



SPF Economie, PME, Classes
Moyennes & Energie
Office de la Propriété intellectuelle

(11) 1025571 B1

(47) Date de délivrance : 12/04/2019

(12) BREVET D'INVENTION BELGE

(47) Date de publication : 12/04/2019

(21) Numéro de demande : BE2018/5116

(22) Date de dépôt : 27/02/2018

(62) Divisé de la demande de base :

(62) Date de dépôt demande de base :

(51) Classification internationale : A61F 2/966

(30) Données de priorité :

(73) Titulaire(s) :

SEGERS Bernard
1050, BRUXELLES
Belgique

(72) Inventeur(s) :

SEGERS Bernard
1050 BRUXELLES
Belgique

(54) Système de déploiement d'une prothèse vasculaire pour pontage

(57) Le système, qui comprend au moins un stent, avec une portion d'extrémité à introduire dans un vaisseau et l'y relier, comporte une gaine agencée pour être introduite dans le vaisseau et comprenant un premier ballonnet expansible (8b) de mise en forme et stabilisation de la prothèse dans le vaisseau et un deuxième ballonnet expansible (7) pour colmater la jonction entre ladite portion d'extrémité de la prothèse et le vaisseau, le système comprenant en outre des moyens pour expandre les ballonnets (8b, 7).

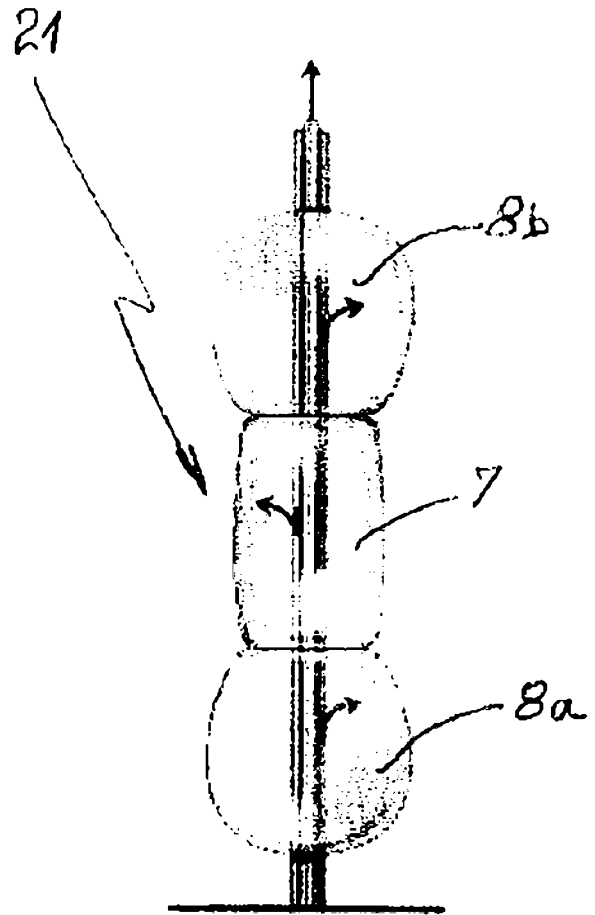


Fig. 2

Système de déploiement d'une prothèse vasculaire pour pontage

DOMAINE DE L'INVENTION

5 La présente invention se rapporte au domaine de la chirurgie vasculaire, en particulier celui du pontage artériel, par exemple entre l'aorte et les artères fémorales. La présente invention se rapporte plus particulièrement à un système de déploiement d'une prothèse
10 vasculaire pour pontage, du type comprenant au moins un stent.

La procédure classique pour un pontage entre l'aorte et les artères fémorales est la chirurgie ouverte. Il existe donc un besoin pour une chirurgie moins invasive.
15 Depuis les débuts récents d'un pontage aortobifémoral par laparoscopie, celle-ci a été acceptée par divers auteurs comme une alternative moins invasive dans le traitement de la maladie occlusive aortoiliaque. La laparoscopie consiste en l'examen du contenu de la cavité abdomino-pelvique au
20 moyen d'un endoscope introduit à travers la paroi abdominale.

ART ANTÉRIEUR

Le brevet américain n° 8.357.190 décrit un dispositif
25 laparoscopique pour procurer un accès vasculaire, en particulier un système de déploiement pour un conduit laparoscopique comprenant un tube de greffage allongé ayant des extrémités proximale et distale. L'extrémité proximale comporte au moins deux stents auto-expansibles pour garder
30 l'extrémité proximale ouverte, un écart étant prévu entre les deux stents pour procurer une région étanche à travers une ouverture dans une paroi du vaisseau, et une portion distale allongée non-stentée. Le système de déploiement du

brevet américain n° 8.357.190 comprend des exigences techniques de construction qui en font un dispositif compliqué et coûteux. En outre ce dispositif laparoscopique, bien qu'il permette une chirurgie non-
5 ouverte, n'a pas été à ce jour testé sur l'homme. D'après sa conception, il pourrait provoquer des saignements abondants lors du déploiement de la prothèse. Ceci est une difficulté majeure rendant cette technique impopulaire en dépit des avantages potentiels évidents pour le patient. Il
10 existe donc un besoin pour un dispositif laparoscopique de construction plus simple, et capable de rendre cette chirurgie accessible à tous les chirurgiens vasculaires sans provoquer de saignements.

15 SOMMAIRE DE L'INVENTION

Ce problème étant posé, la présente invention apporte un remède à l'anastomose aorto-prothétique par une construction nouvelle du système de déploiement de la prothèse vasculaire. Le terme anastomose se réfère ici à
20 l'ouverture d'un vaisseau sanguin en direction d'un autre, soit directement soit par connexion (suture).

A cet effet, la présente invention concerne un système de déploiement d'une prothèse vasculaire pour pontage comprenant au moins un stent, avec une portion d'extrémité
25 à introduire dans un vaisseau et l'y relier, et comprenant une gaine agencée pour être introduite dans le vaisseau et comprenant un premier ballonnet expansible de mise en forme et stabilisation de la prothèse dans le vaisseau et un deuxième ballonnet expansible pour colmater la jonction
30 entre ladite portion d'extrémité de la prothèse et le vaisseau, le système comprenant en outre des moyens pour expansive (autrement dit dilater) les ballonnets.

Dans le cadre d'un pontage artériel, par exemple entre l'aorte et les artères fémorales, l'utilisation d'une prothèse vasculaire comprenant au moins un stent et montée sur ballonnets expansibles est indispensable, selon la présente invention, afin d'appliquer la partie munie de stent(s) de la prothèse à l'intérieur de l'artère cible et afin de colmater la jonction entre l'artère cible et la prothèse vasculaire extra-artérielle.

Dans une forme de réalisation préférée de l'invention, les moyens pour expander les ballonnets comprennent des premiers moyens pour expander le premier ballonnet expansible et des deuxièmes moyens pour expander le deuxième ballonnet expansible.

De préférence, les premiers moyens et les deuxièmes moyens d'expansion sont agencés de manière à expander les ballonnets à des pressions différentes et/ou avec des cinétiques d'expansion différentes. Dans cette forme préférée, les ballonnets peuvent être expansés de manière indépendante l'un de l'autre, aussi bien dans le temps qu'au point de vue de la pression (facteur d'expansion / dilatation). Ceci permet d'ajuster au mieux, pendant la procédure chirurgicale, la mise en forme et la stabilisation tout en colmatant de manière efficace la jonction entre la prothèse et l'aorte sans risque de saignements.

De préférence le premier ballonnet expansible est constitué d'un matériau polymère biocompatible déformable, de préférence un élastomère, par exemple un élastomère de polyuréthane, de latex ou de silicone, et le deuxième ballonnet expansible est constitué d'un matériau polymère biocompatible non-déformable, par exemple un polymère semi-cristallin tel que polyéthylène, poly(éthylène téréphtalate), ou polyamide.

De préférence, la gaine est transparente et/ou déchirable, dans le sens de la longueur, à partir de son extrémité distale.

5 Dans une autre forme de réalisation préférée de l'invention, la prothèse vasculaire est bifurquée, afin de procurer un pontage artériel strictement anatomique. De préférence, une branche de la bifurcation est parcourue par l'ensemble comprenant les ballonnets expansibles, et
10 l'autre branche est laissée libre.

Enfin, la partie proximale de la prothèse vasculaire peut être munie de moyens pour agripper la paroi interne du vaisseau sanguin.

Le système de déploiement de la présente invention est
15 de construction plus simple que celui du brevet américain n° 8.357.190 déjà cité, car il ne comprend pas de moyens, tels qu'une aiguille courbée, permettant la ponction du vaisseau cible.

20 DESCRIPTION D'UN MODE DE RÉALISATION PRÉFÉRÉ

La présente invention sera mieux comprise et illustrée au moyen des dessins annexés, qui cependant ne représentent qu'un mode de réalisation particulier de l'invention et ne
25 doivent par conséquent pas être interprétés comme limitant la portée de celle-ci, laquelle est définie seulement par les revendications.

Dans les dessins annexés :

- La figure 1 représente une forme de réalisation préférée du système de déploiement de prothèse
30 vasculaire de l'invention ;
- La figure 2 représente un système de ballonnets expansibles capable de mettre en forme et stabiliser la prothèse vasculaire dans le vaisseau et en dehors

de celui-ci et de colmater la jonction entre la prothèse et le vaisseau ;

- La figure 3 représente un exemple de prothèse vasculaire bifurquée utilisable avec le système de déploiement selon l'invention et

- Les figures 4A et 4B représentent le cône d'introduction du système de déploiement selon l'invention, à deux étapes de la procédure chirurgicale, avant et après déploiement, respectivement.

Dans la description suivante :

- les termes distal et proximal doivent être entendus de manière conventionnelle dans la technique, c'est-à-dire tels que définis par exemple dans le brevet américain n° 8357190,

- le terme lumière, se rapportant à un vaisseau sanguin, désigne l'espace intérieur circonscrit par ses parois et

- le terme stent se réfère à tout fil ou tube, ou toute tige, baguette ou tringle, capable d'être inséré dans la lumière d'un vaisseau sanguin, en particulier une artère.

En se référant maintenant à la figure 1, on décrit un système de déploiement 1 d'une prothèse vasculaire 2, ici d'une longueur d'environ 20 à 150 cm selon les besoins de la chirurgie vasculaire envisagée. La prothèse vasculaire 2 peut être de différentes formes et de différentes longueurs, et peut notamment être bifurquée comme on le représente plus en détail sur la figure 3. La prothèse vasculaire 2 comprend d'une part, à son extrémité proximale 14, un ou plusieurs stent(s) 15 (non représenté en détail sur la figure 1) et d'autre part, à son extrémité distale, une partie restante non stentée 16. Le nombre de stents 15 dépend du patient et de la procédure chirurgicale envisagée et peut couramment atteindre 10. Par exemple, le nombre de

stents 15 peut aller de 2 à 10, ou bien de 3 à 9, ou bien de 4 à 8, ou encore de 5 à 7. Les caractéristiques des stents 15, en particulier leur géométrie, leur taille et le matériau dont ils sont constitués ne sont pas des paramètres cruciaux de la présente invention et peuvent être choisis de manière conventionnelle dans la technique, en particulier à partir des modèles disponibles dans le commerce. La taille des stents 15, en particulier leur diamètre, sera choisie en fonction du vaisseau sanguin cible considéré. Chaque stent 15 mesure habituellement entre 0,5 et 3 cm de largeur. A titre d'exemple non limitatif, le diamètre distal de la prothèse vasculaire 2 peut être de l'ordre de 18 à 24 mm, et son extrémité distale mesure habituellement entre 6 et 10 cm de longueur.

La prothèse vasculaire 2, avec ses différentes portions 14, 15 et 16, est destinée à être introduite dans un vaisseau sanguin tel qu'une artère, en particulier l'artère aorte. Pour cette raison, la prothèse vasculaire 2 est de préférence constituée de polytétrafluoréthylène (en abrégé PTFE, marque Teflon®), poly(téréphthalate d'éthylène) (en abrégé PET, marque Dacron®) ou tout autre matériau polymère biocompatible en vue de la réalisation d'un pontage artériel. Les différentes parties 14, 15, 16 de la prothèse vasculaire 2 sont incluses dans une gaine 11 elle-même agencée pour être introduite dans le vaisseau sanguin. Dans une forme de réalisation préférée, la gaine 11 est transparente afin de permettre la visualisation de la zone munie de stents 15 de la prothèse vasculaire 2 et donc de permettre un positionnement parfait de celle-ci dans l'artère. Dans une autre forme de réalisation avantageuse, l'extrémité distale 13 de la gaine 11 est déchirable dans le sens de la longueur, par exemple avec la présence d'une amorce de rupture 20, afin de faciliter son extraction

lorsque le déploiement de la prothèse vasculaire 2 est achevé comme représenté sur la figure 1.

L'extrémité distale du système de déploiement comprend un ensemble 21 (figure 2) comprenant ici un ballonnet expansible 8a d'ouverture de la prothèse quand elle est positionnée dans l'aorte et destiné à parfaire le déploiement de la partie distale 16 (figure 3), un autre ballonnet expansible de colmatage 7 pour colmater la jonction entre la portion d'extrémité 14 de la prothèse et le vaisseau et surtout un ballonnet expansible 8 b de mise en forme de la prothèse destiné à l'ouvrir quand elle est dans l'aorte et à la plaquer sur l'aorte et assurer sa stabilité. Ce ballonnet 8 b a été qualifié plus haut de premier ballonnet, le ballonnet 7, de deuxième ballonnet, donc ici disposé entre les ballonnets 8a et 8b. L'extrémité proximale du système de déploiement 1 est chapeauté par un cône d'introduction 9 dont l'extrémité 10 est en forme de biseau, ou toute autre forme appropriée pour faciliter son introduction dans le vaisseau sanguin sans l'endommager.

L'extrémité distale 13 de la gaine 11 a une forme évasée pour permettre ou faciliter le retrait du système après le déploiement de la prothèse vasculaire 2. A cette extrémité, le système de déploiement 1 comprend les moyens 5, 6, 25, 26 pour expanser les ballonnets de l'ensemble de ballonnets 21. A cette même extrémité, le système de déploiement 1 peut aussi comprendre un moyen 4 pour injecter du sérum physiologique, ou tout autre produit liquide utilisé en chirurgie endovasculaire, dans la lumière axiale pour assurer une lubrification intéressante.

Dans l'ensemble 21, le ballonnet expansible 7 est donc disposé entre les deux ballonnets expansibles 8a et 8b. Le nombre et les dimensions des ballonnets ne constituent pas des exigences de la présente invention, et pourront être

modifiés en tenant compte de la procédure chirurgicale particulière envisagée. Quoique dans certains cas, un nombre plus élevé de ballonnets pourrait en théorie améliorer l'efficacité du système, on appréciera le fait qu'en général le nombre de ballonnets n'a pas besoin d'être supérieur à 3.

Dans la forme de réalisation ici décrite, les ballonnets expansibles 8a et 8b sont constitués d'un matériau polymère biocompatible déformable. La possibilité de déformation de ce matériau polymère est telle que le premier ballonnet 8b permet d'ouvrir la prothèse (en ce compris le(s) stent(s) 15) en épousant le diamètre du vaisseau (par exemple, l'aorte) sans trop le sur-dimensionner, de manière à éviter une contrainte trop importante sur les parois du vaisseau (artère). Quant au ballonnet 8a, il assure le déploiement de la partie distale 16 non stentée de la prothèse en dehors du vaisseau. De nombreux exemples de matériaux polymères biocompatibles déformables sont connus de l'homme du métier, et commercialement disponibles, tels que, des élastomères biocompatibles. Dans une forme de réalisation de l'invention, ledit matériau polymère biocompatible déformable comprend un élastomère de polyuréthane, le cas échéant en mélange avec un autre élastomère, ou bien est constitué essentiellement de polyuréthane. Dans une autre forme de réalisation, ledit matériau polymère biocompatible déformable peut être un élastomère de latex ou de silicone.

Le deuxième ballonnet expansible de colmatage 7 est ici constitué d'un matériau polymère biocompatible essentiellement non-déformable. La non-déformabilité de ce matériau polymère est telle que ce deuxième ballonnet 7 permet d'appliquer de manière stable la partie munie de stent(s) 15 de la prothèse vasculaire 2 à l'intérieur du vaisseau (artère) cible, et de colmater efficacement la

zone de jonction entre l'extrémité de la prothèse et le vaisseau. De nombreux exemples de matériaux polymères biocompatibles non-déformables sont connus de l'homme du métier, et commercialement disponibles, tels que, des polymères semi-cristallins biocompatibles. Des matériaux semi-cristallins ont, contrairement à des matériaux amorphes, une structure moléculaire fortement ordonnée avec des points de fusion aigus. Ils ne se ramollissent pas graduellement au fur et à mesure d'une augmentation de température, au contraire ils restent solides jusqu'à ce qu'une quantité donnée de chaleur ait été absorbée. Dans une forme de réalisation de l'invention, des exemples de tels polymères semi-cristallins comprennent le polyamide, le polyéthylène, le polypropylène, des copolymères éthylène-propylène, et des polyesters biocompatibles tels que le polyéthylène téréphthalate et des polyhydroxyalcanoates.

En se référant maintenant à nouveau à la figure 1, on décrit maintenant plus en détails le système d'expansion des ballonnets. Les moyens d'expansion des ballonnets comprennent des sources de mise en pression, comme des conduits 5, 6, avec des robinets d'arrêt ou de passage 25,26 pour dilater, à travers les conduits 5,6, les ballonnets selon des pressions différentes et/ou selon des cinétiques d'expansion différentes. De cette manière, il est possible de faire face à des difficultés qui pourraient apparaître au chirurgien vasculaire surveillant sur écran la procédure de déploiement, telles qu'une trop grande contrainte sur l'artère et/ou une trop grande contrainte sur la prothèse, en modulant le facteur d'expansion appliqué à chaque section. Dans une forme de réalisation préférée de l'invention, le ballonnet 7 possède un diamètre prédéterminé pour colmater la jonction de la prothèse et du

vaisseau. A titre d'exemple non limitatif, une pression de 6 atmosphères convient généralement pour un diamètre de 5 mm, et une pression de 8 atmosphères pour un diamètre de 5,1 mm. La figure 1 montre ici un conduit central 4 pour, le robinet 24 étant ouvert, injecter du sérum physiologique ou tout autre produit liquide utilisé en chirurgie endovasculaire dans la lumière axiale.

En référence à la figure 3, on décrit maintenant un exemple de prothèse vasculaire 2 bifurquée adaptée au système de déploiement 1 de l'invention. Dans cette forme de réalisation préférée de l'invention, la prothèse vasculaire est bifurquée au niveau distal de sa partie non-stentée 16, afin de pouvoir envisager un pontage strictement anatomique. Par exemple, elle se bifurque au-delà de 6 à 8 cm en deux jambages (bifurcations) distincts 17a, 17b, mesurant chacun entre 15 et 40 cm de longueur, et entre 7 et 10 mm de diamètre. Le jambage 17b, qui n'est pas en rapport avec la partie munie des stents 15, est de préférence fermé à son extrémité distale, de manière à éviter des fuites lors du déploiement. Il est également possible d'agripper ce jambage avec une pince chirurgicale. La figure 3 montre aussi, à l'autre extrémité proximale de la prothèse vasculaire 2, des moyens d'agrippage 18, ici des crochets ou des agrafes chirurgicales, pour agripper la paroi interne du vaisseau.

En référence aux figures 4a et 4b, on montre de manière plus détaillée comment la portion d'extrémité proximale du système 1 comportant au moins un stent 15, située à l'extrémité proximale de la gaine 11, est munie d'un cône 9. De préférence, comme représenté sur ces figures, l'extrémité 10 du cône 9 est biseautée afin de faciliter l'introduction dans l'artère du patient sans endommager la paroi du vaisseau. A titre d'exemple non limitatif,

l'extrémité distale du cône 9 a un diamètre externe de 0,8 mm et atteint progressivement, sur une distance de 2 à 5 cm, le diamètre de la gaine 11.

Toutes les dimensions (longueur, diamètre, etc.) des
5 différents composants du système de déploiement selon la présente invention ne sont mentionnées ici qu'à titre indicatif correspondant aux cas les plus usuels, mais ne doivent pas être interprétées comme des paramètres restrictifs de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Système (1) de déploiement d'une prothèse vasculaire (2) pour pontage comprenant au moins un stent (15),
5 avec une portion d'extrémité (14) à introduire dans un vaisseau et l'y relier, comprenant une gaine (11) agencée pour être introduite dans le vaisseau et comprenant un premier ballonnet expansible (8b) de mise en forme et stabilisation de la prothèse dans le
10 vaisseau et un deuxième ballonnet expansible (7) pour colmater la jonction entre ladite portion d'extrémité (14) de la prothèse et le vaisseau, le système comprenant en outre des moyens (5, 6, 25, 26) pour
15 expanser les ballonnets (8b, 7), caractérisé en ce que le premier ballonnet expansible (8b) est constitué d'un matériau polymère biocompatible déformable et le deuxième ballonnet expansible (7) est constitué d'un
matériau polymère biocompatible non-déformable.
- 20 2. Système (1) de déploiement d'une prothèse vasculaire (2) selon la revendication 1, dans lequel, la prothèse (2) comportant une partie distale (16), il est prévu un troisième ballonnet expansible (8a) agencé pour
25 ouvrir la prothèse quand elle se trouve dans le vaisseau et parfaire le déploiement de ladite partie distale (16).
3. Système de déploiement (1) selon l'une des
30 revendications 1 et 2, dans lequel il est prévu un moyen (4) pour y injecter un sérum physiologique de lubrification.

4. Système selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel la gaine (11) comporte, à son extrémité distale (13), une amorce de rupture (20).
- 5 5. Système de déploiement (1) selon l'une des revendications 1 à 4, dans lequel les moyens (5, 6, 25, 26) pour expander les ballonnets comprennent des premiers moyens (5, 25) pour expander le premier ballonnet (8b) et des deuxièmes moyens (6, 26) pour
10 expander le deuxième ballonnet (7).
6. Système de déploiement (1) selon la revendication 5, dans lequel les premiers moyens d'expansion (5,25) et les deuxièmes moyens d'expansion (6,26) sont agencés
15 de manière à expander les ballonnets à des pressions différentes et/ou avec des cinétiques d'expansion différentes.
- 20 7. Système de déploiement (1) selon l'une des revendications 1 à 6, dans lequel la prothèse vasculaire (2) est bifurquée, permettant un pontage strictement anatomique.
- 25 8. Système de déploiement (1) selon la revendication 7, dans lequel la prothèse comporte une branche (17a) parcourue par l'ensemble 21 qui comprend les ballonnets expansibles (7, 8b, 8a), et une autre branche (17b) qui est laissée libre.
- 30 9. Système de déploiement (1) selon l'une des revendications 1 à 8, dans lequel la prothèse vasculaire (2) est pourvue de moyens (18) pour agripper la paroi interne du vaisseau.

Fig. 1

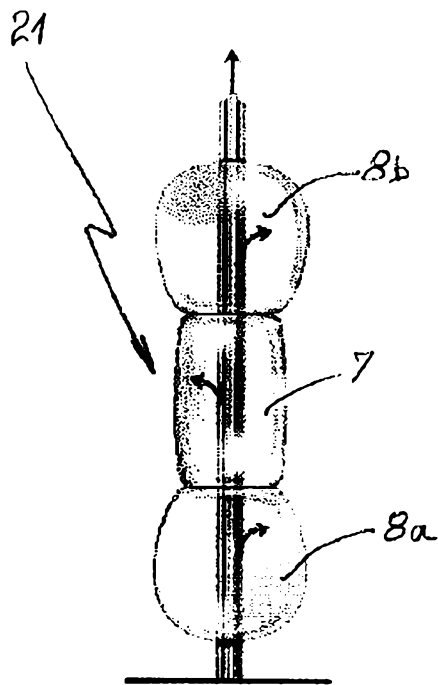
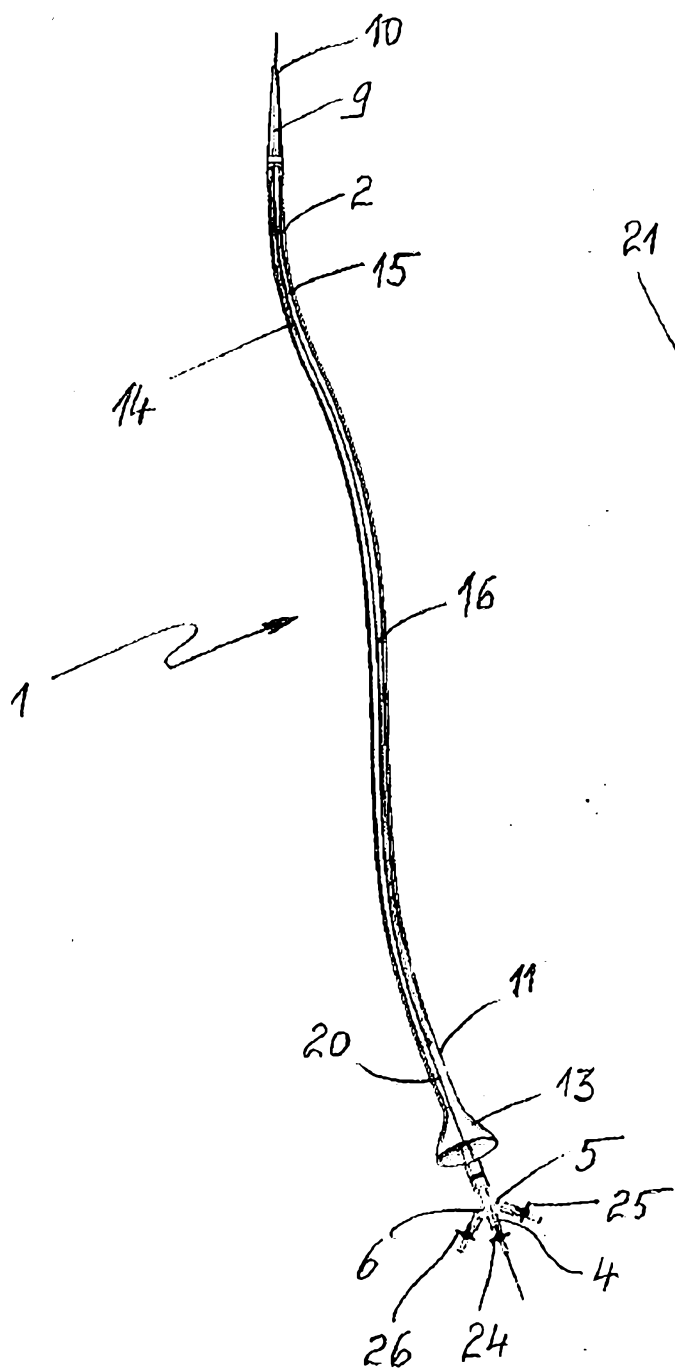
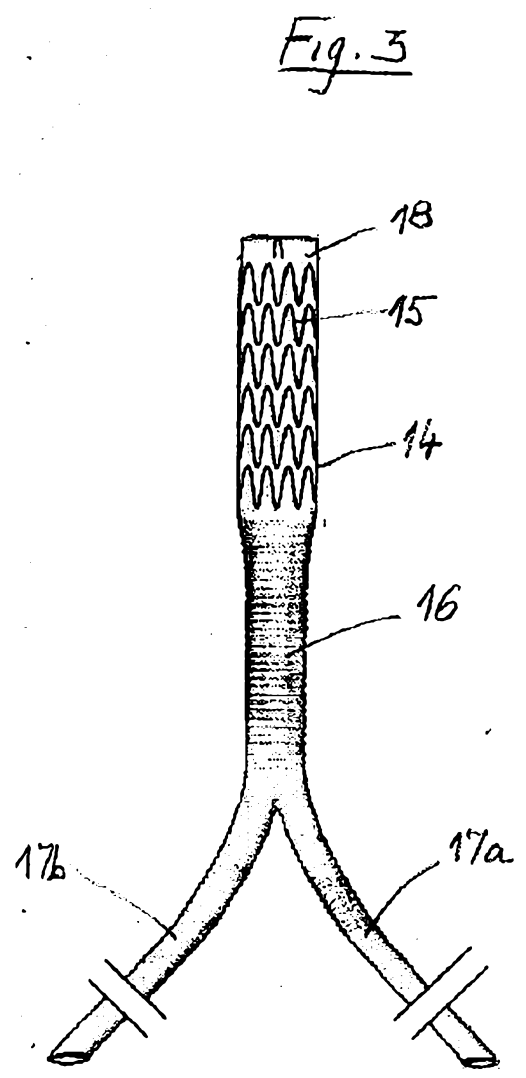
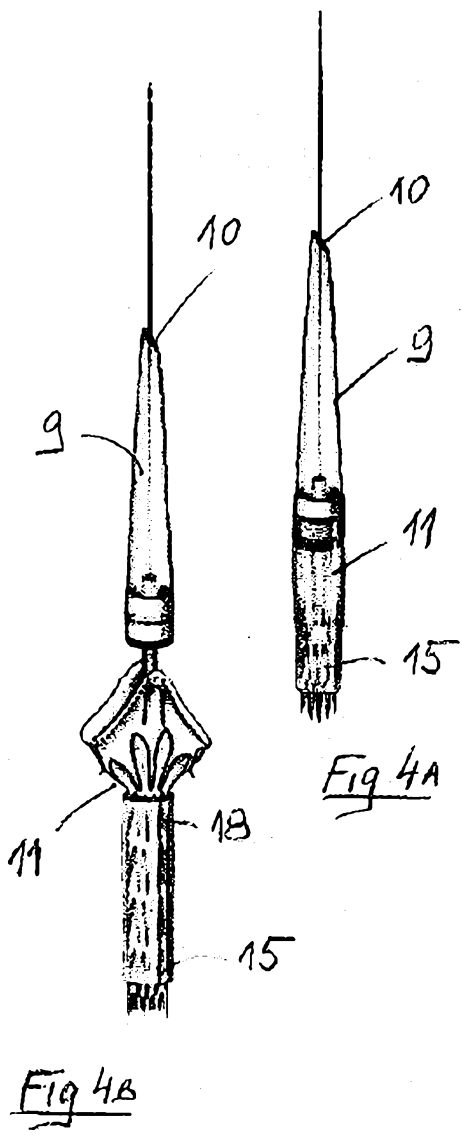


Fig. 2





Numero de la demande nationale

RAPPORT DE RECHERCHE
 établi en vertu de l'article XI.23., §2 et §3
 du Code de droit économique belge

BO 11634
 BE 201805116

| DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS | | | |
|---|---|---|--|
| Catégorie | Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes | Revendication concernée | CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC) |
| X | US 2003/135257 A1 (TAHERI SYDE A [US]) 17 juillet 2003 (2003-07-17) * alinéas [0063] - [0067]; figures 13-18 * | 1-11 | INV. A61F2/966 |
| X | US 2014/277361 A1 (FARHAT LAWRENCE [US] ET AL) 18 septembre 2014 (2014-09-18) * alinéas [0074] - [0082], [0122]; figure 3 * | 1-11 | ADD. A61F2/954 A61F2/97 A61F2/958 |
| X | EP 0 646 365 A1 (PARODI JUAN C [AR]) 5 avril 1995 (1995-04-05) * colonne 16, lignes 25-37 * * colonne 18, ligne 48 - colonne 21, ligne 1; figures 20,21 * | 1-11 | |
| X | WO 2016/022673 A1 (DWYER AMY C [US]; ISHAM ALEX [US]; CAMBRON SCOTT D [US]; KEYNTON ROBER) 11 février 2016 (2016-02-11) * page 6, ligne 3 - page 15, ligne 16; figures 1-3F * | 1-11 | |
| | | | DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC) |
| | | | A61F |
| | | Date d'achèvement de la recherche | Examineur |
| | | 31 octobre 2018 | Chevalot, Nicolas |
| CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES | | | |
| X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire | | T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant | |

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET BELGE NO.**

B0 11634
BE 201805116

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

31-10-2018

| Document brevet cité au rapport de recherche | Date de publication | Membre(s) de la famille de brevet(s) | Date de publication |
|---|------------------------|--|--|
| US 2003135257 A1 | 17-07-2003 | US 2003135257 A1 US 2005288765 A1 | 17-07-2003 29-12-2005 |
| US 2014277361 A1 | 18-09-2014 | EP 2967952 A1 US 2014277361 A1 WO 2014149959 A1 | 20-01-2016 18-09-2014 25-09-2014 |
| EP 0646365 A1 | 05-04-1995 | AT 258412 T AT 282371 T AT 282372 T AU 678511 B2 BR 9403662 A CA 2132815 A1 DE 69433515 D1 DE 69433515 T2 DE 69434140 D1 DE 69434140 T2 DE 69434142 D1 DE 69434142 T2 EP 0646365 A1 EP 0903118 A2 EP 0903119 A2 EP 0903120 A2 ES 2215163 T3 ES 2235282 T3 ES 2235283 T3 JP H0847503 A US 5571173 A US 5578071 A US 5591229 A US 5643208 A US 5693087 A ZA 9407492 B | 15-02-2004 15-12-2004 15-12-2004 29-05-1997 27-06-1995 02-04-1995 04-03-2004 11-11-2004 23-12-2004 01-12-2005 23-12-2004 08-12-2005 05-04-1995 24-03-1999 24-03-1999 24-03-1999 01-10-2004 01-07-2005 01-07-2005 20-02-1996 05-11-1996 26-11-1996 07-01-1997 01-07-1997 02-12-1997 15-05-1995 |
| WO 2016022673 A1 | 11-02-2016 | US 2017216068 A1 WO 2016022673 A1 | 03-08-2017 11-02-2016 |



OPINION ÉCRITE

| | | | |
|---|--|---|---------------------------|
| Dossier N° BO11634 | Date du dépôt (<i>jour/mois/année</i>) 27.02.2018 | Date de priorité (<i>jour/mois/année</i>) | Demande n° BE201805116 |
| Classification internationale des brevets (CIB) INV. A61F2/966 ADD. A61F2/954 A61F2/97 A61F2/958 | | | |
| Déposant SEGERS Bernard | | | |

La présente opinion contient des indications et les pages correspondantes relatives aux points suivants :

- Cadre n° I Base de l'opinion
- Cadre n° II Priorité
- Cadre n° III Absence de formulation d'opinion quant à la nouveauté, l'activité inventive et la possibilité d'application industrielle
- Cadre n° IV Absence d'unité de l'invention
- Cadre n° V Déclaration motivée quant à la nouveauté, l'activité inventive et la possibilité d'application industrielle; citations et explications à l'appui de cette déclaration
- Cadre n° VI Certains documents cités
- Cadre n° VII Irrégularités dans la demande
- Cadre n° VIII Observations relatives à la demande

| | |
|--|--------------------------------|
| | Examineur Chevalot, Nicolas |
|--|--------------------------------|

OPINION ÉCRITE

Demande n°
BE201805116

Cadre n° I Base de l'opinion

1. Cette opinion a été établie sur la base des revendications déposées avant le commencement de la recherche.
2. En ce qui concerne **la ou les séquences de nucléotides ou d'acides aminés** divulguées dans la demande, le cas échéant, cette opinion a été effectuée sur la base des éléments suivants :
 - a. Nature de l'élément:
 - un listage de la ou des séquences
 - un ou des tableaux relatifs au listage de la ou des séquences
 - b. Type de support:
 - sur papier
 - sous forme électronique
 - c. Moment du dépôt ou de la remise:
 - contenu(s) dans la demande telle que déposée
 - déposé(s) avec la demande, sous forme électronique
 - remis ultérieurement
3. De plus, lorsque plus d'une version ou d'une copie d'un listage des séquences ou d'un ou plusieurs tableaux y relatifs a été déposée, les déclarations requises selon lesquelles les informations fournies ultérieurement ou au titre de copies supplémentaires sont identiques à celles initialement fournies et ne vont pas au-delà de la divulgation faite dans la demande telle que déposée initialement, selon le cas, ont été remises.
4. Commentaires complémentaires :

Cadre n° V Opinion motivée quant à la nouveauté, l'activité inventive et la possibilité d'application industrielle; citations et explications à l'appui de cette déclaration

1. Déclaration

| | | |
|--|----------------------|-----------|
| Nouveauté | Oui : Revendications | 7, 8 |
| | Non : Revendications | 1-6, 9-11 |
| Activité inventive | Oui : Revendications | |
| | Non : Revendications | 1-11 |
| Possibilité d'application industrielle | Oui : Revendications | 1-11 |
| | Non : Revendications | |

2. Citations et explications

voir feuille séparée

Ad point V

Déclaration motivée quant à la nouveauté, l'activité inventive et la possibilité d'application industrielle ; citations et explications à l'appui de cette déclaration

1 Il est fait référence aux documents suivants :

- D1 US 2003/135257 A1 (TAHERI SYDE A [US]) 17 juillet 2003 (2003-07-17)
- D2 US 2014/277361 A1 (FARHAT LAWRENCE [US] ET AL) 18 septembre 2014 (2014-09-18)
- D3 EP 0 646 365 A1 (PARODI JUAN C [AR]) 5 avril 1995 (1995-04-05)
- D4 WO 2016/022673 A1 (DWYER AMY C [US]; ISHAM ALEX [US]; CAMBRON SCOTT D [US]; KEYNTON ROBER) 11 février 2016 (2016-02-11)

2 **REVENDEICATION INDÉPENDANTE 1**

2.1 La présente demande ne remplit pas les conditions de brevetabilité, l'objet de la revendication 1 n'étant pas nouveau.

Le document D1 divulgue (les références entre parenthèses s'appliquent à ce document):

Système de déploiement d'une prothèse vasculaire pour pontage comprenant au moins un stent, avec une portion d'extrémité à introduire dans un vaisseau et l'y relier (alinéas [0063] - [0067]; figures 13-18), comprenant une gaine (460) agencée pour être introduite dans le vaisseau (figure 17) et comprenant un premier ballonnet expansible (468) de mise en forme et stabilisation de la prothèse dans le vaisseau (figure 18) et un deuxième ballonnet expansible (466) pour colmater la jonction entre ladite portion d'extrémité de la prothèse et le vaisseau (figure 17), le système comprenant en outre des moyens pour expander les ballonnets (alinéa 67).

2.2 L'objet de la revendication 1 n'est pas non plus nouveau au vu de chacun des documents suivants:

- Document D2 (alinéas [0074] - [0082], [0122]; figure 3).

- Document D3 (colonne 16, lignes 25-37; colonne 18, ligne 48 - colonne 21, ligne 1; figures 20, 21).
- Document D4 (page 6, ligne 3 - page 15, ligne 16; figures 1-3F).

3 REVENDEICATIONS DÉPENDANTES 2-11

Les revendications dépendantes 2-11 ne contiennent pas de caractéristiques qui satisfassent aux exigences de nouveauté et/ou d'activité inventive en étant combinées aux caractéristiques de l'une quelconque des revendications auxquelles lesdites revendications dépendantes sont liées.

- 3.1 L'objet des revendications 2 et 3 n'est pas nouveau (voir document D2, alinéas [0074] - [0082], [0122]; figure 3).
- 3.2 L'objet de la revendication 4 n'est pas nouveau (voir document D4, page 6, ligne 3 - page 15, ligne 16; figures 1-3F).
- 3.3 L'objet des revendications 5, 6, 9-11 n'est pas nouveau (voir document D1, alinéas [0063] - [0067]; figures 13-18).
- 3.4 L'objet des revendications 7 et 8 fait partie des mesures techniques qui relèvent de l'évidence pour la personne du métier.

Par conséquent, l'objet desdites revendications est considéré comme évident et n'implique pas une activité inventive au vu du seul document D1.