

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
10 mars 2011 (10.03.2011)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2011/027087 A1**

(51) Classification internationale des brevets :  
A61F 2/00 (2006.01) A61L 31/14 (2006.01)  
A61L 31/10 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2010/051843

(22) Date de dépôt international :  
6 septembre 2010 (06.09.2010)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
09/56038 4 septembre 2009 (04.09.2009) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :  
SOFRADIM PRODUCTION [FR/FR]; 116 avenue du  
Formans, F-01600 Trevoux (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) :  
MONTANARI, Suzelei [BR/FR]; 98 Allée des Prés de  
Corcelles, F-01600 Trevoux (FR). REY, Pearl [FR/FR];  
La Croix Blanche, F-38500 Saint Nicolas de Macherin  
(FR).

(74) Mandataire : CABINET GERMAIN & MAUREAU;  
B.P.6153, F-69466 Lyon Cedex 06 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv))

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(54) Title : FABRIC COMPRISING PICOTS COATED WITH A HYDROSOLUBLE MATERIAL

(54) Titre : TISSU AVEC PICOTS REVETUS D'UN MATERIAU HYDROSOLUBLE

(57) Abstract : The invention relates to a prosthetic fabric (5) comprising an arrangement (2) of threads defining at least two sides (2a, 3b) of the fabric, said fabric comprising at least one picot (3) on at least one of its sides, projecting outwardly from said side. The invention is characterised in that the picots are covered by a coating (6) consisting of a hydrosoluble biocompatible material. The invention relates to a method for producing such a fabric and prostheses obtained from such a fabric.

(57) Abrégé : La présente invention se rapporte à un tissu prothétique (5) comprenant un arrangement (2) de fils définissant au moins deux faces (2a, 2b) pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots (3) saillant vers l'extérieur par rapport à ladite face, caractérisé en ce que lesdits picots sont recouverts d'un revêtement (6) en matériau biocompatible hydrosoluble. L'invention concerne également un procédé d'obtention d'un tel tissu et des prothèses obtenues à partir d'un tel tissu.



WO 2011/027087 A1

### **Tissu avec picots revêtus d'un matériau hydrosoluble**

La présente invention se rapporte à un tissu prothétique muni de picots recouverts d'un revêtement hydrosoluble. Un tel tissu est particulièrement utilisable pour la réalisation de prothèses de renfort de paroi destinées à être introduites chez un patient par coelioscopie.

Les prothèses de renfort de paroi, par exemple abdominale, sont largement utilisées dans le domaine chirurgical. Ces prothèses sont destinées à traiter des hernies en venant combler, temporairement ou définitivement, un défaut tissulaire. Ces prothèses sont généralement réalisées en tissu prothétique biocompatible et peuvent avoir plusieurs formes, rectangulaire, ronde, ovale, selon la structure anatomique à laquelle elles doivent s'adapter. Certaines de ces prothèses sont réalisées à partir de fils entièrement biorésorbables et sont destinées à disparaître après avoir assuré leur fonction de renfort le temps que la colonisation cellulaire s'effectue et que la réhabilitation tissulaire prenne le relais. D'autres comprennent des fils non biorésorbables et sont destinées à rester définitivement dans le corps du patient.

Certaines de ces prothèses sont réalisées à partir d'un arrangement de fils, tricot, tissage ou encore non tissé, comprenant des poils à picots saillant à l'extérieur d'une face de la prothèse : ces picots constituent des crochets capables de venir se fixer soit dans un autre tissu prothétique, appartenant à la même prothèse ou non, soit directement dans les tissus biologiques, comme par exemple la paroi abdominale. Certaines prothèses peuvent également comprendre des picots sur chacune de leurs deux faces.

Par ailleurs, dans le souci de minimiser les traumatismes subséquents à toute intervention chirurgicale, on opère de plus en plus souvent les patients par voie coelioscopique lorsque le type d'intervention pratiquée le permet. La voie coelioscopique ne nécessite que de très petites incisions, au travers desquelles on fait passer un trocart, au sein duquel on achemine la prothèse jusqu'au site d'implantation. On évite ainsi une chirurgie ouverte et le patient peut quitter l'hôpital rapidement. La voie coelioscopique est particulièrement prisée dans les interventions chirurgicales pratiquées au niveau de l'abdomen, comme par exemple le traitement des hernies.

Toutefois, les trocarts utilisés en voie coelioscopique présentent en général un diamètre calibré relativement faible, pouvant varier par exemple de 5 à 15 mm, afin de réduire au maximum la taille de l'incision pratiquée. La

prothèse doit donc être acheminée au sein d'un conduit de diamètre réduit et elle doit ensuite être déployée sur le site d'implantation.

Pour effectuer cette étape, la prothèse est généralement enroulée sur elle-même afin de la faire glisser dans le conduit du trocart. Toutefois, lorsque le tissu prothétique formant la prothèse comprend des picots sur une face, il peut arriver que ces picots, du fait qu'ils ne sont pas protégés, s'entremêlent dans le tissu ou soient endommagés lors de l'enroulage de la prothèse ou lors de son acheminement à travers le trocart jusqu'au site d'implantation.

Ainsi, il subsiste le besoin d'un tissu prothétique comprenant des poils à picots, utilisable pour la fabrication de prothèses, comme par exemple des renforts de paroi abdominale, capable d'être acheminé au sein d'un conduit tel que celui d'un trocart, sans endommager les picots, et capable de se déployer totalement une fois atteint le site d'implantation dans le corps du patient.

La présente invention vise à remédier à un tel besoin.

Un premier aspect de la présente invention concerne un tissu prothétique comprenant un arrangement de fils définissant au moins deux faces pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots saillant vers l'extérieur par rapport à ladite face, caractérisé en ce que lesdits picots sont recouverts d'un revêtement en matériau biocompatible hydrosoluble.

Par matériau hydrosoluble, on entend au sens de la présente demande un matériau capable de se dissoudre dans une composition aqueuse telle que de l'eau ou les fluides biologiques, par exemple à température ambiante, soit environ à une température d'environ 20 à 25°C, ou à toute température supérieure et en particulier à la température du corps humain, autrement dit à une température d'environ 37°C.

De préférence, le matériau hydrosoluble du tissu selon l'invention est sous forme figée ou solide à une température inférieure ou égale à 35°C, lorsqu'il n'est pas mis au contact d'une composition aqueuse.

Ainsi, lorsque le tissu selon l'invention est mis en contact avec de l'eau ou des fluides biologiques, en particulier à la température du corps humain soit environ 37°C sur le site d'implantation, le matériau recouvrant les picots se solubilise peu à peu et ainsi se détache des picots. Le temps nécessaire à la solubilisation de l'ensemble du matériau recouvrant les picots

permet de déployer la prothèse de façon aisée comme il sera expliqué plus en détails ci-dessous. Une fois que les picots ne sont plus recouverts, ils peuvent à nouveau jouer leur rôle de fixation, soit à un autre tissu prothétique, soit au sein d'un tissu biologique, comme par exemple la paroi abdominale.

5           En général, le matériau recouvrant les picots, du fait de sa nature hydrosoluble, présente une surface lisse à une température inférieure ou égale à 25°C : ainsi, lorsqu'un picot recouvert de matériau hydrosoluble entre en contact avec un autre picot recouvert de matériau hydrosoluble, ils glissent l'un sur l'autre et ne s'opposent pas de résistance. De fait, lorsqu'on enroule la  
10 prothèse sur elle-même afin de la faire glisser dans un trocart, les picots s'entremêlent les uns dans les autres, mais pas de façon définitive : les picots ne s'accrochent pas les uns aux autres, ils glissent les uns sur les autres et ils se séparent les uns des autres aisément dès que la prothèse est libérée des parois du trocart dans le site d'implantation : la prothèse se déploie alors  
15 facilement avant que l'ensemble du matériau hydrosoluble recouvrant les picots ne soit totalement solubilisé.

Par ailleurs, ce nécessaire temps de solubilisation, de l'ordre de quelques secondes à quelques minutes, permet également au chirurgien de positionner la prothèse, en la déplaçant si nécessaire, et ce de façon aisée  
20 puisque, le matériau hydrosoluble n'étant pas encore totalement solubilisé, les picots glissent vis-à-vis des tissus environnants et ne fixent pas encore la prothèse comme ils le feront une fois qu'ils seront totalement dépourvus de revêtement en matériau hydrosoluble.

Dans une forme de réalisation de l'invention, ledit matériau  
25 hydrosoluble est biodégradable.

Par biodégradable, on entend, au sens de la présente demande, un matériau apte à être résorbé, absorbé, et/ou dégradé par les tissus ou lessivé du site d'implantation et disparaissant in vivo après un certain temps, qui peut varier, par exemple, de quelques heures à quelques mois, suivant la nature  
30 chimique du matériau.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble est choisi parmi les polyéthylène glycols (PEG), les acétates de polyvinyle (PVA), la gélatine, l'acide polyglucuronique, l'acide hyaluronique, la carboxyméthylcellulose, les éthers de cellulose, les chitosan et leurs mélanges.

35           Par exemple, ledit matériau hydrosoluble est un polyéthylène glycol de masse molaire inférieure ou égale à 40 000 Da, de préférence inférieure ou

égale à 20 000 Da. Par exemple, ladite masse molaire peut varier de 1000 à 20 000 Da. Les polyéthylène glycols présentant de telles masses molaires sont particulièrement biodégradables.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble  
5 comprend au moins un polyéthylène glycol de masse molaire environ 1000 Da. Un tel polyéthylène glycol permet une solubilisation améliorée.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble comprend en outre un polyéthylène glycol de masse molaire différente de 1000 Da.

10 Les chitosan convenant pour le matériau hydrosoluble de la présente invention sont les chitosan ou dérivés de chitosan hydrosolubles, comme par exemple les chitosan partiellement *N*-acétylés décrits dans la publication « Water-solubility of partially *N*-acetylated chitosans as a function of pH : effect of chemical composition and depolymerisation », Kjell M .Vårum,  
15 Mette H. Ottøy & Olav Smidsrød, Carbohydrate Polymers 25 (1994) 65-70.

Un autre aspect de la présente invention porte sur un procédé pour recouvrir un tissu prothétique comprenant un arrangement de fils définissant au moins deux faces pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots saillant vers l'extérieur par rapport à ladite  
20 face, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- a°) on prépare une composition comprenant au moins un matériau biocompatible hydrosoluble à l'état liquide,
- b°) on applique une couche de ladite composition sur lesdits picots.

25 La composition comprenant le matériau biocompatible hydrosoluble à l'état liquide peut être sous forme liquide, visqueuse ou encore pâteuse. Par exemple, la composition présente une consistance permettant son étalement sur les picots, par exemple à l'aide d'un pinceau ou encore d'un rouleau, ou permettant l'immersion en son sein des picots. Dans une forme de mise en  
30 œuvre du procédé selon l'invention, l'étape b°) est réalisée à l'aide d'un rouleau. Ainsi, la composition est uniformément répartie sur le rouleau puis sur les picots sur lesquels le rouleau est étalé.

Dans une forme de mise en œuvre du procédé selon l'invention, ladite composition est obtenue par solubilisation dudit matériau hydrosoluble  
35 dans de l'eau, éventuellement en chauffant ladite composition à la température de fusion dudit matériau hydrosoluble.

Dans une telle forme de réalisation, une fois la couche de composition appliquée sur les picots, on laisse la composition sécher, et éventuellement refroidir, jusqu'à ce que la couche de matériau hydrosoluble revêtant les picots soit à l'état figé, c'est-à-dire solide.

5 Dans une autre forme de mise en œuvre du procédé selon l'invention, ladite composition est obtenue par chauffage dudit matériau hydrosoluble seul, à une température supérieure à la température de fusion dudit matériau hydrosoluble. Dans une telle forme de réalisation, une fois la couche de composition appliquée sur les picots, on laisse la composition  
10 refroidir jusqu'à ce que la couche de matériau hydrosoluble revêtant les picots soit à l'état figé, c'est-à-dire solide.

Un autre aspect de la présente invention se rapporte à une prothèse pour le traitement de hernie, fabriquée à partir d'un tissu tel que décrit ci-dessus ou à partir d'un tissu obtenu par le procédé décrit ci-dessus.

15 La présente invention va maintenant être décrite plus en détails à l'aide de la description qui suit et des figures en annexe dans lesquelles :

- La Figure 1 est une vue schématique en coupe d'un tissu prothétique avec picots de l'art antérieur,

- La Figure 2 est une vue schématique en coupe d'un tissu  
20 prothétique selon l'invention,

- La Figure 3 est une vue schématique en coupe d'une autre forme de réalisation d'un tissu selon l'invention.

Selon la présente demande, on entend par tissu prothétique tout tissu obtenu par un arrangement ou un assemblage de fils, fibres, filaments  
25 et/ou multifilaments biocompatibles, tel que tricotage, tissage, tressage, non tissé. L'arrangement de fils du tissu selon l'invention définit au moins deux faces opposées. Le tissu prothétique selon l'invention comprend en outre des picots saillant d'au moins une de ces deux faces. Ces picots peuvent saillir de ladite face substantiellement perpendiculairement au plan de ladite face ou  
30 alternativement selon un ou plusieurs plans inclinés par rapport au plan de ladite face. Ces picots sont destinés à fonctionner comme des moyens de fixation, soit en s'entremêlant dans un ou plusieurs arrangements de fils, fibres, filaments et/ou multifilaments d'un autre tissu prothétique, soit en s'ancrant dans les tissus biologiques comme par exemple une paroi abdominale.

35 Les picots du tissu prothétique selon l'invention peuvent être formés à partir de fils, par exemple des fils monofilaments, thermofusibles,

directement issus de l'arrangement de fils formant le tissu. De tels tissus et picots ainsi que leur procédé de fabrication sont par exemple décrits dans les demandes WO01/81667, DE 198 32 634 ou encore dans les brevets US 6, 596, 002, US 5, 254, 133.

5 Dans de tels cas, par exemple, les picots sont formés à partir de fils monofilaments en acide polylactique.

Alternativement, les picots du tissu prothétique selon l'invention peuvent être tout crochet réalisé en tout matériau biocompatible, solidaire de l'arrangement de fils formant ledit tissu, que ces crochets aient été incorporés  
10 audit tissu lors de la fabrication (tressage, tricotage tissage, etc...) dudit arrangement de fils ou aient été rapportés après.

Les fils, ou fibres ou filaments et/ou multifilaments formant l'arrangement de fils du tissu selon l'invention peuvent être réalisés en tout matériau biocompatible, biodégradable ou non. Ainsi, les matériaux  
15 biodégradables convenant pour les fils du tissu de la présente invention peuvent être choisis parmi l'acide poly(lactique) (PLA), l'acide poly(glycolique) (PGA), la cellulose oxydée, la polycaprolactone (PCL), la polydioxanone (PDO), le triméthylène carbonate (TMC), le polyvinyl alcool (PVA), les polyhydroxyalkanoates (PHAs), les polyamides, les polyethers, les  
20 copolymères de ceux-ci et les mélanges de ceux-ci. Les matériaux non biodégradables convenant pour les fils du tissu de la présente invention peuvent être choisis parmi le polyethylene terephthalate (PET), des polyamides, des aramides, le polytetrafluoroethylene expansé, le polyurethane, le polyvinylidene difluoride (PVDF), des polybutylesters, le PEEK  
25 (polyetherethercétone), des polyolefines (tel que le polyéthylène ou le polypropylène), des alliages de cuivre, des alliages d'argent, du platine, des grades médicaux d'acier comme l'acier inoxydable de grade médical, des combinaisons de ceux-ci.

Dans une forme de réalisation de l'invention, le tissu prothétique  
30 peut être pourvu de picots sur ses deux faces.

Les picots du tissu prothétique selon l'invention sont recouverts d'un matériau biocompatible hydrosoluble.

Par matériau hydrosoluble, on entend au sens de la présente demande un matériau capable de se dissoudre dans une composition aqueuse  
35 telle que de l'eau ou les fluides biologiques, par exemple à température ambiante, soit environ à une température d'environ 20 à 25°C, ou à toute

température supérieure et en particulier à la température du corps humain, autrement dit à une température d'environ 37°C.

De préférence, le matériau hydrosoluble est sous forme solide ou figée à température ambiante et/ou à température de stockage du tissu selon  
5 l'invention, c'est-à-dire à une température environ inférieure ou égale à environ 35°C, lorsqu'il n'est pas mis au contact d'une composition aqueuse.

Dans une forme de réalisation de l'invention, ledit matériau hydrosoluble est biodégradable.

Par biodégradable, on entend, au sens de la présente demande, un  
10 matériau apte à être résorbé, absorbé, et/ou dégradé par les tissus ou lessivé du site d'implantation et disparaissant in vivo après un certain temps, qui peut varier, par exemple, de quelques heures à quelques mois, suivant la nature chimique du matériau.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble est  
15 choisi parmi les polyéthylène glycols (PEG), les acétates de polyvinyle (PVA), la gélatine, l'acide polyglucoronique, l'acide hyaluronique, la carboxyméthylcellulose, les éthers de cellulose, les chitosan et leurs mélanges.

Par exemple, ledit matériau hydrosoluble est un polyéthylène glycol de masse molaire inférieure ou égale à à 40 000 Da, de préférence inférieure  
20 ou égale à 20 000 Da. Ladite masse molaire peut varier de 1000 à 20 000 Da. Les polyéthylène glycols présentant de telles masses molaires sont particulièrement biodégradables.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble comprend au moins un polyéthylène glycol de masse molaire environ 1000 Da.  
25 Un tel polyéthylène glycol permet une solubilisation améliorée.

Dans une forme de réalisation, ledit matériau hydrosoluble comprend en outre un polyéthylène glycol de masse molaire différente de 1000 Da.

Pour préparer un tissu selon l'invention, on dispose généralement  
30 d'un tissu prothétique comprenant un arrangement de fils définissant au moins deux faces pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots saillant vers l'extérieur par rapport à ladite face : de tels tissus peuvent être préparés par exemple comme décrit dans WO01/81667.

35 Des tissus avec picots convenant à la présente invention sont également disponibles commercialement auprès de la société Sofradim

Production sous la dénomination commerciale Parietex® Progrid ou encore Parietene® Progrid.

La composition comprenant le matériau hydrosoluble peut être préparée sous la forme d'une solution dans l'eau, si nécessaire en chauffant la solution jusqu'au point de fusion du matériau utilisé. Alternativement, la composition peut être préparée par chauffage du matériau seul à une température supérieure ou égale à la température de fusion dudit matériau, de manière à obtenir une composition liquide ou visqueuse.

La composition comprenant le matériau hydrosoluble à l'état liquide présente de préférence une viscosité permettant de la prélever à l'aide d'un pinceau ou d'un rouleau. La composition est ensuite appliquée sur les picots, par exemple avec un pinceau ou avec un rouleau. Pour une répartition la plus homogène possible de la composition sur les picots, il est préférable d'utiliser un rouleau. Il est également possible de faire varier la viscosité de la composition de matériau, soit en adaptant la température soit en adaptant la concentration de matériau dans la composition, selon que l'on souhaite obtenir un matériau qui se dissout rapidement ou non au contact de l'eau et/ou des fluides biologiques après séchage.

Une fois la composition comprenant le matériau appliquée sur les picots, on laisse sécher et/ou refroidir. En particulier, lorsque la composition est une solution du matériau hydrosoluble dans l'eau, on laisse sécher la composition afin que l'eau s'évapore et qu'il ne subsiste au final sur les picots essentiellement que du matériau hydrosoluble. Si on a chauffé la composition lors de la solubilisation du matériau hydrosoluble, on laisse également refroidir la composition. Lorsque la composition consiste en le matériau hydrosoluble seul chauffé à l'état liquide, on laisse refroidir la composition jusqu'à une température inférieure à la température de fusion dudit matériau. Pendant le séchage et/ou le refroidissement tels que décrits ci-dessus, la composition de matériau hydrosoluble répandue sur les picots se fige et enrobe la tête des picots. Ainsi, la tête des picots présente une surface particulièrement lisse. Lorsque deux picots viennent en contact l'un avec l'autre, ils glissent l'un sur l'autre sans s'opposer de résistance.

Ainsi, lorsque le chirurgien souhaite implanter une prothèse formée à partir d'un tissu selon l'invention, il peut facilement enrouler cette prothèse sur elle-même en repliant la face munie des picots recouverts vers l'intérieur ou

vers l'extérieur. Ainsi, les picots sont protégés du frottement contre les parois du trocart ou contre tout autre élément extérieur de l'environnement.

Une fois la prothèse acheminée jusqu'au site d'implantation via le trocart, la prothèse peut être déroulée et déployée aisément car les picots, recouverts du matériau hydrosoluble encore sous forme figée, glissent les uns sur les autres et ne s'opposent pas de résistance. Ainsi, même si les picots ont été entremêlés lors de l'enroulage de la prothèse, leur démêlage s'effectue aisément.

La prothèse est déployée et les picots entrent peu à peu en contact avec les fluides biologiques au sein desquels ils se solubilisent progressivement. Durant cette solubilisation progressive, qui peut durer de quelques secondes à quelques minutes, le chirurgien peut encore mouvoir la prothèse aisément afin de la positionner correctement vis-à-vis du défaut herniaire à combler par exemple, ou vis-à-vis d'un autre tissu prothétique présent auquel le chirurgien souhaite fixer la prothèse.

Une fois que l'ensemble du matériau hydrosoluble présent sur les picots du tissu de la prothèse a été dissous dans les fluides biologiques, éventuellement avec l'aide d'une solution saline que le chirurgien ajoute pour accélérer la solubilisation du matériau hydrosoluble, les picots recouvrent leurs propriétés d'accroche, dues par exemple à la nature du matériau les constituant ainsi qu'à leur forme en crochet. La prothèse peut alors être fixée, soit à un autre tissu, soit à une paroi biologique, les picots n'ayant subi aucun dommage durant le transport de la prothèse dans le conduit du trocart.

Les exemples suivants illustrent l'invention.

25

#### **EXEMPLE 1 :**

On dispose d'un tissu prothétique de taille 15X10 cm<sup>2</sup> comprenant des picots tel que décrit dans WO01/81667. Les picots sont réalisés à partir d'un fil monofilament en acide polylactique (PLA).

Une représentation schématique d'une coupe d'un tel tissu est donnée à la figure 1 : le tissu 1 est formé d'un arrangement 2 de fils définissant deux faces 2a et 2b opposées. Le tissu 1 comprend sur sa face 2a des picots 3 saillant de cette face. Chaque picot 3 est pourvu d'une tige 3a et d'une tête 3b. Comme il apparaît sur cette figure 1, les têtes 3a des picots présente des aspérités 4 contribuant aux propriétés d'accroche des picots.

5 g de polyéthylène glycol de masse molaire 4000 (« PEG 4000 » de la société FLUKA) dont la température de fusion est comprise entre 53°C et 59°C, a été chauffé à 60°C de façon à obtenir un liquide homogène. Les picots du tissu prothétique ont été enrobés avec le PEG 4000 à l'état liquide, en utilisant un pinceau ou par immersion des picots dans la composition de PEG 4000 liquide.

Par exemple, si on utilise un pinceau, et en fonction de la viscosité de la composition de PEG 4000, l'enrobage peut être réalisé par plusieurs passages successifs de pinceaux sur les picots.

On a ensuite laissé refroidir le tissu ainsi recouvert à température ambiante (environ 20°C). La composition de PEG 4000 s'est figée et a enrobé les picots les recouvrant d'un revêtement solide lisse.

Une représentation schématique d'une coupe d'un tel tissu 5 selon l'invention est donnée à la figure 2 : le tissu prothétique 5 selon l'invention comporte des picots 3 revêtus d'un matériau hydrosoluble, sous la forme d'une couche 6 solide dans l'exemple représenté. La couche 6 solide de matériau hydrosoluble, à savoir du polyéthylène glycol de poids moléculaire 4000 dans le présent exemple, enrobe totalement la tête 3b de chaque picot 3 ainsi qu'une partie de la tige 3a. Comme il apparaît clairement sur la figure 2, la surface de la couche 6 est lisse et les têtes 3b des picots 3 ne présentent plus d'aspérités 4 accessibles à tout autre tissu.

Ainsi, l'enrobage des picots par du PEG 4000 diminue l'accrochage du tissu et facilite sa manipulation. Dans les conditions utilisées, la masse de PEG 4000 ajoutée correspond à environ 50% de la masse du tissu de départ. Le tissu avec les picots enrobés a ensuite été lavé dans de l'eau à 37°C : les picots ont retrouvé leurs propriétés d'accrochage.

Il est possible de fabriquer des prothèses pour le traitement des hernies à partir du tissu avec picots revêtus de polyéthylène glycol tel que décrit dans le présent exemple, en découpant dans ledit tissu une forme rectangulaire ou ronde, ou une forme adaptée à l'anatomie de l'organe à traiter.

Le tissu avec picots revêtus de polyéthylène glycol tel que décrit dans le présent exemple est particulièrement adapté à la fabrication de prothèses pour le traitement de hernie par voie coelioscopique. En effet, de telles prothèses peuvent être enroulées sur elles-mêmes, picots à l'intérieur

et/ou à l'extérieur et être acheminées ainsi dans le conduit d'un trocart jusqu'au site d'implantation sans risque d'endommagement des picots. Par ailleurs, du fait de leur revêtement en polyéthylène glycol hydrosoluble, les picots ne font pas obstacle au déploiement dans un premier temps de la prothèse une fois  
5 celle-ci libérée du trocart sur le site d'implantation : au bout de quelques secondes, après solubilisation due polyéthylène glycol par les fluides biologiques, les picots retrouvent leurs propriétés d'accrochage et peuvent servir à fixer la prothèse de la façon souhaitée par le chirurgien.

10 **EXEMPLE 2 :**

On dispose du même tissu prothétique de départ que dans l'EXEMPLE 1 ci-dessus et représenté à la figure 1.

Quatre mélanges ont été préparés avec des proportions différentes  
15 de polyéthylène glycol de masse molaire 4000 (« PEG 4000 » de la société FLUKA) et de polyéthylène glycol de masse molaire 1000 (« PEG 1000 » de la société FLUKA, dont la température de fusion est comprise entre 33°C et 39°C) comme présenté dans le tableau 1 ci-dessous. Ces mélanges ont été chauffés à 60°C de façon à obtenir un liquide homogène. Les picots  
20 d'échantillons du tissu prothétique ont été enrobés avec lesdits mélanges en utilisant un pinceau.

Mélange	Proportion PEG 1000/PEG 4000
N° 1	10/90
N° 2	30/70
N° 3	25/75
N° 4	50/50

25 Tableau 1 : Proportions de PEG 1000 et PEG 4000 des différents mélanges (proportions données en poids).

On obtient un tissu prothétique 5 selon l'invention tel que  
30 représenté à la figure 2.

L'enrobage des picots par les mélanges de polyéthylène glycol diminue l'accrochage du tissu et facilite sa manipulation. Dans les conditions utilisées, la masse de mélange ajouté varie de 30 à 100 % par rapport à la masse du tissu de départ. Ces données sont présentées sur le tableau 2.

5

Echantillon	masse tissu (mg)	Mélange	Masse Mélange (mg)	Rapport masse mélange (mg)/masse tissu (mg)
Grip 1	255	N°1	303	1,19
Grip 2	519	N°1	388	0,75
Grip 3	397	N°1	212	0,53
Grip 4	713	N°4	434	0,61
Grip 5	638	N°4	354	0,55
Grip 6	613	N°3	468	0,76
Grip 7	600	N°3	367	0,61
Grip 8	627	N°2	376	0,60
Grip 9	776	N°2	216	0,28

Tableau 2 : Masse de tissu et de mélange des différents échantillons (appelés Grip 1 à 9).

10

#### Tests de solubilisation des mélanges :

Afin d'évaluer le temps nécessaire pour solubiliser les mélanges ajoutés sur les picots du tissu prothétique, les échantillons préparés comme décrit ci-dessus ont été introduits dans de l'eau à 37°C pendant quelques secondes, jusqu'à ce que les picots retrouvent leur pouvoir d'accrochage.

Ces tests ont montré que les mélanges se solubilisent rapidement (Tableau 3 ci-dessous), et que le temps nécessaire pour retrouver les propriétés d'accrochage des picots est de l'ordre de 20 secondes.

20

Echantillon	Temps de dissolution dans de l'eau à 37 °C (s)	Masse de Mélange restant après solubilisation (mg)	% de Mélange restant
Grip 1	N/A	1	0,33
Grip 2	10	91	23,45
Grip 3	20	48	22,64
Grip 4	10	73	16,82
Grip 5	20	30	8,47
Grip 6	18	59	12,85
Grip 7	10	63	18,00
Grip 8	18	5	1,33
Grip 9	10	32	16,49

Tableau 3 : Temps de solubilisation et masses des mélanges après les tests de solubilisation dans l'eau (N/A : non applicable)

5

### EXEMPLE 3 :

On dispose du même tissu prothétique de départ que dans l'EXEMPLE 1 ci-dessus, décrit à la figure 1.

10

Sept mélanges ont été préparés avec des proportions différentes de polyéthylène glycol de masse molaire 4000 (« PEG 4000 » de la société FLUKA), de polyéthylène glycol de masse molaire 2000 (« PEG 2000 » de la société FLUKA) et de polyéthylène glycol de masse molaire 1000 (« PEG 1000 » de la société FLUKA) comme présenté dans le tableau 4 ci-dessous. Ces mélanges ont été chauffés à 60°C de façon à obtenir un liquide homogène. Les picots des échantillons du tissu ont été enrobés avec les mélanges en utilisant un pinceau.

15

Mélange	PEG 1000/PEG 2000	PEG 1000 / PEG 4000
N° 1		10 / 90
N° 2		30 / 70
N° 3		25 / 75
N° 4		50 / 50

14

N°5	0/100	
N°6	50/50	
N°7	30/70	

Tableau 4 : Proportions de PEG 1000, PEG 2000 et PEG 4000 des différents mélanges (proportions données en poids).

5 On obtient un tissu prothétique 5 selon l'invention tel que représenté à la figure 2.

L'enrobage des picots par les mélanges décrits dans le tableau 4 diminue l'accrochage du tissu et facilite sa manipulation. Dans les conditions utilisées, la masse de mélange ajouté varie de 20 à 110 % par rapport à la  
 10 masse du tissu de départ, ces données sont présentées sur le tableau 5 ci-dessous.

Echantillon	masse tissu (mg)	Mélange	masse Mélange (mg)	Rapport masse mélange (mg)/masse tissu (mg)
Grip 10	650	N°5	651	1,00
Grip 11	821	N°2	472	0,57
Grip 12	698	N°4	242	0,35
Grip 13	610	N°5	142	0,23
Grip 14	490	N°2	264	0,54
Grip 15	474	N°2	527	1,10
Grip 16	554	N°5	427	0,77
Grip 17	637	N°5	458	0,72
Grip 18	609	N°4	477	0,78
Grip 19	575	N°4	165	0,29
Grip 20	561	N°6	314	0,56
Grip 21	450	N°2	228	0,51
Grip 22	637	N°6	229	0,36
Grip 23	526	N°2	107	0,20
Grip 24	529	N°6	390	0,74
Grip 25	634	N°7	434	0,68
Grip 26	624	N°6	200	0,32
Grip 27	598	N°7	229	0,38
Grip 28	665	N°7	254	0,38

Tableau 5 : Masse de tissu et de mélange des différents échantillons (appelés Grip 10 à 28).

15

Tests de solubilisation des mélanges :

Afin d'évaluer le temps nécessaire pour solubiliser les mélanges ajoutés sur les picots du tissu, les échantillons préparés comme décrit ci-dessus ont été maintenus sur des lingettes humidifiées à avec de l'eau à 40°C pendant plusieurs temps prédéfinis (10, 15 et 20 secondes). A l'issue des temps mentionnés précédemment, les propriétés d'accrochages des picots ont été évaluées ainsi que la masse de mélange résiduel sur les échantillons.

Ces tests ont montré que le mélange se solubilise rapidement (voir Tableaux 6 à 8 ci-dessous), et que le temps nécessaire pour retrouver les propriétés d'accrochage des picots est de l'ordre de 20 secondes.

Echantillon	Masse mélange à 10s (mg)	Masse mélange à 15s (mg)	Masse mélange à 20s (mg)	Masse mélange à 30s (mg)
Grip 15	N/A	N/A	304	252
Grip 17	282	N/A	184	N/A
Grip 18	396	N/A	335	N/A
Grip 21	106	N/A	84	N/A
Grip 22	101	N/A	47	N/A
Grip 25	N/A	128	110	N/A

15

Tableau 6 : Masse du mélange après les tests de solubilisation sur des lingettes humidifiées avec de l'eau à 40°C, en fonction du temps de solubilisation (N/A : non applicable)

20

Echantillon	Rapport masse Mélange (mg)/masse du tissu (mg) à 10s	Rapport masse Mélange (mg)/masse du tissu (mg) à 15s	Rapport masse Mélange (mg)/masse du tissu (mg) à 20s	Rapport masse Mélange (mg)/masse du tissu (mg) à 30s
Grip 15	N/A	N/A	0,64	0,53

Grip 17	0,44	N/A	0,29	N/A
Grip 18	0,65	N/A	0,55	N/A
Grip 21	0,23	N/A	0,18	N/A
Grip 22	0,16	N/A	0,07	N/A
Grip 25	N/A	0,20	0,17	N/A

5 Tableau 7 : Rapport Masse du mélange (mg)/masse du tissu (mg) après les tests de solubilisation sur des lingettes humidifiées avec de l'eau à 40°C, en fonction du temps de solubilisation (N/A : non applicable)

Echantillon	% Mélange à 10s	% Mélange à 15s	% Mélange à 20s	% Mélange à 30s
Grip 15	N/A	N/A	57,7	47,8
Grip 17	61,6	N/A	40,2	N/A
Grip 18	83,0	N/A	70,2	N/A
Grip 21	46,5	N/A	36,8	N/A
Grip 22	44,1	N/A	20,5	N/A
Grip 25	N/A	29,5	25,3	N/A

10 Tableau 8 : % du mélange restant après les tests de solubilisation sur des lingettes humidifiées avec de l'eau à 40°C, en fonction du temps de solubilisation (N/A : non applicable)

15 Les tableaux 6 à 8 montrent que la quantité de mélange déposée au départ joue un rôle important sur sa solubilisation : pour les échantillons ayant une petite quantité de mélange, presque la totalité de mélange déposé se trouve sur les picots du tissu, qui sont directement en contact avec les lingettes humides au moment de la solubilisation.

Il est également à observer que l'ajout du PEG 1000 facilite la solubilisation. La quantité résiduelle de PEG sera plus faible, et dans un délai plus court.

5                    Stabilité de l'enduction :

Etant donné la faible température de fusion du PEG 1000 (33 à 39°C) quelques tests ont été réalisés afin d'évaluer la stabilité de l'enduction à 40°C. Après 24 heures dans une étuve à 40°C, un échantillon enduit  
10 seulement avec du PEG 1000, montre que dans ces conditions, le PEG 1000 fond. Par contre le tissu enduit avec des mélanges de PEG 1000/PEG 4000 ou encore PEG1000/PEG 2000 ne présente aucune modification de l'induction dans ces mêmes conditions.

L'ajout du PEG 1000 présente un avantage pour une solubilisation  
15 rapide du mélange de PEG.

**EXEMPLE 4 :**

On dispose du même tissu prothétique de départ que dans  
20 l'EXEMPLE 1 ci-dessus, décrit à la figure 1..

Quatre mélanges ont été préparés avec des proportions différentes de polyéthylène glycol de masse molaire 2000 (« PEG 2000 » de la société FLUKA) et de polyéthylène glycol de masse molaire 1000 (« PEG 1000 » de la  
25 société FLUKA) comme présenté dans le tableau 9 ci-dessous. Ces mélanges ont été chauffés à 60°C de façon à obtenir un liquide homogène. Les picots des échantillons du tissu ont été enrobés avec les mélanges en utilisant un rouleau en mousse.

Mélange	PEG 1000/PEG 2000
N°5	0/100
N°6	50/50
N°7	30/70
N°8	100/0

30

Tableau 9 : Proportions de PEG 1000, PEG 2000 et PEG 4000 données en poids/poids

On obtient un tissu prothétique 5 selon l'invention tel que représenté à la figure 3. Comme il apparaît sur cette figure, la couche 6 solide de matériau hydrosoluble, à savoir le mélange de polyéthylène glycol du présent exemple, enrobe précisément la tête 3b de chaque picot 3. Les tiges 5 3a des picots restent non enrobées.

Ainsi, l'enrobage des picots par les mélanges du présent exemple, en utilisant un rouleau, est très efficace. Les échantillons ainsi obtenus sont très homogènes et la déposition est bien dirigée sur les têtes des picots du 10 tissu. Dans les conditions utilisées la masse de mélange ajouté varie de 38 à 55 % par rapport à la masse du tissu de départ. Ces données sont présentées dans le tableau 10 ci-dessous.

Du fait de l'enrobage dirigé sur les têtes des picots, on obtient à la fois une manipulation aisée du tissu selon l'invention, comme décrit dans les 15 précédents exemples, et à la fois une solubilisation facilitée et plus rapide lorsque le tissu est mis au contact des fluides biologiques.

Echantillon	masse tissu (mg)	Mélange	masse Mélange (mg)	Rapport masse mélange (mg)/masse tissu (mg)
Grip 29	889	N° 6	442	0,50
Grip 30	756	N° 6	415	0,55
Grip 31	676	N° 7	262	0,39
Grip 32	634	N° 5	239	0,38
Grip 33	788	N° 8	402	0,51

20 Tableau 10 : Masse de tissu et de mélange des différents échantillons

Les tissus selon l'invention avec picots revêtus de polyéthylène glycol tels que décrits dans les exemples 1 à 4 ci-dessus sont particulièrement 25 adaptés à la fabrication de prothèses pour le traitement de hernie par voie coelioscopique. En effet, de telles prothèses peuvent être enroulées sur elles-mêmes, picots à l'intérieur et/ou à l'extérieur et être acheminées ainsi dans le conduit d'un trocart jusqu'au site d'implantation sans risque d'endommagement des picots. Par ailleurs, du fait de leur revêtement en polyéthylène glycol 30 hydrosoluble, les picots ne font pas obstacle au déploiement dans un premier

temps de la prothèse une fois celle-ci libérée du trocart sur le site d'implantation : au bout de quelques secondes, les picots retrouvent leurs propriétés d'accrochage et peuvent servir à fixer la prothèse de la façon souhaitée par le chirurgien.

**REVENDICATIONS**

1. Tissu prothétique (5) comprenant un arrangement (2) de fils définissant au moins deux faces (2a, 2b) pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots (3) saillant vers l'extérieur  
5 par rapport à ladite face, caractérisé en ce que lesdits picots sont recouverts d'un revêtement (6) en matériau biocompatible hydrosoluble.

2. Tissu (5) selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit matériau hydrosoluble est biodégradable.

3. Tissu (5) selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que  
10 ledit matériau hydrosoluble est choisi parmi les polyéthylène glycols (PEG), les acétates de polyvinyle (PVA), la gélatine, l'acide polyglucuronique, l'acide hyaluronique, la carboxyméthylcellulose, les éthers de cellulose, les chitosan et leurs mélanges.

4. Tissu (5) selon l'une quelconque des revendications  
15 précédentes, caractérisé en ce que ledit matériau hydrosoluble est un polyéthylène glycol de masse molaire inférieure ou égale à 40 000 Da, de préférence inférieure ou égale à 20 000 Da.

5. Tissu (5) selon la revendication 5, caractérisé en ce que ladite masse molaire varie de 1000 à 20 000 Da.

20 6. Tissu (5) selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que ledit matériau hydrosoluble comprend au moins un polyéthylène glycol de masse molaire environ 1000 Da.

7. Tissu (5) selon la revendication 6, caractérisé en ce que ledit  
25 matériau hydrosoluble comprend en outre un polyéthylène glycol de masse molaire différente de 1000 Da.

8. Procédé pour recouvrir un tissu prothétique (1) comprenant un arrangement (2) de fils définissant au moins deux faces (2a, 2b) pour ledit tissu, ledit tissu comprenant sur au moins une de ses faces un ou plusieurs picots (3) saillant vers l'extérieur par rapport à ladite face, caractérisé en ce  
30 qu'il comprend les étapes suivantes :

- a°) on prépare une composition comprenant au moins un matériau biocompatible hydrosoluble à l'état liquide,

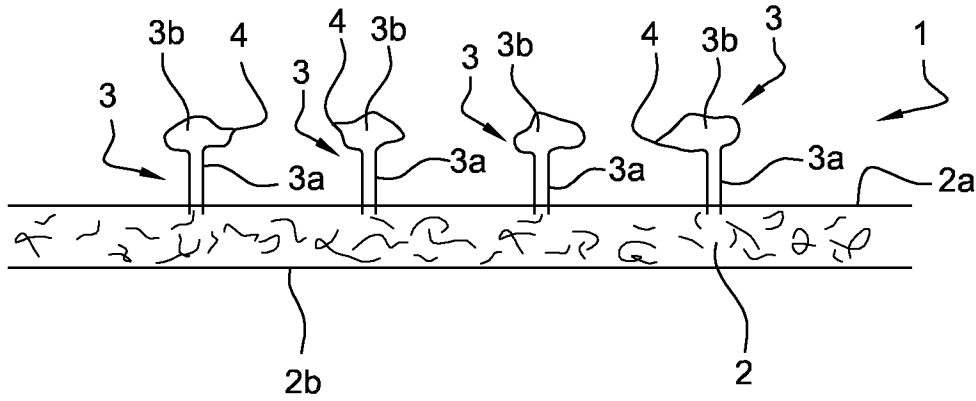
- b°) on applique une couche de ladite composition sur lesdits picots.

35 9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que l'étape b°) est réalisée à l'aide d'un rouleau.

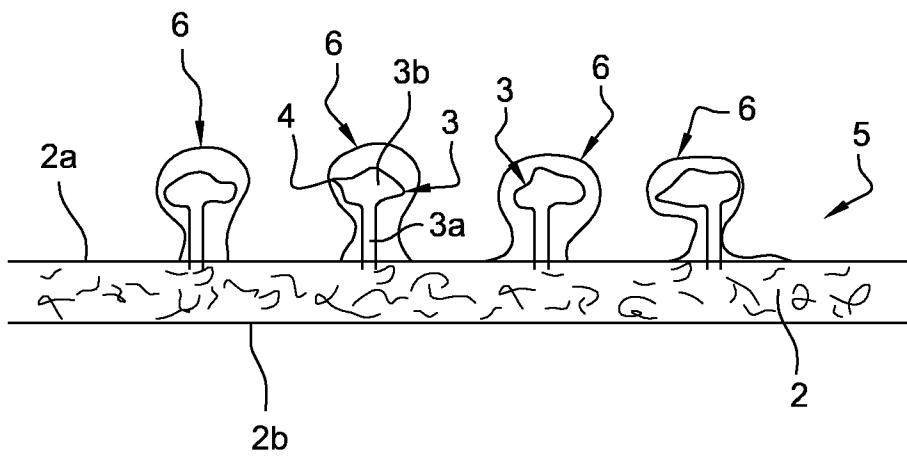
10. Procédé selon la revendication 8 ou 9, caractérisé en ce que ladite composition est obtenue par solubilisation dudit matériau hydrosoluble dans de l'eau, éventuellement en chauffant ladite composition à la température de fusion dudit matériau hydrosoluble.

5                    11. Procédé selon la revendication 8 ou 9, caractérisé en ce que ladite composition est obtenue par chauffage dudit matériau hydrosoluble seul, à une température supérieure à la température de fusion dudit matériau hydrosoluble.

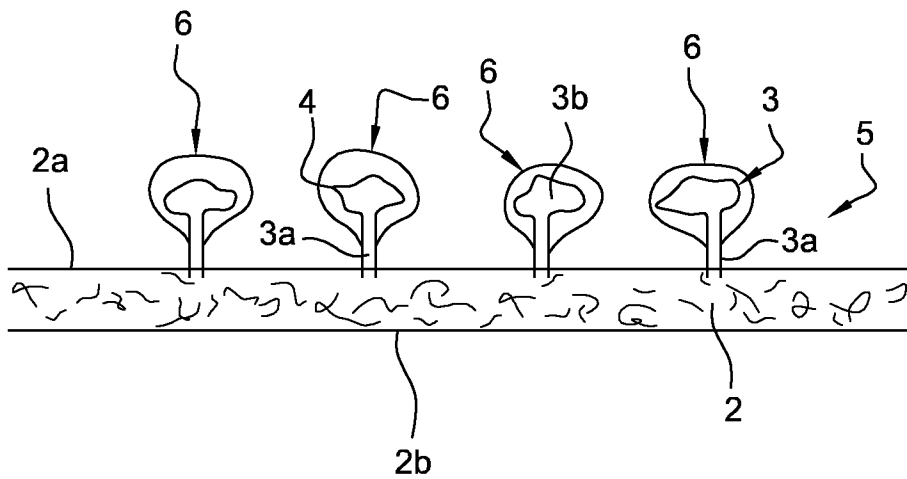
10                    12. Prothèse pour le traitement de hernie, caractérisée en ce qu'elle est fabriquée à partir d'un tissu (5) selon l'une quelconque des revendications 1 à 7 ou à partir d'un tissu obtenu par le procédé selon l'une quelconque des revendications 8 à 11.



**Fig. 1**



**Fig. 2**



**Fig. 3**

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/FR2010/051843

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61F2/00 A61L31/10 A61L31/14  
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61F A61L

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/039429 A2 (BOSTON SCIENT SCIMED INC [US]; FLANAGAN ALDEN [IE]; BODEN MARK [US]; S) 26 March 2009 (2009-03-26) revendications; paragraph [0041] - paragraph [0043]	1-12
A	FR 2 924 330 A1 (SOFRADIM PRODUCTION SA [FR] SOFRADIM PRODUCTION [FR]) 5 June 2009 (2009-06-05) claims 4,24,29	1-12
A	WO 01/81667 A1 (SOFRADIM PRODUCTION [FR]; ORY FRANCOIS REGIS [FR]; THERIN MICHEL [FR];) 1 November 2001 (2001-11-01) cited in the application revendications et figures	1-12

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

8 December 2010

Date of mailing of the international search report

15/12/2010

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Messemanne, Jasmine

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No <b>PCT/FR2010/051843</b>
--

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
WO 2009039429	A2	26-03-2009	EP	2205292 A2	14-07-2010
				US 2009104244 A1	23-04-2009
FR 2924330	A1	05-06-2009	CN	101883538 A	10-11-2010
				EP 2231062 A2	29-09-2010
				WO 2009071998 A2	11-06-2009
WO 0181667	A1	01-11-2001	AT	447636 T	15-11-2009
				AU 5490101 A	07-11-2001
				EP 1274892 A1	15-01-2003
				EP 2143836 A1	13-01-2010
				ES 2334206 T3	08-03-2010
				FR 2807937 A1	26-10-2001
				JP 2003530981 T	21-10-2003
				US 2008195231 A1	14-08-2008
				US 2004054376 A1	18-03-2004

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2010/051843

**A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE**  
 INV. A61F2/00 A61L31/10 A61L31/14  
 ADD.

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

**B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE**

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
 A61F A61L

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)  
 EPO-Internal, WPI Data

**C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO 2009/039429 A2 (BOSTON SCIENT SCIMED INC [US]; FLANAGAN ALDEN [IE]; BODEN MARK [US]; S) 26 mars 2009 (2009-03-26) revendications; alinéa [0041] - alinéa [0043]	1-12
A	FR 2 924 330 A1 (SOFRADIM PRODUCTION SA [FR] SOFRADIM PRODUCTION [FR]) 5 juin 2009 (2009-06-05) revendications 4,24,29	1-12
A	WO 01/81667 A1 (SOFRADIM PRODUCTION [FR]; ORY FRANCOIS REGIS [FR]; THERIN MICHEL [FR];) 1 novembre 2001 (2001-11-01) cité dans la demande revendications et figures	1-12

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

8 décembre 2010

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

15/12/2010

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
 NL - 2280 HV Rijswijk  
 Tel. (+31-70) 340-2040,  
 Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Messemanne, Jasmine

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2010/051843

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2009039429 A2	26-03-2009	EP 2205292 A2	14-07-2010
		US 2009104244 A1	23-04-2009
FR 2924330 A1	05-06-2009	CN 101883538 A	10-11-2010
		EP 2231062 A2	29-09-2010
		WO 2009071998 A2	11-06-2009
WO 0181667 A1	01-11-2001	AT 447636 T	15-11-2009
		AU 5490101 A	07-11-2001
		EP 1274892 A1	15-01-2003
		EP 2143836 A1	13-01-2010
		ES 2334206 T3	08-03-2010
		FR 2807937 A1	26-10-2001
		JP 2003530981 T	21-10-2003
		US 2008195231 A1	14-08-2008
		US 2004054376 A1	18-03-2004