RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 515 026**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 82 17542**

(54) **Dispositif de mesure non invasive de l'activation du système conducteur cardiaque cycle par cycle.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **A 61 B 5/05.**

(22) Date de dépôt..... 20 octobre 1982.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *PL, 22 octobre 1981, n° P 233 539.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 17 du 29-4-1983.

(71) Déposant : Société dite : OSRODEK BADAWCZO-ROZWOJOWY TECHNIKI MEDYCZNEJ « ORMED ». — PL.

(72) Invention de : Roman Kepski, Franciszek Walczak, Zbigniew Plucinski et Adam Piatkowski.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Bonnet-Thirion, G. Foldés,
95, bd Beaumarchais, 75003 Paris.

L'invention concerne les mesures électrophysiques et notamment la mesure des tensions très faibles sur la surface du thorax, illustrant l'activation du système de His-Purkinje de conduction du stimulus cardiaque.

La méthode de mesure appliquée jusqu'à présent pour l'étude de l'activation du système conducteur du coeur consistait à introduire une électrode à l'intérieur du coeur du patient sous contrôle radiologique, après avoir placé convenablement l'électrode dans le voisinage immédiat du faisceau de His. L'enregistrement électrique du faisceau de His ainsi obtenu permet de mesurer directement l'activation des voies internodales, du noeud AV ainsi que du système de His-Purkinje, cependant il n'est pas exempt de l'inconvénient qu'est la nécessité d'utiliser une méthode invasive avec introduction d'un cathéter porte-électrode à l'intérieur du coeur.

Une autre méthode connue de la mesure de l'activation du système conducteur du coeur consiste à mesurer les tensions sur la surface du thorax par la méthode dite de la mise à la moyenne numérique. Cette méthode utilise le caractère périodique du signal mesuré, observé normalement à chaque systole. Le signal mesuré qui est de faible amplitude sauf dans certaines situations pathologiques, apparaît toujours à la même distance temporelle de l'onde "R" de l'électrocardiogramme ou du signal de stimulation s'il y a lieu.

La méthode de la mise à la moyenne utilise la relation temporelle invariable mentionnée entre le signal de référence (par exemple l'onde "R") et le signal mesuré de telle manière qu'à partir du moment d'arrivée de l'onde "R" successive (appelée dans ce cas signal de synchronisation), l'allure de la tension dans un espace de temps suffisamment grand pour couvrir le signal mesuré est enregistrée par l'élément de mémoire d'un calculateur de mise à la moyenne. Les bruits aléatoires (signaux non liés à l'impulsion de synchronisation) prennent des valeurs différentes pendant les cycles successifs et leur valeur moyenne - pour un nombre de répétitions suffisamment grand - tend vers zéro.

Cependant, le signal de mesure, qui arrive en général en répétitions successives dans un intervalle temporel défini par rapport au signal de synchronisation, est soumis à la sommation

et sa valeur dans l'élément de mémoire du calculateur devient de plus en plus grande. La formule suivante représente la relation essentielle de la mise à la moyenne :

$$\sum_{i=1}^{m} \frac{Si}{Ni} = \sqrt{m} \cdot \frac{S}{N}$$

où : s - signal de mesure (valeur efficace)

N - bruit (valeur efficace)

m - nombre des répétitions

Il en résulte que lorsqu'on désire par exemple augmenter le rapport entre le signal et le bruit 10 fois, il faut exécuter 100 répétitions.

Pour exécuter les mesures selon les méthodes connues, il fallait employer deux électrodes sans compter la troisième électrode de référence.

Les points d'application des électrodes étaient différents, suivant l'objet de la recherche clinique. On connaît l'application des deux électrodes par exemple le long de l'axe longitudinal du coeur, une située à l'endroit V3 (dans le thorax), tandis que l'autre placée vis-à-vis mais sur le dos, ou bien encore les deux électrodes sous les aisselles sur la ligne mamelonnaire. Ces électrodes, connectées à un amplificateur symétrique, forment une seule voie de mesure. La sortie de l'amplificateur était connectée à un calculateur adapté à élaborer la moyenne des tensions provenant des révolutions successives du coeur.

Cette méthode présente un avantage par rapport à l'enregistrement électrique du faisceau de His, car c'est une méthode non invasive. Toutefois elle n'est pas exempte d'inconvénients dont le plus important est l'affaiblissement ou le manque d'enregistrement des informations apériodiques que l'on observe dans certaines maladies (arythmie passagère).

La solution la plus désirable serait un système permettant la mesure non invasive dans le corps du malade et permettant en même temps la mesure cycle par cycle à une excitation.

Le principe de l'invention consiste en un système de mesure, composé d'un grand nombre de voies de mesure, chaque voie étant composée à son tour d'une paire d'électrodes, con-

nectée à un bloc d'amplification à faible bruit, comprenant un jeu d'amplificateurs montés en parallèle.

Les sorties de ces voies sont reliées à un sommateur, derrière lequel se trouve un système de filtres analogiques ainsi qu'un calculateur qui réalise la filtration numérique ultérieure et la présentation des résultats sur des dispositifs périphériques.

Chaque paire d'électrodes se compose d'une électrode supérieure, située avantageusement vis-à-vis de la partie supérieure du système conducteur du coeur ainsi que d'une électrode inférieure située vis-à-vis de la partie inférieure du système conducteur du coeur ; de cette façon chaque paire d'électrodes mesure une différence de potentiel proportionnelle à la projection du vecteur de tension de l'onde d'activation, se recouvrant approximativement avec la direction résultante de la structure spatiale du système HPS, sur la surface du thorax du patient.

En égard au grand nombre de paires d'électrodes de mesure, l'amplitude du signal de sommation est relativement grande, indépendamment de la position spatiale du système conducteur du coeur dans le corps du patient. Le signal est amplifié sur les voies parallèles d'amplification et soumis à la sommation arithmétique, tandis que les bruits ainsi que les perturbations qui accompagnent le signal n'augmentent que proportionnellement à la racine carrée du nombre des mesures additionnées conformément à la nature des phénomènes de caractère aléatoire et à la répartition de la probabilité gaussienne.

La mesure est aussi affranchie à l'égard du principe de périodicité du signal et peut concerner aussi un phénomène physique isolé, comme, par exemple, la mesure de faibles tensions du système conducteur du coeur, provenant d'un seul battement du coeur ; en outre, elle assure la sommation avantageuse des projections du vecteur de l'onde d'activation se déplaçant le long du système conducteur du coeur par le système de mesure relié en parallèle, grâce à quoi on obtient une indépendance considérable de l'amplitude du signal mesuré par rapport à l'emplacement spatial individuel du coeur dans le thorax du patient.

Une forme de réalisation de l'invention sera décrite ci-

après à titre d'exemple en référence au dessin annexé sur lequel la figure 1 est une représentation schématique d'un dispositif de mesure d'activation du système conducteur du coeur par méthode non-invasive, avec désignation des électrodes, tandis que la figure 2 représente un bloc d'amplificateurs reliés en parallèle.

Pour mesurer le signal du système conducteur du coeur par la méthode non-invasive selon l'invention de systole à systole, le patient 12 repose sur le dos en position couchée dans une cage de Faraday 8. L'électrode de référence N est placée sous l'aisselle ; l'électrode 2 qui remplace l'ensemble des électrodes inférieures est située entre les emplacements où sont appliquées normalement les électrodes précordiales V2 et V3 ; l'électrode supérieure se trouve sur le thorax, sur le premier espace intercostal du côté gauche, à mi-distance entre le sternum et l'aisselle gauche ; l'électrode n-3 est placée sur le thorax, sur le premier espace intercostal du côté droit à mi-distance entre le sternum et l'aisselle droite, tandis que l'électrode supérieure n-1 est disposée sur le dos, entre la ligne de la colonne vertébrale et la ligne de l'omoplate, à la même hauteur que l'électrode n-3.

Etant donné cette disposition des électrodes, le système conducteur du coeur (et notamment sa partie principale du tronçon : faisceau de His-fibres de Purkinje) - sans égard à la déviation éventuelle de la direction de l'axe du coeur chez différents malades - se trouve dans la fourche formée par les électrodes 1-2, (n-3)-2, (n-1)-2.

Les composantes des tensions d'activation sont fonction des directions déterminées par la disposition des électrodes. Si une des composantes est diminuées (eu égard à la disposition du coeur), ce faisant la deuxième composante est plus grande de telle manière que leur somme aura en général une valeur suffisamment grande pour la détection du signal.

Le dispositif de mesure comprend trois voies de mesure parallèles, chaque voie commençant par une paire d'électrodes (1-2), (n-3)-2 et (n-1)-2, reliée au bloc 5 de plusieurs amplificateurs 14 montés en parallèle dont les sorties sont couplées au sommateur 6, la sortie duquel étant raccordée à l'entrée d'un filtre analogique 7 dont la sortie est connectée à un

calculateur 9 - auquel est relié l'enregistreur 10 et l'imprimante numérique 11.

Le montage en parallèle des amplificateurs 14 dans chaque bloc 5 permet l'amélioration du rapport entre le signal et le bruit interne de ces amplificateurs, ainsi donc les blocs d'amplificateurs 5 et le système de sommation forment un ensemble d'amplification à faible bruit 13.

L'application de la combinaison de trois électrodes de mesure permet d'améliorer le rapport entre le signal et les bruits thermiques (liés notamment à la résistance électrode-peau) ainsi que les autres perturbations provenant de l'espace environnant.

Le calculateur 9 est programmé pour permettre le traitement numérique ultérieur des allures, leur identification ainsi que la commande de l'enregistreur et de l'imprimante.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de mesure pour l'activation électrique du système conducteur du coeur cycle par cycle par méthode non-invasive, caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité de voies de mesure, chaque voie se composant d'une paire d'électrodes, avec des électrodes inférieures (2, 4...n) et supérieures (1, 3.... n-1) ainsi que d'un bloc (5) d'amplificateurs (14) en montage parallèle, dont les sorties sont connectées à un sommateur (6), dont la sortie est reliée à l'entrée de filtres analogiques (7), alimentant une sortie couplée à un calculateur (9), auquel sont raccordés les dispositifs de présentation des résultats (10) et (11), la mise à la masse commune des voies de mesure parallèles étant connectée à l'électrode de référence.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les paires d'électrodes (1-2, 3-4) (n-1/-n) sont placées sur les faces antérieure et postérieure du thorax du patient, avantageusement le long des projections géométriques du système conducteur du coeur sur la surface du thorax, les électrodes supérieures étant situées au-dessus des oreillettes, avantageusement au niveau du premier espace intercostal, tandis que les électrodes inférieures occupent une position située au niveau de la partie inférieure du système conducteur du coeur à la pointe du coeur.

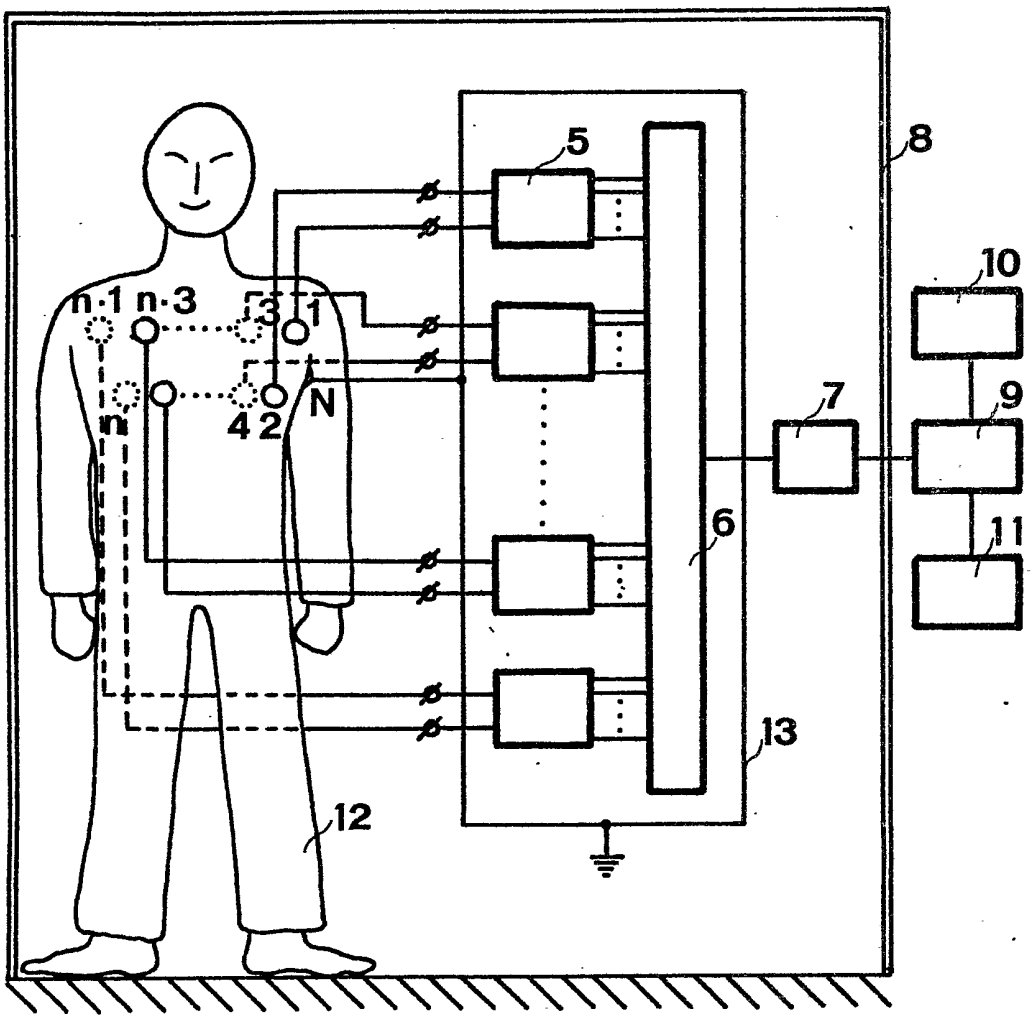


Fig.1

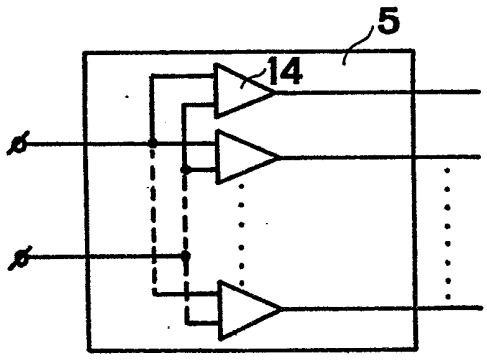


Fig.2