

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
COURBEVOIE

①1 N° de publication : **3 096 252**

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **19 07187**

⑤1 Int Cl⁸ : **A 61 B 5/048 (2019.01), A 61 B 5/05, G 06 F 17/17**

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 28.06.19.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 27.11.20 Bulletin 20/48.

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

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : *ORANGE Société anonyme* — FR.

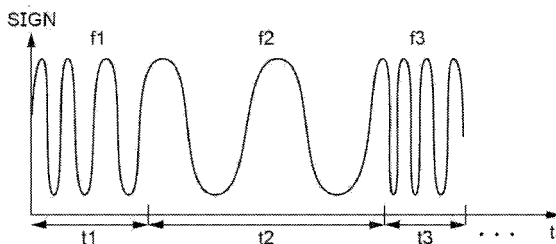
⑦2 Inventeur(s) : *PLAPOUS Cyril et BOUCHNAK Foued.*

⑦3 Titulaire(s) : *ORANGE Société anonyme.*

⑦4 Mandataire(s) : *PLASSERAUD IP.*

⑤4 **Détection robuste de potentiels évoqués via une interface neuronale directe.**

⑤7 L'invention concerne une mesure de potentiel évoqué
auprès d'un utilisateur. En particulier, on génère un signal
de stimulation sensorielle (SIGN) destiné à induire un poten-
tiel évoqué auprès de l'utilisateur, et on recueille une me-
sure du potentiel évoqué, pour comparer le potentiel évoqué
au signal généré (SIGN). Le signal de stimulation sensori-
elle (SIGN) est variable en fréquence (f_1 , f_2 , f_3) selon une
séquence de variation prédéterminée, comme une sé-
quence pseudo-aléatoire.
Figure de l'abrégé : Figure 3



FR 3 096 252 - A1



Description

Titre de l'invention : Détection robuste de potentiels évoqués via une interface neuronale directe

Domaine technique

- [0001] La présente description concerne une détection de signaux dits « de potentiels évoqués ».
- [0002] Des potentiels évoqués sont des réactions du système nerveux d'un utilisateur réagissant à une stimulation sensorielle spécifique (ou stimulus d'un organe sensoriel). Ces potentiels évoqués se présentent sous la forme de potentiels électriques détectables sur un électroencéphalogramme (EEG).
- [0003] Les stimuli externes peuvent être : visuels, auditifs, somatosensoriels (pression, chaleur, douleur...), ou autre.
- [0004] Pour évoquer ces potentiels, des sources de stimulations sensorielles émettent des stimuli à une fréquence donnée. Le cerveau de l'utilisateur réagissant à ces stimuli (via un organe sensoriel approprié) génère un signal d'onde correspondant à un potentiel électrique d'encéphalogramme, nommée ci-après « EEG » (pour électroencéphalogramme). Il est observé habituellement que l'onde de ce signal EEG a une fréquence correspondant à celle du stimulus (pour autant bien entendu que l'organe sensoriel puisse détecter cette fréquence de stimulus : en-dessous de persistance rétinienne pour la vue, dans la bande de fréquence audible pour l'ouïe, etc.).
- [0005] En effet, le système nerveux de l'utilisateur émet des signaux électriques de fréquences équivalentes aux fréquences de variation des stimuli, qui attestent de la réception des stimuli et de la réaction de l'utilisateur à ces stimuli.
- De possibles domaines d'applications pour cette technologie sont en outre, les diagnostics médicaux et les interfaces de commande cerveaux-machines.

Technique antérieure

- [0006] La solution courante consiste en ce qu'un équipement de détection spécifique (par exemple un casque BCI – Brain-Computer Interface connecté à une unité de traitement) permette de détecter dans des signaux EEG une fréquence fixe émise par une source d'émission sensorielle.
- [0007] Par exemple dans le cas d'une stimulation visuelle, une source lumineuse peut être commandée pour clignoter à une fréquence fixe (en régime permanent). Le clignotement entraîne la génération d'un signal électrique détectable par EEG dans un lobe occipital de l'utilisateur. On peut alors retrouver cette même fréquence fixe de la source lumineuse dans le signal EEG.
- [0008] Dans l'état de l'art, concernant les stimulations visuelles, cette approche est nommée

« SSEVP » (pour « Steady State Visual Evoked Potential » : potentiel évoqué visuel en régime permanent).

- [0009] Des approches analogues existent aussi pour les potentiels évoqués pour d'autres organes sensoriels :
- SSEAP (Steady State Auditory Evoked Potential), pour l'audition ;
 - SSSEP (Steady State Somatosensory Evoked Potential), pour le système somatosensoriel ;
 - SSLEP (Steady State LASER Evoked Potential), pour les sensations relatives à la douleur et la chaleur en réaction à une excitation laser, et qui sont transmises par une sous partie du système somatosensoriel.
- [0010] Cette solution est fastidieuse à mettre en place car les signaux EEG sont très variables d'une personne à l'autre et varient largement en fonction de paramètres tels que la fatigue, le contexte, la concentration, et d'autres. En pratique, il faut utiliser une phase de calibration pour chaque utilisateur afin de rendre robuste la détection des potentiels évoqués. Cette calibration peut durer quelques minutes et doit être recommencée en cas de variation des conditions d'expérience (fatigue, contexte, concentration, etc.). Cette phase de calibration réduit considérablement l'intérêt de la technique antérieure.
- [0011] De plus ces solutions imposent à l'utilisateur de se concentrer longtemps sur la stimulation en régime permanent (typiquement quelques secondes) pour garantir que la fréquence du signal détecté ne corresponde pas un artefact, un bruit, ou une perturbation contextuelle.
- [0012] En outre, ce type de détection peut être utilisé pour former une interface d'utilisateur (fortement paralysé typiquement), afin qu'il concentre son attention sur une cible clignotante à une certaine fréquence prédéterminée parmi plusieurs cibles clignotant à des fréquences différentes. Ainsi, la recherche de cette fréquence dans son EEG donne l'indication de la cible regardée et, de là, permet de piloter (comme un click sur une icône) une action correspondant à la cible regardée. Toutefois, comme indiqué plus haut, l'utilisateur doit se concentrer longtemps sur la cible pour garantir que la détection de la fréquence du signal EEG ne soit pas perturbée par un bruit d'artefact ou autre.

Résumé

- [0013] L'invention vient améliorer la situation.
- [0014] Il est proposé un procédé mis en œuvre par des moyens informatiques, dans lequel on génère au moins un signal de stimulation sensorielle destiné à induire un potentiel évoqué auprès d'un utilisateur. On recueille une mesure du potentiel évoqué, pour comparer le potentiel évoqué au signal généré.
- [0015] En particulier, le signal de stimulation sensorielle est variable en fréquence selon une

séquence de variation prédéterminée. On entend ici par « signal de stimulation sensorielle » typiquement un stimulus dont l'intensité varie au cours du temps.

- [0016] Un tel procédé permet indépendamment du contexte de la mesure, d'identifier chez l'utilisateur des potentiels évoqués issus des stimuli induits en suivant la séquence précitée. Cette identification est mise en œuvre notamment grâce aux caractéristiques fréquentielles de la séquence prédéfinie du signal de stimulation sensorielle. Ces caractéristiques se retrouvent en effet dans le signal mesuré du potentiel évoqué chez l'utilisateur. Ainsi, un signal de stimulation, alternatif (de type sinusoïdal, en créneaux ou autre, comme illustré sur la figure 3 commentée en détails plus loin), a une fréquence qui évolue dans le temps. Ces variations temporelles de la fréquence se retrouvent dans le même ordre dans le signal de mesure du potentiel évoqué.
- [0017] Les caractéristiques de variations temporelles de la séquence de fréquences peuvent être modulées pour décrire un code. Il est possible alors de générer un grand nombre de séquences permettant de coder autant de signaux de stimulation distincts, et possiblement ainsi autant de commandes d'interface homme/machine par exemple, là où l'état de l'art (SSEVP, ou autre) ne permet qu'un nombre limité de stimuli.
- [0018] En outre, grâce à une telle réalisation, il est possible de discriminer dans le signal de mesure du potentiel évoqué, la séquence du signal de stimulation et ce parmi du bruit et autre artéfact altérant le signal de mesure. Il n'est plus nécessaire de calibrer un appareillage de mesure pour chaque utilisateur, ni à chaque fois que le contexte (fatigue, contexte, concentration, etc.) évolue, ce qui le rend beaucoup plus acceptable pour l'utilisateur.
- [0019] Selon un mode de réalisation, le signal de stimulation sensorielle précité suit en particulier une séquence pseudo-aléatoire. On entend par « pseudo-aléatoire » le fait que les fréquences successives dans le signal de stimulation sont choisies arbitrairement (ainsi que la durée prise pour chaque fréquence dans le signal de stimulation), mais néanmoins, cette séquence est conservée en mémoire pour être notamment comparée ultérieurement avec le signal de mesure de potentiel évoqué. Ainsi, le procédé comporte :
- un stockage en mémoire au moins de la séquence précitée,
 - une détermination d'une variation en fréquence dans la mesure du potentiel évoqué auprès de l'utilisateur, pour estimer une séquence de variation de fréquence dans le potentiel évoqué, et
 - une comparaison de la séquence stockée à la séquence estimée.
- [0020] Un tel signal à variations pseudo-aléatoires peut être identifié plus facilement (par exemple par corrélation ou autocorrélation) qu'un signal comprenant une seule fréquence fixe. Un tel signal est discernable de perturbations indésirables, car il est attendu qu'il suive une variation caractéristique que les perturbations ont statis-

tiquement peu de chance de suivre.

- [0021] Selon un mode de réalisation, un signal d'alerte peut être généré en cas de différence constatée entre la séquence stockée et la séquence estimée, pendant la comparaison précitée.
- [0022] Ce mode de réalisation permet dans le cas d'une application médicale en particulier, d'attirer l'attention d'un praticien sur par exemple un dysfonctionnement de l'organisme de l'utilisateur, et d'assister ainsi le praticien qui doit établir un diagnostic sur ce dysfonctionnement. Le signal d'alerte peut être généré lorsqu'une partie au moins de la séquence estimée est différente de la séquence stockée, nonobstant une concentration de l'utilisateur sur une source générant le signal de stimulation.
- [0023] Dans un mode de réalisation, on génère une pluralité de signaux de stimulation sensorielle à partir d'une pluralité de sources de stimulation sensorielles respectives, et ces signaux de stimulation sensorielle sont variables en fréquence selon des séquences respectives, de variation chacune prédéterminée.
- [0024] On peut ainsi avoir autant de séquences que de sources émettant les signaux de stimulation. L'intérêt d'une pluralité de sources est de présenter simultanément à l'utilisateur des stimulations différentes.
- [0025] Une telle réalisation est avantageuse dans le cas d'une application à une interface de commande homme/machine décrite ci-après. Toutefois, dans une application médicale, elle peut permettre aussi de discriminer différents stimuli et quantifier les réactions de l'utilisateur à chacun de ces stimuli. Il est ainsi possible de tirer parti de la pluralité des sources pour opérer différents tests, par exemple afficher simultanément sur un écran plusieurs pavés clignotant à des fréquences différentes et selon surtout des séquences différentes de fréquence, et évaluer ainsi la latéralité du champ de vision d'un patient après un accident vasculaire cérébral.
- [0026] Dans le cas d'une interface homme machine, chaque source peut être par exemple une source lumineuse clignotante sur laquelle l'utilisateur peut choisir de se concentrer. Chaque source lumineuse étant liée à une commande, l'utilisateur sélectionne une commande associée à une source simplement en la regardant.
- [0027] Dans un tel mode de réalisation, chaque séquence est pseudo-aléatoire, et le procédé comporte:
- un stockage en mémoire au moins de chaque séquence,
 - une détermination d'une variation en fréquence dans la mesure du potentiel évoqué auprès de l'utilisateur, pour estimer une séquence de variation de fréquence dans le potentiel évoqué,
 - une comparaison de chaque séquence stockée à la séquence estimée, et
 - une identification d'une séquence stockée parmi les séquences stockées comme correspondant à la séquence estimée.

- [0028] Ainsi comme toutes les séquences émises par une pluralité de sources sont stockées en mémoire il est possible de déterminer si une séquence estimée d'après la mesure du potentiel évoqué est ou non similaire à l'une des séquences stockées. Il est aussi possible de savoir quelle séquence stockée a été ainsi détectée.
- [0029] En outre, le procédé peut comporter, en particulier dans l'application à une interface de commande homme/machine :
- une interrogation d'une table de correspondance entre, d'une part, des séquences stockées et, d'autre part, des identifiants de commande d'au moins un équipement,
 - et l'émission d'une commande à destination d'au moins un équipement, la commande émise étant d'identifiant correspondant à la séquence identifiée parmi les séquences stockées.
- [0030] Lorsqu'une séquence stockée est repérée dans une séquence estimée, il est possible de se référer à une table de correspondance pour retrouver l'identifiant de commande associée à cette séquence. La commande ayant cet identifiant est envoyée à un équipement pour piloter alors son fonctionnement.
- [0031] Dans un mode de réalisation plus général, la comparaison de la séquence stockée à la séquence estimée peut être menée par corrélation (notamment lorsque la séquence est pseudo-aléatoire). La comparaison entre séquence estimée et séquence stockée peut être menée en effet pour chercher par exemple des points de ressemblances, et donc des corrélations statistiques (et non une égalité stricte entre les deux séquences).
- [0032] Selon un mode réalisation, le signal de stimulation sensorielle généré est émis répétitivement par une source. En particulier, sa séquence est successivement répétée.
- [0033] Cette répétition diminue le risque de fausse détection par rapport à une séquence émise une seule fois. En effet on diminue la probabilité que des perturbations affectent l'ensemble des séquences émises.
- [0034] De manière complémentaire au mode de réalisation précédent, on peut prévoir un intervalle de garde avant de répéter une séquence.
- [0035] L'intervalle de garde limite le risque de fausse détection d'une autre séquence qui serait faussement identifiée, du fait d'une permutation circulaire entre son début et sa fin.
- [0036] Selon un autre aspect, l'invention vise un dispositif informatique comportant un circuit de traitement configuré pour mettre en œuvre le procédé selon l'un quelconque des modes de réalisations précédents.
- [0037] Ce dispositif peut être un dispositif médical comme décrit plus haut.
- [0038] Alternativement, il peut s'agir d'un dispositif d'interface de commande homme/machine comme décrit également plus haut.
- [0039] Le signal de stimulation sensorielle peut être un signal lumineux clignotant à une fréquence variable selon la séquence précitée, et le circuit de traitement comporte un

processeur configuré pour piloter un affichage d'une icône sur un écran avec un clignotement à une fréquence de clignotement qui suit cette séquence.

[0040] Le circuit de traitement peut comporter une interface d'entrée de signaux issus d'au moins un capteur de signal de potentiel neuronal.

[0041] Selon un autre aspect, l'invention vise un programme informatique comportant des instructions pour la mise en œuvre du procédé, lorsque ces instructions sont exécutées par un processeur d'un circuit de traitement.

[0042] Selon un autre aspect, l'invention vise un support d'enregistrement non transitoire lisible par un ordinateur sur lequel est enregistré un programme pour la mise en œuvre du procédé lorsque ce programme est exécuté par un circuit de traitement.

Brève description des dessins

[0043] D'autres caractéristiques, détails et avantages apparaîtront à la lecture de la description détaillée ci-après, et à l'analyse des dessins annexés, sur lesquels :

Fig. 1

[0044] [fig.1] montre une présentation d'au moins une source de stimulation sensorielle (ici plusieurs sources SS1, SS2, ..., SSi, ..., SSn) selon un exemple de réalisation, dans un environnement d'usage courant associé à des éléments permettant la mise en œuvre du procédé ci-avant.

Fig. 2

[0045] [fig.2] montre différentes étapes d'un procédé selon un mode de réalisation permettant à un utilisateur UT de transmettre au moins une commande OPTi pour action, à un équipement TRD à commander, en concentrant son attention sur la source de stimulation sensorielle SSi.

Fig. 3

[0046] [fig.3] montre un signal d'alimentation d'une source de stimulation sensorielle SSi selon un mode de réalisation.

Fig. 4

[0047] [fig.4] montre un dispositif DIS de télécommande selon un mode de réalisation comprenant un circuit de traitement CT et par exemple un écran ECR contenant des sources SSi émettant ici des stimulations visuelles.

Fig. 5

[0048] montre un dispositif médical selon un mode de réalisation comprenant un circuit de traitement CT et un écran contenant au moins une source SS émettant des stimulations visuelles par exemple.

Description des modes de réalisation

[0049] Il est maintenant fait référence à la Figure 1 qui présente un système SYST selon l'invention. Il peut comprendre un circuit de traitement CT connectant au moins :

- ici, une pluralité de sources SSi de stimulation sensorielle dans une application du dispositif de l'invention en tant qu'interface de commande d'un équipement TRD,
 -au moins un capteur BCI de signal électrique neuronal (par exemple EEG ou encore MEG pour « magneto encéphalogramme »), et
 -l'équipement TRD à commander (par exemple un poste de télévision, une installation de stores de fenêtres, et/ou autres).

- [0050] L'utilisateur UT porte ici au moins un capteur de signal électrique neuronal BCI. Néanmoins, préférablement l'utilisateur porte un ensemble de capteurs BCI, comme par exemple sous la forme d'un casque posé en surface du cuir chevelu (casque dit «BCI» pour « Brain to Computer Interface » - du cerveau à une interface informatique).
- [0051] Une stimulation d'un organe sensoriel de l'utilisateur UT, par exemple un clignotement lumineux à destination de ses yeux, induit une réaction physiologique détectable par le capteur BCI de signal électrique neuronal. En suivant l'exemple d'une stimulation de l'œil de l'utilisateur UT, il s'agirait d'un potentiel électrique détectable à niveau du lobe occipital de l'utilisateur UT (zone de quelques centimètres avec les technologies actuelles).
- [0052] Dans l'exemple de la figure 1, l'utilisateur UT peut sélectionner une fonctionnalité d'un équipement TRD (par exemple augmenter le volume sonore d'un poste de télévision, changer de chaîne TV, etc.), comme une interface de commande homme-machine. En focalisant son attention sur une source d'émission sensorielle SSi, l'utilisateur UT commande la fonctionnalité OPTi associée à la séquence SEQi émise par la source SSi.
- [0053] Alternativement, suite à la détection du signal EEG il est possible dans des applications médicales : d'analyser le signal EEG reçu et déterminer notamment la réponse en fréquence de ce signal relativement au signal du stimulus, afin de caractériser le fonctionnement (ou le dysfonctionnement) d'une partie de l'organisme de l'utilisateur UT. Le signal EEG est ainsi analysé relativement au signal source SSi par le circuit de traitement CT et dans cet exemple l'équipement TRD peut être un dispositif informatique médical alimenté par le circuit de traitement CT pour obtenir les données de fréquences ou d'écart de fréquence analysables par le dispositif médical TRD. Une telle réalisation sera décrite plus loin en référence à la figure 5.
- [0054] Dans l'exemple de la figure 1, pour l'application du système à une interface de commande d'un équipement TRD, les sources SSi émettent des stimulations sensorielles commandées par le circuit de traitement CT. La fréquence de ces stimulations sensorielles suit chacune une séquence SEQi périodique prédéterminée et unique, qui peut être associée à un identifiant de commande OPTi. Par exemple dans un mode de réalisation comprenant une stimulation visuelle, chaque source SSi peut être une zone

de pixels d'un écran ECR (d'une tablette, smartphone, ou autre) clignotant suivant la séquence de fréquence SEQ_i. Cette zone est associée à un identifiant de commande OPT_i. Alternativement on peut prévoir des diodes LED (« light-emitting diode », pour diode électroluminescente) servant de sources pour les stimulations visuelles.

- [0055] L'utilisateur UT reçoit les stimuli ainsi générés. Ces stimuli produisent, auprès de l'utilisateur UT, une réaction physiologique qui consiste en des signaux électriques neuronaux émis sous forme de potentiels par le système nerveux de l'utilisateur UT. En particulier, il est habituellement observé sur un utilisateur sain UT que la fréquence de ces signaux électriques est la même que celle des stimuli. Ces signaux électriques sont couramment appelés « potentiels évoqués ».
- [0056] En référence à nouveau à l'exemple de réalisation de la figure 1, l'utilisateur UT est équipé d'un capteur BCI de signaux électriques neuronaux (par exemple un casque posé sur la tête). Le capteur BCI mesure les potentiels évoqués de l'utilisateur, provoqués par les stimuli, et délivre des signaux de mesure correspondant au circuit de traitement CT. Ces signaux de mesure sont appelés par la suite « signaux EEG ». Chaque signal mesuré peut en effet être représenté par un électroencéphalogramme. A cet effet, le capteur peut être connecté au circuit de traitement CT par une connexion filaire ou sans fil.
- [0057] Le circuit de traitement CT permet alors d'établir la correspondance entre les signaux EEG mesurés et par exemple l'une des séquences SEQ_i émise par l'une des sources SS_i de stimulation sensorielle. Dès lors, il est possible de connaître la source SS_i sur laquelle l'utilisateur a focalisé son attention, et de là, piloter une commande OPT_i correspondant à cette source. Par exemple, un utilisateur tétraplégique peut « piloter » par le cerveau simplement une interface de commande en focalisant son attention sur une icône particulière d'un écran ECR (par exemple la source SS_i), clignotant à une fréquence ou, ici selon une séquence de fréquences, bien déterminée. Cette fréquence (ou séquence de fréquences) est reconnue par le circuit CT dans les signaux EEG et le circuit CT émet une commande correspondante OPT_i à l'équipement TRD.
- [0058] On se réfère maintenant à la figure 2 pour détailler la génération des sources SS_i des stimuli détectés par les capteurs BCI, et interprétés par le circuit de traitement CT en vue de piloter le fonctionnement de l'équipement TRD.
- [0059] Le procédé ci-après fait référence aux équipements illustrés dans la figure 1 à titre d'exemple. Néanmoins, on comprend que ce procédé peut être alternativement mis en œuvre par d'autres équipements que ceux illustrés sur la figure 1.
- [0060] A l'étape S1, l'équipement TRD est dans un état donné STA, par exemple un poste de télévision en réception d'une chaîne CH. Un nombre d'options de commandes sont possibles pour l'équipement TRD dans l'état STA (comme illustré sur la figure 4), comme par exemple augmenter ou baisser le volume sonore (respectivement SS4 et

SS5), incrémenter ou décrémenter les chaînes reçues (SS1 et SS2), allumer ou éteindre le poste (SS3, SS6), etc.

- [0061] L'équipement TRD communique un message représentatif de son état courant STA au circuit de traitement CT. Le circuit CT en déduit des options possibles, et leur identifiants respectifs OPT1, ..., OPTi, ..., OPTn, pour animer une interface homme/machine basée sur l'attention de l'utilisateur UT, par exemple son regard.
- [0062] A l'étape S2 le circuit CT détermine pour chaque identifiant OPTi une séquence unique SEQi, pseudo-aléatoire variable en fréquence, comme décrit en détails plus loin en référence à la figure 3. Chaque séquence est prédéterminée et enregistrée dans une mémoire MEM du circuit de traitement CT.
- [0063] Chaque séquence SEQi forme un code associé, dans une table de correspondance que peut stocker en outre cette mémoire MEM, à un identifiant de commande OPTi.
- [0064] A l'étape S3, le circuit CT peut piloter un écran d'affichage ECR et plus particulièrement des zones graphiques de l'écran pour :
- afficher un logo de commande dans chaque zone (une icône typiquement) et
 - faire clignoter cette zone selon une séquence pseudo-aléatoire en fréquence, propre à une commande OPTi.
- [0065] Cette icône clignotante constitue alors une source de stimulus SSi.
- [0066] A l'étape S4, le circuit de traitement CT récupère les signaux EEG de l'utilisateur pour les comparer à chaque séquence SEQi de source SSi (le capteur BCI transmettant en continu les signaux EEG au circuit de traitement CT).
- [0067] Par exemple, à l'étape S5, le circuit de traitement CT détermine une période pendant laquelle le signal EEG reçu devient redondant et peut déterminer ainsi, par exemple par autocorrélation, la séquence en fréquences SEQest présente dans le signal EEG reçu. Cette séquence SEQest est constituée de successions de durées à des fréquences respectives comme présenté plus loin en référence à la figure 3. Cette séquence SEQest est comparée à l'étape S6 à l'ensemble des séquences SEQ1 à SEQn émises par les sources respectives SSi. Lorsque que l'une des séquences de fréquence SEQi est identifiée comme correspondant à la séquence d'EEG SEQest, alors il est déterminé que l'utilisateur UT a concentré son attention sur la source correspondante SSi à l'étape S7.
- [0068] Bien entendu, pour mettre en œuvre les étapes S5 et S6, il est possible de prévoir un traitement de recherche de séquence pseudo-aléatoire en fréquence, par corrélation sur différents motifs de séquence SEQi, et ce en une étape commune.
- [0069] Il est possible toutefois qu'un utilisateur porte son attention sur plusieurs sources SSi, SSj. Pour éviter de changer la détermination de la source visualisée de manière inopportune, il est possible de répéter un nombre Rep de fois choisi les étapes S4 à S7 et conditionner l'émission de la commande OPTi associée à la séquence SEQi reconnue

un nombre de fois Rec par exemple (Rec supérieur à 1 et inférieur ou égal à Rep). Typiquement, une séquence SEQest peut être repérée un nombre minimum de fois dans un intervalle de temps pour être considérée comme repérée à l'étape S4. Un compteur peut dénombrer combien de fois la séquence SEQest est apparue répétitivement durant typiquement quelques secondes. Si le dénombrement atteint un seuil fixé Rec au bout du temps donné, la condition OK de l'étape S6 peut être validée.

- [0070] A l'étape S7 le circuit de traitement CT associe à la séquence SEQest l'identifiant OPTi correspondant à la séquence SEQi repérée. A l'étape S8, le circuit de traitement CT transmet la commande d'identifiant OPTi à l'équipement TRD.
- [0071] Ainsi, en retour à nouveau à l'étape S1, l'état STA de l'équipement TRD est maintenant modifié, et les étapes S2 et suivantes peuvent être implémentées sur ce nouvel état.
- [0072] La figure 3 présente ici un signal SIGN que génère le circuit de traitement CT. Ce signal SIGN est alternatif, ici sinusoïdal (possiblement aussi en créneaux, ou en triangle), correspondant aux clignotements de la source visuelle SSi. Néanmoins, la fréquence de ces clignotements est variable. La variation de la fréquence suit ici une séquence prédéterminée SEQi : la fréquence est fixe pendant une durée prédéterminée, et prend ensuite une autre valeur, prédéterminée également, et ainsi de suite.
- [0073] Par exemple dans le cas d'une stimulation visuelle, la source SSi clignote selon la séquence SEQi suivante :
- pendant une durée prédéterminée t1 (en millisecondes par exemple), à une fréquence prédéterminée f1, puis
 - pendant une durée t2 ms à une fréquence f2, et ainsi de suite jusqu'à clignoter à la fréquence fN pendant tN ms.
- [0074] Les fréquences fk (k = 1, ..., N) peuvent être choisies sur toute la plage de fréquences que permet l'afficheur ECR utilisé. Par exemple, si l'écran a un taux de rafraîchissement de 100 images par seconde, f1 à fN sont choisies inférieures à 100Hz. Par ailleurs, les valeurs de fréquences sont comprises habituellement entre deux limites de détection du signal EEG typiquement entre 5Hz et 40Hz pour une détection par des capteurs non invasifs.
- [0075] Les durées tk peuvent être choisies égales ou différentes. En pratique, elles peuvent être de l'ordre de quelques centaines de millisecondes afin d'obtenir un potentiel évoqué visuel suffisamment long pour être repérable par le circuit de traitement CT dans les signaux EEG.
- [0076] Le nombre total N de fréquences peut de la même façon être modifié en fonction des besoins et des contraintes (signal de durée totale, raisonnable pour l'application souhaitée).
- [0077] On évite préférentiellement qu'une séquence SEQi émise par une source SSi soit

composée d'une succession de fréquences que l'on pourrait retrouver par permutation circulaire dans une autre séquence SEQj émise par une source SSj différente de la source SSi. Alternativement, on peut prévoir un intervalle de garde (par exemple un affichage fixe noir, ou une absence de clignotement) avant tout début de séquence SEQi.

- [0078] Par ailleurs, chaque durée du signal pendant laquelle sa fréquence est fixe est choisie arbitrairement. En outre, les fréquences successives que prend le signal n'ont pas nécessairement de lien entre elles et sont choisies aussi arbitrairement, de sorte que les valeurs et les durées des fréquences successives de ce signal suivent une séquence SEQi dite « pseudo-aléatoire ». On entend ici par « pseudo-aléatoire » le fait que ces durées et valeurs de fréquences sont générées aléatoirement mais que ces séquences sont conservées en mémoire par le circuit de traitement CT pour pouvoir être identifiées ultérieurement dans les signaux que délivre le capteur BCI.
- [0079] Avantagement, un signal construit selon une séquence pseudo-aléatoire est plus facile à détecter par corrélation (ou par autocorrélation, par comparaison avec une base de données de motifs de signaux possibles), qu'un signal à une fréquence fixe. Il est donc plus facile pour le circuit de traitement CT de distinguer le signal pseudo-aléatoire parmi du bruit et autres artéfacts dans un signal EEG mesuré par les capteurs BCI.
- [0080] Ainsi, chaque séquence SEQi peut être reconnue dans un signal EEG mesuré comme un code caractérisant une commande associée OPTi. Il est possible de définir autant de séquences SEQi que de constructions de combinaisons de fréquences possibles durant le temps total d'une séquence SEQi. Ces différentes séquences SEQi peuvent donc coder autant de commandes identifiables OPTi possibles pour commander l'équipement TRD. Comme indiqué plus haut, chacune de ces séquences peut être détectée par corrélation, la robustesse de cette détection étant plus élevée que la simple détection d'un signal à fréquence unique (mais pouvant être bruité par des artéfacts). Si tel n'est pas le cas (pas de détection d'une séquence SEQi), le signal EEG mesuré n'est pas pris en compte (fausse détection à cause du bruit, d'un artéfact, ou du fait que l'attention de l'utilisateur est sollicitée par un autre objet).
- [0081] Il est maintenant fait référence à la figure 4 pour illustrer un dispositif DIS de commande d'un équipement TRD ou de plusieurs équipements TRD à commander à partir d'une même interface. Les fonctionnalités peuvent être par exemple de lancer un programme particulier, d'allumer ou éteindre les équipements, ou autre, comme présenté précédemment. Des icônes respectives SS1 à SS6 sont affichées à cet effet sur l'écran ECR avec un clignotement suivant une séquence en fréquence propre à chaque source SSi.
- [0082] En particulier, il peut être apprécié que le nombre d'icônes affichées peut être

important, étant entendu que chaque icône « clignote » selon une séquence de fréquence propre et qui constitue un code discriminable de façon robuste par le circuit de traitement CT.

[0083] Le dispositif DIS peut être une télécommande dédiée, ou alternativement un terminal connecté de type smartphone, tablette ou autre, dans lequel une application logicielle est exécutée pour mettre en œuvre les étapes de la figure 2.

[0084] A cet effet le dispositif DIS comporte le circuit de traitement précité CT, lequel peut comporter typiquement, comme illustré dans l'exemple de la figure 4 :

- une interface d'entrée IN, pour recevoir au moins un signal EEG (issu du capteur BCI),
- une unité de mémoire MEM pour stocker au moins les séquences SEQ_i et les identifiants OPT_i de commandes associées, ainsi que des données d'instructions d'un programme informatique au sens de l'invention,
- un processeur PROC pour :
 - * coopérer avec la mémoire MEM, et ainsi exécuter les instructions du programme pour mettre en œuvre le procédé selon au moins certaines étapes (S2 à S8) illustrées sur la figure 2, et
 - * piloter l'affichage sur l'écran ECR des icônes clignotantes (SS1 à SS6),
- une interface de sortie OUT pour émettre une commande destinée à au moins un équipement TRD.

[0085] Il est maintenant fait référence à la figure 5 pour illustrer une application distincte d'une réalisation d'une interface de commande. Il s'agit ici d'un dispositif médical MED comprenant ici un écran ECR affichant une source de stimulation visuelle SS sur une zone de pixels donnée de l'écran ECR. La source SS clignote en suivant une séquence pseudo-aléatoire en fréquence SEQ. Une telle réalisation permet déjà de comparer de façon robuste la séquence de clignotement de la source SS à la séquence en fréquence du signal EEG recueilli. Toutefois, ici, il n'est pas attendu que la succession de fréquences du signal EEG suive exactement celui du clignotement de la source SS. Il n'est donc pas procédé à une étape de reconnaissance formelle S6 de la séquence SEQ_{est} comme présenté précédemment en référence à la figure 2. Dans ce mode de réalisation, la séquence de clignotement f(SS) et la séquence du signal EEG f(EEG) (déterminée dans le signal EEG reçu du capteur BCI) sont envoyées par une interface de sortie OUT du dispositif MED à destination d'un équipement SCR permettant d'afficher par exemple des données de la comparaison entre les deux séquences, à des fins de tests médicaux. Alternativement, la séquence de clignotement f(SS) et la séquence du signal EEG f(EEG) sont comparées par le circuit de traitement CT et en cas de différence constatée un signal d'alerte peut être généré par l'interface de sortie OUT pour afficher par exemple à destination d'un utilisateur praticien, sur

l'écran SCR, des données de cette différence constatée.

- [0086] Ces tests médicaux peuvent être utilisés pour établir un bilan d'affection de l'utilisateur UT comme une perte d'acuité visuelle après traumatisme crânien, ou après un accident vasculaire cérébral ou dans des cas de sclérose en plaques. Eventuellement, il peut être observé par exemple que des fréquences de clignotement élevées ne sont plus perçues par l'utilisateur, ou encore que l'utilisateur ne réagit pas à toute la séquence de stimulation ou autre.
- [0087] Par ailleurs, sur la figure 5, les mêmes références que celles de la figure 4 ou de la figure 1 désignent les mêmes éléments ou des éléments équivalents.
- [0088] Bien entendu, la présente invention ne se limite pas aux formes de réalisation décrites ci-avant à titre d'exemples ; elle s'étend à d'autres variantes.
- [0089] Ainsi par exemple dans l'application d'interface de commande homme-machine, les zones de pixels d'un écran formant les icônes précitées peuvent être remplacées simplement par des diodes LED clignotantes sur un boîtier.
- [0090] Plus généralement, alternativement à la génération de stimuli visuels, notamment dans l'application d'un dispositif médical, on peut prévoir d'autres types de source SS, comme par exemple :
- un haut-parleur générant un signal audio avec une modulation de fréquence suivant une séquence pseudo-aléatoire, pour une stimulation de l'ouïe,
 - un objet vibrant pour une stimulation somatosensorielle, ou encore des impulsions électriques, à une fréquence suivant une séquence pseudo-aléatoire,
 - ou, pour la sensation de chaleur/douleur, une source LASER (« Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation », amplification de lumière par émission stimulée de radiation à une fréquence suivant une séquence pseudo-aléatoire).

Revendications

- [Revendication 1] Procédé mis en œuvre par des moyens informatiques, dans lequel on génère au moins un signal de stimulation sensorielle (SIGN) destiné à induire un potentiel évoqué auprès d'un utilisateur (UT), et on recueille une mesure du potentiel évoqué (EEG), pour comparer le potentiel évoqué (EEG) au signal généré (SIGN), caractérisé en ce que le signal de stimulation sensorielle (SIGN) est variable en fréquence selon une séquence (SEQ_i) de variation prédéterminée.
- [Revendication 2] Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite séquence est pseudo-aléatoire et en ce que le procédé comporte :
- un stockage en mémoire au moins de ladite séquence (SEQ_i),
 - une détermination d'une variation en fréquence dans la mesure du potentiel évoqué auprès de l'utilisateur, pour estimer une séquence (SEQ_{est}) de variation de fréquence dans le potentiel évoqué, et
 - une comparaison de la séquence stockée (SEQ_i) à la séquence estimée (SEQ_{est}).
- [Revendication 3] Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comporte une génération d'un signal d'alerte en cas de différence entre la séquence stockée (SEQ_i) et la séquence estimée (SEQ_{est}).
- [Revendication 4] Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel on génère une pluralité de signaux de stimulation sensorielle à partir d'une pluralité de sources (SS_i) respectives, caractérisé en ce que lesdits signaux de stimulation sensorielle sont variables en fréquence selon des séquences respectives (SEQ_i) de variation chacune prédéterminée.
- [Revendication 5] Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que chaque séquence est pseudo-aléatoire et en ce que le procédé comporte :
- un stockage en mémoire au moins de chaque séquence (SEQ_i),
 - une détermination d'une variation en fréquence dans la mesure du potentiel évoqué auprès de l'utilisateur, pour estimer une séquence (SEQ_{est}) de variation de fréquence dans le potentiel évoqué,
 - une comparaison de chaque séquence stockée (SEQ₁, ... , SEQ_n) à la séquence estimée (SEQ_{est}), et
 - une identification d'une séquence stockée (SEQ_i) parmi les séquences stockées comme correspondant à la séquence estimée (SEQ_{est}).
- [Revendication 6] Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

- une interrogation d'une table de correspondance entre, d'une part, des séquences stockées (SEQi) et, d'autre part, des identifiants de commande (OPTi) d'au moins un équipement,
 - et une émission d'une commande (OPTi) à destination dudit au moins un équipement, la commande émise (OPTi) étant d'identifiant correspondant à la séquence (SEQi) identifiée parmi les séquences stockées.

- [Revendication 7] Procédé selon l'une des revendications 2, 3, 5 et 6, caractérisé en ce que la comparaison de la séquence stockée (SEQi) à la séquence estimée (SEQest) est menée par corrélation.
- [Revendication 8] Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le signal généré est émis répétitivement par une source (SSi ; SS), la séquence (SEQi) étant successivement répétée.
- [Revendication 9] Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'on prévoit un intervalle de garde avant de répéter une séquence (SEQi).
- [Revendication 10] Dispositif informatique comportant un circuit de traitement (CT) configuré pour mettre en œuvre le procédé selon l'une des revendications précédentes.
- [Revendication 11] Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que le circuit de traitement (CT) est configuré pour la mise en œuvre du procédé selon la revendication 3, en tant que dispositif médical.
- [Revendication 12] Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que le circuit de traitement (CT) est configuré pour la mise en œuvre du procédé selon l'une des revendications 4 à 6, en tant que dispositif d'interface de commande homme/machine.
- [Revendication 13] Dispositif selon l'une des revendications 10 à 12, caractérisé en ce que le signal de stimulation sensorielle est un signal lumineux clignotant à une fréquence variable selon ladite séquence, et en ce que le circuit de traitement (CT) comporte un processeur (PROC) configuré pour piloter un affichage d'une icône sur un écran (ECR) avec un clignotement à une fréquence de clignotement qui suit ladite séquence.
- [Revendication 14] Dispositif selon l'une des revendications 10 à 13, caractérisé en ce que le circuit de traitement (CT) comporte une interface d'entrée (IN) de signaux (EEG) issus d'au moins un capteur de signal de potentiel neuronal (BCI).
- [Revendication 15] Programme informatique comportant des instructions pour la mise en œuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 9, lorsque lesdites instructions sont exécutées par un processeur d'un circuit de traitement

(CT).

[Revendication 16] Support d'enregistrement non transitoire lisible par un ordinateur sur lequel est enregistré un programme pour la mise en œuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 9 lorsque ce programme est exécuté par un circuit de traitement (CT).

[Fig. 1]

SYST

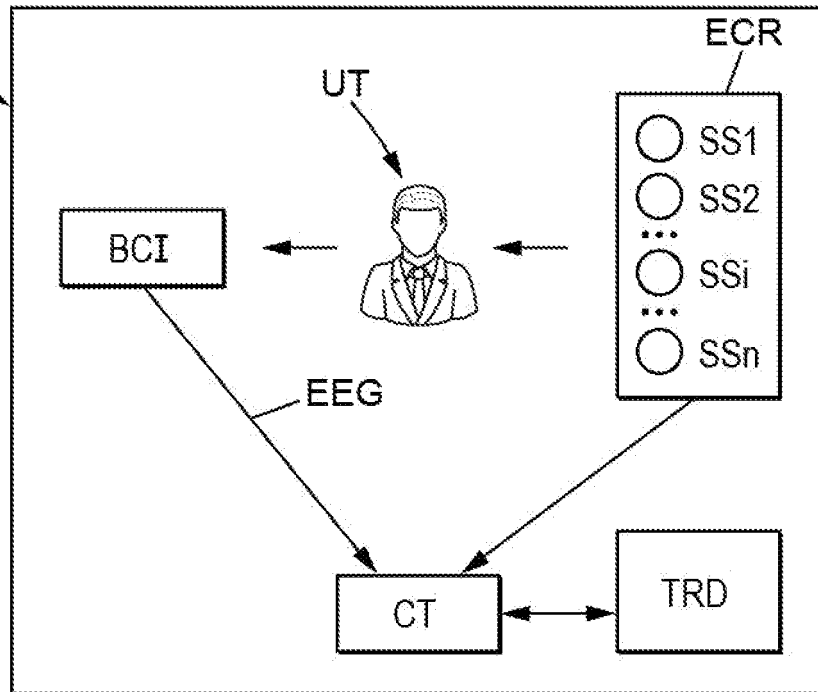


FIG. 1

[Fig. 2]

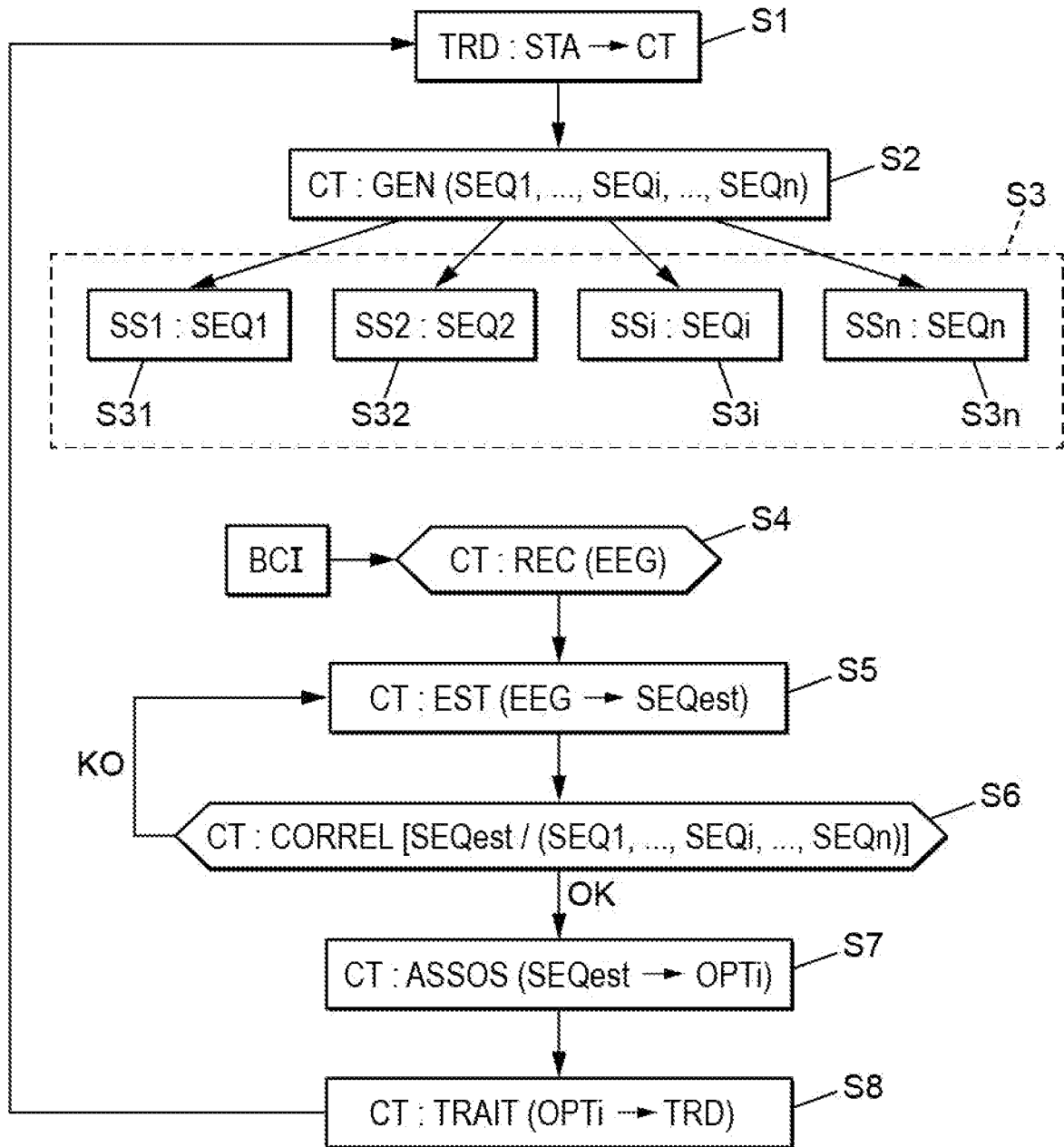


FIG. 2

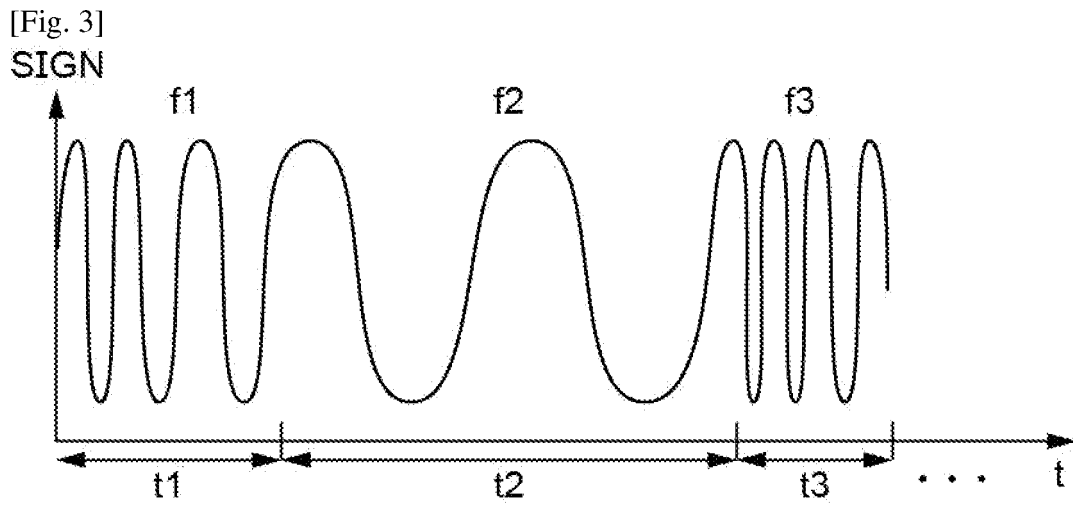


FIG. 3

[Fig. 4]

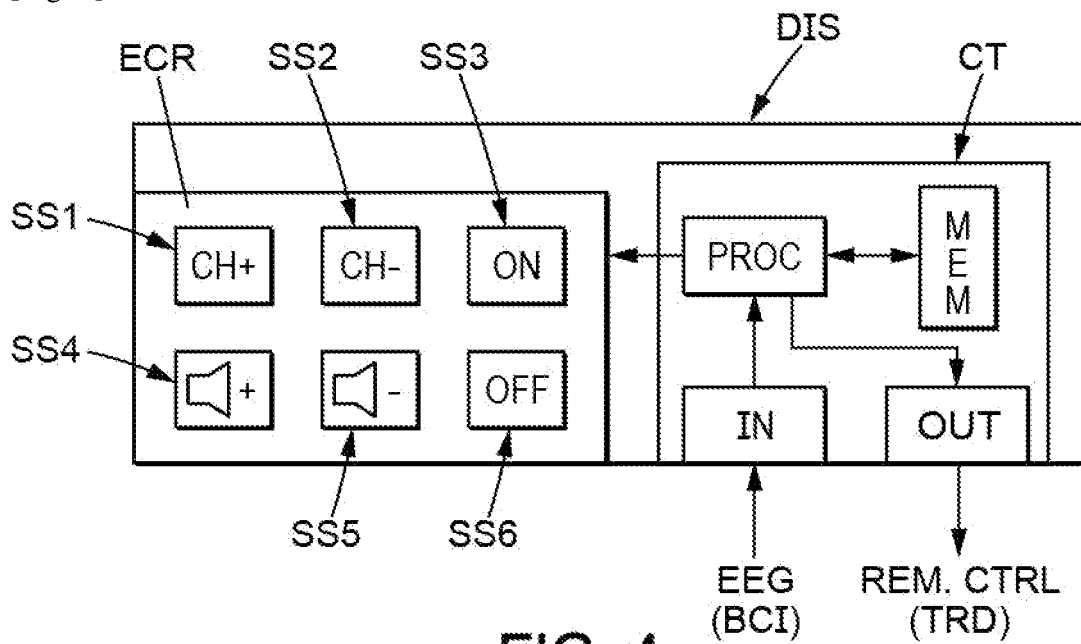


FIG. 4

[Fig. 5]

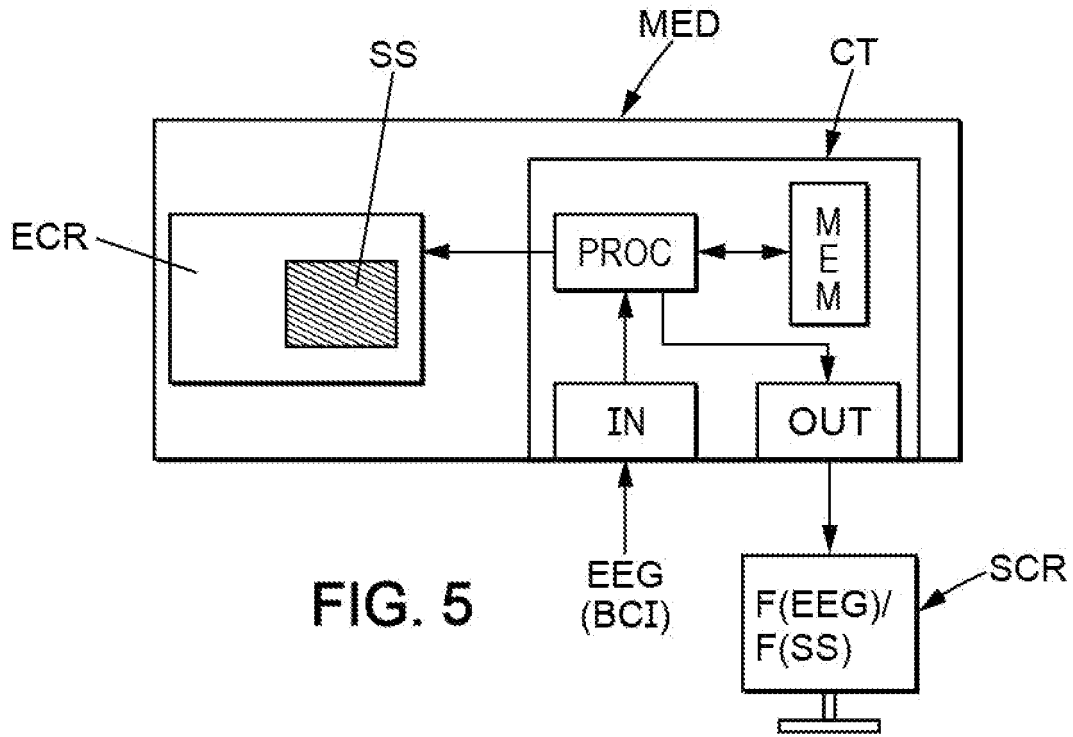


FIG. 5

**RAPPORT DE RECHERCHE
 PRÉLIMINAIRE**

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

 N° d'enregistrement
 national

 FA 869819
 FR 1907187

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	WO 2010/147913 A1 (BRAIN COMP INTERFACE LLC [US]; SIMON ADAM JAY [US]; VERMA AJAY [US]) 23 décembre 2010 (2010-12-23) * page 19, ligne 12 - page 20, ligne 11 * * page 22, ligne 25 - page 23, ligne 7 * * figure 1 *	1-16	A61B5/0484 A61B5/05 G06F17/17
X	----- CN 105 302 309 A (UNIV CHONGQING POSTS & TELECOM) 3 février 2016 (2016-02-03) * figures 1, 2 * * alinéas [0009] - [0010], [0038] - [0039] *	1-16	
X	----- CN 106 933 353 A (UNIV NANCHANG) 7 juillet 2017 (2017-07-07) * figures 1, 2 * * alinéas [0012] - [0013] * -----	1-16	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
			A61B G06F
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
27 mars 2020		Vanderperren, Yves	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		
		& : membre de la même famille, document correspondant	

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1907187 FA 869819**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **27-03-2020**
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 2010147913 A1	23-12-2010	CA 2765500 A1	23-12-2010
		EP 2442714 A1	25-04-2012
		EP 2682053 A1	08-01-2014
		US 2012150545 A1	14-06-2012
		WO 2010147913 A1	23-12-2010

CN 105302309 A	03-02-2016	AUCUN	

CN 106933353 A	07-07-2017	AUCUN	
