(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) EP 1 584 288 A1

(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
12.10.2005 Bulletin 2005/41

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/0205**, A61N 1/365, A61B 5/08

(21) Numéro de dépôt: **05290748.2**

(22) Date de dépôt: **05.04.2005**

(84) Etats contractants désignés:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IS IT LI LT LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR
Etats d'extension désignés:
AL BA HR LV MK YU

(30) Priorité: **05.04.2004 FR 0403528**

(71) Demandeur: **ELA MEDICAL**
92541 Montrouge (FR)

(72) Inventeur: **Poezevara, Yann**
91080 Courcouronnes (FR)

(74) Mandataire: **Dupuis-Latour, Dominique et al**
SEP Bardehle Pagenberg Dost Altenburg Geissler
14 boulevard Malesherbes
75008 Paris (FR)

(54) **Dispositif médical implantable actif pourvu de moyens de diagnostic de troubles respiratoires, à détection perfectionnée des cycles respiratoires artéfactés**

(57) Ce dispositif comprend des moyens de mesure d'impédance transthoracique, délivrant un signal d'impédance variant avec l'activité respiratoire du patient. Un signal représentatif de l'activité respiratoire du patient est délivré à partir du signal d'impédance, et des moyens de diagnostic de trouble respiratoire analysent les variations du signal respiratoire sur une pluralité de cycles successifs pour y détecter un profil de variation prédéterminé en relation avec un trouble respiratoire donné. Ce dispositif comprend en outre des moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés, aptes à identifier dans le signal d'impédance un saut d'impédance statique, et/ou à identifier dans un cycle respiratoire ou une séquence de cycles respiratoires une singularité prédéterminée représentative d'un cycle artéfacté.

EP 1 584 288 A1

Description

[0001] La présente invention concerne le diagnostic des troubles respiratoires du sommeil tels que les apnées ou les hypopnées par un "dispositif médical actif implantable" tel que défini par la directive 90/385/CEE du 20 juin 1990 du Conseil des communautés européennes, notamment un dispositif tel que stimulateur cardiaque, défibrillateur/cardioverteur ou dispositif multisite.

[0002] On connaît diverses techniques pour détecter les troubles respiratoires du sommeil, techniques qui mettent en oeuvre divers types de capteurs.

[0003] Par exemple le EP-A-0 970 713 (ELA Medical) diagnostique la survenue d'une apnée à partir du signal de ventilation-minute (signal VE, dit également signal MV), qui est un paramètre à prépondérance physiologique généralement obtenu par une mesure d'impédance transthoracique donnant une indication continue du rythme respiratoire du patient.

[0004] La détection des apnées ou des hypopnées permet de diagnostiquer des affections telles que le syndrome d'apnée du sommeil (SAS), apnée obstructive ou bien centrale, qui est une pathologie susceptible d'entraîner un certain nombre de troubles tels qu'hypersomnolence diurne, trouble du rythme cardiaque, hypertension.

[0005] Un SAS peut être défini par une récurrence importante d'apnées ou d'hypopnées associées à des signes cliniques. Une "apnée" ou "pause respiratoire" est un arrêt temporaire de la fonction respiratoire de durée supérieure à 10 secondes et survenant pendant une phase de sommeil du patient ; une "hypopnée" est définie comme une décroissance importante de la ventilation-minute, par exemple plus de 50%, par rapport à une moyenne de référence antérieure, mais sans arrêt de la fonction respiratoire (la ventilation-minute est le produit de l'amplitude par la fréquence des cycles respiratoires successifs).

[0006] La mesure de la ventilation-minute nécessaire à cette détection des apnées ou des hypopnées est réalisée par injection d'impulsions d'un courant constant de quelques centaines de microampères à une fréquence de quelques hertz, entre deux électrodes disposées dans la cage thoracique, ou bien entre le boîtier du dispositif implanté et une électrode, par exemple une électrode de stimulation. Les variations d'impédance reproduisent les variations du volume thoracique, avec des pics d'impédance lors de l'inspiration, lorsque les poumons sont remplis d'air, et une impédance décroissante lors de la phase expiratoire.

[0007] Il a toutefois été constaté en pratique, lors d'études cliniques, qu'un système mettant en oeuvre un capteur d'activité respiratoire enregistrant les variations de volume pulmonaire au niveau thoracique peut être leurré dans certaines circonstances, conduisant à des risques de faux positif et de faux négatif susceptibles de perturber l'interprétation des signaux par le dispositif et de conduire ainsi à un diagnostic erroné.

[0008] Certaines de ces perturbations peuvent être éliminées par des filtrages appropriés, de manière en elle-même connue.

[0009] Ainsi, l'impédance transthoracique varie en fonction de la résistivité des tissus au moment de l'injection de l'impulsion de courant ; comme cette résistivité dépend essentiellement de la quantité d'air dans les poumons et de la quantité de sang dans les cavités cardiaques, le signal d'impédance recueilli est modulé à la fois par la respiration et par la fréquence cardiaque. L'impédance est également modulée par les variations de distance entre l'électrode de mesure et le boîtier du dispositif, distance qui varie cycliquement en fonction des battements cardiaques.

[0010] Ces composantes cardiaques peuvent être éliminées par un simple filtrage passe-bas, la fréquence cardiaque étant dans la plupart des cas de l'ordre de trois fois supérieure à la fréquence respiratoire.

[0011] D'autre part, afin de n'extraire du signal que la composante respiratoire (variation dynamique, seule significative), il convient d'éliminer l'impédance statique liée à l'impédance des tissus constatée dans une position corporelle stable et en l'absence de toute respiration et de tout battement cardiaque.

[0012] Cette composante statique est éliminée par mise en oeuvre d'un filtrage de type passe-haut.

[0013] Lorsque l'impédance transthoracique est utilisée pour estimer la ventilation minute et réaliser un asservissement de la fréquence cardiaque, cette estimation de la ventilation-minute repose sur un moyennage de plusieurs cycles respiratoires successifs, de sorte que l'impact de quelques cycles respiratoires artéfactés reste faible.

[0014] Le point de départ de l'invention réside dans la constatation de certains phénomènes pouvant perturber la mesure de l'impédance transthoracique, qui ne sont pas éliminés par les filtrages passe-bas et passe-haut existants.

[0015] En particulier, si l'on souhaite utiliser l'impédance transthoracique pour suivre les variations instantanées de l'activité respiratoire, notamment pour détecter des apnées et des hypopnées, il est indispensable d'éliminer tous les cycles artéfactés, au risque de produire des faux positifs et des faux négatifs conduisant à des diagnostics erronés de troubles respiratoires du patient.

[0016] Ainsi, l'impédance transthoracique peut être modifiée par un mouvement du patient, ou bien varier sous l'effet des contractions du diaphragme au cours d'une apnée obstructive. Ces phénomènes vont produire des artéfacts qui vont perturber le système et peuvent conduire à une détection erronée de cycles respiratoires particulièrement amples ou rapides, ou au contraire d'amplitude faible et/ou de périodes longues, pouvant conduire à un faux positif.

[0017] Un autre type d'artéfact peut résulter de la présence dans le signal d'impédance d'une composante

liée aux battements cardiaques et non éliminée par les filtres passe-haut existants.

[0018] En effet, dans certaines circonstances (par exemple en situation à la fois de bradycardie et d'hyperventilation), la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque peuvent devenir suffisamment proches pour que les battements cardiaques influencent de façon significative le signal d'impédance. Le rythme cardiaque peut se trouver alors interprété à tort comme un rythme respiratoire, risquant ainsi de masquer la présence d'une apnée ou d'une hypopnée (faux négatif, au moment au moment où un véritable évènement pathologique respiratoire survient).

[0019] Dans le cas d'un appareil externe (polysomnographie), ces perturbations peuvent être détectées par la personne chargée d'interpréter les signaux, qui peut décider de ne pas prendre en compte une ou plusieurs des voies lorsque le signal apparaît bruité.

[0020] Mais cette appréciation subjective des signaux n'est pas envisageable dans un appareil implanté, qui fonctionne de façon entièrement automatique, selon des règles définies par un algorithme d'analyse.

[0021] L'un des buts de la présente invention est d'améliorer l'analyse de l'activité respiratoire par un dispositif implanté, notamment de manière à éliminer les faux positifs et les faux négatifs résultant de cycles artéfactés non pris en compte par les moyens de filtrage connus.

[0022] La détection des cycles artéfactés selon l'invention s'applique très avantageusement aux dispositifs implantés comprenant des moyens de diagnostic et de traitement des troubles respiratoires, qui nécessitent un suivi cycle à cycle de l'activité respiratoire du patient, de manière à pouvoir diagnostiquer sans délai la survenue d'un évènement respiratoire pathologique.

[0023] A cet effet, l'invention propose un dispositif médical comprenant de manière en elle-même connue (par exemple d'après le EP-A-0 970 713 précité) : des moyens de mesure d'impédance transthoracique, délivrant un signal d'impédance variant avec l'activité respiratoire du patient ; des moyens de traitement du signal d'impédance aptes à délivrer, à partir de ce signal, un signal respiratoire présentant une succession de cycles respiratoires consécutifs et représentatif de l'activité respiratoire du patient ; ainsi que des moyens de diagnostic de trouble respiratoire, aptes à analyser les variations du signal respiratoire sur une pluralité de cycles successifs.

[0024] Selon l'invention, le dispositif comprend en outre des moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés, comportant des moyens aptes à identifier, dans le signal d'impédance, un saut d'impédance statique, et/ou des moyens aptes à identifier, dans un cycle respiratoire ou une séquence de cycles respiratoires, une singularité prédéterminée représentative d'un cycle artéfacté.

[0025] Les moyens aptes à identifier un saut d'impédance statique peuvent notamment comprendre des moyens aptes à détecter la saturation d'un étage amplificateur du circuit des moyens de traitement du signal d'impédance, et/ou le franchissement d'une valeur de seuil dans un étage de numérisation du circuit des moyens de traitement du signal d'impédance, et/ou une modification de la fréquence de coupure desdits moyens de filtrage passe-haut et/ou passe-bas.

[0026] Les moyens aptes à identifier une singularité prédéterminée peuvent notamment comprendre des moyens aptes à détecter un cycle respiratoire dont :

- la période est inférieure à une première limite, par exemple 2 secondes, et/ou
- la période est inférieure à une deuxième limite, par exemple 10 secondes, et présentant un accroissement supérieur à une troisième limite, par exemple 4 secondes, par rapport à la période du cycle précédent, et/ou
- l'amplitude présente un accroissement supérieur à une quatrième limite par rapport à l'amplitude du cycle précédent, et pour lequel les moyens de diagnostic n'ont pas détecté de trouble respiratoire au cycle précédent. Cette quatrième limite peut être une valeur prédéterminée, par exemple 50 millivolts, ou une valeur relative, déterminée par rapport à une moyenne des amplitudes mesurées sur une période antérieure, par exemple +25 % par rapport à la moyenne des amplitudes mesurées au cours d'une journée précédente.

[0027] Selon diverses formes de mise en oeuvre avantageuses de l'invention, en cas d'identification d'un saut d'impédance statique et/ou d'une singularité prédéterminée :

- les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés inhibent les moyens de diagnostic de trouble respiratoire, de préférence pendant une durée minimale de temporisation donnée après l'identification du saut d'impédance statique et/ou de la singularité prédéterminée ;
- lorsque les moyens de diagnostic calculent et mettent à jour une moyenne des périodes des cycles respiratoires, les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés inhibent la mise à jour de ladite moyenne ;
- les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés invalident ledit profil de variation prédéterminé éventuellement détecté par les moyens de diagnostic, en cas d'identification de sauts d'impédance statique et/ou de singularités prédéterminées dont le nombre dépasse une cinquième limite donnée au cours d'une séquence de cycles antérieurs, par exemple quatre identifications pour une séquence de seize cycles antérieurs.

[0028] On va maintenant décrire de façon plus détaillée un exemple de mise en oeuvre de l'invention.

[0029] L'invention peut notamment être appliquée aux dispositifs commercialisé par ELA Médical, Montrouge, France. Il s'agit de dispositifs à microprocesseur comportant des circuits pour recevoir, mettre en forme et traiter des signaux électriques recueillis par des électrodes implantées. Ils est possible d'y charger par télémétrie des logiciels qui seront conservés en mémoire et exécutés pour mettre en oeuvre les fonctions de l'invention qui seront décrites ci-dessous.

[0030] L'invention est applicable à un dispositif implanté comportant des moyens pour détecter la survenue d'apnées ou d'hypopnées par analyse du rythme respiratoire du patient pendant son sommeil, ce rythme étant donné par l'évolution au cours du temps du signal de ventilation-minute (signal MV).

[0031] Le signal MV est un paramètre à prépondérance physiologique obtenu par une mesure transthoracique d'impédance. Cette mesure est opérée entre deux électrodes disposées dans la cage thoracique, ou entre une électrode (par exemple une électrode de stimulation, si le dispositif implanté est un stimulateur cardiaque) et le boîtier du dispositif. L'impédance est mesurée par injection d'un courant constant de quelques centaines de microampères, à une fréquence de quelques hertz, typiquement 8 Hz. Cette technique est par exemple décrite par Bonnet JL et coll., Measurement of Minute-Ventilation with Different DDDR Pacemaker Electrode Configurations, *PACE,* Vol. 21, 98, Part 1, et elle est mise en oeuvre dans les appareils de la série *Chorus RM 7034* d'ELA Médical.

[0032] Le dispositif considère qu'il y a apnée lorsqu'il détecte un arrêt respiratoire de durée supérieure à 10 secondes, phénomène qu'il est aisé de détecter par suivi du signal MV. Pour détecter les hypopnées, le dispositif peut par exemple comparer entre elles des moyennes glissantes du signal MV, établies par exemple sur une durée de 10 secondes : si entre deux moyennes consécutives une décroissance importante de la ventilation-minute est détectée, par exemple de plus de 50 %, alors le dispositif considère qu'il y a eu hypopnée.

[0033] Comme indiqué plus haut, l'invention propose de mettre en oeuvre une surveillance du signal respiratoire de manière à identifier certaines catégories d'artéfacts et engager des actions préventives lors du diagnostic.

[0034] La première série d'artéfacts prise en compte par l'invention sont ceux liés au mouvement, qui sont probablement les plus nombreux et conduisent généralement à une modification soudaine de l'impédance statique.

[0035] A cet effet, selon l'invention, le dispositif comporte dans la chaîne de mesure de l'impédance transthoracique des moyens pour identifier un saut d'impédance statique.

[0036] Pour cela, le logiciel du dispositif peut scruter en temps réel un ou plusieurs paramètres de la chaîne de mesure afin de détecter notamment :

- la saturation d'un amplificateur,
- des valeurs extrêmes atteintes dans la chaîne de numérisation, ou
- la modification d'une fréquence de coupure dans le filtrage du signal.

[0037] Si un saut d'impédance statique est détecté, le dispositif réagit en suspendant le diagnostic d'un trouble respiratoire du sommeil tant que le signal n'est pas stabilisé à sa nouvelle valeur, c'est-à-dire pendant le temps nécessaire au filtrage de la nouvelle composante statique.

[0038] Il est possible d'introduire une temporisation avant de réactiver la fonction de diagnostic.

[0039] Selon un autre aspect de l'invention, les artéfacts peuvent également être identifiés à partir de leurs conséquences sur la détection des cycles respiratoires, à partir de l'amplitude et/ou de la période de ces cycles, et/ou de la variation cycle à cycle de ces paramètres.

[0040] En effet, on constate en pratique que la période respiratoire est généralement assez stable, et présente donc des variations plutôt lentes. Ainsi, lorsqu'une apnée survient, une variation importante de la période respiratoire apparaît, mais cette période passe directement d'une valeur normale (typiquement 3 à 4 secondes) à une valeur élevée (supérieure à 10 secondes, conformément à la définition de l'apnée).

[0041] De ce fait, des variations de périodes de l'ordre de plusieurs secondes, mais inférieures à 10 secondes, peuvent laisser suspecter un artéfact.

[0042] On peut également définir la durée minimum d'un cycle respiratoire (par exemple 2 secondes), tout cycle de durée inférieure pouvant laisser suspecter un artéfact.

[0043] Il est également possible d'analyser l'amplitude des cycles respiratoires. La chaîne de mesure de la ventilation-minute est en effet dimensionnée pour pouvoir mesurer des cycles respiratoires amples, survenant au cours d'un effort par exemple. Mais lorsqu'un cycle ample survient de façon parfaitement isolée, il est là encore possible de suspecter un artéfact.

[0044] Pour tenir compte de ces situations, l'algorithme selon l'invention analyse les cycles respiratoires successifs après les avoir déterminés et classifiés (amplitude, période).

[0045] Tout cycle respiratoire répondant à l'un des critères suivants sera alors considéré comme artéfacté :

- la période du cycle est inférieure ou égale à x secondes (par exemple inférieure à $x = 2$ secondes),
- la période du cycle est inférieure à 10 secondes et présente un accroissement de y secondes (par exemple $y = 4$ secondes) par rapport à la période du cycle précédent,
- l'amplitude du cycle a augmenté de z unités par rapport au cycle précédent, dans le cas où ce cycle précédent ne coïncide pas avec un diagnostic d'apnée ou d'hypopnée (car dans ce dernier cas une

reprise ventilatoire importante est attendue).

[0046] Le paramètre *z* peut prendre une valeur prédéterminée (par exemple *z* = 50 mV) ou bien une valeur relative, calculée sur un nombre représentatif de cycles respiratoires (par exemple un accroissement de *z* = 25% par rapport à la moyenne des amplitudes mesurées au cours de la journée précédente).

[0047] En présence de cycles considérés comme artéfactés, le dispositif peut réagir de diverses manières.

[0048] Tout d'abord, ce cycle artéfacté peut être simplement écarté de la gestion des diverses fonctions du dispositif (typiquement, de la fonction d'asservissement) et il ne sera pas pris en compte pour la mise à jour de la moyenne des cycles respiratoires représentative du rythme courant, moyenne qui sera utilisée pour détecter les hypopnées.

[0049] Une autre action consiste à inhiber les moyens de diagnostic des troubles respiratoires en cas de cycle (s) artéfacté(s), de manière à suspendre la recherche d'une apnée ou d'une hypopnée, de la même manière que sur détection d'un saut d'impédance statique.

[0050] Cette inhibition du diagnostic peut être déclenchée soit sur identification d'un cycle artéfacté isolé, soit seulement en cas de répétition trop fréquente des cycles artéfactés.

[0051] Par exemple, l'algorithme détermine à chaque cycle le nombre de cycles artéfactés survenus au cours des 16 derniers cycles respiratoires (fenêtre glissante) ; si ce compte atteint un seuil déterminé, alors l'algorithme invalide les apnées ou hypopnées éventuellement diagnostiquées au cours de ces cycles précédents.

[0052] En variante ou en complément, si le système dispose de plusieurs capteurs pour la détection des troubles respiratoires (par exemple un capteur de saturation en oxygène en plus de la chaîne de mesure d'impédance transthoracique), l'algorithme peut n'inhiber que la recherche des apnées ou hypopnées basée sur le capteur d'impédance transthoracique, en poursuivant la recherche des troubles respiratoires à partir du seul signal de saturation en oxygène.

Revendications

1. Un dispositif médical implantable actif tel que stimulateur cardiaque, défibrillateur et/ou cardioverteur, ou dispositif multisite, du type comprenant :

   - des moyens de mesure d'impédance transthoracique, délivrant un signal d'impédance variant avec l'activité respiratoire du patient,
   - des moyens de traitement du signal d'impédance aptes à délivrer, à partir de ce signal, un signal respiratoire présentant une succession de cycles respiratoires consécutifs et représentatif de l'activité respiratoire du patient, et
   - des moyens de diagnostic de trouble respiratoire, aptes à analyser les variations du signal respiratoire sur une pluralité de cycles successifs, dispositif **caractérisé en ce qu'**il comprend en outre :

   - des moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés, comportant :

     . des moyens aptes à identifier, dans le signal d'impédance, un saut d'impédance statique, et/ou
     . des moyens aptes à identifier, dans un cycle respiratoire ou une séquence de cycles respiratoires, une singularité prédéterminée représentative d'un cycle artéfacté.

2. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier un saut d'impédance statique comprennent des moyens aptes à détecter la saturation d'un étage amplificateur du circuit des moyens de traitement du signal d'impédance.

3. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier un saut d'impédance statique comprennent des moyens aptes à détecter le franchissement d'une valeur de seuil dans un étage de numérisation du circuit des moyens de traitement du signal d'impédance.

4. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier un saut d'impédance statique comprennent des moyens aptes à détecter une modification de la fréquence de coupure desdits moyens de filtrage passe-haut et/ou passe-bas.

5. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier une singularité prédéterminée comprennent des moyens aptes à détecter un cycle respiratoire dont la période est inférieure à une première limite.

6. Le dispositif de la revendication 5, dans lequel ladite première limite est de 2 secondes.

7. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier une singularité prédéterminée comprennent des moyens aptes à détecter un cycle respiratoire dont la période est inférieure à une deuxième limite et présentant un accroissement supérieur à une troisième limite par rapport à la période du cycle précédent.

8. Le dispositif de la revendication 7, dans lequel ladite deuxième limite est de 10 secondes et ladite troisième limite est de 4 secondes.

9. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel lesdits moyens aptes à identifier une singularité pré-

déterminée comprennent des moyens aptes à détecter un cycle respiratoire dont l'amplitude présente un accroissement supérieur à une quatrième limite par rapport à l'amplitude du cycle précédent, et pour lequel les moyens de diagnostic n'ont pas détecté de trouble respiratoire au cycle précédent.

10. Le dispositif de la revendication 9, dans lequel ladite quatrième limite est une valeur prédéterminée.

11. Le dispositif de la revendication 10, dans lequel ladite quatrième limite est de 50 millivolts.

12. Le dispositif de la revendication 9, dans lequel ladite quatrième limite est une valeur relative, déterminée par rapport à une moyenne des amplitudes mesurées sur une période antérieure.

13. Le dispositif de la revendication 12, dans lequel ladite quatrième limite est de +25 % par rapport à la moyenne des amplitudes mesurées au cours d'une journée précédente.

14. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés sont en outre aptes à inhiber les moyens de diagnostic de trouble respiratoire en cas d'identification d'un saut d'impédance statique et/ou d'une singularité prédéterminée.

15. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés sont en outre aptes à inhiber les moyens de diagnostic pendant une durée minimale de temporisation donnée après identification d'un saut d'impédance statique et/ou d'une singularité prédéterminée.

16. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de diagnostic sont également aptes à calculer et mettre à jour une moyenne des périodes des cycles respiratoires, et dans lequel les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés sont en outre aptes à inhiber la mise à jour de ladite moyenne en cas d'identification d'un saut d'impédance statique et/ou d'une singularité prédéterminée.

17. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel les moyens de détection automatique de cycles respiratoires artéfactés sont en outre aptes à invalider ledit profil de variation prédéterminé éventuellement détecté par les moyens de diagnostic en cas d'identification de sauts d'impédance statique et/ou de singularités prédéterminées dont le nombre dépasse une cinquième limite donnée au cours d'une séquence de cycles antérieurs.

18. Le dispositif de la revendication 1, dans lequel ladite cinquième limite donnée est de quatre pour une séquence de seize cycles antérieurs.

Office européen des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 05 29 0748

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.7)
A	US 2002/193697 A1 (CHO YONG KYUN ET AL) 19 décembre 2002 (2002-12-19) * alinéas [0043] - [0046]; revendication 1 *	1-18	A61B5/0205 A61N1/365 A61B5/08
A	US 4 567 892 A (PLICCHI GIANNI ET AL) 4 février 1986 (1986-02-04) * colonne 4, ligne 39 - colonne 5, ligne 38; revendication 1 *	1-18	
A	US 6 574 507 B1 (BONNET JEAN-LUC) 3 juin 2003 (2003-06-03) * revendication 1 *	1-18	
A	EP 0 702 977 A (MEDTRONIC INC) 27 mars 1996 (1996-03-27) * colonne 6, ligne 51 - colonne 7, ligne 26; revendication 1 *	1-18	
A	WO 02/087433 A (MEDTRONIC INC) 7 novembre 2002 (2002-11-07) * page 4; revendication 1 *	1-18	

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.7)

A61B
A61N

Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications

Lieu de la recherche	Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
Munich	13 juin 2005	Chopinaud, M

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons
.....
& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 03.82 (P04C02)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO. EP 05 29 0748

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

13-06-2005

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)			Date de publication
US 2002193697	A1	19-12-2002	US	2004059240	A1	25-03-2004
			CA	2445709	A1	07-11-2002
			EP	1385425	A1	04-02-2004
			JP	2004529707	T	30-09-2004
			WO	02087433	A1	07-11-2002
US 4567892	A	04-02-1986	IT	1156564	B	04-02-1987
			AT	34303	T	15-06-1988
			DE	3376625	D1	23-06-1988
			EP	0089014	A2	21-09-1983
US 6574507	B1	03-06-2003	FR	2780654	A1	07-01-2000
			EP	0970713	A1	12-01-2000
			WO	0001438	A1	13-01-2000
			JP	3621348	B2	16-02-2005
			JP	2002519161	T	02-07-2002
EP 0702977	A	27-03-1996	US	5540732	A	30-07-1996
			DE	69529951	D1	24-04-2003
			DE	69529951	T2	05-02-2004
			EP	0702977	A2	27-03-1996
			JP	8224318	A	03-09-1996
WO 02087433	A	07-11-2002	CA	2445709	A1	07-11-2002
			EP	1385425	A1	04-02-2004
			JP	2004529707	T	30-09-2004
			WO	02087433	A1	07-11-2002
			US	2002193697	A1	19-12-2002
			US	2004059240	A1	25-03-2004

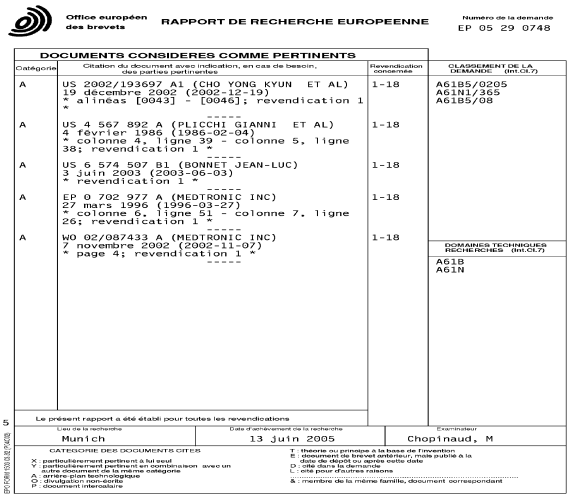
EPO FORM P0460

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

专利名称(译)	有源可植入医疗装置，包括用于诊断呼吸病症的装置，具有增强的呼吸伪影检测		
公开(公告)号	EP1584288A1	公开(公告)日	2005-10-12
申请号	EP2005290748	申请日	2005-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	ELA MEDICAL		
申请(专利权)人(译)	ELA MEDICAL		
当前申请(专利权)人(译)	ELA MEDICAL		
[标]发明人	POEZEVARA YANN		
发明人	POEZEVARA, YANN		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/08 A61N1/36 A61N1/365		
CPC分类号	A61N1/36521 A61B5/0809 A61B5/0816 A61B5/145 A61B5/4818 A61B5/7207 A61N1/3601		
优先权	2004003528 2004-04-05 FR		
其他公开文献	EP1584288B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该装置具有呼吸故障诊断单元，用于分析一组连续循环中呼吸信号的变化。诊断单元具有伪影呼吸循环检测单元，其包括识别阻抗信号中的静态阻抗的变化的软件。提供一个单元，用于识别代表呼吸循环中伪影周期的预定奇点。



Office européen des brevets — RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE — Numéro de la demande EP 05 29 0748

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.7)
A	US 2002/193697 A1 (CHO YONG KYUN ET AL) 19 décembre 2002 (2002-12-19) * alinéas [0043] - [0046]; revendication 1 *	1-18	A61B5/0205 A61N1/365 A61B5/08
A	US 4 567 892 A (PLICCHI GIANNI ET AL) 4 février 1986 (1986-02-04) * colonne 4, ligne 39 - colonne 5, ligne 38; revendication 1 *	1-18	
A	US 6 574 507 B1 (BONNET JEAN-LUC) 3 juin 2003 (2003-06-03) * revendication 1 *	1-18	
A	EP 0 702 977 A (MEDTRONIC INC) 27 mars 1996 (1996-03-27) * colonne 6, ligne 51 - colonne 7, ligne 26; revendication 1 *	1-18	
A	WO 02/087433 A (MEDTRONIC INC) 7 novembre 2002 (2002-11-07) * page 4; revendication 1 *	1-18	

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.7): A61B, A61N

Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications

Lieu de la recherche	Date d'achèvement de la recherche	Examinateur
Munich	13 juin 2005	Chopinaud, M

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES
X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons
& : membre de la même famille, document correspondant