

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

(19) Organisation Mondiale de la
Propriété Intellectuelle
Bureau international

(43) Date de la publication internationale
26 juillet 2018 (26.07.2018)



(10) Numéro de publication internationale
WO 2018/134539 A1

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/0496* (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01) *A61B 5/0476* (2006.01)
A61B 5/0488 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2018/050138

(22) Date de dépôt international :

19 janvier 2018 (19.01.2018)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

1750443 19 janvier 2017 (19.01.2017) FR

(71) **Déposant** : BIOSERENITY [FR/FR] ; ICM-IPEPS, 47 boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris (FR).

(72) **Inventeurs** : **FROUIN, Pierre-Yves** ; c/o Bioserenity, 47 Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris (FR). **PROT, Pierre** ; c/o Bioserenity, 47 Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris (FR). **GOUTHEZ, Marion** ; c/o Bioserenity, 47 Boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris (FR).

(74) **Mandataire** : **ICOSA** ; 83 avenue Denfert-Rochereau, 75014 Paris (FR).

(81) **États désignés** (*sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible*) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR,

(54) **Title**: DEVICE FOR MONITORING THE ELECTROPHYSIOLOGICAL ACTIVITY OF A SUBJECT

(54) **Titre** : DISPOSITIF DE SUIVI DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRO-PHYSIOLOGIQUE D'UN SUJET

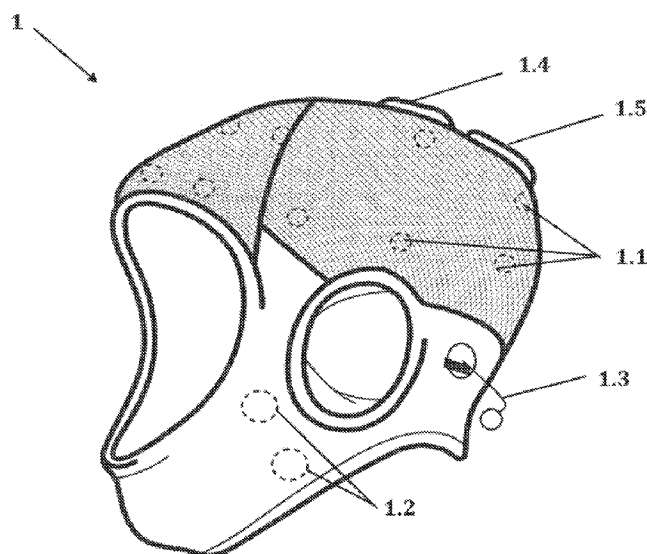


FIG. 1

(57) **Abstract**: The present invention concerns a device for monitoring the electrophysiological activity of a subject, in particular for diagnosis or monitoring of epilepsy, comprising: - a means for measuring brain electrical activity; - a means for measuring the electrical activity of the masticatory muscles; - an acquisition means configured to acquire, in a synchronised manner, the signals measured by the means for measuring brain electrical activity and by the means for measuring the electrical activity of the masticatory muscles; - a means for processing the signals; and - a means for transmitting the electrical signals acquired by the acquisition means to said means for processing the signals; said means for processing the signals being configured to detect, from among the signals measured by the means for measuring brain electrical activity, the signals measured by the means for measuring the electrical activity of the

[Suite sur la page suivante]



KW, 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.

(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), eurasién (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).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

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

Publiée:

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

masticatory muscles.

(57) Abrégé : La présente invention concerne un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet, notamment pour le diagnostic ou la surveillance de l'épilepsie, comprenant : - un moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale; - un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs; - un moyen d'acquisition configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs; - un moyen de traitement des signaux; et - un moyen de transmission des signaux électriques acquis par le moyen d'acquisition audit moyen de traitement des signaux; dans lequel ledit moyen de traitement des signaux est configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs.

DISPOSITIF DE SUIVI DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRO-PHYSIOLOGIQUE D'UN SUJET

DOMAINE DE L'INVENTION

5 La présente invention concerne un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet. En particulier, la présente invention concerne un dispositif comprenant au moins un vêtement apte à être porté par un sujet et permettant le suivi de l'activité électro-physiologique dudit sujet. Ledit dispositif est notamment configuré pour permettre le diagnostic ou la surveillance de maladies ou troubles neurologiques ou
10 physiologiques nécessitant les mesures de l'activité électrique cérébrale.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE

Il est connu de l'art antérieur, notamment par l'intermédiaire de la demande de brevet français FR 3 008 300, un dispositif médical basé sur l'utilisation d'un vêtement
15 intelligent permettant le traitement d'un flux d'informations mesurées par des capteurs (EEG, ECG, EMG, ...) intégrés audit vêtement pour surveiller l'état physiologique d'un patient. Le dispositif est muni d'un boîtier électronique embarqué et d'une batterie, et il envoie automatiquement les données à un appareil mobile ou à un serveur distant. Le flux d'informations est analysé par l'appareil mobile ou par le serveur distant qui peut alors
20 déclencher diverses actions comme l'enregistrement d'évènements ou des alarmes en cas d'observation de signaux anormaux.

Cependant, ce dispositif présente des limitations dans l'analyse des signaux bioélectriques. En effet, les signaux obtenus par la mesure de l'activité électrique cérébrale par des capteurs EEG sont très faibles. Ces signaux sont ainsi soumis à un risque
25 important de perturbations. Ces perturbations peuvent être variées. Elles peuvent être causées par d'autres activités électro-physiologiques, telles que l'activité musculaire (notamment le muscle cardiaque ou les muscles masticateurs), ainsi que par des ondes hertziennes de Haute Fréquence et des perturbations de types électrostatiques ou de Basse

Fréquence. La tension du secteur électrique est également susceptible de générer du bruit à 50 Hz ou 60 Hz sur les signaux mesurés.

Ces perturbations gênent l'exploitation et l'interprétation des signaux, que l'interprétation soit faite manuellement par les techniciens ou les médecins ; ou informatiquement par des algorithmes. Ces perturbations peuvent aller jusqu'à rendre impossible la caractérisation d'une alarme, fausser un diagnostic ou l'émettre avec des réserves.

Il est connu de l'art intérieur l'article de Gizel et al. ("Interference of tonic muscle activity on the EEG: a single motor unit study", Frontiers in human neuroscience, 2014, vol. 8) décrivant un dispositif comprenant un électroencéphalogramme, pour l'acquisition des signaux produits par l'activité cérébrale d'un sujet, et des électrodes intramusculaires, pour l'acquisition de signaux générés par l'activité des muscles masticateurs. Gizel et al. décrit l'utilisation des signaux acquis par les électrodes intramusculaires pour détecter les artefacts liés à l'activité des muscles masticateurs dans les signaux EEG. Cependant, ce dispositif présente la limitation d'utiliser des électrodes invasives qui doivent être insérées dans les muscles masticateurs.

Il est aussi connu de l'art antérieur la demande de brevet américain US 2011/257517 décrivant un système de détection de début de crise spécifique à un sujet. Ledit système comprend un moyen d'acquisition de l'activité électrique cérébrale et un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs. Cependant, ce système ne permet pas de détecter les perturbations dans les signaux électriques cérébraux qui sont dues à l'activité électrique des muscles masticateurs.

Il est aussi connu de l'art antérieur la demande de brevet américain US 2012/203079 décrivant un système d'acquisition de l'activité électrique cérébrale d'un sujet. Ledit système comprend des électrodes pour détecter l'activité électrique cérébrale et des électrodes pour l'acquisition des artefacts. Cependant, les électrodes décrites par US 2012/203079 sont implantées dans le corps du sujet, l'utilisation d'un tel système implique donc une étape invasive d'implantation desdites électrodes.

Il est aussi connu de l'art antérieur la demande de brevet américain US 2012/203133 décrivant un système comprenant des moyens d'acquisition de l'activité électrique

cérébrale et musculaire d'un sujet. Cependant, ledit système a la limitation de ne pas intégrer un module pour la détection des artefacts liés à l'activité musculaire présents dans les signaux électriques cérébraux.

5 L'objet de la présente invention est donc de fournir un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet permettant de remédier aux inconvénients majeurs de l'art antérieur. En particulier, la présente invention permet une analyse fiable des signaux mesurés en détectant les périodes au cours desquelles les signaux sont perturbés et en permettant le couplage de multiples bio-signaux pour une meilleure interprétation des marqueurs dans la pathologie du patient.

10

RÉSUMÉ

La présente invention concerne un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet, notamment pour le diagnostic ou la surveillance de l'épilepsie, comprenant :

- un moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale ;
- 15 - un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs ; le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs comportant au moins une électrode de surface intégrée dans un élément textile, ledit élément textile comportant un moyen de maintien de ladite au moins une électrode au contact d'une portion de la tête d'un sujet ;
- 20 - un moyen d'acquisition configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs ;
- un moyen de traitement des signaux ; et
- un moyen de transmission des signaux électriques acquis par le moyen
25 d'acquisition audit moyen de traitement des signaux ;

dans lequel ledit moyen de traitement des signaux est configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes des signaux corrélés à des mouvements prédéfinis.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure du mouvement oculaire, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque les battements cardiaques.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes, dans lequel le moyen d'acquisition est

également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le
5 moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure du mouvement, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux
10 mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend en outre un moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang et/ou un moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique, notamment d'un rayonnement électromagnétique visible, et/ou un
15 moyen de mesure de la température corporelle.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend un vêtement de type bonnet apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet ; ledit vêtement de type bonnet comprenant le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs ; ledit moyen de
20 mesure de l'activité électrique cérébrale comprenant une pluralité d'électrodes conductrices, et ledit moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs comprenant au moins une électrode conductrice.

Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend un vêtement de type maillot de corps apte à être porté sur le buste du sujet ; ledit vêtement de type maillot de corps comprenant
25 le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et/ou le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires ; ledit moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes comprenant une pluralité d'électrodes conductrices ; ledit moyen de mesure de l'activité du muscle cardiaque comprenant au

moins une électrode conductrice ; et ledit moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires comprenant une bande élastique textile comprenant de préférence un moyen capacitif permettant de mesurer l'écartement de la cage thoracique.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet ou le vêtement de type maillot
5 de corps sont des vêtements textiles, et les électrodes conductrices comprennent des électrodes textiles tissées, tricotées, brodées, déposées ou imprimées dans ou sur lesdits vêtements textiles. Selon un mode de réalisation, ledit moyen de traitement des signaux comprend une unité de mémoire, ladite unité de mémoire comprenant des marqueurs neurologiques ; et le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier un
10 trouble neurologique parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale à partir des marqueurs neurologiques.

DÉFINITIONS

Dans la présente invention, les termes ci-dessous sont définis de la manière suivante :

- 15 - Par « **Au niveau de** » on entend à la hauteur de. Ainsi, à titre d'exemple, un vêtement apte à être porté au niveau d'un processus mastoïde est un vêtement apte à recouvrir la peau sus-jacente au processus mastoïde.
- Par « **Électrodes textiles** », on entend des électrodes constituées de fils conducteurs ou de fils recouverts d'un matériau conducteur tissés, tricotés, brodés, déposés ou
20 imprimés dans ou le vêtement. Selon un mode de réalisation, le fil est un fil métallique ou un fil recouvert d'un revêtement métallique, en particulier, le fil peut être un fil d'argent ou un fil recouvert d'argent. Selon un mode de réalisation, le fil est un fil de carbone ou un fil comprenant des particules conductrices telles que des nanotubes de ou des nanoparticules métalliques. Selon un mode de réalisation, le fil est recouvert
25 d'un matériau organique intrinsèquement conducteur, tel que la polyaniline.
- Par « **Muscles masticateurs** » on entend les muscles permettant le mouvement de la mandibule lors de la mastication et ainsi l'élévation ou l'abaissement de la mâchoire.

- Par « **Vêtement de type bonnet** » on entend un vêtement textile porté à même la peau, le cas échéant au contact de poils tels que des cheveux, couvrant le cuir chevelu du sujet, il englobe notamment le bonnet.
- Par « **Vêtement de type maillot de corps** » on entend un vêtement textile porté à même la peau, le cas échéant au contact de poils, couvrant le buste du sujet, il englobe le maillot de corps, le tee-shirt ou le débardeur indifféremment à manches longues, à manches courtes ou sans manches.
- Par « **Moyen de traitement des signaux** » on entend au moins un microprocesseur, au moins un circuit intégré, au moins une carte électronique ou au moins un microcontrôleur. Ce moyen de traitement des signaux peut comprendre un ensemble comprenant incluant un calculateur embarqué et des moyens de calculs externes comme un appareil mobile et des serveurs distants.

DESCRIPTION DÉTAILLÉE

- 15 La présente invention concerne un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet notamment pour le diagnostic ou la surveillance de maladies ou troubles neurologiques ou physiologiques nécessitant les mesures de l'activité électrique cérébrale, en particulier pour le diagnostic ou la surveillance de l'épilepsie.

Le dispositif selon la présente invention comprend un moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale, un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs, un moyen d'acquisition, un moyen de transmission et un moyen de traitement des signaux.

Le moyen d'acquisition est configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs.

Une acquisition synchronisée de ces signaux permet une comparaison à une même date ou à un même temps t.

Le moyen de transmission est configuré pour transmettre les signaux électriques acquis par le moyen d'acquisition au moyen de traitement des signaux. Dans un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est distant de ce dispositif et est relié de manière sans fil. Dans un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est distant de ce dispositif et est relié de manière filaire.

Dans un mode de réalisation, le dispositif comprend une pluralité de moyens d'acquisition, de moyens de transmission et de moyens de traitement des signaux.

Le moyen de traitement des signaux est configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs. Ces signaux peuvent ensuite être atténués dans le signal électrique cérébral ou mis en valeur pour que l'interpréteur les identifie clairement comme tels. Cette détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et en composantes principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier.

Au vu de la faible intensité des signaux de l'activité électrique cérébrale, les signaux mesurés sont souvent « pollués » par des signaux parasites, et en particulier, les signaux électriques émis par les muscles masticateurs, de par leur intensité et leur proximité avec le cerveau. Il convient donc de différencier les signaux de l'activité électrique cérébrale des autres signaux parasites afin de permettre une analyse fiable des signaux de l'activité électrique cérébrale.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique musculaire. Ce mode de réalisation permet notamment de détecter les mouvements musculaires répétitifs se produisant lors de certaines crises d'épilepsie. Ces mouvements peuvent être des mouvements de type « clonie » ou des contractions musculaires fortes et soudaines avec ou sans mouvement associé. Les symptômes musculaires ainsi observés permettent notamment au personnel médical d'identifier le type d'épilepsie : épilepsie focale ou épilepsie généralisée par exemple. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de

l'activité électrique musculaire, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique musculaire des signaux corrélés à des mouvements prédéfinis ; en particulier des mouvements brusques, saccadés ou répétitifs. Cette détection peut s'effectuer par une
5 technique de démodulation d'amplitude connue de l'homme du métier.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes. Ce mode de réalisation permet notamment de détecter les mouvements musculaires répétitifs se produisant lors de certaines crises d'épilepsie. Ces mouvements peuvent être
10 des mouvements de type « clonie » ou des contractions musculaires fortes et soudaines avec ou sans mouvement associé. Les symptômes musculaires ainsi observés permettent notamment au personnel médical d'identifier le type d'épilepsie : épilepsie focale ou épilepsie généralisée par exemple. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par
15 le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes des signaux corrélés à des mouvements prédéfinis ; en particulier des mouvements brusques, saccadés ou répétitifs. Cette détection peut s'effectuer par une
20 technique de démodulation d'amplitude connue de l'homme du métier.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure du mouvement oculaire (ou électro-oculogramme). Ce mode de réalisation permet notamment d'identifier les signaux parasites dus aux mouvements oculaires parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique
25 cérébrale. Dans un mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire. Cette
30 détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et en composantes

principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque les battements cardiaques ou les variations de rythme des battements cardiaques. Cette détection utilise un algorithme de détection des pics QRS connu de l'homme du métier parmi lesquels on peut citer à titre d'exemple l'algorithme El-Gendi ou l'algorithme Pan-Thompkins. Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est également configuré pour identifier les anomalies dues à l'activité cardiaque dans les signaux de l'activité électrique cérébrale. Cette détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et en composantes principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et un moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires. Cette détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et

en composantes principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier. Dans un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier l'activité respiratoire à partir des signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque. En effet, le cœur subit des contraintes mécaniques durant la respiration, de ce fait, l'intervalle entre les battements change en fonction de la respiration et l'amplitude des battements change pendant la respiration. Ainsi, on peut estimer la respiration en fonction des signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes. Cette détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et en composantes principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier. Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est également configuré pour retirer parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale, les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques. Ce retrait peut être effectué en utilisant une décomposition en composantes indépendantes et en composantes principales (ICA et PCA).

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure du mouvement. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure du mouvement est un accéléromètre. Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est configuré pour détecter un effort physique à partir des signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Selon un mode de réalisation, le moyen de

traitement des signaux est configuré pour calculer la dépense énergétique du sujet à partir des signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier les mouvements et la posture du sujet à partir des signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Ces opérations sont réalisées à l'aide d'un accéléromètre 3 axes, 6 axes ou 9 axes. Ces signaux sont ensuite analysés selon des méthodes de traitement de signal (filtrage, intégration, seuillage) et de classification par rapport à des modèles. Cette analyse est connue de l'homme de l'art, et aboutit à une classification de la posture du sujet, de sa dépense énergétique (connaissant la masse du sujet), et d'une estimation de son effort physique.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et un moyen de mesure du mouvement. Dans ce mode de réalisation, le moyen de mesure du mouvement est configuré pour mesurer le mouvement du sujet, et le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure du mouvement est un accéléromètre. Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement. Cette détection utilise une décomposition en composantes indépendantes et en composantes principales (ICA et PCA) ou bien des analyses de corrélation connues de l'homme du métier.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique, de préférence un moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique dans le visible. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique est un capteur photosensible.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également au moins un moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang est un capteur optique en contact avec la peau.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen de mesure de la température corporelle. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de la température corporelle.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également un moyen d'enregistrement vidéo externe, tel qu'une caméra : soit une caméra extérieure couplée au dispositif, soit une caméra intégrée dans un dispositif de type téléphone intelligent, tablette ou ordinateur. Dans ce mode de réalisation, le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen d'enregistrement vidéo externe.

Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux comprend une unité de mémoire, ladite unité de mémoire comprenant des marqueurs neurologiques, notamment épileptiques ; et le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier une activité neurologique, notamment épileptique parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale à partir des marqueurs neurologiques, notamment épileptiques. Cette identification utilise un algorithme de reconnaissance d'activité épileptique basé sur une analyse par réseaux neuronaux.

Selon un mode de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend également au moins un moyen de stockage à distance et des moyens de communication vers ledit au moins un moyen de stockage à distance de type informatique en nuage ou serveur distant.

Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier ou annoter les effets secondaires d'un traitement médical via un recueil électronique d'informations. Ce recueil peut être direct (saisie des données du sujet sur

une application logicielle) ou indirect (recueil via un système informatique tiers). En particulier, les effets secondaires qui résultent en des changements sur l'activité électrique du muscle cardiaque, l'activité électrique cérébrale, l'activité électrique des muscles masticateurs, l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, le mouvement oculaire, l'activité des muscles respiratoires, l'activité électrique des muscles, la concentration en oxygène dans le sang et/ou la température corporelle.

Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier les cycles du sommeil du sujet à partir des différents signaux acquis par le moyen d'acquisition.

- 10 Dans un mode de réalisation comme illustré sur la **figure 1**, le dispositif selon l'invention est un vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet. Selon un mode de réalisation préféré, le dispositif selon l'invention est un vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet, au niveau des muscles masticateurs du sujet et au niveau d'au moins un processus mastoïde du sujet.
- 15 Ledit vêtement de type bonnet **1** comprend le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs.

- Dans un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet **1** comprend une pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1** et au moins une électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2**. Selon un mode de réalisation, lesdites électrodes conductrices sont des électrodes conductrices ne nécessitant pas de gel lors de la mise en œuvre, préférentiellement lesdites électrodes conductrices sont des électrodes conductrices sèches. Selon un mode de réalisation, la pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1** sont
- 20 des électrodes conductrices sèches comprenant un gel ionique. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale est une pluralité d'électrodes capacitives.

Selon un mode de réalisation, la pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1** est disposée selon le système international 10/20. A titre

d'alternative, la pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1** peut être disposée selon tout autre système, tel que le système 10/10 ou le système 10/5.

5 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend 21 électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1** ; lesdites électrodes conductrices étant préférablement positionnées selon le système internationale 10/20.

10 Selon un mode de réalisation alternatif, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend une pluralité de logements aptes à recevoir une pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique cérébrale **1.1**.

15 Selon un mode de réalisation, la au moins une électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2** est localisée sur le vêtement de type bonnet **1** de sorte à être positionnée au niveau de la mandibule lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet. Selon ce mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** comprend au moins une portion textile apte à être positionnée au niveau des muscles masticateurs lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet. Dans ce mode de réalisation, la au moins une électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2** est une électrode textile située dans ladite au
20 moins une portion textile.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend deux électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2** localisées sur le vêtement de type bonnet **1** de sorte à être positionnées au niveau de la mandibule
25 lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet. Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** comprend au moins deux portions textiles aptes à être positionnées au niveau de la mandibule de part et d'autre de la tête du sujet lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet. Dans un mode de réalisation, les deux électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2**

sont deux électrodes textiles, chacune étant située dans une des deux portions textiles. Dans un mode de réalisation, les deux électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2** sont deux électrodes textiles situées dans la même portion textile. Selon un mode de réalisation, lesdites électrodes conductrices sont des électrodes conductrices ne demandant pas de gel lors de la mise en œuvre, 5 préférentiellement lesdites électrodes conductrices sont des électrodes conductrices sèches.

Selon un mode de réalisation, les électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles masticateurs **1.2** sont des électrodes textiles.

- 10 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également au moins une électrode de référence **1.3** servant de référence aux électrodes du vêtement de type bonnet **1** afin de mesurer une différence de potentiel électrique. Selon un mode de réalisation, cette au moins une électrode de référence **1.3** est localisée sur le vêtement de 15 type bonnet **1** de sorte à être positionnée derrière une oreille du sujet lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet. Selon un mode de réalisation, cette au moins une électrode de référence **1.3** est localisée sur le vêtement de type bonnet **1** de sorte à être positionnée au niveau du processus mastoïde du sujet lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet.
- 20 Selon un mode de réalisation, ladite au moins une électrode de référence ne demande pas de gel lors de la mise en œuvre, préférentiellement ladite au moins une électrode de référence est une électrode conductrice sèche. Selon un mode de réalisation, la au moins une électrode de référence est une électrode textile.

- 25 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque. Dans un mode de réalisation, la mesure peut être effectuée par au moins une électrode conductrice. Dans un mode de réalisation, la mesure peut être effectuée par photopléthysmographie à l'aide d'un dispositif optique tel qu'un oxymètre.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang. Selon un mode de réalisation, le
5 sur le vêtement de type bonnet **1** de sorte à être positionnée dans ou sur une oreille ou sur la peau au niveau du cou du sujet lorsque le vêtement de type bonnet **1** est porté par le sujet.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de
10 mesure d'un rayonnement électromagnétique.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** comprend une pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer le mouvement oculaire.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de
15 mesure du mouvement.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** apte à être porté sur la tête du
20 sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet comprend également un moyen de mesure de la température corporelle du sujet.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type bonnet **1** comprend également un emplacement apte à recevoir un système électronique **1.5** comprenant le moyen d'acquisition, le moyen de traitement des signaux et le moyen de transmission des signaux
25 électriques. Selon un mode de réalisation le vêtement de type bonnet **1** comprend également un emplacement apte à recevoir une batterie **1.4** permettant l'alimentation électrique du système électronique.

Dans un mode de réalisation comme illustré sur la **figure 2A** et la **figure 2B**, le dispositif selon l'invention comprend également un vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet. Ledit vêtement de type maillot de corps **2** comprend le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, le moyen
5 de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et/ou le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend une pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes **2.1** ou des muscles trapèzes **2.2**. Selon un mode de réalisation, le moyen de
10 mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes **2.1** ou des muscles trapèzes **2.2** comprend une pluralité d'électrodes conductrices ne nécessitant pas de gel lors de la mise en œuvre. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes comprend une pluralité d'électrodes conductrices sèches. Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2**
15 comprend 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12 ou plus électrodes conductrices, préférentiellement 4, aptes à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes **2.1**. Selon un mode de réalisation préférentiel, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend 2 électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes droits et 2 électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes gauches. Selon
20 un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12 ou plus électrodes conductrices, préférentiellement 4, aptes à mesurer l'activité électrique des muscles trapèzes **2.2**. Selon un mode de réalisation préférentiel, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend 2 électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles trapèzes droits et 2 électrodes conductrices aptes à mesurer
25 l'activité électrique des muscles trapèzes gauches.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** est apte à être porté au niveau des muscles deltoïdes et/ou des muscles trapèzes et comprend une pluralité d'électrodes conductrices localisées sur le vêtement de type maillot de corps **2** de sorte à être positionnées au niveau des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes lorsque le
30 vêtement de type maillot de corps **2** est porté par le sujet.

Selon un mode de réalisation, les électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes **2.1** ou des muscles trapèzes **2.2** sont des électrodes textiles.

5 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend une pluralité d'électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique du muscle cardiaque **2.3**. Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend 2, 4, 6, 8, 12 ou plus électrodes conductrices, préférentiellement 2, aptes à mesurer l'activité électrique du muscle cardiaque **2.3**. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque comprend une pluralité
10 d'électrodes conductrices ne nécessitant pas de gel lors de la mise en œuvre. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque comprend une pluralité d'électrodes conductrices sèches. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque comprend une pluralité d'électrodes capacitives.

15 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** est apte à être porté au niveau du muscle cardiaque et comprend une pluralité d'électrodes conductrices localisées sur le vêtement de type maillot de corps **2** de sorte à être positionnées au niveau du muscle cardiaque lorsque le vêtement de type maillot de corps **2** est porté par le sujet. Selon un mode de réalisation, lesdites électrodes conductrices sont des électrodes
20 conductrices ne nécessitant pas de gel lors de la mise en œuvre, préférentiellement lesdites électrodes conductrices sont des électrodes conductrices sèches.

Selon un mode de réalisation, les électrodes conductrices aptes à mesurer l'activité électrique du muscle cardiaque **2.3** sont des électrodes textiles.

25 Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend également au moins une masse **2.7** servant de référence aux électrodes du vêtement de type maillot de corps **2** afin de mesurer une différence de potentiel électrique.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend une bande **2.4** élastique textile, tissée, tricotée ou brodée dans le vêtement de type maillot de corps **2** apte à mesurer l'activité des muscles respiratoires. Selon un mode de réalisation,

ladite bande élastique **2.4** comprend un moyen capacitif permettant de mesurer l'écartement de la cage thoracique, i.e. le changement de diamètre de la cage thoracique. Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** est apte à être porté au niveau de la cage thoracique et comprend une bande élastique textile **2.4** localisée sur
5 le vêtement de type maillot de corps **2** de sorte à être positionnée au niveau de la cage thoracique lorsque le vêtement de type maillot de corps **2** est porté par le sujet.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet comprend également un moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang. Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure de la
10 concentration en oxygène dans le sang est un oxymètre localisé sur le vêtement de type maillot de corps **2** de sorte à être positionné sur la poitrine, sur le dos ou les muscles des épaules du sujet lorsque le vêtement de type maillot de corps **2** est porté par le sujet.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet comprend également un moyen de mesure d'un rayonnement
15 électromagnétique.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet comprend également un moyen de mesure du mouvement.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet comprend également un moyen de mesure des perturbations
20 électromagnétiques externes.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** apte à être porté sur le buste du sujet comprend également un moyen de mesure de la température corporelle du sujet.

Selon un mode de réalisation, le vêtement de type maillot de corps **2** comprend également
25 un emplacement apte à recevoir un système électronique **2.5** comprenant le moyen d'acquisition, le moyen de traitement des signaux et le moyen de transmission des signaux électriques. Selon un mode de réalisation le vêtement de type maillot de corps **2** comprend

également un emplacement apte à recevoir une batterie **2.6** permettant l'alimentation électrique du système électronique.

Selon un mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est situé dans le vêtement de type bonnet **1** et/ou dans le vêtement de type maillot de corps **2**. Selon un
5 mode de réalisation, le moyen de traitement des signaux est situé à distance du vêtement de type bonnet **1** ou du vêtement de type maillot de corps **2**.

Selon un mode de réalisation le moyen de traitement des signaux du vêtement de type bonnet **1** et le moyen de traitement des signaux du vêtement de type maillot de corps **2** sont connectés de sorte à pouvoir traiter indifféremment les signaux mesurer par les
10 moyens de mesure du vêtement de type bonnet **1** et du vêtement de type maillot de corps **2**.

La présente invention concerne également un dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet, notamment pour le diagnostic ou la surveillance de l'épilepsie, comprenant un vêtement de type bonnet **1** et un vêtement de type maillot de
15 corps **2**, le vêtement de type bonnet **1** et le vêtement de type maillot de corps **2** comprenant chacun au moins un moyen de mesure de l'activité électro-physiologique d'un sujet, un moyen d'acquisition configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le au moins un moyen de mesure de l'activité électro-physiologique du sujet, un moyen de traitement des signaux et un moyen de transmission des signaux
20 électro-physiologiques acquis par le moyen d'acquisition audit moyen de traitement des signaux. Les moyens de traitement des signaux étant configurées pour réaliser les détections, identifications et traitements énoncés ci-dessus.

Selon un mode de réalisation, le moyen de mesure des signaux électriques générés par les muscles masticateurs est intégré dans une portion textile, ladite portion textile comportant
25 un coefficient d'élasticité permettant d'ajuster le bonnet sur la tête d'un sujet. Selon un exemple, les moyens de mesure des signaux électriques sont des électrodes de surface.

Selon un mode de réalisation, la portion textile entourant chaque électrode de surface est non conductrice et peut constituer un isolant électrique.

Selon un mode de réalisation, les moyens de mesure 1.2 de la **figure 1** sont intégrés dans un élément textile agencé sur la partie inférieure du visage, recouvrant notamment une partie de la surface des joues et du menton. L'élément textile inférieur comportant une fixation permettant d'ajuster les parties latérales gauche et droite de part et d'autre du visage. Un intérêt est d'offrir une solution permettant d'être ajustée aux têtes de différents profils de sujets. Un avantage est d'améliorer l'acquisition des signaux électriques et donc d'améliorer le traitement effectué lorsque ces signaux sont comparés ou corrélés ou soustraits aux signaux acquis par les moyens de mesure agencés sur la tête d'un sujet.

Selon un mode de réalisation, la partie supérieure du bonnet recouvrant le haut de la tête comporte deux couches. Les couches se superposent et forment un espace pouvant être fermé. Selon un exemple de réalisation, l'espace est conçu pour recevoir les électrodes. Un intérêt est de rendre non visibles les fils des électrodes. Selon un exemple le bonnet comporte au moins un boîtier fixé au tissu comportant au moins une batterie alimentant les électrodes. Un avantage est de permettre un port du bonnet par un sujet afin de le rendre autonome.

Selon un mode de réalisation, l'élément textile comporte un moyen de maintien de ladite électrode au contact d'un sujet. Selon un premier cas, l'électrode est maintenue par une bande comportant une fixation permettant de maintenir une bande latérale de part et d'autre du visage d'un sujet. Selon un autre cas, l'électrode est maintenue par une fixation de l'élément textile à une partie supérieure d'un bonnet tel que représenté à la figure 1. Dans ce dernier cas l'élément textile est conçu comme un prolongement inférieur du bonnet s'étendant le long de la partie inférieure du visage.

Selon un exemple de réalisation, l'électrode du moyen de mesure des signaux électriques générés par les muscles masticateurs est agencée dans une attache d'un bonnet comportant une partie supérieure comportant des électrodes pour mesurer des signaux électriques générés par l'activité cérébrale. Cette attache peut avantageusement s'étendre au niveau du menton ou du cou d'un sujet.

Les signaux mesurés par les moyens de mesure des signaux électriques générés par les muscles masticateurs sont comparés aux signaux acquis par les moyens de mesure des

signaux électriques de l'activité cérébrale. Cette comparaison peut préalablement être accompagnée d'étapes de traitement des signaux telles leur mise en forme, leur amplification, leur synchronisation, leur débruitage ou leur filtrage.

5 BRÈVE DESCRIPTION DES FIGURES

Figure 1 est un schéma du vêtement de type bonnet **1** selon un mode de réalisation de l'invention.

Figure 2A est un schéma du vêtement de type maillot de corps **2** vu de face selon un mode de réalisation de l'invention.

10 **Figure 2B** est un schéma du vêtement de type maillot de corps **2** vu de dos selon un mode de réalisation de l'invention.

RÉFÉRENCES

- 1 Vêtement de type bonnet ;
- 15 1.1 Électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique cérébrale ;
- 1.2 Électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles masticateur ;
- 1.3 Électrode de référence ;
- 1.4 Emplacement apte à recevoir une batterie ;
- 20 1.5 Emplacement apte à recevoir un système électronique ;
- 2 Vêtement de type maillot de corps ;
- 2.1 Électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles deltoïdes ;
- 2.2 Électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique des muscles trapèzes ;
- 2.3 Électrode conductrice apte à mesurer l'activité électrique du muscle cardiaque ;
- 25 2.4 Bande de mesure de l'activité des muscles respiratoires ;
- 2.5 Emplacement apte à recevoir un système électronique ;
- 2.6 Emplacement apte à recevoir une batterie ;
- 2.7 Masse du vêtement de type maillot de corps.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de suivi de l'activité électro-physiologique d'un sujet, notamment pour le diagnostic ou la surveillance de l'épilepsie, comprenant :
- 5 - un moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale ;
- un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs , le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs comportant au moins une électrode de surface intégrée dans un élément textile, ledit élément textile comportant un moyen de maintien de ladite au
- 10 moins une électrode au contact d'une portion de la tête d'un sujet ;
- un moyen d'acquisition configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs ;
- 15 - un moyen de traitement des signaux ; et
- un moyen de transmission des signaux électriques acquis par le moyen d'acquisition audit moyen de traitement des signaux ;
- dans lequel ledit moyen de traitement des signaux est configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les
- 20 signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs.
2. Dispositif selon la revendication 1 comprenant en outre un moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière
- 25 synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes des signaux corrélés à des mouvements prédéfinis.

3. Dispositif selon la revendication **1** ou la revendication **2** comprenant en outre un moyen de mesure du mouvement oculaire, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement oculaire.
4. Dispositif selon l'une quelconque des revendications **1** à **3** comprenant en outre un moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque les battements cardiaques.
5. Dispositif selon la revendication **4** comprenant en outre un moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires.
6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications **1** à **5** comprenant en outre un moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale les signaux mesurés par le moyen de mesure des perturbations électromagnétiques externes.

7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6 comprenant en outre un moyen de mesure du mouvement, dans lequel le moyen d'acquisition est également configuré pour acquérir de manière synchronisée les signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement, et le moyen de traitement des signaux est également configuré pour détecter parmi les signaux mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque des signaux parasites corrélés aux signaux mesurés par le moyen de mesure du mouvement.
8. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 7 comprenant en outre un moyen de mesure de la concentration en oxygène dans le sang et/ou un moyen de mesure d'un rayonnement électromagnétique, notamment d'un rayonnement électromagnétique visible, et/ou un moyen de mesure de la température corporelle.
9. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 8 comprenant un vêtement de type bonnet (1) apte à être porté sur la tête du sujet et au niveau des muscles masticateurs du sujet ; ledit vêtement de type bonnet (1) comprenant le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale et le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs ; ledit moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale comprenant une pluralité d'électrodes conductrices, et ledit moyen de mesure de l'activité électrique des muscles masticateurs comprenant au moins une électrode conductrice.
10. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 2 à 9 comprenant un vêtement de type maillot de corps (2) apte à être porté sur le buste du sujet ; ledit vêtement de type maillot de corps (2) comprenant le moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes, le moyen de mesure de l'activité électrique du muscle cardiaque et/ou le moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires ; ledit moyen de mesure de l'activité électrique des muscles deltoïdes ou des muscles trapèzes comprenant une pluralité d'électrodes conductrices ; ledit moyen de mesure de l'activité du muscle cardiaque comprenant au moins une électrode conductrice ; et ledit moyen de mesure de l'activité des muscles respiratoires comprenant une bande élastique textile (2.4) comprenant de préférence un moyen capacitif permettant de mesurer l'écartement de la cage thoracique.

11. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 9 ou 10, dans lequel le vêtement de type bonnet (1) ou le vêtement de type maillot de corps (2) sont des vêtements textiles, et les électrodes conductrices comprennent des électrodes textiles tissées, tricotées brodées, déposées ou imprimées dans ou sur lesdits vêtements textiles.
- 5
12. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, dans lequel ledit moyen de traitement des signaux comprend une unité de mémoire, ladite unité de mémoire comprenant des marqueurs neurologiques ; et le moyen de traitement des signaux est configuré pour identifier un trouble neurologique parmi les signaux
- 10
- mesurés par le moyen de mesure de l'activité électrique cérébrale à partir des marqueurs neurologiques.

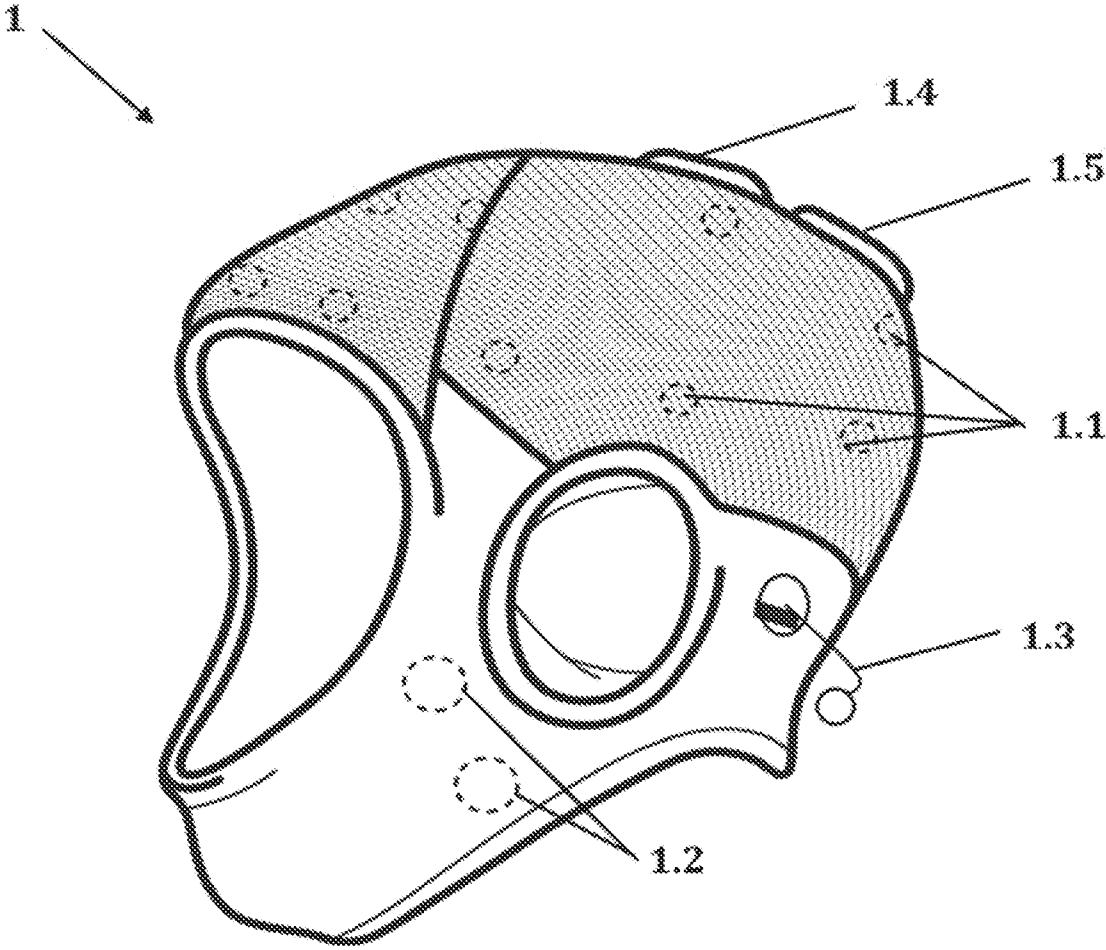


FIG. 1

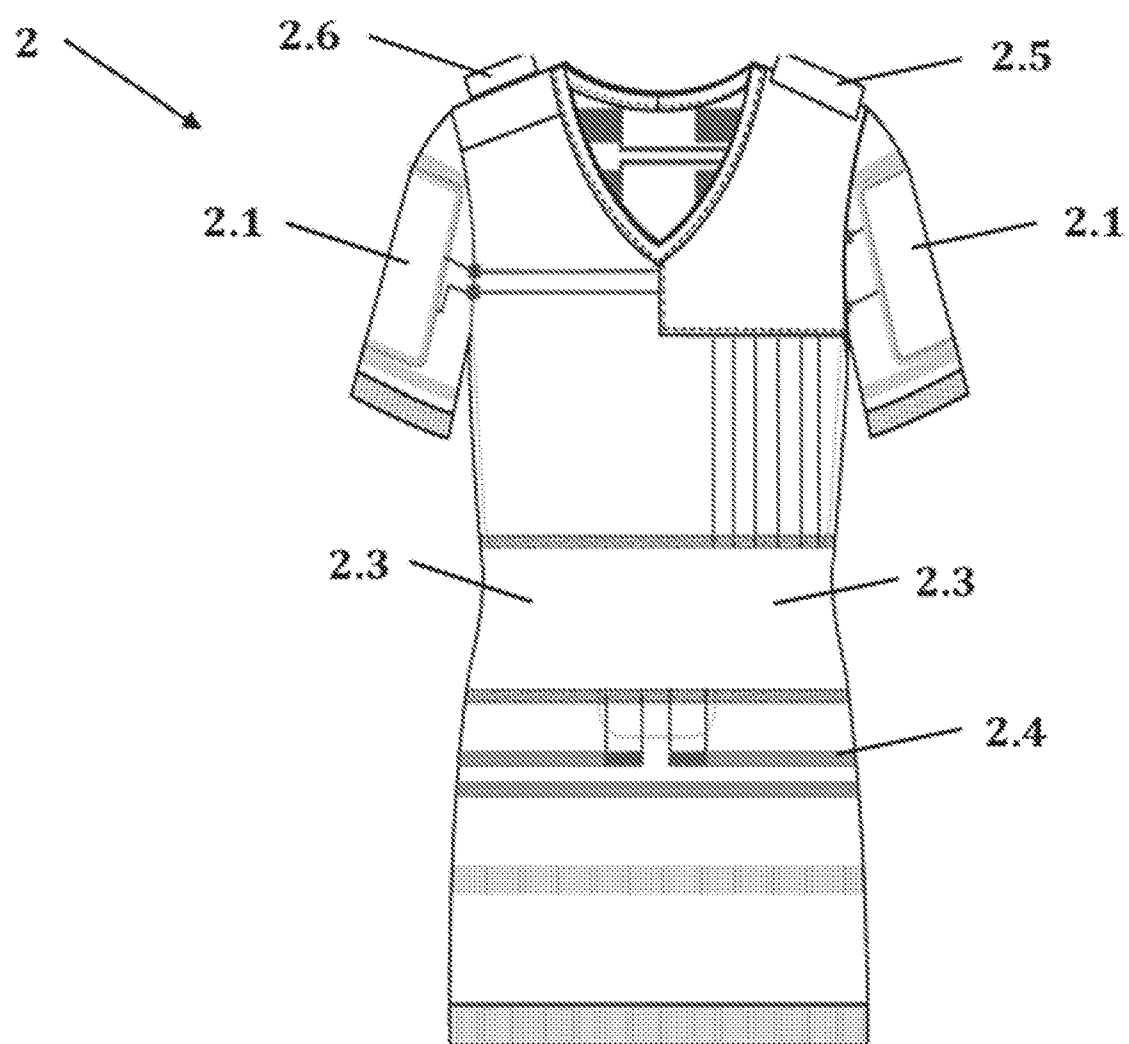


FIG. 2A

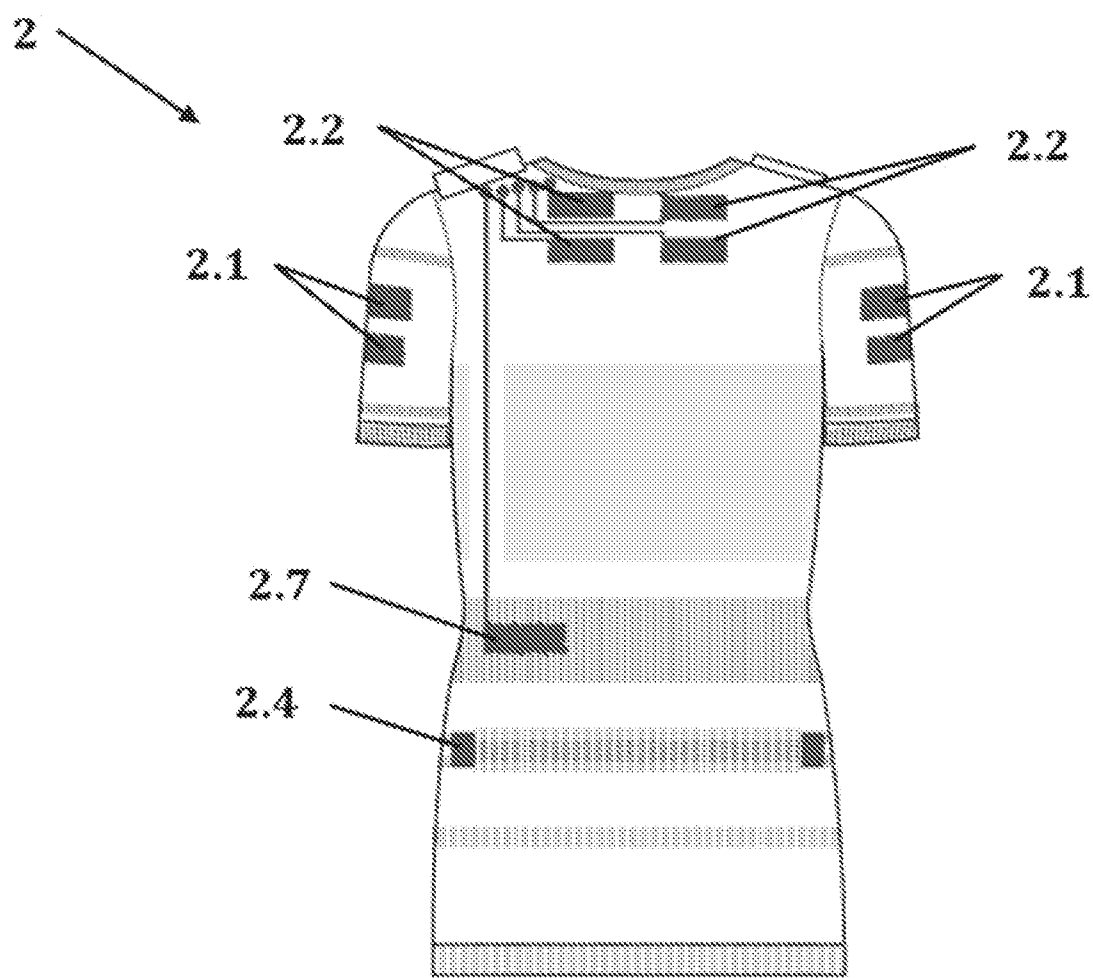


FIG. 2B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2018/050138

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/0488 A61B5/0496
ADD. A61B5/0476

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 Y	WO 2016/123619 A1 (UNIV NEW YORK [US]) 4 August 2016 (2016-08-04) paragraphs [0004], [0013] - [0017], [0031] - [0034], [0042], [0044], [0048] - [0049], [0051] - [0053], [0060] - [0061], [0074], [0075], [0080]; figure 3 ----- -/--	1-5,7,9, 10,12 6



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

12 April 2018

Date of mailing of the international search report

19/04/2018

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

Kronberger, Raphael

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2018/050138

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	XINYI YONG ET AL: "Facial EMG contamination of EEG signals: Characteristics and effects of spatial filtering", COMMUNICATIONS, CONTROL AND SIGNAL PROCESSING, 2008. ISCCSP 2008. 3RD INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 12 March 2008 (2008-03-12), pages 729-734, XP031269163, ISBN: 978-1-4244-1687-5 the whole document	1,2,4,5, 7-11
Y	US 2015/250420 A1 (ALIVERTI A; LONGINOTTI-BUITONI G) 10 September 2015 (2015-09-10) paragraphs [0137], [0227] - [0228]; figure 7A	1,2,4,5, 7-11
Y	US 2011/257517 A1 (GUTTAG JOHN V [US] ET AL) 20 October 2011 (2011-10-20) paragraphs [0006] - [0009], [0224] - [0231], [0274]; figures 19,34a-f	6
A	US 2012/203133 A1 (JADIDI FARAMARZ [DK]) 9 August 2012 (2012-08-09) paragraphs [0106] - [0116], [0184] - [0196], [0217] - [0220]; figure 25	1,9
A	US 2011/015503 A1 (JOFFE DAVID [US] ET AL) 20 January 2011 (2011-01-20) paragraphs [0058] - [0073], [0084]	1,3,4,9, 12
A	US 2014/148723 A1 (NIERENBERG NICOLAS [US] ET AL) 29 May 2014 (2014-05-29) paragraph [0018]; figures 1,1c,2	1,9
A	US 2005/085741 A1 (HOSKONEN TERHO [FI] ET AL) 21 April 2005 (2005-04-21) paragraphs [0016] - [0019]; figure 1	1,8,9
A	US 8 437 843 B1 (KAYYALI HANI [US] ET AL) 7 May 2013 (2013-05-07) column 6, line 43 - columns 9,56; figures 1,4,5 column 18, line 59 - column 19, line 32	1,8,9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/FR2018/050138

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2016123619 A1	04-08-2016	US 2018014784 A1 WO 2016123619 A1	18-01-2018 04-08-2016
US 2015250420 A1	10-09-2015	NONE	
US 2011257517 A1	20-10-2011	US 2006111644 A1 US 2011257517 A1 WO 2005117693 A1	25-05-2006 20-10-2011 15-12-2005
US 2012203133 A1	09-08-2012	CN 1767873 A DK 1610862 T3 EP 1610862 A1 ES 2608606 T3 JP 4809212 B2 JP 2006521844 A US 2006184059 A1 US 2012203133 A1 WO 2004087258 A1	03-05-2006 06-03-2017 04-01-2006 12-04-2017 09-11-2011 28-09-2006 17-08-2006 09-08-2012 14-10-2004
US 2011015503 A1	20-01-2011	NONE	
US 2014148723 A1	29-05-2014	CN 104755026 A EP 2922466 A1 JP 6267719 B2 JP 2015535463 A US 2014148723 A1 WO 2014081620 A1	01-07-2015 30-09-2015 24-01-2018 14-12-2015 29-05-2014 30-05-2014
US 2005085741 A1	21-04-2005	AT 490727 T EP 1523934 A1 US 2005085741 A1	15-12-2010 20-04-2005 21-04-2005
US 8437843 B1	07-05-2013	NONE	

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2018/050138

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE INV. A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/0488 A61B5/0496 ADD. A61B5/0476		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	WO 2016/123619 A1 (UNIV NEW YORK [US]) 4 août 2016 (2016-08-04)	1-5,7,9, 10,12
Y	alinéas [0004], [0013] - [0017], [0031] - [0034], [0042], [0044], [0048] - [0049], [0051] - [0053], [0060] - [0061], [0074], [0075], [0080]; figure 3 ----- -/--	6
☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents ☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités: "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier "&" document qui fait partie de la même famille de brevets		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée 12 avril 2018		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale 19/04/2018
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé Kronberger, Raphael

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	XINYI YONG ET AL: "Facial EMG contamination of EEG signals: Characteristics and effects of spatial filtering", COMMUNICATIONS, CONTROL AND SIGNAL PROCESSING, 2008. ISCCSP 2008. 3RD INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 12 mars 2008 (2008-03-12), pages 729-734, XP031269163, ISBN: 978-1-4244-1687-5 le document en entier -----	1,2,4,5, 7-11
Y	US 2015/250420 A1 (ALIVERTI A; LONGINOTTI-BUITONI G) 10 septembre 2015 (2015-09-10) alinéas [0137], [0227] - [0228]; figure 7A -----	1,2,4,5, 7-11
Y	US 2011/257517 A1 (GUTTAG JOHN V [US] ET AL) 20 octobre 2011 (2011-10-20) alinéas [0006] - [0009], [0224] - [0231], [0274]; figures 19,34a-f -----	6
A	US 2012/203133 A1 (JADIDI FARAMARZ [DK]) 9 août 2012 (2012-08-09) alinéas [0106] - [0116], [0184] - [0196], [0217] - [0220]; figure 25 -----	1,9
A	US 2011/015503 A1 (JOFFE DAVID [US] ET AL) 20 janvier 2011 (2011-01-20) alinéas [0058] - [0073], [0084] -----	1,3,4,9, 12
A	US 2014/148723 A1 (NIERENBERG NICOLAS [US] ET AL) 29 mai 2014 (2014-05-29) alinéa [0018]; figures 1,1c,2 -----	1,9
A	US 2005/085741 A1 (HOSKONEN TERHO [FI] ET AL) 21 avril 2005 (2005-04-21) alinéas [0016] - [0019]; figure 1 -----	1,8,9
A	US 8 437 843 B1 (KAYYALI HANI [US] ET AL) 7 mai 2013 (2013-05-07) colonne 6, ligne 43 - colonnes 9,56; figures 1,4,5 colonne 18, ligne 59 - colonne 19, ligne 32 -----	1,8,9

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/FR2018/050138

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2016123619 A1	04-08-2016	US 2018014784 A1 WO 2016123619 A1	18-01-2018 04-08-2016
US 2015250420 A1	10-09-2015	AUCUN	
US 2011257517 A1	20-10-2011	US 2006111644 A1 US 2011257517 A1 WO 2005117693 A1	25-05-2006 20-10-2011 15-12-2005
US 2012203133 A1	09-08-2012	CN 1767873 A DK 1610862 T3 EP 1610862 A1 ES 2608606 T3 JP 4809212 B2 JP 2006521844 A US 2006184059 A1 US 2012203133 A1 WO 2004087258 A1	03-05-2006 06-03-2017 04-01-2006 12-04-2017 09-11-2011 28-09-2006 17-08-2006 09-08-2012 14-10-2004
US 2011015503 A1	20-01-2011	AUCUN	
US 2014148723 A1	29-05-2014	CN 104755026 A EP 2922466 A1 JP 6267719 B2 JP 2015535463 A US 2014148723 A1 WO 2014081620 A1	01-07-2015 30-09-2015 24-01-2018 14-12-2015 29-05-2014 30-05-2014
US 2005085741 A1	21-04-2005	AT 490727 T EP 1523934 A1 US 2005085741 A1	15-12-2010 20-04-2005 21-04-2005
US 8437843 B1	07-05-2013	AUCUN	

专利名称(译)	用于监视物质的电物理活性的装置		
公开(公告)号	EP3570731A1	公开(公告)日	2019-11-27
申请号	EP2018704048	申请日	2018-01-19
申请(专利权)人(译)	BIOSERENITY		
当前申请(专利权)人(译)	BIOSERENITY		
[标]发明人	FROUIN PIERRE YVES PROT PIERRE GOUTHEZ MARION		
发明人	FROUIN, PIERRE-YVES PROT, PIERRE GOUTHEZ, MARION		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/4094 A61B5/6803 A61B5/6805 A61B5/721 A61B5/7217		
优先权	2017050443 2017-01-19 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于监测受试者的电生理活动，特别是用于诊断或监测癫痫的装置，包括：- 用于测量脑电活动的装置；- 测量咀嚼肌电活动的方法；- 获取装置，被配置为以同步的方式获取由用于测量脑电活动的装置测量的信号，以及用于测量咀嚼肌的电活动的装置；- 处理信号的手段；- 用于将由获取装置获取的电信号发送到所述用于处理信号的装置的装置；所述用于处理信号的装置被配置成从由用于测量脑电活动的装置测量的信号中检测由用于测量咀嚼肌的电活动的装置测量的信号。