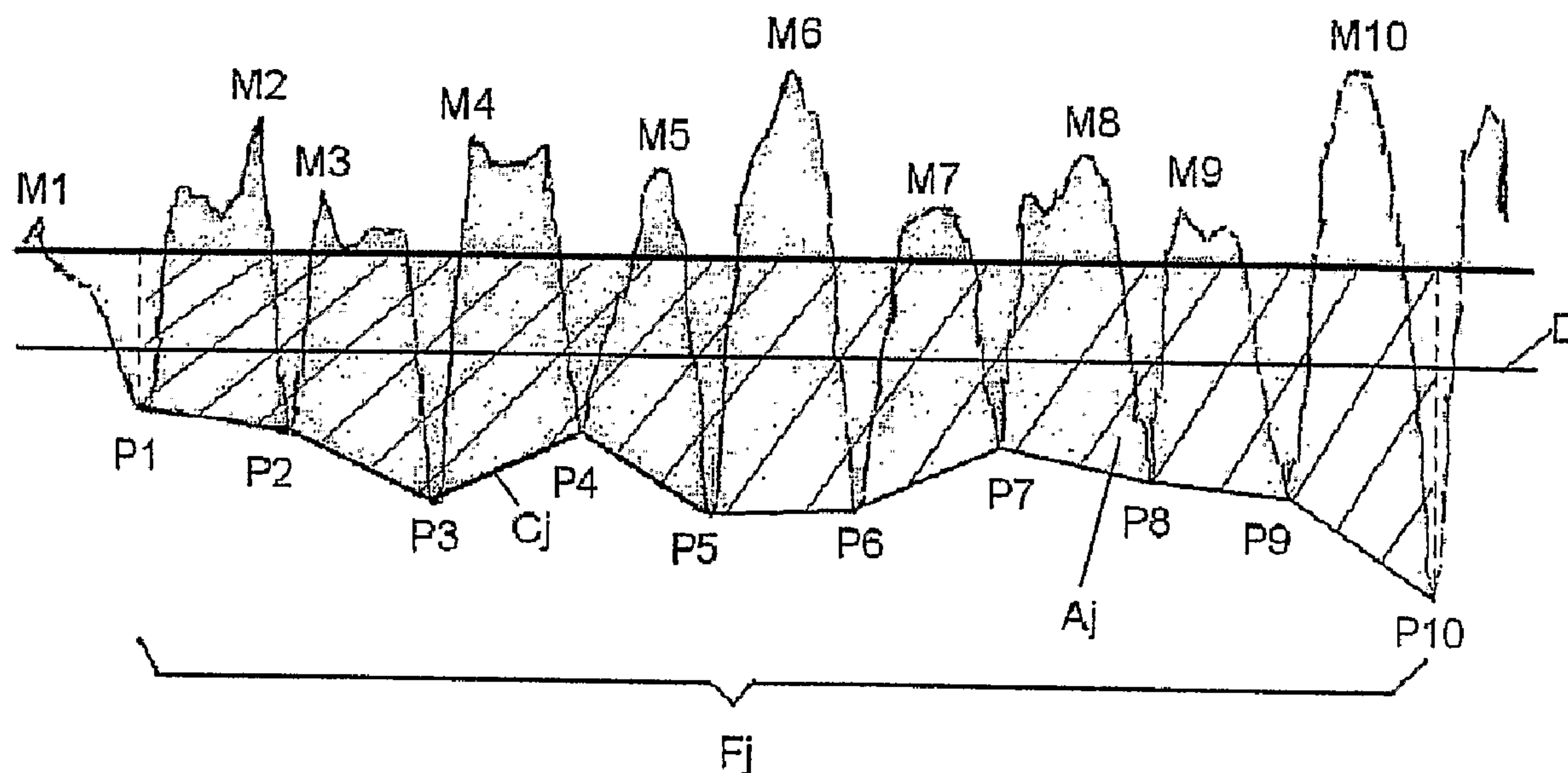




(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2005/08/09
(87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2006/03/30
(45) Date de délivrance/Issue Date: 2013/12/03
(85) Entrée phase nationale/National Entry: 2007/03/19
(86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 2005/002056
(87) N° publication PCT/PCT Publication No.: 2006/032739
(30) Priorité/Priority: 2004/09/20 (EP04370029.3)

(51) Cl.Int./Int.Cl. *A61B 5/0452* (2006.01)
(72) Inventeurs/Inventors:
LOGIER, REGIS, FR;
JEANNE, MATHIEU, FR;
TAVERNIER, BENOIT, FR
(73) Propriétaires/Owners:
CENTRE HOSPITALIER REGIONAL UNIVERSITAIRE
DE LILLE, FR;
UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE II,
FR
(74) Agent: GOWLING LAFLEUR HENDERSON LLP

(54) Titre : PROCEDE DE TRAITEMENT D'UNE SERIE RR ET SON APPLICATION A L'ANALYSE DE LA VARIABILITE DU RYTHME CARDIAQUE, ET EN PARTICULIER A L'EVALUATION DE LA DOULEUR OU DU STRESS CHEZ UN ETRE VIVANT
(54) Title: METHOD FOR PROCESSING A SERIES OF CARDIAC RHYTHM SIGNALS (RR) AND THE USE THEREOF FOR ANALYSING A CARDIAC RHYTHM VARIABILITY, IN PARTICULAR FOR ASSESSING A PATIENT'S PAIN OR STRESS



(57) Abrégé/Abstract:

Le procédé de traitement d'une série RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps consiste à sélectionner (N) échantillons (RR_i) dans une fenêtre temporelle principale de durée (n) prédéfinie, à découper cette fenêtre principale en (m) sous-fenêtres (F_j), à calculer pour chaque sous-fenêtre (F_j) un paramètre intermédiaire (A_1) à partir des échantillons (RR_i) compris dans la sous-fenêtre (F_j), et à calculer un paramètre final qui est fonction des paramètres intermédiaires (A_j). Applications : Analyse de la variabilité du rythme cardiaque, et plus particulièrement évaluation de la douleur ou du stress chez un être vivant.



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

(19) Organisation Mondiale de la Propriété

Intellectuelle
Bureau international

PCT

(43) Date de la publication internationale
30 mars 2006 (30.03.2006)(10) Numéro de publication internationale
WO 2006/032739 A1(51) Classification internationale des brevets :
A61B 5/0452 (2006.01)Lille Cedex (FR). UNIVERSITE DU DROIT ET DE
LA SANTE DE LILLE II [FR/FR]; 42 rue Paul Duez,
F-59800 Lille (FR).(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2005/002056

(72) Inventeurs; et

(22) Date de dépôt international : 9 août 2005 (09.08.2005)

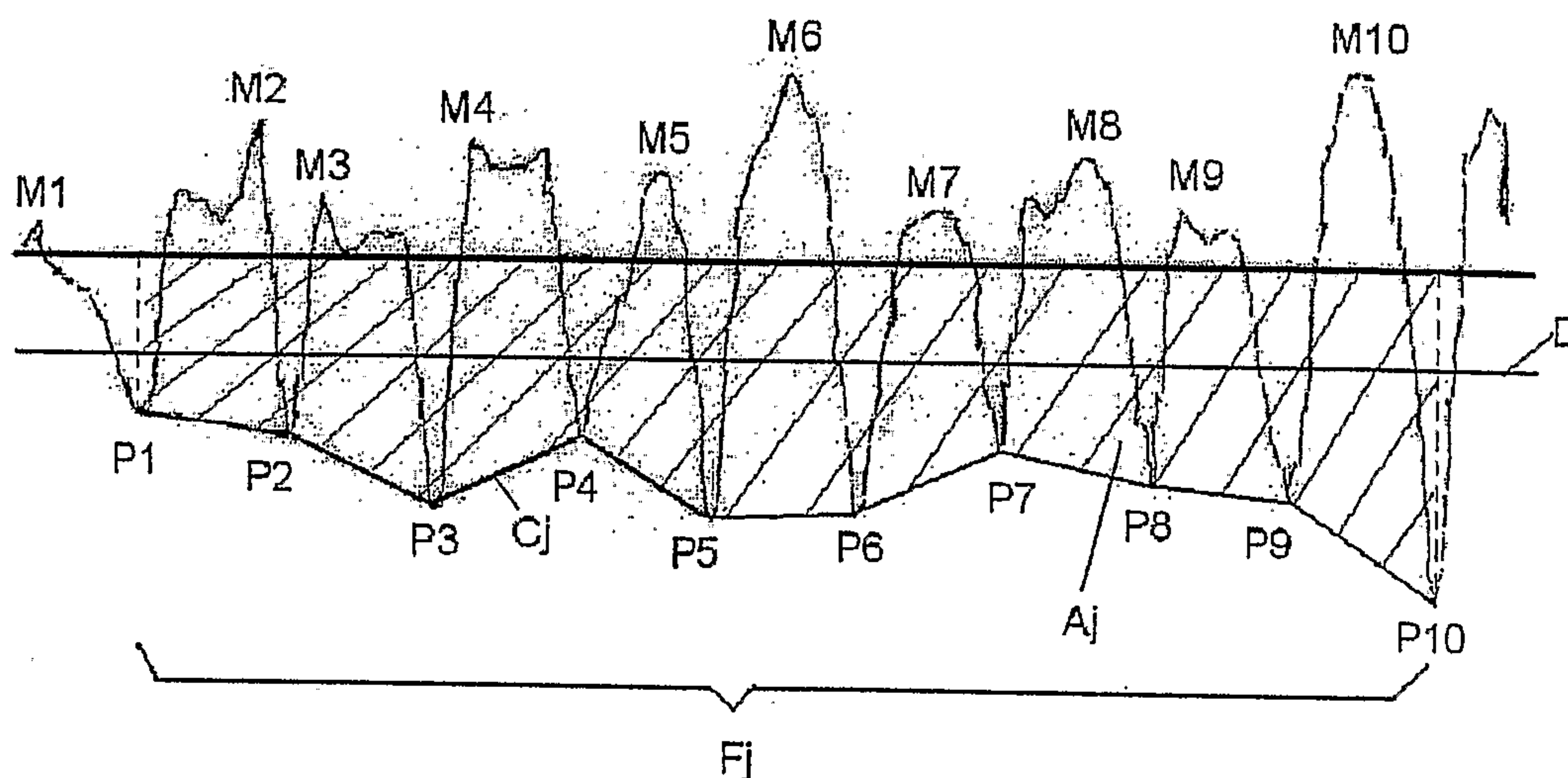
(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : LOGIER,
Régis [FR/FR]; 23 rue des Châtaigniers, F-59700 Marcq
en Baroeul (FR). JEANNE, Mathieu [FR/FR]; 133 rue
Massena, F-59000 Lille (FR). TAVERNIER, Benoît
[FR/FR]; 196 avenue de l'Hippodrome, F-59130 Lamber-
sart (FR).

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
04370029.3 20 septembre 2004 (20.09.2004) EP(74) Mandataire : MATKOWSKA, Franck; c/o Matkowska
& Associés, 9, rue Jacques Prévert, F-59650 Villeneuve
D'Ascq (FR).(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) : CEN-
TRE HOSPITALIER REGIONAL UNIVERSITAIRE
DE LILLE [FR/FR]; 2, avenue Oscar Lambret, F-59037(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD FOR PROCESSING A SERIES OF CARDIAC RHYTHM SIGNALS (RR) AND THE USE THEREOF FOR
ANALYSING A CARDIAC RHYTHM VARIABILITY, IN PARTICULAR FOR ASSESSING A PATIENT'S PAIN OR STRESS(54) Titre : PROCEDE DE TRAITEMENT D'UNE SERIE RR ET SON APPLICATION A L'ANALYSE DE LA VARIABILITE
DU RYTHME CARDIAQUE, ET EN PARTICULIER A L'EVALUATION DE LA DOULEUR OU DU STRESS CHEZ UN ETRE
VIVANT

(57) Abstract: The inventive method for processing an RR series comprises a plurality of (RR) samples representing time intervals (dti) between two successive heart beats or the inverse (1/dti) of said time intervals consists in selecting (N) (RRi) samples in a main time window having a predetermined length (n), in cutting said main window into (m) subwindows (Fj), in calculating an intermediate parameter (A1) for each subwindow (Fj) on the basis of the (RRi) samples contained in the subwindow (Fj) and in calculating a final parameter as a function of the intermediate parameters (Aj). The invention is used for analysing a cardiac rhythm variability, in particular for assessing a patient's pain or stress.

(57) Abrégé : Le procédé de traitement d'une série RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RRi) représentant les intervalles de temps (δti) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse (1/δti) de ces intervalles de temps consiste à sélectionner (N) échantillons (RRi) dans une fenêtre temporelle principale de durée (n) prédéfinie, à découper cette fenêtre principale en (m) sous-fenêtres (Fj), à calculer pour chaque sous-fenêtre (Fj)

[Suite sur la page suivante]

WO 2006/032739 A1

WO 2006/032739 A1



AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

- avec rapport de recherche internationale
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.

un paramètre intermédiaire (A1) à partir des échantillons (RRi) compris dans la sous-fenêtre (Fj), et à calculer un paramètre final qui est fonction des paramètres intermédiaires (Aj). Applications : Analyse de la variabilité du rythme cardiaque, et plus particulièrement évaluation de la douleur ou du stress chez un être vivant.

**PROCEDE DE TRAITEMENT D'UNE SERIE RR ET SON APPLICATION
A L'ANALYSE DE LA VARIABILITE DU RYTHME CARDIAQUE, ET EN
PARTICULIER A L'EVALUATION DE LA DOULEUR OU DU STRESS
CHEZ UN ÊTRE VIVANT**

5

Domaine de l'invention

La présente invention concerne d'une manière générale l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque chez un être vivant, et ses applications à l'évaluation de douleur chez un être vivant, notamment un être vivant
10 conscient sous anesthésie locale du type péridurale, ou un être vivant inconscient sous anesthésie générale, et à l'évaluation du stress ressenti par un être vivant.

Art antérieur

D'un point de vue physiologique, le coeur d'un être vivant, isolé de
15 toute influence extérieure, se contracte automatiquement de façon très régulière comme un métronome, sous l'action du noeud sinusal qui génère un influx nerveux indépendant, et par là-même provoque une contraction spontanée du muscle cardiaque. Le coeur n'est toutefois pas isolé, mais est relié au Système Nerveux Autonome (SNA), par l'intermédiaire des
20 systèmes parasympathique et sympathique. Ce système nerveux autonome influe sur l'activité du coeur : le système sympathique accélère le rythme cardiaque, tandis que le système parasympathique le ralentit.

Ainsi, malgré une certaine autonomie, le coeur subit des influences du système nerveux autonome, ce qui permet notamment à l'organisme d'un
25 être vivant d'adapter le rythme cardiaque en fonction de ses besoins, dans des limites toutefois raisonnables. On comprend en conséquence que l'analyse de l'évolution dans le temps du rythme cardiaque, et en particulier des variations du rythme cardiaque (variation de l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques) permet d'obtenir une information importante
30 sur l'activité du système cardiaque, et plus particulièrement sur l'activité du système nerveux autonome. Or la connaissance de l'activité du SNA peut

être d'une aide précieuse dans l'élaboration d'un diagnostic de bon nombre de situations cliniques. Sur ce sujet, on pourra se référer par exemple à la publication ci-après : Lacroix D, Logier R., Kacet S., Hazard J-R, Dagano J. (1992) : « Effects of consecutive administration of central and peripheral
5 anticholinergic agents on respiratory sinus arrhythmia in normal subjects, J. of the Autonomic Nervous System », Vol 39, pages 211-218.

Pour étudier ces fluctuations du rythme cardiaque, et par là-même l'activité du SNA, on a déjà depuis 1970 développé différentes techniques d'analyse spectrale d'un signal qui représente l'évolution dans le temps du
10 rythme (ou fréquence) cardiaque instantané, et qui est obtenu après échantillonnage d'un signal bio-électrique analogique, caractéristique du rythme cardiaque d'un être vivant, et dit par la suite signal cardiaque .

Les principaux procédés d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque connus à ce jour consistent :

- 15 - à acquérir un signal cardiaque, par tout moyen invasif ou non invasif [par exemple, et de manière non exhaustive, acquisition d'un signal électrocardiographique (ECG) au moyen d'un électrocardiographe, ou utilisation d'un capteur de pression sanglante relié à un cathéter introduit dans une artère, ou utilisation d'un capteur de pouls
20 infrarouge],
- à construire à partir de ce signal une série dite RR qui est constituée d'une pluralité d'échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps qui séparent deux battements cardiaques successifs,
- et à procéder à une analyse spectrale de la série RR.

25 Plus particulièrement, l'analyse spectrale d'une série RR issue d'un signal cardiaque est de manière usuelle réalisée en deux étapes principales.

Dans une première étape, on calcule la courbe de densité spectrale de la série RR, par exemple entre 0 et 2Hz, en utilisant différentes méthodes connues. La méthode la plus couramment utilisée consiste à calculer la
30 transformée de Fourier discrète rapide de la série RR, dans des fenêtres temporelles prédéfinies, pondérées au moyen d'une fenêtre de pondération

prédéfinie. Il peut s'agir selon la réalisation envisagée d'une fenêtre de pondération rectangulaire, ou encore par exemple d'une fenêtre de pondération de Kaiser, Hamming, Hanning ou Bartlett. Egalement, les fenêtres temporelles de calcul peuvent être prédéfinies et fixes, ou il peut
5 s'agir d'une fenêtre temporelle de calcul, de taille prédéterminée, que l'on fait glisser dans le temps. Par exemple, la transformée de Fourier est effectuée dans une fenêtre temporelle glissante de 256 secondes, appliquée sur la série RR, et soumise à une pondération de Kaiser pour limiter les effets de bord dus au fenêtrage.

10 Dans une seconde étape, à partir de la courbe de densité spectrale obtenue à l'issue de la première étape, on calcule automatiquement les puissance spectrales (aires sous la courbe de densité spectrale) entre des bornes de fréquences prédéterminées, et éventuellement réglables par un utilisateur. Ces calculs de puissance spectrale permettent d'obtenir des
15 informations quantitatives, qui sont caractéristiques de l'activité du Système Nerveux Autonome (SNA), et constituent ainsi un moyen d'investigation et d'analyse de la régulation cardiaque par le SNA.

La méthode d'analyse spectrale précitée présente toutefois plusieurs inconvénients.

20 Une série RR est non stationnaire. Par conséquent, l'application d'une transformée de Fourier sur ce type de série non stationnaire donne des résultats qui sont imprécis, voire le cas échéant erronés, et que l'on ne peut pas interpréter avec certitude. Le calcul de la courbe de densité spectrale par transformée de Fourier rapide (ou équivalent), est
25 relativement lourd en termes de puissance de calcul et/ou temps de calcul, ce qui rend à ce jour cette méthode d'analyse spectrale inadaptée et difficile à mettre en oeuvre en temps réel notamment dans des systèmes embarqués.

Egalement, pour obtenir une résolution fréquentielle acceptable, la
30 transformée de Fourier rapide doit être calculée dans des fenêtres temporelles relativement larges (par exemple 256s), ce qui correspond à un

nombre important d'échantillons de la série RR. Il en découle que cette méthode d'analyse spectrale s'accompagne d'un effet mémoire qui retarde la prise en compte d'un changement intervenu dans la série RR.

Objectifs de l'invention

5 La présente invention a pour principal objectif de proposer un nouveau procédé de traitement automatique d'une série RR, qui pallie les inconvénients précités inhérents aux procédés de l'art antérieur basés sur une analyse spectrale, et qui permet le calcul d'une information quantitative (paramètre) caractérisant avec une très bonne sensibilité l'activité du SNA.

10

Résumé de l'invention

Le procédé de traitement d'une série RR de l'invention repose sur une méthode d'analyse temporelle des échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps.

15

Selon ce procédé, on sélectionne (N) échantillons (RR_i) dans une fenêtre temporelle principale de durée (n) prédéfinie, on découpe cette fenêtre principale en (m) sous-fenêtres (F_j), on calcule pour chaque sous-fenêtre (F_j) un paramètre intermédiaire (A_j) à partir des échantillons (RR_i) compris dans la sous-fenêtre (F_j), et on calcule un paramètre final qui est

20

fonction des paramètres intermédiaires (A_j).

L'invention a pour deuxième objet un système d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque, ledit appareil comportant des moyens d'acquisition d'un signal cardiaque analogique, des moyens d'échantillonnage de ce signal cardiaque, et des moyens de traitement du

25 signal échantillonné qui sont conçus pour construire une série RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps, et pour calculer automatiquement à partir de la série (RR) au moins un paramètre conformément au procédé précité de

30 traitement d'une série RR.

L'invention a pour troisième objet un procédé d'analyse de la

variabilité du rythme cardiaque d'un être vivant. Ce procédé comprend les étapes principales suivantes :

- acquisition d'un signal cardiaque analogique de l'être vivant,
- échantillonnage de ce signal cardiaque et construction d'une série
5 RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps,
- traitement de la série RR conformément au procédé précité.

Dans le présent texte, et notamment dans les revendications, on
10 désigne par les termes « signal cardiaque », tout signal physique caractéristique du rythme (ou de la fréquence) cardiaque instantanée de l'être vivant. Pour la mise en œuvre de l'invention, différentes techniques invasives ou non invasives peuvent être utilisées pour acquérir ce signal cardiaque. Une technique invasive connue consiste par exemple à utiliser un
15 capteur de pression sanglante relié à un cathéter introduit dans une artère. Parmi les méthodes non invasives connues (et pour lesquelles on optera de préférence), on peut citer par exemple l'utilisation d'un capteur de pouls infrarouge, l'utilisation d'un capteur à ultrasons permettant la détection des cycles cardiaques, du type du capteur mis en œuvre dans un
20 cardiocardiographe, ou encore l'acquisition d'un signal électrocardiographique (ECG). L'acquisition d'un signal électrocardiographique (ECG) est en pratique la méthode la plus couramment utilisée, car outre son caractère non invasif, elle permet d'obtenir un signal cardiaque plus précis que celui obtenu par exemple au moyen d'un capteur de pouls infrarouge.

25 Dans le présent texte, et notamment dans les revendications, on désigne d'une manière générale par les termes « série RR », une série de plusieurs échantillons successifs (RR_i), obtenus après échantillonnage d'un signal cardiaque analogique caractéristique du rythme cardiaque de l'être vivant, chaque échantillon (RR_i) caractérisant d'une manière générale un
30 intervalle de temps (δt_i) entre deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de cet intervalle de temps.

Dans l'exemple préféré de réalisation décrit ci-après en référence aux figures annexée, cette série RR est plus particulièrement construite à partir des ondes R d'un signal ECG. Ceci n'est toutefois pas limitatif de l'invention. Dans le cas d'un signal cardiaque type ECG, on peut construire la série dite « RR » en utilisant les autres ondes de dépolarisation (P, Q, S ou T) du signal ECG pour construire la série RR, la précision étant toutefois moins bonne qu'en utilisant les ondes R du signal ECG. Egalement, lorsque le signal cardiaque n'est pas un signal ECG, les échantillons de la série RR ne sont pas calculés en déterminant l'intervalle de temps séparant deux ondes R successives du signal ECG, mais sont d'une manière plus générale déterminés en détectant dans le signal cardiaque l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques successifs.

Le paramètre final calculé au moyen du procédé ou du système de l'invention permet d'une manière générale de caractériser tout stimulus ayant un effet sur l'activité du SNA, et se traduisant par une variation du rythme (ou fréquence) cardiaque.

Une première application importante de l'invention se situe dans le domaine médical ou chirurgical, pour évaluer le niveau de douleur chez un être vivant.

Dans le domaine médical ou chirurgical, il est en effet important de pouvoir connaître le niveau de douleur ressentie par un patient, afin notamment de pouvoir prendre en compte et traiter de manière optimale cette douleur.

La méthode d'évaluation de la douleur la plus répandue à ce jour est une méthode subjective, basée sur l'utilisation d'une réglette permettant au patient d'indiquer au moyen d'un curseur ou équivalent le niveau de douleur qu'il ressent sur une échelle de douleur pré-établie. Cette méthode présente l'inconvénient d'une part d'être purement subjective, et n'est donc pas réellement fiable, et d'autre part ne peut être envisagée qu'avec des patients conscients.

Au surplus, dans le cas d'un patient conscient sous anesthésie

locale, tel que par exemple un patient sous péridurale, la méthode d'évaluation subjective précitée ne peut être utilisée pour contrôler automatiquement dans le temps l'administration des produits anesthésiques.

Dans le domaine de l'anesthésie générale, il est également
5 intéressant de pouvoir connaître le niveau de douleur ressentie par le patient inconscient. La connaissance de ce niveau de douleur permet d'adapter au mieux l'administration des produits analgésiques.

Pour les raisons ci-dessus, il y a un intérêt important à proposer une méthode objective d'évaluation de la douleur ressentie par un être vivant,
10 ladite méthode devant se traduire par un calcul automatique d'un paramètre mesurant le niveau de douleur.

La présente invention a ainsi pour autres objets l'utilisation du système d'analyse précité ainsi que l'application du procédé précité d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque, pour l'évaluation de la
15 douleur ressentie par un être vivant, le paramètre final calculé caractérisant le niveau de douleur.

Selon le cas, et grâce à l'invention, l'évaluation de la douleur peut être effectuée aussi bien sur un être vivant conscient et non ventilé mécaniquement (c'est-à-dire un être vivant dont la fréquence respiratoire est
20 quelconque et variable, et n'est pas imposée par un dispositif de ventilation contrôlée par contraste notamment avec un patient sous anesthésie générale) ou sur un être vivant inconscient, et en particulier un être vivant sous anesthésie générale. Dans ce dernier cas (être vivant inconscient sous anesthésie générale), l'évaluation du niveau de douleur permet de connaître
25 indirectement le niveau d'analgésie pendant l'anesthésie générale.

Une deuxième application importante de l'invention se situe dans le domaine paramédical, pour évaluer le niveau de stress chez un être vivant.

Description des figures

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront plus
30 clairement à la lecture de la description détaillée qui est donnée à titre d'exemple non limitatif et non exhaustif, et en référence aux dessins

annexés sur lesquels :

- la figure 1 représente de manière schématique les principaux éléments d'un exemple d'un système d'analyse de l'invention,
- la figure 2 représente l'ensemble d'ondes (PQRST) caractéristique d'un battement cardiaque dans un signal ECG,
- la figure 3 représente un exemple de signal numérique ECG, obtenu après échantillonnage d'un signal ECG analogique,
- la figure 4 représente un exemple de série RR (encore désigné signal RR) construite à partir du signal de la figure 3, et
- la figure 5 représente un exemple de série RR après filtrage et normalisation.

Description détaillée

Système d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque

On a représenté sur la figure 1 un exemple de système d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque qui permet l'acquisition et le traitement du signal cardiaque d'un être vivant (désigné par la suite « patient ») conformément à l'invention.

Ce système comporte :

- des moyens usuels d'acquisition d'un signal ECG, comprenant plusieurs électrodes de mesure 1 reliées en entrée à un moniteur électrocardiographique (ECG) 2,
- des moyens 3 de traitement du signal ECG délivré en sortie par le moniteur ECG 2.

Les moyens de traitement 3 du signal ECG comprennent un convertisseur analogique/numérique 4, et une unité de traitement programmée 5. L'entrée du convertisseur 4 est reliée à la sortie du moniteur ECG2, et la sortie du convertisseur 4 est reliée à un port d'entrée de l'unité de traitement 5. Dans un exemple particulier de réalisation, non limitatif de l'invention, l'unité de traitement 5 est constituée par un micro-ordinateur, le convertisseur 4 étant relié à un port de communication de ce micro-ordinateur (par exemple port série RS232 ou port USB).

En fonctionnement, les électrodes 1 sont appliquées sur le corps d'un patient, et le moniteur ECG délivre en sortie de manière usuelle un signal électrique analogique, dit signal ECG, qui pour chaque battement cardiaque, a par exemple la forme du signal représenté à la figure 2.

5 En référence à la figure 2, pour chaque battement cardiaque, ce signal électrocardiographique (ECG) est constitué d'un ensemble d'ondes électriques :

- l'onde P, qui correspond à la dépolarisation des oreillettes, et qui présente une faible amplitude et une forme de dôme ;
- 10 - l'espace PQ qui traduit le temps de conduction auriculo-ventriculaire ;
- l'onde R considérée en pratique comme marqueur de la systole ventriculaire, ou du battement cardiaque, le complexe QRS reflétant la contraction ventriculaire, et
- 15 - l'onde T qui reflète la repolarisation ventriculaire.

Ce signal ECG analogique est numérisé par le convertisseur 4, avec une fréquence d'échantillonnage (f_c) prédéterminée, valant par exemple 256 Hz.

20 Le signal échantillonné délivré en sortie du convertisseur 4, (signal représenté sur la figure 3) est traité par l'unité de traitement 5, au moyen d'un logiciel de traitement spécifique (logiciel d'évaluation de la douleur) qui est décrit en détail ultérieurement. Ce logiciel d'évaluation de la douleur est stocké en mémoire de l'unité de traitement 5, et permet, lorsqu'il est exécuté, de calculer automatiquement, à partir du signal
25 numérique délivré par le convertisseur analogique/numérique 4, deux paramètres distincts (AUCmax et AUCmoy) mesurant le niveau de douleur du patient.

Une variante préférée de ce logiciel d'évaluation de la douleur va à présent être détaillée.

30 Exemple d'algorithme du logiciel d'évaluation de la douleur

Dans une variante préférée de réalisation de l'invention, les

principales étapes successives de l'algorithme du logiciel d'évaluation de la douleur sont les suivantes :

1. Acquisition des échantillons RR_i et ré-échantillonnage à une fréquence f prédéfinie
- 5 2. Sélection des échantillons RR_i compris dans une fenêtre temporelle principale de n secondes ($n > 1/f$)
3. Filtrage
4. Normalisation du signal
5. Détection des minimums (P_i) dans la fenêtre principale
- 10 6. Découpage de la fenêtre temporelle principale en m [$m \geq 2$] sous-fenêtres (F_j) et calcul pour chaque sous-fenêtre (F_j) de l'aire (A_j) délimitée par l'enveloppe inférieure (C_j) reliant les minimums (P_i) détectés à l'étape précédente
7. Calcul des paramètres : AUCmoy et AUCmax
- 15 8. Décalage, d'un pas temporel valant p secondes ($p \leq n$), de la fenêtre temporelle principale de n secondes, et réitération du calcul à partir de l'étape 2.

En pratique, le système peut être programmé pour être utilisé en temps réel ou en temps différé.

- 20 Lorsque le système est utilisé en temps différé, on réalise dans un premier temps l'étape 1 en temps réel en sorte d'acquérir tous les échantillons RR_i sur toute la période d'analyse souhaitée ; l'intégralité de ces échantillons RR_i successifs est stockée dans un fichier d'acquisition en mémoire de l'unité de traitement. Dans un second temps, les étapes 2
- 25 à 8 sont effectuées en boucle, en différé, sur les valeurs d'intervalle RR_i stockées dans le fichier d'acquisition.

- Lorsque le système fonctionne en temps réel, l'étape d'acquisition 1 d'une part, et les autres étapes de traitement 2 à 8 d'autre part sont exécutées par deux modules logiciels distincts fonctionnant en parallèle, le
- 30 premier module d'acquisition (étape 1) alimentant le second module de traitement et de calcul (étapes 2 à 8) par l'intermédiaire d'un fichier

tampon ou équivalent.

Les étapes 1 à 8 vont a présent être détaillées.

Etape 1 : Acquisition des échantillons RR_i et ré-échantillonnage à une fréquence f prédéfinie

5 L'acquisition des échantillons RR_i est réalisée par un premier sous-module logiciel qui est alimenté en entrée avec les données numériques successives constitutives du signal ECG numérisé (signal de la figure 3) délivré par le convertisseur analogique numérique 4. Chaque donnée (ou point) du signal ECG est définie par l'amplitude instantanée
10 ECG_i du signal ECG, et par l'instant t_i d'échantillonnage ($t_i = n_i / f_c$, avec n_i numéro d'échantillon et f_c représentant la fréquence d'échantillonnage du convertisseur 4).

Le premier sous-module d'acquisition des échantillons RR_i est conçu pour détecter automatiquement chaque pic R_i successif dans le
15 signal numérique délivré par le convertisseur 4, et pour construire automatiquement une série RR (figure 4) constituée d'une succession de d'échantillons RR_i . Chaque échantillon RR_i est défini par le couple de coordonnées : t_i [un instant (ou numéro) d'échantillonnage] ; intervalle de temps δt_i (exprimé par exemple en multiple de la période
20 d'échantillonnage f_c) séparant un pic R_i du pic suivant R_{i+1} (dans une autre variante il pourrait s'agir du pic précédent R_{i-1}).

De manière usuelle en soi, l'onde R étant le plus souvent la partie la plus fine et la plus ample du QRS, elle est de préférence utilisée pour détecter le battement cardiaque avec une très bonne précision, l'intervalle
25 de temps δt_i correspondant en pratique au temps séparant deux battements cardiaques successifs. Néanmoins, dans une autre variante, on pourrait envisager d'utiliser d'autres ondes (par exemple onde Q ou onde S) d'un battement cardiaque du signal ECG pour détecter et construire la série RR.

30 La série RR (figure 4) délivrée par le premier sous-module précité est ré-échantillonnée automatiquement par un second sous-module

logiciel à une fréquence prédéfinie f . Cette fréquence f de ré-échantillonnage doit être supérieure au double de la fréquence cardiaque maximale physiologique du patient. Afin de prendre en compte toutes les situations physiologiques possibles, la fréquence f de ré-échantillonnage
5 est de préférence fixée à une valeur supérieure à 6Hz.

L'objectif de ce ré-échantillonnage est d'obtenir en sortie une série RR dont les échantillons RR_i sont équidistants d'un point de vue temporel, c'est-à-dire en d'autres termes une série RR dont les instants d'échantillonnages sont réguliers. Ce ré-échantillonnage est réalisé de
10 manière connue en soi par interpolation, et par exemple par interpolation linéaire.

Etape 2 : Sélection des échantillons RR_i compris dans une fenêtre temporelle principale de n secondes ($n > 1/f$)

Cette étape revient à isoler un nombre N d'échantillons RR_i successifs ($N = n \cdot f$). A titre indicatif, on choisit par exemple une fenêtre principale de 64 secondes ($n = 64$), ce qui correspond à 512 échantillons RR_i successifs ($N = 512$), pour une fréquence f de ré-échantillonnage de 8Hz.

Les étapes suivantes 3 à 7 sont appliquées aux échantillons
20 compris dans cette fenêtre principale.

Etape 3 : filtrage / $[f_1 ; f_2]$

Cette étape consiste à appliquer un filtre passe-bande sur les échantillons de la série RR compris dans la fenêtre principale en sorte de conserver uniquement les fréquences comprises dans une bande de
25 fréquence prédéfinie $[f_1 ; f_2]$.

Plus particulièrement, la bande de fréquence $[f_1 ; f_2]$ est égale ou est comprise dans la bande de fréquences $[0,05\text{Hz} ; 5\text{Hz}]$. De préférence, la bande de fréquence $[f_1 ; f_2]$ est égale à $[0,1\text{Hz} ; 1\text{Hz}]$.

Pour réaliser cette étape de filtrage passe-bande, on utilisera par
30 exemple un filtre numérique passe-haut ayant une fréquence de coupure à la fréquence f_1 , en série avec un filtre numérique passe-bas ayant une

fréquence de coupure à la fréquence f2. Il est également possible d'utiliser un filtre sélectif récursif à réponse impulsionnelle infinie (filtre RII) centré sur la bande de fréquence [f1 ;f2].

Le filtre passe haut (fréquence de coupure f1) a pour objectif de
 5 filtrer les basses fréquences inférieures à 0,1Hz, et incidemment de supprimer de nombreux artefacts dans le signal. En pratique la fréquence de coupure f1 est donc supérieure ou égale à 0,1Hz, et de préférence comprise entre 0,1Hz et 0,15Hz. Il permet également avantageusement de supprimer la valeur moyenne du signal. Il est envisageable de ne pas
 10 réaliser de filtre passe-haut. Dans ce cas, il est préférable, avant de calculer les paramètres intermédiaires (A_j) de recentrer le signal sur sa moyenne.

Le filtre passe-bas (fréquence de coupure f2) a pour objectif de filtrer les hautes fréquences, typiquement supérieures à 1Hz, car en
 15 pratique elles ne contiennent pas d'information intéressante. La mise en oeuvre de ce filtrage passe-bas, bien que préférentielle, est toutefois facultative et non indispensable à la réalisation de l'invention.

Etape 4 : Normalisation du signal

Cette étape est réalisée au moyen d'un sous-module logiciel qui
 20 dans un premier temps calcule la norme S du signal issu de l'étape 3 conformément à la formule usuelle ci-après :

$$S = \sqrt[p]{\sum_{i=1}^N (s_i)^p}$$

Où p est un entier supérieur à 1, et s_i sont les valeurs discrètes du signal.

Dans une autre variante, la norme peut également être calculée
 25 au moyen de la formule ci-après :

$$S = \frac{\sqrt[p]{\sum_{i=1}^N (s_i)^p}}{N}$$

De préférence, pour la mise en oeuvre de l'invention, on choisira p égal à 2.

Dans un deuxième temps, le sous-module logiciel effectue une normalisation du signal en divisant chaque valeur s_i du signal par la norme S précédemment calculée.

Cette étape 4 permet d'obtenir une meilleure sensibilité sur le résultat final (sensibilité des paramètres AUCmoy et AUCmax mesurant le niveau de douleur).

Il est essentiel que cette normalisation soit effectuée sur toute la largeur de la fenêtre principale, c'est-à-dire en prenant en compte dans la normalisation les (N) échantillons RR_i de la fenêtre principale. Par contraste, une normalisation effectuée sur chaque sous-fenêtre (A_j) serait totalement inefficace.

Etape 5 : détection des minimums dans la fenêtre principale

On a représenté sur la figure 5, un exemple de signal RR (après filtrage et normalisation) issu de l'étape 4 précitée. Sur cette figure, l'axe des abscisses correspond à la valeur nulle du signal filtré et normalisé.

L'étape 5 est réalisée au moyen d'un sous-module logiciel qui détecte les minimums (points P_i sur la figure 5) de ce signal, par exemple au moyen d'un algorithme détectant une inversion de la pente (ou de manière équivalente un changement du signe de la dérivée du signal).

Etape 6 : Découpage de la fenêtre temporelle principale en m [$m \geq 2$] sous-fenêtres (F_j) et calcul pour chaque sous-fenêtre (F_j) de l'aire (A_j) délimitée par l'enveloppe inférieure (C_j) , reliant les minimums détectés à l'étape précédente.

Le sous-module logiciel correspondant à l'étape 6 calcule automatiquement, pour chaque sous-fenêtre (F_j) , une enveloppe inférieure (courbe C_j sur la figure 5), qui relie les minimums (points P_i) détectés à l'étape 5 et compris dans la sous-fenêtre (F_j) . Cette enveloppe inférieure (C_j) est par exemple déterminée par interpolation linéaire, c'est-à-dire en calculant les segments de droite reliant les points minimums (P_i) .

Ensuite le sous-module logiciel correspondant à l'étape 6 calcule, pour chaque sous-fenêtre (F_j) , l'aire (A_j) délimitée par l'enveloppe

inférieure (C_j) et l'axe des abscisses (valeur nulle du signal) L'aire (A_j) correspond à la surface hachurée sur la figure 5.

Lorsque l'enveloppe inférieure (C_j) est approximée par des segments de droite, ce calcul d'aire (A_j) revient à calculer la somme des
5 aires des trapèzes délimités par deux point minimum (P_i) successifs et l'axe des abscisses.

Dans une autre variante de réalisation, l'aire (A_j) pourrait être délimitée par l'enveloppe inférieure (C_j) et une droite horizontale différente de l'axe des abscisses, et de préférence (mais non nécessairement)
10 positionnée sous l'axe des abscisses, tel que par exemple la droite D en pointillés sur la figure 5. Egalement, dans une autre variante, cette droite D pour le calcul de l'aire (A_j) pourrait être située au dessus de l'axe des abscisses, et notamment passer par le point M_i de plus grande ordonnée (point M10 dans l'exemple particulier de la figure 5).

15 A titre d'exemple non limitatif, le procédé a été testé avec une durée de fenêtre principale valant 64s, et pour la mise en oeuvre de l'étape 6, cette fenêtre principale était découpée en quatre ($m=4$) sous-fenêtres F_1 à F_4 de 16s.

Etape 7 : Calcul des paramètres : AUCmoy et AUCmax

20 Les deux paramètres AUCmoy et AUCmax permettent de mesurer le niveau de douleur.

AUCmoy est égal (ou plus généralement proportionnel) à la moyenne des aires A_j des (m) sous-fenêtres F_j .

AUCmax est égal (ou plus généralement proportionnel) à la valeur
25 de la plus grande des aires A_j calculées pour les (m) sous-fenêtres F_j .

Etape 8 : Décalage, d'un pas temporel valant p secondes ($p \leq n$), de la fenêtre temporelle de n secondes, et réitération du calcul à partir de l'étape 2.

Le pas (p) pour le glissement de la fenêtre principal de calcul et
30 réitération des étapes 2 à 8 influe sur la sensibilité des paramètres AUCmoy et AUCmax, et dépend donc de la sensibilité souhaitée. A titre

indicatif, et en pratique, des résultats très satisfaisants ont été obtenus en choisissant un pas (p) valant 2s.

Dans une autre variante de réalisation, l'étape de filtrage précitée (Etape 3) pourrait être effectuée avant l'étape 2 de sélection, par exemple
5 en continu au fur et à mesure de l'acquisition des échantillons R_{Ri}.
Egalement, dans une autre variante de réalisation, cette étape de filtrage pourrait être réalisée après l'étape de normalisation (étape 4 précitée).

Validation expérimentale

Des essais ont montré que le paramètre AUC_{moy} et le paramètre
10 AUC_{max} étaient chacun corrélés à l'intensité du stimulus douloureux ressenti par un être vivant, ces paramètres permettant ainsi de mesurer l'intensité de la douleur chez un être vivant.

Afin de valider cette corrélation entre les paramètres précités AUC_{moy} et AUC_{max} et le niveau de douleur ressenti, ces paramètres
15 AUC_{moy} et AUC_{max} ont été testés sur une population de parturientes majeures, sans antécédent cardio-vasculaire, diabétique ou neurologique, classées ASA I ou II, devant accoucher à terme et par voie basse sous analgésie péridurale (APD).

Les valeurs calculées AUC_{moy} et AUC_{max} ont été comparées
20 avec les indications de niveau de douleur fournies par les parturientes au moyen d'une échelle visuelle analogique de la douleur (EVA), avant mise en place de la péridurale et après mise en place de la péridurale.

Cette comparaison a permis de démontrer que les paramètres AUC_{moy} et AUC_{max} étaient corrélés avec les indications de niveau de
25 douleur fournies par les parturientes au moyen de l'EVA.

Il ressort plus particulièrement que le paramètre AUC_{max} est le paramètre le plus fiable, et est donc préférentiel.

Les deux paramètres AUC_{max} et AUC_{moy} ont été testés sur des patients conscients, et on a pu constater que de manière avantageuse
30 selon l'invention, ces paramètres sont indépendants de la fréquence respiratoire propre de l'être vivant.

Les deux paramètres AUCmax et AUCmoy ont également été testés avec succès pour l'évaluation de la douleur sur des patients non conscients, sous anesthésie générale dont la fréquence respiratoire était imposée par un mécanisme de ventilation contrôlée. La connaissance en
5 anesthésie générale de ces paramètres permet indirectement de mesurer la composante analgésique de l'anesthésie générale.

L'invention n'est toutefois pas limitée aux deux paramètres particuliers précités AUCmax et AUCmoy, qui ont été donnés uniquement à titre d'exemples préférés.

10 Plus généralement, il a été constaté qu'un élément essentiel de l'invention influant sur le résultat visé (évaluation de la douleur) était le calcul d'un paramètre final à partir de paramètres intermédiaires calculés sur les échantillons RRi compris dans des sous-fenêtre temporelles, par
15 contraste avec une solution (non couverte par l'invention) dans laquelle le paramètre final serait calculé directement sur l'ensemble des échantillons RRi de la fenêtre principale. Dans sa généralité, le procédé de l'invention pourra donc être mis en œuvre avec toute méthode de traitement des
échantillons RRi permettant de calculer un paramètre intermédiaire Aj dans des sous-fenêtres temporelles, le paramètre final corrélé avec
20 l'intensité du stimulus douloureux, étant fonction de ces paramètres intermédiaires.

Egalement, il a été mis en évidence que de manière inattendue le stimulus douloureux influait très sensiblement sur les pics respiratoires (points minimum Pi) ; plus l'intensité de la douleur est importante, et plus
25 l'amplitude des pics dans le signal correspondant aux minimums (Pi) est faible, et peut dans certains cas être quasiment nulle. En revanche, les maximums (Mi) de la courbe ne sont pas sensiblement affectés par le stimulus douloureux. En conséquence, toute méthode de traitement des échantillons RRi dans chaque sous-fenêtre (Fj) permettant de prendre en
30 compte les variations d'amplitude de ces pics (Pi) sera appropriée pour calculer les paramètres intermédiaires dans chaque sous-fenêtre, et

l'invention n'est donc pas limitée au calcul d'aire précédemment décrit et donné à titre uniquement d'exemple. A titre d'exemple non exhaustifs, le calcul des aires (A_j) pourrait être remplacé par le calcul d'un paramètre intermédiaire fonction des amplitudes des pics correspondant aux points minimum (P_i). Egalement, dans une autre variante de réalisation, il est possible de calculer chaque paramètre intermédiaire (A_j) en appliquant sur les échantillons RR_i de la sous-fenêtre (F_j) une transformée en ondelettes, basée sur une ondelette de forme appropriée (par exemple ondelette de Daubechies).

10 Dans les exemples de réalisation qui ont été décrits en référence aux figures annexées, les algorithmes de calcul sont appliqués sur une série RR dont les échantillons (RR_i) caractérisent les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs. Dans une autre variante de réalisation, l'invention peut être mise en oeuvre à partir d'une
15 série RR dont les échantillons (RR_i) caractérisent l'inverse ($1/\delta t_i$) des intervalles de temps (δt_i) entre deux battements cardiaques successifs. Dans ce cas, en appliquant les étapes 1 à 4 précitées, on obtient une courbe inverse de celle de la figure 5, les point P_i devenant des maximums et les point M_i devenant des minimums, et le calcul des aires
20 (A_j) précédemment décrit (étape 6) est réalisé à partir d'une enveloppe supérieure (C_j) reliant les points maximums (P_i).

L'algorithme de calcul qui vient d'être décrit en détail, ainsi que les paramètres qui en découlent, notamment les paramètres AUCmoy et AUCmax, ne sont pas limités en termes d'application à l'évaluation de la
25 douleur chez un être vivant, mais peuvent d'une manière plus générale être utilisés pour mesurer la variabilité du rythme cardiaque chez un être vivant (conscient ou inconscient), et de ce fait pour étudier les effets sur le SNA (Système Nerveux Autonome) de tout stimulus susceptible de modifier l'activité du SNA.

30 Ainsi, l'enseignement précité appliqué à l'évaluation de la douleur, peut être également utilisé et transposé tel quel dans d'autre domaines

d'applications, et en particulier dans le domaine paramédical, pour évaluer le niveau de stress ressenti par un être vivant (conscient ou inconscient).

REVENDICATIONS

1. Système d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque, ledit système comportant des moyens d'acquisition d'un signal cardiaque analogique, des moyens d'échantillonnage de ce signal cardiaque, et des moyens de traitement du signal échantillonné conçus pour construire une série RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RR_i) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement sont en outre conçus pour calculer automatiquement à partir de la série (RR) au moins un paramètre final par un procédé comprenant les étapes suivante :

- sélection (N) d'échantillons (RR_i) dans une fenêtre temporelle principale de durée (n) prédéfinie,
- découpage de cette fenêtre principale en (m) sous-fenêtres (F_j),
- calcul pour chaque sous-fenêtre (F_j) d'un paramètre intermédiaire (A_j) à partir des échantillons (RR_i) compris dans la sous-fenêtre (F_j), et
- calcul d'un paramètre final qui est fonction des paramètres intermédiaires (A_j).

2. Système selon la revendication 1 caractérisé en ce qu'on calcule de manière itérative le paramètre final en décalant la fenêtre temporelle principale d'un pas de durée (p) prédéfinie inférieure à la durée (n) de la fenêtre principale.

3. Système selon la revendication 1 ou la revendication 2 caractérisé en ce que chaque paramètre intermédiaire (A_j) est fonction au moins des minimums (P_i) de la série RR dans la sous-fenêtre (F_j) lorsque les échantillons (RR_j) de la série (RR) représentent les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs, ou est fonction au moins des maximums (P_i) de la série RR dans la sous-fenêtre (F_j) lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent l'inverse ($1/\delta t_i$) des intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs.

4. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 3 caractérisé en ce que la valeur calculée pour le paramètre final (AUC_{max}) est proportionnelle à la valeur maximale des paramètres intermédiaires (A_j).

5. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 3 caractérisé en ce que la valeur calculée pour le paramètre final (AUC_{moy}) est proportionnelle à la moyenne des valeurs des paramètres intermédiaires (A_j).

6. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 5 caractérisé en ce que pour calculer les paramètres intermédiaires (A_j), on détermine une enveloppe (C_j), reliant les points minimums (P_i) détectés lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs, ou reliant les points maximums (P_i) détectés lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent l'inverse ($1/\delta t_i$) des intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements

cardiaques successifs.

7. Système selon la revendication 6 caractérisé en ce que chaque paramètre intermédiaire (A) est fonction d'une aire délimitée par l'enveloppe (Cj).

8. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 7 caractérisé en ce que préalablement au calcul du paramètre, on filtre la série RR au moyen d'un filtre passe-haut présentant une fréquence de coupure f_l supérieure ou égale à 0,1 Hz, et de préférence comprise entre 0,1 Hz et 0,15 Hz.

9. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 8 caractérisé en ce que préalablement au calcul des paramètres intermédiaires (A) dans chaque sous fenêtre (Fj), on normalise les échantillons (RRi) de la série RR sur toute la largeur de la fenêtre principale.

10. Système selon l'une quelconque des revendication 1 à 9 pour l'évaluation de la douleur, le paramètre final calculé caractérisant un niveau de douleur.

11. Système selon l'une quelconque des revendication 1 à 9 pour l'évaluation du stress, le paramètre final calculé caractérisant un niveau de stress.

12. Utilisation du système d'analyse de la revendication 10 pour évaluer la douleur ressentie par un être vivant.

13. Utilisation du système d'analyse selon l'une quelconque des revendications 1 à 9 pour évaluer le stress ressenti par un être vivant.

14. Procédé d'analyse de la variabilité du rythme cardiaque d'un être vivant, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes principales suivantes :

- acquisition d'un signal cardiaque analogique de l'être vivant,
- échantillonnage de ce signal cardiaque au moyen d'un convertisseur analogique/numérique et construction d'une série RR constituée d'une pluralité d'échantillons (RRi) représentant les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs ou l'inverse ($1/\delta t_i$) de ces intervalles de temps,
- traitement de la série RR par :
 - sélection (N) d'échantillons (RRi) dans une fenêtre temporelle principale de durée (n) prédéfinie,
 - découpage de cette fenêtre principale en (m) sous-fenêtres (Fj),
 - calcul pour chaque sous-fenêtre (Fj) d'un paramètre intermédiaire (Aj) à partir des échantillons (RRi) compris dans la sous-fenêtre (Fj), et
 - calcul d'un paramètre final qui est fonction des paramètres intermédiaires (Aj).

15. Procédé selon la revendication 14 caractérisé en ce qu'on calcule de manière itérative le paramètre final en décalant la fenêtre temporelle principale d'un pas de durée (p) prédéfinie inférieure à la durée (n) de la fenêtre principale.

16. Procédé selon la revendication 14 ou la revendication 15 caractérisé en ce que chaque paramètre intermédiaire (A_j) est fonction au moins des minimums (P_i) de la série RR dans la sous-fenêtre (F_j) lorsque les échantillons (RR_j) de la série (RR) représentent les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs, ou est fonction au moins des maximums (P_i) de la série RR dans la sous-fenêtre (F_j) lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent l'inverse ($1/\delta t_i$) des intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs.

17. Procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 16 caractérisé en ce que la valeur calculée pour le paramètre final (AUC_{max}) est proportionnelle à la valeur maximale des paramètres intermédiaires (A_j).

18. Procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 16 caractérisé en ce que la valeur calculée pour le paramètre final (AUC_{moy}) est proportionnelle à la moyenne des valeurs des paramètres intermédiaires (A_j).

19. Procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 18 caractérisé en ce que pour calculer les paramètres intermédiaires (A_j), on détermine une enveloppe (C_j), reliant les points minimums (P_i) détectés lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent les intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs, ou reliant les points maximums (P_i) détectés lorsque les échantillons (RR_i) de la série (RR) représentent l'inverse ($1/\delta t_i$) des intervalles de temps (δt_i) qui séparent deux battements cardiaques successifs.

20. Procédé selon la revendication 19 caractérisé en ce que chaque paramètre intermédiaire (A) est fonction d'une aire délimitée par l'enveloppe (C_j).

21. Procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 20 caractérisé en ce que préalablement au calcul du paramètre, on filtre la série RR au moyen d'un filtre passe-haut présentant une fréquence de coupure f_l supérieure ou égale à 0,1 Hz, et de préférence comprise entre 0,1 Hz et 0,15 Hz.

22. Procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 21 caractérisé en ce que préalablement au calcul des paramètres intermédiaires (A) dans chaque sous fenêtre (F_j), on normalise les échantillons (RR_i) de la série RR sur toute la largeur de la fenêtre principale.

23. Application du procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 22 pour l'évaluation de la douleur ressentie par un être vivant, le paramètre final calculé caractérisant le niveau de douleur.

24. Application du procédé selon l'une quelconque des revendications 14 à 22 pour l'évaluation du stress ressenti par un être vivant, le paramètre final calculé caractérisant le niveau de stress.

1/3

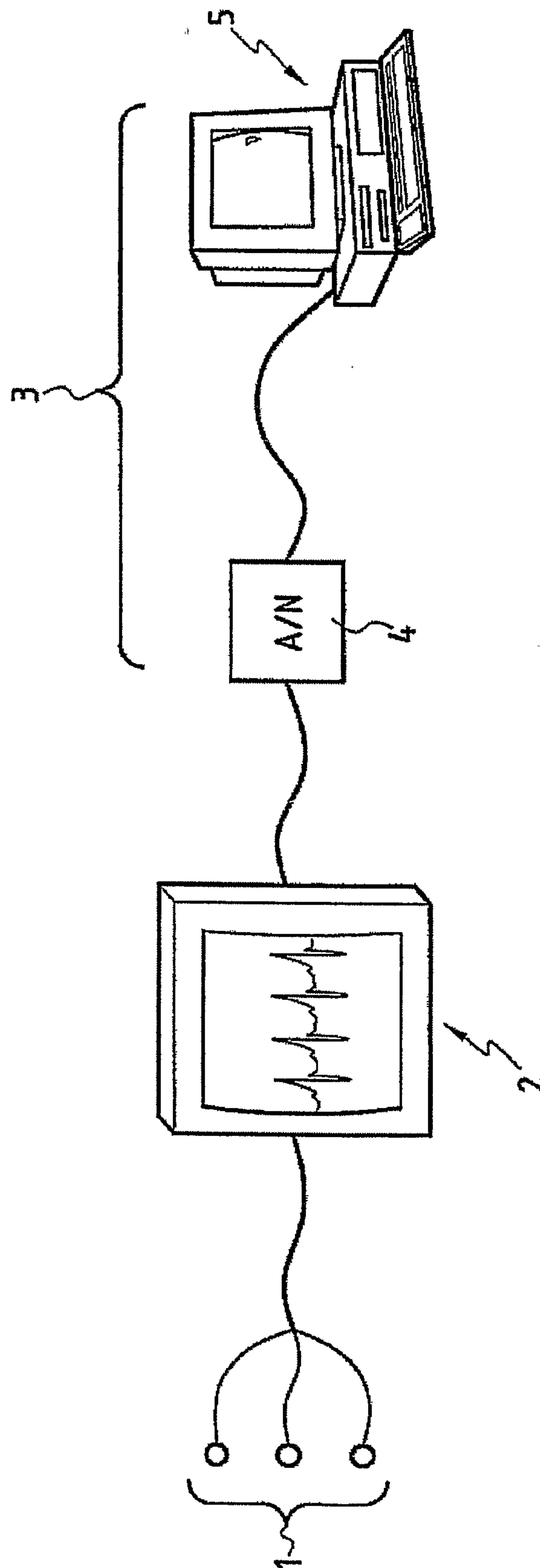


FIG.1

2/3

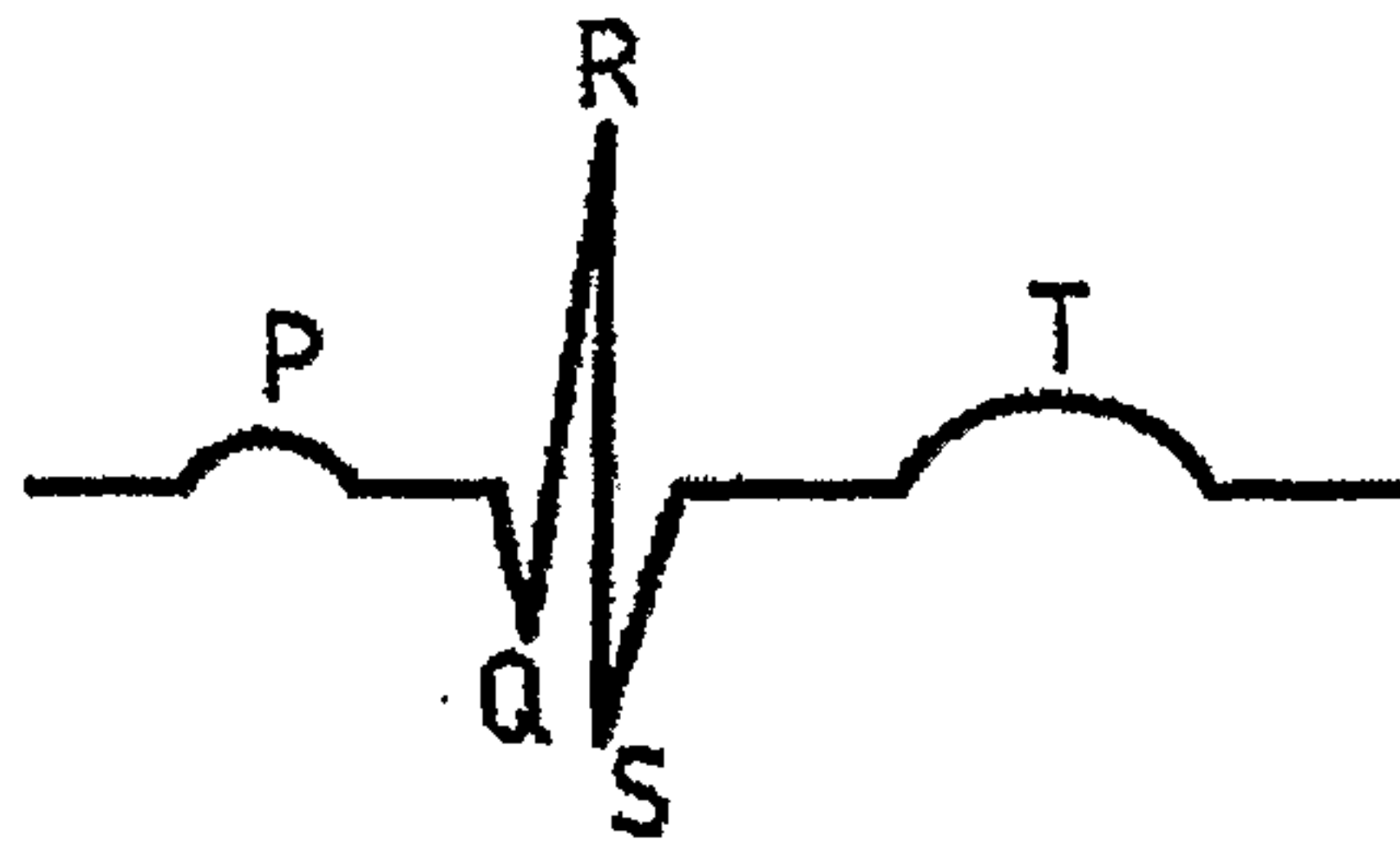


FIG. 2

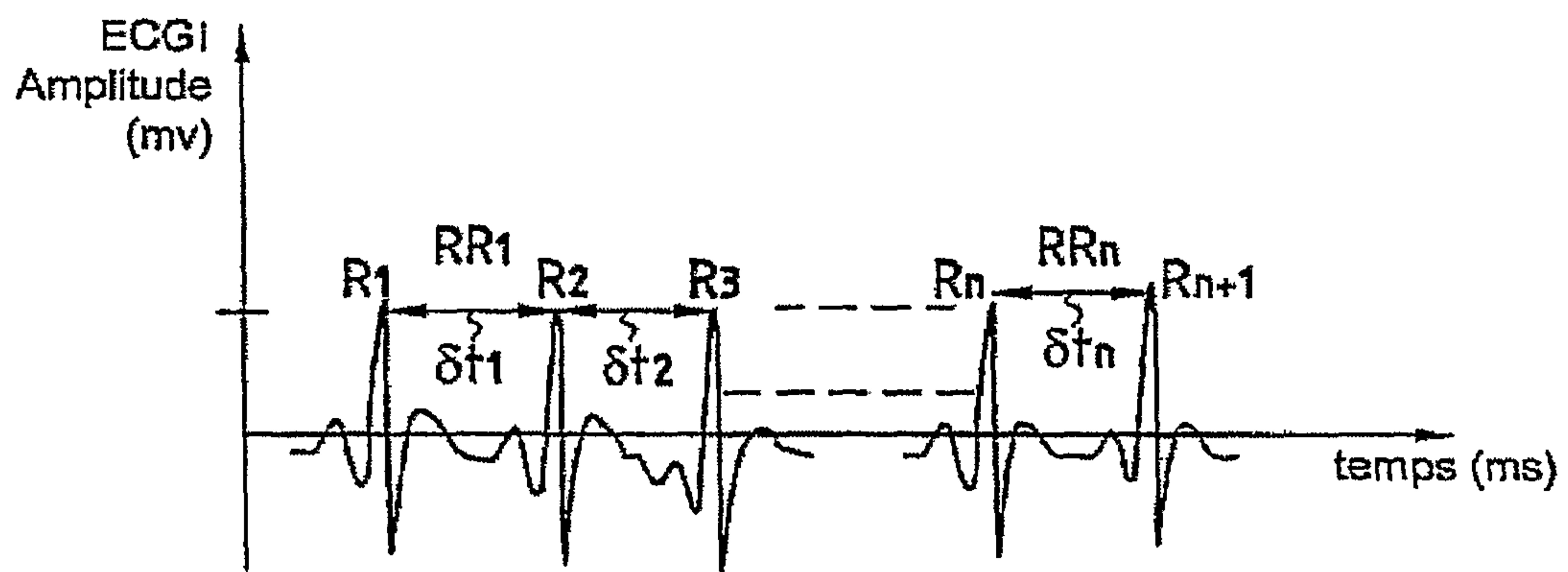


FIG. 3

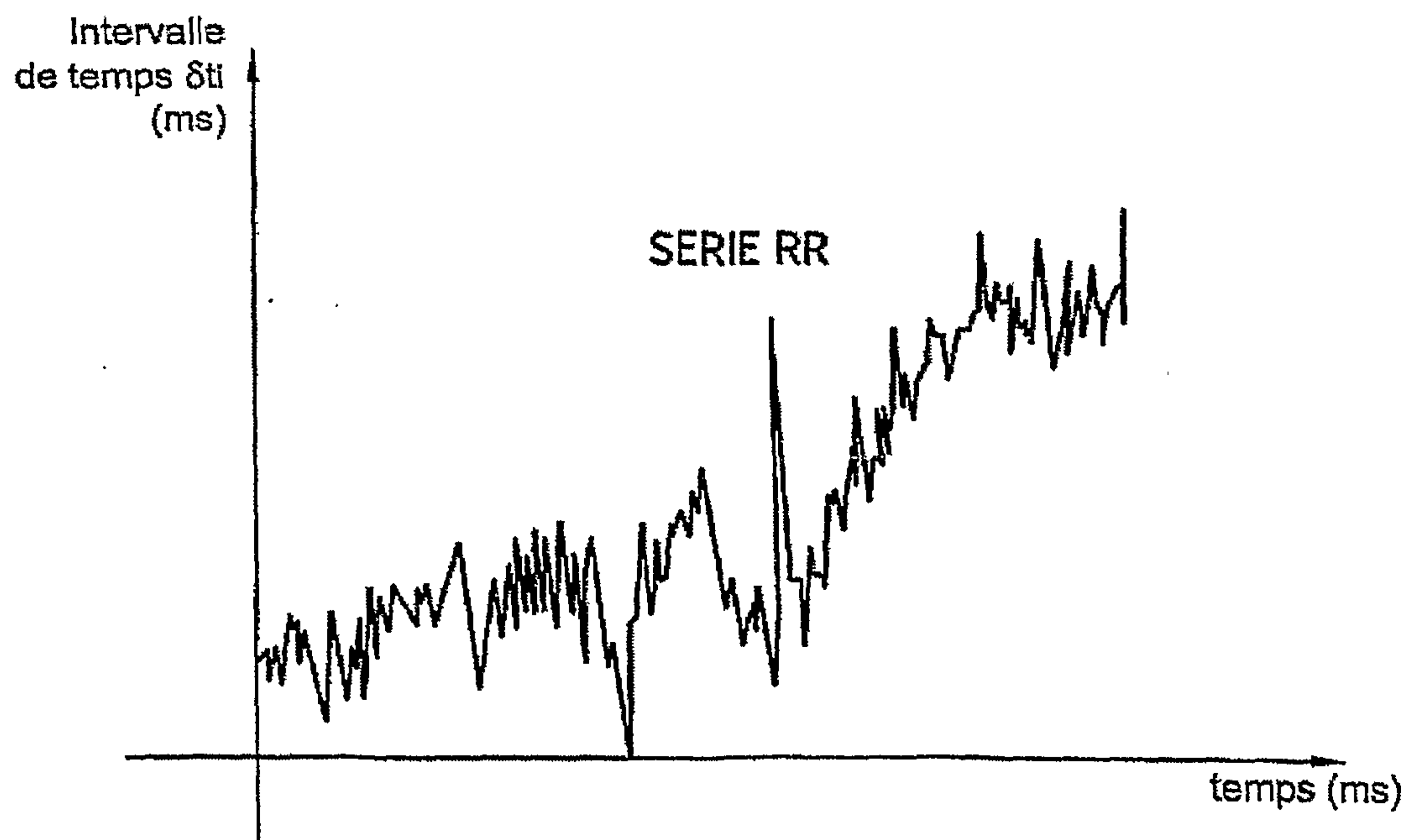


FIG. 4

3/3

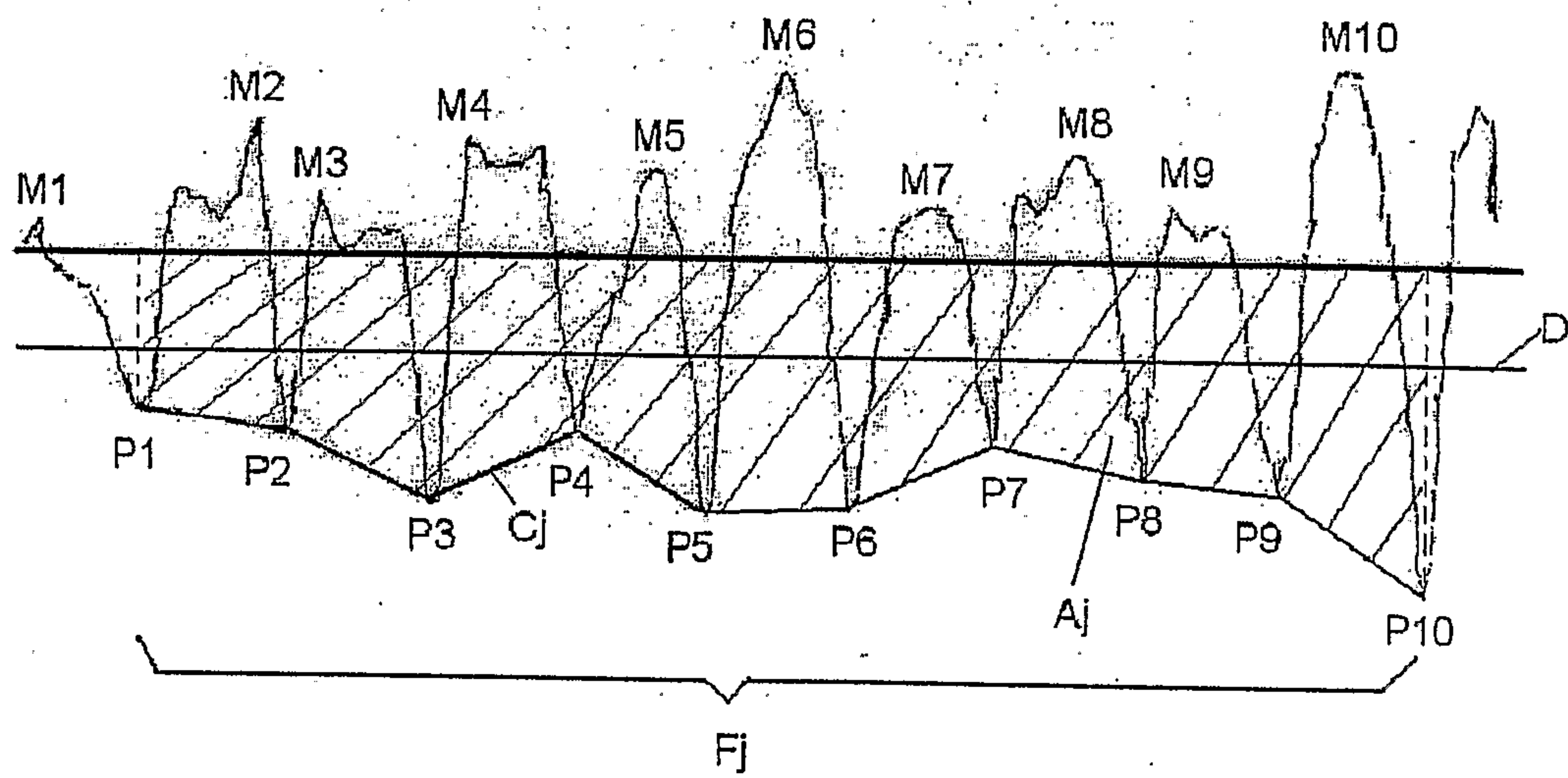


FIG.5

