

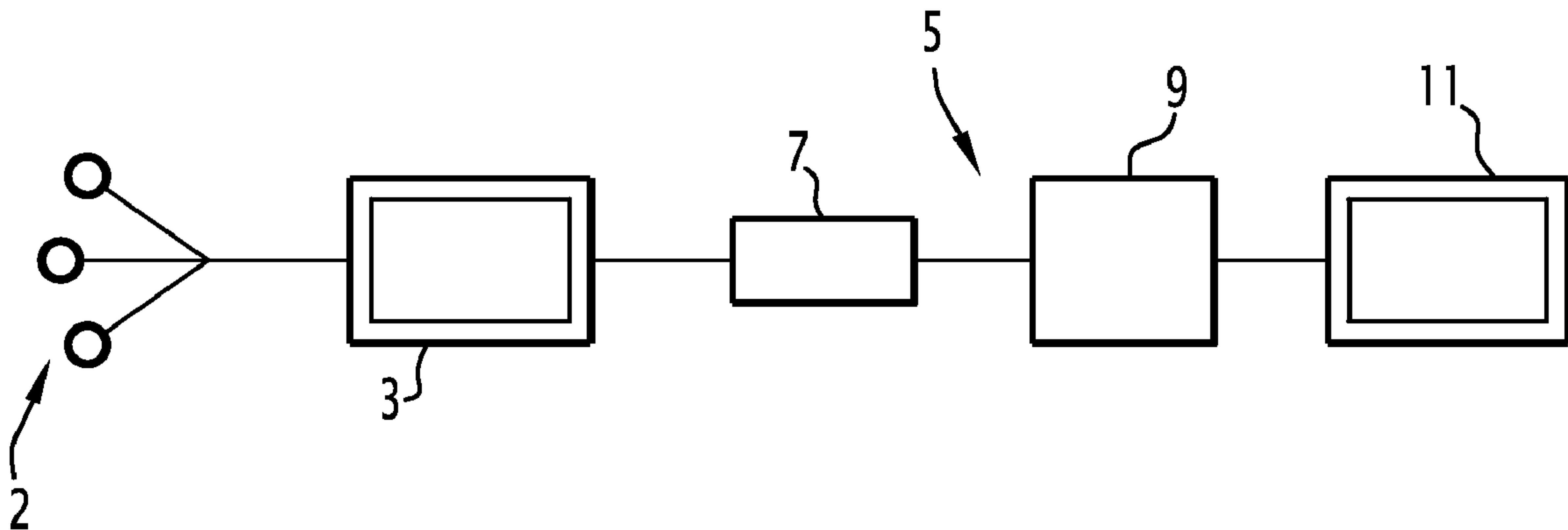


(86) **Date de dépôt PCT/PCT Filing Date:** 2011/04/12
(87) **Date publication PCT/PCT Publication Date:** 2011/10/20
(45) **Date de délivrance/Issue Date:** 2018/07/03
(85) **Entrée phase nationale/National Entry:** 2012/10/11
(86) **N° demande PCT/PCT Application No.:** FR 2011/050828
(87) **N° publication PCT/PCT Publication No.:** 2011/128571
(30) **Priorité/Priority:** 2010/04/13 (FR10 52788)

(51) **Cl.Int./Int.Cl.** **A61B 5/0452** (2006.01),
A61N 1/39 (2006.01), **G06F 17/14** (2006.01)
(72) **Inventeur/Inventor:**
HANUSSE, PATRICK, FR
(73) **Propriétaire/Owner:**
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIC
(C.N.R.S.), FR
(74) **Agent:** SMART & BIGGAR

(54) **Titre : PROCÉDE ET SYSTEME D'ANALYSE DE L'ACTIVITE CARDIAQUE D'UN PATIENT ET APPLICATIONS
CORRESPONDANTES**

(54) **Title: METHOD AND SYSTEM FOR ANALYSING THE CARDIAC ACTIVITY OF A PATIENT AND USES THEREOF**



(57) **Abrégé/Abstract:**

Ce procédé d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient comprend les étapes d'acquisition (20) d'au moins un signal électrique cardiaque comprenant au moins un signal élémentaire correspondant à un battement cardiaque, d'extraction (29), à partir dudit signal élémentaire, d'au moins une onde élémentaire dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase de ladite onde élémentaire, et d'analyse (30) de ladite onde élémentaire, comprenant les étapes de détermination d'une expression d'une équation de phase, formule (I), de ladite onde élémentaire et de détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ de ladite onde élémentaire en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire et sa morphologie, à partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par la formule (II).

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

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
20 octobre 2011 (20.10.2011)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2011/128571 A3

(51) Classification internationale des brevets :
G06F 17/14 (2006.01) *A61B 5/0452* (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2011/050828

(22) Date de dépôt international :
12 avril 2011 (12.04.2011)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
10 52788 13 avril 2010 (13.04.2010) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S)** [FR/FR]; 3, rue Michel
Ange, F-75016 Paris (FR).

(72) Inventeur; et

(75) Inventeur/Déposant (pour US seulement) : **HANUSSE,
Patrick** [FR/FR]; 40 avenue des Erables, F-33600 Pessac
(FR).

(74) Mandataires : **BLOT, Philippe** et al.; Cabinet Lavoix, 2,
place d'Estienne d'Orves, F-75009 Paris (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

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

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : METHOD AND SYSTEM FOR ANALYSING THE CARDIAC ACTIVITY OF A PATIENT AND USES THEREOF

(54) Titre : PROCÉDÉ ET SYSTÈME D'ANALYSE DE L'ACTIVITÉ CARDIAQUE D'UN PATIENT ET APPLICATIONS CORRESPONDANTES

(I)

$$F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$$

(II)

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n}.$$

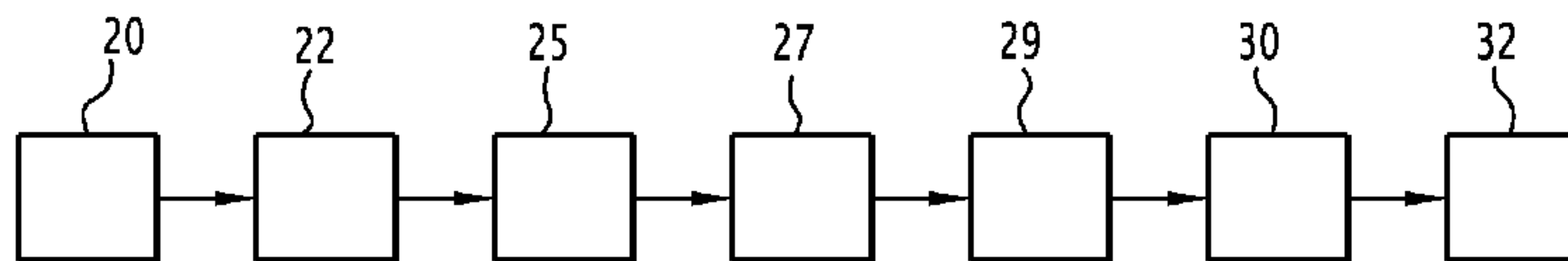


FIG.3

(57) Abstract : The invention relates to a method for analysing the cardiac activity of a patient, comprising the following steps: acquisition (20) of at least one electric cardiac signal including at least one elementary signal corresponding to a heart beat; extraction (29), from the elementary signal, of at least one elementary wave having a general form that can be expressed as $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, in which $\Phi(t)$ is the phase of the elementary wave; and analysis (30) of the elementary wave, comprising steps consisting in determining an expression of a phase equation, formula (I), of the elementary wave and determining an expression of phase $\Phi(t)$ of the elementary wave as a function of parameters measuring the anharmonicity of the elementary wave and the morphology thereof from functions $p\cos_n$ and $p\sin_n$ defined by formula (II).

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2011/128571 A3



— avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues (règle 48.2.h))

(88) Date de publication du rapport de recherche internationale :

12 janvier 2012

Ce procédé d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient comprend les étapes d'acquisition (20) d'au moins un signal électrique cardiaque comprenant au moins un signal élémentaire correspondant à un battement cardiaque, d'extraction (29), à partir dudit signal élémentaire, d'au moins une onde élémentaire dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase de ladite onde élémentaire, et d'analyse (30) de ladite onde élémentaire, comprenant les étapes de détermination d'une expression d'une équation de phase, formule (I), de ladite onde élémentaire et de détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ de ladite onde élémentaire en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire et sa morphologie, à partir des fonctions pcos_n et psin_n définies par la formule (II).

Procédé et système d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient et applications correspondantes

La présente invention concerne un procédé d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient, comprenant les étapes d'acquisition d'au moins un signal électrique cardiaque comprenant au moins un signal élémentaire correspondant à un battement cardiaque, d'extraction, à partir dudit signal élémentaire, d'au moins une onde élémentaire dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase de ladite onde élémentaire, et d'analyse de ladite onde élémentaire, et un système d'analyse correspondant.

Elle concerne également des applications de ceux-ci à un stimulateur et à un défibrillateur cardiaque.

Elle s'applique en particulier au domaine de l'électrocardiographie et à l'analyse d'électrocardiogrammes.

L'électrocardiogramme est la représentation graphique de l'activité du coeur, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps. En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du coeur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dérivations, chaque dérivation correspondant à une ligne de tension réunissant deux électrodes placées en deux points déterminés de la surface du corps et entre lesquelles sont enregistrées des différences de potentiel. Les courbes ainsi enregistrées représentent les courants de dépolarisation et de repolarisation des muscles auriculaires et ventriculaires, qui se répètent de manière quasi-périodique à chaque cycle cardiaque.

Chacune des dérivations correspond à un signal, appelé par la suite signal ECG, comprenant une succession de signaux élémentaires, ou complexe PQRST, représentant chacun un cycle cardiaque complet, se répétant à intervalles de temps réguliers.

Un tel signal élémentaire est composé d'une succession d'ondes élémentaires, positives ou négatives, de part et d'autre d'une ligne dite « isoélectrique » correspondant au repos cardiaque. Ces ondes positives ou négatives résultent de processus physiologiques bien définis, et sont généralement identifiées par les labels standardisés P, Q, R, S et T. L'onde P est générée lors de la dépolarisation de l'oreillette, le complexe QRS représente la dépolarisation du ventricule et l'onde T est générée lors de la repolarisation de ce ventricule.

L'analyse des signaux élémentaires et de leur variabilité permet de détecter d'éventuelles anomalies cardiaques. Cette analyse, longtemps réalisée par la seule lecture du tracé papier du signal, comprend la mesure du rythme cardiaque, généralement déterminé à partir de l'intervalle entre deux ondes R, la mesure des

amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, et de l'intervalle QT.

Des techniques de traitement du signal permettent désormais de réaliser une analyse automatique du signal ECG, et fournissent des résultats synthétiques à partir
5 desquels le médecin peut établir un diagnostic. Cette analyse automatique est généralement effectuée par décomposition du signal ECG en signaux élémentaires, comprenant chacun un complexe PQRST, décomposition de chacun de ces signaux élémentaires en ondes élémentaires (ondes P, Q, R, S et T), puis analyse de chaque onde élémentaire et caractérisation de ces ondes par plusieurs paramètres. Une synthèse
10 de ces paramètres et de leur évolution temporelle est enfin réalisée, et permet de détecter d'éventuelles anomalies.

De nombreuses méthodes d'analyse et de caractérisation d'un signal ECG ont été proposées. En particulier, l'analyse fréquentielle du signal permet de décrire ce signal dans l'espace de Fourier. La décomposition de Fourier consiste en effet à décomposer un
15 signal périodique de fréquence f en une somme infinie de fonctions sinusoïdales de fréquences multiples de f , pondérées par les coefficients de Fourier. Ces coefficients de Fourier, qui constituent un codage du signal analysé, sont des paramètres caractéristiques de ce signal. En pratique, le nombre de coefficients de Fourier conservés est limité, et seuls les premiers termes de la décomposition de Fourier sont gardés. Ces
20 termes doivent cependant être en nombre suffisant pour que le signal synthétisé à partir du codage soit aussi proche que possible du signal d'origine.

Or, le signal ECG est un signal fortement anharmonique, c'est-à-dire non-linéaire, et la décomposition de Fourier de ce signal nécessite de conserver un grand nombre de coefficients, coefficients auxquels il est difficile de donner un sens physique. De plus,
25 cette décomposition, si elle permet de décrire la répartition des composantes fréquentielles du signal, ne renseigne nullement sur les instants de l'apparition de celles-ci, et ne permet pas de caractériser les différentes ondes (onde P, complexe QRS, onde T...) du signal et leur forme.

Cet inconvénient peut être pallié par une modélisation du signal ECG obtenue par
30 décomposition de ce signal en une somme d'ondelettes ou de gaussiennes. Cependant, cette méthode nécessite également la détermination d'un très grand nombre de paramètres pour que la modélisation soit de qualité suffisante. Par ailleurs, les ondes P et T, difficilement assimilables à des gaussiennes, sont généralement mal modélisées.

On connaît par ailleurs du document « A dynamical model for generating
35 electrocardiogram signals » (McSharry et al., IEEE Transactions on Biomedical Engineering 50(3) : 289-294, Mars 2003), une méthode de modélisation de signaux ECG

permettant de générer des signaux ECG à partir de paramètres statistiques tels que la moyenne et l'écart-type du rythme cardiaque, et de paramètres de morphologie relatifs notamment à la morphologie du complexe PQRST.

5 Cependant, cette méthode ne permet pas d'analyser directement un signal ECG. De plus, elle repose sur des calculs complexes, nécessitant d'effectuer une intégration numérique complète pour chaque jeu de paramètres fixé.

10 L'invention a donc pour but de permettre l'analyse des formes d'onde de signaux d'activité cardiaque, au moyen d'un petit nombre de paramètres, par rapport au nombre de paramètres nécessaires à l'analyse par série de Fourier ou à la décomposition en ondelettes ou en gaussiennes, lesdits paramètres étant porteurs d'un sens physique et constituant une signature simple et explicite de la forme de ces signaux.

A cet effet, l'invention a pour objet un procédé d'analyse du type précité, caractérisé en ce que l'analyse de ladite onde élémentaire comprend les étapes suivantes :

15 -détermination d'une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$ de ladite onde élémentaire ; et

-détermination d'une expression de la phase $\Phi(t)$ de ladite onde élémentaire en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire et sa morphologie, à partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par :

20
$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n} .$$

Le procédé selon l'invention comporte également les caractéristiques suivantes, prises séparément ou en combinaison :

- l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1+r^2+2r\cos(\Phi)}{1-r^2},$$

25 dans laquelle r , variant dans $[0,1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire ;

- l'onde élémentaire est exprimée au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r)$$

30 où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h\sin$ et $h\cos$ étant définies par :

$$h\cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1+r^2)\cos(t) - 2r}{1+r^2 - 2r\cos(t)} \text{ et } h\sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1-r^2)\sin(t)}{1+r^2 - 2r\cos(t)} ;$$

4

- l'équation de phase est exprimée sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques.

- l'expression de la phase $\Phi(t)$ est déterminée sous la forme :

$$5 \quad t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définies par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \quad \text{et} \quad p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k}$$

10 Ainsi réalisé, le procédé selon l'invention permet d'analyser les signaux ECG et de caractériser ces signaux au moyen d'un petit nombre de paramètres, par rapport aux procédés de décomposition selon l'état de la technique. De plus, ces paramètres ont un sens physique, et sont caractéristiques des formes d'onde des complexes PQRST.

15 Selon un autre aspect, l'invention a également pour objet un système d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient comprenant des moyens pour acquérir au moins un signal électrique cardiaque comprenant au moins un signal élémentaire correspondant à un battement cardiaque, des moyens pour extraire à partir dudit signal élémentaire au moins une onde élémentaire dont la forme générale peut être exprimée par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase de ladite onde élémentaire et des moyens pour analyser ladite onde élémentaire, caractérisé en ce que les moyens pour analyser ladite onde élémentaire comprennent :

20 - des moyens pour déterminer une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$

de ladite onde élémentaire ; et

- des moyens pour déterminer une expression de la phase $\Phi(t)$ de ladite onde élémentaire en fonction de paramètres mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire et sa morphologie, à partir des fonctions $p \cos_n$ et $p \sin_n$ définies par :

$$25 \quad p \cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \quad \text{et} \quad p \sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n}.$$

Le système selon l'invention comporte également les caractéristiques suivantes, prises séparément ou en combinaison :

- le système d'analyse comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1+r^2+2r\cos(\Phi)}{1-r^2},$$

dans laquelle r , variant dans $[0,1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire ;

- 5 - le système d'analyse comporte des moyens pour exprimer l'onde élémentaire au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h \sin$ et $h \cos$ étant définies par :

$$h \cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1+r^2)\cos(t) - 2r}{1+r^2 - 2r\cos(t)} \text{ et } h \sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1-r^2)\sin(t)}{1+r^2 - 2r\cos(t)} ;$$

- 10 - le système d'analyse comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques ;

- le système d'analyse comporte des moyens pour exprimer la phase $\Phi(t)$ sous la forme :

$$15 \quad t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définies par :

$$p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k}.$$

- 20 Selon d'autres aspects, l'invention a également pour objet un stimulateur cardiaque comprenant un système d'analyse de l'activité cardiaque selon l'invention et un défibrillateur cardiaque comprenant un système d'analyse de l'activité cardiaque selon l'invention.

L'invention sera mieux comprise au regard d'un exemple de réalisation de l'invention qui va maintenant être décrit en faisant référence aux figures annexées parmi lesquelles :

- 25 - la figure 1 illustre un complexe PQRST d'un signal ECG ;
- la figure 2 représente de manière schématique le système selon un mode de réalisation de l'invention ; et
- la figure 3 est un schéma synoptique illustrant le procédé selon un mode de réalisation de l'invention.

6

On a représenté sur la figure 1 un tracé illustrant la forme d'un signal élémentaire 1 d'un signal ECG, comprenant un complexe PRQST. Sur ce tracé, le temps est représenté en abscisse, et la tension en ordonnée. On reconnaît sur ce tracé l'onde P, le complexe QRS, et l'onde T, générés lors d'un battement cardiaque.

5 On a représenté sur la figure 2 un système d'acquisition et d'analyse de signaux cardiaques.

Ce système comporte des moyens d'acquisition de signaux ECG, comprenant une pluralité d'électrodes 2 de mesure, placées en différents endroits du corps d'un patient, et reliées à un moniteur électrocardiographique 3 (appelé également moniteur ECG).

10 Ce système comporte également des moyens 5 de traitement et d'analyse de signaux ECG, comprenant un convertisseur analogique/numérique 7 et des moyens 9 d'analyse de signaux numériques, par exemple un processeur. L'entrée du convertisseur 7 est reliée à une sortie du moniteur ECG 3, et l'entrée du processeur 9 est reliée à la sortie du convertisseur 7.

15 Le système comporte par ailleurs un moniteur 11, relié à une sortie du processeur 9.

Les électrodes 2 de mesure sont aptes à recevoir, lorsqu'elles sont placées sur le corps du patient, les signaux électriques générés dans le cœur, dont l'amplitude est de l'ordre du millivolt. L'ensemble des électrodes permet de recevoir les signaux des multiples dérivations, généralement au nombre de six ou douze.

20 Le moniteur ECG 3 est apte à afficher, au fur et à mesure de leur acquisition par les électrodes 1, les signaux ECG, sous la forme de courbes représentant en abscisse le temps, par exemple avec une échelle de 25 mm/s, et en ordonnée la tension, par exemple avec une échelle de 1 cm/mV. Ces courbes sont quasi-périodiques, chaque période correspondant à un battement cardiaque, et leur forme est variable suivant la dérivation considérée. La figure 1 représente ainsi la forme du signal d'une de ces dérivations, sur une période correspondant à un battement cardiaque.

Le moniteur 3 est également apte à délivrer en sortie des signaux analogiques, correspondant aux signaux ECG perçus par les électrodes.

30 Le convertisseur analogique/numérique 7 est apte à numériser un signal ECG analogique, par échantillonnage de ce signal avec une fréquence d'échantillonnage prédéterminée, par exemple 256 Hz.

Le processeur 9 est apte à filtrer un signal ECG numérique, à analyser ce signal de manière à en extraire des paramètres caractéristiques de la forme de ce signal et du rythme cardiaque, et à réaliser une synthèse de ces paramètres.

35

La figure 3 est un schéma synoptique illustrant l'acquisition et l'analyse d'un signal d'activité cardiaque au moyen du système décrit en référence à la figure 2, selon un mode de réalisation de l'invention.

5 Dans une première étape 20 d'acquisition, les signaux électriques générés par l'activité cardiaque sont perçus par les électrodes 2, et transmis au moniteur ECG 3, sous la forme de signaux analogiques. Le moniteur ECG 3 affiche, au fur et à mesure de leur réception, plusieurs courbes représentant ces signaux. Cet affichage permet notamment à un praticien de s'assurer de la bonne acquisition des signaux.

10 Les signaux perçus par les électrodes 2 sont au nombre de douze par exemple, chacun de ces signaux correspondant à une dérivation particulière. Le procédé selon l'invention permet d'analyser chacune de ces dérivations, mais on ne détaillera dans la suite de la description que l'analyse d'une seule de ces dérivations. Ainsi, dans la suite de la description, on désignera par « signal ECG » un signal associé à l'une de ces dérivations.

15 Dans une étape 22 de numérisation, le moniteur ECG 3 transmet le signal ECG analogique au convertisseur analogique/numérique 7 qui numérise ce signal, par échantillonnage et quantification.

Le signal ECG numérique obtenu à l'issue de l'étape 22 est transmis au processeur 9, qui analyse ce signal afin d'en extraire des paramètres caractéristiques.

20 Ce signal est composé d'une succession de signaux élémentaires 1, correspondant chacun à un battement cardiaque, et formant un complexe PQRST. Il n'est cependant pas rigoureusement périodique, en raison notamment de la variabilité du rythme cardiaque et de la forme du complexe QRS. Par ailleurs, ce signal n'est pas dû à la seule activité électrique du cœur. En effet, l'activité des muscles autres que cardiaques, notamment les muscles respiratoires, et les interférences d'appareils électriques, par exemple les moniteurs 3 et 11, génèrent des signaux parasites de hautes et de basses fréquences qui sont également reçus par les électrodes 2.

Ainsi, dans une étape 25, un filtrage numérique est appliqué au signal ECG numérique, de manière à éliminer ces signaux parasites.

30 Dans une étape 27, le signal ECG filtré est décomposé en signaux élémentaires $Y(t)$, comprenant chacun un complexe PQRST, au moyen de méthodes connues, par exemple par détection de l'onde R, qui est généralement l'onde la plus fine et la plus ample du complexe PQRST. Lors de cette décomposition, le rythme cardiaque et sa variabilité sont déterminés, par calcul des différents intervalles de temps séparant les ondes P successives du signal.

8

Puis, le processeur 9 analyse chacun des signaux élémentaires $Y(t)$, et en particulier la morphologie des complexes PQRST.

A cette fin, chaque signal élémentaire est analysé et décomposé dans une étape 29 en une somme d'ondes élémentaires correspondant chacune à une onde P, Q, R, S ou T du signal élémentaire $Y(t)$.

Chaque signal élémentaire $Y(t)$ est ainsi décrit par :

$$Y(t) = x_P(t - t_P) + x_Q(t - t_Q) + x_R(t - t_R) + x_S(t - t_S) + x_T(t - t_T)$$

où x_P , x_Q , x_R , x_S et x_T désignent respectivement les ondes P, Q, R, S et T, et t_P , t_Q , t_R , t_S et t_T désignent les origines temporelles de ces ondes, c'est-à-dire les instants auxquels ces ondes apparaissent dans le signal élémentaire.

Chacune des ondes élémentaires est alors analysée dans une étape 30, et caractérisée par un petit nombre de paramètres. L'analyse de chacune de ces ondes est réalisée selon les mêmes étapes. Ainsi, on désignera par $x(t)$, dans la suite de la description, une onde élémentaire, quel que soit son type, et on supposera que son origine temporelle est à l'instant $t=0$.

Chaque onde élémentaire $x(t)$ est un signal anharmonique, qui peut être décrit sous la forme suivante :

$$x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t)) \quad (1)$$

dans laquelle toute la dépendance temporelle est contenue dans la fonction de phase Φ .

Cette onde élémentaire $x(t)$ est considérée comme un signal périodique de période T , T étant la période du rythme cardiaque mesurée localement. Dans la suite de la description, on considèrera une période normalisée de valeur 2π .

Dans un signal anharmonique, la principale contribution à l'anharmonicité provient de la brisure de symétrie de la dynamique de phase. Ainsi, toute l'information dynamique pertinente est exprimée par la dynamique de phase. Lors de l'analyse de l'onde $x(t)$, il convient donc d'étudier cette phase $\Phi(t)$, et en particulier la dynamique de phase exprimée par la fonction F , dérivée de la fonction Φ par rapport au temps t :

$$F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2)$$

Ainsi, la morphologie de l'onde $x(t)$ est complètement déterminée par la connaissance de F .

Lors de l'étape d'analyse 30 du procédé selon l'invention, il convient donc de décrire cette fonction F au moyen d'un très petit nombre de paramètres. On entendra par petit nombre de paramètres un nombre de paramètres réduit par rapport au nombre de

paramètres nécessaire à la décomposition de la même fonction, au moyen des séries de Fourier, avec un niveau de précision équivalent.

Cette étape d'analyse 30 comprend ainsi une première étape consistant à exprimer la phase Φ , et en particulier la fonction F , dérivée de Φ par rapport au temps.

5 Dans le cas le plus simple, et pour une onde de période 2π , la dynamique de phase peut être écrite sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{1+r^2+2r\cos(\Phi)}{1-r^2} \quad (3)$$

appelée équation de phase.

La fonction F présente dans ce cas une symétrie de réflexion par rapport à l'axe $\Phi=0$. Cette expression de la dynamique de phase ne contient qu'un seul paramètre, r , qui
10 varie dans l'intervalle $[0,1]$. La limite $r=0$ correspond à une onde harmonique, la limite $r=1$ à une onde infiniment anharmonique.

L'onde $x(t)$, qui peut être écrite sous la forme :

$$x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t, r) - \Phi_0) \quad (4)$$

où Φ_0 est une origine de phase, est décomposée et réécrite sous une forme faisant intervenir les paramètres r et Φ_0 :

$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r) \quad (5)$$

15 avec $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, et dans laquelle on a défini les fonctions $h\cos$ et $h\sin$ suivantes :

$$h\cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1+r^2)\cos(t) - 2r}{1+r^2 - 2r\cos(t)} \quad (6)$$

$$h\sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1-r^2)\sin(t)}{1+r^2 - 2r\cos(t)} \quad (7)$$

Ainsi, la décomposition de l'onde $x(t)$ fait intervenir seulement deux paramètres, r et Φ_0 .

r , appelé paramètre d'anharmonicité, mesure le degré d'anharmonicité de l'onde,
20 la limite $r=0$ correspond à une onde harmonique, la limite $r=1$ à une onde infiniment anharmonique. Par ailleurs, le paramètre Φ_0 , qui définit la composition de l'onde dans les deux fonctions $h\cos$ et $h\sin$, est un paramètre de morphologie, qui correspond à l'angle de symétrie de réflexion de la dynamique de phase.

25 Dans le cas général, c'est-à-dire pour une onde périodique quelconque, l'équation de phase peut s'écrire sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P_n(\Phi)}{Q_m(\Phi)} \quad (8)$$

dans laquelle P_n et Q_m sont des polynômes trigonométriques de degrés respectifs n et m .
La forme générale d'un polynôme trigonométrique de degré n est :

$$P_n(\Phi) = a_0 + \sum_{k=1}^n a_k \cos(k\Phi) + b_k \sin(k\Phi) \quad (9)$$

L'analyse de l'onde $x(t)$ comprend donc la détermination d'une expression de Φ faisant intervenir un petit nombre de paramètres, ce qui permet de déterminer une
5 expression de l'onde $x(t)$ en fonction de ces paramètres.

Avantageusement, l'équation de phase (2) peut être réécrite sous la forme :

$$\frac{1}{F(\Phi)} = \frac{dt}{d\Phi} = \frac{Q_m(\Phi)}{P_n(\Phi)} \quad (10)$$

La factorisation du polynôme $P_n(\Phi)$ permet de transformer $\frac{1}{F(\Phi)}$ en une somme
de termes simples, ce qui permet de réécrire l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{dt}{d\Phi} = a_0 + \sum_{k=1}^n \frac{a_k \cos(\Phi - p_k) + b_k \sin(\Phi + p_k)}{(1 + r_k^2 - 2r_k \cos(\Phi + p_k))} \quad (11)$$

dans laquelle les paramètres r_k , compris entre 0 et 1, mesurent l'anharmonicité de l'onde
10 $x(t)$, et les paramètres p_k caractérisent sa morphologie.

La période T de l'onde peut être déterminée en intégrant cette équation par rapport à Φ , entre 0 et 2π :

$$T = \int_{\Phi=0}^{\Phi=2\pi} \frac{d\Phi}{F(\Phi)} = 2\pi \left(a_0 + \sum_k \frac{r_k a_k}{1 - r_k^2} \right) \quad (12)$$

A partir de ce résultat, et des contraintes selon lesquelles la période est égale à 2π
et l'onde est harmonique lorsque les coefficients r_k sont tous nuls, l'équation de phase
15 peut être exprimée ainsi :

$$\frac{dt}{d\Phi} = 1 + \sum_{k=1}^n D_k(\Phi - p_k) \quad (13)$$

Où la fonction D_k est définie par :

$$D_k : \Phi \rightarrow \frac{r_k (a_k \cos(\Phi) + b_k \sin(\Phi) - a_k)}{(1 + r_k^2 - 2r_k \cos(\Phi))} \quad (14)$$

Et vérifie :

$$\int_{\Phi=0}^{\Phi=2\pi} D_k(\Phi) d\Phi = 0 \quad (15)$$

La définition des fonctions des fonctions polycos et polysin, notées $p\cos_n$ et $p\sin_n$, qui s'expriment par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \quad (16)$$

$$p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n} \quad (17)$$

et possèdent entre autre les propriétés suivantes :

$$p\cos_0(t, r) = \frac{r(\cos(t) - r)}{1 + r^2 - 2r\cos(t)} \quad (18)$$

$$p\sin_0(t, r) = \frac{r \sin(t)}{1 + r^2 - 2r\cos(t)} \quad (19)$$

$$p\cos_1(t, r) = -\frac{1}{2} \ln(1 + r^2 - 2r\cos(t)) \quad (20)$$

$$p\sin_1(t, r) = \tan^{-1} \left(\frac{r \sin(t)}{1 - r\cos(t)} \right) \quad (21)$$

permet de réécrire l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{dt}{d\Phi} = 1 + \sum_{k=1}^n a_k p\cos_0(\Phi - p_k, r_k) + b_k p\sin_0(\Phi - p_k, r_k) \quad (22)$$

- 5 La résolution de cette équation permet d'accéder à une expression analytique de $t(\Phi)$, qui s'exprime par :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p\sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p\cos_1(\Phi - p_k, r_k) \quad (23)$$

- 10 Le temps t est donc exprimé en fonction de la phase Φ , et de manière duale la phase Φ est exprimée en fonction du temps t , à l'aide de paramètres indépendants clairement définis, qui mesurent l'anharmonicité (paramètres r ou r_k), et la morphologie (paramètres Φ_0 ou p_k).

- 15 Ainsi, lors de l'étape 30 d'analyse, le processeur 9 code chaque onde élémentaire $x(t)$ au moyen d'un petit nombre de paramètres. Selon un mode de réalisation, chaque onde élémentaire $x(t)$ est décrite de manière quasi-exacte par une amplitude, une harmonicité r et une morphologie Φ_0 . Selon un autre mode de réalisation, chaque onde élémentaire $x(t)$ est décrit de manière encore plus précise par deux couples de paramètres (r_1, p_1) et (r_2, p_2) , complétés de leurs poids respectifs.

Chacune des ondes élémentaires, donc chacun des complexes PQRS du signal ECG, est donc caractérisée par un nombre restreint de paramètres, porteurs d'un sens physique car représentatifs de la non-linéarité et de la morphologie de ces complexes.

Dans une étape 32, le processeur 9 synthétise les paramètres du signal ECG déterminés lors des étapes 27 et 29, c'est-à-dire le rythme cardiaque et les paramètres d'harmonicité et de morphologie, en déterminant notamment la moyenne et l'écart-type de chacun de ces paramètres sur l'ensemble du signal ECG. Ces valeurs sont affichées sur le moniteur 11, et peuvent servir de base à un diagnostic, par un praticien ou automatique, par comparaison des ces valeurs avec des valeurs tabulées correspondant à des anomalies cardiaques particulières.

Le procédé selon l'invention permet ainsi d'analyser l'activité cardiaque, et d'extraire des signaux électriques générés par l'activité cardiaque un nombre restreint de paramètres, permettant une représentation compacte et pertinente de la forme d'onde de ces signaux.

Il devra toutefois être compris que l'exemple de réalisation présenté ci-dessus n'est pas limitatif.

Notamment, selon un autre mode de réalisation, le signal d'activité cardiaque est un électrogramme, recueilli par des électrodes placées sur des sondes endocavitaires.

Le système et le procédé selon l'invention peuvent ainsi être mis en œuvre dans un stimulateur ou un défibrillateur implanté, l'analyse continue des signaux d'activité cardiaque selon l'invention permettant une détection automatique de potentielles anomalies, et le déclenchement d'une stimulation du cœur.

Bien entendu, d'autres modes de réalisation peuvent être envisagés.

13
REVENDICATIONS

1.- Système d'analyse de l'activité cardiaque d'un patient, le système comprenant :

- 5
- des moyens pour acquérir au moins un signal électrique cardiaque comprenant au moins un signal élémentaire correspondant à un battement cardiaque,
 - des moyens pour extraire à partir dudit signal élémentaire au moins une onde élémentaire (P, Q, R, S, T) dont la forme générale peut être exprimée
- 10 par $x(t) = x_0 + x_1 \cos(\Phi(t))$, où $\Phi(t)$ est la phase de ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T) et
- des moyens pour analyser ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T), où les moyens pour analyser ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T) comprennent :
- 15
- des moyens pour déterminer une expression d'une équation de phase $F(\Phi) = \frac{d\Phi}{dt}$ de ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T) ; et
 - des moyens pour déterminer une expression de la phase $\Phi(t)$ de ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T) en fonction de paramètres (r, r_k, Φ_0, p_k) mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T) et sa morphologie, à
- 20 partir des fonctions $p\cos_n$ et $p\sin_n$ définies par :

$$p\cos_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k^n} \text{ et } p\sin_n(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k^n}.$$

2.- Système d'analyse de l'activité cardiaque selon la revendication 1, qui comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$\frac{d\Phi}{dt} = \frac{1 + r^2 + 2r \cos(\Phi)}{1 - r^2},$$

25 dans laquelle r , variant dans $[0, 1]$, est un paramètre mesurant l'anharmonicité de ladite onde élémentaire (P, Q, R, S, T).

3.- Système d'analyse de l'activité cardiaque selon la revendication 2, qui comporte des moyens pour exprimer l'onde élémentaire $x(t)$ au moyen de deux paramètres r et Φ_0 , sous la forme :

30
$$x(t) = x_0 + a_1 h \sin(t, r) + b_1 h \cos(t, r)$$

où $a_1 = x_1 \cos(\Phi_0)$ et $b_1 = -x_1 \sin(\Phi_0)$, les fonctions $h\sin$ et $h\cos$ étant définies par :

$$h \cos : (t, r) \rightarrow \frac{(1+r^2)\cos(t) - 2r}{1+r^2 - 2r\cos(t)} \text{ et } h \sin : (t, r) \rightarrow \frac{(1-r^2)\sin(t)}{1+r^2 - 2r\cos(t)}.$$

- 4.- Système d'analyse de l'activité cardiaque selon la revendication 3, qui comporte des moyens pour exprimer l'équation de phase sous la forme :

$$F(\Phi) = \frac{P(\Phi)}{Q(\Phi)},$$

5 dans laquelle $P(\Phi)$ et $Q(\Phi)$ sont des polynômes trigonométriques.

- 5.- Système d'analyse de l'activité cardiaque selon la revendication 4, qui comporte des moyens pour exprimer la phase $\Phi(t)$ sous la forme :

$$t(\Phi) = \Phi + \sum_{k=1}^n a_k p \sin_1(\Phi - p_k, r_k) - b_k p \cos_1(\Phi - p_k, r_k)$$

dans laquelle les fonctions $p \sin_1$ et $p \cos_1$ sont définies par :

$$10 \quad p \cos_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \cos(kt) \frac{r^k}{k} \text{ et } p \sin_1(t, r) = \sum_{k=1}^{\infty} \sin(kt) \frac{r^k}{k}.$$

- 6.- Stimulateur cardiaque comprenant un système d'analyse de l'activité cardiaque selon l'une quelconque des revendications 1 à 5.

- 15 7.- Défibrillateur cardiaque comprenant un système d'analyse de l'activité cardiaque selon l'une quelconque des revendications 1 à 5.

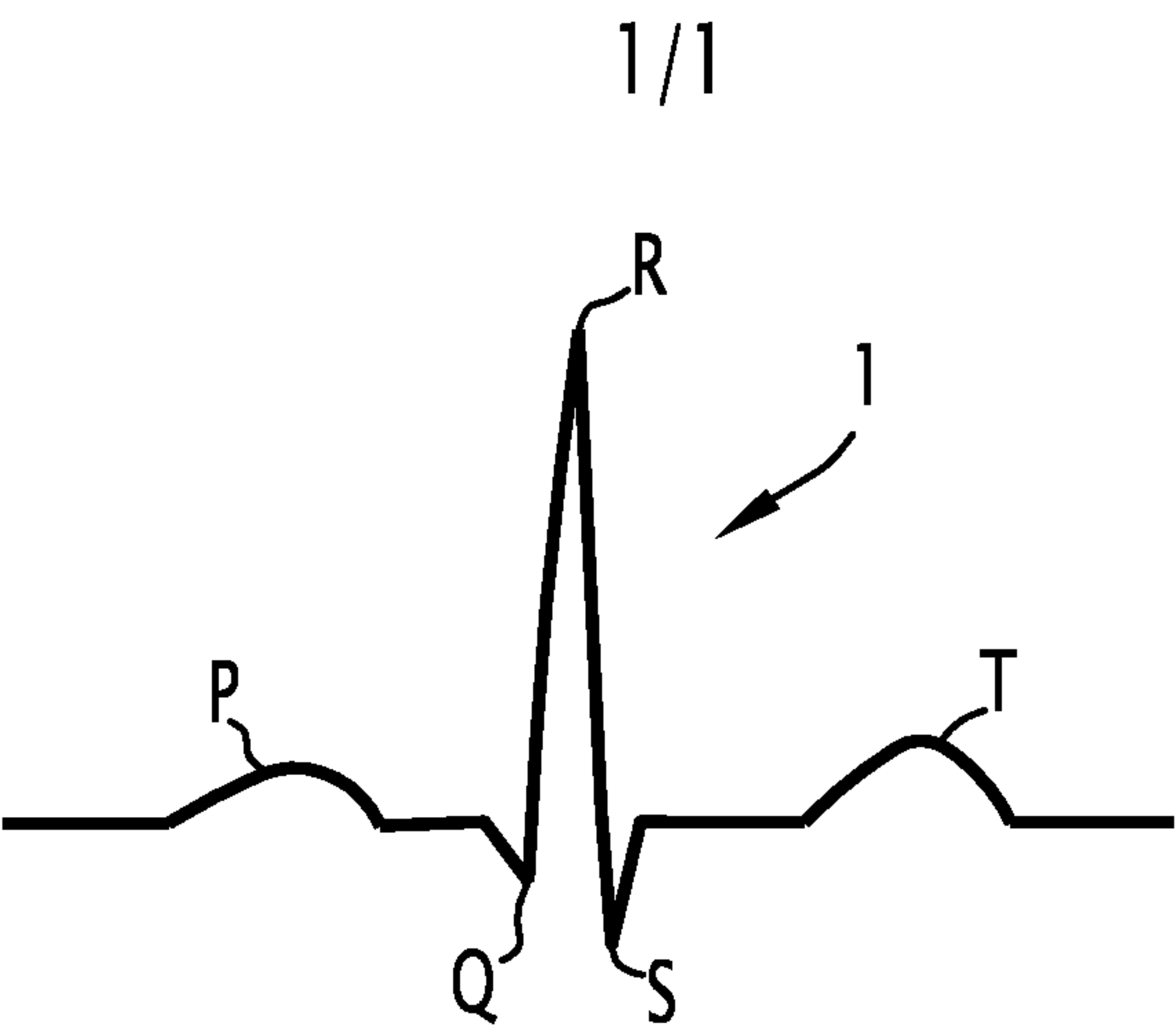


FIG.1

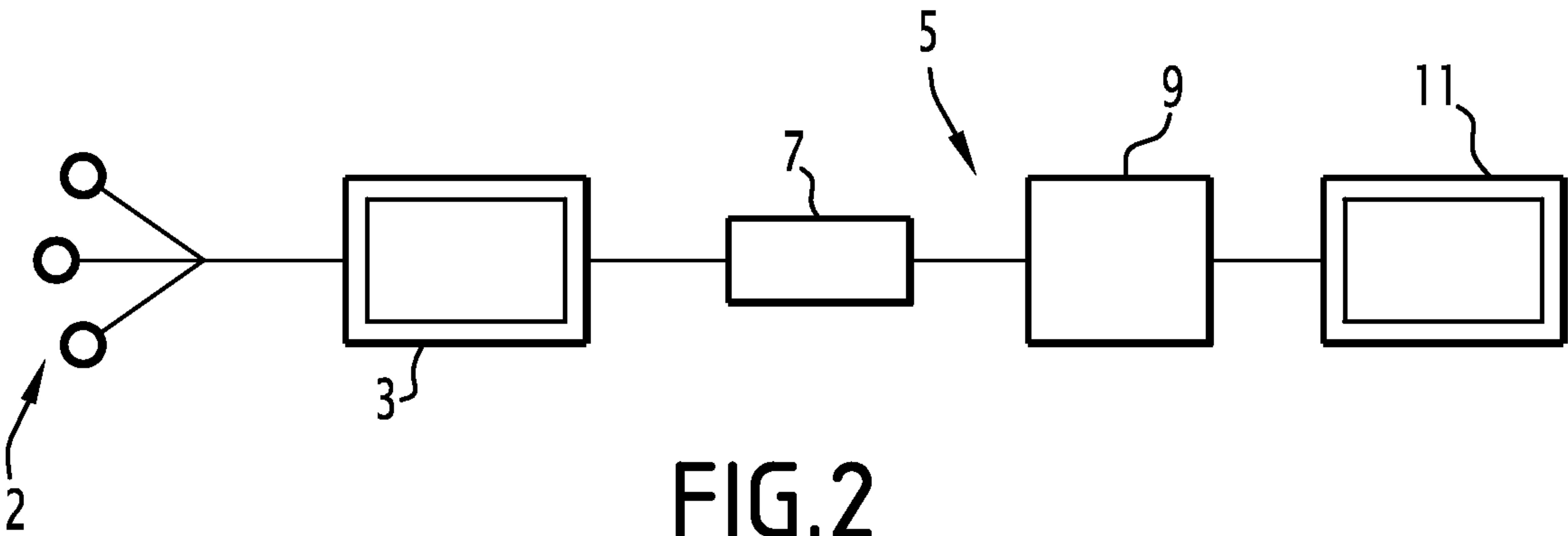


FIG.2

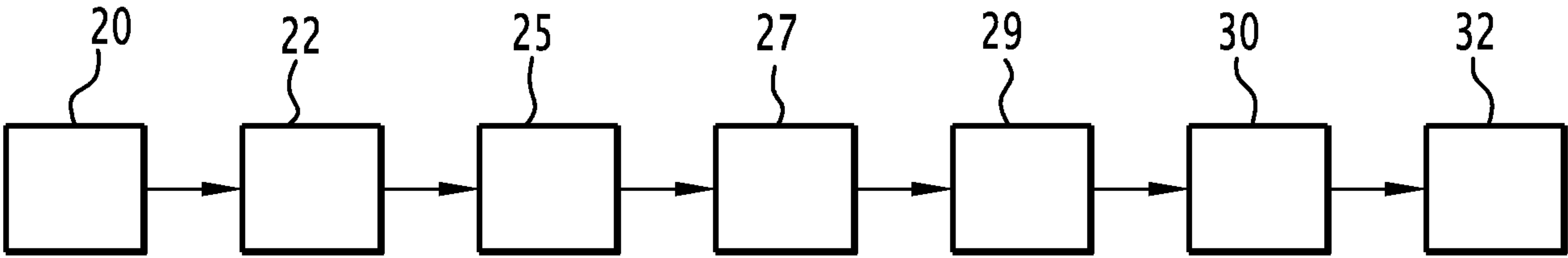


FIG.3

