

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

(19) Organisation Mondiale de la  
Propriété Intellectuelle  
Bureau international



(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2016/050972 A1**

(43) Date de la publication internationale  
7 avril 2016 (07.04.2016)

(51) Classification internationale des brevets :  
A61B 5/00 (2006.01)

22 rue Eugène Gonon, F-77000 Melun (FR). **CARREEL, Bruno**; 29 avenue du Général Leclerc, F-75014 Paris (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/EP2015/072859

(74) Mandataire : **CABINET NONY**; 3 rue de Penthièvre, F-75008 Paris (FR).

(22) Date de dépôt international :  
2 octobre 2015 (02.10.2015)

(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, 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.

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
1459531 3 octobre 2014 (03.10.2014) FR

(71) Déposants : **CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE** [FR/FR]; 3 rue Michel Ange, F-75794 Paris Cedex 16 (FR). **ECOLE POLYTECHNIQUE** [FR/FR]; Route de Saclay, F-91128 Palaiseau (FR). **ECOLE NORMALE SUPERIEURE DE CACHAN** [FR/FR]; 61 Avenue du President Wilson, F-94230 Cachan (FR).

(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, ST, 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).

(72) Inventeurs : **BARAKAT, Abdul**; 9 Allée de la Mare l'Oiseau, F-91190 Gif-sur-Yvette (FR). **BOZSAK, Franz**; 10 Allée Gabrielle d'Estrées, F-92340 Bourg-la-Reine (FR). **BONNASSIEUX, Yvan, Eric**; 32 Rue Boussingault, F-75013 Paris (FR). **LE PIOUFLE, Bruno**; 17 rue de la Reine Blanche, F-75013 Paris (FR). **FRANCAIS, Olivier**;

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : MEDICAL DEVICE PROVIDED WITH SENSORS HAVING VARIABLE IMPEDANCE

(54) Titre : DISPOSITIF MEDICAL MUNI DE CAPTEURS A IMPEDANCE VARIABLE

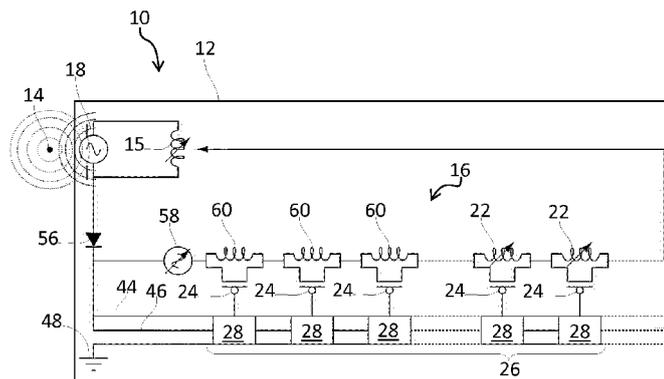


Fig. 1

(57) Abstract : The invention relates to a medical device (12) comprising an electrical measurement circuit (16), in which are connected at least two sensors (22) with variable impedance according to a physical magnitude detected, an electric energy source (18) for powering the electric measurement circuit (16), an antenna (18) for emitting an electromagnetic field in accordance with the impedance of the electrical measurement circuit (16), each of the sensors (22) being associated with a switch (24) so as to short-circuit the sensor (22) in said measurement circuit (16), the medical device (12) also including a system (26) for controlling the switches (24) in order consecutively to control the opening or the closing of the switches (24), according to predetermined configurations. In particular, the medical device (12) can be used on the human body or implanted in the human body.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



WO 2016/050972 A1

**Publiée :**

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

---

L'invention concerne un dispositif médical (12) comprenant un circuit électrique de mesure (16), dans lequel sont branchés au moins deux capteurs (22) à impédance variable en fonction d'une grandeur physique captée, une source d'énergie électrique (18) pour alimenter le circuit électrique de mesure (16), une antenne (18) pour émettre un champ électromagnétique fonction de l'impédance du circuit électrique de mesure (16), chacun des capteurs (22) étant associé à un interrupteur (24) pour court-circuiter le capteur (22) dans ledit circuit de mesure (16), le dispositif médical (12) comprenant en outre un système (26) de commande des interrupteurs (24) pour successivement commander l'ouverture ou la fermeture des interrupteurs (24), selon des configurations déterminées. Le dispositif médical (12) peut notamment être applicable sur le corps humain ou implantable dans le corps humain.

## DISPOSITIF MEDICAL MUNI DE CAPTEURS A IMPEDANCE VARIABLE

**DISPOSITIF MEDICAL MUNI DE CAPTEURS**

La présente invention concerne un dispositif médical muni de capteurs. L'invention vise également un système médical comprenant un tel dispositif médical et un procédé d'interrogation d'un tel dispositif médical, notamment dans un système  
5 médical.

L'invention vise notamment un dispositif médical implantable tel un stent (parfois également appelé « endoprothèse artérielle », « tuteur vasculaire » voire même simplement « ressort ») muni de capteurs.

Un stent est un dispositif de forme tubulaire réalisé par un maillage  
10 déformable, notamment en métal ou en un matériau polymère biodégradable. Le stent est introduit dans le corps d'un patient dans un état replié, mailles fermées, puis est étendu à l'intérieur du corps du patient, par exemple par angioplastie qui provoque le déploiement des mailles. Le stent, déployé, permet de maintenir ouverte une cavité dans le corps du patient. Il est connu que la mise en place d'un stent peut notamment  
15 provoquer une inflammation des tissus, une hyperplasie et/ou une coagulation de sang.

Par conséquent, un stent peut être muni de capteurs, qui permettent de surveiller l'état des tissus autour du stent pour, éventuellement, adapter le traitement du patient en conséquence. Des capteurs peuvent également être prévus pour s'assurer que le stent remplit sa fonction de maintien d'une cavité ouverte.

Il est connu d'interroger un stent, c'est-à-dire de recueillir une information  
20 provenant de ce stent, à l'aide d'un dispositif d'interrogation sans contact, conservé à l'extérieur du patient. Généralement, un tel dispositif d'interrogation sans contact est conformé pour mesurer un champ électromagnétique émis par le stent implanté dans le patient.

Le brevet EP-B-2 271 933 décrit ainsi un procédé pour caractériser des cellules  
25 au voisinage d'un dispositif médical implanté dans un patient, notamment un stent, par des mesures d'impédance à différentes fréquences.

La demande WO-A-2009/1 361 677 décrit un dispositif médical implantable tel qu'un stent, présentant une surface conductrice d'électricité et un capteur  
30 d'impédance pour mesurer l'impédance de la surface conductrice du dispositif médical implantable, à différentes fréquences, en utilisant la surface conductrice comme

électrode. Les mesures effectuées sont utilisées pour déterminer le degré de resténose des tissus au niveau du dispositif implantable, c'est-à-dire l'épaisseur de tissu ayant poussé au niveau de la surface conductrice du dispositif médical implantable.

Ces documents enseignent des méthodes donnant une information globale sur le dispositif implantable, sans permettre d'obtenir indépendamment les mesures  
5 réalisées par chaque capteur dont est muni le dispositif médical implantable.

Par ailleurs, il est connu de US-B-8 478 378, un stent muni de capteurs répartis sur sa surface interne, orientée vers le passage à travers le stent, ou surface « luminale ». Les capteurs sont configurés pour envoyer un signal de sortie caractéristique propre en  
10 réponse à une excitation. Le signal caractéristique propre peut notamment être une longueur d'onde propre à chacun des capteurs. US-B-8 478 378 indique qu'ainsi un signal de sortie incluant des signaux de tous ou de la plupart des capteurs suggère qu'un grand nombre de capteurs ne sont pas recouverts d'une couche de cellules endothéliales.

Enfin, la demande WO-A-2011/121581 décrit un dispositif médical implantable capable de répondre à un champ électromagnétique d'interrogation émis  
15 par un dispositif d'interrogation distant. Le dispositif médical implantable est muni d'une pluralité de modulateurs constitués par des puces RFID (de l'anglais « Radio-Frequency IDentification » ou radio-identification). Les puces RFID sont adaptées pour que le dispositif médical implantable réponde à un champ électromagnétique  
20 d'interrogation selon une modulation générant un code d'identification respectif unique.

L'utilisation de puces RFID comme capteurs dans le dispositif médical limite cependant le nombre de capteurs dont il peut être muni. La multiplication des puces RFID augmente en effet d'autant le prix du dispositif médical. Ces puces RFID ne peuvent, en outre, être utilisées que comme capteurs d'impédance. Par ailleurs, selon ce  
25 document, le dispositif médical doit être au moins en partie en un matériau métallique ayant une bonne conduction électrique. Enfin, selon ce document, les puces RFID doivent être implantée dans la structure même du dispositif médical implantable, rendant la réalisation de celui-ci particulièrement complexe.

Il est également connu de WO-A-01/37 726 ou US-B-6 206 835, des dispositifs  
30 médicaux implantables. Ces dispositifs médicaux comportent une structure implantable dans le corps pour assister la réalisation d'une fonction vitale dans le corps. Un ou

plusieurs capteurs sont associés à cette structure implantable, qui permet(tent) de mesurer un paramètre associé à la structure. Enfin, ces dispositifs médicaux comportent un circuit de communication couplé au(x) capteur(s) pour délivrer un signal fonction du paramètre mesuré et pour transmettre ce signal à un dispositif de réception, à l'extérieur du corps, de manière non invasive.

L'invention a pour objectif de pallier les problèmes évoqués plus haut. Notamment, l'invention a pour objectif de proposer un dispositif médical de structure simple et donc de coût limité, permettant de distinguer les grandeurs mesurées par différents capteurs dont est muni le dispositif médical. Dans un mode de réalisation préféré, le dispositif médical est implantable dans le corps du patient et configuré pour permettre de déterminer, sans intrusion dans le corps du patient, s'il est correctement implanté.

L'invention propose un dispositif médical comprenant un circuit électrique de mesure, dans lequel sont branchés au moins deux capteurs à impédance variable en fonction d'une grandeur physique captée, une source d'énergie électrique pour alimenter le circuit électrique de mesure, une antenne pour émettre un champ électromagnétique fonction de l'impédance du circuit électrique de mesure, chacun des capteurs étant associé à un interrupteur pour court-circuiter le capteur dans ledit circuit de mesure, le dispositif médical comprenant en outre un système de commande des interrupteurs pour successivement commander l'ouverture ou la fermeture des interrupteurs, selon des configurations déterminées.

Ainsi, selon l'invention, le dispositif médical est muni de tout type de capteurs à impédance variable reliés ensemble dans un circuit dit de mesure. Un système de commande permet de court-circuiter les différents capteurs selon des configurations prédéterminées, de sorte que le champ électromagnétique émis par le dispositif médical correspond à la configuration du circuit de mesure. En réalisant des mesures successives, correspondant à des configurations linéairement indépendantes – par exemple un capteur court-circuité à la fois ou tous les capteurs court-circuités à la fois sauf un – il est très facilement possible d'obtenir une information qualitative sur les valeurs mesurées par chacun des capteurs du dispositif médical, disposés à des emplacements connus sur le dispositif médical.

Par « court-circuiter un capteur », on entend créer une configuration du circuit telle que le courant traversant le capteur est nul, les autres capteurs pouvant être alimenté en courant. En d'autres termes, « court-circuiter un capteur » signifie ici couper l'alimentation en courant de ce capteur.

- 5 De préférence, le dispositif médical comporte une ou plusieurs des caractéristiques suivantes, prises seules ou en combinaison :
- le dispositif médical est implantable dans le corps humain ou applicable sur le corps humain ;
  - chaque interrupteur est formé par un ou des transistors, notamment un ou des  
10 des transistors à effet de champs FET, plus particulièrement un ou des transistors à effet de champs à grille métal-oxyde MOS-FET, à enrichissement ou à appauvrissement, à canal N ou à canal P, un ou des MEMS, ou un ou des interrupteurs mécaniques ;
  - le système de commande des interrupteurs comporte un circuit de  
15 commande, alimenté par la source d'énergie électrique, et conformé, de préférence, pour commander successivement l'ouverture ou la fermeture des différents interrupteurs, les uns après les autres ;
  - le système de commande comporte des composants implantés directement dans le circuit de mesure, de préférence pour commander successivement  
20 l'ouverture ou la fermeture des différents interrupteurs, les uns après les autres ;
  - chaque ensemble d'un interrupteur et d'un capteur est monté en série et les ensembles d'un interrupteur et d'un capteur sont montés en parallèle les uns par rapport aux autres ;
  - chaque ensemble d'un interrupteur et d'un capteur est monté en parallèle  
25 et les ensembles d'un interrupteur et d'un capteur sont montés en série les uns des autres ;
  - la source d'énergie électrique comporte une surface conductrice de courant du dispositif médical, adaptée à induire un courant électrique sous l'effet  
30 d'un champ électromagnétique ;

- au moins un des capteurs est disposé sur une surface du dispositif médical, destinée à être en contact avec une partie du corps sur laquelle le dispositif est appliqué ou dans laquelle le dispositif est implantable ;
- l'antenne est formée par une partie au moins du dispositif médical ;
- 5 - le circuit de mesure comporte une pluralité d'impédances déterminées, associées chacune à un interrupteur dont l'ouverture et la fermeture sont commandées par le système de commande ;
- le dispositif médical est implantable dans le corps humain et est choisi parmi le groupe comprenant :
  - 10 - un tuteur vasculaire ou stent, au moins un capteur étant de préférence disposé sur une surface abluminale du tuteur vasculaire,
  - une valve cardiaque,
  - un stimulateur cardiaque,
  - un implant cochléaire,
  - 15 - un implant pour la gorge,
  - un implant orthopédique, ou
  - un tissu cellulaire ;
  - chaque capteur est choisi parmi :
    - un capteur de cisaillement,
    - 20 - un capteur de pression,
    - un capteur d'impédance,
    - un capteur de dissipation de chaleur,
    - une jauge de contrainte, et
    - un capteur de débit, notamment du type à fil chaud ; et
  - 25 - le dispositif médical implantable est un tuteur vasculaire avec au moins un capteur d'impédance disposé sur une surface abluminale du tuteur vasculaire.

L'invention se rapporte également à un système médical comprenant un dispositif médical tel que décrit ci-avant dans toutes ses combinaisons et une unité de réception d'informations depuis le dispositif médical, comprenant des moyens pour  
30 capter le champ électromagnétique émis par l'antenne du dispositif médical.

Le système médical peut comprendre en outre une unité d'interrogation du dispositif médical, de préférence confondue avec l'unité de réception d'information, comprenant de préférence des moyens pour émettre un champ électromagnétique adapté à créer un courant induit dans le circuit de mesure du dispositif médical.

5 Le système médical peut encore comprendre une unité de traitement des informations reçues par l'unité de réception, par exemple un ordinateur.

L'invention concerne également un procédé d'interrogation d'un dispositif médical tel que décrit ci-avant dans toutes ses combinaisons, notamment dans un système médical tel que décrit ci-avant dans toutes ses combinaisons, comprenant les

10 étapes consistant à :

- alimenter le circuit de mesure du dispositif médical,
- activer le système de commande pour qu'il commande successivement l'ouverture ou la fermeture de chacun des interrupteurs, selon des configurations déterminées, et
- 15 - mesurer le champ électromagnétique émis par l'antenne du dispositif médical.

Les figures annexées feront bien comprendre comment l'invention peut être réalisée. Sur ces figures, des références identiques désignent des éléments semblables.

La figure 1 représente schématiquement un premier exemple de système

20 médical comprenant un dispositif médical.

La figure 2 représente schématiquement un détail du circuit électrique du stent de la figure 1.

La figure 3 représente schématiquement un second exemple de système médical comprenant un dispositif médical.

25 La figure 4 représente schématiquement un troisième exemple de système médical comprenant un dispositif médical.

La figure 5 montre schématiquement un détail du dispositif médical de la figure 4.

La figure 6 représente schématiquement un quatrième exemple de système

30 médical comprenant un dispositif médical.

Dans la suite de la description, les éléments identiques ou de fonction identique, portent le même signe de référence dans les différents modes de réalisation. À fin de concision de la présente description, ces éléments ne sont pas décrits en regard de chacun des modes de réalisation, seules les différences entre les modes de réalisation  
5 étant décrites.

La figure 1 illustre schématiquement un système médical 10 comprenant un dispositif médical implantable 12 et une unité 14, ici unique, d'interrogation du dispositif médical 12 et de réception d'informations depuis ce même dispositif médical 12. Bien entendu, les unités d'interrogation et de réception d'informations peuvent, en  
10 variante, être distinctes. Le système médical 10 peut en outre comprendre une unité de traitement des informations reçues par l'unité de réception, par exemple un ordinateur.

Le dispositif médical implantable 12 comporte une impédance variable 15. La valeur de cette impédance variable 15 est commandée par une unité de commande non représentée, en fonction de l'impédance dans un circuit de mesure 16, reliant  
15 notamment les différents capteurs 22 du dispositif médical implantable. Le dispositif médical implantable 12 comporte encore une source d'énergie électrique, ici une source de courant électrique formée par le corps 18 du dispositif médical implantable 12. En effet, sous l'effet d'un champ électromagnétique émis par l'unité d'interrogation 14, le corps 18 du dispositif médical implantable 12 induit un courant. En variante, une  
20 antenne ou un induit séparé(e) et électriquement isolé(e) du corps 18 du dispositif médical implantable 12 peut également être prévu, notamment dans le cas où le dispositif médical implantable 12 n'est pas adapté, en tout ou partie, à avoir une fonction d'induit. Dans ce dernier cas notamment, une source d'énergie électrique pour le circuit de mesure peut comporter une surface conductrice de courant du dispositif médical  
25 implantable, adaptée à induire un courant électrique sous l'effet d'un champ électromagnétique. Une batterie ou pile électrique peut également être prévue comme source d'énergie électrique pour le dispositif médical implantable 12.

Le corps 18 du dispositif médical implantable 12 sert ici également d'antenne émettrice, pour émettre un champ électromagnétique vers l'extérieur du corps dans  
30 lequel le dispositif médical implantable est implanté. Par exemple, à intensité du courant induit constante de la source d'énergie électrique, l'intensité de ce champ dépend

directement de l'impédance variable 15, fonction de l'impédance dans le circuit de mesure 16. Ainsi, l'intensité ou une norme du champ électromagnétique émis par le corps 18 du dispositif médical implantable 12 (ou plus généralement de l'antenne émettrice) est fonction de l'impédance du circuit de mesure 16. En variante, le dispositif médical implantable 12 peut comporter une antenne distincte du corps du dispositif médical implantable ou l'antenne peut être formée par une partie au moins du dispositif médical implantable.

Le dispositif médical implantable 12 est par exemple un stent. Le stent est un dispositif métallique tubulaire, de préférence maillé, glissé dans une cavité naturelle humaine (ou animale) pour la maintenir ouverte, comme décrit précédemment en introduction. Le stent peut par exemple être en alliage métallique ou en matériau polymère, mais d'autres matériaux sont également envisageables.

Le dispositif médical implantable 12 est muni de capteurs 22 à impédance variable en fonction de la grandeur physique qu'ils captent. Par grandeur physique, on entend ici toute propriété de la science de la nature qui peut être quantifiée par la mesure ou le calcul, et dont les différentes valeurs possibles s'expriment à l'aide d'un nombre réel quelconque ou d'un nombre complexe. Une grandeur physique inclut donc, par exemple, une longueur, un courant électrique, une tension, une impédance, une concentration en un élément chimique ou même la présence et/ou la concentration d'un élément biologique ou biochimique.

Les capteurs 22 sont répartis sur la surface du dispositif médical implantable. Dans le cas particulier du stent décrit ici, les capteurs 22 peuvent notamment être répartis :

- uniquement sur la surface « abluminale » du corps du stent, c'est-à-dire la surface opposée à la lumière à travers le stent, destinée à être en contact avec la paroi de la cavité à maintenir ouverte mais par sur la surface luminale ; ou
- uniquement sur la surface luminale mais pas sur la surface abluminale ; ou
- à la fois sur les surfaces luminale et abluminale ; et
- sur les surfaces reliant les surfaces luminale et abluminale.

Les capteurs peuvent être enduits d'un agent actif, par exemple pour limiter l'hyperplasie des tissus en contact avec le dispositif médical implantable, notamment quand ils sont positionnés sur la surface abluminale d'un stent ou plus généralement sur la surface extérieure d'un dispositif médical implantable destiné à être en contact avec la paroi de la cavité dans laquelle le dispositif médical est implantable.

Il est à noter que le positionnement d'un seul capteur, notamment d'un capteur de pression, sur la surface abluminale d'un stent, ou plus généralement sur la surface extérieure d'un dispositif médical implantable permet déjà d'avoir une information relative au mauvais positionnement du stent ou du dispositif médical implantable dans la cavité. Si la pression mesurée est faible (i.e. inférieure à une pression seuil), il est probable que le capteur n'est pas en contact avec une paroi de la cavité, mais plutôt avec du sang, par exemple. Dans le cas où deux capteurs ou plus sont disposés sur la surface abluminale ou extérieure, l'information peut être obtenue avec plus de précision en comparant les valeurs mesurées par les capteurs les unes avec les autres.

De préférence, les capteurs sont disposés aux emplacements du dispositif médical implantable, notamment d'un stent, subissant les déformations les moins importantes lors de la mise en place du dispositif médical implantable, ceci afin d'éviter d'endommager les capteurs.

Chacun des capteurs peut notamment être choisi parmi :

- un capteur de cisaillement,
- un capteur de pression,
- un capteur d'impédance,
- un capteur de dissipation de chaleur,
- une jauge de contrainte, et
- un capteur de débit du type « capteur à fil chaud » (de l'anglais « hot wire sensor »).

Les capteurs 22 sont des capteurs à impédance variable, c'est-à-dire des capteurs dont l'impédance varie en fonction de l'amplitude ou de l'intensité de la grandeur physique captée. Par suite, en cas de variation de l'amplitude de la grandeur physique captée par un capteur du dispositif médical implantable 12, l'impédance de ce capteur varie dans le circuit de mesure 16, de sorte que, en l'absence de toute autre

variation dans le circuit de mesure 16, l'impédance du circuit de mesure 16 varie également.

Comme illustré, chaque capteur 22 est associé à un interrupteur 24 adapté à court-circuiter le capteur 22 auquel il est associé. Ici, ceci est réalisé en montant l'interrupteur 24 en dérivation (ou en parallèle) du capteur 22 auquel il est associé. Les capteurs 22 sont ici montés en série dans le circuit de mesure 16. Pour des raisons de facilité de réalisation et de miniaturisation, chaque interrupteur est ici réalisé par un transistor 24, en l'espèce un transistor MOS-FET au silicium, plus précisément un transistor MOS-FET à canal N, à enrichissement (ou n-MOS). Dans d'autres modes de réalisations, chaque interrupteur ou certains interrupteurs peuvent être réalisés par un autre type de transistor, notamment par un transistor FET, un transistor MOS-FET à appauvrissement, notamment un transistor MOS-FET à canal P à appauvrissement, par un MEMS (de l'anglais « Microelectromechanical system », ou par un interrupteur mécanique.

La figure 1 illustre en outre un système 26 de commande des interrupteurs 24, adapté à successivement commander l'ouverture ou la fermeture des interrupteurs 24 selon des configurations déterminées. Ici, le système de commande 26 comporte des modules de commande 28 disposés en série les uns des autres, chaque module de commande 28 étant adapté à commander l'ouverture ou la fermeture de l'interrupteur 24 auquel il est associé.

Dans le cas d'espèce, le système de commande 26 est conformé pour normalement maintenir fermés les interrupteurs 24 et pour les ouvrir successivement puis pour les refermer de sorte qu'à chaque instant un unique interrupteurs 24 est ouvert.

Pour ce faire, chaque module de commande 28 est formé ici d'un circuit logique, réalisé au moyen de transistors 30, 32, 34, 36, 38, d'une résistance 40 et d'un condensateur 42. La résistance 40 et le condensateur 42 introduisent un temps de charge du condensateur 42 et un temps de décharge de ce même condensateur 42 dans le circuit logique. Pendant ces temps de charge et décharge, le module de commande 28 commande l'ouverture de l'interrupteur 24 associé. L'interrupteur 24 est maintenu fermé le reste de temps, court-circuitant alors le capteur 22 associé.

Plus précisément, et comme représenté sur la figure 2, ici, chaque module de commande 28 est réalisé au moyen de trois transistors 32, 34, 38 à canal P et deux transistors 30, 36 à canal N, comme suit (seules les liaisons ci-dessous sont réalisées) :

- 5 - des première et deuxième branches 44, 46 du circuit de mesure 16 sont branchées en parallèles,
- la grille du premier transistor 30 et la grille du deuxième transistor 32 sont reliées ensemble, ainsi qu'à la source du troisième transistor 34 et à la deuxième branche 46 du module de commande 28 précédant ;
- 10 - la grille du quatrième transistor 36 et la grille du cinquième transistor 38 sont reliées ensemble ainsi qu'à une borne de la résistance 40 et à une borne du condensateur 42 ;
- la source du premier transistor 30, la source du quatrième transistor 36 et une borne du condensateur 42 sont reliées à la masse 48 ;
- 15 - l'autre borne de la résistance 40, qui n'est pas reliée au condensateur 42, est reliée au drain du premier transistor 30 et au drain du deuxième transistor 32 ;
- le drain du quatrième transistor 36 et le drain du cinquième transistor 38 sont reliés ensemble à la deuxième branche 46 du module de commande 28 suivant, ainsi que la grille du troisième transistor 34 ;
- 20 - la source du deuxième transistor 32 et la source du cinquième transistor 38 sont reliés ensemble à la première branche 44 du module de commande 28 précédant ;
- le drain du troisième transistor 34 est relié à la grille du transistor 24 ayant une fonction d'interrupteur pour court-circuiter le capteur 22.

25 Avec un tel système de commande, la tension aux bornes du circuit de mesure 16, qui est égale à la somme des tensions aux bornes de chacun des capteurs montés en série dans le circuit de mesure, présente des pics successifs qui sont représentatifs de la tension aux bornes de chacun des capteurs. À chacun des pics successifs, représentatifs  
30 chacun de la tension aux bornes d'un capteur 22, correspond une intensité du champ électromagnétique émis par le corps 18 du dispositif médical implantable 12 ayant une fonction d'antenne émettrice.

Sur la figure 1, on constate la présence d'un redresseur 56 ainsi que d'un générateur de courant alternatif 58 dans le dispositif médical implantable 12. Ils permettent respectivement d'alimenter le circuit de commande 26 en courant continu et le circuit de mesure 16 avec un courant ayant une fréquence distincte de, notamment inférieure à, la fréquence du courant induit dans l'antenne 18. Ceci est peut être utile car la fréquence du courant induit est fonction du champ électromagnétique émis par l'unité 14, laquelle fréquence est de préférence choisie pour que l'onde électromagnétique soit peu absorbée par les tissus traversés. L'utilisation d'une telle fréquence dans le circuit de mesure pourrait nuire à la précision des mesures effectuées.

Le circuit de mesure 16 est par ailleurs complété sur la figure 1, par une combinaison d'ensembles d'une impédance 60, fixe et connue, et d'un interrupteur 24, commandé par un module de commande 28, comme cela est le cas pour les interrupteurs 24 associés aux capteurs 22. Cette combinaison d'impédances connues permet d'identifier le dispositif médical implantable interrogé, par exemple en associant une combinaison d'impédances 60 unique et connue à chaque dispositif médical implantable 12. Ceci est particulièrement utile dans le cas où plusieurs tels dispositifs médicaux implantables ont été implantés dans le corps d'un même patient. Certains pics de champ électromagnétique mesurés sont alors utilisés pour identifier le dispositif médical implantable 12, les autres pics pour déterminer les valeurs mesurées par chacun des capteurs du dispositif médical implantable 12 identifié. Par exemple, les premiers pics de champ électromagnétique mesurés peuvent être utilisés pour identifier le dispositif médical implantable 12 et les pics ultérieurs pour déterminer les valeurs mesurées par chacun des capteurs du dispositif médical implantable 12 identifié. En outre, ces impédances étant connues, elles permettent également de calibrer le système médical 10. En d'autres termes, ces impédances connues permettent de quantifier plus précisément les valeurs mesurées par les différents capteurs des différents dispositifs médicaux implantables.

La figure 3 représente un deuxième exemple de système médical 100. Ce système médical est sensiblement identique à celui décrit précédemment. Cependant, dans ce mode de réalisation, dans le circuit de mesure 16 du dispositif médical implantable 12, les impédances 60 connues et les capteurs sont montés en série avec

l'interrupteur 24 qui leur est associé, les ensembles formés d'une impédance 60 ou d'un capteur 22 et d'un interrupteur 24 étant montés en parallèle (ou en dérivation) les uns des autres. Par suite, les modules de commande 28 étant identiques à ceux décrits précédemment, le champ électromagnétique émis suite à la création d'un courant induit, correspond à la somme de toutes les impédances 60 et de tous les capteurs 22, moins un(e), chacune des impédances 60 et des capteurs 22 étant court-circuité(e) successivement.

En variante, bien entendu, on peut réaliser un module de commande 28 ayant un fonctionnement différent, qui commande la fermeture de l'interrupteur 24 durant un intervalle de temps seulement, l'interrupteur 24 étant ouvert le reste du temps. Un tel fonctionnement peut également être obtenu en conservant le module de commande 28 comme décrit précédemment et en remplaçant les transistors MOS-FET à enrichissement mis en œuvre en tant qu'interrupteurs 24 par des transistors MOS-FET à appauvrissement.

Les figures 4 et 5 illustrent un autre exemple de système médical 200. Selon cet exemple, la commande de l'interrupteur 24 de court-circuit du capteur 22 ou d'une impédance connue 60 est directement implantée dans un module 62 comprenant également l'impédance connue 60 ou le capteur 22, et l'interrupteur 24, ici réalisé par un transistor. Comme pour les autres exemples déjà décrits, une résistance 40 et un condensateur 42 sont mis en œuvre pour commander l'interrupteur 24 de telle sorte qu'il court-circuite l'impédance 60 ou le capteur 22 sauf durant un intervalle de temps de charge du condensateur 42.

Ici, comme représenté à la figure 5, chaque module 62 est réalisé comme suit :

- les première et deuxième branches 44, 46 sont en parallèles ;
- une borne du capteur 22 ou de l'impédance 60 est reliée à la masse 48 ;
- l'autre borne du capteur 22 ou de l'impédance 60 est reliée au drain du transistor 24 ;
- la grille du deuxième transistor 66 est reliée à la deuxième branche 46 du module 62 précédant ;
- le drain du deuxième transistor 66 est relié à la première branche 44 des modules 62 précédant et suivant ;

- la source du deuxième transistor 66 est reliée à la source du transistor 24 et à une diode 64 ;
- l'autre borne de la diode 64, qui n'est pas reliée aux transistors 24, 66, est relié à une borne d'une impédance 40 fixe ;
- 5 - l'autre borne de l'impédance 40, qui n'est pas reliée à la diode 64, est reliée à la grille du transistor 24, à une borne d'un condensateur 42, relié par son autre borne à la masse 48, et à la deuxième branche 46 du module 62 suivant.

Comme pour les exemples précédents, du fait de la configuration des modules  
10 62, chaque capteur 22 et impédance 66 est successivement relié(e) à l'antenne 18 pour être alimenté(e), les autres capteurs 22 et impédances 66 étant pour leur part court-circuités.

Enfin, la figure 6 représente un quatrième exemple de mode de réalisation d'un système médical 300. Ce système médical 300 se distingue du précédent exemple 200,  
15 en ce que le circuit de mesure 16 est directement relié à l'antenne 18 pour l'émission d'un champ électromagnétique, sans l'intermédiaire d'une impédance variable distincte (le circuit de mesure 16 ayant lui-même une impédance variable) et d'une unité de commande de cette impédance variable en fonction de l'impédance du circuit de mesure 16. Le circuit électrique sur le dispositif médical 12 est alors particulièrement simplifié.

20 Bien entendu, on peut imaginer une structure où le circuit de mesure 16 est relié directement à l'antenne, le dispositif médical implantable comprenant également un circuit de commande associé à ce circuit de mesure et comme décrit par exemple en regard des figures 2 et 3.

En pratique, dans les modes de réalisation décrits précédemment, chaque  
25 module peut notamment être réalisé sous la forme suivante. Deux électrodes de mesures, par exemple de  $60 \times 60 \mu\text{m}^2$ , réalisées en un matériau conducteur électrique, par exemple en matériau polymère ou en alliage métallique, de préférence biocompatible, sont déposées sur un substrat polymérique biocompatible, isolant électrique (par exemple du parylène). Les composants électriques du système de  
30 commande et l'interrupteur sont implantés dans le substrat polymérique.

Les systèmes médicaux décrits précédemment permettent de mettre en œuvre un procédé d'interrogation du dispositif médical implantable 12.

5 Ce procédé comporte une première étape consistant à alimenter le circuit de mesure 16. De préférence, cette alimentation est réalisée par un courant induit dans une antenne ou dans le corps du dispositif médical implantable 12 quand celui-ci est conformé pour générer un courant induit. Ceci permet d'alimenter le circuit de mesure 16 uniquement quand une mesure est réalisée.

10 Le procédé se poursuit par une étape consistant à activer le système de commande du dispositif médical implantable pour qu'il commande successivement l'ouverture ou la fermeture de chacun des interrupteurs du dispositif médical implantable, selon des configurations déterminées. Il est à noter ici que dans le cadre des exemples décrits en regard des figures, cette activation est réalisée simultanément à l'alimentation du circuit de mesure 16, par induction, en réponse à l'émission d'un champ électromagnétique par le dispositif d'interrogation.

15 Le procédé se poursuit alors par une étape consistant à mesurer le champ électromagnétique émis par l'antenne du dispositif médical implantable. Cette mesure est réalisée durant un temps assez long pour que le système de commande ait pu commander un nombre assez importants de configurations différentes du circuit de mesure pour que la mesure permette de déterminer la valeur mesurée par chacun des capteurs 22 du dispositif médical implantable 12. Durant toute l'étape de mesure, 20 l'antenne 14 émet de préférence un champ électromagnétique constant pour maintenir l'alimentation du circuit de mesure 16 et l'activation du système de commande 26.

25 De préférence, chaque configuration correspond au cas où tous les capteurs ou impédances du circuit de mesure sont court-circuités, sauf un(e). Ainsi, à partir du champ électromagnétique mesuré, il est possible de déterminer tout d'abord le dispositif médical implantable qui a répondu à l'interrogation. En effet, les premiers pics mesurés dans le champ électromagnétique émis par l'antenne correspondent à des impédances fixes, dont la combinaison permet d'identifier le dispositif médical implantable. Ces champs magnétiques mesurés peuvent également permettre de calibrer le système 30 puisque les champs magnétiques mesurés correspondent à des impédances du circuit de

mesure connues. Enfin, les champs magnétiques ultérieurs permettent de déterminer les valeurs mesurées par chacun des capteurs répartis sur le dispositif médical implantable.

Une unité de traitement peut être mise en œuvre pour déterminer la valeur mesurée par chaque capteur et le dispositif médical implantable qui a répondu à l'interrogation, notamment si les configurations commandées du circuit de mesure sont plus complexes.

Pour ce faire, l'unité de traitement peut notamment être adaptée à conduire des analyses de Fourier des signaux mesurés de champs électromagnétiques émis par l'antenne du dispositif médical implantable, à comparer les signaux reçus (éventuellement traités) à des signaux mesurés précédemment et à en déduire les valeurs mesurées par les différents capteurs du dispositif médical implantable, une localisation pouvant être déterminée pour chacune des valeurs mesurées.

Il est à noter ici que le procédé décrit peut être mis en œuvre avec tout type de capteur à impédance variable en fonction de la grandeur physique qu'il détecte. Il est à noter également que les capteurs répartis sur le dispositif médical implantable peuvent être de natures différentes, c'est-à-dire qu'ils peuvent capter des grandeurs physiques différentes.

Le procédé décrit ci-avant peut notamment être mis en œuvre pour déterminer si le dispositif médical implantable est convenablement implanté (c'est-à-dire positionné) dans la cavité naturelle qu'il est censé maintenir ouverte, notamment, s'il est bien en contact avec la paroi de la cavité. En effet, l'effet d'un stent, par exemple mais cela est vrai pour la plupart des dispositifs médicaux implantables, est nettement réduit si celui n'est pas en appui sur la paroi de la cavité (notamment de la veine ou de l'artère) dans laquelle il est introduit.

Par exemple, en plaçant des capteurs de pression sur la surface abluminale du stent, c'est-à-dire sur la surface opposée à la lumière à travers le stent, celle qui est destinée à être en contact avec la paroi de la cavité dans laquelle le dispositif médical implantable est reçu. Le procédé décrit précédemment permet alors de déterminer si chacun de ces capteurs est en contact avec la paroi, puisqu'il permet de déterminer la pression mesurée par chacun des capteurs. Bien entendu, cette fonction de détermination de la position convenable du stent peut être combinée, c'est-à-dire que

des capteurs, par exemple de pression, peuvent être disposés sur la surface abluminale du stent et des capteurs, éventuellement d'une autre grandeur physique, peuvent être disposés sur la surface luminale du stent.

5 En variante, des capteurs d'une même grandeur physique sont répartis sur la surface abluminale et sur la surface luminale, sensiblement à la même position sur le stent ou du dispositif médical implantable. En d'autres termes, des capteurs d'une même grandeur physique sont disposés au même point du stent, de part et d'autre du corps du stent. La comparaison des valeurs mesurées par chacun de ces couples de stent permet également d'avoir des indices d'une mauvaise position du stent dans la cavité.

10 Notamment si le capteur sur la surface abluminale, qui devrait donc être en contact avec une paroi, mesure une valeur sensiblement identique au capteur sur la surface luminale, qui est en contact avec le sang, il est probable que le capteur sur la surface abluminale est en fait en contact avec du sang également, non avec une paroi. Il est donc probable que le stent est mal positionné dans la cavité.

15 Bien entendu, le procédé décrit précédemment peut permettre d'obtenir de nombreuses autres informations.

Notamment, il peut permettre de déterminer si un capteur disposé sur la surface luminale ou abluminale du stent ou, plus généralement, sur une surface d'un dispositif médical implantable, notamment sur une surface du dispositif médical implantable en contact avec une paroi de la cavité dans laquelle le dispositif médical est implanté ou sur une surface du dispositif médical implantable destinée à être en contact avec le sang, est ou non recouvert de tissu endothélial ou musculaire-lisse.

20

Il peut également permettre de déterminer la constitution du tissu recouvrant les capteurs répartis sur le dispositif médical implantable (notamment sur la surface luminale ou sur la surface abluminale d'un stent) par exemple par spectroscopie d'impédance électrique (EIS, de l'anglais « Electrical Impedance Spectroscopy »), notamment en appliquant des courants de fréquences distinctes dans le circuit de mesure.

25

L'invention ne se limite pas aux seuls exemples de réalisation décrit ci-avant en regard des figures, à titre d'exemples illustratifs et non limitatifs.

30

Notamment, le dispositif médical implantable peut être choisi parmi le groupe comprenant :

- une valve cardiaque,
- un stimulateur cardiaque,
- 5 - un implant cochléaire,
- un implant pour la gorge,
- un implant orthopédique, ou
- un tissu cellulaire (en anglais : « tissue-engineered construct »).

En variante, le dispositif médical peut ne pas être implantable. Il peut alors,  
10 notamment, être applicable sur une partie du corps humain. Le dispositif médical peut dans ce cas prendre la forme d'un pansement, d'un bandage ou d'une bande à appliquer sur la peau d'un patient. Le dispositif médical peut également prendre la forme d'une lentille de contact à placer sur la cornée d'un patient.

Enfin, selon une autre variante, le dispositif médical peut n'être ni implantable  
15 dans le corps humain, ni applicable sur celui-ci.

## REVENDICATIONS

1. Dispositif médical (12) comprenant un circuit électrique de mesure (16), dans lequel sont branchés au moins deux capteurs (22) à impédance variable en fonction d'une grandeur physique captée, une source d'énergie électrique (18) pour alimenter le  
5 circuit électrique de mesure (16), une antenne (18) pour émettre un champ électromagnétique fonction de l'impédance du circuit électrique de mesure (16), chacun des capteurs (22) étant associé à un interrupteur (24) pour court-circuiter le capteur (22) dans ledit circuit de mesure (16), le dispositif médical (12) comprenant en outre un système (26) de commande des interrupteurs (24) pour successivement commander  
10 l'ouverture ou la fermeture des interrupteurs (24), selon des configurations déterminées.

2. Dispositif médical selon la revendication 1, dans lequel le dispositif médical (12) est implantable dans le corps humain ou applicable sur le corps humain.

3. Dispositif médical selon la revendication 1 ou 2, dans lequel chaque interrupteur (24) est formé par un ou des transistors, notamment un ou des transistors à  
15 effet de champs FET, plus particulièrement un ou des transistors à effet de champs à grille métal-oxyde MOS-FET à enrichissement ou à appauvrissement, à canal N ou à canal P, un ou des MEMS ou un ou des interrupteurs mécaniques.

4. Dispositif médical selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel le système (26) de commande des interrupteurs (24) comporte un circuit de commande  
20 (26), alimenté par la source d'énergie électrique (18), et conformé, de préférence, pour commander successivement l'ouverture ou la fermeture des différents interrupteurs (24), les uns après les autres.

5. Dispositif médical selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel le système de commande comporte des composants implantés directement dans le circuit  
25 de mesure (16), de préférence pour commander successivement l'ouverture ou la fermeture des différents interrupteurs (24), les uns après les autres.

6. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel chaque ensemble d'un interrupteur (24) et d'un capteur (22) est monté en série et les ensembles d'un interrupteur (24) et d'un capteur (22) sont montés en parallèle les  
30 uns par rapport aux autres.

7. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel chaque ensemble d'un interrupteur (24) et d'un capteur (22) est monté en parallèle et les ensembles d'un interrupteur (24) et d'un capteur (22) sont montés en série les uns des autres.

5 8. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la source d'énergie électrique comporte une surface (18) conductrice de courant du dispositif médical implantable (12), adaptée à induire un courant électrique sous l'effet d'un champ électromagnétique.

9. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes,  
10 dans lequel au moins un des capteurs (22) est disposé sur une surface extérieure du dispositif médical (12), destinée à être en contact avec une partie du corps sur laquelle le dispositif médical est applicable ou dans laquelle le dispositif médical est implantable, le cas échéant.

10. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes,  
15 dans lequel l'antenne est formée par une partie au moins du dispositif médical.

11. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le circuit de mesure comporte une pluralité d'impédances déterminées (60), associées chacune à un interrupteur (24) dont l'ouverture et la fermeture sont commandées par le système de commande (26).

20 12. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le dispositif médical est implantable et choisi parmi le groupe comprenant :

- un tuteur vasculaire ou stent, au moins un capteur étant de préférence disposé sur une surface abluminale du tuteur vasculaire,
- une valve cardiaque,
- 25 - un stimulateur cardiaque,
- un implant cochléaire,
- un implant pour la gorge,
- un implant orthopédique, ou
- un tissu cellulaire.

13. Dispositif médical selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel chaque capteur est choisi parmi :

- un capteur de cisaillement,
- un capteur de pression,
- 5 - un capteur d'impédance,
- un capteur de dissipation de chaleur,
- une jauge de contrainte, et
- un capteur de débit, notamment du type à fil chaud.

14. Dispositif médical selon les revendications 12 et 13, le dispositif médical  
10 implantable étant un tuteur vasculaire avec au moins un capteur d'impédance.

15. Système médical comprenant un dispositif médical (12) selon l'une quelconque des revendications précédentes et une unité de réception d'informations depuis le dispositif médical implantable, comprenant des moyens pour capter le champ électromagnétique émis par l'antenne du dispositif médical implantable (12).

16. Système selon la revendication 15, comprenant en outre une unité  
15 d'interrogation du dispositif médical, de préférence confondue avec l'unité de réception d'information, comprenant de préférence des moyens pour émettre un champ électromagnétique adapté à créer un courant induit dans le circuit de mesure du dispositif médical.

17. Système selon la revendication 15 ou 16, comprenant en outre une unité de  
20 traitement des informations reçues par l'unité de réception, par exemple un ordinateur.

18. Procédé d'interrogation d'un dispositif médical selon l'une quelconque des revendications 1 à 14, notamment dans un système médical selon l'une des revendications 15 à 17, comprenant les étapes consistant à :

- 25 - alimenter le circuit de mesure du dispositif médical en énergie électrique,
- activer le système de commande pour qu'il commande successivement l'ouverture ou la fermeture de chacun des interrupteurs, selon des configurations déterminées, et
- mesurer le champ électromagnétique émis par l'antenne du dispositif  
30 médical.

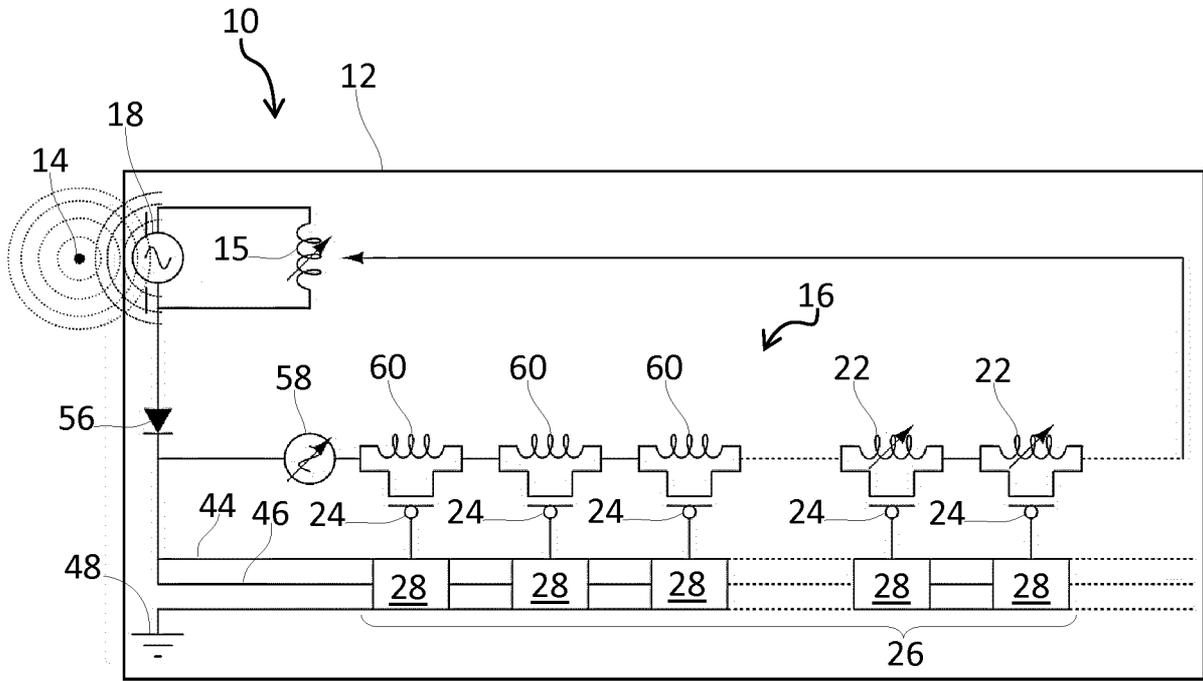


Fig. 1

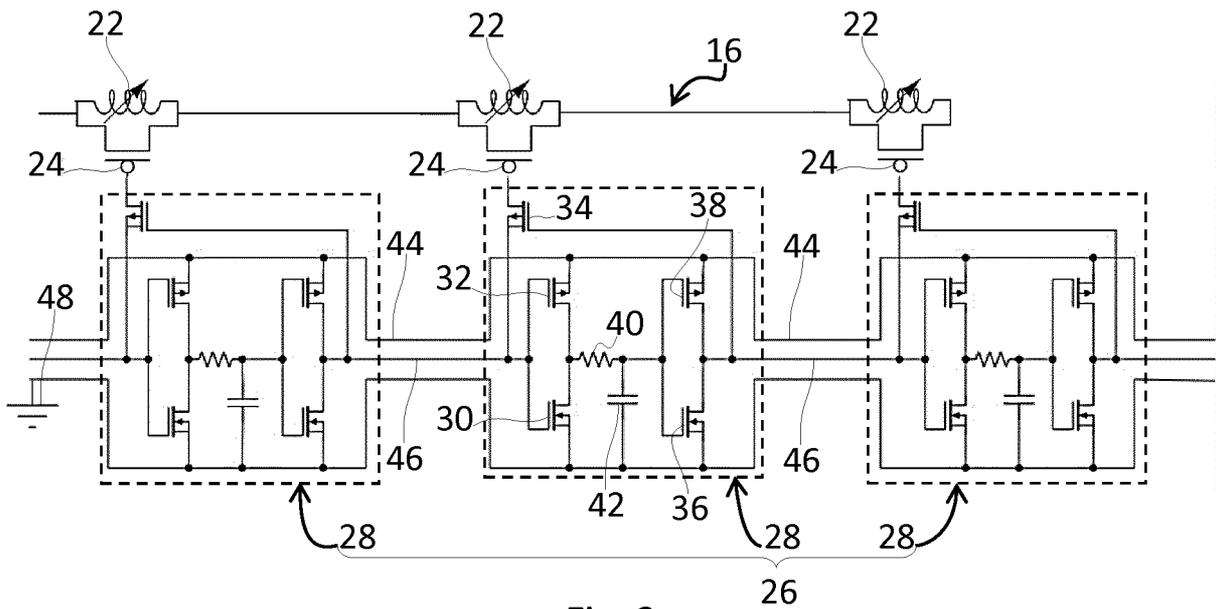


Fig. 2

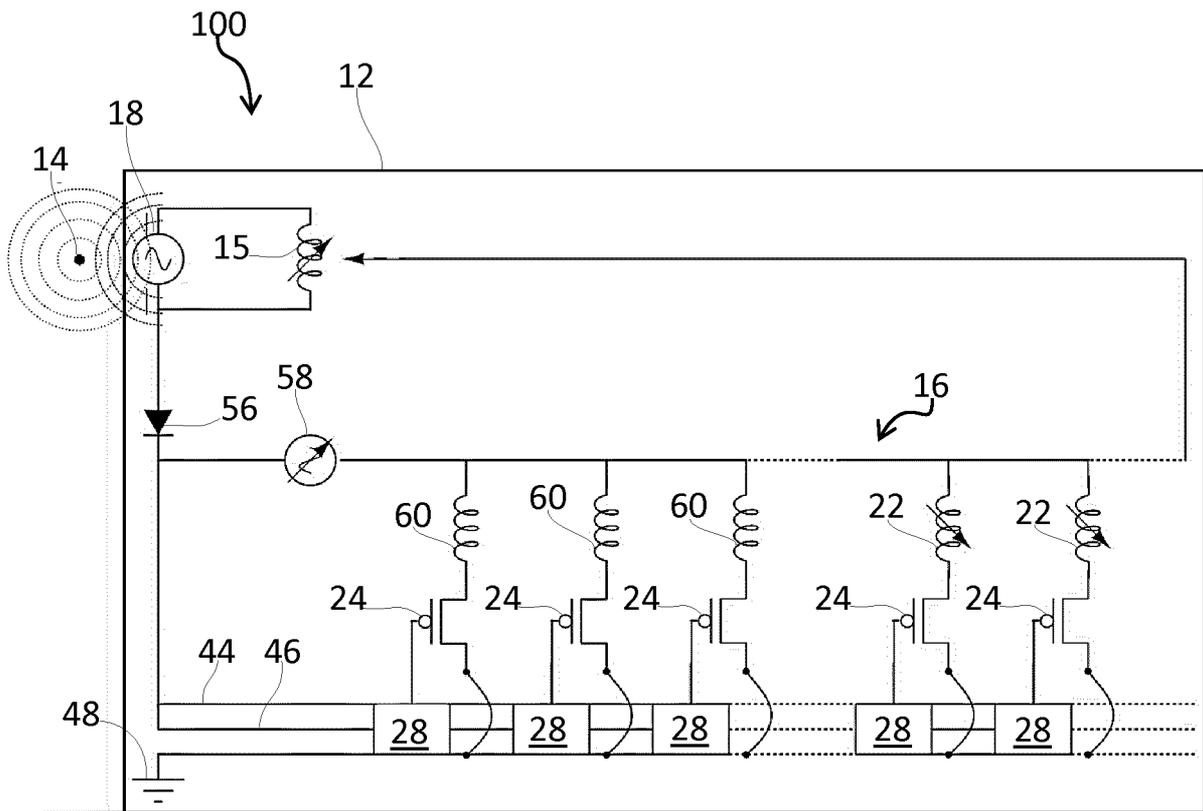


Fig. 3

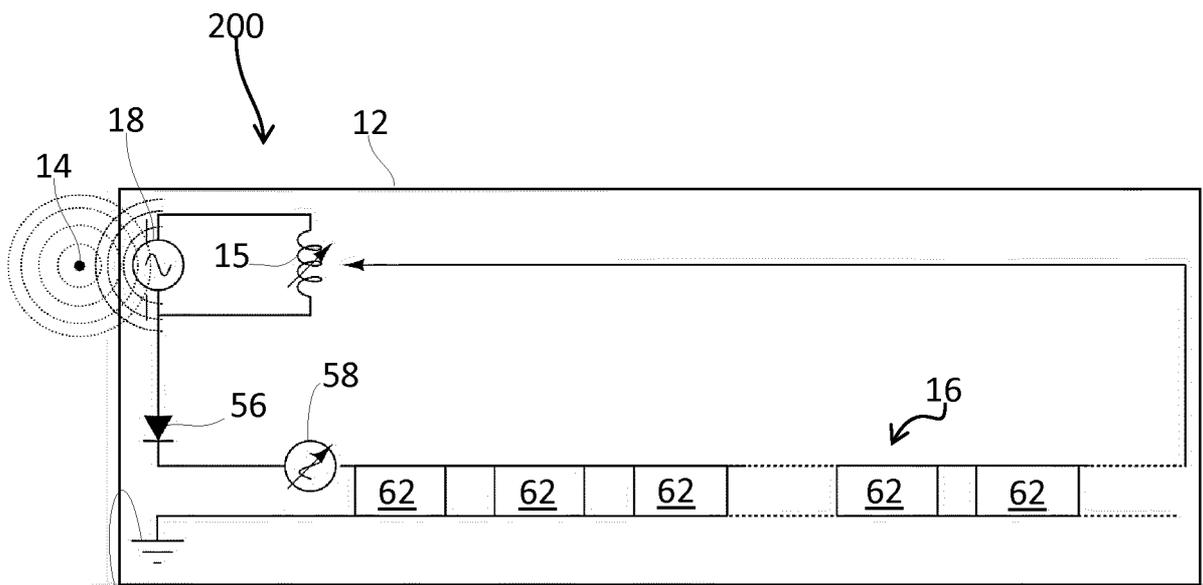


Fig. 4

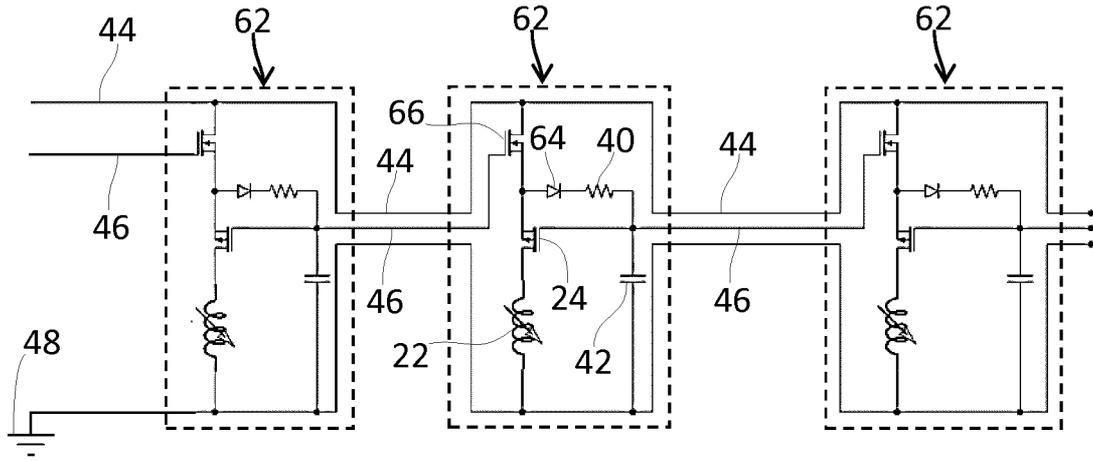


Fig. 5

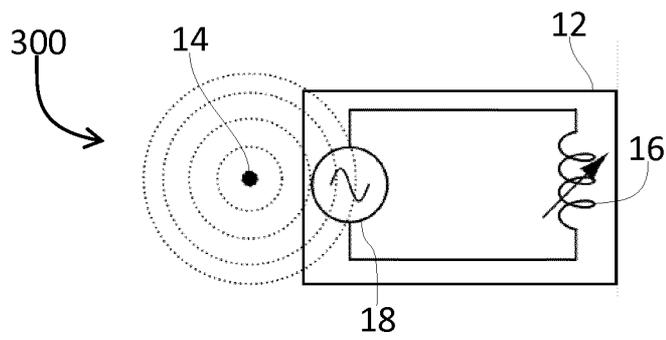


Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2015/072859

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. A61B5/00  
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)  
A61B

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2011/251469 A1 (VARADAN VIJAY K [US]) 13 October 2011 (2011-10-13) figures 1A, 2B, 2C paragraphs [0040] - [0043] paragraphs [0073] - [0074] paragraphs [0079] - [0084] -----	1-11,13, 15-18
A	WO 01/37726 A1 (GOODRICH CO B F [US]; WEISSMAN ERIC [US]; DICKENS ELMER D JR [US]) 31 May 2001 (2001-05-31) figures 1-3 page 5, line 13 - page 9, line 8 -----	1-18
A	US 6 206 835 B1 (SPILLMAN JR WILLIAM B [US] ET AL) 27 March 2001 (2001-03-27) figure 3 column 5, lines 16-60 -----	1-18
	-/--	

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 November 2015	Date of mailing of the international search report  03/12/2015
---	--

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  Dhervé, Gwenaëlle
--	---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2015/072859

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2002/177782 A1 (PENNER AVI [IL]) 28 November 2002 (2002-11-28) figure 1 paragraphs [0036] - [0051] -----	1-18
A	WO 99/42176 A1 (VASCUSENSE INC [US]; KEILMAN GEORGE W [US]; CIMOCHOWSKI GEORGE E [US]) 26 August 1999 (1999-08-26) abstract page 14, line 28 - page 15, line 20; figure 1 -----	1-18

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2015/072859
---

Patent document cited in search report	Publication date	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011251469	A1	13-10-2011	NONE	
-----				
WO 0137726	A1	31-05-2001	AU 1795601 A WO 0137726 A1	04-06-2001 31-05-2001
-----				
US 6206835	B1	27-03-2001	NONE	
-----				
US 2002177782	A1	28-11-2002	AT 491388 T AU 2003223029 A1 CA 2485488 A1 EP 1507473 A1 US 2002177782 A1 WO 03096889 A1	15-01-2011 02-12-2003 27-11-2003 23-02-2005 28-11-2002 27-11-2003
-----				
WO 9942176	A1	26-08-1999	AU 2655599 A EP 1056514 A1 US 6231516 B1 US 7427265 B1 US 2007112344 A1 US 2009005859 A1 WO 9942176 A1	06-09-1999 06-12-2000 15-05-2001 23-09-2008 17-05-2007 01-01-2009 26-08-1999
-----				

<p>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/00 ADD.</p> <p>Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB</p>																	
<p>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</p> <p>Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B</p> <p>Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche</p> <p>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</p>																	
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Catégorie*</th> <th>Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents</th> <th>no. des revendications visées</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2011/251469 A1 (VARADAN VIJAY K [US]) 13 octobre 2011 (2011-10-13) figures 1A, 2B, 2C alinéas [0040] - [0043] alinéas [0073] - [0074] alinéas [0079] - [0084]</td> <td>1-11,13, 15-18</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 01/37726 A1 (GOODRICH CO B F [US]; WEISSMAN ERIC [US]; DICKENS ELMER D JR [US]) 31 mai 2001 (2001-05-31) figures 1-3 page 5, ligne 13 - page 9, ligne 8</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6 206 835 B1 (SPILLMAN JR WILLIAM B [US] ET AL) 27 mars 2001 (2001-03-27) figure 3 colonne 5, lignes 16-60</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td></td> <td style="text-align: center;">----- -/--</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées	X	US 2011/251469 A1 (VARADAN VIJAY K [US]) 13 octobre 2011 (2011-10-13) figures 1A, 2B, 2C alinéas [0040] - [0043] alinéas [0073] - [0074] alinéas [0079] - [0084]	1-11,13, 15-18	A	WO 01/37726 A1 (GOODRICH CO B F [US]; WEISSMAN ERIC [US]; DICKENS ELMER D JR [US]) 31 mai 2001 (2001-05-31) figures 1-3 page 5, ligne 13 - page 9, ligne 8	1-18	A	US 6 206 835 B1 (SPILLMAN JR WILLIAM B [US] ET AL) 27 mars 2001 (2001-03-27) figure 3 colonne 5, lignes 16-60	1-18		----- -/--	
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées															
X	US 2011/251469 A1 (VARADAN VIJAY K [US]) 13 octobre 2011 (2011-10-13) figures 1A, 2B, 2C alinéas [0040] - [0043] alinéas [0073] - [0074] alinéas [0079] - [0084]	1-11,13, 15-18															
A	WO 01/37726 A1 (GOODRICH CO B F [US]; WEISSMAN ERIC [US]; DICKENS ELMER D JR [US]) 31 mai 2001 (2001-05-31) figures 1-3 page 5, ligne 13 - page 9, ligne 8	1-18															
A	US 6 206 835 B1 (SPILLMAN JR WILLIAM B [US] ET AL) 27 mars 2001 (2001-03-27) figure 3 colonne 5, lignes 16-60	1-18															
	----- -/--																
<p><input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe</p>																	
<p>* Catégories spéciales de documents cités:</p> <p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document qui fait partie de la même famille de brevets</p>																	
<p>Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée</p> <p style="text-align: center;">26 novembre 2015</p>		<p>Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale</p> <p style="text-align: center;">03/12/2015</p>															
<p>Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale</p> <p style="text-align: center;">Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016</p>		<p>Fonctionnaire autorisé</p> <p style="text-align: center;">Dhervé, Gwenaëlle</p>															

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	<p>US 2002/177782 A1 (PENNER AVI [IL])                      28 novembre 2002 (2002-11-28)                      figure 1                      alinéas [0036] - [0051]</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-18
A	<p>WO 99/42176 A1 (VASCUSENSE INC [US];                      KEILMAN GEORGE W [US]; CIMOCHOWSKI GEORGE                      E [US]) 26 août 1999 (1999-08-26)                      abrégé                      page 14, ligne 28 - page 15, ligne 20;                      figure 1</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-18

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2015/072859

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2011251469	A1	13-10-2011	AUCUN	
-----				
WO 0137726	A1	31-05-2001	AU 1795601 A	04-06-2001
			WO 0137726 A1	31-05-2001
-----				
US 6206835	B1	27-03-2001	AUCUN	
-----				
US 2002177782	A1	28-11-2002	AT 491388 T	15-01-2011
			AU 2003223029 A1	02-12-2003
			CA 2485488 A1	27-11-2003
			EP 1507473 A1	23-02-2005
			US 2002177782 A1	28-11-2002
			WO 03096889 A1	27-11-2003
-----				
WO 9942176	A1	26-08-1999	AU 2655599 A	06-09-1999
			EP 1056514 A1	06-12-2000
			US 6231516 B1	15-05-2001
			US 7427265 B1	23-09-2008
			US 2007112344 A1	17-05-2007
			US 2009005859 A1	01-01-2009
			WO 9942176 A1	26-08-1999
-----				