



(43) Date de la publication internationale
20 août 2015 (20.08.2015)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2015/121503 A1

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0482 (2006.01)
A61B 5/0456 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/16 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/EP2015/053345

(22) Date de dépôt international :

17 février 2015 (17.02.2015)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

1451257 17 février 2014 (17.02.2014) FR

(72) Inventeur; et

(71) Déposant : ZOICAS, Vasile [FR/FR]; 1 Jardin de
l'étoile, Les Tenchurades, F-06610 La Gaude (FR).

(74) Mandataire : HAUTIER, Nicolas; Cabinet Hautier, 20
rue de la Liberté, F-06000 Nice (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM,

AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU,
TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE,
DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU,
LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

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

(54) Title : METHOD AND SYSTEM FOR MONITORING THE AUTONOMIC NERVOUS SYSTEM OF A SUBJECT

(54) Titre : PROCÉDÉ ET SYSTÈME DE SURVEILLANCE DU SYSTÈME NERVEUX AUTONOME D'UN SUJET

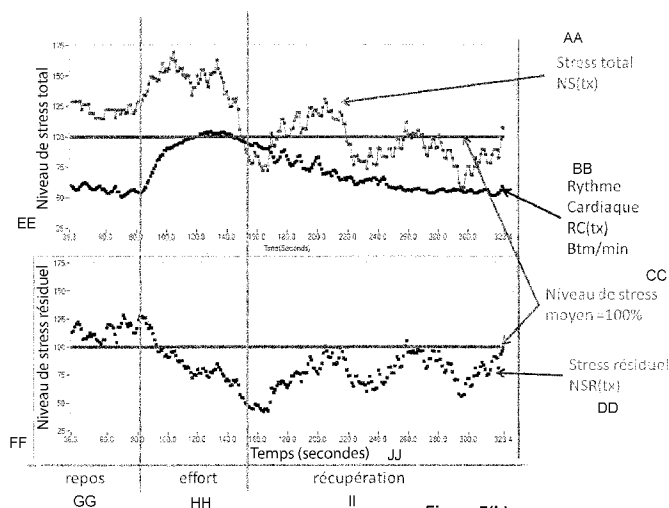


Figure 7(b)

(57) Abstract : The invention describes a method and a system for monitoring the autonomic nervous system (SNA) of a subject (10), comprising: acquiring at least one physiological signal comprising W heartbeats, generating a datum which is a function of the variability of the heart rate (VFC) on the W heartbeats, the VFC comprising W-1 RR intervals separating two consecutive heartbeats detected respectively at the moments t_{k-1} and t_k , each RR interval having a duration with a value $\tau_k = t_k - t_{k-1}$ where $k = (X - W + 2) \dots X$; using at least one microprocessor to calculate at least one parameter from among the parameter $TAS(t_x)$ representing the level of activity of the sympathetic system and/or the parameter $TAP(t_x)$ representing the level of activity of the parasympathetic system; and/or other parameters, and/or the parameter $NS(t_x)$ representing a stress level of the subject at the moment t_x and calculated using the equation $NS(t_x) = 100 + TAS(t_x) - TAP(t_x)$; and supplying a datum representative of said at least one parameter.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



L'invention décrit un procédé et un système de surveillance du système nerveux autonome (SNA) d'un sujet (10), comprenant : l'acquisition d'au moins un signal physiologique comprenant W battements cardiaques, la génération d'une donnée qui est fonction de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) sur les W battements cardiaques, la VFC comprenant W-1 intervalles RR séparant deux battements cardiaques consécutifs détectés respectivement aux instants t_{k-1} et t_k , chaque intervalle RR présentant une durée d'une valeur $\tau_k = \tau_{k-1}$ avec $k = (X - W + 2) \dots X$; le calcul à l'aide d'au moins un microprocesseur d'au moins un paramètre pris parmi le paramètre $TAS(t_k)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et/ou le paramètre $TAP(t_k)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique; et/ou d'autres paramètres tels que et/ou le paramètre $NS(t_k)$ représentant un niveau de stress du sujet à l'instant t_k et calculé en appliquant l'équation telle que $NS(t_k) = 100 + TAS(t_k) - TAP(t_k)$; et la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre.

5

10

15 « Procédé et système de surveillance du système nerveux autonome d'un sujet »

20 DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

La présente invention concerne en général un procédé et un système de surveillance d'un système nerveux autonome (SNA). L'invention propose par ailleurs, un procédé et un système d'aide à la régulation de l'activité du SNA. Elle trouve pour avantage particulier les systèmes de surveillance ou de régulation qui nécessitent un suivi du SNA en temps réel ou tout au moins avec une très bonne réactivité.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE

Le système nerveux autonome (SNA) est la partie du système nerveux responsable des fonctions automatiques, non soumises au contrôle volontaire d'un être vivant tel qu'une personne. Le SNA, est composé de deux branches, respectivement le système sympathique et le système parasympathique. Les rôles des systèmes sympathique et parasympathique sont différents et ils exercent généralement des effets antagonistes sur les mêmes organes cibles. D'une manière générale, le système sympathique aide le corps à répondre à des situations d'urgence par accélération des réactions des neurones afin d'augmenter par exemple la fréquence des battements cardiaques et de ralentir le processus de digestion.

En revanche, le système parasympathique aide le corps à préserver et à restaurer son énergie. Lorsqu'une personne se détend, par exemple en se reposant dans une chaise, le système parasympathique abaisse sa pression sanguine, ralentit la fréquence des battements cardiaques et accélère le processus de digestion.

5 Un stress prolongé génère une activité émotionnelle négative qui stimule le système sympathique en créant ainsi un déséquilibre constant qui provoque de nombreuses symptômes. Afin de fournir à des chercheurs et médecins des données précises pour effectuer des diagnostics et décider des traitements adaptés, il existe alors un besoin consistant à surveiller de manière fiable et précise les systèmes
10 sympathique et parasympathique et à en donner une représentation aisément interprétable. Une interprétation du SNA peut permettre d'identifier une pathologie particulière comme par exemple un état dans lequel le système sympathique d'un patient est anormalement actif par rapport au système parasympathique. Ainsi, le médecin peut effectuer des diagnostics et décider des remèdes appropriés.

15 Il existe de nombreuses méthodes pour surveiller et analyser le SNA.

La variabilité de la fréquence cardiaque (VFC ; acronyme de l'anglais « Heart Rate Variability », abréviation HRV) est en général utilisée pour évaluer les fonctions physiologiques telles que les activités des systèmes sympathique et parasympathique. La VFC peut être générée par exemple en utilisant des données d'une séquence
20 d'intervalles d'inter-battements dans un signal physiologique tel qu'un signal d'électrocardiogramme (ECG). Le plus souvent, un intervalle/décalage entre deux battements cardiaques successifs, dénommé « intervalle RR », est défini comme un intervalle de temps entre deux sommets préférentiellement successifs d'une onde R d'un signal ECG.

25 Il existe plusieurs méthodes d'analyse et de traitement de signal utilisant la VFC, dont la majorité est basée sur une analyse dans le domaine fréquentiel. Néanmoins, les analyses fréquentielles présentent plusieurs inconvénients notamment en termes de précision et de temps d'exécution.

30 En effet, ces analyses fréquentielles exigent de mettre en œuvre des fonctions mathématiques telles que la transformée de Fourier rapide habituellement désignée par l'acronyme FFT (de l'anglais « Fast Fourier Transformation »,) ou/et la méthode de démodulation complexe (CDM, acronyme de l'anglais « Complex Demodulation Method »), décrites dans les documents US7079888 et US20130009779A1. Or ces fonctions
35 mathématiques nécessitent un temps d'enregistrement long et ne peuvent donc pas être réalisées en temps réel.

De plus, il est difficile de séparer correctement dans le domaine fréquentiel les données appartenant respectivement au système sympathique et au système parasympathique. Autrement dit, les deux systèmes sympathique et parasympathique ne peuvent pas facilement être analysés de manière indépendante.

5

Les analyses fréquentielles sont en outre très sensibles aux bruits d'un signal ECG tels que les faux battements générés lors de la capture du signal par exemple dans le cas où la personne se déplace lors d'une activité sportive ou si le capteur ECG ne fonctionne pas correctement. Les analyses fréquentielles sont sensibles également
10 aux battements atypiques tels que les extrasystoles, arythmies (bigéminées, trigéminées), etc. Ainsi, les données transformées dans le domaine fréquentiel sont très fortement faussées du fait de bruits ou de faux battements, ce qui réduit considérablement la précision de la surveillance du SNA. Les analyses fréquentielles basées sur les méthodes connues sont donc très peu fiables dès lors que le patient
15 présente des symptômes entraînant des battements atypiques, ou/et dans le cas où de faux battements sont générés par exemple par un détecteur peu performant ou fonctionnant dans des conditions d'acquisition défavorables.

D'autres solutions proposent des analyses effectuées dans le domaine
20 temporel. Ces solutions connues prévoient, comme c'est le cas dans le document US 20130079652A1, des calculs tels qu'une mesure sélectionnée parmi un ensemble de mesures comprenant un intervalle RR moyen, un écart-type des intervalles RR, un ratio d'écarts-types suivant de différents axes d'un diagramme de dispersion des intervalles RR, une différence entre ratios des écarts-types, un écart-type d'une
25 moyenne d'intervalles RR dans différents segments de temps etc.

Les calculs d'analyses temporelles comme mentionnés ci-dessus peuvent être réalisés en temps réel. En revanche, ces calculs ne permettent pas plus d'analyser les deux systèmes sympathique et parasympathique de manière indépendante. Par
30 exemple, si le système sympathique d'un patient reste actif plus longtemps qu'une période prédéterminée et empêche le système parasympathique de jouer son rôle de récupération, cela ne peut pas être reflété par le résultat de ces calculs d'analyses temporelles. Ces calculs ne permettent pas d'analyser l'état d'équilibre entre les deux systèmes sympathique et parasympathique du SNA et ainsi ne permettent pas de
35 déterminer avec précision le niveau de stress d'un patient.

Par conséquent, il existe un besoin consistant à proposer une solution permettant de fournir une analyse fiable, simple et rapide pour surveiller les systèmes sympathique et parasympathique de manière indépendante, avec une bonne réactivité et de préférence en temps réel et tout en limitant la sensibilité à des facteurs perturbants tels que des battements atypiques et des bruits comme de faux battements générés lors de capture de signaux ECG.

RÉSUMÉ DE L'INVENTION

Pour atteindre cet objectif, un aspect de la présente invention concerne un procédé de surveillance d'un système nerveux autonome (SNA) d'un sujet, comprenant les étapes suivantes:

- l'acquisition d'au moins un signal physiologique comprenant W battements cardiaques, chaque battement cardiaque étant détecté à un instant t , avec t compris entre t_{X-W+1} et t_X , l'instant t_X étant le dernier battement des W battements cardiaques ;

- la génération d'une donnée qui est fonction de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) sur l'ensemble des W battements cardiaques, la VFC comprenant $W-1$ intervalles RR séparant deux battements cardiaques consécutifs détectés respectivement aux instants t_{k-1} et t_k , chaque intervalle RR présentant une

durée d'une valeur $a_k = t_k - t_{k-1}$ avec $k = (X-W+2) \dots X$;

- le calcul à l'aide d'au moins un microprocesseur d'au moins un paramètre pris parmi :

- le paramètre $TAS(t_X)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont supérieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent donc uniquement les valeurs a_k qui respectent la condition suivante $a_k > a_{k-1}$, a_{k-1} étant la durée de l'intervalle immédiatement précédent celui de la valeur a_k et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ; et/ou

- le paramètre $TAP(t_X)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont inférieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ;

- le paramètre $NS(t_X)$ représentant un niveau de stress du sujet (10) à l'instant t_X et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NS(t_X) = 100 + TAS(t_X) - TAP(t_X) ;$$

- la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre.

5 De manière alternative ou complémentaire, le procédé comprend le calcul à l'aide d'au moins un microprocesseur d'au moins un paramètre pris parmi :

- le paramètre $TPSP(t_X)$ représentant le taux de pollution du système sympathique vers le système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k ,
10 uniquement celles qui respectent la condition suivante :
 $a_k < a_{k-1}$ et $a_{k-1} > a_{k-2}$ et $a_{k+1} > a_k$ et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ; et/ou

- le paramètre $TPPS(t_X)$ représentant le taux de pollution du système parasympathique vers le système sympathique et qui est fonction du rapport entre
15 d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k ,
uniquement celles qui respectent la condition suivante :
($a_k > a_{k-1}$ et $a_{k-1} < a_{k-2}$ et $a_{k+1} < a_k$) et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ;

20 Ainsi, le procédé selon l'invention permet d'analyser temporellement les deux branches sympathique et parasympathique du système SNA, de manière indépendante et en temps réel ou tout au moins avec une réactivité améliorée. Il est ainsi possible de rétroagir en temps réel pour modifier l'activité du SNA selon le but recherché : par exemple une réduction du stress ou une augmentation de l'intensité
25 des émotions.

Par ailleurs, le procédé selon l'invention permet de surveiller les systèmes sympathique et parasympathique de manière indépendante et tout en limitant la sensibilité à des facteurs perturbants tels que des battements atypiques et des bruits comme des faux battements.

30 Dans le cadre de la présente invention, on désigne par sujet toute personne ou animal dont le battement cardiaque peut être détecté.

On notera que la présente invention concerne également les cas où seulement l'un ou certains des paramètres TAS , TAP , $TPPS$, $TPSP$, $TAS(t_X)$, $TAP(t_X)$, $TPPS(t_X)$,

35 $TPSP(t_X)$, $\overline{TPSP}$, $\overline{TPPS}$, NS , NSR , $NS(t_X)$, $NSR(t_X)$ est calculé.

L'invention concerne également les procédés dans lesquels on calcule l'un de ces paramètres et l'un ou plusieurs des autres paramètres.

Au moins les étapes de génération et de calcul sont mises en œuvre par ordinateur, c'est-à-dire qu'elles sont exécutées par au moins un microprocesseur.

5

Optionnellement, l'invention comprend au moins l'une quelconque des caractéristiques et étapes suivantes prises séparément ou en combinaison :

10 Dans les équations suivantes a_{k-1} = valeur de l'intervalle de temps immédiatement précédent l'intervalle de temps de durée a_k , soit $a_{k-1} = t_{k-1} - t_{k-2}$, et $k = (X-W+2), (X-W+3) \dots X$.

- le $TAS(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et dans lequel le $TAS(t_x)$ est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$15 \quad TAS(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \leq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

- le $TAP(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et dans lequel le $TAP(t_x)$ est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$TAP(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \geq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

- le $TPSP(t_x)$ étant calculé en appliquant l'équation suivante :

$$20 \quad TPSP(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k < a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} > a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} > a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

Ainsi, le $TPSP(t_x)$ est calculé de manière à obtenir une troisième somme partielle par accumulation des valeurs a_k dont chacune perturbe la tendance monotone croissante formée par des intervalles RR adjacents à l'intervalle RR correspondant à la valeur a_k
 25 et à diviser ladite somme troisième somme partielle par la somme de toutes les $W-1$ valeurs a_k ;

- le $TPPS(t_x)$ étant calculé en appliquant l'équation suivante :

$$TPPS(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k > a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} < a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} < a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

Ainsi, le $TPPS(t_x)$ est calculé de manière à obtenir une troisième somme partielle par accumulation des valeurs a_k dont chacune perturbe la tendance monotone décroissante formée par des intervalles RR adjacents à l'intervalle RR correspondant à la valeur a_k et à diviser ladite somme troisième somme partielle par la somme de toutes les $W-1$ valeurs a_k .

De plus, l'invention concerne deux paramètres $\overline{TPSP}$ et $\overline{TPPS}$ comme ci-dessous :

- le paramètre $\overline{TPSP}$ représentant le taux approximé de pollution du système sympathique vers le système parasympathique et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$\overline{TPSP} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n < a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} > a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} > a_n)}{N-1}$$

- le paramètre $\overline{TPPS}$ représentant le taux approximé de pollution du système parasympathique vers le système sympathique et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$\overline{TPPS} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n > a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} < a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} < a_n)}{N-1}$$

De préférence, l'invention concerne en outre une application comprenant au moins le calcul des paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ et comprenant le calcul d'un paramètre $NS(t_x)$ représentatif d'un niveau de stress du sujet à l'instant t_x et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NS(t_x) = 100 + TAS(t_x) - TAP(t_x).$$

De préférence, l'invention concerne une autre application comprenant le calcul d'un paramètre $NSR(t_x)$ relatif un niveau de stress résiduel du sujet à l'instant t_x et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NSR(t_x) = NS(t_x) \cdot \frac{RC_{Repos}}{RC(t_x)}$$

dans laquelle RC_{Repos} est la fréquence cardiaque au repos, c'est-à-dire le sujet est inactif pendant au moins 20 secondes et de préférence 40 secondes, $RC(t_x)$ est la fréquence cardiaque à l'instant t_x .

5

Selon un mode de réalisation préféré, le procédé comprend :

- la génération d'un stimulus de respiration fourni au sujet pendant une durée T, le stimulus de respiration comprenant une consigne respiratoire pour que le sujet respire de manière symétrique ;
- la durée T étant calculée en fonction d'au moins une donnée fonction du rythme cardiaque (RC) du sujet.

10

Selon un mode de réalisation, l'au moins un paramètre comprend une valeur de stress chronique SC qui est fonction du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T.

15

Selon un mode de réalisation, la valeur de stress chronique SC est égale à la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ sur ladite durée T du stimulus de respiration.

Selon un mode de réalisation, le procédé comprend le calcul et l'affichage d'une corrélation mathématique entre le rythme cardiaque (RC) du sujet et une fonction qui commande le stimulus de respiration.

20

Selon un mode de réalisation, ladite donnée fonction du rythme cardiaque (RC) est une donnée représentant le rythme cardiaque (RC) du sujet.

Selon un mode de réalisation, le signal physiologique est un signal d'électrocardiogramme (ECG), ou tout autre signal physiologique qui est fonction du rythme cardiaque

25

L'invention concerne une étape de fourniture d'une représentation visuelle et/ou auditive dudit au moins un paramètre.

30

De préférence, ledit au moins un paramètre est calculé en temps réel ou à intervalles réguliers et comprend une étape de fourniture d'une représentation visuelle de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre. De manière avantageuse, l'étape de fourniture d'une représentation visuelle comprend l'affichage d'un graphique ou d'une barre évoluant au cours du temps.

Dans une autre application de l'invention, l'étape de fourniture d'une représentation visuelle de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre comprend l'affichage d'au moins un avatar et/ou d'au moins un objet animé dont l'animation ou l'évolution visuelle est fonction de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre.

De préférence, on calcule au moins deux paramètres, au moins l'un des paramètres étant pris parmi le $TAS(t_x)$ et le $TPSP(t_x)$ et au moins un autre paramètres étant pris parmi le $TAP(t_x)$ et le $TPPS(t_x)$ et comprenant une étape de fourniture d'une représentation visuelle desdits au moins deux paramètres, lesdits au moins deux paramètres étant représentés indépendamment l'un de l'autre.

De manière encore plus avantageuse, lesdits au moins deux paramètres sont calculés en temps réel ou à intervalles réguliers et comprennent une étape de fourniture d'une représentation visuelle de l'évolution au cours du temps desdits au moins deux paramètres.

Selon un mode de réalisation, l'étape d'acquisition d'au moins un signal physiologique est réalisée par au moins un des dispositifs suivants qui sont configurés pour être portés par le sujet: un capteur d'électrocardiogramme (ECG), une ceinture thoracique, un bracelet ou une montre équipés d'un capteur photopléthysmographique.

Selon un mode de réalisation, la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre comprend un affichage sur écran de l'un parmi des dispositifs suivants : une montre, un téléphone, un ordinateur portable, une tablette.

L'invention concerne également un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions, qui lorsqu'elles sont effectuées par au moins un processeur, exécute le procédé de surveillance comme ci-dessus.

Selon un mode de réalisation, les paramètres $TAS(t_x)$, $TAP(t_x)$, $TPSP(t_x)$, $TPPS(t_x)$, $NS(t_x)$ et $NSR(t_x)$ peuvent être utilisés dans des jeux vidéo et des simulateurs afin de montrer la condition actuelle du corps d'un joueur telle que le niveau de stress, le niveau d'énergie, ou de simuler une condition virtuelle d'un personnage dans un jeu vidéo ou par un simulateur.

De plus, l'invention concerne un système de surveillance du système nerveux autonome (SNA) d'un sujet, comprenant un dispositif configuré pour recevoir des données d'un signal physiologique, par exemple un signal d'électrocardiogramme (ECG), ce signal physiologique comprenant W battements cardiaques, chaque battement cardiaque étant détecté à un instant t, avec t compris entre t_{x-W+1} et t_x , l'instant t_x étant le dernier battement des W battements cardiaques; et comprenant au moins un traitement des données équipé d'au moins un processeur configuré pour exécuter les étapes suivantes :

- génération d'une donnée qui est fonction de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) sur l'ensemble des W battements cardiaques, la VFC comprenant W-1 intervalles RR séparant deux battements cardiaques consécutifs détectés respectivement aux instants t_{k-1} et t_k , chaque intervalle RR présentant une durée $a_k = t_k - t_{k-1}$ d'une valeur avec $k = (X-W+2) \dots X$;
- calcul d'au moins un paramètre pris parmi :
 - le paramètre $TAS(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont supérieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent donc uniquement les valeurs a_k qui respectent la condition suivante $a_k > a_{k-1}$, a_{k-1} étant la durée de l'intervalle immédiatement précédent celui de la valeur a_k et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les W-1 valeurs a_k ; et/ou
 - le paramètre $TAP(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont inférieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent donc uniquement les valeurs a_k qui respectent la condition suivante $a_k < a_{k-1}$, a_{k-1} étant la durée de l'intervalle immédiatement précédent celui de la valeur a_k et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les W-1 valeurs a_k ; et/ou
 - le paramètre $NS(t_x)$ représentant un niveau de stress du sujet (10) à l'instant t_x et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NS(t_x) = 100 + TAS(t_x) - TAP(t_x) ; \text{et/ou}$$
 - le paramètre $TPSP(t_x)$ représentant le taux de pollution du système sympathique vers le système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui respectent la condition suivante :

$a_k < a_{k-1}$ et $a_{k-1} > a_{k-2}$ et $a_{k+1} > a_k$ et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ; et/ou

- le paramètre $TPPS(t_x)$ représentant le taux de pollution du système parasympathique vers le système sympathique et qui est fonction du rapport entre
 5 d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui respectent la condition suivante :
 ($a_k > a_{k-1}$ et $a_{k-1} < a_{k-2}$ et $a_{k+1} < a_k$) et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ;

10 Le système comprend un dispositif d'affichage, couplé au module de traitement des données et configuré pour fournir au sujet une donnée représentative dudit au moins un paramètre.

Optionnellement, l'invention comprend au moins l'une quelconque des caractéristiques suivantes prises séparément ou en combinaison :

15

Selon un mode de réalisation, le module de traitement des données est configuré pour réaliser des étapes suivantes :

- la génération d'un stimulus de respiration fourni au sujet pendant une durée T , le stimulus de respiration comprenant une consigne respiratoire pour que le sujet
 20 respire de manière symétrique ;

- la durée T étant calculée en fonction d'au moins une donnée fonction du rythme cardiaque (RC) du sujet.

25 Selon un mode de réalisation, l'au moins un paramètre que le module de traitement des données est configuré pour calculer est une valeur de stress chronique SC , la valeur de stress chronique SC étant fonction du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T .

30 Selon un mode de réalisation, la valeur de stress chronique SC est égale à la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T du stimulus de respiration.

35 Selon un mode de réalisation, le capteur est un des dispositifs suivants qui sont configurés pour être portés par le sujet : un capteur d'électrocardiogramme (ECG), une ceinture thoracique, un dispositif photopléthysmographique installé dans un bracelet ou dans une montre.

Selon un mode de réalisation, le module de traitement des données est mécaniquement solidaire du capteur. Alternativement, le module de traitement des données est localisé à distance du capteur et couplé au capteur en utilisant un module
5 de communication filaire ou sans fil.

Selon un mode de réalisation, le module de traitement des données équipe un appareil électronique tel qu'un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, etc.

10

De préférence, le système de surveillance comprend un détecteur configuré pour acquérir le signal physiologique et un dispositif d'affichage configuré pour afficher une représentation visuelle dudit au moins un paramètre.

15

De manière encore plus avantageuse, le système de surveillance est configuré de manière à fournir en temps réel et audit sujet une représentation visuelle dudit au moins un paramètre.

20

L'invention concerne un appareil d'aide à la régulation du SNA d'un sujet comprenant le système de surveillance comme ci-dessus.

L'invention concerne en outre un simulateur comprenant le système de surveillance comme ci-dessus.

25

BRÈVE DESCRIPTION DES FIGURES

Les buts, objets, ainsi que les caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront mieux de la description détaillée d'un mode de réalisation de cette dernière qui est illustré par les dessins d'accompagnement suivants dans lesquels :

30

La FIGURE 1 illustre un système de surveillance d'un système nerveux autonome (SNA) d'un être vivant tel qu'une personne selon un exemple de mode de réalisation de l'invention.

La FIGURES 2(a) montre un signal ECG comprenant N sommets signifiant respectivement un battement cardiaque de la personne 10 mesuré à un instant t_0 , t_1 à t_{N-1} par le capteur ECG 110 selon un mode de réalisation de l'invention.

35

La FIGURE 2(b) montre la variabilité de la fréquence cardiaque VFC illustrée par N-1 intervalles RR a_1 , a_2 à a_{N-1} correspondant respectivement aux instants t_1 , t_2 à t_{N-1} .

La FIGURE 3 montre des résultats des calculs de deux paramètres TAS et TAP sur une durée d'échantillonnage TE de 100 battements cardiaques ($N = 100$).

La FIGURE 4 montre les paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ obtenus en temps réel par calcul basé sur 30 échantillons de la fenêtre glissante à chaque instant t_x ($W = 30$).

5 Les FIGURES 5(a) et 5(b) montrent chacune un spectre de la VFC selon deux types de respirations.

La FIGURE 6(a) montre une partie d'un premier signal ECG et sa VFC, le premier signal ECG comprenant 300 battements sans ajout de faux battements cardiaques.

10 La FIGURE 6(b) montre une partie d'un deuxième signal ECG et sa VFC, le deuxième signal ECG est obtenu par ajout de deux faux battements au premier signal ECG.

Les FIGURES 6(c) et 6(d) illustrent respectivement les spectres de VFC obtenues par réalisation d'une analyse fréquentielle typique de la VFC du premier signal ECG et ceux pour le deuxième signal ECG.

La FIGURE 7(a) illustre les résultats d'un exemple d'un calcul du paramètre NS.

15 La FIGURE 7(b) illustre les résultats d'un exemple d'un calcul des paramètres $NS(t_x)$, $NSR(t_x)$ et $RC(t_x)$ pendant une phase de repos, une phase d'activité sportive et une phase de récupération.

20 Les dessins joints sont donnés à titre d'exemples et ne sont pas limitatifs de l'invention. Ces dessins sont des représentations schématiques et ne sont pas nécessairement à l'échelle de l'application pratique.

DESCRIPTION DÉTAILLÉE DE L'INVENTION

25 La **figure 1** illustre un système de surveillance 100 du système nerveux autonome (SNA) d'un sujet physique 10 selon un mode de réalisation de l'invention.

30 Le système de surveillance 100, comprend un module de traitement des données 222 et un module d'affichage des données 130. Il est configuré pour analyser un signal physiologique reçu d'un capteur de signaux physiologiques 110, typiquement mais non limitativement un électrocardiogramme (ECG).

35 Le capteur de signaux physiologiques 110 est configuré pour détecter des battements cardiaques de la personne physique 10 pendant une certaine durée et envoyer ainsi un signal physiologique au module de traitement des données 222.

Le capteur de signaux physiologiques 110 est de préférence un capteur électrocardiogramme (ECG) configuré pour générer un signal physiologique ECG tel qu'illustré en **figure 2(a)** et envoyer ce signal ECG au module de traitement des données 222. Ce capteur ECG 110 est apte à être porté par la personne 10 par exemple sur son thorax ou/et son poignet.

Dans un mode de réalisation alternatif, le capteur de signaux physiologiques 110 porté par la personne 10 peut être un des dispositifs suivants : une ceinture thoracique, un dispositif photopléthysmographique installé dans un bracelet ou dans une montre.

L'invention n'est pas limitée à des méthodes d'acquisition du signal physiologique. Par exemple, un signal indiquant des battements cardiaques mesurés par des dispositifs optiques peuvent également être appliqués comme source de données de calculs de l'invention.

Le module de traitement des données 222 est couplé, par une communication filaire ou sans fil tel que par ondes radio, au capteur de signaux physiologiques 110. Le module de traitement des données 222 est configuré pour exécuter un procédé d'analyse de préférence dans le domaine temporel à partir d'un signal physiologique tel qu'un signal ECG reçu du capteur ECG 110. Le module de traitement des données 222 peut être réalisé soit dans un dispositif porté par la personne 10 soit dans un appareil à distance de la personne 10.

Selon un mode de réalisation, le module de traitement des données 222 est solidaire du capteur de signaux physiologiques 110 porté par la personne 10. Le module de traitement des données 222 et le capteur de signaux physiologiques 110 peuvent ainsi être intégrés dans une montre ou un bracelet par exemple.

Selon un autre mode de réalisation, le module de traitement des données 222 est un dispositif apte à être porté par la personne 10, qui est mécaniquement distinct du capteur de signaux physiologiques 110. Le module de traitement des données 222 et le capteur 110 sont distants, tout en étant couplés en termes de communication.

Selon un mode de réalisation alternatif, le module de traitement des données 222 est installé dans un appareil électronique tel qu'un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, etc.

5 Selon un autre mode de réalisation alternatif, le module de traitement des données 222 est installé dans un serveur de données équipé d'un moyen de calcul est de traitement de données.

10 Dans un mode de réalisation préférentiel, le module de traitement des données 222 lui-même ou l'appareil électronique ou le serveur de données ci-dessus est muni d'un récepteur configuré pour recevoir le signal physiologique envoyé par le capteur ECG 110.

15 Dans le mode de réalisation où le module de traitement des données 222 est incorporé au serveur de données, le signal physiologique peut être transmis directement du capteur ECG 110 au serveur de données, ou par un relais tel qu'un appareil électronique, par exemple un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, au serveur de données.

20 De manière avantageuse, le module de traitement des données 222 est réalisé sous forme d'un logiciel.

25 Dans le présent mode de réalisation, un module de communication filaire 113 est utilisé pour réaliser la communication entre le capteur ECG 110 et le module de traitement des données 222.

30 L'invention n'est pas limitée à des moyens de communication utilisés pour la réalisation de la communication filaire ou sans fil entre le module de traitement des données 222 et le capteur ECG 110.

Ledit procédé d'analyse effectué par le module de traitement des données 222 comprend un calcul d'intervalles RR et des calculs des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS qui seront décrits ultérieurement.

La **figure 2(a)** montre un signal ECG comprenant N sommets signifiant respectivement un battement cardiaque de la personne 10 mesuré à un instant t_0 , t_1 à t_{N-1} par le capteur 110.

5 La **figure 2(b)** montre une variabilité de la fréquence cardiaque VFC illustrée par N-1 intervalles RR a_1 , a_2 à a_{N-1} correspondant respectivement aux instants t_1 , t_2 à t_{N-1} .

10 Chaque valeur a_n d'un intervalle RR est la durée (typiquement en secondes) qui s'écoule entre deux sommets adjacents du signal ECG, ces deux sommets correspondant aux deux battements cardiaques successifs mesurés aux instants t_{n-1} et t_n . La valeur a_n est représentée dans l'équation (1) ci-dessous :

$$a_n = t_n - t_{n-1} \quad \text{Eq. (1)}$$

15 Par exemple, comme indiqué en **figure 2(a)**, la valeur a_1 correspond à l'intervalle de temps RR entre les deux battements cardiaques détectés aux deux instants t_0 et t_1 .

20 La valeur du premier intervalle est notée a_1 et le nombre n des intervalles RR est égal à N-1.

25 Le module de traitement des données 222 effectue, à partir des N-1 intervalles RR a_1 , a_2 à a_{N-1} de la VFC, des calculs des paramètres TAS et TAP présentant respectivement l'activité du système sympathique et celle du système parasympathique de la personne 10 surveillée durant une durée d'échantillonnage TE comprenant N battements cardiaques du signal ECG.

30 Les calculs des paramètres TAS et TAP utilisent un phénomène physiologique : une durée d'un intervalle RR qui diminue entre deux battements cardiaques successifs indique un rythme cardiaque accéléré par le système sympathique alors qu'une durée d'un intervalle RR qui augmente entre deux battements successifs indique un rythme cardiaque ralenti par le système parasympathique.

35 Le paramètre TAS est configuré pour représenter le taux d'activité sympathique :

$$TAS = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1}) \text{ si } (a_n \leq a_{n-1})}{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1})} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} a_n \text{ si } (a_n \leq a_{n-1})}{\sum_{n=1}^{N-1} a_n} \quad \text{Eq. (2)}$$

Le paramètre TAS est calculé, à partir des N-1 intervalles RR dérivés du signal ECG comprenant N battements cardiaques. Pour obtenir ce paramètre, on accumule (c'est-à-dire que l'on somme) les valeurs a_n si un segment entre deux valeurs a_n et a_{n-1} est descendant comme illustré en **figure 2(b)** ; c'est-à-dire on accumule des valeurs a_n dont chacune est inférieure à la valeur immédiatement précédente a_{n-1} . La somme des valeurs a_n correspondant aux segments descendants est ensuite divisée par la somme de toutes les valeurs a_1, a_2 à a_{N-1} .

Le paramètre TAP est configuré pour représenter le taux d'activité parasympathique :

$$TAP = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1}) \text{ si } (a_n \geq a_{n-1})}{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1})} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} a_n \text{ si } (a_n \geq a_{n-1})}{\sum_{n=1}^{N-1} a_n} \quad \text{Eq. (3)}$$

Le paramètre TAP est calculé, à partir des N-1 intervalles RR de la VFC dérivée du signal ECG comprenant N battements cardiaques, de manière à accumuler des valeurs a_n si un segment entre deux valeurs a_n et a_{n-1} est montant comme illustré en **figure 2(b)** ; c'est-à-dire on accumule des valeurs a_n dont chacune est supérieure à la valeur immédiatement précédente a_{n-1} . La somme des valeurs a_n correspondant aux segments montants est ensuite divisée par la somme de toutes les valeurs a_1, a_2 à a_{N-1} .

La **figure 3** montre des résultats des calculs des paramètres TAS et TAP sur une durée d'échantillonnage TE de 100 battements cardiaques (N=100). La représentation visuelle de la figure 3, présente pour avantage de pouvoir comparer très facilement les activités respectives des systèmes sympathique et parasympathique. Dans cet exemple, le calcul des paramètres TAS et TAP permet d'identifier très aisément que le système SNA de la personne 10 est dans un équilibre relatif et imparfait car le système sympathique est légèrement plus actif que celui parasympathique. Par ailleurs, cette représentation varie en temps réel afin de suivre

en temps réel l'évolution des activités respectives des systèmes sympathique et parasympathique. Ce suivi en temps réel permet par exemple au patient de contrôler son SNA en effectuant des actions appropriées, notamment pour augmenter l'activité de son système parasympathique.

5

Au niveau de la fiabilité du calcul d'un point de vue mathématique, c'est-à-dire dans une condition idéale où le signal ECG est bien capturé par le capteur ECG 110, les calculs des paramètres TAS et TAP sont, par rapport à ceux des méthodes connues d'analyse fréquentielle, beaucoup plus précis. Le nombre N de battements
10 peut être réduit à un nombre compris entre 20 et 40.

Des comparaisons des deux types de calculs (méthode de l'invention et méthodes connues d'analyse fréquentielle) seront fournies dans les **figures 5(a), 5(b) et 6(a) à 6(d)** illustrées ultérieurement.

15

Néanmoins, par exemple lorsque le signal ECG de la personne 10 est capturé lors d'une activité sportive, le nombre N de battements est compris de préférence entre 200 et 350 (c'est-à-dire la durée d'enregistrement des battements d'un signal ECG est environ de trois minutes), car en pratique, 200 à 350 battements successifs permettent
20 de refléter un état physiologique pertinent.

En effet, les calculs proposés par l'invention font appel à des implémentations mathématiques simples, ce qui permet d'obtenir en temps réel un résultat de calcul, notamment dans un mode de réalisation où le nombre N de battements cardiaques est
25 inférieur à, par exemple, 1000.

Ainsi, deux paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ montrant respectivement l'activité du système sympathique et celle du système parasympathique, peuvent être calculés, en temps réel, en utilisant par exemple un certain nombre de derniers battements
30 cardiaques mesurés par le capteur ECG 110.

De manière préférentielle mais non limitative, une fenêtre glissante d'échantillonnage peut être utilisée pour échantillonner W battements cardiaques qui seront utilisés pour calculer les paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ d'un signal ECG.
35 L'invention n'est pourtant pas limitée à des méthodes de sélection ou d'échantillonnage des battements cardiaques utilisés pour les calculs des paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$.

Avec une fenêtre glissante dont le nombre d'échantillons est W , le module de traitement des données 222 peut effectuer, à chaque instant tel un nouveau battement cardiaque mesuré à l'instant t_x du signal ECG, des calculs des paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ pour obtenir en temps réel des résultats de calculs qui montrent l'activité du système sympathique et celle du système parasympathique entre deux battements cardiaques (i.e. le $(X-W+1)^{ème}$ et le $x^{ème}$ battements cardiaques) respectivement aux instants t_{X-W+1} et t_x du signal ECG.

Le nombre des intervalles RR entre les deux battements cardiaques aux instants t_{X-W+1} et t_x est donc $W-1$.

De manière préférentielle mais non limitative, les calculs des paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ sont effectués après le $W^{ème}$ battement cardiaque du signal ECG.

Par exemple, pour obtenir un résultat reflétant les activités des systèmes sympathique et parasympathique, le nombre d'échantillons W est compris par exemple entre 10 et 30.

Le calcul du paramètre $TAS(t_x)$ est représenté dans l'équation (4) ci-dessous :

$$TAS(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \leq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})} \quad \text{Eq. (4), dans}$$

laquelle $a_k = t_k - t_{k-1}$

De manière proche de celle du calcul du paramètre TAS , le paramètre $TAS(t_x)$ est calculé, à partir des $W-1$ intervalles RR de la VFC dérivée d'une durée d'échantillonnage TE du signal ECG comprenant W battements cardiaques entre les deux battements cardiaques respectivement mesurés aux instants t_{X-W+1} et t_x du signal ECG, de manière à sommer les valeurs a_k si un segment entre deux valeurs a_k et a_{k-1} est descendant ; c'est-à-dire on accumule les valeurs a_k dont chacune est inférieure à la valeur immédiatement précédente a_{k-1} . La somme des valeurs a_n correspondant aux segments descendants est ensuite divisée par la somme de toutes les $W-1$ valeurs a_{X-W+2} , a_{X-W+3} à a_x .

Le calcul du paramètre $TAP(t_x)$ suit l'équation (5) ci-dessous :

$$\text{TAP}(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \geq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})} \quad \text{Eq. (5)}$$

De manière proche de celle du calcul du paramètre TAP, le paramètre $\text{TAP}(t_x)$ est calculé, à partir des $W-1$ intervalles RR de la VFC dérivée d'une durée d'échantillonnage TE comprenant W battements cardiaques entre les deux battements cardiaques respectivement mesurés aux instants t_{x-W+1} et t_x du signal ECG, de manière à accumuler des valeurs a_k si un segment entre deux valeurs a_k et a_{k-1} est montant ; c'est-à-dire on accumule des valeurs a_k dont chacune est supérieure à la valeur immédiatement précédente a_{k-1} . La somme des valeurs a_n correspondant aux segments montants est ensuite divisée par la somme de toutes les $W-1$ valeurs a_{x-W+2} , a_{x-W+3} à a_x .

La **figure 4** illustre les paramètres $\text{TAS}(t_x)$ et $\text{TAP}(t_x)$ obtenus en temps réel par un calcul basé sur 30 échantillons de la fenêtre glissante à chaque instant t_x ($W = 30$). Comme illustré en **figure 4**, les états des systèmes sympathique et parasympathique de la personne 10 sont calculés en temps réel et montrés au fur et à mesure de la durée d'échantillonnage TE entre l'instant de départ à la 32^{ème} seconde et l'instant de fin à la 316^{ème} seconde.

Selon un mode de réalisation avantageux mais optionnel, le module de traitement des données 222 effectue en outre le calcul des paramètres désignés TPSP et TPPS.

Le paramètre TPSP est configuré pour représenter le taux de pollution du système sympathique vers le système parasympathique qui indique probablement une mauvaise qualité de respiration de la personne 10 à cause du stress perçu ou d'un effort physique. Le calcul du paramètre TPSP est calculé selon l'équation (6) ci-dessous :

$$\text{TPSP} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1}) \text{ si } (a_n < a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} > a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} > a_n)}{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1})} \quad \text{Eq. (6)}$$

Le paramètre TPSP est calculé, à partir des N-1 intervalles RR de la VFC dérivée du signal ECG comprenant N battements cardiaques, de manière à accumuler des valeurs a_n si un segment entre deux valeurs a_n et a_{n-1} est descendant et entre deux segments adjacents montants dont l'un précède ledit segment et l'autre suit ledit segment.

Autrement dit, ce taux de pollution TPSP prend en compte un segment descendant qui perturbe la tendance monotone croissante, également désignée tendance croissante, formée par deux segments montants dont l'un précède ledit segment descendant et l'autre suit ledit segment descendant.

La somme des valeurs a_n satisfaisant les conditions ci-dessus est ensuite divisée par la somme de toutes les valeurs a_1, a_2 à a_{N-1} .

Le paramètre TPPS est configuré pour représenter le taux de pollution du système parasympathique vers le système sympathique qui indique probablement une mauvaise qualité de respiration de la personne 10 lors d'un repos ou de la récupération après un effort physique. Le calcul du paramètre TPPS est représenté dans l'équation (7) ci-dessous :

$$TPPS = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1}) \text{ si } (a_n > a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} < a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} < a_n)}{\sum_{n=1}^{N-1} (t_n - t_{n-1})} \quad \text{Eq. (7)}$$

Le paramètre TPPS est calculé, à partir des N-1 intervalles RR de la VFC dérivée du signal ECG comprenant N battements cardiaques, de manière à accumuler des valeurs a_n si un segment entre deux valeurs a_n et a_{n-1} est montant et entre deux segments adjacents descendants dont l'un précède ledit segment et l'autre suit ledit segment.

Autrement dit, ce taux de pollution TPPS prend en compte un segment montant qui perturbe la tendance monotone descendante, également désignée tendance décroissante, formée par deux segments descendants dont l'un précède ledit segment montant et l'autre suit ledit segment montant.

La somme des valeurs a_n satisfaisant les conditions ci-dessus est ensuite divisée par la somme de toutes les valeurs a_1, a_2 à a_{N-1} .

5 Dans un autre mode de réalisation, une estimation simplifiée des taux de pollutions TPSP et TPPS peut être obtenue en calculant le nombre d'occurrences où les tendances monotones (croissante ou décroissante) de la VFC par rapport au nombre des intervalles RR qui est $N-1$.

10 Deux paramètres $\overline{\text{TPSP}}$ et $\overline{\text{TPPS}}$, une estimation simplifiée pour les paramètres TPSP et TPPS respectivement, sont représentés dans les équations (8) et (9) ci-dessous:

$$\overline{\text{TPSP}} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n < a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} > a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} > a_n)}{N-1} \quad \text{Eq. (8)}$$

15

$$\overline{\text{TPPS}} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n > a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} < a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} < a_n)}{N-1} \quad \text{Eq. (9)}$$

20 Les valeurs des paramètres $\overline{\text{TPSP}}$ et $\overline{\text{TPPS}}$ sont les versions simplifiées des paramètres TPSP et TPPS au niveau de calculs mathématiques. Elles sont considérées comme des estimations approximées qui sont en pratique souvent proches des valeurs des paramètres TPSP et TPPS.

25 Comme pour les paramètres TAS et TAP, les calculs ci-dessus pour obtenir les paramètres TPSP et TPPS sont des implémentations mathématiques simples, ce qui permet ainsi d'obtenir des résultats en temps réel, notamment dans un mode de réalisation où le nombre N de battements cardiaques est inférieur à, par exemple, 1000.

30 Ainsi, comme pour les calculs des paramètres $\text{TAS}(t_x)$ et $\text{TAP}(t_x)$, le module de traitement des données 222 effectue, à chaque instant tel qu'un nouveau battement cardiaque mesuré à l'instant t_x du signal ECG, des calculs des paramètres $\text{TPSP}(t_x)$ et $\text{TPPS}(t_x)$ utilisant W battements cardiaques entre deux battements cardiaques (i.e. le

(X-W+1)^{ème} et le x^{ème} battements cardiaques) respectivement aux instants t_{X-W+1} et t_x d'un signal ECG.

Ces W battements cardiaques peuvent être obtenus par utilisation d'une fenêtre glissante. L'invention n'est pourtant pas limitée à des méthodes de sélection ou d'échantillonnage des battements cardiaques utilisés pour les calculs des paramètres TPSP(t_x) et TPPS(t_x).

De manière préférentielle mais non limitative, les calculs des paramètres TAS(t_x) et TAP(t_x) sont effectués après le W^{ème} battement cardiaque du signal ECG. De plus, le nombre d'intervalles RR de la VFC entre les deux battements cardiaques mesurés aux instants t_{X-W+1} et t_x est W-1.

Le calcul du paramètre TPSP(t_x) est représenté dans l'équation (10) ci-dessous

15 :

$$TPSP(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k < a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} > a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} > a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})} \quad \text{Eq. (10)}$$

De manière proche de celle du calcul du paramètre TPSP, le paramètre TPSP(T_x) est calculé, à partir des W-1 intervalles RR échantillonnés, de manière à accumuler des valeurs a_k si un segment donné entre deux valeurs a_k et a_{k-1} est descendant et perturbe donc la tendance monotone croissante formée par les deux segments montants et adjacents audit segment donné dont l'un précède ledit segment descendant et l'autre suit immédiatement ledit segment descendant.

La somme des valeurs a_k satisfaisant les conditions ci-dessus est ensuite divisée par la somme de toutes les W-1 valeurs a_{X-W+2} , a_{X-W+3} ..., à a_x .

Le calcul du paramètre TPPS(t_x) est représenté dans l'équation (11) ci-dessous

30 :

$$TPPS(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k > a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} < a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} < a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})} \quad \text{Eq. (11)}$$

De manière très similaire à celle du calcul du paramètre TPPS, le paramètre TPPS(t_x) est calculé, à partir des $W-1$ intervalles RR échantillonnés, de manière à accumuler des valeurs a_k si un segment donné entre deux valeurs a_k et a_{k-1} est montant et perturbe donc la tendance monotone décroissante formée par les deux segments descendants et adjacents audit segment donné dont l'un précède ledit segment montant et l'autre suit ledit segment montant.

La somme des valeurs a_k satisfaisant les conditions ci-dessus est ensuite divisée par la somme de toutes les $W-1$ valeurs $a_{X-W+2}, a_{X-W+3} \dots, a_X$.

Les paramètres TPSP et TPPS représentent la qualité de la respiration (TPSP pour l'inspiration et TPPS pour l'expiration) de la personne 10. Quand la personne 10 est en état de repos en pratiquant une respiration cohérente, les valeurs des paramètres TPSP et TPPS sont inférieures à 1% et peuvent être très proches de 0%. Dans un autre cas où la personne 10 est toujours en état de repos mais en respirant normalement (sans cohérence cardiaque), les valeurs des paramètres TPSP et TPPS sont d'environ de 10%.

Le module d'affichage des données 130 est couplé, par une communication filaire ou sans fil tel que par ondes radio, au module de traitement des données 222. Ce module d'affichage des données 130 est configuré pour recevoir au moins une partie des résultats du procédé d'analyse effectué par le module de traitement des données 222 tels que les paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, TAS(t_x), TAP(t_x), TPSP(t_x), TPPS(t_x) et en donner une représentation visuelle sur un écran d'affichage. Par exemple, les résultats des calculs des paramètres TAS et TAP comme illustrés en **figures 3 et 4** sont visuellement affichés de manière graphique par le module d'affichage des données 130. Des résultats des calculs des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, TAS(t_x), TAP(t_x), TPSP(t_x), TPPS(t_x) peuvent être affichés de manière graphique ou auditive.

Selon un mode de réalisation, le module d'affichage des données 130 est incorporé à un appareil électronique tel qu'un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, une montre, etc.

5 L'invention n'est pas limitée à des moyens de communication utilisés pour la réalisation de la communication filaire ou sans fil entre le module d'affichage des données 130 et le module de traitement des données 222 ni à l'implémentation du module d'affichage des données 130.

10 D'autres exemples de représentation visuelle affichables sur un écran sont donnés ci-dessous :

- Objet (voiture, avion), personnage humain ou animal dont le comportement ou l'animation varie en fonction du ou des paramètres calculés.
- Figures géométriques dont les dimensions et/ou la couleur varient en fonction du
- 15 ou des paramètres calculés (par exemple cercles, ellipses, carrés, triangles).

Les calculs des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, $TAS(t_x)$, $TAP(t_x)$, $TPSP(t_x)$, $TPPS(t_x)$ du procédé d'analyse selon l'invention, effectués par le module de traitement des données 222, sont des analyses temporelles à partir de la VFC dérivée

20 d'un signal ECG.

De plus, les paramètres tels que ci-dessus permettent de mesurer et d'indiquer le niveau énergétique du corps de la personne 10 en état de repos ou/et en activité par exemple pendant une activité sportive.

25

Le procédé d'analyse temporelle de l'invention présente ainsi plusieurs avantages ci-dessous :

1) Surveillance des systèmes sympathique et parasympathique de manière indépendante et simultanée :

30

Comme mentionné ci-dessus, le procédé de l'invention divise les valeurs a_1 , a_2 , à a_{N-1} des intervalles RR en deux groupes.

Plus précisément, le paramètre TAS, reflétant l'activité du système sympathique, est calculé de manière à sommer seulement les valeurs a_n correspondant aux segments descendants comme explicité ci-dessus alors que le paramètre TAP, reflétant l'activité du système parasympathique, est calculé de manière à sommer

35

seulement les valeurs a_n correspondant aux segments montants. Les deux branches parasympathique et sympathique peuvent être ainsi surveillées indépendamment en temps réel, ce qui permet à une personne ou son médecin de vérifier en temps réel le niveau de stress perçu (par exemple lorsque le paramètre TAS est supérieur au paramètre TAP) et de déterminer des remèdes adaptés et réalisés de préférence sur place pour diminuer la valeur du paramètre TAS. Le résultat des remèdes appliqués peuvent être également vérifiés sur place et en temps réel. Le médecin ou l'utilisateur peuvent alors rétroagir sur les remèdes ou actions à effectuer pour ramener l'activité du SNA à la valeur souhaitée ou ramener l'équilibre entre systèmes sympathique et parasympathique à l'équilibre souhaité.

Les paramètres TPSP et TPPS reprennent ces caractéristiques et permettent donc également de montrer individuellement, durant la même période de surveillance, le niveau d'interférence entre les deux branches sympathique et parasympathique du SNA, ce qui permet ainsi à une personne ou son médecin de vérifier en temps réel la qualité de sa respiration.

Plus la valeur des paramètres TPSP et TPPS est grande, moins la qualité de la respiration est bonne. Dans le cas d'une respiration normale et inconsciente, les valeurs de paramètres TPSP et TPPS sont d'environ de 10%. Dans le cas d'une respiration cohérente et symétrique, par exemple 5 secondes d'inspiration et 5 secondes d'expiration, les valeurs des paramètres TPSP et TPPS sont sensiblement égales à zéro.

En revanche, les méthodes d'analyse fréquentielle appliquant des calculs tels que la FFT sur la VFC ne peuvent pas séparer les données concernant la branche sympathique de celles concernant la branche parasympathique. Autrement dit, les données concernant les systèmes sympathique et parasympathique sont mélangées et de manière aléatoire. La séparation des données de ces deux systèmes n'est alors pas possible.

Une personne ou son médecin ne peut alors pas déterminer, à partir des calculs obtenus par les méthodes d'analyse fréquentielle, l'activité de la branche sympathique indépendamment de celle de la branche parasympathique et inversement.

Si une personne inspire pendant 5 secondes et expire pendant les 5 secondes suivantes, on peut considérer qu'il respire de façon cohérente symétrique.

La **figure 5(a)** montre un spectre de la VFC qui comporte un seul sommet à 0.1Hz et correspond à une période de respiration de 10 secondes (5 secondes d'inspiration et 5 secondes d'expiration). Ainsi, il n'est pas possible de séparer les données des deux branches sympathique et parasympathique à partir d'un tel spectre. En effet, la seule information valide obtenue à partir du spectre est la fréquence respiratoire dont le sommet est à 0.1Hz.

Dans un deuxième exemple, une personne respire de manière inconsciente (aléatoire) dans un état de repos. La **figure 5(b)** montre un spectre de la VFC selon le deuxième exemple.

On remarque qu'une distribution spectrale aléatoire change à chaque fois en raison du changement de l'activité réalisée par la personne et/ou du changement du rythme respiratoire de la personne. La distribution spectrale de la VFC représente donc la fréquence respiratoire comportant les données des deux branches du SNA déjà cumulées et mélangées de manière inséparable dans le domaine temporel.

Il n'est alors plus possible de discriminer chaque composante à partir de la distribution spectrale de la VFC. Autrement dit, il est alors impossible d'extraire les informations souhaitées à partir de la distribution spectrale de la VFC comportant les données inséparablement mélangées des deux branches du SNA.

2) Suivi en temps réel :

Les calculs de l'analyse temporelle tels que ci-dessus sont des implémentations mathématiques simples.

Par rapport aux méthodes d'analyse fréquentielle impliquant des calculs exigeant une complexité considérablement plus élevée comme la FFT, la méthode CDM, etc, les calculs des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, TAS(t_x), TAP(t_x), TPSP(t_x), TPPS(t_x) consomment moins de temps d'exécution et permettent donc de surveiller en temps réel les activités des systèmes sympathique et parasympathique. Il est alors possible de rétroagir en temps réel pour contrôler l'activité du SNA.

Dans un exemple de réalisation des méthodes d'analyse fréquentielle en temps réel où W (le nombre d'échantillons de la fenêtre glissante FFT) est 20 et le rythme cardiaque est de 60 battements/minute, la précision spectrale est de 0.05Hz (Hertz) = $\frac{1}{20}$ Hz, et il en résulte qu'il faut analyser et séparer un spectre qui s'étale

5 entre 0 et 0.5Hz avec seulement 10 points de FFT.

Ainsi, pour obtenir une précision raisonnable par exemple de 0.005Hz, W devrait être 200, avec les méthodes basées sur une analyse fréquentielle, il est nécessaire d'avoir les données de 200 battements cardiaques. La technique d'insertion des

10 zéros, de l'anglais « zero padding » peut éventuellement augmenter la résolution spectrale mais n'augmente pas la précision de l'analyse fréquentielle. Il faut donc un temps d'exécution de plus de 3 minutes avec un rythme cardiaque moyen de par exemple 60 battements/minute pour avoir un premier résultat ; autrement dit, le résultat de calculs ne peut être facilement obtenu en temps réel.

15 3) Précision améliorée grâce au meilleur rapport signal sur bruit et une sensibilité réduite aux faux battements cardiaques.

La sensibilité aux faux battements et/ou aux diverses arythmies du procédé d'analyse temporelle de l'invention est faible en raison d'une dépendance linéaire

20 entre l'erreur et le résultat.

Dans un exemple utilisant 300 battements cardiaques dont deux sont des faux battements, au niveau des calculs des paramètres TAS et TAP de l'invention, le

taux d'erreur est d'environ $\frac{2}{300} = 0.0066\%$ et est donc négligeable.

25 A l'inverse, en mettant en œuvre l'analyse fréquentielle et en prenant le même exemple, deux faux battements conduisent à un effet bien supérieur comme montré par la suite en référence aux **figures 6(a) à 6(d)**.

30 La **figure 6(a)** montre une partie d'un premier signal ECG et sa VFC, le premier signal ECG comprenant 300 battements sans ajout de faux battements cardiaques. La **figure 6(b)** montre une partie d'un deuxième signal ECG et sa VFC, le deuxième signal ECG étant obtenu par ajout de deux faux battements respectivement aux instants $t = 62$ sec et $t = 80.5$ sec au premier signal ECG.

Les **figures 6(c)** et **6(d)** illustrent respectivement les spectres de VFC obtenues par réalisation d'une analyse fréquentielle conventionnelle de la VFC du premier signal ECG (sans faux battement) et ceux pour le deuxième signal ECG (avec deux faux battements).

Le spectre montré en **figure 6(d)** est considérablement affecté par les bruits résultant des deux faux battements. Les deux faux battements pourraient éventuellement être enlevés manuellement après la fin de l'acquisition d'un signal ECG et avant l'analyse spectrale de la VFC, mais dans ce cas toute notion de temps réel disparaît. De plus, en un cas d'arythmie, les spectres de VFC seraient encore plus sérieusement affectés.

Ainsi, il est clair que le procédé d'analyse temporelle de l'invention est, par rapport aux méthodes d'analyse fréquentielle, moins sensible aux bruits.

4) Procédé non-invasif et apte à être utilisé en milieu sportif

Les calculs sont basés sur des intervalles RR et n'ont pas besoin d'autres types de données. Les intervalles RR peuvent être mesurés par un capteur ECG 110 de manière non invasive et dans un milieu imposant des contraintes tel qu'un milieu sportif.

Les paramètres TAS, TAP, TPSP et TPPS de l'invention montrent ainsi efficacement l'activité du système sympathique et celle du système parasympathique et permettent alors aux chercheurs et médecins de disposer d'une représentation précise et fiable du SNA, ce qui leur permet ainsi d'accroître la pertinence de leurs diagnostics et de réduire le temps et donc le coût d'acquisition et d'obtention de la représentation. Un utilisateur peut par ailleurs vérifier son état de stress en visualisant les résultats desdits paramètres, et peut donc les corrélérer avec l'état émotionnel de la personne et/ou les activités physiques que la personne a effectuées.

Ces paramètres peuvent être appliqués à des calculs divers tels qu'un calcul du stress perçu et accumulé par une personne, un calcul montrant l'état émotionnel lié à une situation stressante, ou/et celui de l'énergie dépensée par un joueur lors d'une activité sportive, etc.

Une des applications est l'estimation du stress accumulé pendant une longue période. Par exemple, si une personne respire de manière cohérente et symétrique (i.e. 5 secondes d'inspiration suivies immédiatement de 5 secondes d'expiration, constituant une cohérence cardiaque), le résultat des calculs des paramètres TAS et TAP montre que le système SNA de la personne 10 est à l'équilibre. C'est-à-dire le TAS et le TAP sont respectivement 50% et le ratio TAS/TAP est donc égal à 1.

Néanmoins, si la personne subit un stress prolongé, par exemple plusieurs semaines, mois ou années, le résultat des calculs des paramètres TAS et TAP montre un déséquilibre (valeur du TAS supérieure à celle du TAP), et reflète cet état de stress.

Un paramètre NS configuré pour représenter le niveau de stress de la personne 10 est représenté dans l'équation (12) :

$$NS = 100 + TAS - TAP \quad \text{Eq. (12)}$$

Cette estimation du niveau de stress peut être réalisée en temps réel, par exemple, à l'instant t_x du signal ECG, en utilisant les paramètres $TAS(t_x)$ et $TAP(t_x)$ tels que ci-dessus. L'estimation du niveau de stress $NS(t_x)$ est représentée dans l'équation (13):

$$NS(t_x) = 100 + TAS(t_x) - TAP(t_x) \quad \text{Eq. (13)}$$

La **figure 7(a)** illustre les résultats d'un exemple d'un calcul du paramètre NS. Dans cet exemple, la personne 10 a subi un stress sur le long terme. Le niveau de stress NS est égal à 126.3%, ce qui montre un dysfonctionnement du système SNA avec une augmentation de l'activité sympathique et une baisse de l'activité parasympathique. Dans cet exemple, le ratio TAP/TAS est de 1.68.

En revanche, une valeur du paramètre NS inférieure à 100 (soit le ratio TAS/TAP étant inférieur à 1) montre que la personne ne subit pas de stress spécifique ou bien l'impact du stress est très limité par exemple en raison d'une excellente capacité de gestion du stress ou d'un environnement peu stressant.

Une valeur du paramètre NS égale à 100 montre que la personne n'a pas de problèmes particuliers de stress.

Selon un mode de réalisation avantageux, le module de traitement des données 222 est configuré pour générer un stimulus de respiration, de préférence symétrique, destiné à être fourni à la personne 10 pendant une durée T, de sorte à ajuster le niveau de stress de la personne 10. On désigne par respiration symétrique, une respiration au cours de laquelle l'inspiration est aussi longue que l'expiration.

Le stimulus de respiration comprend un stimulus visuel, ou/et un stimulus auditif ou/et olfactif. Un stimulus visuel comprend par exemple des images ou des vidéos relaxantes : paysage par beau temps tel qu'une plage ensoleillée. Un stimulus auditif comprend par exemple des bruits de la mer et des mouettes. Un stimulus olfactif comprend par exemple des odeurs de la mer.

Dans un mode de réalisation où le stimulus de respiration comprend une combinaison des stimuli visuels, auditifs ou/et olfactifs, ces stimuli visuels, auditifs et olfactifs sont de préférence cohérents entre eux et générés simultanément.

Le stimulus de respiration comprend une consigne respiratoire de sorte que la personne 10 respire de manière symétrique. Le stimulus de respiration dure un temps T qui est calculé, de préférence par le module de traitement des données 222, en fonction d'au moins le rythme cardiaque (RC). Selon un mode de réalisation préférentiel, la durée T est générée en utilisant un signal sinusoïdal d'une fréquence par exemple de 0.1Hz qui est obtenu en échantillonnant, avec une fréquence supérieure à 0.01Hz, le rythme cardiaque (RC). La consigne respiratoire de la durée T de 10 secondes comprend donc une inspiration de 5 secondes et une expiration de 5 secondes. Ainsi, le stimulus de respiration est fourni à la personne 10 pour que la personne 10 puisse réguler sa respiration en faisant une inspiration de 5 secondes et une expiration de 5 secondes.

Dans un mode de réalisation avantageux, le procédé de régulation comprend en outre une corrélation linéaire continue, réalisée préférentiellement par le module de traitement des données 222, en fonction d'au moins le stimulus de respiration et le RC en prenant un nombre d'échantillons de battements cardiaques compris entre 10 et 30 et, de préférence de 30. Le calcul de la corrélation linéaire permet d'estimer un niveau d'adaptation du système SNA de la personne 10 à la consigne du stimulus de respiration.

Dans un mode de réalisation avantageux, le RC est calculée en temps réel et la durée T est calculée et ajustée également en temps réel en appliquant une équation (14) dans laquelle le RC est le rythme cardiaque de la personne 10 :

$$T = 10 * \left(\frac{60}{RC} \right) \quad \text{Eq. (14)}$$

5

Ainsi, la régulation du système SNA de la personne 10 est réalisée en temps réel, permettant donc à la personne 10 d'obtenir rapidement un maximum de confort.

De plus, une valeur de stress chronique SC est calculée en fonction de la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ sur ladite durée T du stimulus de respiration. De préférence, la valeur de stress chronique SC est égale à la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ sur ladite durée T du stimulus de respiration.

Une autre application de ces paramètres concerne l'estimation du stress résiduel d'une personne pendant une activité sportive. Un paramètre NSR configuré pour représenter le niveau de stress résiduel de la personne 10 est représenté dans l'équation (15) :

$$NSR = NS \cdot \frac{RC_{Repos}}{RC} \quad \text{Eq. (15)}$$

20

Cette estimation du niveau de stress résiduel peut être réalisée en temps réel, par exemple, à l'instant t_x du signal ECG. L'estimation du niveau de stress résiduel $NSR(t_x)$ est représentée dans l'équation (16) :

$$NSR(t_x) = NS(t_x) \cdot \frac{RC_{Repos}}{RC(t_x)} \quad \text{Eq. (16)}$$

25

dans laquelle RC_{Repos} est la fréquence cardiaque au repos, c'est-à-dire la personne 10 est inactive pendant au moins 20 secondes et de préférence 40 secondes, $RC(t_x)$ est la fréquence cardiaque à l'instant t_x .

30

La **figure 7(b)** illustre les résultats d'un exemple d'un calcul des paramètres $NS(t_x)$, $NSR(t_x)$ et $RC(t_x)$ pendant une phase de repos, une phase d'activité sportive et une phase de récupération.

Les paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, les applications telles que NS, SC et NSR et leurs déclinaisons en temps réel, peuvent être utilisés dans des jeux vidéo et des simulateurs afin de montrer l'état du SNA et donc l'état émotionnel d'un joueur/patient. On peut ainsi détecter le niveau de stress, le niveau d'énergie de la
5 personne.

Comme décrit précédemment, le module d'affichage des données 130 est configuré pour recevoir au moins une partie des résultats du procédé d'analyse effectué par le module de traitement des données 222 tels que les paramètres TAS,
10 TAP, TPSP, TPPS, NS, SC, NSR, $TAS(t_x)$, $TAP(t_x)$, $TPSP(t_x)$, $TPPS(t_x)$, $NS(t_x)$, $NSR(t_x)$. Le module d'affichage des données 130 est configuré également pour afficher l'au moins une partie des résultats des paramètres ci-dessus, de manière visuelle (par exemple graphique) ou/et auditive.

Il faut noter qu'au niveau de fiabilité de calcul d'un point de vue mathématique, c'est-à-dire dans une condition idéal où le signal ECG est bien capturé par le capteur ECG 110, les calculs des paramètres et des applications proposés par l'invention sont, par rapport à ceux des méthodes connues d'analyse fréquentielle, beaucoup plus précis. Le nombre (N ou W) de battements peut être réduit à un nombre compris entre
15 20 et 40.

Une application possible consiste par exemple à prendre en compte l'activité de l'un ou plusieurs de ces paramètres relatifs au SNA pour modifier le comportement d'un avatar. Tel peut être le cas dans un jeu vidéo ou dans un programme médical ou
25 de bien-être où l'avatar, personnage, animal ou objet animé verrait sa représentation et/ou son comportement et/ou ses facultés modifiés en fonction des paramètres relatifs au SNA.

Dans le cadre d'un jeu vidéo, un objectif serait d'accroître le réalisme du jeu et d'augmenter la sensation du joueur.

Dans le cadre d'un programme médical ou de bien-être, un objectif serait de contrôler son SNA afin de modifier la représentation et/ou le comportement et/ou les facultés de l'avatar de manière à atteindre un objectif. Par exemple, pour les enfants, un contrôle de la respiration impacterait en temps réel la représentation d'un avatar tel qu'un avion en vol, de sorte à stabiliser l'avion sur un écran, incitant de ce fait l'enfant à
30 mieux maîtriser sa respiration. L'invention propose ainsi un système d'aide à la régulation du SNA.

Ainsi, la représentation visuelle en temps réel de l'activité du SNA d'un sujet permet de rétroagir pour modifier son SNA en temps réel. En fonction des applications, cette rétroaction peut être : commandée par la personne elle-même, par exemple pour réduire son stress ; ou commandée par une autre personne ou un système externe afin de fournir au sujet, comme décrit précédemment, des stimuli de respiration pour modifier son état émotionnel ou son niveau de stress.

En alternative à une représentation visuelle, l'invention peut également fournir une représentation sonore ou tactile des paramètres calculés et relatifs au SNA.

L'invention peut également cumuler une représentation visuelle ou sonore ou tactile des paramètres calculés et relatifs au SNA.

L'invention n'est pas limitée aux seuls modes et exemples de réalisation décrits ci-dessus, mais s'étend à tous les modes de réalisation entrant dans la portée des revendications.

En particulier, l'invention ne s'étend pas qu'aux procédés et systèmes permettant le calcul de chacun des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, NS, SC et NSR. Elle s'étend également aux procédés et systèmes permettant le calcul de l'un ou certains seulement des paramètres TAS, TAP, TPSP, TPPS, NS, SC et NSR.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de surveillance du système nerveux autonome (SNA) d'un sujet (10), le procédé comprenant des étapes suivantes :

- 5 • l'acquisition d'au moins un signal physiologique, ce signal physiologique comprenant W battements cardiaques, chaque battement cardiaque étant détecté à un instant t, avec t compris entre t_{X-W+1} et t_X , l'instant t_X étant le dernier battement des W battements cardiaques ;
- 10 • la génération d'une donnée qui est fonction de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) sur l'ensemble des W battements cardiaques, la VFC comprenant W-1 intervalles RR séparant deux battements cardiaques consécutifs détectés respectivement aux instants t_{k-1} et t_k , chaque intervalle RR présentant une durée d'une valeur $a_k = t_k - t_{k-1}$ avec $k = (X-W+2) \dots X$; caractérisé en ce qu'il comprend :
- 15 • le calcul à l'aide d'au moins un microprocesseur d'au moins un paramètre pris parmi :
 - le paramètre $TAS(t_X)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont supérieures à la valeur a_{k-1} de
 - 20 l'intervalle immédiatement précédent et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les W-1 valeurs a_k ; et/ou
 - le paramètre $TAP(t_X)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont inférieures à la valeur a_{k-1} de
 - 25 l'intervalle immédiatement précédent et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les W-1 valeurs a_k ; et/ou
 - le paramètre $NS(t_X)$ représentant un niveau de stress du sujet (10) à l'instant t_X et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NS(t_X) = 100 + TAS(t_X) - TAP(t_X) ;$$

- 30 • la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre.
2. Procédé de surveillance selon la revendication précédente comprenant :
- la génération d'un stimulus de respiration fourni au sujet (10) pendant une durée T, le stimulus de respiration comprenant une consigne respiratoire pour que le sujet
 - 35 (10) respire de manière symétrique ;

- la durée T étant calculée en fonction d'au moins une donnée fonction du rythme cardiaque (RC) du sujet (10).

3. Procédé de surveillance selon la revendication précédente dans lequel l'au moins un paramètre comprend une valeur de stress chronique SC qui est fonction du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T.

4. Procédé de surveillance selon la revendication précédente dans lequel la valeur de stress chronique SC est égale à la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ sur ladite durée T du stimulus de respiration.

5. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications 2 à 4 comprenant le calcul et l'affichage d'une corrélation mathématique entre le rythme cardiaque (RC) du sujet (10) et une fonction qui commande le stimulus de respiration.

6. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel ledit au moins un paramètre comprenant un paramètre $NSR(t_x)$ relatif à un niveau de stress résiduel du sujet (10) à l'instant t_x et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NSR(t_x) = NS(t_x) \cdot \frac{RC_{\text{Repos}}}{RC(t_x)}$$

dans laquelle RC_{Repos} est la fréquence cardiaque au repos, c'est-à-dire le sujet (10) est inactif pendant une durée de repos comprise d'au moins 20 secondes et de préférence 40 secondes, $RC(t_x)$ est la fréquence cardiaque à l'instant t_x .

7. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes comprenant le calcul d'au moins un parmi de deux paramètres suivants :

- le paramètre $TPSP(t_x)$ représentant le taux de pollution du système sympathique vers le système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui respectent la condition suivante : $a_k < a_{k-1}$ et $a_{k-1} > a_{k-2}$ et $a_{k+1} > a_k$ et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ; et/ou

- le paramètre $TPPS(t_x)$ représentant le taux de pollution du système parasympathique vers le système sympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k ,

uniquement celles qui respectent la condition suivante :
 $(a_k > a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} < a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} < a_k)$ et d'autre part une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k .

- 5 8. Procédé de surveillance selon la revendication précédente dans lequel ledit au moins un paramètre est le $TAS(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et dans lequel le $TAS(t_x)$ est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$TAS(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \leq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

10 dans laquelle :

- a_{k-1} = valeur de l'intervalle de temps immédiatement précédent l'intervalle de temps de durée a_k , soit $a_{k-1} = t_{k-1} - t_{k-2}$.
- $k = (X-W+2), (X-W+3) \dots X$.

- 15 9. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel ledit au moins un paramètre est le $TAP(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et dans lequel le $TAP(t_x)$ est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$TAP(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k \geq a_{k-1})}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

20 dans laquelle :

- a_{k-1} = valeur de l'intervalle de temps immédiatement précédent l'intervalle de temps de durée a_k , soit $a_{k-1} = t_{k-1} - t_{k-2}$.
- $k = (X-W+2), (X-W+3) \dots X$.

- 25 10. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications 7 à 9 dans lequel ledit au moins un paramètre est le $TPSP(t_x)$ et dans lequel le $TPSP(t_x)$ est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$TPSP(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k < a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} > a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} > a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

dans laquelle :

- a_{k-1} = valeur de l'intervalle de temps immédiatement précédent l'intervalle de temps de durée a_k , soit $a_{k-1} = t_{k-1} - t_{k-2}$.
- $k = (X-W+2), (X-W+3) \dots X$.

5

11. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications 7 à 10 dans lequel ledit au moins un paramètre est le TPPS(t_x) et dans lequel le TPPS(t_x) est calculé en appliquant l'équation suivante :

$$\text{TPPS}(t_x) = 100 \cdot \frac{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1}) \text{ si } (a_k > a_{k-1} \text{ et } a_{k-1} < a_{k-2} \text{ et } a_{k+1} < a_k)}{\sum_{k=X-W+2}^X (t_k - t_{k-1})}$$

10

dans laquelle :

- a_{k-1} = valeur de l'intervalle de temps immédiatement précédent l'intervalle de temps de durée a_k , soit $a_{k-1} = t_{k-1} - t_{k-2}$.
- $k = (X-W+2), (X-W+3) \dots X$.

15

12. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications dans lequel l'étape d'acquisition d'au moins un signal physiologique est réalisée par au moins un des dispositifs suivants qui sont configurés pour être portés par le sujet (10) : un capteur d'électrocardiogramme (ECG), une ceinture thoracique, un bracelet ou une montre équipés d'un capteur photopléthysmographique.

20

13. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel on calcule le paramètre $\overline{\text{TPSP}}$ représentant le taux approximé de pollution du système sympathique vers le système parasympathique et calculé en appliquant l'équation suivante :

25

$$\overline{\text{TPSP}} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n < a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} > a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} > a_n)}{N-1}$$

30

14. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel on calcule le paramètre $\overline{\text{TPPS}}$ représentant le taux approximé de

pollution du système parasympathique vers le système sympathique et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$\overline{\text{TPPS}} = 100 \cdot \frac{\sum_{n=1}^{N-1} 1 \text{ si } (a_n > a_{n-1} \text{ et } a_{n-1} < a_{n-2} \text{ et } a_{n+1} < a_n)}{N-1}$$

5

15. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre comprend la fourniture d'une représentation visuelle et/ou auditive dudit au moins un paramètre.

10

16. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications dans lequel la fourniture d'une donnée représentative dudit au moins un paramètre comprend un affichage sur écran de l'un parmi des dispositifs suivants : une montre, un téléphone, un ordinateur portable, une tablette.

15

17. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel ledit au moins paramètre est calculé en temps réel ou à intervalles réguliers et comprenant une étape de fourniture d'une représentation visuelle de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre.

20

18. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel on calcule au moins deux paramètres, au moins l'un des paramètres étant pris parmi le TAS(t_x) et le TPSP(t_x) et au moins un autre paramètres étant pris parmi le TAP(t_x) et le TPPS(t_x) et comprenant une étape de fourniture d'une représentation visuelle desdits au moins deux paramètres, lesdits au moins deux paramètres étant représentés indépendamment l'un de l'autre.

25

19. Procédé de surveillance selon la revendication précédente dans lequel lesdits au moins deux paramètres sont calculés en temps réel ou à intervalles réguliers et comprenant une étape de fourniture d'une représentation visuelle de l'évolution au cours du temps desdits au moins deux paramètres.

30

20. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel ledit au moins un paramètre est calculé en temps réel et dans lequel la représentation visuelle de l'évolution au cours du temps dudit au moins un

35

paramètre comprend l'affichage d'un graphique ou d'une barre évoluant au cours du temps.

21. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel ledit au moins un paramètre est calculé en temps réel et dans lequel la représentation visuelle de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre comprend l'affichage d'au moins un avatar et/ou d'au moins un objet animé dont l'animation ou l'évolution visuelle est fonction de l'évolution au cours du temps dudit au moins un paramètre.
22. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications 2 à 21 dans lequel ladite donnée fonction du rythme cardiaque (RC) est une donnée représentant le rythme cardiaque (RC) du sujet (10).
23. Procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications précédentes dans lequel le signal physiologique est un signal d'électrocardiogramme (ECG).
24. Produit programme d'ordinateur comprenant des instructions, qui lorsqu'elles sont effectuées par au moins un processeur, exécute le procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes.
25. Système de surveillance (100) du système nerveux autonome (SNA) d'un sujet (10), comprenant un capteur (110) configuré pour recevoir des données d'un signal physiologique comprenant W battements cardiaques, chaque battement cardiaque étant détecté à un instant t, avec t compris entre t_{X-W+1} et t_X , l'instant t_X étant le dernier battement des W battements cardiaques;
- et comprenant au moins un module de traitement des données (222) équipé d'au moins un processeur configuré pour exécuter les étapes suivantes :
- génération d'une donnée qui est fonction de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) sur l'ensemble des W battements cardiaques, la VFC comprenant W-1 intervalles RR séparant deux battements cardiaques consécutifs détectés respectivement aux instants t_{k-1} et t_k , chaque intervalle RR présentant une durée d'une valeur $a_k = t_k - t_{k-1}$ avec $k = (X-W+2) \dots X$; caractérisé en ce qu'il comprend :
 - calcul d'au moins un paramètre pris parmi :
 - le paramètre $TAS(t_X)$ représentant le niveau d'activité du système sympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première

somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont supérieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$ valeurs a_k ; et/ou

- 5 - le paramètre $TAP(t_x)$ représentant le niveau d'activité du système parasympathique et qui est fonction du rapport entre d'une part une première somme obtenue en sommant, parmi les valeurs a_k , uniquement celles qui sont inférieures à la valeur a_{k-1} de l'intervalle immédiatement précédent et une deuxième somme obtenue en sommant toutes les $W-1$
- 10 valeurs a_k ; et/ou
- le paramètre $NS(t_x)$ représentant un niveau de stress du sujet (10) à l'instant t_x et calculé en appliquant l'équation suivante :

$$NS(t_x) = 100 + TAS(t_x) - TAP(t_x) ;$$

- et comprenant un dispositif d'affichage (130), couplé au module de traitement des données (222) et configuré pour fournir au sujet (10) une donnée représentative dudit
- 15 au moins un paramètre.

26. Système (100) de surveillance selon la revendication précédente dans lequel le module de traitement des données (222) est configuré pour réaliser des étapes
- 20 suivantes :

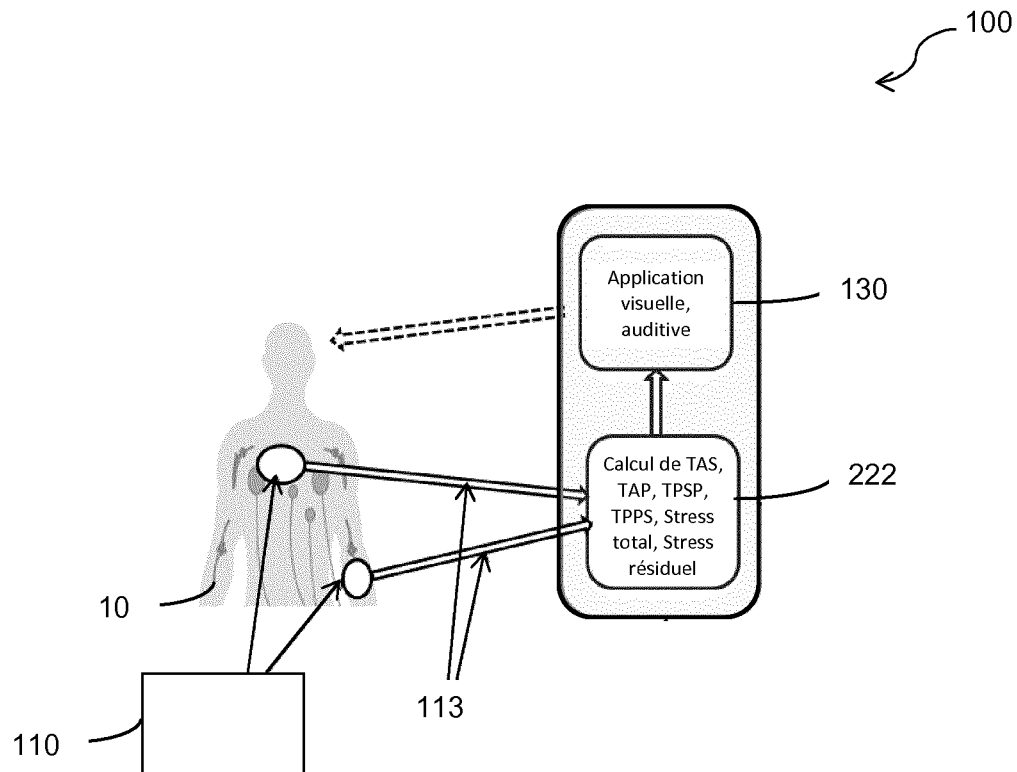
- la génération d'un stimulus de respiration fourni au sujet (10) pendant une durée T , le stimulus de respiration comprenant une consigne respiratoire pour que le sujet (10) respire de manière symétrique ;
- la durée T étant calculée en fonction d'au moins une donnée fonction du rythme
- 25 cardiaque (RC) du sujet (10).

27. Système (100) de surveillance selon la revendication précédente dans lequel l'au moins un paramètre que le module de traitement des données (222) est configuré pour calculer une valeur de stress chronique SC, la valeur de stress chronique SC
- 30 étant fonction du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T .

28. Système (100) de surveillance selon la revendication précédente dans lequel la valeur de stress chronique SC est égale à la valeur moyenne du paramètre $NS(t_x)$ pendant ladite durée T du stimulus de respiration.

29. Système (100) de surveillance selon l'une quelconque des revendications 25 à 28 dans lequel le capteur (110) est un des dispositifs suivants qui sont configurés pour être portés par le sujet (10) : un capteur d'électrocardiogramme (ECG), une ceinture thoracique, un dispositif photopléthysmographique installé dans un bracelet ou dans une montre.
30. Système (100) selon l'une quelconque des revendications 25 à 29 dans lequel le module de traitement des données (222) est mécaniquement solidaire du capteur (110).
31. Système (100) selon l'une quelconque des revendications 25 à 29 dans lequel le module de traitement des données (222) est localisé à distance du capteur (110) et couplé au capteur (110) en utilisant un module de communication filaire ou sans fil.
32. Système (100) selon la revendication précédente dans lequel le module de traitement des données (222) équipe un appareil électronique tel qu'un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, etc.
33. Système (100) selon l'une quelconque des revendications 25 à 32 dans lequel le dispositif d'affichage (130) est configuré pour fournir une représentation visuelle et/ou auditive dudit au moins un paramètre.
34. Système (100) selon l'une quelconque des revendications 25 à 33 dans lequel le dispositif d'affichage (130) est configuré pour réaliser une représentation visuelle dudit au moins un paramètre affichée sur écran de l'une parmi des dispositifs suivants : une montre, un téléphone, un ordinateur portable, une tablette.
35. Système (100) selon l'une quelconque des revendications 25 à 34 dans lequel le dispositif d'affichage (130) est installé dans un appareil électronique tel qu'un téléphone portable, une tablette, un ordinateur, etc.
36. Système (100) de surveillance selon l'une quelconque des revendications 25 à 35 configuré de manière à fournir en temps réel et audit sujet (10) une représentation visuelle dudit au moins un paramètre.
37. Appareil d'aide à la régulation du SNA d'un sujet comprenant un système de surveillance selon l'une quelconque des revendications 25 à 36.

38. Simulateur comprenant un système selon l'une quelconque des revendications 24 à 37.

**Figure 1**

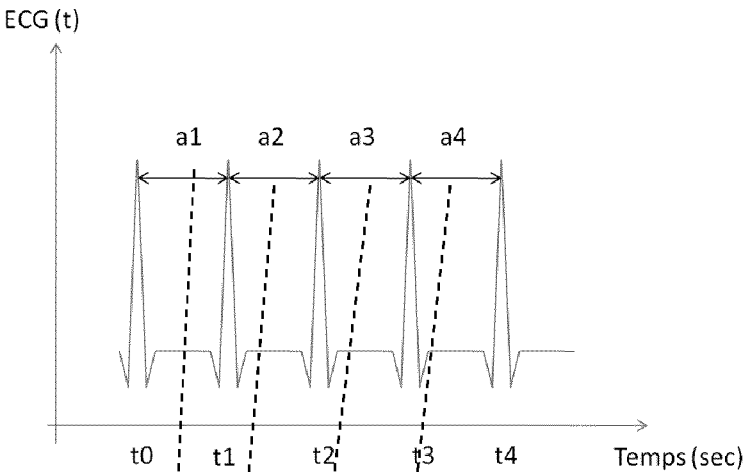


Figure 2(a)

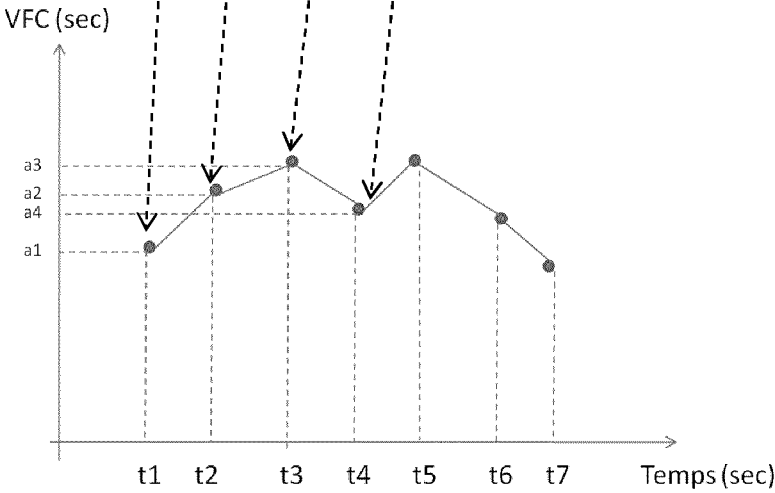


Figure 2(b)

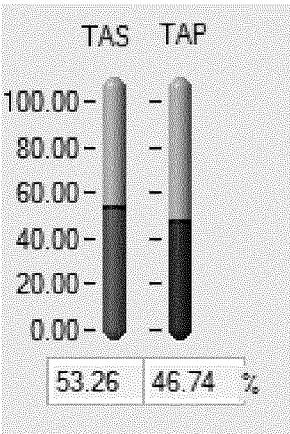
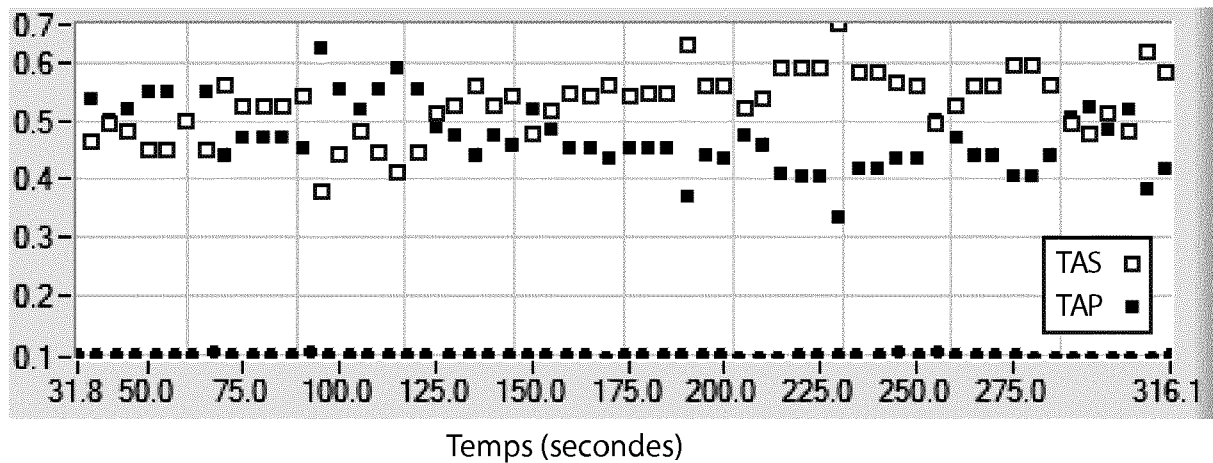
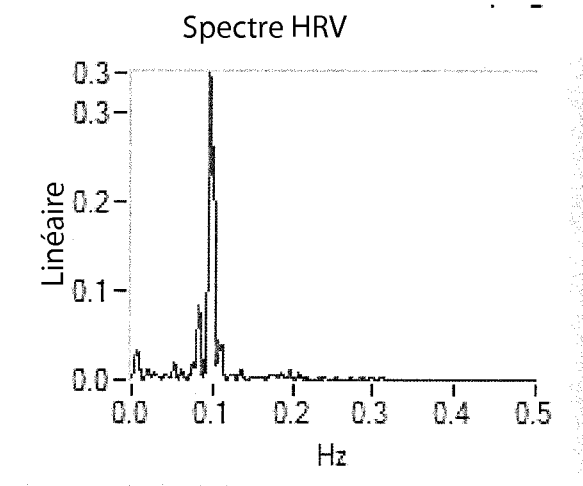
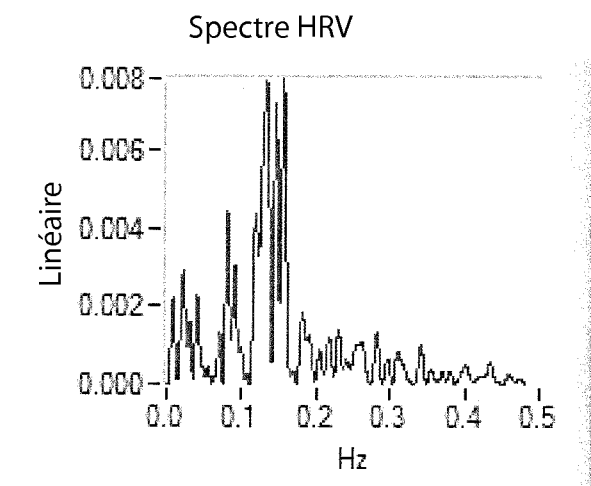
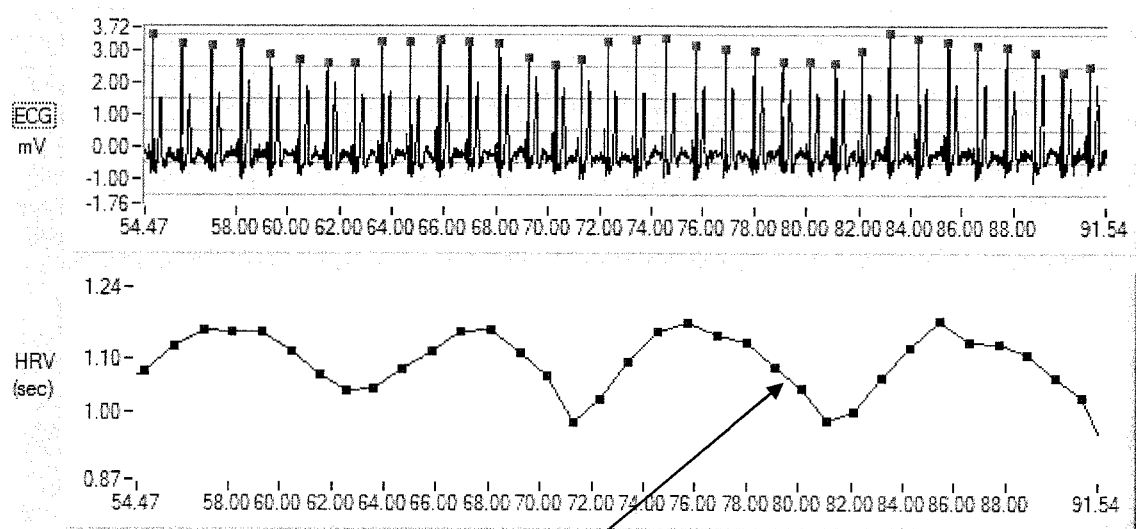
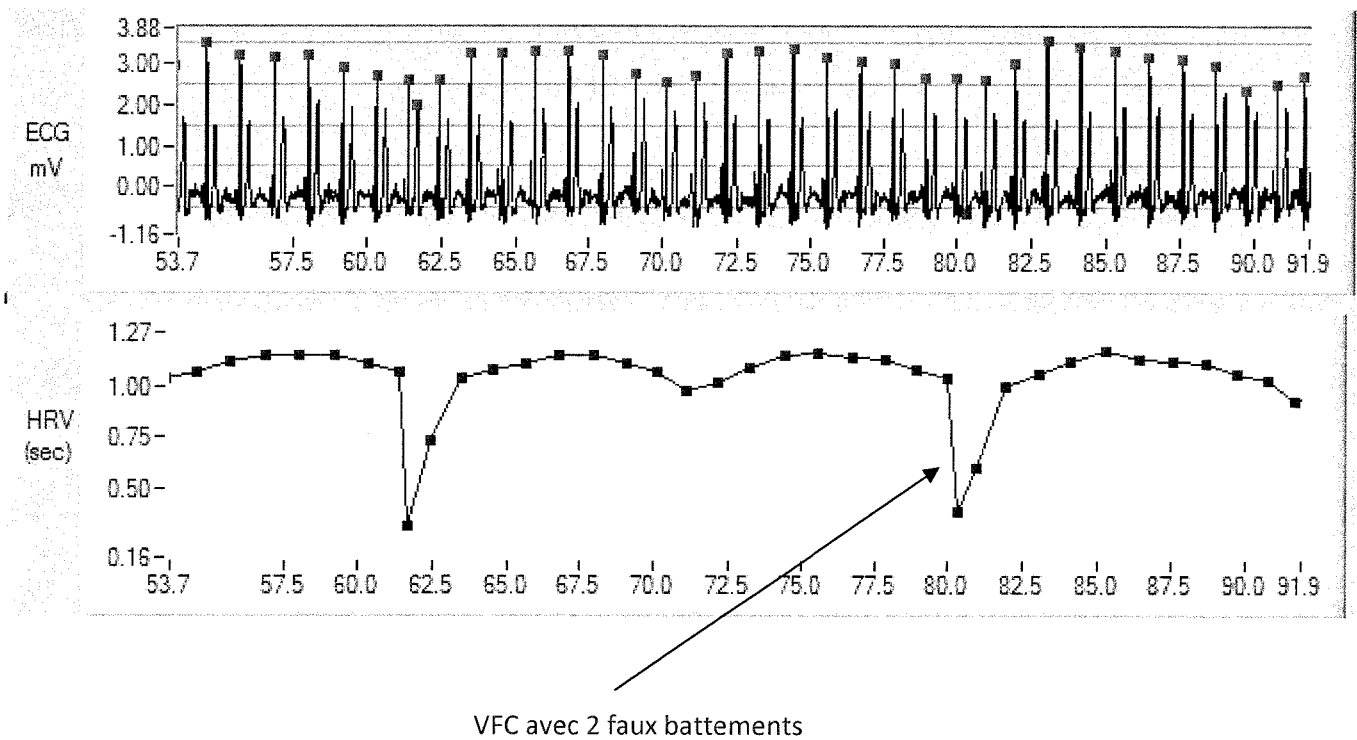
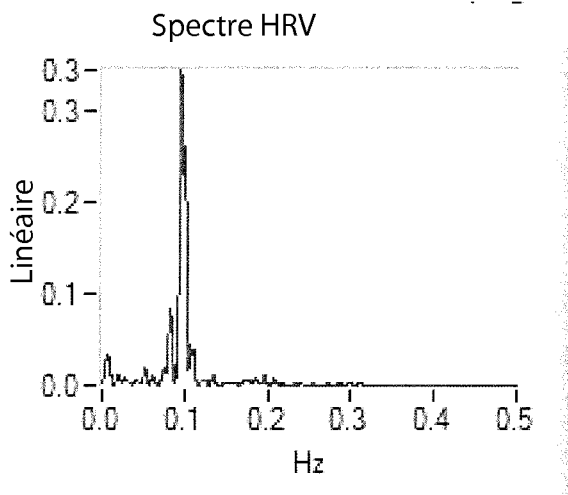
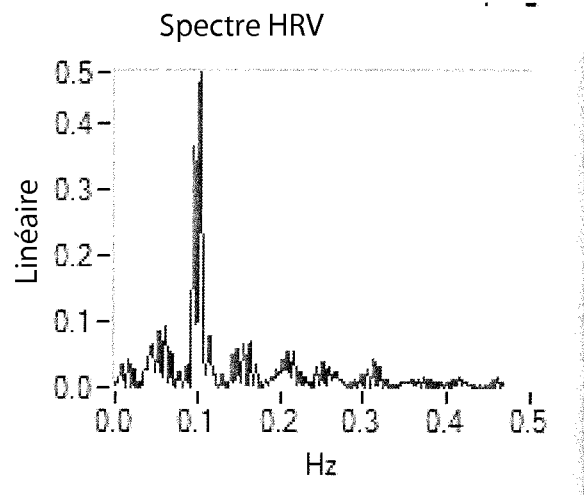


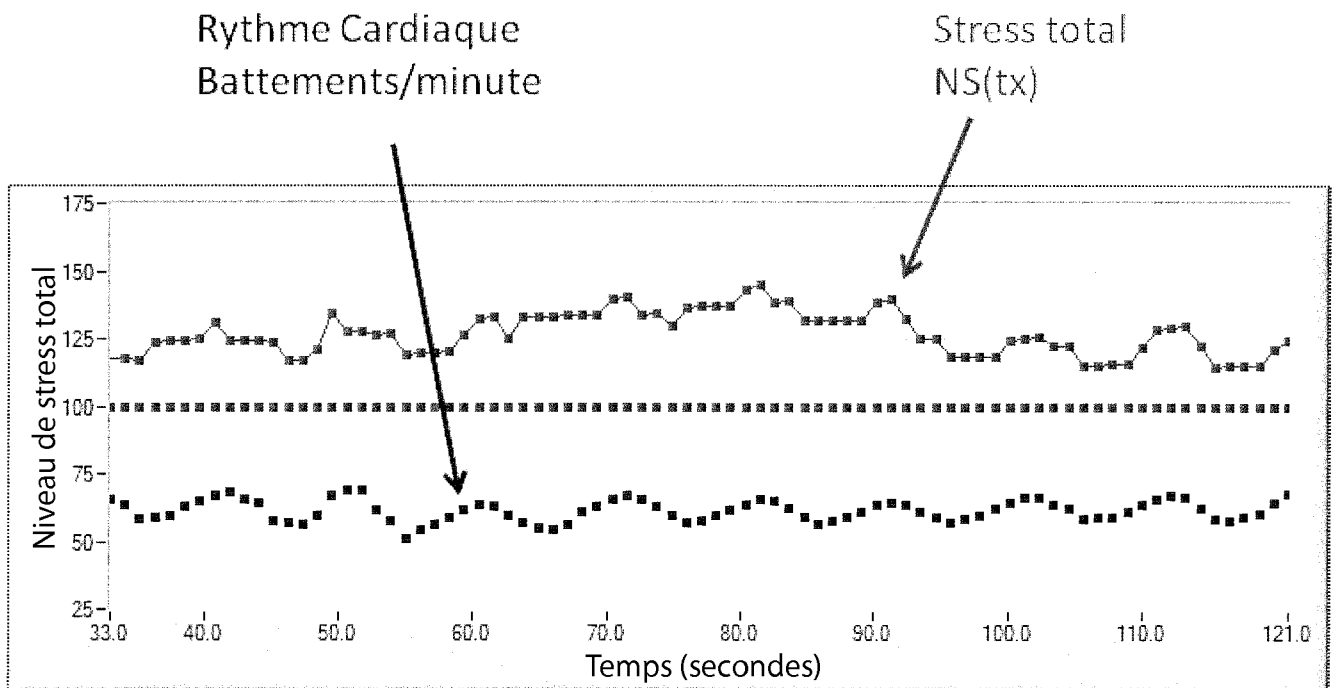
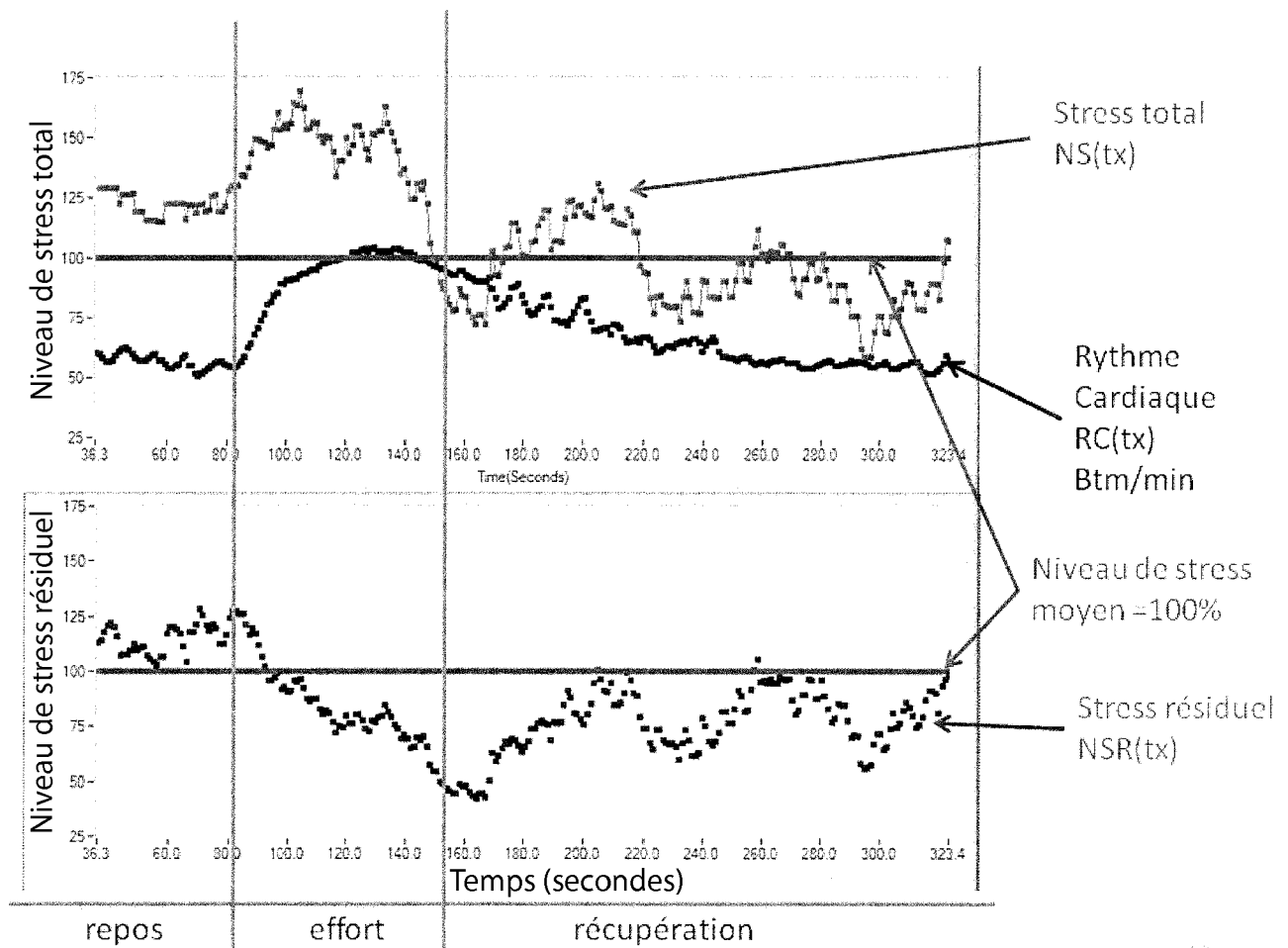
Figure 3

**Figure 4****Figure 5(a)****Figure 5(b)**

VFC sans faux battements

Figure 6(a)

**Figure 6(b)****Figure 6(c)****Figure 6(d)**

**Figure 7(a)****Figure 7(b)**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/053345

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/024 A61B5/0456
 ADD. A61B5/16 A61B5/0482 A61B5/00

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 A63F

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.
Y	Camillo Cammarota ET AL: "Analysis of Stationary Periods of Heart Rate via Symbolic Dynamics" In: "Field Programmable Logic and Application", 1 January 2002 (2002-01-01), Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, XP055150278, ISSN: 0302-9743 ISBN: 978-3-54-045234-8 vol. 2526, pages 13-19, DOI: 10.1007/3-540-36104-9_2, pages 13-14 page 16 page 17, lines 28-30 ----- -/--	7,10,11, 13,14



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

20 May 2015

Date of mailing of the international search report

02/06/2015

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Sarcia, Regis

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/053345

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	G. GRAFF ET AL: "Ordinal pattern statistics for the assessment of heart rate variability", THE EUROPEAN PHYSICAL JOURNAL SPECIAL TOPICS, vol. 222, no. 2, 1 June 2013 (2013-06-01), pages 525-534, XP055150168, ISSN: 1951-6355, DOI: 10.1140/epjst/e2013-01857-4 page 525, line 1 - page 527, line 9 page 528, line 9 page 534, lines 1-3 -----	1-38
X	A. PORTA ET AL: "Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation", AMERICAN JOURNAL OF PHYSIOLOGY. REGULATORY, INTEGRATIVE AND COMPARATIVE PHYSIOLOGY, vol. 295, no. 2, 11 June 2008 (2008-06-11) , pages R550-R557, XP055149893, ISSN: 0363-6119, DOI: 10.1152/ajpregu.00129.2008 -----	1,2,5,8, 9,12, 15-26, 29-38
Y	abstract pages 550-552 page 556, column droite, lines 10-35 -----	7,10,11, 13,14
A	US 2012/136226 A1 (WILKE THOMAS A [US]) 31 May 2012 (2012-05-31) paragraphs [0014] - [0015], [0025], [0029]; figure 1 -----	12
A	US 2007/299354 A1 (STRIEPE HARALD [US] ET AL) 27 December 2007 (2007-12-27) abstract paragraphs [0004] - [0005], [0033], [0049], [0052] -----	2,5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/053345

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012136226	A1	31-05-2012	NONE

US 2007299354	A1	27-12-2007	NONE

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/EP2015/053345

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE

INV. A61B5/024 A61B5/0456
ADD. A61B5/16 A61B5/0482 A61B5/00

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 A63F

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
Y	Camillo Cammarota ET AL: "Analysis of Stationary Periods of Heart Rate via Symbolic Dynamics" In: "Field Programmable Logic and Application", 1 janvier 2002 (2002-01-01), Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, XP055150278, ISSN: 0302-9743 ISBN: 978-3-54-045234-8 vol. 2526, pages 13-19, DOI: 10.1007/3-540-36104-9_2, pages 13-14 page 16 page 17, ligne 28-30 ----- -/-	7,10,11, 13,14



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

20 mai 2015

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

02/06/2015

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

Sarcia, Regis

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	G. GRAFF ET AL: "Ordinal pattern statistics for the assessment of heart rate variability", THE EUROPEAN PHYSICAL JOURNAL SPECIAL TOPICS, vol. 222, no. 2, 1 juin 2013 (2013-06-01), pages 525-534, XP055150168, ISSN: 1951-6355, DOI: 10.1140/epjst/e2013-01857-4 page 525, ligne 1 - page 527, ligne 9 page 528, ligne 9 page 534, ligne 1-3 -----	1-38
X	A. PORTA ET AL: "Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation", AMERICAN JOURNAL OF PHYSIOLOGY. REGULATORY, INTEGRATIVE AND COMPARATIVE PHYSIOLOGY, vol. 295, no. 2, 11 juin 2008 (2008-06-11) , pages R550-R557, XP055149893, ISSN: 0363-6119, DOI: 10.1152/ajpregu.00129.2008	1,2,5,8, 9,12, 15-26, 29-38
Y	abrégé pages 550-552 page 556, colonne droite, ligne 10-35 -----	7,10,11, 13,14
A	US 2012/136226 A1 (WILKE THOMAS A [US]) 31 mai 2012 (2012-05-31) alinéas [0014] - [0015], [0025], [0029]; figure 1 -----	12
A	US 2007/299354 A1 (STRIEPE HARALD [US] ET AL) 27 décembre 2007 (2007-12-27) abrégé alinéas [0004] - [0005], [0033], [0049], [0052] -----	2,5

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/EP2015/053345

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2012136226 A1	31-05-2012	AUCUN	
US 2007299354 A1	27-12-2007	AUCUN	

专利名称(译)	用于监测受试者的自主神经系统的方法和系统		
公开(公告)号	EP3107444A1	公开(公告)日	2016-12-28
申请号	EP2015704805	申请日	2015-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	SOC codesna		
申请(专利权)人(译)	CODESNA公司		
当前申请(专利权)人(译)	CODESNA公司		
[标]发明人	ZOICAS VASILE		
发明人	ZOICAS, VASILE		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0456 A61B5/16 A61B5/0482 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0456 A61B5/165 A61B5/4035 A61B5/486 A63F13/212 A61B5/0245 A61B5/681 A61B5/7415 A61B5/744		
优先权	2014051257 2014-02-17 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明描述了一种用于监测受试者 (10) 的自主神经系统 (SNA) 的方法和系统，包括：获取包括W心跳的至少一个生理信号，产生作为心率变异性的函数的数据。(VFC) 在W心跳上，VFC包括分别在时刻tk-1和tk检测到的两个连续心跳的W-1 RR间隔，每个RR间隔具有值ak=tk-tk-1的持续时间，其中k = (X-W + 2) X;使用至少一个微处理器计算表示交感神经系统活动水平的参数TAS (tx) 和/或表示副交感神经系统活动水平的参数TAP (tx) 中的至少一个参数;和/或其他参数，和/或参数NS (tx) 表示在tx时刻的受试者的应力水平并且使用等式NS (tx) = 100 + TAS (tx) -TAP (tx) 计算;并提供代表所述至少一个参数的数据。