

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international



WIPO | PCT



(10) Numéro de publication internationale
WO 2014/128643 A1

(43) Date de la publication internationale
28 août 2014 (28.08.2014)

(51) Classification internationale des brevets :

H01M 10/04 (2006.01) *G02B 6/036* (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01) *H01M 10/052* (2010.01)
A61N 1/362 (2006.01) *H01M 10/0587* (2010.01)
H01B 7/04 (2006.01) *H01M 6/40* (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/IB2014/059129

(22) Date de dépôt international :

20 février 2014 (20.02.2014)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :

1351638 25 février 2013 (25.02.2013) FR

(71) Déposant : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE ET AUX ENERGIES ALTERNATIVES [FR/FR]; 25 rue Leblanc - Bâtiment "Le Ponant D", F-75015 Paris (FR).

(72) Inventeurs : KARST, Nicolas; 11 rue Saint Jean, F-57600 Folking (FR). PERRAUD, Simon; Chez M. Christian GOUX - Pas de la Garduère, F-83150 Bandol (FR). SA-LOT, Raphaël; Lottissement Verduret - 259 route du Mas, F-38250 Lans-en-Vercors (FR).

(74) Mandataires : TANGUY, Yannick et al.; Cabinet Ores, 36 rue de St Pétersbourg, F-75008 Paris (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, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : ENERGY STORAGE AND TRANSPORT SYSTEM, ESPECIALLY FOR AN IMPLANTABLE DEVICE, AND METHOD FOR THE PRODUCTION THEREOF

(54) Titre : SYSTEME DE STOCKAGE ET DE TRANSPORT D'ENERGIE, NOTAMMENT POUR UN DISPOSITIF IMPLANTABLE, ET SON PROCEDE DE FABRICATION.

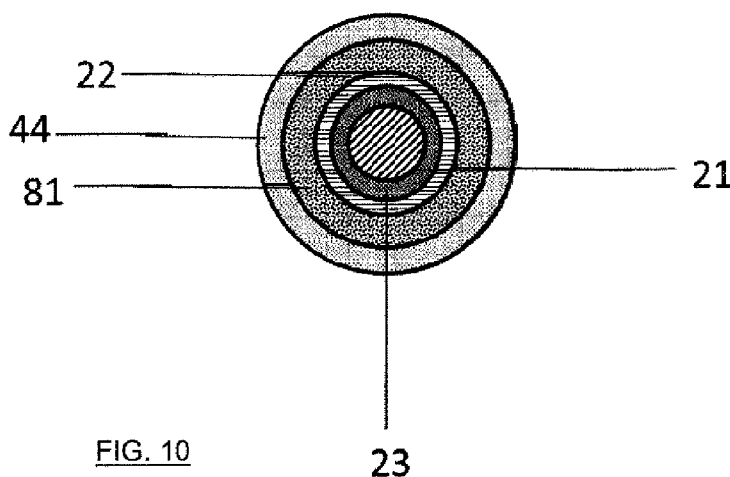


FIG. 10

(57) Abstract : The invention relates to an energy storage and transport system comprising a cable (20) for transporting electromagnetic energy and at least one solid-state thin-film microbattery (44) arranged on an outer surface of said cable. The invention also relates to an implantable biomedical device comprising such an energy storage and transport system, used both as a battery and a probe-electrode. The invention further relates to a method for producing such an energy storage and transport system.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2014/128643 A1



Publiée :

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

Système de stockage et de transport d'énergie comprenant un câble (20) de transport d'énergie électromagnétique ainsi qu'au moins une micro-batterie solide à couches minces (44) agencée sur une surface extérieure dudit câble. Dispositif biomédical implantable comprenant un tel système de stockage et de transport d'énergie, servant à la fois de batterie et de sonde-électrode. Procédé de fabrication d'un tel système de stockage et de transport d'énergie.

**SYSTEME DE STOCKAGE ET DE TRANSPORT D'ENERGIE,
NOTAMMENT POUR UN DISPOSITIF IMPLANTABLE, ET SON PROCEDE
DE FABRICATION**

L'invention porte sur un système de stockage et de transport
5 d'énergie, notamment pour un dispositif biomédical implantable tel qu'un stimulateur ou un capteur. L'invention porte également sur un procédé de fabrication d'un tel système et sur un dispositif implantable le comprenant.

Afin d'assurer l'alimentation électrique de dispositifs biomédicaux implantables (parmi lesquels on peut citer par exemple les
10 stimulateurs cardiaques, les neurostimulateurs, les capteurs biomédicaux) une batterie primaire est classiquement utilisée. Outre l'encombrement important de cette batterie, la durée de vie relativement faible comparée à la durée de vie d'un patient implique la nécessité de mettre en place des moyens alternatifs. Parmi ces moyens alternatifs l'utilisation d'une batterie
15 secondaire implantée rechargée par l'intermédiaire d'un dispositif de récupération d'énergie de type bobine (recharge par induction électromagnétique), transducteur ultrasonore (recharge par ultrasons) ou encore cellule photovoltaïque (recharge par lumière proche infrarouge) est envisagée. Ce type de dispositif présente l'avantage de ne pas nécessiter
20 d'intervention chirurgicale pour remplacer la batterie primaire une fois déchargée. En effet, moyennant une recharge périodique des batteries secondaires par l'intermédiaire des dispositifs de récupération d'énergie citées précédemment, la durée de vie de ce type de dispositifs permet de s'approcher de celle des patients.

25 Le document WO 98/00107 divulgue l'utilisation, dans un dispositif implantable de délivrance de médicaments, d'une batterie rechargeable de type « micro-batterie ». On entend par « micro-batterie » une batterie solide (c'est-à-dire entièrement à l'état solide) constituée de couches minces, telle que décrite par exemple par *Jones et al. Journal of Power*
30 *Sources*, 1995, 54, 63-67. Dans la suite on identifiera aussi ces composants par l'expression « micro-batteries solides à couches minces ». Ces micro-batteries sont extrêmement fines (épaisseur généralement inférieure à 100

μm , la partie active pouvant être inférieure à $10\mu\text{m}$), ce qui leur confère une flexibilité mécanique que n'ont pas les batteries plus massives rencontrées classiquement dans le domaine biomédical, comme par exemple les batteries lithium-iode. Cependant, du fait même de leur faible épaisseur, les capacités

5 de ces micro-batteries sont relativement limitées (de l'ordre de $1\text{mAh}/\text{cm}^2$). L'utilisation de telles micro-batteries dans des dispositifs implantés contraint les dispositifs à de faibles autonomies. Certes, il est connu de l'homme de l'art que la connexion électrique en parallèle de plusieurs de ces micro-batteries permet d'augmenter la capacité totale du dispositif. Toutefois, afin de

10 conserver leur flexibilité, ces micro-batteries ne peuvent être empilées les unes sur les autres mais doivent être assemblées les unes à côté des autres. Ceci implique une augmentation de l'encombrement du dispositif puisque pour atteindre des capacités suffisamment élevées la surface développée par les micro-batteries peut rapidement devenir importante. Ainsi on peut citer

15 comme exemple pour des dispositifs biomédicaux de type stimulateurs cardiaques consommant en moyenne $30\mu\text{W}$ (pour une tension d'environ 3V), la nécessité d'avoir des capacités comprises entre 10mAh et 50mAh , préférentiellement 20mAh , nécessitant une surface de micro-batteries comprise entre 10cm^2 et 50cm^2 préférentiellement 20cm^2 , permettant des

20 fréquences de recharge qui ne soient pas trop contraignantes pour le patient, à savoir entre 42 jours et 210 jours préférentiellement 84 jours. De telles surfaces, occupées par des objets non biologiques destinés à être implantés, restreignent considérablement le nombre de zones du corps humain dans lesquelles une implantation est envisageable, et peuvent poser des problèmes

25 de confort et d'esthétisme pour le patient. De plus un objet implanté de grande surface peut entraîner une mauvaise vascularisation des tissus biologiques et par là même une nécrose de ces tissus. Par contre, l'utilisation de micro-batteries dont la surface est aussi petite que 1cm^2 nécessite des fréquences de recharge trop contraignantes pour le patient puisque dans le cadre de

30 l'exemple cité précédemment il serait nécessaire de les recharger tous les 4 jours.

L'invention vise à résoudre les inconvénients précités de l'art antérieur.

Pour résoudre ce problème, les inventeurs sont partis du constat que de nombreux dispositifs biomédicaux implantables comprennent un boîtier contenant un circuit électronique (par exemple un générateur d'impulsions), et un câble (ou « sonde-électrode ») reliant ce boîtier à une électrode ou ensemble d'électrodes destiné à rentrer en contact avec un tissu biologique. De manière conventionnelle, la batterie est placée dans le boîtier qui contient le circuit électronique, ce qui pose les problèmes d'encombrement discutés plus haut. Les présents inventeurs se sont rendu compte qu'une ou plusieurs micro-batteries à couches minces peuvent être localisées dans la sonde-électrode – de préférence sous la forme d'une gaine entourant le câble – sans qu'il soit nécessaire d'augmenter significativement le volume de cette dernière.

Cette solution a été développée dans le contexte spécifique des dispositifs implantable, mais présente une portée plus générale. L'association d'un câble (électrique ou optique) et d'une ou plusieurs micro-batteries peut en effet se prêter à de nombreuses autres applications, à chaque fois que des considérations d'encombrement s'avèrent critiques.

Un objet de l'invention est donc un système de stockage et de transport d'énergie comprenant un câble de transport d'énergie électromagnétique ainsi qu'au moins une micro-batterie solide à couches minces agencée sur une surface extérieure dudit câble.

Selon différents modes de réalisation d'un tel système :

- Ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces peuvent entourer ledit câble.

- Ledit câble peut être un câble coaxial, le système comprenant : un premier conducteur dit intérieur, une première couche isolante entourant ledit conducteur intérieur, un deuxième conducteur dit extérieur entourant ladite première couche isolante, une deuxième couche isolante entourant ledit conducteur extérieur et au moins une dite micro-

batterie solide à couches minces de forme tubulaire entourant ladite deuxième couche isolante.

- Alternativement, ledit câble peut être un câble ou une fibre optique entouré par au moins une dite micro-batterie solide à couches minces de forme tubulaire.

- Le système peut comporter une couche isolante entourant ou recouvrant ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces. Dans ce cas, le système peut comporter une pluralité de micro-batteries solides à couches minces espacées dans une direction longitudinale (ou axiale) dudit câble et reliées entre elles par une même couche isolante qui les entoure ou recouvre, ladite couche isolante présentant un module élastique inférieur à celui desdites micro-batteries.

- En variante ou en complément, ledit câble peut être enroulé en spirale.

Un autre objet de l'invention est un dispositif biomédical implantable comprenant :

- un boîtier contenant un circuit électronique de génération ou détection de signaux ;
- une électrode ou ensemble d'électrodes pour appliquer à un tissu biologique au moins un signal électrique, ou pour capter au moins un signal électrique généré par un tel tissu ; et
- un système de stockage et de transport d'énergie tel que décrit ci-dessus reliant ledit boîtier et ladite électrode ou ensemble d'électrodes, dans lequel : ledit câble est connecté pour transmettre au moins un signal dudit circuit électronique à ladite électrode ou ensemble d'électrodes ou vice-versa, et ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces sont connectées pour alimenter ledit circuit électronique.

Avantageusement, un tel dispositif biomédical peut comprendre également un dispositif de récupération d'énergie connecté pour recharger ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces.

Encore un autre objet de l'invention est un procédé de fabrication d'un système tel que décrit plus haut, comprenant les étapes suivantes :

- a) déposer, sur un substrat flexible, un empilement de couches minces formant une micro-batterie solide ;
- b) former une structure tubulaire à partir dudit substrat et dudit empilement de couches minces, un câble de transport d'énergie électromagnétique étant agencé à l'intérieur de ladite structure tubulaire et un espace vide étant ménagé entre ledit câble et ladite structure tubulaire ;
- c) injecter et durcir un matériau isolant à l'intérieur de ladite structure tubulaire, de manière à combler ledit espace vide ; et
- d) supprimer par gravure ledit substrat flexible.

Selon différents modes de réalisation d'un tel procédé :

- Ledit substrat flexible peut être un feuillard métallique.
- Ladite étape a) peut comprendre le dépôt d'une couche isolante entre ledit substrat flexible et ledit empilement de couches minces et, lors de la dite étape d), ladite couche isolante peut ne pas être supprimée.
- Ledit substrat flexible peut présenter une forme en ruban, auquel cas ladite étape b) peut être réalisée en positionnant ledit câble sur la surface dudit empilement de couches minces formant une micro-batterie solide ; puis en enroulant ledit substrat flexible et ledit empilement de couches minces autour dudit câble. Avantagusement, ledit substrat flexible peut être enroulé en le faisant passer, avec ledit câble, dans un profilé.

- Ladite étape c) peut comprendre les opérations suivantes :

- c1) agencer une gaine thermo-rétractable autour de ladite structure tubulaire ;
- c2) provoquer la rétraction de ladite gaine thermo-rétractable autour de ladite structure tubulaire ;
- c3) injecter un polymère durcissable dans l'espace vide entre ledit câble et ladite structure tubulaire ;
- c4) provoquer le durcissement dudit polymère ; et

c5) éliminer par pelage ladite gaine.

D'autres caractéristiques, détails et avantages de l'invention ressortiront à la lecture de la description faite en référence aux dessins annexés donnés à titre d'exemple et qui représentent, respectivement :

- 5 - La figure 1, un dispositif implantable de stimulation électrique connu de l'art antérieur ;
- La figure 2, une vue en section d'une sonde-électrode connue de l'art antérieur pour un tel dispositif implantable ;
- La figure 3, un ordinogramme d'un procédé de fabrication
- 10 d'un système de stockage et de transport d'énergie selon un mode de réalisation de l'invention ;
- La figure 4, une vue en section d'un câble coaxial obtenu comme produit intermédiaire du procédé de la figure 3 ;
- La figure 5, un ensemble comprenant un empilement de
- 15 couches minces formant une micro-batterie solide sur un substrat flexible, obtenu comme produit intermédiaire du procédé de la figure 3 ;
- La figure 6, une étape du procédé de la figure 3 comportant l'enroulement de l'ensemble de la figure 5 pour former une structure tubulaire ;
- 20 - Les figures 7, 8 et 9, des vues en sections de trois produits intermédiaires du procédé de la figure 3, obtenus à l'issue d'étapes successives de ce procédé ;
- La figure 10, une vue en section d'un système de stockage et de transport d'énergie selon un mode de réalisation de l'invention,
- 25 obtenu par le procédé de la figure 3 ;
- La figure 11, une vue en section d'un système de stockage et de transport d'énergie selon un autre mode de réalisation de l'invention, obtenu par le procédé de la figure 3 ;
- Les figures 12 et 13, respectivement, une vue en section
- 30 et en plan d'un ensemble comprenant un empilement de couches minces formant une pluralité de micro-batteries solides espacées dans une direction longitudinale et reliées entre elles par une même couche isolante, servant à la

réalisation d'un système de stockage et de transport d'énergie selon un mode de réalisation alternatif de l'invention ;

- La figure 14, un système de stockage et de transport d'énergie selon un autre mode de réalisation alternatif de l'invention ; et

5 - La figure 15, un dispositif implantable comprenant un système de stockage et de transport d'énergie selon l'invention.

La figure 1 représente un dispositif implantable selon l'art antérieur de type stimulateur, tel qu'un stimulateur cardiaque, du nerf vague ou neurostimulateur. Un tel dispositif comprend typiquement :

10 - un boîtier hermétiquement fermé 11 généralement en titane comprenant une source d'énergie 12 (rechargeable ou non) et une électronique 13 permettant de délivrer des impulsions électriques calibrées en fréquence et en amplitude.

- une électrode (ou ensemble d'électrodes) 15 disposée en
15 contact avec un tissu 16 à stimuler ; l'électrode peut être réalisée par exemple en acier inoxydable, en nitrure de platine recouvert de platine ou encore en alliage de platine iridium recouvert de platine ; et

- une ou plusieurs sondes-électrodes 14 permettant de relier le boîtier à l'électrode 15.

20 La figure 2 montre une vue en coupe d'une sonde-électrode 14 classiquement utilisée dans ce genre de dispositifs. La sonde-électrode 14 est composée d'un ou plusieurs conducteurs électriques souples tubulaires enveloppés dans une gaine isolante. Dans le cadre d'une sonde-électrode unipolaire (non présentée ici), cette gaine isolante est généralement en
25 silicone de qualité médicale assurant la biocompatibilité et l'isolation électrique entre le conducteur électrique et les tissus biologiques. Dans le cas d'une sonde-électrode bipolaire, présentée sur la figure 2, un premier conducteur électrique souple tubulaire 21 (que l'on nommera conducteur intérieur) est
30 séparé d'un second conducteur électrique souple tubulaire 22 (que l'on nommera conducteur extérieur) par un isolant 23 généralement à base de polyéthylène permettant d'isoler électriquement le conducteur intérieur 21 du conducteur extérieur 22, de manière à former une structure de type câble

coaxial. La partie externe du conducteur extérieur 22 est recouverte d'une gaine en silicone 24 de qualité médicale assurant la biocompatibilité et l'isolation électrique entre le conducteur électrique et les tissus biologiques. Pour la gaine 24 on préférera dans certains cas le polyuréthane à la silicone, permettant une mise en place plus aisée de la sonde-électrode 14. Cependant, la tenue mécanique du polyuréthane étant inférieure à celle de la silicone, il ne pourra être utilisé que pour des implants de moyenne durée (inférieure à 10 ans). Le diamètre extérieur d'une telle sonde-électrode peut être compris entre 1 et 5mm et être préférentiellement de l'ordre de 2mm. La longueur d'une telle sonde-électrode est typiquement comprise entre 20 et 80cm, et peut valoir préférentiellement 45cm.

Comme expliqué plus haut, la présente invention prévoit de fonctionnaliser la sonde électrode 14 en lui attribuant une fonction de stockage d'énergie, en plus de sa fonction traditionnelle de transport d'énergie, sans pour autant augmenter de façon considérable son épaisseur totale.

La figure 3 présente les étapes d'un procédé de fabrication d'un système de stockage et de transport d'énergie selon l'invention.

Comme présentée sur la figure 4, l'étape initiale 31 consiste en l'isolation du conducteur intérieur 21 à l'aide d'un isolant 23. Cet isolant est généralement à base de polyéthylène ou de silicone et il est formé autour du conducteur intérieur 21 par trempage dudit conducteur intérieur 21 dans le dit isolant se trouvant à l'état liquide. Lors du retrait du conducteur intérieur 21 du bain contenant l'isolant en fusion, un isolant 23 contrôlé en épaisseur est formé autour du conducteur intérieur 21. En effet, en fonction des vitesses de retrait il est possible de contrôler l'épaisseur de l'isolant 23 entourant le conducteur intérieur 21 et des épaisseurs comprises entre 100µm et 1mm préférentiellement d'environ 500µm sont souhaitées. L'étape suivante 32 prévoit la mise en place du conducteur extérieur 22. Plusieurs méthodes permettant la mise en place du conducteur extérieur 22 existent et sont bien connus de l'homme de l'art. Pour des raisons de simplicité on ne considérera

ici qu'une configuration relativement simple consistant à enrouler le conducteur extérieur 22 autour de l'isolant 23.

Ces étapes, qui conduisent à la formation d'un câble 20 à structure coaxiale, peuvent être omises si un câble du commerce est utilisé.

- 5 Elles peuvent aussi être modifiées si l'on souhaite réaliser un câble présentant une structure non coaxiale, ou présentant plus de deux conducteurs.

L'étape suivante 33 concerne la préparation du substrat avant la réalisation de la micro-batterie comme présentée sur la figure 5. Pour ce faire on utilise, à titre d'exemple non limitatif, un feuillard métallique 41 comme

10 substrat. Le matériau composant le feuillard métallique pourra être du molybdène ou de l'aluminium, par exemple, ou tout autre métal pouvant être gravé à l'aide d'une solution acide. Avantageusement, l'épaisseur du feuillard sera comprise entre 10µm et 500µm, préférentiellement entre 25µm et 100µm et par exemple 50µm. Une couche isolante et biocompatible 42 est déposée

15 sur la totalité de la surface (aussi bien en longueur qu'en largeur) du feuillard métallique 41 ; on pourra par exemple utiliser du parylène, du polyéthylène, du polyuréthane, de la silicone ou tout autre matériau isolant et biocompatible. Avantageusement, l'épaisseur de cette couche 42 est comprise entre 10µm et 500µm préférentiellement entre 50µm et 200 µm et par exemple 100µm. Sur

20 la totalité de la surface de cette couche isolante et biocompatible 42 est déposée une couche barrière 43, destinée à empêcher la diffusion du lithium. On pourra utiliser par exemple du nitrure de tantale ou du nitrure de titane déposé par dépôt par couche atomique (ALD). Il est à noter que le nitrure de tantale et le nitrure de titane sont tous les deux des matériaux biocompatibles.

25 Dans le cas de l'utilisation d'une couche barrière non biocompatible la couche 43 pourra être composée d'un empilement comprenant un matériau biocompatible (en lien avec l'extérieur du dispositif via la couche 42) et un matériau non biocompatible servant de barrière à proprement parlé. Avantageusement, l'épaisseur de la couche 43 est comprise entre 10nm et

30 100nm préférentiellement 50nm. L'empilement 44 de couches déposées sur la totalité de la surface de la couche barrière 43 correspond à la réalisation de l'étape 34 et comprend des matériaux collecteurs de courant (métaux), des

matériaux pour former des cathodes (TiO_xS_y , LiCoO_2 , LiMn_2O_4 , LiFePO_4 , V_2O_5 , etc.), des matériaux pour former des électrolytes (électrolytes solides tel que le LiPON, qui est un matériau à base de lithium, phosphore, oxygène et azote), et des matériaux pour former des anodes (Li, ou alliage de Li avec C, Si, Ge, Sn). L'empilement 44 des couches peut présenter une structure et une composition différente, mais doit en tout cas inclure un collecteur de courant cathodique, un collecteur de courant anodique, une cathode, une anode et un électrolyte servant de canal ionique entre la cathode et l'anode et permettant une réaction électrochimique. Les matériaux composant l'empilement pourront par exemple être choisis en fonction de la tension désirée pour l'application. On pourra donner comme exemple de réalisation de l'empilement 44 la structure présentée par *Fleutot et al., Journal of Power Sources 196 (2011) 10289-10296*. Il s'agit d'une micro-batterie « tout solide » composé d'un collecteur de courant cathodique et anodique en tungstène déposé par pulvérisation cathodique, d'une électrode positive en TiOS déposée par pulvérisation cathodique, d'un électrolyte solide LiPONB déposé par pulvérisation cathodique réactive et d'une électrode positive en Li métallique déposée par évaporation thermique. La micro-batterie est protégée de l'humidité et de l'oxygène par une encapsulation obtenue en alternant des couches de polymère et des couches de métal obtenues par dépôt chimique en phase vapeur et pulvérisation cathodique, respectivement. Avantageusement, dans le cadre de l'invention, l'empilement 44 pourra être terminé par un polymère isolant afin qu'il n'y ait pas de contacts électriques entre la micro-batterie et le conducteur extérieur 22. Avantageusement, l'empilement 44 pourra avoir une épaisseur inférieure à $100\mu\text{m}$, préférentiellement inférieure ou égale à $10\mu\text{m}$. Il est à noter qu'en fonction de l'étanchéité de la couche de silicone 42 on pourra prévoir l'ajout d'une couche d'encapsulation servant de barrière à l'humidité et à l'oxygène entre la couche 42 et la couche 43. Cette couche d'encapsulation pourra par exemple être une couche métallique biocompatible, par exemple en titane, d'épaisseur comprise entre $1\mu\text{m}$ et $100\mu\text{m}$ et préférentiellement $10\mu\text{m}$, ou bien un empilement alternant des couches de polymère et des couches de métal

biocompatible. Elle pourra également être composée d'une alternance de couches métalliques à condition que la couche en contact avec la couche de silicone 42 soit biocompatible. On pourra ainsi utiliser un empilement de couches titane/aluminium. Il est à noter que les différentes couches évoquées
5 précédemment peuvent être également transférées/reportées sur des substrats par des techniques de transfert de couches, par exemple par un procédé de laminage à l'aide d'un matériau adhésif.

L'étape suivante 35 a pour but de former une structure tubulaire à partir de l'ensemble présenté sur la figure 5. Pour des raisons de
10 clarté, sur la figure 6 l'empilement 51 est composé du substrat 41, de la couche isolante et biocompatible 42 et de la barrière de diffusion 43. Afin de former la structure tubulaire, l'empilement 51 et l'empilement 44 des couches composant la micro-batterie sont tirés au travers d'un profilé 52.

Comme illustré par la figure 7, la structure tubulaire ainsi
15 formée présente une lumière 61 à travers de laquelle l'ensemble 20 constitué du conducteur intérieur 21, de l'isolant 23 et du conducteur extérieur 22 pourra être introduit avant de réaliser l'étape 37. Seule une partie de la lumière 61 sera occupée par l'ensemble constitué du conducteur intérieur 21, de l'isolant 23 et du conducteur extérieur 22, l'autre partie étant vide. Une
20 méthode possible d'introduire les conducteurs 20 à l'intérieur de la structure tubulaire consiste à positionner les conducteurs sur l'ensemble 51/44 puis à faire passer l'ensemble dans le profilé 52. Cette méthode est illustrée sur la figure 5.

L'étape 36 permet de rendre la structure tubulaire présentée
25 sur la figure 7 étanche aux fuites de polymère à l'aide d'une gaine thermo-rétractable 71 disposée sur la partie externe de l'empilement 51 en regard du feuillard métallique 41. La configuration présentée sur la figure 8 a été obtenue après chauffage de la gaine permettant à cette dernière d'être totalement conforme au feuillard métallique 41 et d'éviter ainsi d'éventuelles
30 fuites de polymère au travers du feuillard métallique.

L'étape 37 consiste à injecter un polymère 81 par l'intermédiaire par exemple d'une seringue afin de combler le vide 61 (figure

9). Différents types de polymère 81 pourront être utilisés, et notamment de la silicone élastomère comme celle vendue par Nusil technologie et connue sous la dénomination commerciale MED-4755 ou MED-4770. Une fois le polymère 81 injecté et durci par traitement thermique (le traitement thermique permettant le durcissement du polymère étant propre à chaque produit il
5 devra être adapté en conséquence), la gaine thermo-rétractable 71 est retirée mécaniquement par pelage, par exemple à l'aide d'un scalpel.

L'étape finale 38 consiste à supprimer le feuillard métallique 41 qui servait de substrat à la réalisation de la micro-batterie 44. Pour ce faire
10 on peut notamment avoir recours à un procédé de gravure, par exemple au moyen d'une solution chauffée à base d'acide nitrique HNO_3 , d'acide chlorhydrique HCl et d'eau distillée. A titre d'exemple les concentrations en HNO_3 pourront varier entre 5% et 50% préférentiellement de l'ordre de 20% et les concentrations en HCl pourront varier entre 1% et 40% préférentiellement
15 de l'ordre de 10%. La température de la solution pourra être comprise entre 70°C et 95°C et préférentiellement être d'environ 90°C. Il s'agit là d'une solution permettant la gravure sélective du feuillard métallique 41 par rapport à la couche biocompatible et isolante 42.

Une fois l'étape 38 accomplie, l'on obtient un système de
20 stockage et de transport d'énergie selon l'invention tel qu'illustré, en coupe, sur la figure 10. Ce système se présente en l'espèce sous la forme d'une sonde-électrode composée d'un câble électrique à structure coaxiale permettant un transport d'énergie électrique et d'une partie permettant le stockage d'énergie électrique entourée d'une gaine isolante et biocompatible.
25 Une telle sonde peut notamment avoir un diamètre compris entre 1mm et 5mm préférentiellement 2mm et une longueur comprise entre 20cm et 80cm préférentiellement 45cm. Ainsi, l'empilement composant la micro-batterie étant disposé sur l'ensemble de la longueur de la sonde électrode, cela correspond à une surface développée comprise approximativement entre 3
30 cm^2 et 63cm^2 préférentiellement 15cm^2 . Un tel dispositif permet des fréquences de recharge qui ne soient pas trop contraignantes pour le patient à

savoir en fonction de la surface de micro-batterie développée entre 12 jours et 264 jours préférentiellement 63 jours.

La figure 11 illustre un mode de réalisation alternatif de l'invention, dans lequel le câble électrique 20 est remplacé par une fibre optique ou un câble optique 20' (dont la structure, comprenant de manière conventionnelle un cœur, une gaine optique et une gaine de protection, n'est pas illustrée dans un souci de simplicité) permettant un transport d'énergie électromagnétique à fréquences optiques.

Une des propriétés essentielles des sondes-électrodes est l'importante flexibilité permettant des elongations et flexions importantes sans rupture. Les mouvements du corps humain peuvent engendrer des elongations et des flexions des sondes-électrodes allant jusqu'à 15%. Or les gaines polymères utilisées pour enrober les conducteurs électriques peuvent tolérer des déformations supérieures à 500%, ce qui est largement au-dessus des recommandations. De même, les conducteurs électriques sont conçus pour supporter de telles déformations. Cependant dans le cadre de la présente invention il est nécessaire que les couches composant la micro-batterie résistent à de telles déformations. Il est connu de l'homme de l'art que les batteries en couches minces comme celles présentées dans l'invention sont extrêmement flexibles et répondent en termes de flexions aux recommandations d'usages. On pourra par exemple se référer à l'article de M. Koo et al., *Nano Lett.*, 2012, 12 (9), pp 4810–4816. Toutefois, le comportement de ces batteries une fois soumises à elongation n'a pas été étudié. De façon à s'affranchir de ces problèmes deux variantes à l'invention sont proposées :

- La première variante, illustrée sur la figure 14, consiste à réaliser la sonde électrode 141 sous la forme d'une spirale (tel un ressort) avec des spires dont le diamètre est suffisant pour assurer une elongation de 15%. Ainsi sur une sonde électrode d'une longueur de 45cm une elongation de 15% correspond à une augmentation de longueur d'environ 7cm. Il suffit alors d'utiliser une sonde électrode réalisée à partir d'un câble enroulé en spirale. On peut utiliser par exemple une spirale composée de 150 spires de

500 μm de diamètres et longue de 30 cm (lorsque les spires sont accolées) qui pourra atteindre 52 cm (lorsque les spires sont totalement déroulées).

- La seconde variante proposée repose sur la forte élongation permise par les polymères. Le mode de réalisation proposé ici est présenté sur les figures 12 et 13. Elle nécessite une modification de l'architecture lors des étapes 33 et 34.

Comme précédemment, un feuillard métallique 41 est utilisé comme substrat. Comme précédemment, une couche biocompatible et isolante 42 est déposée sur le feuillard métallique 41. Cependant dans ce mode de réalisation la couche barrière 43 ainsi que l'empilement 44 de couches servant à former la micro-batterie sont localisées sur le feuillard 41 et sont référencées 91 et 92 sur la figure 12. Ainsi plusieurs micro-batteries indépendantes espacées d'une distance 93 seront réalisées le long du substrat. Il est connu de l'homme de l'art que ces micro-batteries pourront être reliées en série ou en parallèle de façon monolithique en utilisant différents masques mécaniques pendant les dépôts des différentes couches ou différents procédés de gravure. Les étapes 35, 36, 37 et 38 sont identiques au mode de réalisation principal. Le résultat final (avant élimination du substrat 41) est présenté sur la figure 12.

L'extérieur de la sonde est composé par la couche biocompatible et isolante 42 et les zones en pointillés 101 identifient l'emplacement des micro-batteries espacées d'une distance 93 (sur le schéma de la figure 13 les zones 101 sont vue par transparence au travers de la couche biocompatible et isolante 42). Le but de ce mode de réalisation est d'obtenir des portions de la sonde électrode de modules d'Young différents et plus précisément ce mode de réalisation vise à ce que le module d'Young des zones 101 occupées par les micro-batteries soit supérieur à celui des zones sans micro-batteries. En prenant comme exemple pour la couche biocompatible et isolante 42 une silicone élastomère comme celui vendu par Nusil technologie et connu sous la dénomination commerciale MED-4755 dont le module d'Young est d'environ 10MPa il est possible de déduire un module d'Young effectif pour la zone 101 (composée de la couche biocompatible et

isolante 42 et de l'empilement composant la micro-batterie) qui serait d'environ 6,3 GPa. Ainsi, dans le cas d'une élongation, le matériau ayant le module d'Young le plus faible sera le premier à s'allonger. Il est possible de définir une distance 93 minimale séparant deux zones 101 successives afin
5 de ne pas avoir de rupture au niveau des zones 101 pour une élongation de 15%. L'élongation maximale du MED-4755 étant supérieure à 900%, et en reprenant l'exemple précédent d'une sonde électrode de 45 cm pouvant s'allonger de 15%, il serait nécessaire d'avoir une zone tampon séparant deux zones 101 d'au moins 8 mm. On peut également répartir cette zone tampon
10 en plusieurs zones tampons de longueurs réduites comme par exemple 10 zones tampons de 0,8mm.

Dans un mode de réalisation visant à diminuer le diamètre global de la sonde électrode il est possible que le conducteur électrique extérieur 22 soit une couche mince déposée de façon localisée ou non
15 (totalité de la surface) sur l'empilement 44. Cela pourra être une couche mince à base de titane, d'or ou d'aluminium d'épaisseur comprise entre 500 nm et 10µm préférentiellement 1µm. De même l'isolant 23 pourra être déposé en couche mince. On pourra par exemple déposer une couche mince de parylène dont l'épaisseur sera comprise entre 1µm et 50µm préférentiellement
20 10µm. Enfin le conducteur électrique intérieur 21 pourra être une couche mince déposée de façon localisée ou non (totalité de la surface) sur l'empilement 44. La nature de la couche mince formant le conducteur électrique intérieur 21 pourra être identique ou non à celle du conducteur électrique extérieur 22. Cela pourra être une couche mince à base de titane,
25 d'or ou d'aluminium d'épaisseur comprise entre 500 nm et 10 µm préférentiellement 1µm. De même l'isolant 23 pourra être déposé en couche mince. Une combinaison entre ces 3 solutions pourra être envisagée. Pour terminer la structure, les étapes 35, 36, 37 et 38 ne seront pas modifiées.

Comme illustré sur la figure 15, une sonde-électrode 140
30 selon la présente invention peut être reliée à un appareil biomédical tel qu'un stimulateur, comprenant un boîtier étanche 110 à l'intérieur duquel est disposé un circuit électronique 130 tel qu'un un générateur d'impulsions

électriques permettant de délivrer des impulsions électriques calibrées en fréquence et en amplitude. Le dispositif peut comprendre aussi un système de récupération d'énergie 170, également implanté, comme par exemple un petit module photovoltaïque. Ce module photovoltaïque pourra être composé d'un nombre de cellules allant de 2 à 10 en fonction de la tension à fournir et en fonction du matériau composant le mini module photovoltaïque. Ainsi pour un mini module photovoltaïque en $\text{CuIn}_{1-x}\text{Ga}_x(\text{Se}_{1-y}\text{S}_y)_2$ (CIGS) et une tension de fonctionnement de 3V on pourra réaliser un mini module composé de 5 cellules connectées en série. Lorsque ce mini-module de surface 1 cm^2 est éclairé au travers de la peau par une source lumineuse infrarouge d'une puissance de 50mW/cm^2 , la charge une micro-batterie de 15cm^2 et de capacité 1mAh/cm^2 peut être réalisée en 1h environ. Il est à noter que ce mini module peut être réalisé sur un substrat flexible et l'épaisseur totale (substrat et couches actives) peut être inférieure à $100\mu\text{m}$.

Ainsi le système composé de la sonde-électrode rechargeable 140 et du module photovoltaïque de 1cm^2 pourra remplacer une batterie primaire massive avoisinant les 10 cm^3 . Ce système aura en plus l'avantage d'être rechargeable. Bien entendu, la sonde-électrode 140 accomplira également sa fonction conventionnelle de transport des signaux électriques générés par le circuit électronique 130 vers une électrode 150, ou un ensemble d'électrode, permettant d'appliquer ces signaux à un tissu biologique (ou, inversement, de transport de signaux bioélectriques captés par ladite électrode vers un circuit d'acquisition et détection).

Le circuit électronique, en l'espèce un générateur d'impulsions électriques, pourra être miniaturisé pour occuper une surface inférieure à 1 cm^2 , comme décrit par exemple dans l'article « A very low-power CMOS mixed-signal IC for implantable pacemaker applications », L. S. Y. Wong *et al.*, IEEE Journal of solid-state circuits 39, 2446 (2004). Ainsi le dispositif complet selon la présente invention (constitué du générateur d'impulsions de surface inférieure à 1 cm^2 , du mini module photovoltaïque de surface 1 cm^2 , et de la sonde-électrode assurant une fonction de stockage d'énergie) aura un encombrement considérablement réduit, par rapport aux dispositifs connus

dans l'art antérieur (constitués d'un générateur d'impulsions, d'une batterie primaire massive de 10 cm³ intégrée dans le même objet que le générateur d'impulsions, et d'une sonde-électrode conventionnelle). Il est à noter qu'une batterie additionnelle pourra également être prévue – de manière
5 conventionnelle – à l'intérieur de boîtier 110. Mais, bien entendu, ses dimensions seront inférieures à celles qu'elle devrait avoir pour assurer seule la fonction de stockage d'énergie.

Une variante, déjà mentionnée plus haut en référence à la figure 11, consiste à utiliser une fibre optique à la place du ou des
10 conducteurs électriques souples et tubulaires 21 et 22, ce qui permet de transporter de l'énergie lumineuse jusqu'à un générateur d'impulsions électriques intégré à l'électrode 150 ou vers l'extérieur.

REVENDICATIONS

1. Système de stockage et de transport d'énergie comprenant un câble (20) de transport d'énergie électromagnétique ainsi
5 qu'au moins une micro-batterie solide à couches minces (44) agencée sur une surface extérieure dudit câble.
2. Système selon la revendication 1 dans lequel ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces entourent ledit câble.
- 10 3. Système selon l'une des revendications précédentes dans lequel ledit câble est un câble coaxial, le système comprenant : un premier conducteur dit intérieur (21), une première couche isolante (23) entourant ledit conducteur intérieur, un deuxième conducteur dit extérieur (22) entourant
15 ladite première couche isolante, une deuxième couche isolante (81) entourant ledit conducteur extérieur et au moins une dite micro-batterie solide à couches minces (44) de forme tubulaire entourant ladite deuxième couche isolante.
4. Système selon l'une des revendications 1 ou 2 dans
20 lequel ledit câble est un câble ou une fibre optique (20') entouré par au moins une dite micro-batterie solide à couches minces de forme tubulaire.
5. Système selon l'une des revendications précédentes comprenant une couche isolante (42) entourant ou recouvrant ladite ou
25 lesdites micro-batteries solides à couches minces.
6. Système selon la revendication 5, comportant une pluralité de micro-batteries solides à couches minces espacées dans une direction longitudinale dudit câble et reliées entre elles par une même couche
30 isolante qui les entoure ou recouvre, ladite couche isolante présentant un module élastique inférieur à celui desdites micro-batteries.

7. Système selon l'une des revendications précédentes, dans lequel ledit câble est enroulé en spirale.

8. Dispositif biomédical implantable comprenant :

- 5 - un boîtier (110) contenant un circuit électronique (130) de génération ou détection de signaux ;
- une électrode (150) ou ensemble d'électrodes pour appliquer à un tissu biologique au moins un signal électrique, ou pour capter au moins un signal électrique généré par un tel tissu ; et
- 10 - un système de stockage et de transport d'énergie (140) selon l'une des revendications précédentes reliant ledit boîtier et ladite électrode ou ensemble d'électrodes, dans lequel : ledit câble est connecté pour transmettre au moins un signal dudit circuit électronique à ladite électrode ou ensemble d'électrodes ou vice-versa, et ladite ou lesdites micro-
- 15 batteries solides à couches minces sont connectées pour alimenter ledit circuit électronique.

9. Dispositif biomédical selon la revendication 8, comprenant également un dispositif de récupération d'énergie (170) connecté pour

20 recharger ladite ou lesdites micro-batteries solides à couches minces.

10. Procédé de fabrication d'un système selon l'une des revendications 1 à 7, comprenant les étapes suivantes :

- a) déposer, sur un substrat flexible (41), un empilement de
- 25 couches minces (44) formant une micro-batterie solide ;
- b) former une structure tubulaire à partir dudit substrat et dudit empilement de couches minces, un câble (20) de transport d'énergie électromagnétique étant agencé à l'intérieur de ladite structure tubulaire et un espace vide (61) étant ménagé entre ledit câble et ladite structure tubulaire ;
- 30 c) injecter et durcir un matériau isolant (81) à l'intérieur de ladite structure tubulaire, de manière à combler ledit espace vide ; et
- d) supprimer par gravure ledit substrat flexible.

11. Procédé selon la revendication 10 dans lequel ledit substrat flexible est un feuillard métallique.

5 12. Procédé selon l'une des revendications 10 ou 11 dans lequel ladite étape a) comprend le dépôt d'une couche isolante (42) entre ledit substrat flexible et ledit empilement de couches minces et dans lequel, lors de la dite étape d), ladite couche isolante n'est pas supprimée.

10 13. Procédé selon l'une des revendications 10 à 12 dans lequel ledit substrat flexible présente une forme en ruban et ladite étape b) est réalisée en positionnant ledit câble sur la surface dudit empilement de couches minces formant une micro-batterie solide ; puis en enroulant ledit substrat flexible et ledit empilement de couches minces autour dudit câble.

15 14. Procédé selon la revendication 13 dans lequel ledit substrat flexible est enroulé en le faisant passer, avec ledit câble, dans un profil (52).

20 15. Procédé selon l'une des revendications 10 à 14 dans lequel ladite étape c) comprend les opérations suivantes :

c1) agencer une gaine thermo-rétractable (71) autour de ladite structure tubulaire ;

25 c2) provoquer la rétraction de ladite gaine thermo-rétractable autour de ladite structure tubulaire ;

c3) injecter un polymère durcissable (81) dans l'espace vide entre ledit câble et ladite structure tubulaire ;

c4) provoquer le durcissement dudit polymère ; et

c5) éliminer par pelage ladite gaine.

30

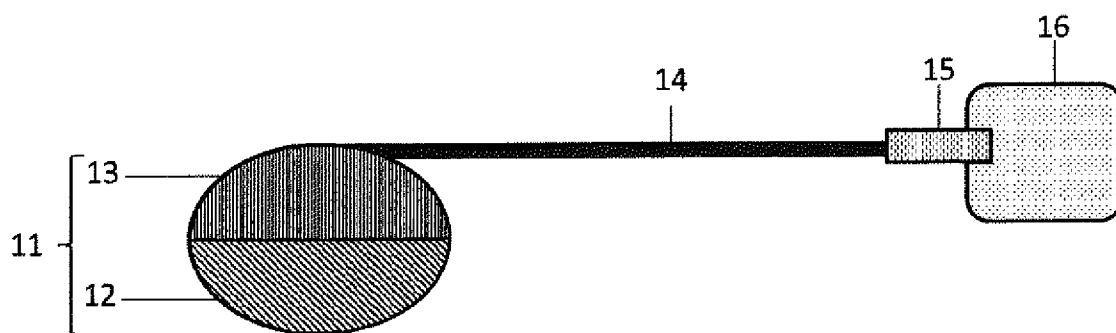


FIG. 1

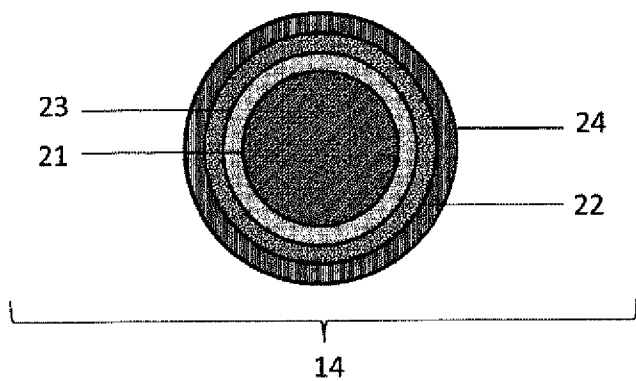


FIG. 2

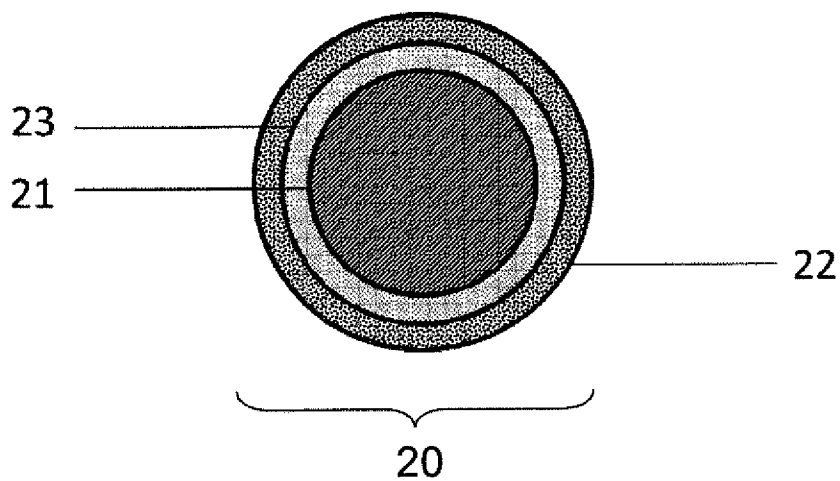


FIG. 4

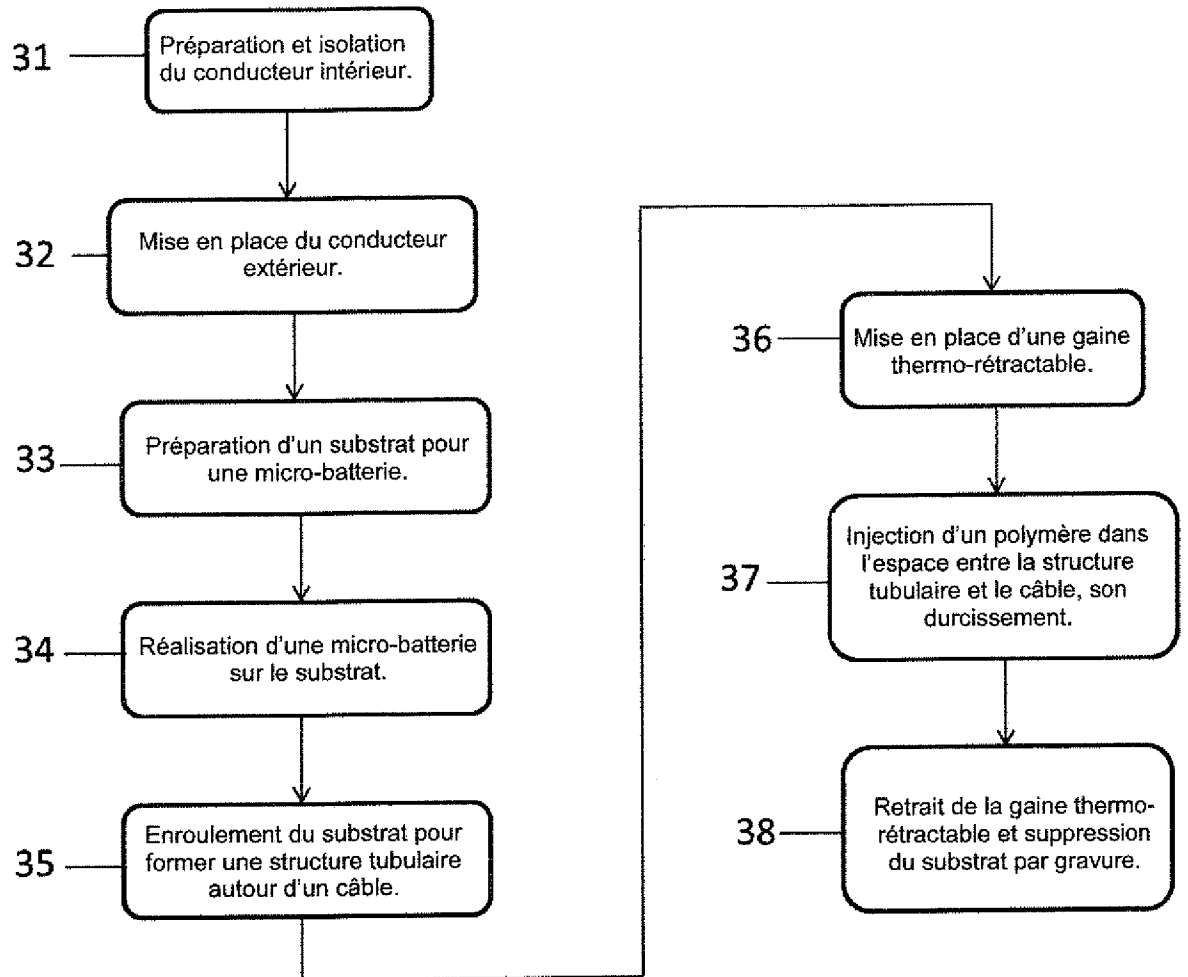


FIG. 3

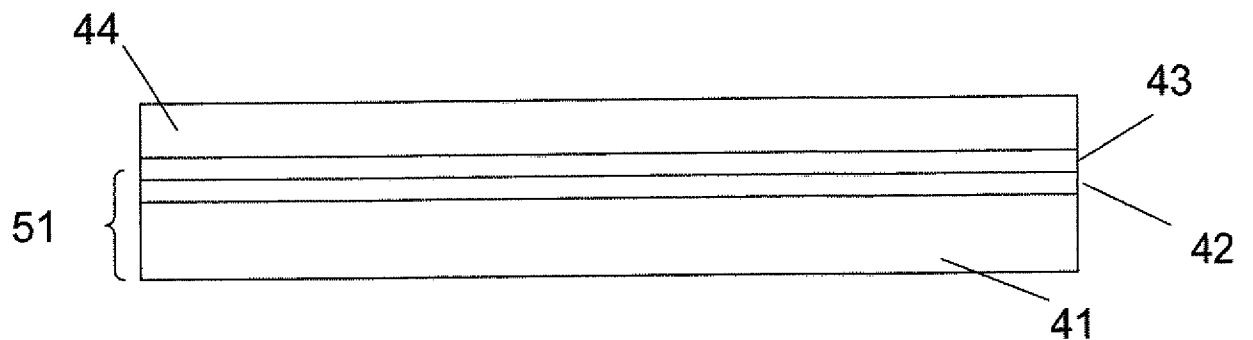


FIG. 5

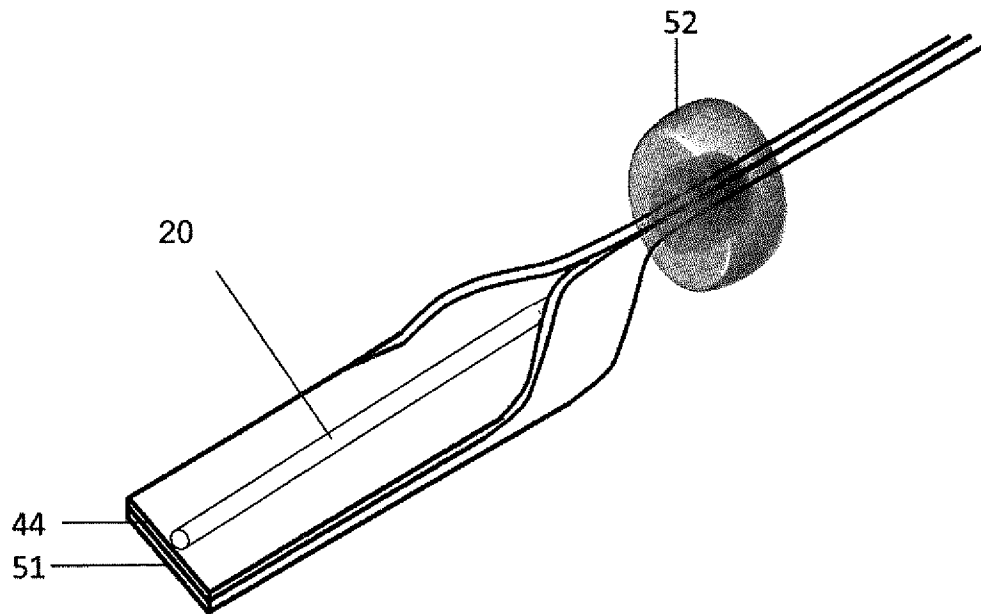


FIG. 6

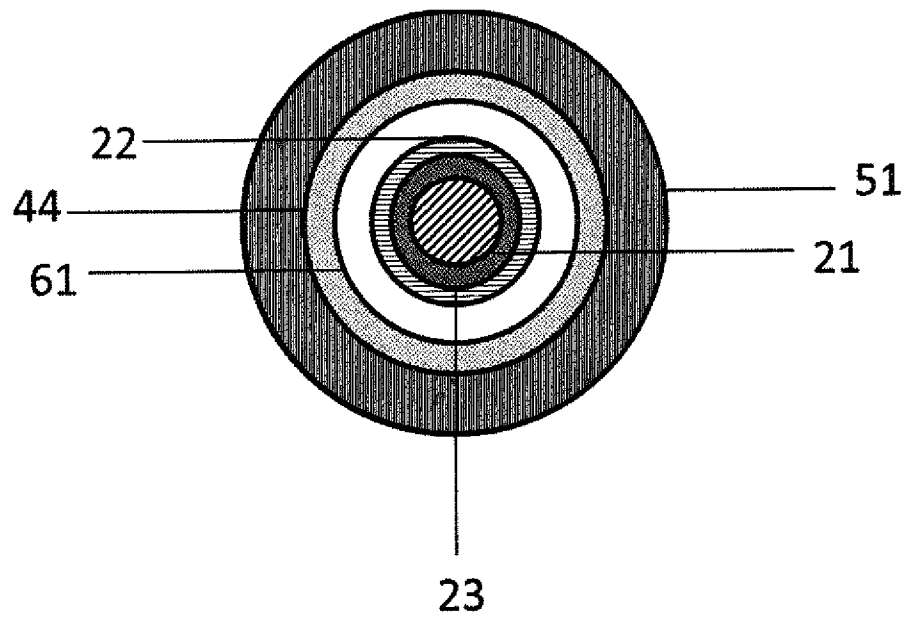


FIG. 7

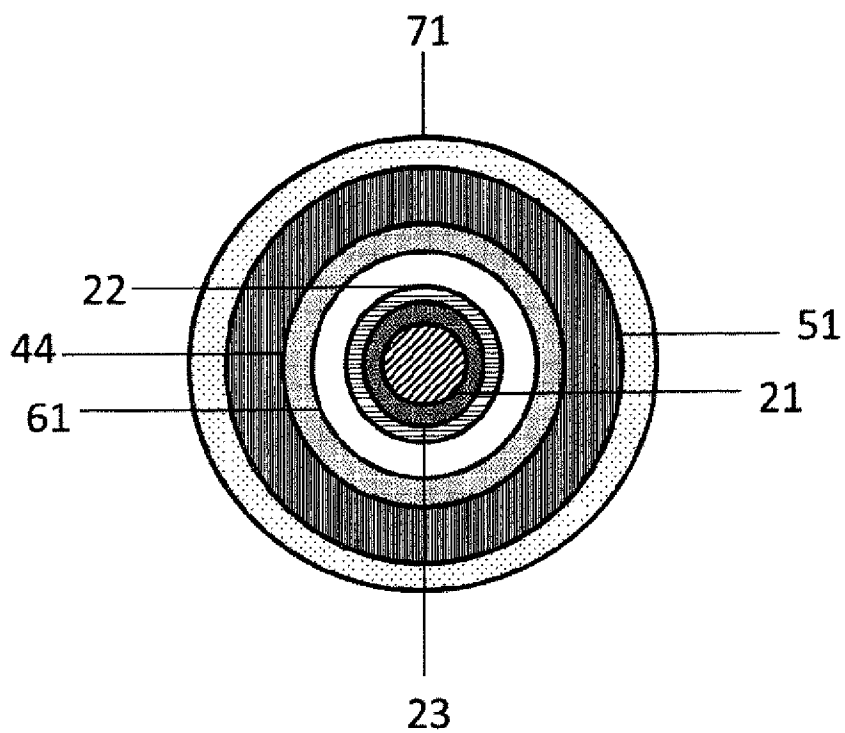


FIG. 8

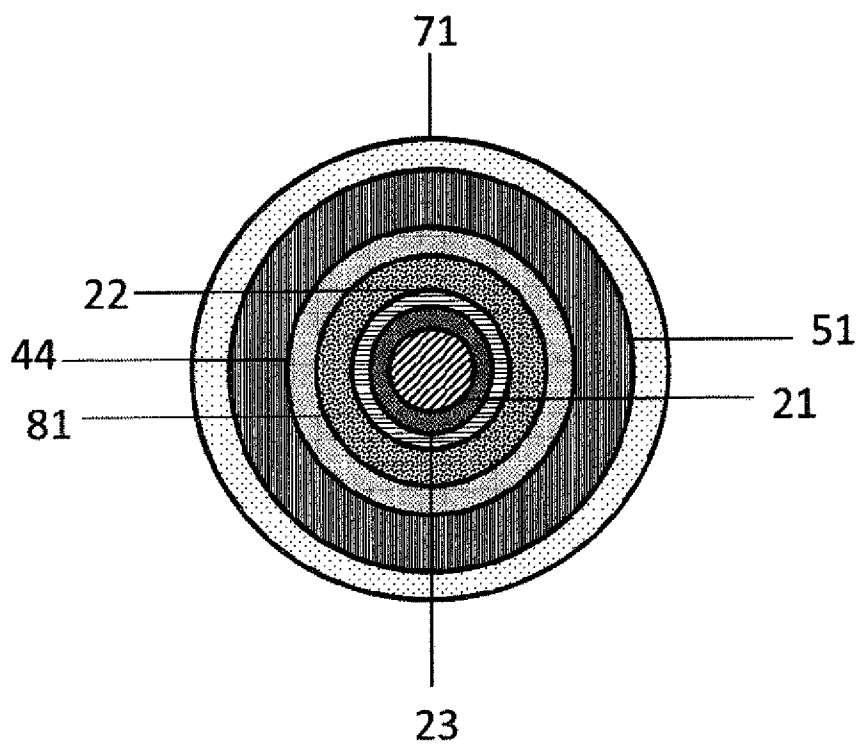


FIG. 9

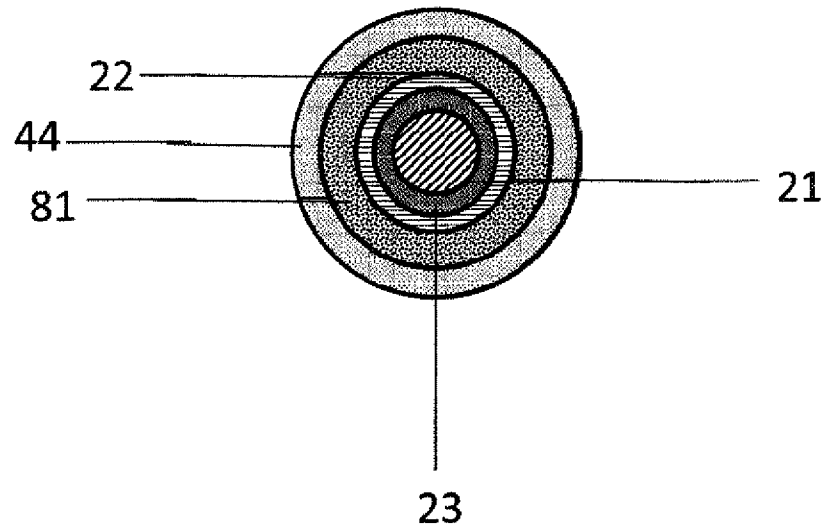


FIG. 10

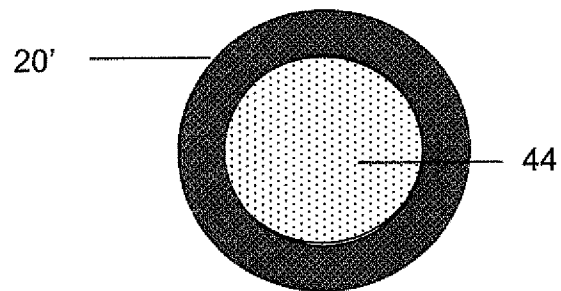


FIG. 11

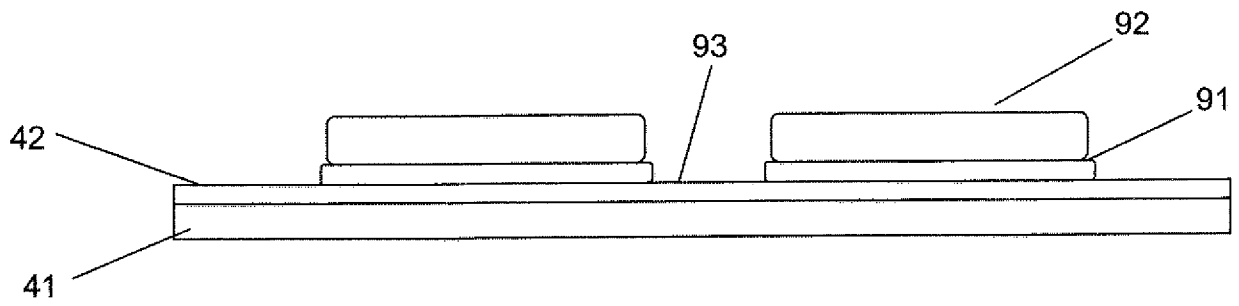


FIG. 12

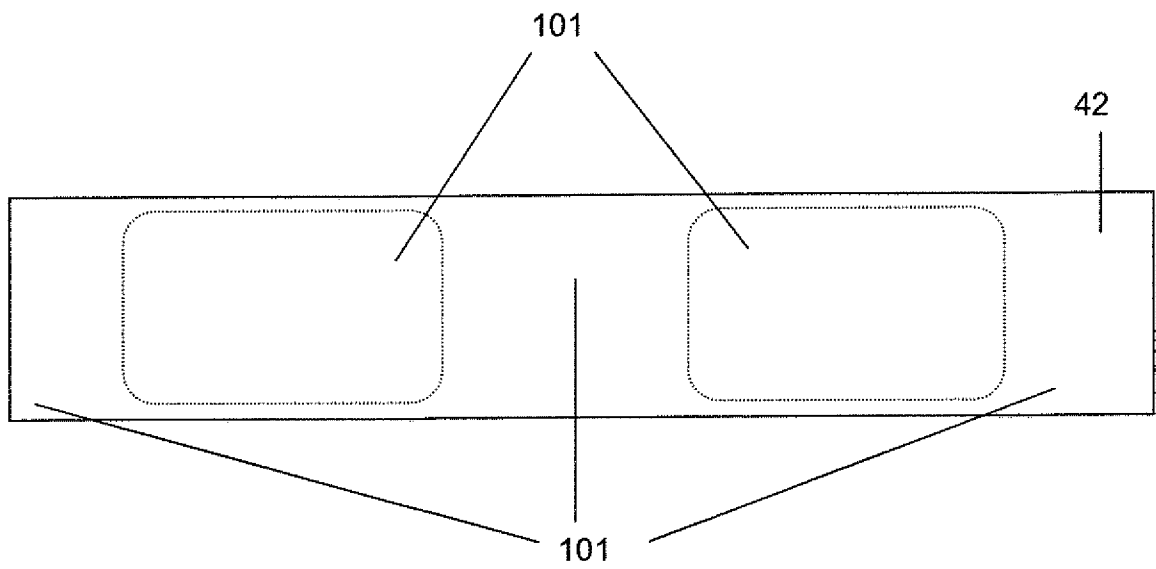


FIG. 13

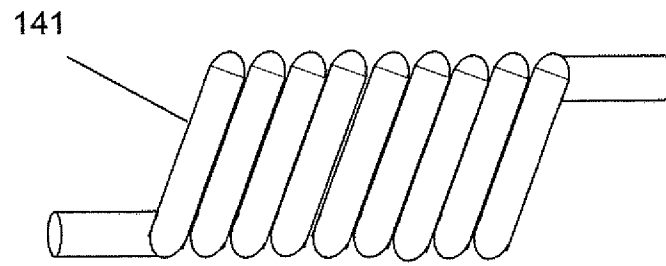


FIG. 14

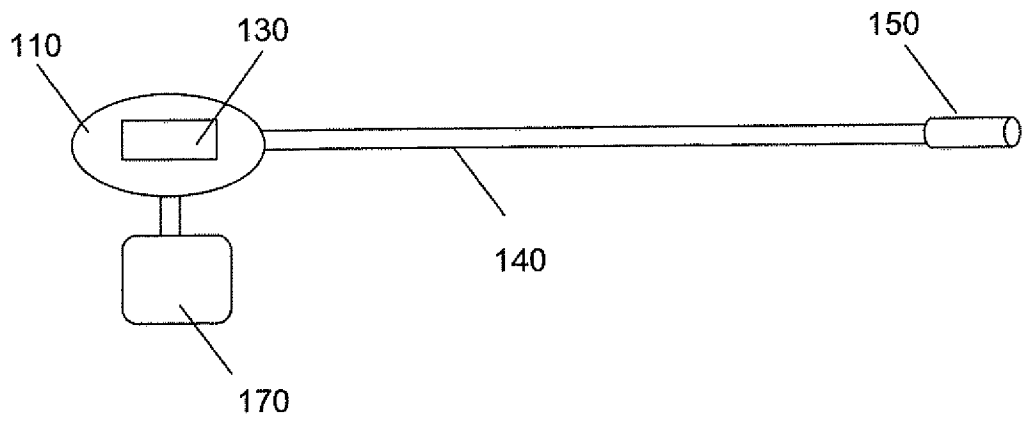


FIG. 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2014/059129

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. H01M10/04 A61N1/05 A61N1/362 H01B7/04 G02B6/036
ADD. H01M10/052 H01M10/0587 H01M6/40

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)

H01M A61N H01B G02B

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 practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/059526 A1 (BENSON MARTIN H [US] ET AL) 27 March 2003 (2003-03-27) paragraph [0124] - paragraph [0126]; claims 1,13,18,81,83; figures 5,7-9 -----	1,2,4-6
X	EP 2 445 043 A1 (LG CHEMICAL LTD [KR]) 25 April 2012 (2012-04-25) paragraphs [0025], [0026], [0037]; figures 1,2 -----	1,2,4-7
X	WO 03/023880 A2 (ITN ENERGY SYSTEMS INC [US]) 20 March 2003 (2003-03-20) page 11, line 5 - page 14, line 15 page 17, line 22 - page 18, line 8; figures 7,8 ----- -/-	1,2,4,5



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 application or patent 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

26 May 2014

Date of mailing of the international search report

04/06/2014

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

Hintermaier, Frank

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2014/059129

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/154394 A1 (BOSTON SCIENT NEUROMODULATION [US]; MURTONEN SALOMO [US]) 15 November 2012 (2012-11-15) the whole document -----	8,9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/059129

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003059526 A1	27-03-2003	US 2003059526 A1 WO 03022461 A1	27-03-2003 20-03-2003
EP 2445043 A1	25-04-2012	CN 102456872 A EP 2445043 A1 JP 2012089503 A KR 20120041490 A US 2012100409 A1	16-05-2012 25-04-2012 10-05-2012 02-05-2012 26-04-2012
WO 03023880 A2	20-03-2003	AU 2002333546 A1 TW 560102 B US 2003064292 A1 US 2005271796 A1 WO 03023880 A2	24-03-2003 01-11-2003 03-04-2003 08-12-2005 20-03-2003
WO 2012154394 A1	15-11-2012	EP 2707913 A1 US 2012290022 A1 WO 2012154394 A1	19-03-2014 15-11-2012 15-11-2012

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/IB2014/059129

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. H01M10/04 A61N1/05 A61N1/362 H01B7/04 G02B6/036 ADD. H01M10/052 H01M10/0587 H01M6/40		
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) H01M A61N H01B G02B		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 2003/059526 A1 (BENSON MARTIN H [US] ET AL) 27 mars 2003 (2003-03-27) alinéa [0124] - alinéa [0126]; revendications 1,13,18,81,83; figures 5,7-9 -----	1,2,4-6
X	EP 2 445 043 A1 (LG CHEMICAL LTD [KR]) 25 avril 2012 (2012-04-25) alinéas [0025], [0026], [0037]; figures 1,2 -----	1,2,4-7
X	WO 03/023880 A2 (ITN ENERGY SYSTEMS INC [US]) 20 mars 2003 (2003-03-20) page 11, ligne 5 - page 14, ligne 15 page 17, ligne 22 - page 18, ligne 8; figures 7,8 ----- -/--	1,2,4,5
☒ 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 26 mai 2014		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 04/06/2014
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 Hintermaier, Frank

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO 2012/154394 A1 (BOSTON SCIENT NEUROMODULATION [US]; MURTONEN SALOMO [US]) 15 novembre 2012 (2012-11-15) le document en entier -----	8,9

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/IB2014/059129

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2003059526 A1	27-03-2003	US 2003059526 A1 WO 03022461 A1	27-03-2003 20-03-2003
EP 2445043 A1	25-04-2012	CN 102456872 A EP 2445043 A1 JP 2012089503 A KR 20120041490 A US 2012100409 A1	16-05-2012 25-04-2012 10-05-2012 02-05-2012 26-04-2012
WO 03023880 A2	20-03-2003	AU 2002333546 A1 TW 560102 B US 2003064292 A1 US 2005271796 A1 WO 03023880 A2	24-03-2003 01-11-2003 03-04-2003 08-12-2005 20-03-2003
WO 2012154394 A1	15-11-2012	EP 2707913 A1 US 2012290022 A1 WO 2012154394 A1	19-03-2014 15-11-2012 15-11-2012