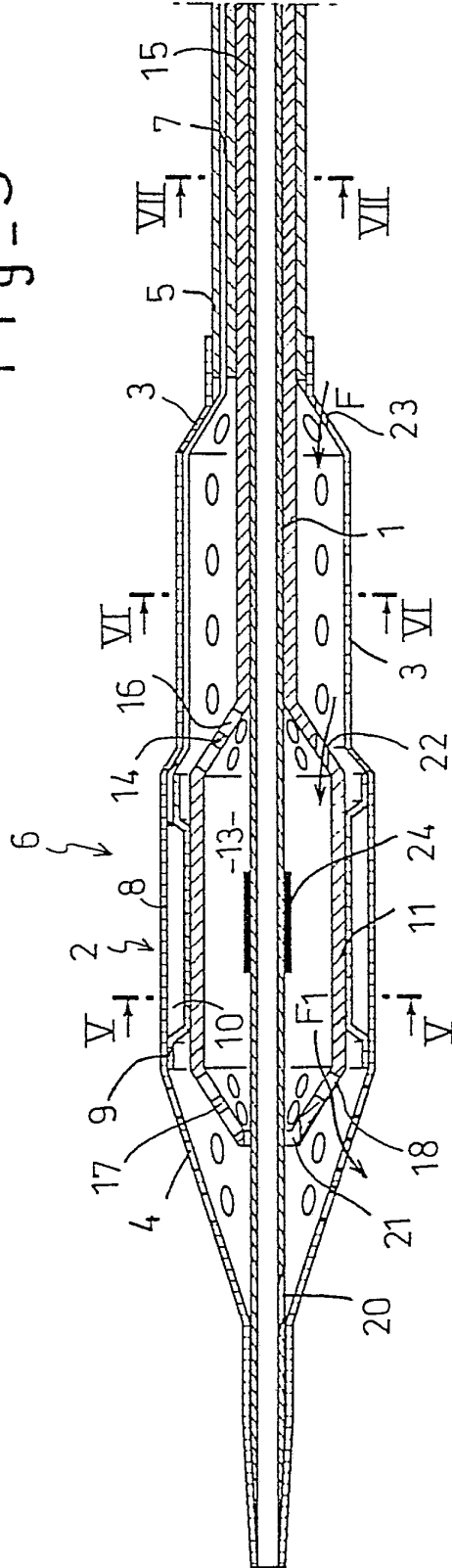


Fig-5

Fig-6

Fig-7

4/6

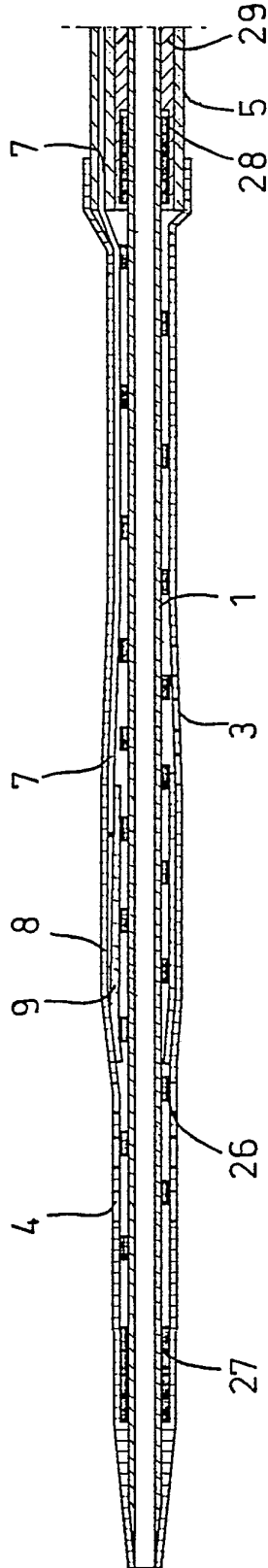


Fig-8

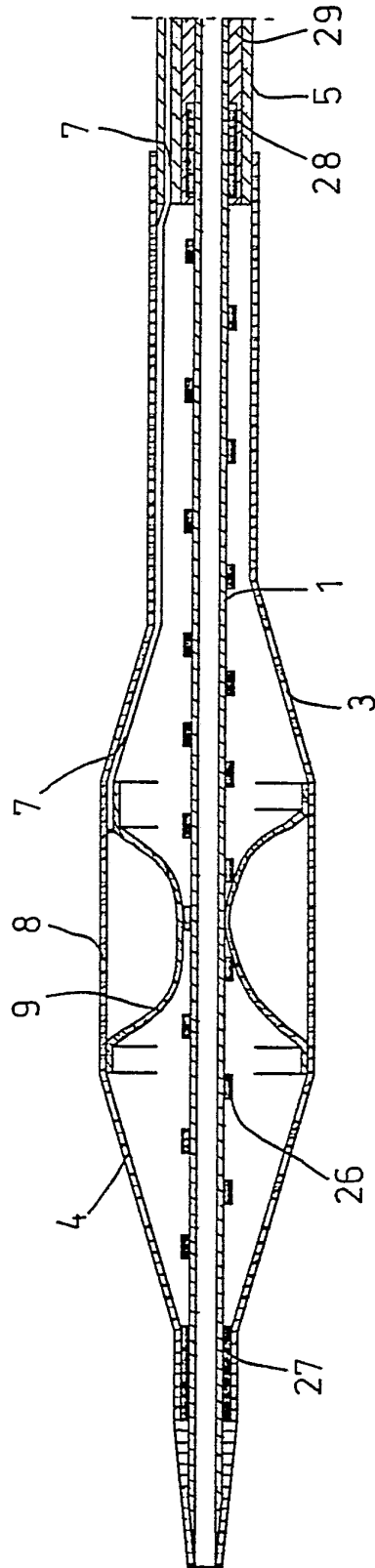
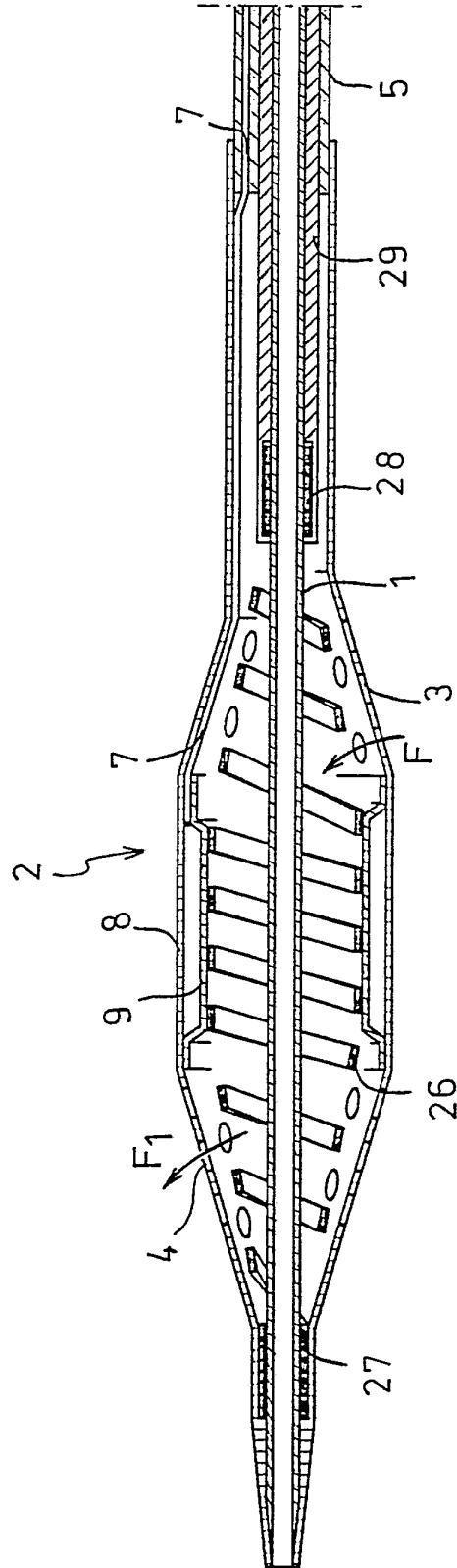


Fig-9



Fig_10

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE

**établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche**

FR 9200499
FA 467080

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	EP-A-0 418 147 (CROISY) * revendication 1; figures 1,2 * ---	1-3
D,A	US-A-4 790 315 (MUELLER) * revendication 1; figure 2 * ---	1,2
A	US-A-4 877 031 (CONWAY) * colonne 3, ligne 39 - colonne 5, ligne 17; figure 1 * ---	1,3
A	US-A-4 646 742 (PACKARD) * abrégé; figures 1-4 * ---	1-4
A	US-A-4 581 017 (SAHOTA) * colonne 5, ligne 46 - colonne 6, ligne 16; figure 2 * -----	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A61M
Date d'achèvement de la recherche 15 OCTOBRE 1992		Examinateur KOUSOURETAS I.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		