

⑤④ MÉTHODE ET DISPOSITIF DE DETECTION D'UNE ACTIVITE ELECTRIQUE CARDIAQUE REPRESENTATIVE.

②② Date de dépôt : 25.03.21.

③③ Priorité :

⑥⑥ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

○ Demande(s) d'extension :

⑦① Demandeur(s) : UNIVERSITE DE BORDEAUX
Etablissement public national à caractère scientifique
culturel et professionnel —FR, Centre Hospitalier
Universitaire de Bordeaux Etablissement public FR et
FONDATION BORDEAUX UNIVERSITE FONDATION
— FR.

④③ Date de mise à la disposition du public
de la demande : 30.09.22 Bulletin 22/39.

④⑤ Date de la mise à disposition du public du
brevet d'invention : 25.04.25 Bulletin 25/17.

⑦② Inventeur(s) : BEAR Laura, BERNUS Olivier,
DUBOIS Rémi, HAISSAGUERRE Michel et TAN
Nolwenn.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche :

Se reporter à la fin du présent fascicule

⑦③ Titulaire(s) : UNIVERSITE DE BORDEAUX
Etablissement public national à caractère scientifique
culturel et professionnel, Centre Hospitalier
Universitaire de Bordeaux Etablissement public,
FONDATION BORDEAUX UNIVERSITE
FONDATION.

⑦④ Mandataire(s) : OAK & FOX.



Description

Titre de l'invention : MÉTHODE ET DISPOSITIF DE DETECTION D'UNE ACTIVITE ELECTRIQUE CARDIAQUE REPRESENTATIVE

Domaine de l'invention

[0001] Le domaine de l'invention concerne les méthodes et les dispositifs pour générer un paramètre électrophysiologique lié à une activité cardiaque d'un individu. Plus particulièrement, le domaine de l'invention concerne les méthodes mises en œuvre au moyen d'électrodes de surface enregistrant des signaux exploités pour détecter une activité électrique cardiaque représentative.

État de la technique

[0002] Actuellement, il existe des moyens pour analyser des signaux provenant d'électrodes de surface afin d'identifier une activité électrique du myocarde. Cette analyse permet de prévenir de certaines pathologies cardiaques par l'identification d'activités électriques singulières au sein du myocarde.

[0003] Ces moyens, même en étant très fiables, ne se concentrent que sur un nombre limité d'indicateurs d'activité cardiaque issus de l'analyse des signaux électriques cardiaques. Par exemple, on utilise fréquemment la durée du QRS (durée de dépolarisation des ventricules) comme indicateur de pathologies cardiaques. Cette mesure est un très bon indicateur pour détecter certaines activités singulières du cœur, mais cette mesure seule n'est qu'un aperçu de certaines caractéristiques cardiaques. Il est par exemple possible, pour un patient atteint d'une pathologie donnée que la mesure de la durée du QRS puisse être représentative d'une singularité électrophysiologique. Or, cette mesure peut se révéler insuffisante pour caractériser certaines activités électrophysiologiques d'un individu, notamment une activité électrophysiologique qui puisse être utilisée ou corroborée avec d'autres variables pour anticiper un risque cardiaque.

[0004] Ainsi, en se concentrant sur peu de paramètres, il est fréquent de ne pas détecter des activités électrophysiologiques caractéristiques.

[0005] Les méthodes connues actuellement présentent l'inconvénient, en se concentrant sur un nombre très réduit d'indicateurs, de ne proposer qu'une vision très réduite de l'activité cardiaque d'un patient.

[0006] A ce jour, les solutions existantes visent à confirmer ou à détecter la présence d'une activité électrique singulière. Toutefois, cette activité reste le plus souvent d'un faible niveau ou noyée dans le bruit ou encore masquée par un motif électrique plus important tel qu'un complexe QRS. Aucune solution ne permet, à partir d'une pluralité d'électrodes de surface, de déterminer les caractéristiques d'une source

d'une activité électrique singulière ou encore de connaître un large panel de variables électrophysiologiques d'un patient susceptible de former un corpus de singularités pouvant être utilisées à des fins médicales ou de prévention d'un risque cardiaque.

[0007] L'invention vise donc à proposer une méthode de mesure de l'activité cardiaque d'un patient qui remédie aux inconvénients précités.

Résumé de l'invention

[0008] Selon un aspect, l'invention concerne un procédé de génération d'un paramètre électrophysiologique qui comprend :

- sélection d'un sous-ensemble de descripteurs électrophysiologiques parmi un ensemble de descripteurs électrophysiologiques prédéfinis selon un paramètre d'entrée définissant un contexte de mesure, chaque descripteur électrophysiologique du sous-ensemble étant associé à au moins une voie, à un type de signal, à un marqueur de signal et à une modalité statistique de calcul ;
- agencement d'une pluralité d'électrodes de surface sur le corps d'un patient ;
- enregistrement d'une pluralité d'activités électriques cardiaques définissant lesdites voies, chaque voie étant obtenue par les enregistrements d'au moins deux électrodes ;
- estimation de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques du sous-ensemble, chaque descripteur électrophysiologique étant calculé à partir de la modalité statistique qui est appliquée au marqueur de signal du signal acquis selon le type de signal sur une voie sélectionnée associée audit descripteur électrophysiologique ;
- comparaison de la valeur de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques avec au moins une valeur seuil propre à l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques, ladite au moins une valeur seuil étant définie par une distribution statistique desdits descripteurs d'un ensemble de patients sains ;
- calcul d'un score définissant un paramètre électrophysiologique en fonction du dépassement de la au moins une valeur seuil définie par la distribution statistique.

[0009] Un avantage de l'invention est de proposer un procédé prenant en compte un ensemble de descripteurs électrophysiologiques différents pour caractériser une activité cardiaque. La possibilité de sélectionner le contexte de mesure en prenant des descripteurs qui concernent des zones sur le corps du patient, des types de signaux analysés, des marqueurs de signal et des modalités statistiques différentes permet de

faire une mesure composite de l'activité cardiaque du patient. Le fait de composer le score suivant le dépassement d'un seuil pour une pluralité de descripteurs avec des modalités différentes permet de détecter efficacement des activités cardiaques qui peuvent être caractéristiques. Enfin, cette méthode permet de former un corpus de variables électrophysiologiques permettant de caractériser une activité singulière de l'activité cardiaque d'un individu.

- [0010] Par exemple, pour un patient atteint d'une pathologie cardiaque, il est possible que l'indicateur mesuré (par exemple la durée du QRS) soit normal, alors qu'il est considéré comme une mesure caractéristique de cette pathologie. Dans le cas de l'invention, comme une pluralité de descripteurs est utilisée, même si l'un de ceux-ci donne une valeur qui est dans la norme, les autres descripteurs utilisés peuvent nous alerter sur la présence d'une activité cardiaque caractéristique. On a donc une bien meilleure efficacité dans la détection de ladite activité caractéristique, par rapport aux procédés connus.
- [0011] Selon un mode de réalisation, au moins un descripteur du sous-ensemble étant associé à une modalité statistique différente de celle d'un deuxième descripteur du sous-ensemble et un marqueur de signal différent de celui du deuxième descripteur. Cette disposition permet d'obtenir un sous-ensemble qui comporte plusieurs descripteurs étant porteurs d'informations physiologiques différentes les uns des autres.
- [0012] Les différentes étapes du procédé de l'invention peuvent être mises en œuvre par des moyens de calculs tels que des calculateurs. Ces derniers peuvent être ceux d'une carte électronique d'un équipement dédié ou ceux d'un ordinateur ou d'un serveur de données distant.
- [0013] Selon un mode de réalisation, l'étape de comparaison est effectuée en comparant la valeur de l'ensemble des descripteurs avec la valeur seuil définie par une distribution statistique desdits descripteurs de l'ensemble de patients sains de dimension égale au nombre de descripteurs du sous-ensemble. Cette disposition permet de définir une valeur seuil pertinente en fonction d'un ensemble de patients sains.
- [0014] Selon un mode de réalisation, l'étape de comparaison est effectuée en comparant la valeur de chaque descripteur électrophysiologique avec au moins une valeur seuil propre audit descripteur électrophysiologique, ladite au moins une valeur seuil étant définie par une distribution statistique dudit descripteur d'un ensemble de patients sains ; et l'étape de calcul du score définissant le paramètre électrophysiologique est effectuée en incrémentant ledit score à chaque fois qu'un descripteur électrophysiologique franchit la au moins une valeur seuil qui lui est propre. Cette caractéristique permet de définir le calcul du score par comparaison des valeurs avec une population de contrôle. Le score calculé est donc représentatif de l'activité cardiaque du patient.

- [0015] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur électrophysiologique, la au moins une voie est issue d'une zone prédéfinie du corps du patient parmi un ensemble de zones prédéfinies. Cette disposition permet de prendre en compte la localisation des mesures sur le corps du patient, les zones étant prédéfinies.
- [0016] Selon un mode de réalisation, le sous-ensemble comporte au moins un deuxième descripteur géographique qui est associé à plusieurs voies et plusieurs groupes géographiques, chaque groupe géographique étant formé par une voie centrale et les au moins quatre voies à proximité de la voie centrale, la valeur du descripteur électrophysiologique étant déterminée :
- en comparant la valeur, pour chaque groupe géographique, de la mesure de chaque voie suivant le type de signal et le marqueur de signal sélectionnés avec au moins une valeur seuil géographique propre audit descripteur électrophysiologique et à ladite voie ; et
 - en comptant le nombre de groupes géographiques pour lesquels la valeur d'au moins trois voies dépasse la valeur seuil géographique qui lui est propre.
- [0017] Cette disposition permet d'avoir un deuxième type de descripteurs qui prennent en compte des groupes géographiques. L'ajout de cet autre type de descripteurs permet de prendre en compte la concentration de valeurs mesurées singulières et enrichit le sous-ensemble de descripteurs sélectionnés.
- [0018] Selon un mode de réalisation, le paramètre d'entrée définissant le contexte de mesure définit un sous-ensemble de descripteurs caractéristiques d'une pathologie cardiaque donnée. Cette caractéristique permet d'adapter le sous-ensemble de descripteurs à une pathologie cardiaque que l'on souhaite analyser.
- [0019] Selon un mode de réalisation, le paramètre d'entrée définissant le contexte de mesure définit un sous-ensemble de descripteurs caractéristique d'un profil de patient comportant au moins un âge et/ou un genre/sexe. La prise en compte de ces caractéristiques permet d'augmenter la précision du paramètre électrophysiologique généré.
- [0020] Selon un mode de réalisation, chaque premier descripteur électrophysiologique du sous-ensemble est associé à au moins une voie d'une zone prédéfinie du corps du patient parmi un ensemble de zones prédéfinies et en ce que pour chaque descripteur électrophysiologique, la zone prédéfinie sur le corps du patient est choisie parmi :
- Une zone supérieure droite du torse ;
 - Une zone supérieure gauche du torse ;
 - Une zone inférieure droite du torse ;
 - Une zone inférieure gauche du torse ; et
 - La totalité du torse du patient.

- [0021] Cette disposition permet d'avoir des descripteurs qui prennent en compte la localisation géographique sur le corps du patient des mesures effectuées. Ainsi, on a une variété de descripteurs qui prennent en compte plusieurs types d'informations.
- [0022] Selon un mode de réalisation, la pluralité d'électrodes comporte au moins quinze électrodes, de préférence vingt-cinq. Cette disposition permet d'obtenir un maillage d'électrodes de mesure suffisamment fin pour l'obtention du paramètre électrophysiologique.
- [0023] Selon un mode de réalisation, pour chaque descripteur électrophysiologique, le type de signal analysé est choisi parmi :
- Un signal unipolaire pris entre une électrode de la zone du corps choisie et une électrode de référence ;
 - Un signal bipolaire vertical pris entre deux électrodes de la zone donnée, l'une des deux électrodes étant décalée suivant une ligne verticale par rapport à l'autre électrode ;
 - Un signal bipolaire horizontal pris entre deux électrodes de la zone donnée, l'une des deux électrodes étant décalée suivant une ligne horizontale par rapport à l'autre électrode ; et
 - Un signal laplacien estimé en soustrayant au potentiel d'une électrode centrale la moyenne de la tension des huit électrodes directement à proximité de ladite électrode centrale.
- [0024] Cette disposition permet de prendre en compte plusieurs types de signaux et donc d'avoir des descripteurs qui prennent en compte plusieurs types de mesure de signal. Ainsi, les descripteurs prennent en compte plusieurs types d'informations et rendent compte plus fidèlement de l'état dudit patient.
- [0025] Selon un mode de réalisation, au moins une électrode de référence est agencée sur un membre inférieur ou un membre supérieur du patient. Cette disposition permet la mesure d'un potentiel de référence.
- [0026] Selon un mode de réalisation, une pluralité d'électrodes de référence est agencée à la surface du ou des membres inférieurs ou supérieurs du patient. Cette disposition permet d'obtenir un potentiel de référence avec une grande précision.
- [0027] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure du voltage d'un signal moyenné. Le moyennage du signal permet d'obtenir une mesure stable dudit voltage.
- [0028] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure, sur le signal moyenné et filtré entre 40 et 250 Hertz, de la durée de dépolarisation des ventricules ou de la fragmentation du signal durant la dépolarisation des ventricules. La durée de dépolarisation des ventricules est une mesure très représentative de l'activité cardiaque.

- [0029] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure sur la décomposition en ondelettes discrètes du signal :
- De l'énergie de la somme des ondelettes ;
 - Du Kurtosis ;
 - Du coefficient d'asymétrie de Fisher ; ou
 - Du nombre de minima locaux.
- [0030] Cette disposition permet la prise en compte de différents types de signaux tous porteurs d'informations différentes venant enrichir le sous-ensemble sélectionné.
- [0031] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure sur la décomposition en ondelettes continues du signal du nombre de chaînes de maxima locaux. Cette mesure est une mesure qui permet de rendre compte d'une activité cardiaque singulière.
- [0032] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure sur l'ondelette prise entre 256 et 512 hertz du signal :
- Du Kurtosis ; ou
 - Du nombre de zones d'amplitudes réduites.
- [0033] Ces mesures permettent de rendre compte de mesures sur la courbe telle que l'aplatissement de celle-ci.
- [0034] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure sur l'ondelette prise entre 128 et 256 hertz du signal :
- Du Kurtosis ;
 - Du nombre de zones d'amplitudes réduites ; ou
 - Du RMS (Root Mean Square).
- [0035] Ces mesures permettent de rendre compte de mesures sur la courbe telle que l'aplatissement de celle-ci.
- [0036] Selon un mode de réalisation, pour au moins un descripteur, le marqueur de signal est la mesure sur l'ondelette prise entre 64 et 128 hertz du RMS (Root Mean Square). Cette mesure permet de rendre compte de l'activité cardiaque du patient.
- [0037] Selon un mode de réalisation, pour chaque premier descripteur, la modalité statistique est choisie parmi :
- Le minimum au cinquième pourcentile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ;
 - Le maximum au quatre-vingt-quinzième pourcentile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ;
 - La moyenne des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ;
 - L'écart type des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ;

- La médiane des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ; et
- L'interquartile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie.

[0038] Cette disposition permet de sélectionner une modalité statistique qui permet de traiter les multiples mesures effectuées tout en choisissant la modalité statistique qui est pertinente, selon que l'on souhaite analyser des maxima ou des minima par exemple. Ces modalités permettent aussi de s'affranchir de mesures extrêmes aberrantes.

[0039] Selon un mode de réalisation, l'estimation des descripteurs électrophysiologique est effectuée lors d'une phase de respiration basse du patient. Cette disposition permet d'effectuer la mesure lors d'une phase de respiration qui ne perturbe pas la mesure.

[0040] Selon un mode de réalisation, une ceinture de pléthysmographie est disposée sur le patient pour estimer les phases de respiration de celui-ci.

[0041] Selon un mode de réalisation, le procédé de l'invention peut comporter une étape préalable visant à sélectionner un sous-ensemble de descripteurs électrophysiologiques caractéristique d'une activité électrique cardiaque.

[0042] Par exemple cette étape préalable peut être réalisée par un procédé de sélection d'un sous-ensemble de premiers descripteurs électrophysiologiques caractéristique d'une activité électrique cardiaque caractéristique parmi un ensemble de premiers descripteurs prédéfinis. Chaque premier descripteur électrophysiologique est associé à au moins une voie, à un type de signal, à un marqueur de signal et à une modalité statistique de calcul. Le procédé comprend un enregistrement d'une pluralité d'activités électriques définissant lesdites voies et comprend:

- Estimation pour un premier ensemble de patients non atteints d'un état prédéfini, de valeurs de chaque descripteur de l'ensemble de descripteurs prédéfinis ;
- Estimation pour un second ensemble de patients atteints par l'état prédéfini, de valeurs de chaque descripteur de l'ensemble de descripteurs prédéfinis ;
- Génération d'un premier vecteur caractéristique de l'état de chaque patient des premier et deuxième ensembles de patients dans lequel chaque composante correspond à un état relatif à l'état prédéfini ;
- Génération d'un vecteur descripteur pour chaque descripteur dans un espace métrique dans lequel chaque composante correspond à la valeur du descripteur pour chaque patient ;
- Première quantification pour chaque descripteur d'un premier facteur de proximité entre les valeurs des composantes du premier vecteur caractéristique et les valeurs des composantes du vecteur descripteur ;

- Première sélection et inclusion dans le sous-ensemble d'au moins un descripteur ayant des valeurs du facteur de proximité quantifiées optimales ;
- Seconde quantification :
 - d'un second facteur de proximité entre les valeurs des composantes de chaque descripteur non sélectionné lors de l'étape de première sélection et les valeurs des composantes du ou des vecteurs descripteurs sélectionnés lors de l'étape de première sélection ; et
 - d'un troisième facteur de proximité entre les valeurs des composantes de chaque descripteur non sélectionné lors de l'étape de première sélection et les valeurs de composantes du vecteur caractéristique ;
- Seconde sélection et inclusion dans le sous-ensemble d'au moins un nouveau descripteur en fonction de la valeur du second facteur de proximité et de la valeur du troisième facteur de proximité quantifiées lors de l'étape de seconde quantification.

[0043] Selon un aspect, l'invention concerne un dispositif ou un système comportant des moyens pour mettre en œuvre le procédé de l'invention. Les moyens peuvent comprendre des calculateurs, des mémoires, cartes électroniques, des électrodes et des supports d'électrodes. Le dispositif ou le système de l'invention peut comprendre des ordinateurs ou des serveurs lorsque des ressources de calculs sont nécessaires. L'invention est dans la suite décrite de sorte que les caractéristiques décrites puissent se rapporter au procédé de l'invention ou au dispositif ou au système de l'invention.

[0044] L'invention concerne également un dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique qui comporte :

- une pluralité d'électrodes de surface configurées pour être déposées sur le corps d'un patient et pour mesurer un potentiel électrique de la surface du corps du patient, chaque électrode de surface définissant une voie ;
- un moyen de mesure du signal de chaque voie ;
- un moyen de calcul configuré pour :
 - sélectionner un sous-ensemble de descripteurs parmi un ensemble de descripteurs prédéfinis selon un paramètre d'entrée définissant un contexte de mesure, chaque descripteur électrophysiologique du sous-ensemble étant associé à au moins une voie, à un type de signal, à un marqueur de signal et à une modalité statistique de calcul ; au moins un descripteur du sous-ensemble étant associé à une modalité statistique différente de celle d'un deuxième descripteur du sous-ensemble et un marqueur de signal différent de celui du deuxième descripteur ;

- enregistrer une pluralité d'activités électriques cardiaques définissant lesdites voies, chaque voie étant obtenue par les enregistrements d'au moins deux électrodes ;
- estimer l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques du sous-ensemble, chaque descripteur électrophysiologique étant calculé à partir de la modalité statistique qui est appliquée au marqueur de signal du signal acquis selon le type de signal sur une voie sélectionnée associée audit descripteur électrophysiologique ;
- comparer la valeur de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques avec au moins une valeur seuil propre à l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques, ladite au moins une valeur seuil étant définie par une distribution statistique desdits descripteurs d'un ensemble de patients ;
- calculer un score définissant un paramètre électrophysiologique en fonction du dépassement de la au moins une valeur seuil définie par la distribution statistique.

[0045] Selon un mode de réalisation, les électrodes sont arrangées sur la surface du patient à l'aide de bandes adhésives. Cette disposition permet un agencement pratique et rapide des bandes adhésives sur le patient.

[0046] Selon un mode de réalisation, le dispositif comporte un dispositif de détection des phases de respiration d'un patient, de préférence une ceinture de pléthysmographie. Cette disposition permet d'effectuer la mesure lorsque lors d'une phase de respiration qui ne perturbe pas la mesure.

[0047] Selon un mode de réalisation, le dispositif est apte à mettre en œuvre le procédé selon l'invention.

Brève description des figures

[0048] D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront à la lecture de la description détaillée qui suit, en référence aux figures annexées, qui illustrent :

[0049] [Fig.1] : un logigramme schématisant le procédé selon l'invention ;

[0050] [Fig.2] : un logigramme présentant la sélection d'un descripteur ;

[0051] [Fig.3] : une vue de face du torse d'un patient sur lequel est disposée une pluralité d'électrodes de mesures pour mettre en œuvre le procédé selon l'invention ;

[0052] [Fig.4] : une vue d'une pluralité d'électrodes de mesure dans une zone prédéfinie du corps du patient ;

[0053] [Fig.5] : deux courbes illustrant la méthode de calcul d'un indice d'asymétrie ;

[0054] [Fig.6] : un graphique illustrant la méthode de calcul d'un indice de Kurtosis ;

[0055] [Fig.7] : une vue d'une courbe illustrant la méthode de calcul du nombre de zones d'amplitude réduite.

Description de l'invention

[0056] Selon un premier aspect, l'invention concerne un procédé de génération d'un paramètre électrophysiologique. Par « paramètre électrophysiologique », on entend une donnée issue d'une mesure électrique qui est caractéristique d'une activité physiologique d'un patient.

[0057] L'invention concerne également un dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique. Le dispositif selon l'invention est apte à mettre en œuvre le procédé mentionné précédemment. Par la suite, les éléments décrits dans cette description seront applicables aussi bien au procédé selon l'invention qu'au dispositif selon l'invention.

[0058] Le procédé selon l'invention sera décrit à l'appui de la [Fig.1], qui est un logigramme schématique du procédé selon l'invention.

[0059] Selon un premier aspect, l'invention concerne un procédé de génération d'un paramètre électrophysiologique. Une première étape de ce procédé est une étape de sélection d'un sous-ensemble de premiers descripteurs $\{D_k\}$ parmi un ensemble de descripteurs prédéfinis $\{D_N\}$. Par « descripteur électrophysiologique D_i » on entend un contexte de mesure d'une donnée électrique associée à une activité détectée à la surface d'un patient. Chaque premier descripteur électrophysiologique D_i est associé à l'enregistrement d'au moins une voie V_i . L'enregistrement d'une voie V_i correspond à l'enregistrement de l'activité électrique captée par au moins une électrode EL disposée à la surface du corps d'un patient. Chaque premier descripteur D_i est associé à au moins une voie V_i sur une zone prédéfinie Z_i sur le corps du patient. Par « zone prédéfinie Z_i » on entend la zone du corps du patient sur laquelle sont déposées la ou les électrodes de mesure EL dont les activités électriques sont enregistrées pour obtenir la ou les voies V_i . Ainsi, la surface du corps d'un patient peut être segmentée en différentes zones fonctionnelles et/ou géométriques et/ou physiologiques. Ces zones peuvent correspondre donc à des zones géographiques sur le corps du patient, à des zones fonctionnelles par rapport à l'activité cardiaque du patient, ou bien à des zones correspondant à la physiologie et/ou la physiologie de celui-ci.

[0060] Chaque premier descripteur D_i est associé à un type de signal mesuré T_i sur les voies V_i sélectionnées. Par type de signal T_i on entend par exemple la mesure d'une tension entre deux électrodes. Les différents types de signaux T_i pouvant être sélectionnés seront décrits plus tard.

[0061] Chaque premier descripteur D_i est associé à un marqueur de signal M_i . Par « marqueur de signal M_i », on entend la caractéristique du type de signal T_i qui sera

mesurée. Un ensemble de marqueurs de signal M_i utilisés dans le cadre de l'invention comprend la mesure de caractéristiques fréquentielles et énergétiques du signal. Les différents marqueurs de signal M_i pouvant être sélectionnés sont décrits ci-après.

- [0062] Chaque premier descripteur D_i est associé à une modalité statistique MS_i . Par « modalité statistique MS_i », on entend une modalité de mesure statistique appliquée sur les mesures effectuées sur les signaux. Une modalité statistique MS_i peut par exemple être le calcul de la moyenne du marqueur de signal M_i mesurée sur plusieurs électrodes. Les différentes modalités statistiques MS_i pouvant être sélectionnées seront décrites plus tard.
- [0063] Chaque premier descripteur électrophysiologique D_i est donc défini à la fois par une sélection de la zone prédéfinie Z_i du corps du patient, du type de signal T_i , du marqueur de signal M_i et de la modalité statistique MS_i .
- [0064] Dans le procédé selon l'invention un paramètre d'entrée Inp est acquis. Le paramètre d'entrée Inp définit un contexte de mesure. Par "contexte de mesure", on entend le nombre de descripteurs D_i qui vont être sélectionnés ainsi que, pour chaque descripteur D_i , la combinaison de la zone prédéfinie Z_i , du type de signal T_i , du marqueur de signal M_i et de la modalité statistique MS_i qui sont sélectionnés.
- [0065] Au moins deux premiers descripteurs D_i, D_j du sous-ensemble $\{D_k\}$ sont associés à une modalité statistique MS_i différente. En d'autres termes, deux des premiers descripteurs D_i, D_j ne sont pas associés à la même modalité statistique MS_i .
- [0066] Au moins deux premiers descripteurs D_i, D_j du sous-ensemble $\{D_k\}$ sont associés à un marqueur de signal M_i différent. En d'autres termes, deux des premiers descripteurs D_i, D_j ne sont pas associés au même marqueur de signal M_i .
- [0067] Une pluralité d'électrodes de surface EL est agencée sur le corps du patient. Ainsi, au moins deux électrodes sont déposées sur la peau du patient. Ces électrodes EL sont configurées pour recueillir un potentiel électrique à la surface de la peau du patient.
- [0068] Un enregistrement ENR d'une pluralité d'activités électriques cardiaques définissant lesdites voies V_i est réalisé. Lors de cette étape, on réalise de préférence l'enregistrement de toutes les voies disponibles. En d'autres termes, on enregistre l'activité électrique de chaque électrode de la pluralité d'électrodes disposées sur le corps du patient. Aux fins des enregistrements, l'invention peut être mise en œuvre notamment au moyen d'une mémoire permettant l'enregistrement des données acquises et/ou des données traitées par l'une des étapes du procédé de l'invention.
- [0069] Une estimation EST de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques D_i du sous-ensemble de descripteurs $\{D_k\}$ est effectuée. Dans cette étape du procédé, chaque valeur de chaque descripteur D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$ est calculée. Le calcul est

réalisé pour chaque descripteur D_i dans la zone prédéfinie Z_i , avec le type de signal T_i , sur le marqueur de signal M_i , et selon la modalité statistique MS_i qui lui sont associés.

- [0070] Les valeurs calculées de chaque descripteur D_i sont ensuite comparées à une valeur de seuil V_{seuil} . Chaque valeur de seuil V_{seuil} est caractéristique du descripteur électrophysiologique D_i en question. Ainsi, on a une valeur de seuil V_{seuil} propre à chaque descripteur D_i .
- [0071] Un score est ensuite calculé à partir du nombre de descripteurs D_i dont la valeur a dépassé la valeur seuil V_{seuil} qui lui est propre. Par dépassement de la valeur seuil V_{seuil} on entend un dépassement par une valeur supérieure ou par une valeur inférieure. Le sens de dépassement du seuil est propre à chaque descripteur D_i . A chaque dépassement de la valeur seuil V_{seuil} par un descripteur D_i , le score est incrémenté.
- [0072] Finalement, on obtient un score qui définit un paramètre électrophysiologique.
- [0073] Le procédé selon l'invention permet donc d'obtenir un paramètre électrophysiologique qui prend en compte le calcul de la valeur de plusieurs descripteurs D_i qui ont des modalités de mesure et de calcul qui sont très différentes. Ainsi, le paramètre électrophysiologique ne prend pas en compte seulement un paramètre pour calculer le score définissant le paramètre électrophysiologique. Chaque descripteur étant porteur d'une information sur l'activité cardiaque du patient qui lui est propre, le procédé selon l'invention permet de générer le paramètre électrophysiologique le plus représentatif de l'activité cardiaque du patient.
- [0074] Alternativement, l'étape de comparaison peut être effectuée en prenant en compte la distribution statistique de l'ensemble des descripteurs dans un espace ayant une dimension égale au nombre de descripteurs D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$. Selon cette alternative, l'ensemble des descripteurs est comparé à une valeur seuil issue de la distribution à plusieurs dimensions.

Descripteurs électrophysiologiques

- [0075] Comme décrit précédemment, chaque descripteur électrophysiologique D_i est associé à au moins une voie V_i d'une zone prédéfinie Z_i du corps du patient, à un type de signal T_i , à un marqueur de signal M_i , et à une modalité statistique de calcul MS_i . Nous allons décrire ci-dessous en détail ces quatre éléments. La sélection d'un descripteur D_i parmi l'ensemble des descripteurs $\{D_N\}$ est illustrée par la [Fig.2], qui est un logigramme montrant le processus de sélection d'un descripteur D_i . Pour sélectionner un descripteur D_i , une sélection est faite d'une zone prédéfinie Z_{i_k} parmi un ensemble de zones prédéfinies Z_i . Une sélection est effectuée d'un type de signal T_{i_k} parmi un ensemble de types de signaux T_i . Une sélection est effectuée d'un marqueur de signal M_{i_k} parmi un ensemble de marqueurs de signal M_i . Une sélection est effectuée d'une modalité statistique MS_{i_k} parmi un ensemble de modalités statistiques MS_i .

Zone du corps du patient

- [0076] Comme le montre la [Fig.3], une pluralité d'électrodes EL est déposée à la surface du torse du patient. Le nombre d'électrodes dans l'exemple représenté peut varier, on peut par exemple avoir un nombre d'électrodes bien inférieur à celui représenté, ou bien supérieur. La pluralité d'électrodes EL couvre une large partie du torse du patient. Comme on peut le voir, cette pluralité d'électrodes est séparée en quatre zones distinctes sur celui-ci. Une première partie des électrodes EL est située sur une zone supérieure droite Z_1 du torse du patient. Une deuxième partie des électrodes EL est située sur une zone supérieure gauche Z_2 du torse du patient. Une troisième partie des électrodes EL est située sur une zone inférieure droite Z_3 du torse du patient. Une partie des électrodes EL est située sur une zone inférieure gauche Z_4 du torse du patient. Enfin, la pluralité d'électrodes EL est comprise dans une zone comprenant la totalité Z_5 du torse du patient.
- [0077] La démarcation entre les zones situées sur la gauche du torse et celles situées sur la droite du torse est une ligne verticale passant par le centre du torse, ou sensiblement par le centre du torse.
- [0078] La démarcation entre les zones situées en bas du torse et celles situées en haut du torse est une ligne horizontale passant par le centre du torse.
- [0079] Chaque zone comporte un nombre prédéfini d'électrodes EL. Le nombre d'électrodes disposées par zone peut-être de l'ordre de la trentaine. On peut par exemple avoir trente électrodes EL par zone.
- [0080] Avantagusement, chaque zone comporte le même nombre d'électrodes EL. Bien entendu, la zone comprenant la totalité du torse Z_5 comporte un nombre différent d'électrodes que les autres, car cette zone Z_5 comprend la réunion des électrodes de toutes les autres zones Z_1 , Z_2 , Z_3 et Z_4 .
- [0081] Par la suite, lorsque l'on parlera de la sélection des électrodes d'une zone, on parlera de la sélection d'une ou de plusieurs électrodes EL de ladite zone.
- [0082] Alternativement, on peut prévoir un nombre inférieur d'électrodes EL, par exemple neuf électrodes EL par zone Z_1 , Z_2 , Z_3 , et Z_4 . Ainsi, dans ce cas, la zone Z_5 comprenant la totalité du torse du patient comporte trente-six électrodes EL.
- [0083] Chaque voie V_i est obtenue en enregistrant l'activité électrique d'au moins deux électrodes EL. Ces au moins deux électrodes peuvent être deux électrodes d'une ou plusieurs zones du torse du patient. Ces au moins deux électrodes peuvent également être une électrode d'une zone du torse du patient et une électrode de référence.

Groupes géographiques

- [0084] Selon un mode de réalisation, le sous-ensemble $\{D_k\}$ comporte au moins un deuxième descripteur électrophysiologique géographique D_i . Le au moins un

descripteur géographique D_i est associé à au moins une voie V_i et à plusieurs groupes géographiques. Un groupe géographique est formé par une électrode EL et les quatre électrodes EL qui sont situées directement à proximité de celle-ci. Un groupe géographique est représenté à la [Fig.3]. Ce groupe géographique comporte une électrode centrale EL_1 , ainsi que l'électrode située directement au-dessus de celle-ci. Il comporte aussi l'électrode située directement au-dessous de l'électrode centrale EL_1 , l'électrode située directement à la gauche de l'électrode centrale EL_1 et l'électrode située directement à gauche de l'électrode centrale EL_1 . Ces quatre électrodes sont représentées hachurées sur la [Fig.3]. Pour les seconds descripteurs géographiques, la mesure de la valeur selon le type de signal et le marqueur de signal est effectuée sur tous les groupements géographiques disponibles de la pluralité d'électrodes disposées sur le corps du patient. D'autres dispositions des électrodes peuvent être envisagées. On peut notamment sélectionner l'électrode centrale et les quatre électrodes situées en haut à gauche, en haut à droite, en bas à gauche et en bas à droite de l'électrode centrale EL_1 . Ce sont les électrodes apparaissant sans motif sur la [Fig.3]. On peut aussi prévoir plus d'électrodes, par exemple neuf électrodes dans le groupe géographique. Ce sont les neuf électrodes EL de la [Fig.3] par exemple.

[0085] Pour chaque groupement géographique, la valeur obtenue pour chaque électrode EL dudit groupement est comparée à au moins une valeur seuil géographique. La au moins une valeur seuil géographique est obtenue à partir d'une distribution statistique de la valeur de l'électrode EL considérée d'un ensemble de patients sains. Lorsqu'au moins trois valeurs d'électrodes d'un groupe géographique dépassent leur valeur seuil géographique, alors le groupe géographique est considéré comme signifiant. Finalement, la valeur du descripteur est le nombre de groupes géographiques signifiants comptés. De manière alternative, on peut considérer un groupe géographique comme signifiant à partir de deux électrodes dépassant leur valeur seuil géographique, ou bien avec quatre électrodes.

[0086] On peut noter que dans le cas d'un second descripteur géographique, la modalité statistique n'est pas prise en compte, la valeur du descripteur étant le nombre de groupements géographiques détectés.

[0087] De manière avantageuse, le sous-ensemble $\{D_k\}$ de descripteurs comprend au moins un premier descripteur D_i et au moins un deuxième descripteur géographique. De manière additionnelle, le sous-ensemble $\{D_k\}$ comprend plusieurs premiers descripteurs D_i . Selon cette variante, le sous-ensemble $\{D_k\}$ comprend un second descripteur géographique par marqueur de signal utilisé dans les premiers descripteurs D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$.

Type de signal

- [0088] Chaque descripteur électrophysiologique D_i est associé à un type de signal T_i . Nous nous appuierons dans cette partie sur la [Fig.4], qui est une représentation schématique de neuf électrodes EL contiguës sur le corps du patient. Sur cette figure, chaque cercle représente une électrode EL. Les zones en pointillés représentent les différentes électrodes EL sélectionnées dans les différents types de signaux.
- [0089] Le type de signal T_i peut être choisi de préférence entre quatre types de signaux différents.
- [0090] Un premier type de signal T_i est un signal unipolaire. Un signal unipolaire est un signal pris entre une électrode EL de la zone prédéfinie Z_i et une électrode de référence. En d'autres termes, le type de signal unipolaire est la tension mesurée entre l'électrode de la zone prédéfinie et l'électrode de référence. Par « électrode de référence », on entend une électrode qui n'est pas située dans une des zones du torse du patient définies précédemment. Par exemple, une électrode de référence peut être une électrode placée sur un membre inférieur ou un membre supérieur d'un patient.
- [0091] Un deuxième type de signal T_i est un signal bipolaire vertical. Un signal bipolaire vertical est un signal pris entre une électrode de la zone prédéfinie et l'électrode située directement en dessous de celle-ci sur le torse du patient. En d'autres termes, le type de signal acquis est la tension entre les deux électrodes EL. Un signal bipolaire vertical est pris entre deux électrodes de la zone prédéfinie Z_i . Ces deux électrodes forment un bipôle vertical B_v .
- [0092] Un troisième type de signal T_i est un signal bipolaire horizontal. Un signal bipolaire horizontal est un signal pris entre une électrode de la zone prédéfinie et une électrode située directement à côté de celle-ci suivant une ligne horizontale sur le torse du patient. En d'autres termes, le type de signal acquis est la tension entre les deux électrodes EL. Le signal bipolaire horizontal est pris entre deux électrodes de la zone prédéfinie Z_i . Ces deux électrodes forment un bipôle horizontal B_h .
- [0093] Un quatrième type de signal T_i est un signal laplacien. Un signal laplacien est estimé en soustrayant au potentiel d'une électrode centrale EL_1 la moyenne des potentiels des huit électrodes qui sont directement à proximité de ladite électrode centrale. En d'autres termes, le signal laplacien est une tension composée entre l'électrode centrale EL_1 et un ensemble d'électrodes EL périphériques à l'électrode centrale EL_1 . Ces neuf électrodes forment une électrode laplacienne EL_{lap} .

Marqueurs de signal

- [0094] Chaque descripteur électrophysiologique est associé à un marqueur de signal M_i . Un marqueur de signal M_i est une modalité de mesure d'une grandeur physique associée aux types de signaux mesurés par les électrodes EL.

- [0095] Le marqueur de signal M_i associé à un descripteur D_i est choisi de préférence entre quatorze marqueurs de signal M_i . Ces marqueurs de signal M_i sont décrits ci-dessous.
- [0096] Un premier marqueur de signal M_i correspond à la mesure d'un signal électrique moyenné. Par signal électrique moyenné, on entend le calcul, effectué sur la tension mesurée, de la moyenne entre le pic maximum et le pic minimum du QRS. Cette mesure de la durée du QRS est en général assez représentative d'une activité cardiaque.
- [0097] Nous allons maintenant présenter deux marqueurs de signal qui sont mesurés sur le signal filtré entre 40 et 150 hertz. Le signal est filtré à l'aide d'un filtre passe-bande. Avantagusement, le filtre passe bande est un filtre de Butterworth bidirectionnel. Un filtre de Butterworth bidirectionnel présente l'avantage de limiter les oscillations dues au filtrage, ce qui rend le calcul des valeurs pour certains marqueurs de signaux M_i plus précis.
- [0098] Un marqueur de signal M_i sur le signal filtré est la durée du QRS sur le signal filtré. Pour la mesure de cette grandeur, un repère est placé sur le début du QRS et un deuxième repère est placé à la fin du QRS. Le temps séparant les deux repères est mesuré. Cette opération peut être réalisée automatiquement grâce à un algorithme de détection des début et fin de QRS. De manière alternative, cette durée peut être mesurée manuellement par un opérateur sur une interface. On peut également prévoir une mesure automatique de la durée du QRS et un contrôle manuel de ladite mesure par l'opérateur sur l'interface.
- [0099] Selon un mode de réalisation, la durée du QRS est détectée par déplacement d'une fenêtre glissante mesurant l'énergie du signal filtré. Lorsqu'un seuil d'énergie est dépassé, un repère est placé qui marque le début de la fenêtre. Le repère de fin de QRS est placé de la même manière.
- [0100] Un autre marqueur de signal M_i est la mesure de la fragmentation du signal moyenné filtré entre 40 hertz et 250 hertz. Selon ce marqueur M_i , on mesure le nombre de pics du QRS sur le signal filtré. Par pic, on entend un maximum local de la courbe du signal filtré. Le nombre de pic est mesuré sur la section de la courbe correspondant au QRS. Les repères de début et de fin du QRS sont fixés de la même manière que pour le marqueur M_i précédent, qui pour rappel est le marqueur de durée du QRS sur le signal filtré.
- [0101] Les marqueurs M_i suivants sont calculés sur la décomposition en ondelettes du signal. Pour ces marqueurs M_i , on peut utiliser la décomposition en ondelettes continues ou la décomposition en ondelettes discrète.
- [0102] Les quatre marqueurs M_i présentés ci-dessous sont calculés sur la décomposition en ondelettes discrète.

- [0103] Un premier marqueur M_i est le calcul de l'énergie sur la décomposition en ondelettes discrète du signal. Concrètement, l'énergie est calculée sur la somme des coefficients sur plusieurs niveaux. Typiquement, la somme des coefficients est réalisée entre 64 hertz et 1024 hertz, soit sur les quatre niveaux de cette bande de fréquences. Selon un mode de réalisation, l'énergie mesurée est normalisée par rapport à la durée du QRS. De manière alternative ou additionnelle, l'énergie est normalisée par rapport à l'amplitude maximale du signal.
- [0104] Un deuxième marqueur M_i calculé sur la transformée en ondelettes discrète est la mesure de l'indice appelé Kurtosis S_{ku} . Par « Kurtosis » on entend un indice permettant d'estimer l'étalement d'une courbe donnée. La [Fig.6] illustre plusieurs mesures de l'étalement de la courbe sur trois courbes d'exemple. Pour une courbe plate P, l'indice de Kurtosis est négatif. Pour une courbe élancée E, l'indice est positif. Ainsi, plus la courbe est étalée et plus le Kurtosis est négatif. Lorsque la courbe est étroite, le Kurtosis est positif. Le Kurtosis d'une courbe représentant une distribution normale N est égal à zéro. Concrètement, le Kurtosis S_{ku} est calculé sur la somme des coefficients sur plusieurs niveaux de la décomposition en ondelettes discrète. Typiquement, la somme des coefficients est réalisée entre 64 hertz et 1024 hertz, soit sur les quatre niveaux de cette bande de fréquences.
- [0105] Un troisième marqueur M_i calculé sur la transformée en ondelettes discrètes est la mesure du coefficient d'asymétrie de Fischer. Ce coefficient peut également être appelé « Skewness ». Ce coefficient permet d'estimer l'asymétrie d'une courbe donnée. La [Fig.5] illustre deux mesures de l'asymétrie sur deux courbes données à titre d'exemples. La courbe 1 est une courbe tendant vers la gauche et la courbe 2 est une courbe tendant vers la droite. Le coefficient d'asymétrie de Fischer a une valeur positive lorsque la courbe tend vers la gauche. C'est le cas de la courbe 1. Le coefficient d'asymétrie de Fischer a une valeur négative lorsque la courbe tend vers la droite. C'est le cas de la [Fig.2]. Concrètement, le coefficient d'asymétrie de Fischer est calculé sur la somme des coefficients sur plusieurs niveaux de la décomposition en ondelettes discrète. Typiquement, la somme des coefficients est réalisée entre 64 hertz et 1024 hertz, soit sur les quatre niveaux de cette bande de fréquences.
- [0106] Un quatrième marqueur M_i calculé sur la transformée en ondelettes discrètes est la mesure du nombre de chaînes de minima locaux de ladite décomposition. Concrètement, une chaîne de minima locaux est la présence sur plusieurs niveaux de décomposition en ondelettes discrète d'un même minimum. En mesurant le nombre de minima qui se retrouvent dans chaque niveau de décomposition, on mesure le nombre de chaînes de minima locaux. Typiquement, la mesure est réalisée entre 64 hertz et 1024 hertz, soit sur les quatre niveaux de cette bande de fréquences. On cherche donc

les minima se répétant dans les bandes de 64 hertz à 128 hertz, puis de 128 hertz à 256hz, puis de 256 hertz à 512 hertz et enfin 512 hertz à 1024 hertz. De manière alternative, la mesure du nombre de chaines de minima locaux peut être effectuée sur la décomposition en ondelettes continue.

- [0107] Un autre marqueur de signal M_i pouvant être choisi est la mesure sur la décomposition en ondelettes continue du nombre de chaines de maxima locaux. Concrètement, une chaine de maxima locaux est la présence sur plusieurs niveaux de décomposition en ondelettes discrète d'un même maximum. En mesurant le nombre de maxima qui se retrouvent dans chaque niveau de décomposition, on mesure le nombre de chaines de maxima locaux. Typiquement, la mesure est réalisée entre 64 hertz et 1024 hertz, soit sur les quatre niveaux de cette bande de fréquences. On cherche donc les maxima se répétant dans les bandes de 64 hertz à 128 hertz, puis de 128 hertz à 256hz, puis de 256 hertz à 512 hertz et enfin 512 hertz à 1024 hertz. De manière alternative, la mesure du nombre de chaines de maxima locaux peut être effectuée sur la décomposition en ondelettes discrète.
- [0108] Les deux marqueurs de signal M_i suivant sont mesurés sur l'ondelette du signal comprise dans la bande de fréquence allant de 256 hertz à 512 hertz du signal. Le premier concerne la mesure de l'indice de Kurtosis S_{ku} sur cette ondelette. Par « Kurtosis S_{ku} » on entend le même indicateur que celui décrit précédemment dans la demande. Le second marqueur de signal M_i mesuré sur cette ondelette est la mesure du nombre de zones d'amplitudes réduites RED de l'ondelette. Pour calculer le nombre de zones d'amplitudes réduites, on crée les enveloppes supérieure et inférieure du signal. Ainsi, le nombre de zones d'amplitude réduite est calculé sur les enveloppes du signal. Ceci est illustré par la [Fig.7] qui montre un signal et les zones d'amplitudes réduites RED détectées.
- [0109] Les trois marqueurs de signal M_i suivant sont mesurés sur l'ondelette du signal comprise dans la bande de fréquence allant de 128 hertz à 256 hertz du signal. Le premier concerne la mesure de l'indice de Kurtosis S_{ku} sur cette ondelette. Par Kurtosis S_{ku} on entend le même indicateur que celui décrit précédemment dans la demande. Le second marqueur de signal M_i mesuré sur cette ondelette est la mesure du nombre de zones d'amplitudes réduites de l'ondelette. Le nombre de zones d'amplitude réduite est calculé de la même manière que pour le marqueur concernant l'ondelette du signal comprise dans la bande de fréquence allant de 256 hertz à 512 hertz du signal. Le troisième marqueur de signal concerne la mesure du RMS de l'ondelette dans la bande de fréquences 128 Hertz à 256 Hertz. Par RMS, ou « Root Mean Square », on entend la mesure de l'amplitude efficace du signal.

[0110] Finalement, un marqueur de signal M_i qui peut être sélectionné est mesuré sur l'ondelette du signal comprise dans la bande de fréquence allant de 64 à 128 hertz. Ce marqueur de signal M_i concerne la mesure de l'amplitude efficace RMS (« Root Mean Square ») du signal.

[0111] D'autres marqueurs de signal M_i peuvent être utilisés au-delà des quatorze marqueurs de signal M_i décrits. On peut par exemple utiliser des marqueurs de signal M_i qui sont des combinaisons de marqueurs de signal M_i déjà décrits.

Modalité statistique

[0112] Chaque premier descripteur électrophysiologique D_i est associé à une modalité statistique MS_i . Par modalité statistique MS_i on entend une modalité de traitement des différentes grandeurs mesurées afin de calculer une valeur pour chaque descripteur D_i .

[0113] On rappelle que pour chaque descripteur D_i on sélectionne une zone du corps du patient Z_i , un type de signal T_i (donc la manière dont on capte et utilise les signaux individuels de chaque électrode EL), et un marqueur de signal M_i . Il convient de préciser que lorsque que ces trois choix ont été faits, on mesure le marqueur de signal M_i pour le type de signal sélectionné pour chaque électrode de la zone du corps du patient Z_i disponible dans ladite zone Z_i sélectionnée. Ainsi, pour chaque descripteur D_i , on obtient une pluralité de mesures de la valeur du marqueur de signal M_i . L'emploi de la modalité statistique MS_i permet de transformer cette pluralité de valeur en une valeur finale pour le descripteur D_i sélectionné.

[0114] Pour chaque descripteur D_i , on peut sélectionner une modalité statistique MS_i parmi un ensemble de modalités statistique MS_i disponibles.

[0115] Une première modalité statistique est le minimum au cinquième pourcentile des valeurs mesurées. On rappelle que l'on prend pour les valeurs l'ensemble des valeurs mesurées sur chaque électrode de la zone prédéfinie du corps du patient Z_i . Pour cette modalité statistique, on prend, sur l'ensemble des valeurs mesurées, on retire les cinq pourcents de valeurs les plus basses et on sélectionne la valeur minimale sur des valeurs restantes. Cette modalité statistique présente l'avantage, en retirant les cinq pourcents de valeurs les plus basses, de supprimer des valeurs aberrantes qui pourraient fausser la représentativité de la mesure.

[0116] Une deuxième modalité statistique qui peut être sélectionnée est le maximum au 95^{ème} pourcentile. Pour cette modalité statistique, on prend, sur l'ensemble des valeurs sélectionnées les cinq pourcents de valeurs les plus élevées. On sélectionne ensuite la valeur la plus élevée sur les valeurs restantes. Cette modalité statistique permet de ne pas prendre en compte, pour une mesure d'une valeur maximale, les valeurs aberrantes qui pourraient apparaître dans les valeurs les plus élevées mesurées. De cette manière, on dispose d'une borne haute représentative de l'ensemble des valeurs mesurées.

- [0117] Une troisième modalité statistique MS_i est la moyenne des valeurs mesurées. La moyenne est un indicateur classique et représentatif d'une distribution.
- [0118] Une quatrième modalité statistique MS_i est l'écart type calculé sur l'ensemble de valeurs mesurées. L'écart type est une valeur représentative de la dispersion des valeurs. Dans notre cas, la dispersion peut être une valeur importante, une grande variance dans les mesures effectuées pouvant être le signe d'un trouble dans l'activité cardiaque du patient.
- [0119] Une cinquième modalité statistique MS_i pouvant être sélectionnée est la médiane. La valeur médiane d'un ensemble de valeur est la valeur permettant de séparer l'ensemble des valeurs en deux ensembles de même taille. Cette valeur donne un enseignement qui peut varier de celui donné par la valeur moyenne, car la médiane permet de ne pas donner trop d'importance à des valeurs aberrantes proches du maximum et du minimum des valeurs mesurées.
- [0120] Une sixième modalité statistique MS_i est la valeur de l'interquartile. Pour calculer cette valeur, on calcule la valeur du 25^{ème} pourcentile et la valeur du 75^{ème} pourcentile. La valeur de l'interquartile représente la différence entre la valeur du 75^{ème} pourcentile et la valeur du 25^{ème} pourcentile. L'interquartile est une valeur statistique intéressante à regarder pour caractériser la distribution des valeurs mesurées.

Calcul d'un score

- [0121] Une fois que le sous-ensemble $\{D_k\}$ des descripteurs électrophysiologiques est sélectionné, un calcul de la valeur de chaque descripteur du sous-ensemble $\{D_k\}$ est effectué.
- [0122] Afin de pouvoir utiliser la valeur de chaque descripteur D_i , on dispose pour chacun d'entre eux d'une valeur seuil V_{seuil} . Chaque valeur seuil V_{seuil} pour chaque descripteur D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$ peut de manière avantageuse être définie par le paramètre d'entrée Inp .
- [0123] Chaque valeur de chaque descripteur D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$ est comparée à la valeur seuil V_{seuil} dudit descripteur D_i . Par valeur seuil V_{seuil} , on en entend une valeur de seuil inférieur ou de seuil supérieur. Ainsi, suivant la valeur seuil V_{seuil} , le dépassement du seuil peut avoir lieu soit si la valeur du descripteur est inférieure à la valeur seuil, soit si la valeur du descripteur est supérieure à la valeur seuil V_{seuil} .
- [0124] Alternativement ou additionnellement, un descripteur D_i comporte plusieurs valeurs seuil V_{seuil} différentes. Par exemple, un descripteur D_i peut comporter une valeur seuil V_{seuil} supérieure et une valeur seuil V_{seuil} inférieure. Ainsi, le dépassement du seuil a lieu si la valeur du descripteur est comprise entre la valeur seuil V_{seuil} inférieure et la valeur seuil V_{seuil} supérieure. De la même manière, pour un descripteur, le dépassement de seuil peut avoir lieu lorsque la valeur dudit descripteur est inférieure à

la valeur seuil V_{seuil} inférieure ou lorsque la valeur est supérieure à la valeur seuil V_{seuil} supérieure. De la même manière, un descripteur D_i peut comporter trois ou plus valeurs seuils V_{seuil} qui définissent des plages de valeur correspondant au dépassement pour la valeur du descripteur D_i .

- [0125] La comparaison entre la valeur de chaque descripteur D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$ et la valeur seuil V_{seuil} respective de chaque descripteur D_i est effectuée. Le résultat de ces comparaisons permet d'établir un score. Le score établi définit un paramètre électrophysiologique. Plus précisément, le score prend en compte le nombre de fois que la valeur d'un des descripteurs D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$ dépasse la valeur seuil V_{seuil} . Le nombre de dépassements de valeurs seuil V_{seuil} permet d'établir le score. Le score calculé selon l'invention présente l'intérêt de prendre en compte la valeur d'un ensemble de données physiologiques différentes, ce qui le rend très représentatif par rapport à des mesures classiques ne prenant en compte qu'un nombre restreint de paramètres.
- [0126] Selon un aspect, le score est égal au nombre valeurs de descripteurs D_i dépassant la valeur seuil V_{seuil} associée audit descripteur D_i . Un score établi de cette manière est très représentatif d'une activité cardiaque. Si le sous-ensemble $\{D_k\}$ est bien choisi, le score est très représentatif de l'activité cardiaque du patient.
- [0127] Selon un aspect, le score est comparé à une valeur seuil de score. Ladite valeur seuil de score est propre à l'état prédéfini ET_1 .
- [0128] **Dispositif de génération du paramètre électrophysiologique**
- [0129] L'invention concerne également un dispositif de génération du paramètre électrophysiologique. Les caractéristiques décrites plus haut concernant le procédé selon l'invention s'appliquent également au dispositif selon l'invention. Les caractéristiques décrites ci-dessous pour le dispositif s'appliquent également au procédé selon l'invention.
- [0130] Le dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique comporte une pluralité d'électrodes qui sont disposées sur la surface du corps du patient. Chaque électrode de surface définit une voie V_i .
- [0131] Selon un mode de réalisation, le dispositif comporte des bandes adhésives comportant les électrodes de surface. Selon cet aspect, les bandes adhésives sont destinées à être collées sur la surface du corps du patient. De manière avantageuse, chaque bande adhésive comporte plusieurs électrodes de surface. Cette disposition permet de faciliter l'installation des électrodes sur le patient, l'installation d'une bande comportant plusieurs électrodes étant plus simple que celle des électrodes une par une.
- [0132] Selon un aspect, le dispositif comporte un gilet ou une veste comportant la pluralité d'électrodes de mesure EL. Le gilet est destiné à être enfilé par le patient. Cette

disposition permet une installation rapide du dispositif sur le patient. Selon un exemple, le dispositif comporte au moins 14 électrodes.

- [0133] Le dispositif comporte un moyen de mesure du signal de chaque voie V_i . Plus précisément, le moyen de mesure est configuré pour mesurer un le potentiel électrique de chacune des voies V_i . Le moyen de mesure peut par exemple être une carte d'acquisition. La carte d'acquisition peut comporter une entrée pour recueillir un signal électrique, et un convertisseur analogique numérique pour numériser le signal acquis. Le signal numérisé est ensuite transmis à un ordinateur. Le signal numérisé peut par exemple être transmis à un ordinateur qui effectue les étapes de traitement sur le signal.
- [0134] Le dispositif comporte un moyen de calcul. Le moyen de calcul enregistre les mesures des voies V_i fournies par le moyen de mesure. Le calculateur traite ensuite ces données.
- [0135] Le calculateur sélectionne un sous-ensemble $\{D_k\}$ de descripteurs D_i parmi l'ensemble $\{D_N\}$ de descripteurs D_i . Cette sélection est effectuée en fonction du paramètre d'entrée Inp .
- [0136] Le calculateur calcule ensuite la valeur de chaque descripteur D_i du sous-ensemble $\{D_k\}$. Ce calcul est effectué à partir des mesures des voies V_i . Le calcul est effectué conformément à la zone prédéfinie Z_i , au type de signal T_i , au marqueur de signal MS_i et à la modalité statistique ST_i sélectionnés pour le descripteur D_i en question.
- [0137] Le calculateur compare ensuite la valeur des descripteurs D_i sélectionnés avec la valeur seuil V_{seuil} relative à chaque descripteur D_i .
- [0138] Le calculateur calcule ensuite un score à partir des comparaisons des valeurs estimées des descripteurs D_i avec leur valeur seuil V_{seuil} . Le score est calculé tel que décrit précédemment.
- [0139] Selon un mode de réalisation, le dispositif comprend un dispositif de détection des phases de respiration du patient. Un tel dispositif détecte lorsque le patient est en phase d'expiration ou phase de respiration « plate ». Il détecte également lorsque le patient est en phase d'inspiration. La respiration a tendance à perturber les mesures effectuées au niveau des électrodes EL. C'est notamment le cas lors des phases d'inspiration durant lesquelles les battements cardiaques et leur mesure peuvent être affectés. De préférence, la mesure du potentiel de chaque voie V_i est effectuée durant la phase d'expiration. Cette disposition permet d'éviter les perturbations engendrées par une mesure lors de phases d'inspiration. Le dispositif de détection des phases de respiration peut être connecté au calculateur. De manière alternative, il est connecté au moyen de mesure du signal de chaque voie V_i .

- [0140] Selon un mode de réalisation, le dispositif de détection des phases de respiration est une ceinture de pléthysmographie. La ceinture de pléthysmographie est un moyen pratique pour effectuer ce type de détection.

Nomenclature

- [0141] D_i : Descripteur électrophysiologique
- [0142] $\{D_k\}$: Sous-ensemble de descripteurs électrophysiologiques
- [0143] $\{D_N\}$: Ensemble de descripteurs électrophysiologiques
- [0144] Inp : Paramètre d'entrée
- [0145] V_i : Voie
- [0146] Z_i : Zone prédéfinie du corps du patient
- [0147] Z_1 : Zone supérieure droite du torse du patient
- [0148] Z_2 : Zone supérieure gauche du torse du patient
- [0149] Z_3 : Zone inférieure droite du torse du patient
- [0150] Z_4 : Zone inférieure gauche du torse du patient
- [0151] Z_5 : Zone couvrant la totalité du torse du patient
- [0152] T_i : Type de signal
- [0153] M_i : Marqueur de signal
- [0154] MS_i : Modalité statistique de calcul
- [0155] EL : Electrode
- [0156] EL_1 : Electrode centrale
- [0157] EL_{lap} : Electrode laplacienne
- [0158] B_v : Bipole vertical
- [0159] B_h : Bipole horizontal
- [0160] $DISPO$: agencement d'une pluralité d'électrodes
- [0161] ENR : Enregistrement d'une pluralité d'activités électriques
- [0162] EST : Estimation des descripteurs
- [0163] $COMP$: Comparaison de la valeur d'un descripteur avec une valeur seuil
- [0164] V_{seuil} : Valeur seuil
- [0165] $CALC$: Calcul d'un score
- [0166] S_{ku} : Kurtosis
- [0167] N : Courbe représentant une distribution normale
- [0168] P : Courbe plate
- [0169] E : Courbe élancée
- [0170] 1: Courbe tendant vers la gauche
- [0171] 2: Courbe tendant vers la droite
- [0172] RED : Zone d'amplitude réduite

Revendications

[Revendication 1]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité d'électrodes (EL), un récepteur des signaux mesurés par les électrodes, une mémoire pour enregistrer les données mesurées et un calculateur permettant de réaliser des opérations et des traitements sur les données mesurées, ledit dispositif comportant des moyens configurés pour mettre en œuvre les étapes suivantes :

- sélection d'un sous-ensemble de premiers descripteurs électrophysiologiques ($\{D_k\}$) parmi un ensemble de premiers descripteurs électrophysiologiques prédéfinis ($\{D_N\}$) selon un paramètre d'entrée (Inp) définissant un contexte de mesure, chaque premier descripteur électrophysiologique (D_i) du sous-ensemble étant associé à au moins une voie (V_i), à un type de signal (T_i), à un marqueur de signal (M_i) et à une modalité statistique (MS_i) de calcul ; au moins un premier descripteur (D_i) du sous-ensemble ($\{D_k\}$) étant associé à une modalité statistique (MS_i) différente de celle d'un autre premier descripteur (D_j) du sous-ensemble ($\{D_k\}$) et à un marqueur de signal (M_i) différent de celui de l'autre premier descripteur (D_j) ;
- agencement (DISPO) d'une pluralité d'électrodes de surface (EL) sur le corps d'un patient ;
- enregistrement (ENR) d'une pluralité d'activités électriques cardiaques définissant lesdites voies, chaque voie (V_i) étant obtenue par les enregistrements d'au moins deux électrodes (EL) ;
- estimation (EST) de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques ($\{D_k\}$) du sous-ensemble, chaque descripteur électrophysiologique (D_i) étant calculé à partir de la modalité statistique (ST_i) qui est appliquée au marqueur de signal (M_i) du signal acquis selon le type de signal sur une voie sélectionnée associée audit descripteur électrophysiologique (D_i) ;
- comparaison (COMP) de la valeur de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques (D_i) avec au moins une

valeur seuil (V_{seuil}) propre à l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques, ladite au moins une valeur seuil étant caractéristique audit descripteur électrophysiologique;

- calcul (CALC) d'un score définissant un paramètre électrophysiologique en fonction du dépassement de la au moins une valeur seuil.

[Revendication 2]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon la revendication précédente, caractérisé en ce que la comparaison (COMP) de la valeur de l'ensemble des descripteurs avec la valeur seuil (V_{seuil}) est définie par une distribution statistique desdits descripteurs (D_i) de l'ensemble de patients sains de dimension égale au nombre de descripteurs du sous-ensemble ($\{D_k\}$).

[Revendication 3]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon la revendication 1, caractérisé en ce que :

- la comparaison (COMP) est effectuée en comparant la valeur de chaque descripteur électrophysiologique avec au moins une valeur seuil (V_{seuil}) propre audit descripteur électrophysiologique, ladite au moins une valeur seuil étant définie par une distribution statistique dudit descripteur d'un ensemble de patients sains ;
- le calcul (CALC) du score définissant le paramètre électrophysiologique est effectué en incrémentant ledit score à chaque fois qu'un descripteur électrophysiologique (D_i) franchit la au moins une valeur seuil (V_{seuil}) qui lui est propre.

[Revendication 4]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le sous-ensemble $\{D_k\}$ comporte au moins un descripteur géographique qui est associé à plusieurs voies (V_i) et plusieurs groupes géographiques, chaque groupe géographique étant formé par une voie (V_i) centrale et les au moins quatre voies (V_i) à proximité de la voie (V_i) centrale, la valeur du descripteur électrophysiologique (D_i) étant déterminée :

- en comparant la valeur, pour chaque groupe géographique, de la mesure de chaque voie suivant le type de signal

et le marqueur de signal sélectionnés avec au moins une valeur seuil géographique propre audit descripteur électrophysiologique et à ladite voie (V_i) ; et

- en comptant le nombre de groupes géographiques pour lesquels la valeur d'au moins trois voies dépasse la valeur seuil géographique qui lui est propre.

[Revendication 5]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le paramètre d'entrée (Inp) définissant le contexte de mesure définit un sous-ensemble de descripteurs caractéristique ($\{D_k\}$) :

- d'une pathologie cardiaque donnée et/ou ;
- d'un profil de patient comportant au moins un âge et/ou un genre/sexe.

[Revendication 6]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que chaque premier descripteur électrophysiologique (D_i) du sous-ensemble est associé à au moins une voie (V_i) d'une zone prédéfinie (Z_i) du corps du patient parmi un ensemble de zones prédéfinies et en ce que pour chaque descripteur électrophysiologique (D_i), la zone prédéfinie (Z_i) sur le corps du patient est choisie parmi :

- Une zone supérieure droite (Z_1) du torse ;
- Une zone supérieure gauche (Z_2) du torse ;
- Une zone inférieure droite (Z_3) du torse ;
- Une zone inférieure gauche (Z_4) du torse ; et
- La totalité (Z_5) du torse du patient.

[Revendication 7]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour chaque descripteur électrophysiologique (D_i), le type de signal (T_i) analysé est choisi parmi :

- Un signal unipolaire pris entre une électrode de la zone du corps choisie et une électrode de référence ;
- Un signal bipolaire vertical pris entre deux électrodes de la zone donnée, l'une des deux électrodes étant décalée suivant une ligne verticale par rapport à l'autre électrode ;
- Un signal bipolaire horizontal pris entre deux électrodes de la zone donnée, l'une des deux électrodes étant

décalée suivant une ligne horizontale par rapport à l'autre électrode ; et

- Un signal laplacien estimé en soustrayant au potentiel d'une électrode centrale la moyenne de la tension des huit électrodes directement à proximité de ladite électrode centrale.

- [Revendication 8] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'un quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur électrophysiologique (D_i), le marqueur de signal (M_i) est la mesure du voltage d'un signal moyenné.
- [Revendication 9] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'un quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur électrophysiologique (D_i), le marqueur (M_i) est la mesure, sur le signal moyenné et filtré entre 40 et 250 Hertz, de la durée de dépolarisation des ventricules (QRS) ou de la fragmentation du signal durant la dépolarisation des ventricules.
- [Revendication 10] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur électrophysiologique (D_i), le marqueur de signal (M_i) est la mesure sur la décomposition en ondelettes discrète du signal :
- De l'énergie de la somme des ondelettes ;
 - Du Kurtosis ;
 - Du coefficient d'asymétrie de Fisher ; ou
 - Du nombre de minima locaux.
- [Revendication 11] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur électrophysiologique (D_i), le marqueur de signal est la mesure sur la décomposition en ondelettes continue du signal du nombre de chaînes de maxima locaux.
- [Revendication 12] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur (D_i), le marqueur de signal (M_i) est :
- Soit la mesure sur l'ondelette prise entre 256 et 512 hertz du signal :

i. Du Kurtosis ; ou

ii. Du nombre de zones d'amplitudes réduites ;

- Soit la mesure sur l'ondelette prise entre 128 et 256 hertz du signal ;

iii. Du Kurtosis ;

iv. Du nombre de zones d'amplitudes réduites ; ou

v. Du RMS (Root Mean Square) ;

- Soit la mesure sur l'ondelette prise entre 64 et 128 hertz du RMS (Root Mean Square).

[Revendication 13]

Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que pour au moins un descripteur électrophysiologique (D_i), la modalité statistique (ST_i) est choisie parmi :

- Le minimum au cinquième pourcentile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie (Z_i) ;
- Le maximum au quatre-vingt-quinzième pourcentile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie (Z_i) ;
- La moyenne des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie (Z_i) ;
- L'écart type des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie (Z_i) ;
- La médiane des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie ; et
- L'interquartile des valeurs mesurées du signal sur chaque électrode de la zone prédéfinie (Z_i).

[Revendication 14]

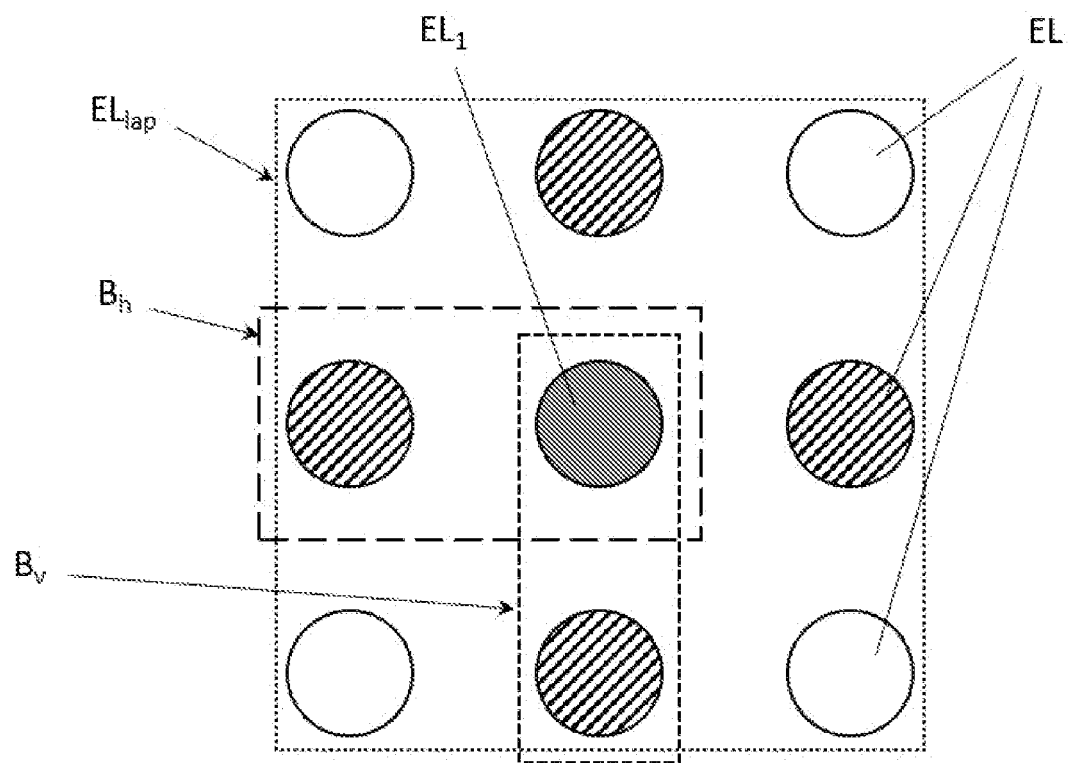
Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique caractérisé en ce qu'il comporte :

- une pluralité d'électrodes de surface configurées pour être déposées sur le corps d'un patient et pour mesurer un potentiel électrique de la surface du corps du patient, chaque électrode de surface définissant une voie (V_i) ;
- un moyen de mesure du signal de chaque voie (V_i) ;
- un moyen de calcul configuré pour :

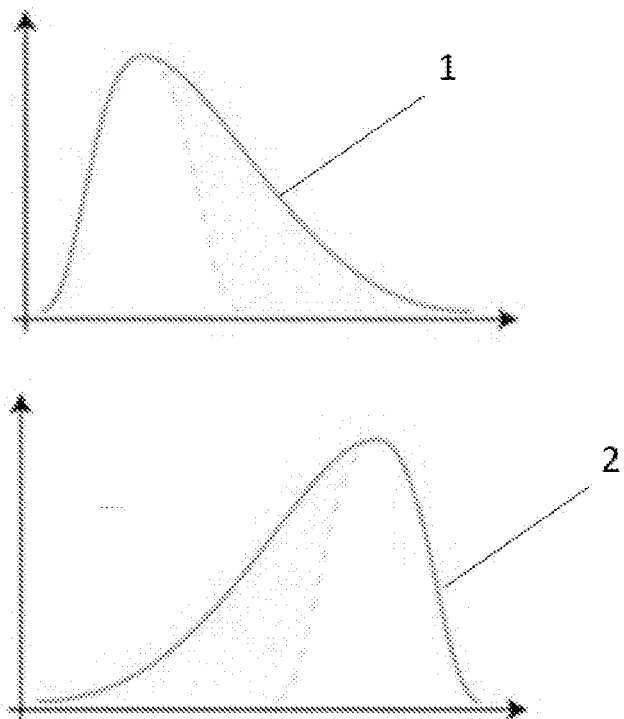
- sélectionner un sous-ensemble de descripteurs ($\{D_k\}$) parmi un ensemble de descripteurs prédéfinis ($\{D_N\}$) selon un paramètre d'entrée (Inp) définissant un contexte de mesure, chaque descripteur électrophysiologique (D_i) du sous-ensemble étant associé à au moins une voie (V_i), à un type de signal (T_i), à un marqueur de signal (M_i) et à une modalité statistique (MS_i) de calcul ; au moins un descripteur (D_i) du sous-ensemble ($\{D_k\}$) étant associé à une modalité statistique (MS_i) différente de celle d'un deuxième descripteur (D_j) du sous-ensemble ($\{D_k\}$) et un marqueur de signal (M_i) différent de celui du deuxième descripteur (D_j) ;
- enregistrer une pluralité d'activités électriques cardiaques définissant lesdites voies, chaque voie (V_i) étant obtenue par les enregistrements d'au moins deux électrodes ;
- estimer l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques ($\{D_k\}$) du sous-ensemble, chaque descripteur électrophysiologique (D_i) étant calculé à partir de la modalité statistique (ST_i) qui est appliquée au marqueur de signal (M_i) du signal acquis selon le type de signal sur une voie sélectionnée associée audit descripteur électrophysiologique (D_i) ;
- comparer la valeur de l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques (D_i) avec au moins une valeur seuil (V_{seuil}) propre à l'ensemble des descripteurs électrophysiologiques, ladite au moins une valeur seuil étant définie par une distribution statistique desdits descripteurs (D_i) d'un ensemble de patients ;
- calculer un score définissant un paramètre électrophysiologique en fonction du dépassement de la au moins une valeur seuil définie par la distribution statistique.

[Revendication 15] Dispositif de génération d'un paramètre électrophysiologique selon la revendication 14 caractérisé en ce qu'il comporte un dispositif de détection des phases de respiration d'un patient, de préférence une ceinture de pléthysmographie.

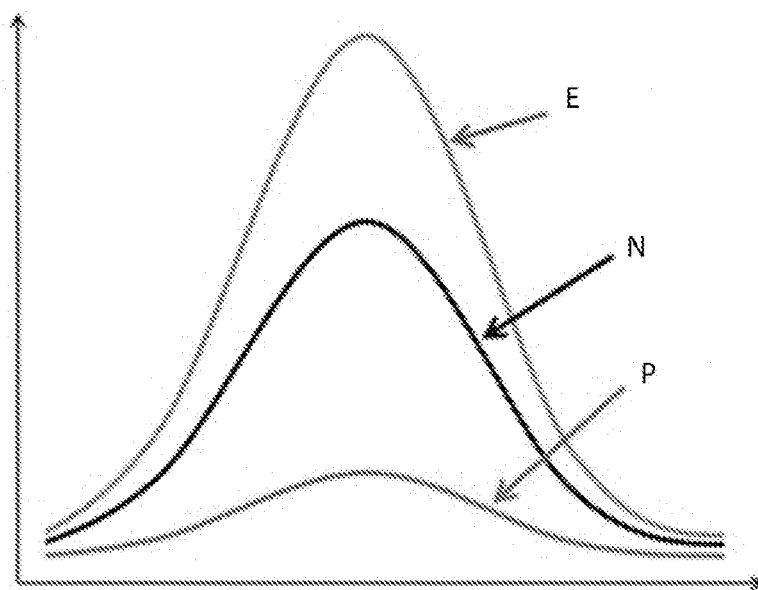
[Fig. 4]



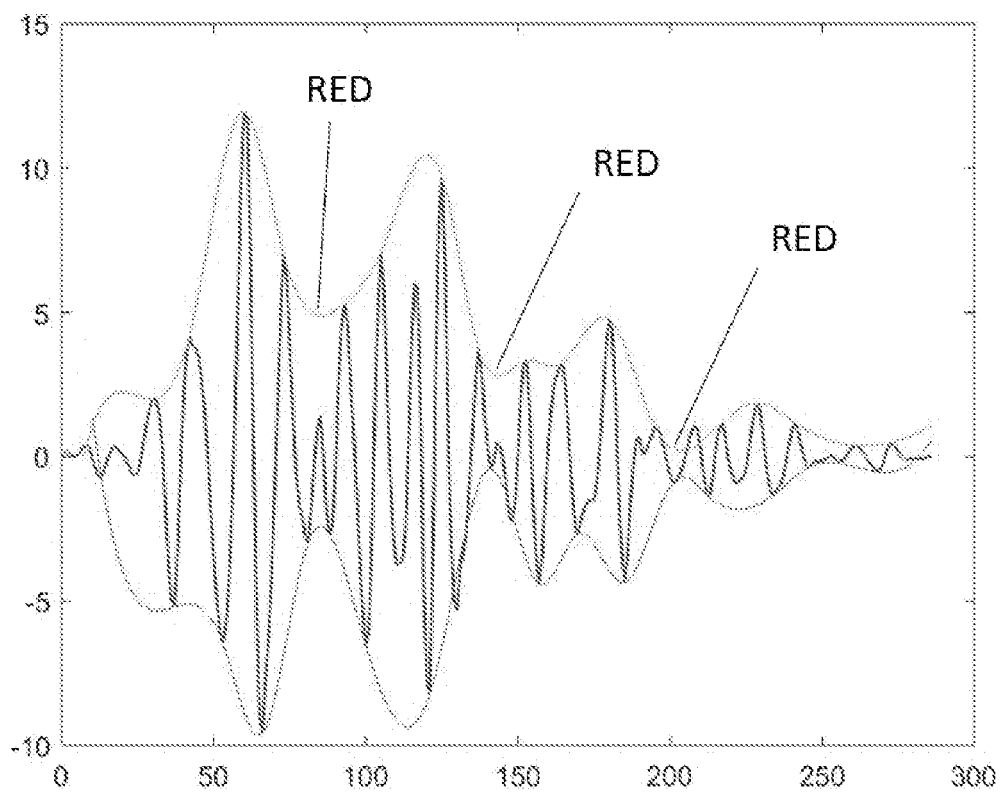
[Fig. 5]



[Fig. 6]



[Fig. 7]



RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14, L.612-53 à 69 du code de la propriété intellectuelle

OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

L'I.N.P.I. annexe à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention, au sens des articles L. 611-11 (nouveau) et L. 611-14 (activité inventive) du code de la propriété intellectuelle. Ce rapport porte sur les revendications du brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

CONDITIONS D'ETABLISSEMENT DU PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

☒ Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.

☐ Le demandeur a maintenu les revendications.

☒ Le demandeur a modifié les revendications.

☐ Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.

☐ Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.

☐ Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

DOCUMENTS CITES DANS LE PRESENT RAPPORT DE RECHERCHE

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

☐ Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.

☒ Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.

☐ Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.

☐ Aucun document n'a été cité en cours de procédure.

1. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ETRE PRIS EN CONSIDERATION POUR APPRECIER LA BREVETABILITE DE L'INVENTION

NEANT

2. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT L'ARRIERE-PLAN TECHNOLOGIQUE GENERAL

US 2015/032016 A1 (GHOSH SUBHAM [US])
29 janvier 2015 (2015-01-29)

US 2011/201951 A1 (ZHANG HONGXUAN [US])
18 août 2011 (2011-08-18)

TAN NOLWENN ET AL: "New Insights Into
Non-Invasive His Bundle Potential
Detection on High Resolution Body Surface
Recordings",
2020 COMPUTING IN CARDIOLOGY, [Online]
13 septembre 2020 (2020-09-13), pages 1-4,
XP055857933,
DOI: 10.22489/CinC.2020.244
Extrait de l'Internet:
URL: <https://ieeexplore.ieee.org/ielx7/9344050/9344051/09344317.pdf?tp=&arnumber=9344317&isnumber=9344051&ref=aHR0cHM6Ly9pZWVleHBsb3JlLmllZWUub3JnL2Fic3RyYWN0L2RvY3VtZW50LzkyNDQzMTC=>>
[extrait le 2021-11-05]

US 2015/272464 A1 (ARMOUNDAS ANTONIS [US])
1 octobre 2015 (2015-10-01)

US 2018/249965 A1 (SPANGLER M D PH D
GREGORY J [US])
6 septembre 2018 (2018-09-06)

US 2016/270682 A1 (SPANGLER GREGORY J
[US]) 22 septembre 2016 (2016-09-22)

3. ELEMENTS DE L'ETAT DE LA TECHNIQUE DONT LA PERTINENCE DEPEND DE LA VALIDITE DES PRIORITES

NEANT