

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

11) N° de publication : **2 890 306**  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

21) N° d'enregistrement national : **05 09159**

51) Int Cl<sup>8</sup> : A 61 B 17/12 (2006.01)

12)

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 08.09.05.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 09.03.07 Bulletin 07/10.

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

60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

71) Demandeur(s) : JEAN BEATRIX — FR.

72) Inventeur(s) : JEAN BEATRIX.

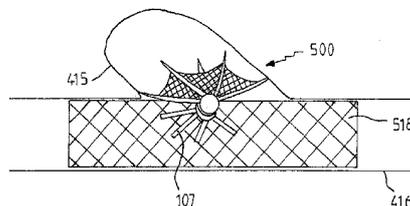
73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CABINET SAUVAGE.

54) DISPOSITIF POUR LE TRAITEMENT D'UNE POCHE VASCULAIRE.

57) Le dispositif comprend un élément d'occlusion (401) formé d'une armature pourvue d'une membrane (406) et susceptible de passer d'une position fermée (membrane resserrée), à une position ouverte (membrane déployée); un élément d'arrimage (402) susceptible de passer d'une position fermée, où il est resserré, à une position ouverte où il est déployé; et une articulation (403) comme organe de réunion entre ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage.

L'articulation permet de traiter plus efficacement des poches désaxées par rapport à la direction générale du vaisseau (416).



FR 2 890 306 - A1



La présente invention a pour objet un dispositif pour le traitement d'une poche vasculaire.

Par poche vasculaire, on entend une poche borgne résultant de la dilatation localisée de la paroi d'un vaisseau. Lorsqu'une telle poche affecte une artère, elle est appelée anévrisme. La rupture de tels anévrismes, lorsqu'ils siègent dans le cerveau, peut avoir des conséquences dramatiques, et même fatales.

En France, la fréquence des anévrismes est estimée entre 2 à 5% de la population, le siège de prédilection de développement des anévrismes étant le "polygone de Willis". Dans le cas d'anévrismes non rompus, le patient est asymptomatique et l'anévrisme ne peut donc être identifié. Cependant, dans certains cas, les médecins ont l'opportunité de découvrir un anévrisme non rompu, par exemple à l'occasion d'un examen effectué pour un autre motif ; ils évaluent alors le risque de rupture de l'anévrisme par rapport aux risques liés à une intervention d'exclusion de l'anévrisme. Si l'abstention thérapeutique est souvent préférée pour les anévrismes d'une taille inférieure à 5 à 7 mm, l'existence de facteurs de risque peut plaider pour une intervention.

Le traitement de poches vasculaires peut aussi être fait en urgence, lors d'une rupture de ladite poche, si la poche rompue reste sacciforme et est accessible au traitement.

Il est connu de traiter les poches vasculaires sacciformes par chirurgie, en mettant en place un ou plusieurs clips sur le collet de ladite poche (c'est-à-dire sur la zone de communication entre la poche vasculaire en forme de sac et le vaisseau). Le clip, généralement en titane, se referme autour du collet, interrompant ainsi la communication entre la poche vasculaire, ou anévrisme, et le vaisseau.

Cependant, à un tel traitement chirurgical, il est souvent préféré un traitement endovasculaire consistant en un remplissage au moyen de spires. Ce traitement consiste à

amener un microcathéter, au travers du vaisseau, jusqu'au niveau de la poche vasculaire. Un élément de remplissage adapté à passer à l'état de spire tridimensionnelle, mais se trouvant dans une configuration aplatie, est alors  
5 introduit au travers de ce microcathéter jusque dans la poche vasculaire. Une fois que l'élément de remplissage est en position dans la poche vasculaire, il peut adopter une configuration déployée en spire tridimensionnelle. On utilise autant de spires que nécessaire pour remplir la  
10 poche vasculaire, ce qui peut représenter un coût considérable dans certains cas d'anévrismes à collet large. Pour empêcher qu'une portion de spire ne migre hors de la poche vasculaire, un élément d'occlusion, tel qu'un ballon temporaire ou un stent définitif, est généralement  
15 introduit avant, ou en même temps, que l'on y place la ou les spires. En se déployant, cet élément d'occlusion vient fermer partiellement ou complètement le collet de la poche vasculaire, en servant de support aux spires placées dans la poche.

20 On peut également fermer une poche vasculaire, au niveau du collet, au moyen d'un élément d'occlusion sans pour autant remplir ladite poche de spires. L'efficacité de tels dispositifs est augmentée lorsqu'il leur est associé un élément d'arrimage, opposé à l'élément d'occlusion, et  
25 qui comporte des pattes d'arrimage venant se fixer à la paroi du vaisseau, hors de la poche, immobilisant ainsi le dispositif. Voir US 6 036 720, PCT/US 9815690 et US2004/0087998, par exemple.

Pour renforcer encore l'arrimage, on place parfois un  
30 stent, c'est-à-dire une gaine à mailles, dans le vaisseau, au niveau de la poche vasculaire en débordant d'un côté et de l'autre du collet, les mailles du stent offrant un moyen de retenue auxdites pattes.

Si les dispositifs de l'art antérieur sont efficaces  
35 pour des poches vasculaires sacciformes dont l'axe transversal est sensiblement perpendiculaire à la paroi du vaisseau, leur performance est bien moindre lorsque l'axe

transversal de la poche vasculaire occupe une position différente, ce qui est le cas le plus fréquent. En effet, lorsque l'axe transversal de la poche vasculaire n'est pas perpendiculaire à la paroi du vaisseau, le contact entre une ou plusieurs des pattes d'arrimage du dispositif et la paroi peut être insuffisant, ou même inexistant, pour qu'un bon accrochage soit obtenu. Il s'ensuit que la stabilité du dispositif n'est pas absolument fiable dans le temps, avec un risque de reperméabilisation nuisible.

10 L'invention se propose donc de résoudre ce problème grâce à un dispositif formé d'un élément d'occlusion et d'un élément d'arrimage articulés l'un par rapport à l'autre.

15 Plus précisément, le dispositif selon la présente invention comprend :

- un élément d'occlusion, adapté à être positionné dans une poche vasculaire, et qui est formé d'une armature sur laquelle est montée au moins une membrane, ladite armature étant susceptible de passer d'une position fermée, dans laquelle ladite membrane est resserrée, à une position ouverte dans laquelle ladite membrane est déployée ;

20 - un élément d'arrimage, adapté à être positionné dans un vaisseau au niveau de ladite poche vasculaire, et qui est susceptible de passer d'une position fermée, dans laquelle ledit élément d'arrimage est resserré, à une position ouverte dans laquelle ledit élément d'arrimage est déployé , et

- un organe de réunion entre ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage,

30 ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage étant réunis par l'intermédiaire d'une articulation.

Par membrane, on entend ici un matériau mince sans limitation quant à sa structure, sa composition ou ses propriétés.

35 La présence d'une articulation entre les deux éléments du dispositif confère, d'une part, davantage de souplesse au dispositif à l'état resserré, ce qui facilite

sa progression à travers le microcathéter lors de sa mise en place et, d'autre part, une adaptabilité du dispositif à divers angles que peut faire l'axe transversal de la poche vasculaire avec la paroi du vaisseau, par désalignement de  
5 l'axe longitudinal de l'élément d'arrimage par rapport à l'axe longitudinal de l'élément d'occlusion. Le retrait du microcathéter, avec déploiement successif de l'élément d'occlusion et de l'élément d'arrimage, se fait selon une direction imposée par l'angle que fait l'axe transversal de  
10 la poche vasculaire avec la paroi du vaisseau et, grâce au mouvement de pivotement possible entre l'élément d'occlusion et d'arrimage, ce dernier peut se déployer autour d'une direction qui lui est imposée par le microcathéter lors de son retrait. Cela permet à l'élément  
15 d'arrimage de venir en contact avec la paroi du vaisseau en des points qui, sinon, lui seraient inaccessibles.

Dans une forme d'exécution préférée de l'invention, l'articulation est une articulation à rotule, autorisant ainsi une multiplicité de positions relatives entre  
20 l'élément d'occlusion et l'élément d'arrimage.

Selon un premier mode de réalisation de l'invention, l'armature comprend des tiges rayonnant autour d'un premier point central, à la manière d'une armature de parapluie, l'articulation étant située sensiblement au niveau dudit  
25 premier point central de rayonnement. Dans la suite, ce mode de réalisation est appelé "mode en parapluie droit". En position fermée, les tiges et la membrane sont resserrées pour adopter une configuration allongée et étroite permettant au dispositif de passer au travers d'un  
30 microcathéter disposé dans le vaisseau. En position ouverte, les tiges se déploient, en tendant la membrane entre elles, ce qui permet d'obtenir une surface d'occlusion la plus grande possible pour le minimum d'encombrement à l'état resserré.

35 De préférence, les tiges de l'armature sont recourbées en direction de l'axe longitudinal de l'armature.

Dans une forme d'exécution particulière du mode en parapluie droit, la membrane garnit l'armature depuis ledit premier point central de rayonnement, le long d'au moins une partie des tiges de l'armature, à la manière d'une  
5 toile de parapluie. Quand le dispositif ainsi réalisé est en place dans une poche vasculaire, le premier point central de rayonnement se trouve au niveau du collet de la poche vasculaire, et la membrane forme alors une portion de sphère dont la convexité est tournée vers ledit collet.

10 Selon un second mode de réalisation de l'invention, l'armature comprend des tiges rayonnant autour d'un premier point central, à la manière d'une armature de parapluie, et un manche axial fixé, à l'une de ses extrémités, audit  
15 premier point central de rayonnement, à la manière d'un manche de parapluie, l'articulation étant située sensiblement au niveau de l'extrémité du manche opposée audit premier point central de rayonnement, et ledit manche constituant un organe de traction adapté à commander au  
20 moins le déploiement final de l'armature. Dans la suite, ce mode de réalisation est appelé "mode en parapluie inversé". Le processus d'introduction du mode en parapluie inversé dans la poche vasculaire et son déploiement (ou tout au moins le début de son déploiement) sont sensiblement  
25 identiques à ceux du mode en parapluie droit. Toutefois, dans ce cas, le déploiement est obtenu, au moins en ce qui concerne sa phase finale, par une traction exercée sur le manche qui contraint l'armature à une déformation par un léger écrasement contre la face interne de la poche, dans  
la zone adjacente au collet.

30 Dans une forme d'exécution particulière du mode en parapluie inversé, la membrane est, de préférence, fixée aux extrémités des tiges rayonnantes, à l'opposé dudit premier point central de rayonnement. Ainsi, lors du  
déploiement des tiges, la membrane est mise sous tension en  
35 direction du collet et, lorsque l'armature s'écrase légèrement contre la face interne de la poche, dans la zone adjacente au collet, la membrane tendue se trouve appliquée

fermement contre la paroi interne de la poche, adjacente au collet..

Selon un troisième mode de réalisation de l'invention, au lieu d'être constituée de tiges rayonnantes, l'armature comprend une pluralité de boucles 5 déployables dont chacune circonscrit une membrane. En position fermée, les boucles sont resserrées en une forme allongée et aplatie, permettant au dispositif de passer au travers d'un microcathéter disposé dans le vaisseau. En 10 position ouverte, les boucles se déploient, en tendant leur membrane respective, et permettent une occlusion de la poche vasculaire au niveau du collet.

En pratique, la membrane se présente avantageusement sous la forme d'un filet. Par rapport à un voile plein, un 15 filet permet d'utiliser un matériau de plus faible masse surfacique, donc de réaliser un élément d'occlusion de plus petit encombrement, tout en obtenant une occlusion optimale de la poche vasculaire.

Le filet, reliant les tiges ou formant l'intérieur 20 des boucles, peut être constitué de poly(acide glycolique), de polytétrafluoroéthylène, d'un matériau formateur d'hydrogel tels que ceux cités, par exemple, dans la demande de brevet US publiée n° 2004/0087998, ou de tout autre matériau biocompatible et/ou inerte qui apparaîtra à 25 l'homme de l'art. Ces différents matériaux peuvent être enrobés de divers produits induisant une migration des cellules, ce qui permet la cicatrisation de l'endothélium au niveau du collet de la poche vasculaire. Ainsi, une fois l'élément d'occlusion en place dans la poche vasculaire, 30 l'organisme réagira en le colonisant par des cellules, ce qui aboutira, à terme, à la fermeture totale de la poche vasculaire.

Dans un mode de réalisation avantageux de l'invention, le dispositif comporte, sur ou au voisinage de 35 l'organe de réunion entre ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage, côté élément d'arrimage, un moyen de solidarisation temporaire adapté à recevoir l'extrémité

d'un poussoir. Le poussoir, solidarisé à l'articulation, permet de faire progresser le dispositif au travers d'un microcathéter (placé au préalable dans le vaisseau) jusqu'au niveau du collet de la poche vasculaire. Une fois  
5 l'élément d'occlusion en place, le poussoir peut éventuellement permettre d'orienter l'élément d'arrimage, grâce à l'articulation, en fonction de la configuration de la poche vasculaire, ce, afin de réaliser le contact le plus étendu possible entre l'élément d'arrimage et la paroi  
10 du vaisseau ou la meilleure pénétration de l'élément d'arrimage dans les mailles d'un stent auxiliaire, si un tel stent est utilisé. Une fois l'élément d'occlusion et l'élément d'arrimage bien en place, le poussoir peut être détaché du dispositif et retiré en en fin de procédure avec  
15 le microcathéter. Le dispositif formé de l'élément d'occlusion et de l'élément d'arrimage peut, à l'état fermé et grâce à la solidarisation avec le poussoir, être extrait à tout moment du vaisseau tant que la solidarisation est maintenue.

20 Le moyen de solidarisation temporaire peut être un système à actionnement mécanique, thermique, ou électrolytique ou hydraulique. A titre d'exemples, le système mécanique peut utiliser une paire de filetages appariés sur le poussoir et l'articulation, le système  
25 thermique peut utiliser une réunion entre le poussoir et l'articulation par une soudure fondant à une température prédéterminée provoquée par le passage d'un microcourant,, le système électrolytique peut utiliser une réunion entre le poussoir et l'articulation par une soudure  
30 se détruisant par électrolyse au passage d'un tel microcourant, et le système hydraulique peut utiliser une seringue à pression.

Dans un mode de réalisation particulier, l'élément d'arrimage est formé d'une pluralité de pattes rayonnant  
35 autour d'un second point central, la réunion entre l'élément d'occlusion et l'élément d'arrimage se faisant au niveau dudit second point central de rayonnement.

L'utilisation de pattes permet un accrochage de l'élément d'arrimage plus efficace dans la mesure où les pattes peuvent venir en contact avec la paroi du vaisseau en plusieurs points écartés les uns des autres.

5 Dans une forme d'exécution particulière, convenant plus particulièrement lorsque le dispositif de l'invention est utilisé en même temps qu'un stent, les pattes peuvent être de longueurs identiques, car la présence du stent facilite leur arrimage.

10 Selon une autre forme d'exécution de l'invention, les pattes sont de longueurs différentes ce qui permet d'optimiser l'arrimage en fonction de la configuration de la poche vasculaire, en particulier lorsque l'axe transversal de ladite poche n'est pas perpendiculaire à la  
15 paroi du vaisseau.

Avantageusement, les pattes de l'élément d'arrimage et/ou les tiges de l'armature présentent des microsculptures à leur extrémité opposée à leur point central de rayonnement respectif. En fournissant une  
20 surface non glissante, ces microsculptures aident à l'arrimage des pattes au niveau du vaisseau ou, le cas échéant, du stent, comme elles aident le maintien de la prise entre les tiges de l'armature et la paroi interne de la poche vasculaire. L'effet antidérapant des  
25 microsculptures peut être obtenu par des procédés nanotechnologiques.

Pour obtenir commodément le déploiement de l'ensemble du dispositif, l'élément d'occlusion et/ou l'élément d'arrimage sont, de préférence, faits d'un matériau à  
30 mémoire de forme, c'est-à-dire d'un matériau qui permet de les "éduquer" en leur "apprenant" la forme qu'ils devront avoir à la température corporelle, tout en permettant de leur donner une autre forme, resserrée, à une température inférieure. Dans cette configuration resserrée (fermée), le  
35 dispositif est acheminé jusque dans la poche vasculaire au travers d'un microcathéter. Puis le microcathéter est retiré, et l'élément d'occlusion et l'élément d'arrimage se

déploient sous l'effet de la température corporelle. Un exemple de matériau à mémoire de forme est le nitinol (alliage de nickel et de titane).

L'invention concerne, enfin, un kit comprenant un  
5 dispositif selon l'invention ainsi qu'un poussoir connecté ou connectable temporairement audit dispositif et, le cas échéant, un stent.

Des modes de réalisation de l'invention vont maintenant être décrits par référence aux dessins annexés,  
10 dans lesquels :

- les Figures 1A-C représentent un premier mode d'exécution du dispositif selon l'invention, dit "mode en parapluie droit", à différents stades de mise en place ;

15 - les Figure 2A-C représentent un deuxième mode d'exécution du dispositif selon l'invention, dit "mode en parapluie inversé", à différents stades de mise en place ;

- les Figures 3A-C représentent une variante d'exécution du dispositif selon l'invention, dans lequel l'élément d'occlusion comprend des boucles ;

20 - les Figures 4A-C représentent les étapes de la mise en place, dans une poche vasculaire, d'une variante du dispositif selon l'invention en mode parapluie droit ;

- la Figure 5 est une vue similaire à la Figure 4C, représentant le dispositif des Figures 1A-1C, en place dans  
25 une poche vasculaire, et arrimé aux mailles d'un stent.

Les Figures 1A-1C à 3 n'ont pour objectif que de permettre la description des différents éléments de diverses formes d'exécution du dispositif, sans que l'intérêt de l'articulation prévue entre l'élément  
30 d'occlusion et l'élément d'arrimage apparaisse. Cet intérêt est illustré par les Figures 4A-4C et 5.

Le dispositif 100, représenté aux Figures 1A-1C, comprend un élément d'occlusion 101, ayant un axe longitudinal W-W', et un élément d'arrimage 102, ayant un  
35 axe longitudinal Z-Z', réunis par une articulation à rotule 103. Les axes W-W' et Z-Z' sont confondus dans les représentations des Figures 1A-1C à 3.

L'élément d'occlusion 101 est formé d'une armature 104 comprenant, d'une part, quatre tiges telles que 105 rayonnant autour d'un premier point central C1 et légèrement recourbées en direction de l'axe W-W' et, 5 d'autre part, un filet 106 monté sur une partie de la longueur des tiges 105 depuis ledit point central C1. La raison pour laquelle le filet n'est monté que sur une partie des tiges est que sa présence n'est nécessaire, une fois déployé, qu'au niveau du collet de la poche vasculaire 10 et des abords immédiats du collet, la longueur des tiges 105 au-delà du filet se justifiant pour des raisons de stabilité.

L'élément d'arrimage 102 est formé de quatre pattes telles que 107 rayonnant autour d'un second point de 15 rayonnement C2 (Figure 1C).

L'articulation à rotule 103 est constituée d'une première partie sphérique 108, fixée à l'élément d'occlusion 101 dans la zone du point de rayonnement C1 des tiges 105, et d'une seconde partie en forme de coupe 20 sphérique 109 fixée, quant à elle, à l'élément d'arrimage 102 dans la zone du second point de rayonnement C2. Les deux parties 108 et 109 de l'articulation à rotule sont en prise indissociable autorisant la rotation de la sphère 108 dans la coupe 109. Sur sa face opposée à la sphère 108, la 25 coupe 109 comporte une petite queue 110 filetée extérieurement.

Les Figures 1A-1C représentent cette queue filetée 110 en prise avec un poussoir 111 présentant un filetage interne apparié.

30 A la Figure 1A, le dispositif 100 est représenté à l'état fermé dans un microcathéter 112, au voisinage de l'extrémité libre de celui-ci et du collet d'une poche vasculaire schématisé par la ligne en pointillés L, le microcathéter 112 se trouvant lui-même dans un vaisseau non 35 représenté. Les tiges 105, le filet 106 et les pattes 107 sont resserrés, ce qui confère au dispositif 100 une forme allongée et étroite lui permettant d'être inséré dans le

microcathéter 112 et acheminé au long de ce dernier en le poussant au moyen du poussoir 111.

A la Figure 1B, l'élément d'occlusion 101 a franchi la ligne L et les tiges 105 ont commencé à se déployer en ouvrant le filet 106 à la manière d'un parapluie. A ce stade, l'élément d'arrimage 102 est encore à l'état fermé dans le microcathéter 112, en amont de la ligne L.

A la Figure 1C, on a amorcé le retrait du microcathéter 112, libérant ainsi les pattes 107 et permettant leur déploiement, tandis que s'est poursuivi le déploiement des tiges 105 et la tension du filet 106. La phase suivante serait le dévissage du poussoir 111 et son extraction du vaisseau en même temps que celle du microcathéter 112.

Dans les Figures 2A-2C, les éléments inchangés par rapport aux Figures 1A-1C conservent les mêmes références numériques et les éléments modifiés, mais ayant une fonction similaire, ont pour références celles des Figures 1A, 1B et 1C augmentées de 100.

La forme d'exécution des Figures 2A-2C se distingue essentiellement de la précédente par l'inversion de l'orientation de l'élément d'occlusion par rapport à l'élément d'arrimage.

Plus précisément, alors que dans la forme d'exécution des Figures 1A-1C, l'élément d'occlusion 101 est réuni à l'articulation 103 au niveau du point de rayonnement C1 de ses tiges 105, dans la forme d'exécution des Figures 2A-2C, cette réunion se fait par l'intermédiaire d'un manche 213 fixé, à l'une de ses extrémités, aux tiges 205 dans la zone dudit premier point de rayonnement C1 et, à son autre extrémité, à la partie sphérique 208 de l'articulation 203, de sorte que la convexité de l'armature 204, à l'état déployé, est tournée à l'opposée de l'articulation. De surcroît, le filet 206 n'est pas fixé le long des tiges 205 mais seulement au niveau des extrémités des tiges opposées au point de rayonnement C1 et ce filet 206 comporte un passage 214 dont l'utilité apparaîtra plus loin.

A la figure 2A, le dispositif 200 est, à l'état fermé, inséré dans un microcathéter 112, et l'on voit que c'est par le point de rayonnement C1 que l'élément d'occlusion 201 va pénétrer dans la poche vasculaire et non par la pointe des tiges, comme dans le cas du dispositif 100. On voit, en outre que l'articulation 203 et l'élément d'arrimage 202 sont logés entre les tiges 205 de l'armature 204, avec les pattes d'arrimage 207 orientées de telle sorte que leurs extrémités libres sont côté point de rayonnement C1.

A la Figure 2B, tout le dispositif a franchi le collet de la poche vasculaire symbolisé par la ligne en pointillés L et l'élément d'occlusion 201 a commencé à se déployer. Les tiges 205 se sont écartées du manche 213 et le filet 206 a commencé à se tendre entre les extrémités des tiges 205 en adoptant une configuration sensiblement plane.

A la Figure 2C, le microcathéter 112 a été légèrement reculé et il a été tiré sur le poussoir 111 pour faire franchir le filet 206 à l'articulation 203 et à l'élément d'arrimage 202, via le passage 214 prévu à cet effet, et pour terminer le déploiement de l'armature 204. On comprend que l'orientation des pattes d'arrimage 207, avant déploiement, est choisie pour faciliter le franchissement du filet 206. L'extrémité d'au moins la plupart des tiges 205 de l'armature 204 étant en contact avec la paroi interne de la poche vasculaire, la traction exercée sur le manche 213 a contraint l'armature 204 à se déformer par un léger écrasement et le filet 206 à épouser la face interne des bords du collet. De leur côté, les pattes d'arrimage 207 se sont déployées en adoptant une configuration semblable à celle qu'elles ont à la figure 1C.

Les Figures 3A et 3B portent sur un dispositif 300 semblable au dispositif 100 et représenté au moyen de vues semblables aux Figures 1A et 1B. Le dispositif 300 se distingue toutefois du dispositif 100 par le fait que l'armature de son élément d'occlusion 301 n'est pas

constituée de tiges garnies d'un filet commun aux différentes tiges, mais de quatre boucles, telles que 305, dont chacune circonscrit un filet, tel que 306.

Pour le reste, il est inutile de décrire les  
5 différents éléments de cette forme d'exécution dans la mesure où ils sont identiques à ceux du dispositif 100 et identifiés soit par la même référence, soit par la même référence augmentée de 200.

La figure 3C montre le dispositif 300 déployé, vu de  
10 l'intérieur de la poche vasculaire, le collet de ladite poche étant matérialisé par la ligne en pointillés L'.

Les Figures 4A, 4B et 4C représentent les étapes de l'insertion d'une variante 400 du dispositif 100 dans une poche vasculaire 415.

15 A la Figure 4A, il est représenté un vaisseau 416 dont la paroi forme une poche vasculaire 415, le collet de ladite poche étant désigné par L comme aux Figures précédentes. Comme on le voit, l'axe X-X' de la poche 415 n'est pas perpendiculaire à la direction générale Y-Y' du  
20 vaisseau, et de surcroît, au niveau du collet, la poche 415 n'est pas resserrée mais largement ouverte. Ce sont de telles situations qu'il est très difficile de traiter de façon satisfaisante selon l'art antérieur, mais il est bien entendu que l'application du dispositif selon l'invention  
25 n'est pas limitée à ce type de cas de figure.

Un microcathéter 112 est enfilé sur un microguide 417 qui dépasse de l'extrémité d'attaque dudit microcathéter 112. Le microguide a un corps qui est plus rigide que le microcathéter mais son extrémité dépassante est plus souple  
30 que ledit microcathéter, ce qui facilite sa pénétration dans la poche vasculaire 415 et le positionnement du microcathéter par rapport à ladite poche. Le microguide 417 est alors tiré hors du microcathéter 112 et il lui est substitué le dispositif 400 selon l'invention, poussé par  
35 le biais de son poussoir jusqu'à ce que l'élément d'occlusion 401 émerge de l'extrémité d'attaque du microcathéter 112 dans la poche 415, comme on le voit à la

Figure 4B, avec début de déploiement des tiges 405. Leur déploiement complet est obtenu en combinant un maintien en place du poussoir et un léger retrait du microcathéter jusqu'à dégager l'articulation 403 (Figure 4B). Un nouveau léger retrait est imposé au microcathéter 112 pour qu'il 5  
dégage les pattes d'arrimage 407, 407', lesquelles se déploient à leur tour, dans la configuration représentée à la Figure 4C. On dévisse ensuite le poussoir et procède à son retrait, puis à celui du microcathéter 112. Comme on le 10  
voit, le dispositif 400 illustré se distingue du dispositif 100 des Figures 1A-1C par le fait qu'il comporte cinq tiges au lieu de quatre, et que les pattes de l'élément d'arrimage sont de différentes longueurs, deux courtes 407 et deux longues 407'.

15        En l'absence d'articulation, l'axe Z-Z' de l'élément d'arrimage et l'axe W-W' de l'élément d'occlusion seraient confondus et, alors, ou bien les pattes occuperaient la position représentée mais l'armature ne serait pas orientée d'une façon optimale dans la poche 415 pour que le filet 20  
406 la ferme aussi bien que possible et aussi près que possible du collet L, ou bien l'armature serait convenablement orientée par rapport à la poche, mais les pattes, elles, seraient dans une position impropre à assurer un arrimage satisfaisant. Grâce à l'articulation 25  
403, il est possible de donner indépendamment à l'élément d'occlusion et à l'élément d'arrimage une position chacune appropriée à leur fonction, et les longueurs différentes des pattes augmentent les chances de venue en contact desdites pattes avec la paroi du vaisseau 416.

30        Le positionnement des pattes d'arrimage 407,407' se fait soit de lui-même sous l'effet de l'amorce du retrait du microcathéter 112, qui contraint l'élément d'arrimage 402 à un mouvement de rotation naturelle par rapport à l'élément d'occlusion 401, alors que le poussoir est encore 35  
en prise avec l'articulation ; soit, au besoin, le positionnement des pattes 407,407' est parfait en

manoeuvrant la pièce en forme de coupe 409 à l'aide du poussoir avant son dévissage.

La Figure 5 représente un dispositif 500 dans une position qui correspond à celle déjà décrite à propos de la Figure 4C. Cette fois, avant la mise en place du microcathéter, un stent 518 a été placé dans le vaisseau 416 de part et d'autre du collet L de la poche 415. Etant donné que les mailles du stent 518 offrent une multiplicité de point d'ancrage aux pattes 107, il est possible d'utiliser un dispositif qui n'a que des pattes courtes, toutes de la même longueur.

Quelle que soit la forme d'exécution du dispositif selon l'invention, les tiges de l'élément d'occlusion et les pattes d'arrimage sont avantageusement en un alliage à mémoire de forme et elles ont été conformées de façon à revêtir leur forme déployée lorsqu'elles sont à la température corporelle. Il est ainsi possible de les mettre en place alors qu'elles sont à l'état resserré, à une température inférieure à la température corporelle, et de les laisser s'épanouir avec leur réchauffement. Cette solution a l'avantage de ne pas nécessiter de moyens de commande de leur déploiement.

Il est également possible d'obtenir ce déploiement pas des moyens mécaniques. On peut, par exemple, réaliser les tiges de l'armature et les pattes d'arrimage en un matériau résilient qui permettra de les maintenir resserrées tant qu'elles seront prisonnières du microcathéter mais qui se déploieront dès qu'elles en seront libérées, avec un effet ressort toutefois suffisamment doux et progressif pour qu'il ne soit pas dommageable. Pour ce qui est de l'élément d'arrimage, on peut, en variante et par exemple, adopter, pour la solidarisation entre le poussoir et la pièce en forme de coupe de l'articulation, un système qui assure non seulement cette solidarisation mais également permette la commande des pattes d'arrimage au moyen du poussoir.

Il est bien entendu que l'invention n'est pas limitée aux formes d'exécution décrites et représentées. Ainsi, par exemple, bien qu'il ait été décrit des modes d'exécution comportant quatre tiges et quatre pattes, ce nombre n'a  
5 rien d'impératif ; de même, bien que l'on ait décrit des formes d'exécution comportant une articulation à rotule et qui sont munies d'un filet comme membrane, on pourrait avoir recours à un autre type d'articulation et utiliser, comme membrane, un voile plein ou un film perforé ou non.  
10 Enfin, le poussoir pourrait être temporairement solidarisé au dispositif par un moyen autre qu'une paire de filetages appariés, tel que l'un des moyens indiqués plus haut.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif (100;200;300;400;500) pour le traitement d'une poche vasculaire, comprenant:

5 - un élément d'occlusion (101;201;301;401) formé d'une armature (104;204;304) sur laquelle est montée au moins une membrane (106;206;306,406), ladite armature étant susceptible de passer d'une position fermée, dans laquelle ladite membrane est resserrée, à une position ouverte dans  
10 laquelle ladite membrane est déployée ;

- un élément d'arrimage (102;202;302;402) susceptible de passer d'une position fermée, dans laquelle ledit élément d'arrimage est resserré, à une position ouverte dans laquelle ledit élément d'arrimage est déployé, et

15 - un organe de réunion entre ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage,

caractérisé en ce que ledit élément d'occlusion (101;201;301;401) et ledit élément d'arrimage (102;202;302;402) sont réunis par l'intermédiaire d'une  
20 articulation (103;203;303;403).

2. Dispositif (100;200;300;400;500) selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite articulation (103;203;303;403) est une articulation à rotule.

3. Dispositif (100;400;500) selon la revendication 1  
25 ou 2, caractérisé en ce que ladite armature (104) comprend des tiges (105;405) rayonnant autour d'un premier point central (C1), à la manière d'une armature de parapluie, et en ce que la réunion entre l'élément d'occlusion (101;401) et l'élément d'arrimage (102;402) se fait au niveau dudit  
30 premier point central de rayonnement (C1).

4. Dispositif (100;400;500) selon la revendication 3, caractérisé en ce que ladite membrane (106;406) garnit ladite armature (104) depuis ledit premier point central de rayonnement (C1), le long d'au moins une partie des tiges  
35 (105;405) de l'armature, à la manière d'une toile de parapluie.

5. Dispositif (200) selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ladite armature comprend des tiges (205) rayonnant autour d'un premier point central (C1), à la manière d'une armature de parapluie, et en ce qu'un  
5 manche axial (213) est fixé à l'une de ses extrémités au niveau dudit premier point central de rayonnement (C1), à la manière d'un manche de parapluie, la réunion entre l'élément d'occlusion (201) et l'élément d'arrimage (202) se faisant au niveau de l'extrémité du manche opposée au  
10 premier point central de rayonnement (C1), et ledit manche (213) constituant un organe de traction adapté à commander au moins le déploiement final de l'armature.

6. Dispositif (200) selon la revendication 5, caractérisé en ce que ladite membrane (206) est fixée aux  
15 extrémités des tiges (205) à l'opposé dudit premier point central de rayonnement (C1).

7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 3 à 6, caractérisé en ce que lesdites tiges (105;205;405) présentent des microsculptures à leur  
20 extrémité opposée audit premier point central de rayonnement (C1).

8. Dispositif (100;200;400;500) selon l'une quelconque des revendications 3 à 7, caractérisé en ce que les tiges (105;205;405) de l'armature (104;204) sont  
25 recourbées en direction de l'axe longitudinal (W-W') de l'armature.

9. Dispositif (300) selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que ladite armature comprend une pluralité de boucles (305) déployables dont chacune  
30 circonscrit une membrane (306).

10. Dispositif (100;200;300;400;500) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que ladite membrane est un filet (106;206;306,406).

11. Dispositif (100;200;300;400;500) selon la  
35 revendication 10, caractérisé en ce que ledit filet (106;206;306,406) est fait de poly(acide glycolique), de

polytétrafluoroéthylène ou d'un matériau formateur d'hydrogel.

12. Dispositif (100;200) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il  
5 comporte, sur ou au voisinage de l'organe de réunion entre ledit élément d'occlusion et ledit élément d'arrimage, côté élément d'arrimage, un moyen de solidarisation temporaire (110) adapté à recevoir l'extrémité d'un poussoir (111).

13. Dispositif (100;200;300;400;500) selon la  
10 revendication 12, caractérisé en ce que le moyen de solidarisation temporaire est un système à actionnement mécanique, thermique, hydraulique ou électrolytique.

14. Dispositif (100;200;400;500) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en  
15 ce que l'élément d'arrimage (102;202;402) est formé d'une pluralité de pattes (107;207;407,407') rayonnant autour d'un second point central (C2), la réunion entre l'élément d'occlusion (101;201;401) et l'élément d'arrimage (102;202;402) se faisant au niveau dudit second point  
20 central de rayonnement (C2).

15. Dispositif (100;200;500) selon la revendication 14, caractérisé en ce que lesdites pattes (107;207) sont de longueurs identiques.

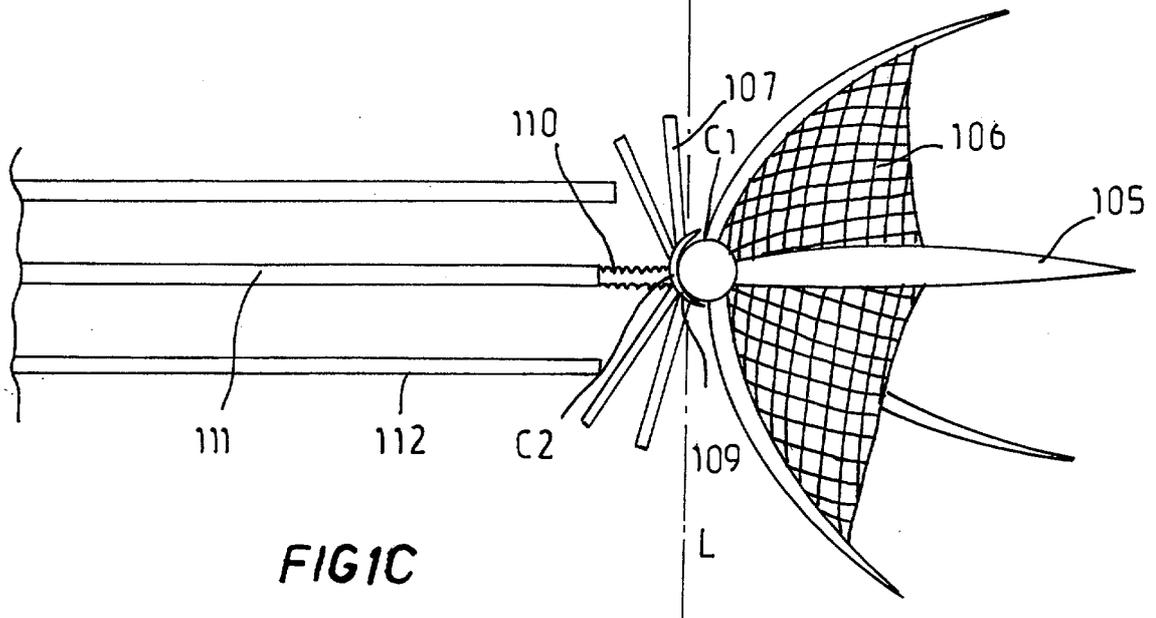
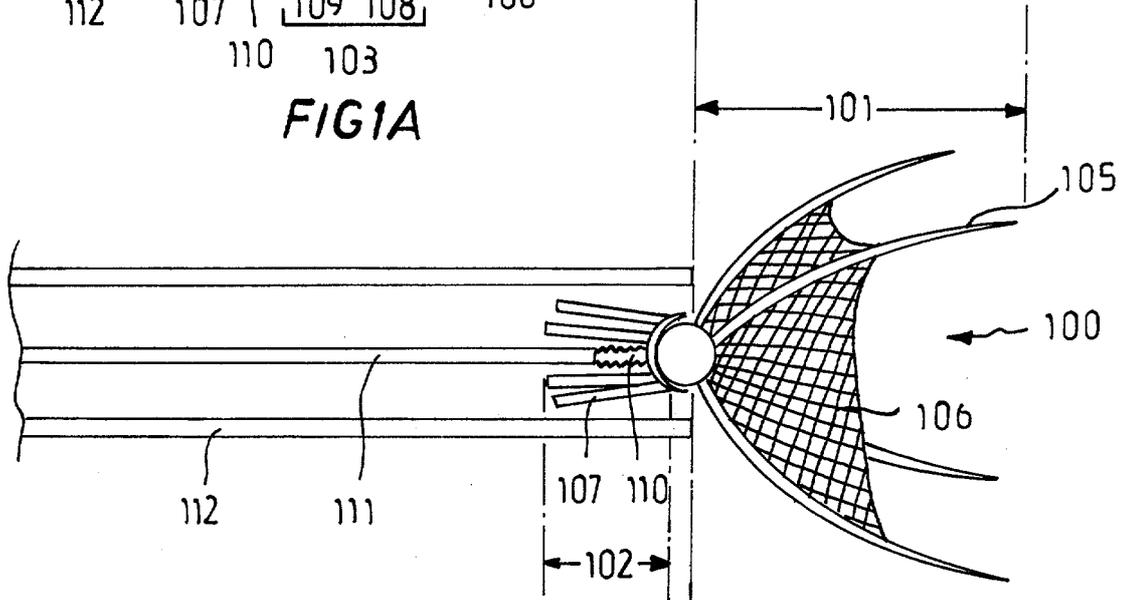
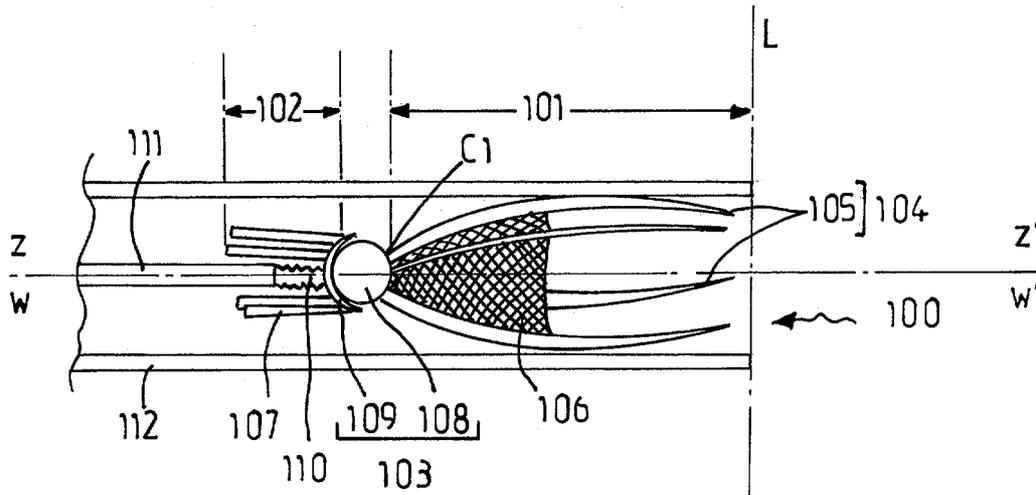
16. Dispositif (400) selon la revendication 14,  
25 caractérisé en ce que lesdites pattes (407,407') sont de longueurs différentes.

17. Dispositif (100;200;400;500) selon l'une quelconque des revendications 14 à 16, caractérisé en ce que lesdites pattes présentent des microsculptures à leur  
30 extrémité opposée audit second point central de rayonnement C2.

18. Dispositif (100;200;300;400;500) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que ledit élément d'occlusion (101;201;301;401) et/ou  
35 ledit élément d'arrimage (102;202;302;402) est (sont) fait(s) en un matériau à mémoire de forme.

19. Kit comprenant :

- un dispositif (100;200;300;400;500) selon l'une quelconque des revendications précédentes;
  - un poussoir (111) connecté, ou connectable temporairement, audit dispositif ; et, facultativement,
- 5           - un stent (518).



215

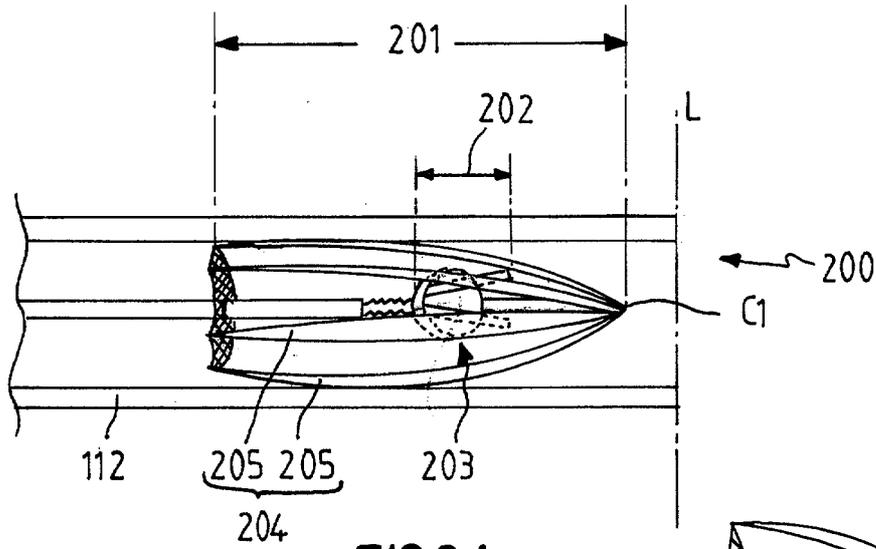


FIG 2A

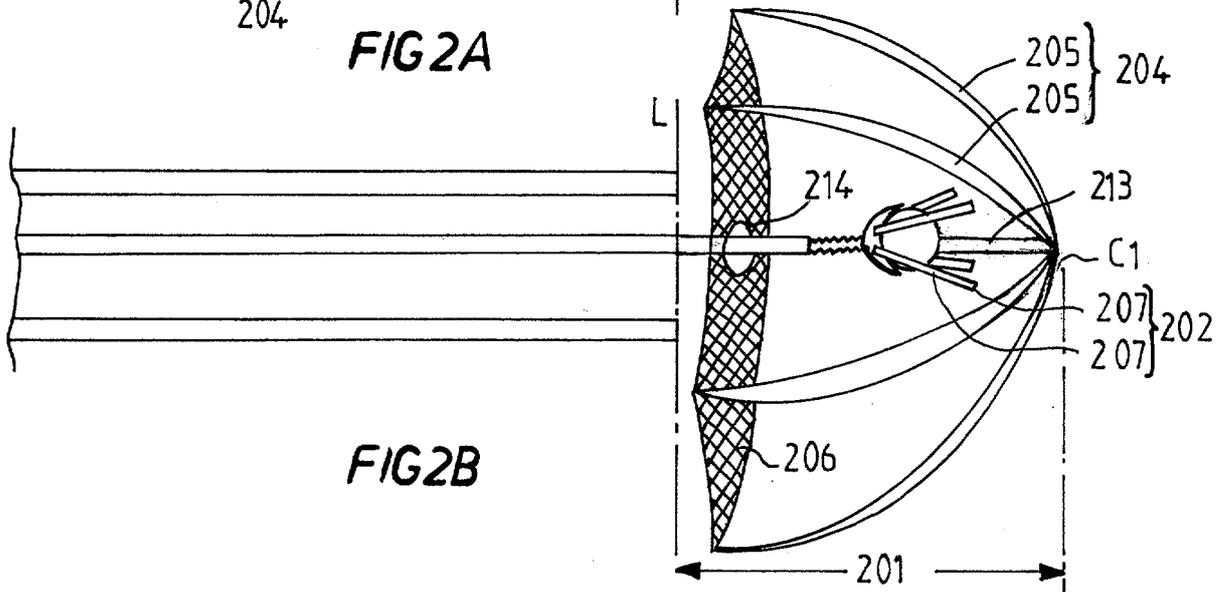


FIG 2B

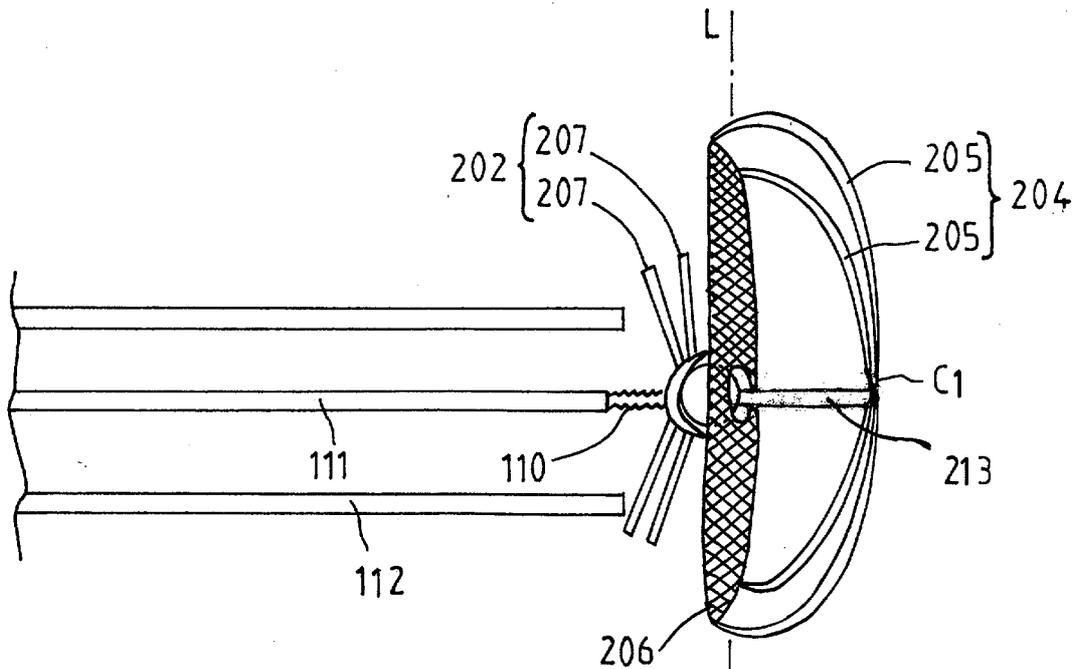


FIG 2C

315

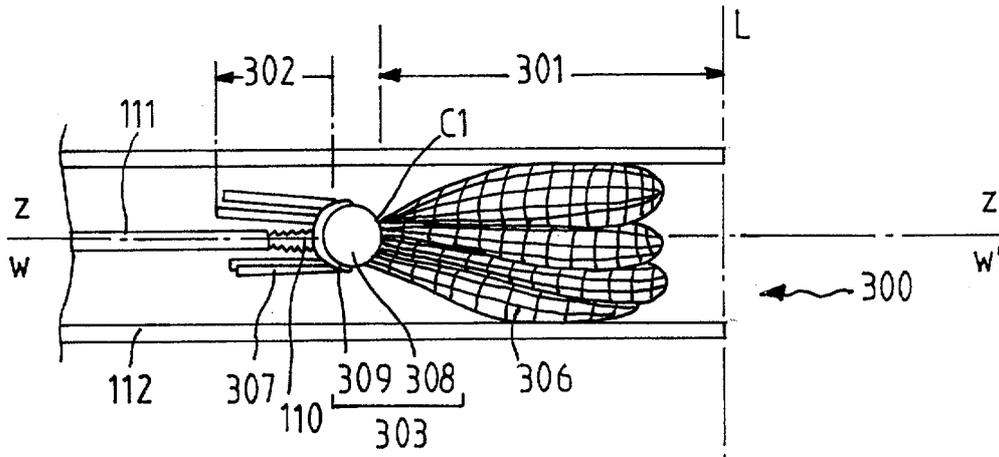


FIG3A

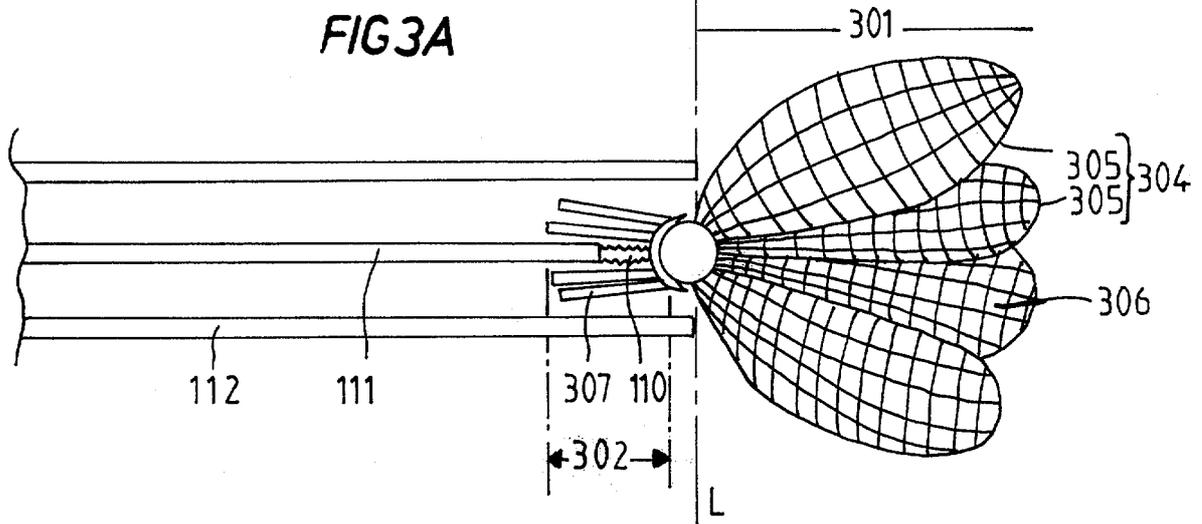


FIG3B

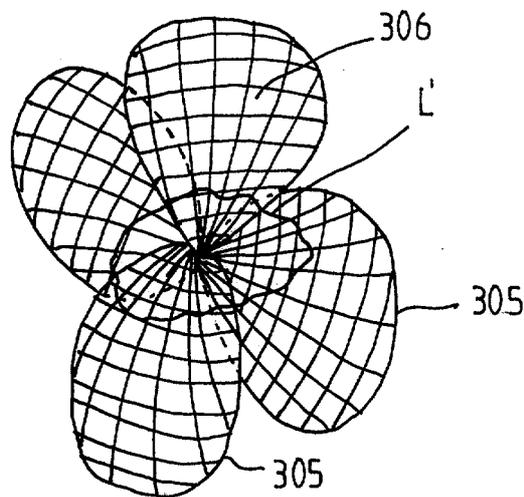
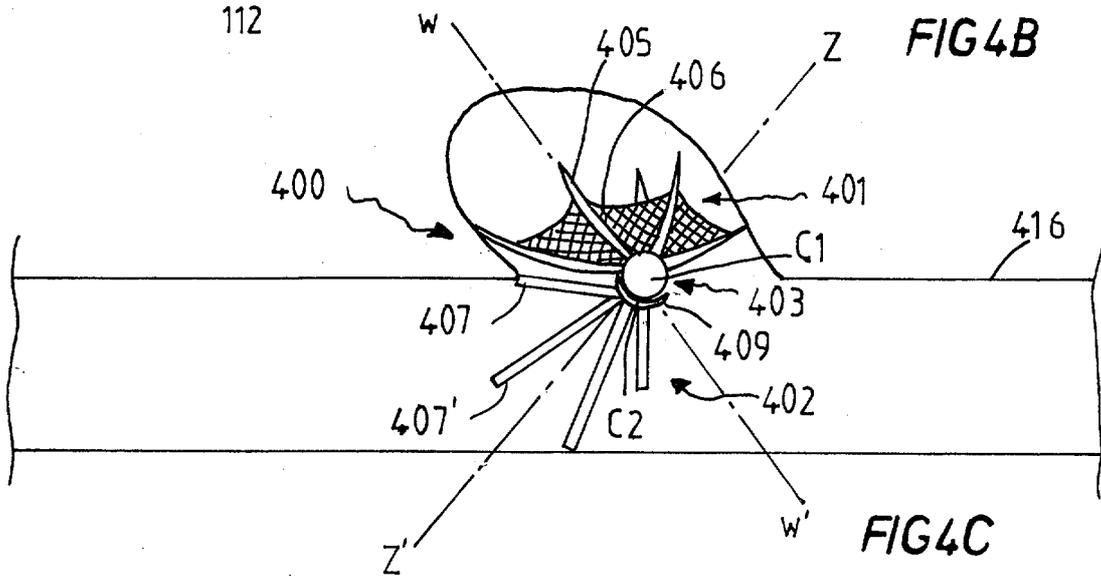
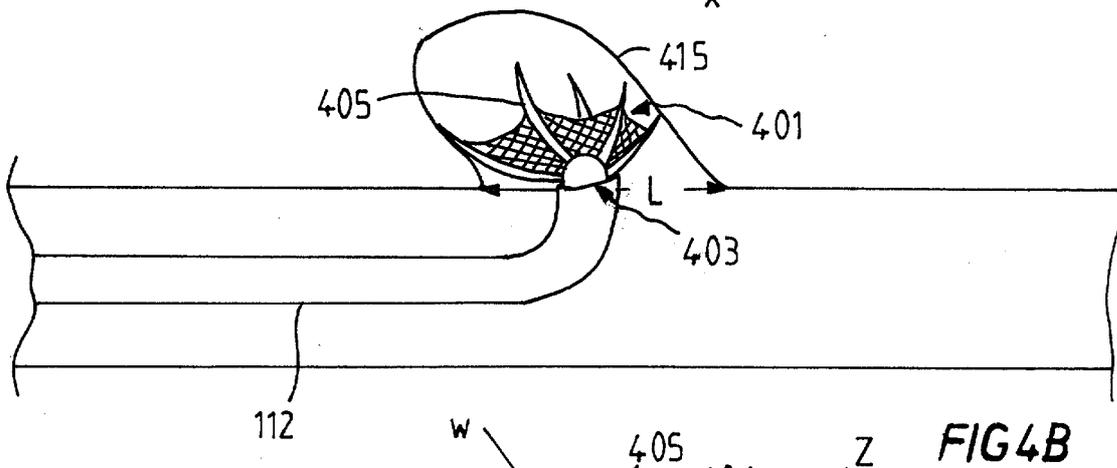
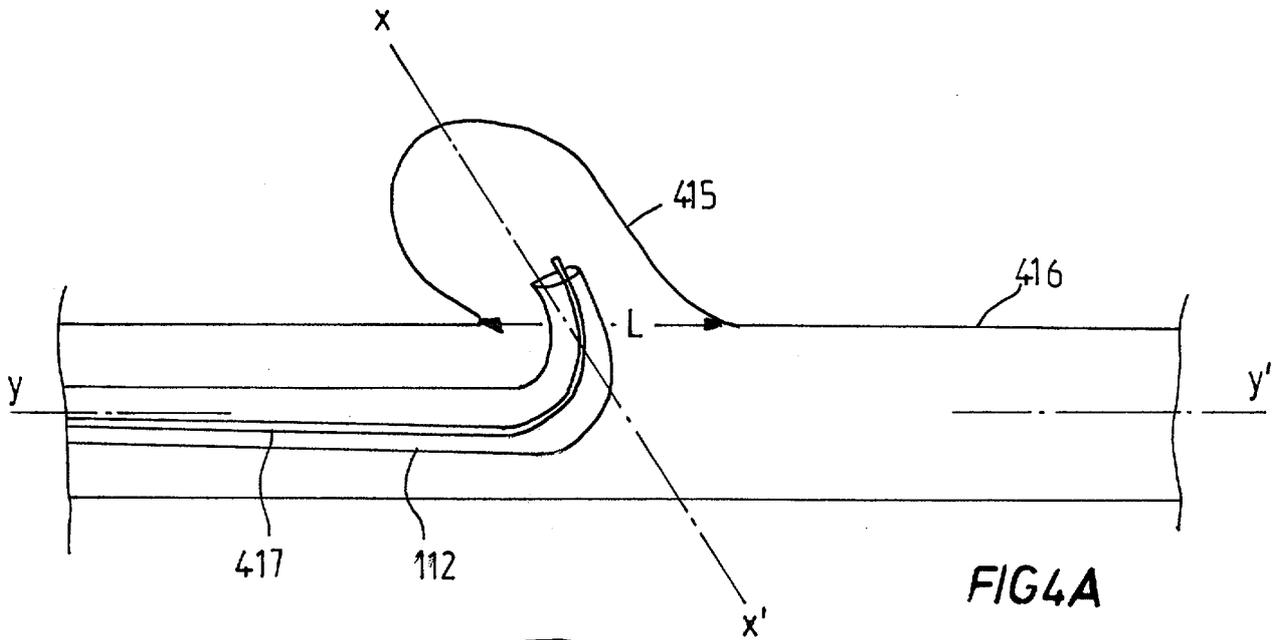
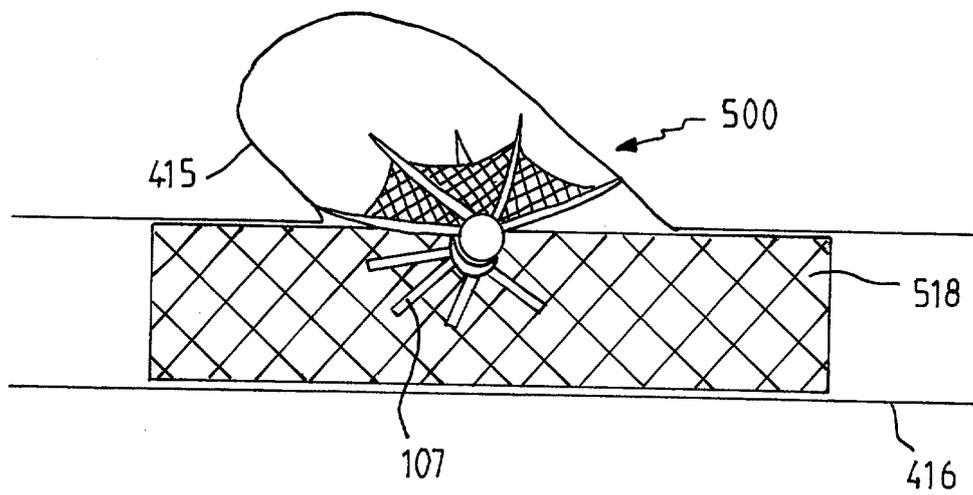


FIG3C

415



5/5

**FIG5**



**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRÉLIMINAIRE**

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

N° d'enregistrement  
national

FA 672252  
FR 0509159

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	WO 2004/054452 A (SCIMED LIFE SYSTEMS, INC) 1 juillet 2004 (2004-07-01) * figures * * page 9, ligne 1 - page 14, ligne 3 * -----	1-19	A61B17/12
A,D	WO 99/05977 A (BOSTON SCIENTIFIC CORPORATION) 11 février 1999 (1999-02-11) * figures * -----	1-19	
A	US 2005/021077 A1 (CHIN YEM ET AL) 27 janvier 2005 (2005-01-27) * alinéa [0065] - alinéa [0069]; figure 16 * -----	1-19	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		24 mai 2006	Held, G
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		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	
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			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0509159 FA 672252**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 24-05-2006

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2004054452 A	01-07-2004	AU 2003290951 A1	09-07-2004
		CA 2504450 A1	01-07-2004
		EP 1569565 A2	07-09-2005
		JP 2006509578 T	23-03-2006
-----			
WO 9905977 A	11-02-1999	AU 8599898 A	22-02-1999
		CA 2298637 A1	11-02-1999
		EP 1006890 A1	14-06-2000
		JP 2001518320 T	16-10-2001
-----			
US 2005021077 A1	27-01-2005	US 2004193206 A1	30-09-2004
-----			