

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

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

3 028 742

21 N° d'enregistrement national : 14 61375

51 Int Cl⁸ : A 61 B 5/04 (2016.01), A 61 B 5/08, A 61 N 1/36

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 24.11.14.

30 Priorité :

43 Date de mise à la disposition du public de la demande : 27.05.16 Bulletin 16/21.

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

60 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

Demande(s) d'extension :

71 Demandeur(s) : INSERM (INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE) — FR et UNIVERSITE DE RENNES I Etablissement public — FR.

72 Inventeur(s) : HERNANDEZ ALFREDO.

73 Titulaire(s) : INSERM (INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE), UNIVERSITE DE RENNES I Etablissement public.

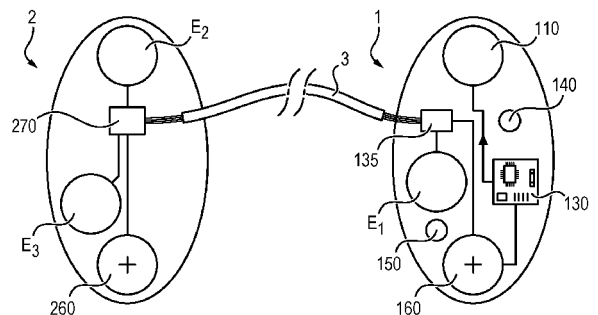
74 Mandataire(s) : LE FORESTIER CONSEIL.

54 DISPOSITIF DE STIMULATION VIBROTACTILE.

57 L'invention concerne un dispositif (1) de stimulation vibrotactile destiné à être appliqué contre un milieu corporel à stimuler (MC), réalisé sous forme d'une unité fonctionnelle comprenant un effecteur vibrant (10) apte à appliquer audit milieu des impulsions d'énergie mécanique vibratoire, et des moyens (130) de commande de l'effecteur selon des règles de stimulation.

Le dispositif est remarquable en ce que l'unité fonctionnelle abrite en outre une première électrode (E1) apte à coopérer avec au moins une deuxième électrode (E2, E3) distante de la première électrode pour fournir des signaux représentatifs d'une activité cardiaque et d'une activité musculaire sur le milieu à stimuler, lesdits moyens de commande (130) étant sensibles aux signaux d'activité cardiaque d'une part et d'activité musculaire d'autre part pour influencer la stimulation.

Application notamment à la stimulation corporelle dans la lutte contre les apnées du sommeil, avec détection améliorée.



FR 3 028 742 - A1



Domaine de l'invention

La présente invention concerne d'une façon générale les dispositifs de stimulation vibrotactile ou kinesthésique.

5 Etat de la technique

La stimulation vibrotactile ou kinesthésique est connue dans l'état de l'art et couramment utilisée depuis plus de 20 ans dans différents domaines d'application, notamment, pour l'assistance sensorielle.

10 Ainsi le document US 5 035 242 A vise un dispositif de stimulation à l'usage des malentendants, le document WO 2009082682 A1 propose un dispositif pour les personnes avec déficience visuelle.

La stimulation vibrotactile est encore utilisée pour le traitement des apnées du sommeil, notamment chez le nouveau-né prématuré (voir en particulier US 5 555 891 A ou WO2007141345 A1).

15 Plusieurs principes de transduction sont utilisés dans les effecteurs vibro-tactiles ou kinesthésiques. Dans leur grande majorité, ils délivrent une stimulation mécanique vibratoire à partir de l'application d'un signal électrique de caractéristiques prédéfinies.

20 En général, la commande de la stimulation mécanique vibratoire est effectuée en réponse à une détection d'apnée, typiquement en déterminant le flux d'air respiratoire dans le nez et/ou la bouche du sujet grâce à une canule reliée au dispositif.

25 Ce principe de base peut être en soi suffisant pour faire cesser la phase d'apnée, mais on constate aujourd'hui que les caractéristiques de la stimulation gagneraient à tenir compte d'autres facteurs biologiques.

Résumé de l'invention

30 La présente invention vise à proposer un dispositif de stimulation vibrotactile, notamment mais non exclusivement pour le traitement de l'apnée du sommeil, qui soit capable également d'estimer au moins un autre paramètre dont la prise en compte peut être utile pour ajuster la stimulation.

On propose ainsi selon l'invention un dispositif de stimulation vibrotactile, notamment pour effectuer une stimulation corporelle dans la lutte contre les apnées du sommeil, destiné à être appliqué contre un milieu corporel à stimuler, réalisé sous forme d'une unité fonctionnelle comprenant un effecteur vibrant apte à appliquer audit milieu des impulsions d'énergie mécanique vibratoire, et des moyens de commande de l'effecteur selon des règles de stimulation, le dispositif étant caractérisé en ce que l'unité fonctionnelle abrite en outre une première électrode apte à coopérer avec au moins une deuxième électrode distante de la première électrode pour fournir des signaux représentatifs d'une activité cardiaque et d'une activité musculaire sur le milieu à stimuler, lesdits moyens de commande étant sensibles aux signaux d'activité cardiaque d'une part et d'activité musculaire d'autre part pour influencer la stimulation.

On pourra compléter ces caractéristiques avec les caractéristiques préférées mais optionnelles suivantes, prises en toutes combinaisons que l'homme du métier appréhendera comme techniquement compatibles.

* le dispositif comprend deux unités, à savoir une première unité abritant ledit effecteur et la première électrode, et une deuxième unité abritant la deuxième électrode au moins prévue.

* la première unité ou la deuxième unité abrite une troisième électrode formant électrode de référence.

* les deux unités sont reliées entre elles par un faisceau de conducteurs.

* le dispositif comprend en outre une canule nasale pour la détection d'un flux d'air respiratoire, et le faisceau de conducteurs est associé à la canule nasale.

* le dispositif comprend un circuit de traitement apte à dériver des signaux fournis par les électrodes au moins une information d'activité cardiaque ou une information d'activité musculaire dans la région des électrodes telle que la région mastoïdienne.

* le circuit de traitement est apte à réaliser une séparation entre des signaux d'électrocardiogramme et des signaux d'électromyogramme.

* les moyens de commande sont aptes à commander l'effecteur en fonction des informations d'activité délivrées par le circuit de traitement.

5 * chaque unité comprend une platine portant ses différents organes, et une enveloppe souple jetable apte à recevoir la platine de façon amovible.

* l'ensemble des organes portés par chaque platine sont encapsulés.

* chaque enveloppe souple comporte des aménagements aptes à recevoir et retenir élastiquement au moins une partie de bord de l'unité associée.

10 * chaque enveloppe présente un bord périphérique pourvu d'un adhésif.

Brève description des dessins

15 D'autres aspects, buts et avantages de la présente invention apparaîtront mieux à la lecture de la description détaillée suivante d'une forme de réalisation préférée de celle-ci, donnée à titre d'exemple non limitatif et faire en référence aux dessins annexés, sur lesquels :

20 La Figure 1 est une vue de face schématique d'un dispositif de stimulation vibrotactile en deux unités destinées respectivement à se placer en arrière des oreilles d'un sujet, et des différents éléments constitutifs de ce dispositif,

La Figure 2 est une vue de face schématique de la tête d'un sujet équipé des deux parties et d'un organe de raccordement électrique,

25 La Figure 3 illustre un exemple de signaux recueillis avec le dispositif, et

Les Figures 4a et 4b sont des vues en coupe transversale des deux unités dotées d'un moyen de fixation et de protection.

30 Description détaillée d'une forme de réalisation préférée

En référence aux Figures 1 et 2, un dispositif de stimulation vibrotactile ou kinesthésique 1 selon l'invention comprend deux unités 1 et 2, ici destinées à se placer derrière les deux oreilles d'un sujet.

Une première unité 1 comprend un effecteur ou excitateur électromécanique vibratoire 110. De façon préférée, l'effecteur 110 comprend un organe piézo-électrique ou un actuateur linéaire résonant. L'unité 1 comprend également des moyens de traitement numérique embarqués 130, typiquement sous la forme d'une carte électronique dotée d'un microcontrôleur, destinés à commander l'effecteur en fonction de certains paramètres déterminant en particulier (i) la présence d'un phénomène d'apnée du sommeil chez le sujet, (ii) l'évolution de la fréquence cardiaque et (iii) des caractéristiques extraites de l'électromyogramme (activité électrique musculaire) des muscles du cou.

En référence plus particulièrement à la Figure 2, le dispositif est apte à émettre des impulsions mécaniques d'excitation en fonction de critères tels que la détection d'un phénomène d'apnée du sommeil par des moyens et pouvant être conventionnels, et en particulier la détection d'un flux d'air respiratoire déterminée par une canule nasale C illustrée schématiquement sur la Figure 2.

Ces impulsions ont par exemple une fréquence de l'ordre de 100 à 400 Hz, et sont commandés par le circuit de commande 130 en réponse aux signaux de détection reçus via une interface filaire ou sans fil non illustrée.

L'unité 1 peut être dotée d'autres fonctionnalités. Elle peut par exemple intégrer un capteur de température 140 délivrant des signaux de température soit analogiques et convertis en signaux numériques au niveau du dispositif de traitement, soit directement numériques, un dispositif 150 de signalisation lumineuse (DEL) et/ou sonore (vibreur) exprimant l'état du dispositif, un interrupteur de marche/arrêt, etc.

Elle est alimentée par une pile bouton 160 ayant une capacité appropriée, ou éventuellement une batterie rechargeable, de façon filaire (par exemple sur le port USB D'un ordinateur) ou sans fil (par transmission

inductive de puissance, de façon connue en soi pour les petits appareils électroniques).

5 Selon une variante de réalisation, les moyens de traitement numérique, ou une partie de ces moyens de traitement, peuvent être déportés dans un boîtier distinct du dispositif et soit porté par le patient, soit disposé à son voisinage, par exemple sur sa table de nuit, pendant le sommeil.

10 Des moyens de transmission sont alors prévus pour permettre la communication du dispositif avec le boîtier déporté, ces moyens pouvant être filaires ou sans fil pour un boîtier porté par le patient, et de préférence sans fil pour un boîtier fixe.

15 Selon une caractéristique de l'invention, le dispositif également est apte à détecter des phénomènes cardio-respiratoires exploitables par l'unité de commande 130 pour estimer les moments auxquels une stimulation à l'aide de l'effecteur 110 est nécessaire et pour déterminer les paramètres de cette stimulation.

A cet effet le dispositif comprend un ensemble d'électrodes destinées à être en contact avec la peau du patient lorsque les unités sont posées.

20 Une première électrode E1 est située dans l'unité 1, tandis que deux autres électrodes E2 et E3 sont situées dans une seconde unité désignée par la référence 2, destinée à être posée sur le sujet à distance de la première unité 1. Par exemple, la deuxième unité 2 peut être appliquée sur l'os mastoïdien derrière l'oreille droite du patient, lorsque l'unité 1 est posée sur l'os mastoïdien en arrière de son oreille gauche, ou inversement.

25 Les électrodes E2 et E3 de l'unité 2 sont reliées électriquement à l'unité 1 de manière qu'un circuit de traitement des signaux délivrés par les électrodes, désigné par la référence 135, puisse analyser ces signaux et délivrer une indication d'activité cardiaque et/ou respiratoire du sujet. Avantagusement, cette liaison électrique est réalisée à l'aide d'un ensemble
30 de conducteurs 3 associés à une canule nasale C utilisée, de façon connue en soi, pour estimer un flux d'air de l'air au voisinage des narines et de la

bouche du sujet et en déduire l'existence ou non d'une activité respiratoire du sujet.

Ces conducteurs peuvent être intégrés dans une paroi de la canule C, ou fixés à celle-ci de toute autre manière.

5 En variante, on peut prévoir de faire passer les conducteurs 3 en arrière de la tête du sujet, par exemple de façon intégrée à un bandeau élastique ou en étant retenus par un tel bandeau.

Lorsque les unités sont placées en arrière des deux oreilles comme illustré sur la figure 2, ces électrodes permettent de recueillir un mélange de
10 signaux électrophysiologiques reflétant principalement l'activité électrique cardiaque et l'activité des muscles proches de la région mastoïdienne.

L'une des électrodes, par exemple l'électrode E3 située dans l'unité 2, est une électrode de référence, tandis que les signaux recueillis par les électrodes E1 et E2 distantes l'une de l'autre sont appliqués aux entrées d'un
15 amplificateur différentiel à gain élevé prévu dans le circuit de traitement 135.

La Figure 3 donne un exemple de l'allure des signaux recueillis, qui reflètent le mélange d'activités précité. On observe des pics répartis de façon assez régulière, qui correspondent aux pulsations cardiaques (onde R de l'électrocardiogramme ECG). On observe également une activité électrique
20 des muscles environnants (EMG) révélée par un signal de plus faible amplitude et de contenu fréquentiel plus élevé, se produisant sur toute l'étendue de l'échantillon représenté. Ce signal EMG est susceptible de cacher les ondes P et T de l'ECG. En particulier, la perturbation (zone de signal S1) illustrée sur la Figure 3, correspond à une augmentation
25 significative de l'activité musculaire dans la région mastoïdienne, révélée par l'augmentation d'énergie du signal EMG.

Le circuit de traitement 135 est apte à séparer mutuellement ces signaux ECG et EMG, afin de pouvoir les traiter distinctement. Par exemple, il met en œuvre un procédé de séparation de sources ou de filtrage adaptatif
30 linéaire ou non-linéaire, de façon connue en soi.

Une fois les signaux séparés, le signal EMG résultant peut être utilisé pour estimer le niveau de tonus des muscles environnants. En particulier, il a été déterminé qu'une diminution du tonus des muscles du pharynx joue un rôle important dans la genèse des apnées obstructives. D'autre part, une
5 reprise du tonus musculaire (comme celle révélée par la partie de signal S1 sur la Figure 3) est souvent associée à la fin d'une apnée obstructive. Le tonus musculaire ainsi estimé fournit également de l'information sur l'état de sommeil du patient, particulièrement pour différencier les états de veille et de sommeil.

10 Le traitement de signaux selon cet aspect de l'invention permet donc d'analyser ce tonus musculaire afin (i) d'activer la thérapie de stimulation de façon précoce, (ii), de différencier les apnées centrales des apnées obstructives, (iii) de piloter de façon optimale la stimulation et (iv) d'optimiser les paramètres de détection des événements respiratoires, par exemple, en
15 fonction des stades de sommeil.

Concernant le signal ECG résultant de la séparation, la principale information extraite est la fréquence cardiaque, dont il s'avère qu'elle est fortement perturbée pendant les épisodes d'apnée, et qui est utilisée de façon connue en soi comme variable de contrôle permettant l'optimisation de
20 la stimulation vibrotactile (voir WO2007141345 A1 déjà cité).

Le circuit 135 est fonctionnellement relié au circuit 130 de commande de la stimulation vibrotactile, de manière à pouvoir ajuster les stratégies de stimulation en fonction non seulement de l'activité respiratoire proprement dite, mesurée par la canule C et éventuellement par d'autres capteurs, mais
25 également du rythme cardiaque du sujet ainsi que du tonus musculaire dans la région mastoïdienne, comme indiqué ci-dessus. On notera que les traitements de séparation des signaux issus des électrodes (notamment filtrage, décomposition fréquentielle, détection d'amplitude, etc.) peuvent être effectués soit dans le circuit 135, soit dans le circuit 130. Par ailleurs,
30 l'homme du métier comprendra que les circuits 130 et 135 peuvent être fusionnés en un seul circuit.

Les conducteurs 3 comprennent de préférence au moins deux conducteurs, à savoir un pour chaque électrode E2 et E3.

On peut par ailleurs répartir les différentes fonctions du dispositif entre les deux unités 1 et 2, et notamment l'unité 2 peut également comporter un
5 circuit de traitement ou de commande, une batterie, des dispositifs de signalisation, un commutateur marche/arrêt, etc.

Naturellement le nombre de conducteurs dans le faisceau 3 sera adapté par l'homme du métier en fonction de la répartition des fonctions entre les deux unités.

10 Par ailleurs, si l'espace dans l'unité 1 s'avère suffisant, on pourra y intégrer l'électrode de référence E3.

Les dimensions de chaque unité du dispositif sont typiquement de 3 à 8 cm selon le grand axe et de 2 à 6 cm selon le petit axe.

A noter également que l'unité 2 peut être disposé en tout
15 emplacement autre que l'arrière de l'oreille opposée à celle où se trouve l'unité 1, étant observé que pour recueillir des signaux d'activité cardiaque et/ou musculaire appropriés, la distance entre les électrodes E1 et E2 doit être suffisamment grande (typiquement d'au moins 10 à 20 cm).

La nature de la liaison entre les deux unités 1 et 2 sera alors adaptée
20 en conséquence.

Les Figures 4a et 4b illustrent une implémentation pratique du dispositif selon l'invention. Les différents éléments de chaque unité 1, 2 sont montés sur une platine, respectivement 170, 270, l'ensemble étant enrobé dans un bloc ou coque, respectivement 172, 272, par exemple en résine, qui
25 dispose de bords périphériques respectivement 174, 274 appropriés au couplage avec un moyen de fixation à la peau. Un tel moyen de fixation peut être une enveloppe jetable respectivement 180, 280, réalisée en un matériau élastique et capable de recevoir l'unité respective 1, 2 dans une cavité interne respective 182, 282, en retenant celui-ci par les bords respectifs 174,
30 274 du bloc de résine d'encapsulation, engagés dans une encoche périphérique respective 184, 284 de ladite enveloppe.

Un adhésif biocompatible A peut être prévu sur le bord périphérique respectif 186, 286 de chaque enveloppe, destiné à être en contact avec la peau, tandis qu'une paroi de dessus respectivement 188, 288 de l'enveloppe recouvre et étanchéifié entièrement le l'unité associée, encapsulée dans son bloc de résine respectif 172, 272.

On comprend que l'unité encapsulée 1 ou 2 peut être aisément extraite de son enveloppe 180, 280 pour la remplacer par une enveloppe neuve. L'adhésif A peut être couvert, de façon classique en soi, d'une pellicule de protection pelable à retirer avant usage.

Les unités formant le dispositif de stimulation selon l'invention peuvent être fixées sur tout site adapté (derrière les oreilles, sur les thorax latéraux, la plante des pieds, etc.), les enveloppes 180, 280 et leurs caractéristiques étant alors adaptées à l'usage prévu. De même, la liaison électrique entre les deux unités est adaptée en conséquence.

Les Figures 4a et 4b montrent que les électrodes sont directement en contact avec le milieu à stimuler MC, tandis que l'effecteur 10 peut appliquer les vibrations au milieu soit par contact direct, soit via le matériau de la coque 172, choisi alors pour assurer un couplage mécanique approprié avec le milieu MC.

On peut prévoir également, de façon connue en soi, que la surface des électrodes soit recouverte par un milieu favorisant la conduction électrique.

Bien entendu, l'invention n'est nullement limitée à la forme de réalisation décrite et représentée, mais l'homme du métier saura y apporter de nombreuses variantes et modifications.

En particulier, on peut adjoindre au dispositif toute fonctionnalité indépendante ou corrélée à la stimulation vibratoire, et notamment, outre la mesure de température, toute détection ou captage d'un autre paramètre biologique.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif (1) de stimulation vibrotactile, notamment pour effectuer une stimulation corporelle dans la lutte contre les apnées du sommeil, destiné à être appliqué contre un milieu corporel à stimuler (MC), réalisé sous forme d'une unité fonctionnelle comprenant un effecteur vibrant (10) apte à appliquer audit milieu des impulsions d'énergie mécanique vibratoire, et des moyens (130) de commande de l'effecteur selon des règles de stimulation, le dispositif étant caractérisé en ce que l'unité fonctionnelle abrite en outre une première électrode (E1) apte à coopérer avec au moins une deuxième électrode (E2, E3) distante de la première électrode pour fournir des signaux représentatifs d'une activité cardiaque et d'une activité musculaire sur le milieu à stimuler, lesdits moyens de commande (130) étant sensibles aux signaux d'activité cardiaque d'une part et d'activité musculaire d'autre part pour influencer la stimulation.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend deux unités, à savoir une première unité (1) abritant ledit effecteur (10) et la première électrode (E1), et une deuxième unité (2) abritant la deuxième électrode au moins prévue (E2, E3).
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la première unité (1) ou la deuxième unité (2) abrite une troisième électrode (E3) formant électrode de référence.
4. Dispositif selon la revendication 2 ou 3, caractérisé en ce que les deux unités (1, 2) sont reliées entre elles par un faisceau de conducteurs (3).
5. Dispositif selon la revendication 4, comprenant en outre une canule nasale (C) pour la détection d'un flux d'air respiratoire, et caractérisé en ce que le faisceau de conducteurs (3) est associé à la canule nasale.

6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comprend un circuit de traitement (135) apte à dériver des signaux fournis par les électrodes au moins une information d'activité cardiaque ou une
5 information d'activité musculaire dans la région des électrodes telle que la région mastoïdienne.
7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que le circuit de traitement (135) est apte à réaliser une séparation entre des signaux
10 d'électrocardiogramme et des signaux d'électromyogramme.
8. Dispositif selon la revendication 6 ou 7, caractérisé en ce que les moyens de commande (130) sont aptes à commander l'effecteur (10) en fonction des informations d'activité délivrées par le circuit de traitement (135).
15
9. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que chaque unité (1 ; 2) comprend une platine (170 ; 270) portant ses différents organes, et une enveloppe souple jetable (180 ; 280) apte à recevoir la platine de façon amovible.
20
10. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que l'ensemble des organes portés par chaque platine (170 ; 270) sont encapsulés.
11. Dispositif selon la revendication 9 ou 10, caractérisé en ce que chaque
25 enveloppe souple (180 ; 280) comporte des aménagements (184 ; 284) aptes à recevoir et retenir élastiquement au moins une partie de bord (174 ; 274) de l'unité associée.
12. Dispositif selon l'une des revendications 9 à 11, caractérisé en ce que
30 chaque enveloppe (180 ; 280) présente un bord périphérique (186 ; 286) pourvu d'un adhésif (A).

1/2

FIG. 1

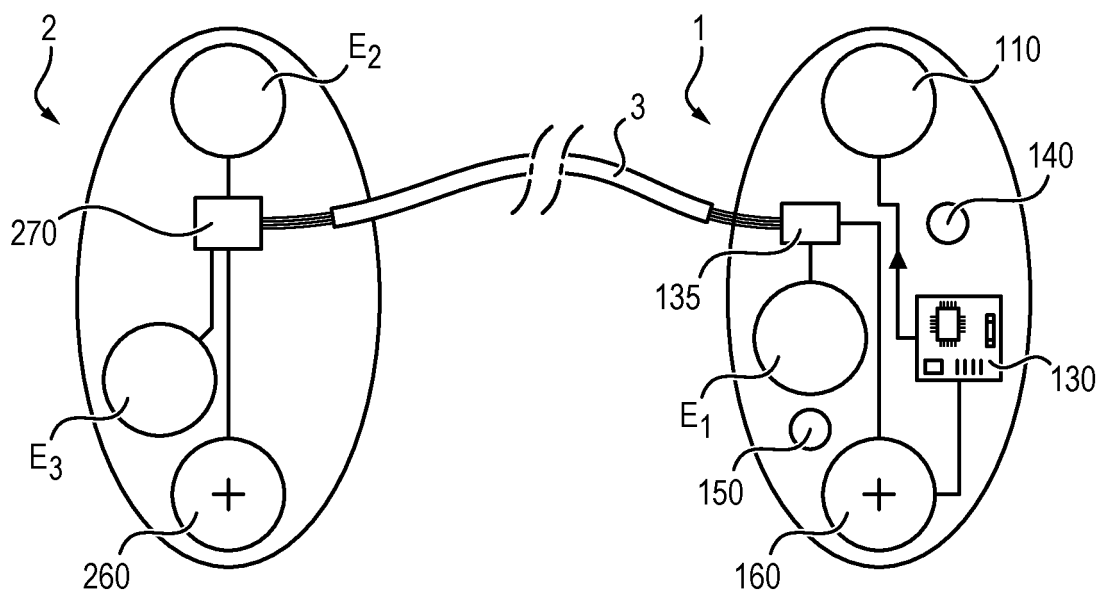


FIG. 2

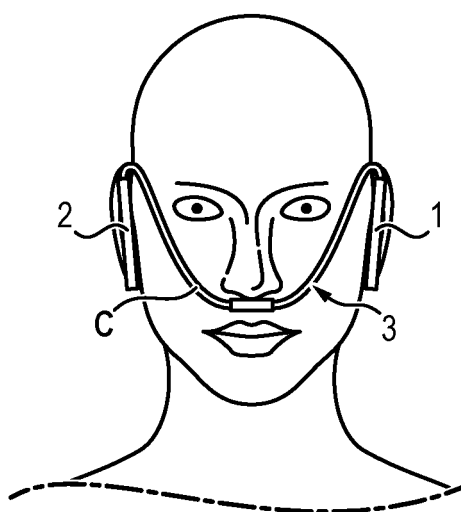
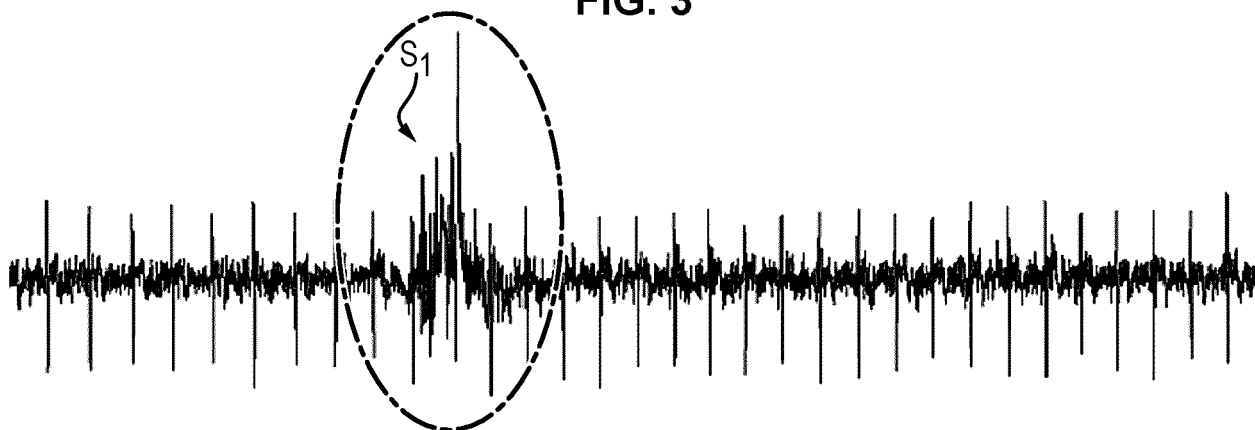


FIG. 3



2/2

FIG. 4a

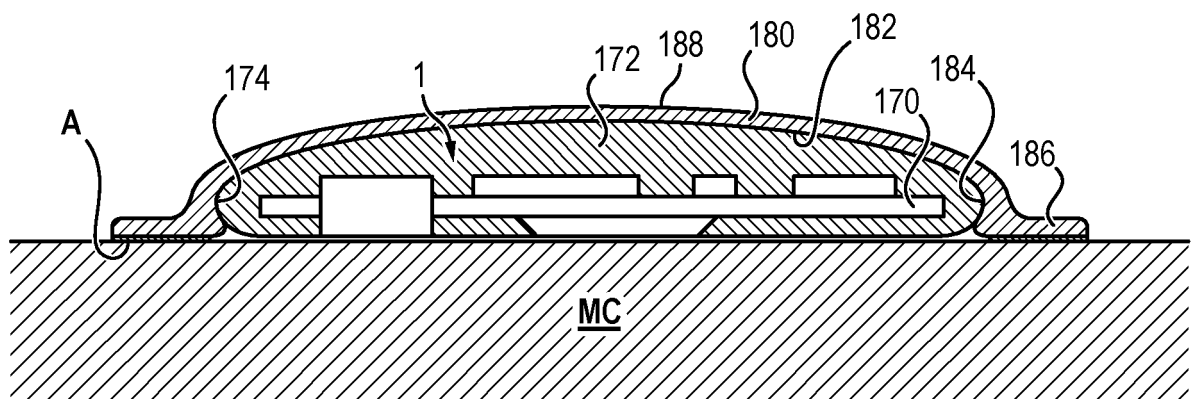
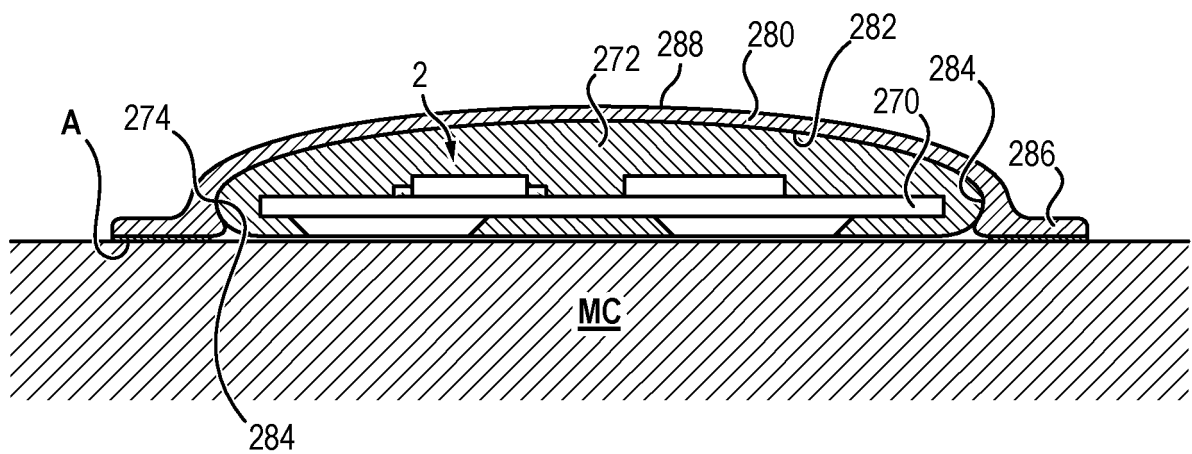


FIG. 4b





**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

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

FA 803066
FR 1461375

| DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS | | Revendication(s) concernée(s) | Classement attribué à l'invention par l'INPI |
|---|---|--|---|
| Catégorie | Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes | | |
| X,D | WO 2007/141345 A1 (UNIV RENNES [FR]; HERNANDEZ ALFREDO [FR]; CRUZ JULIO [VE]; GARRAULT GU) 13 décembre 2007 (2007-12-13) * page 4, ligne 15 - ligne 25 * * page 16, ligne 13 - ligne 25 * * page 2, ligne 11 - ligne 15 * ----- | 1-12 | A61B5/04 A61B5/08 A61N1/36 |
| X | US 2014/180036 A1 (BUKKAPATNAM SATISH T S [US] ET AL) 26 juin 2014 (2014-06-26) | 1-8 | |
| Y | * alinéas [0029] - [0033] * * abrégé * * figure 1 * * le document en entier * ----- | 9-12 | |
| X | US 6 275 213 B1 (TREMBLAY MARK R [US] ET AL) 14 août 2001 (2001-08-14) * colonne 3, ligne 5 - ligne 49 * * le document en entier * ----- | 1-4,6,8 | |
| Y | US 2013/102937 A1 (EHRENREICH KEVIN JOE [US] ET AL) 25 avril 2013 (2013-04-25) * phrases 113, 123-127, 133 * * figures 5,6,12,14, 16 * * le document en entier * ----- | 9-12 | DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B A61H |
| A | US 2013/197321 A1 (WILSON WILLARD [US]) 1 août 2013 (2013-08-01) * alinéas [0023] - [0025], [0134], [0338] - [0339] * * le document en entier * ----- | 1-12 | |
| A | US 6 265 978 B1 (ATLAS DAN [IL]) 24 juillet 2001 (2001-07-24) * le document en entier * ----- | 1-12 | |
| Date d'achèvement de la recherche | | Examineur | |
| 7 août 2015 | | Furlan, Stéphane | |
| CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS | | T : théorie ou principe à la base de l'invention | |
| X : particulièrement pertinent à lui seul | | E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure | |
| Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un | | à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date | |
| autre document de la même catégorie | | de dépôt ou qu'à une date postérieure. | |
| A : arrière-plan technologique | | D : cité dans la demande | |
| O : divulgation non-écrite | | L : cité pour d'autres raisons | |
| P : document intercalaire | | | |
| | | & : membre de la même famille, document correspondant | |

1

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1461375 FA 803066**

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

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **07-08-2015**

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

| Document brevet cité au rapport de recherche | | Date de publication | Membre(s) de la famille de brevet(s) | Date de publication |
|---|----|------------------------|--|--|
| WO 2007141345 | A1 | 13-12-2007 | FR 2908624 A1 WO 2007141345 A1 | 23-05-2008 13-12-2007 |
| ----- | | | | |
| US 2014180036 | A1 | 26-06-2014 | AUCUN | |
| ----- | | | | |
| US 6275213 | B1 | 14-08-2001 | AU 1328597 A EP 0864145 A1 JP 4782859 B2 JP 4808285 B2 JP 4938870 B2 JP 5449301 B2 JP 5616317 B2 JP 2000501033 A JP 2008176779 A JP 2010003312 A JP 2010134955 A JP 2011210272 A JP 2012074075 A JP 2012074076 A US 6088017 A US 6275213 B1 US 6424333 B1 US 2003016207 A1 US 2004046777 A1 US 2007030246 A1 US 2008055248 A1 US 2008059138 A1 US 2014337724 A1 WO 9720305 A1 | 19-06-1997 16-09-1998 28-09-2011 02-11-2011 23-05-2012 19-03-2014 29-10-2014 02-02-2000 31-07-2008 07-01-2010 17-06-2010 20-10-2011 12-04-2012 12-04-2012 11-07-2000 14-08-2001 23-07-2002 23-01-2003 11-03-2004 08-02-2007 06-03-2008 06-03-2008 13-11-2014 05-06-1997 |
| ----- | | | | |
| US 2013102937 | A1 | 25-04-2013 | AU 2012325893 A1 CA 2852707 A1 CN 103997994 A EP 2768443 A1 JP 2015504321 A KR 20140092319 A US 2013102937 A1 US 2013345606 A1 US 2013345608 A1 US 2014236057 A1 US 2014288472 A1 US 2015190307 A1 WO 2013059658 A1 | 08-05-2014 25-04-2013 20-08-2014 27-08-2014 12-02-2015 23-07-2014 25-04-2013 26-12-2013 26-12-2013 21-08-2014 25-09-2014 09-07-2015 25-04-2013 |
| ----- | | | | |
| US 2013197321 | A1 | 01-08-2013 | AU 2013211861 A1 CA 2863049 A1 | 31-07-2014 01-08-2013 |

EPO FORM P0465

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

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1461375 FA 803066**

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

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **07-08-2015**

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

| Document brevet cité au rapport de recherche | Date de publication | Membre(s) de la famille de brevet(s) | Date de publication |
|---|------------------------|---|------------------------|
| | | CN 104508343 A | 08-04-2015 |
| | | EP 2807412 A1 | 03-12-2014 |
| | | US 2013197321 A1 | 01-08-2013 |
| | | WO 2013113023 A1 | 01-08-2013 |
| ----- | | | |
| US 6265978 | B1 | 24-07-2001 | US 6265978 B1 |
| | | | US 6353396 B1 |
| | | | 24-07-2001 |
| | | | 05-03-2002 |
| ----- | | | |