

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 81 03944

(54)

Appareil de reconnaissance de formes de signaux électriques d'origine physiologique.

(51)

Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 B 5/04; G 06 F 15/42.

(22)

Date de dépôt..... 27 février 1981.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée : Grande-Bretagne, 29 février 1980, n° 8006882.

(41)

Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 36 du 4-9-1981.

(71)

Déposant : ANDERSON John et WEIR David, résidant en Irlande.

(72)

Invention de : John Anderson et David Weir.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Cabinet Nony,
29, rue Cambacérès, 75008 Paris.

La présente invention concerne un procédé et un appareil de reconnaissance de formes de signaux électriques d'origine physiologique. L'invention peut être appliquée à un diagnostic automatique de conditions cardiaques, notamment
5 en vue de la détection de conditions qui peuvent nécessiter une défibrillation.

Il se produit souvent une fibrillation ventriculaire pendant une attaque cardiaque et elle est couramment fatale à moins qu'un traitement ne soit appliqué rapidement. La
10 fibrillation ventriculaire est une condition dans laquelle le coeur a cessé d'effectuer son action de pompage ou bien est affecté par des contractions irrégulières spasmodiques, accompagnées par une activité électrique chaotique.

On peut surveiller l'activité du coeur d'un patient
15 en utilisant un électrocardiographe, qui reçoit des signaux électriques provenant du coeur par l'intermédiaire de deux électrodes, qui sont habituellement fixées sur la poitrine du patient, et qui affichent les impulsions électriques reçues sur un écran, habituellement un tube cathodique, en utilisant
20 une base de temps appropriée. La trace obtenue peut être observée par un médecin et elle indique le comportement du coeur. Cependant une interprétation correcte d'une courbe d'électrocardiographe (ECG) nécessite un entraînement considérable à cause de la diversité des conditions cardiaques
25 donnant lieu à différentes courbes, dont certaines sont superficiellement semblables. Un diagnostic incorrect à partir d'un électrocardiogramme peut avoir de très graves conséquences.

Il est souhaitable de traiter les signaux de sortie
30 d'un électrocardiographe automatiquement pour distinguer le comportement électrique normal du coeur (rythme sinusoïdal normal) d'un comportement anormal, notamment pour mettre en évidence une fibrillation qui nécessite généralement un traitement très rapide. Un tel traitement peut être effectué
35 en utilisant une série de circuits électroniques qui constituent ensemble un système de reconnaissance de formes. Cependant un tel agencement présente l'inconvénient que les caractéristiques du signal reçu en provenance du patient, et

qui sont mises en évidence par la forme de l'électrocardiogramme lorsqu'il est affiché sur un écran, sont susceptibles d'être déformées par les circuits électroniques, notamment des circuits RC, utilisés, de sorte qu'on peut obtenir un

5 diagnostic incorrect de certaines conditions cardiaques. Cette difficulté est accentuée par le fait qu'on ne peut pas utiliser un seul critère de mesure pour distinguer en toute sécurité une fibrillation ventriculaire d'autres conditions cardiaques et il en résulte qu'on doit analyser plusieurs

10 paramètres. Cela rend les circuits nécessaires très compliqués, encombrants et coûteux et il en résulte une augmentation de la probabilité de distorsion.

La présente invention concerne un procédé et un appareil d'analyse de signaux électriques, où la déformation

15 du signal par l'appareil proprement dit est réduite au minimum.

L'invention est applicable à une analyse automatique d'une activité électrique physiologique, notamment le comportement électrique du coeur, en particulier pour distinguer une fibrillation ventriculaire d'un rythme sinusoïdal

20 normal et d'autres conditions, telles qu'une tachycardie ventriculaire.

Conformément à un aspect de la présente invention, il est prévu un appareil de reconnaissance de formes, comprenant deux électrodes agencées pour être reliées au corps

25 d'un patient de manière à recevoir un signal électrique variant de part et d'autre d'une ligne isoélectrique, des moyens pour échantillonner le signal reçu à intervalles et pour convertir les grandeurs des échantillons d'une forme

30 analogique en une forme numérique, un dispositif de commande de gain automatique pour étalonner les grandeurs des échantillons convertis numériquement par rapport à une valeur maximale prédéterminée et un ordinateur agencé pour analyser les échantillons étalonnés de manière à détecter une condition

35 physiologique anormale.

Des modes de réalisation de l'invention seront décrits dans la suite en référence à un électrocardiographe mais il va de soi que l'invention, sous son aspect le plus

large, peut aussi être appliquée à la reconnaissance de formes de signaux électriques provenant d'autres sources.

Dans un mode de réalisation, l'appareil selon l'invention, lorsqu'il est utilisé comme électrocardiographe, 5 comprend deux électrodes qui peuvent être fixées sur le corps d'un patient de manière à détecter l'activité électrique associée aux battements du coeur. Les électrodes peuvent être implantées mais il est généralement plus avantageux d'utiliser des électrodes externes qui sont 10 fixées sur la poitrine. Les électrodes sont reliées par des fils appropriés au reste de l'appareil qui traite les signaux reçus.

Les signaux reçus par l'intermédiaire des électrodes sont appliqués à un convertisseur analogique-numérique 15 dans lequel ils sont exprimés sous une forme numérique afin d'être ensuite analysés. Une fois exprimée sous une forme numérique, l'information obtenue à la sortie de l'électrocardiographe n'est pas modifiée par des circuits suivants. Le convertisseur analogique-numérique échantillonne les 20 signaux reçus en provenance des électrodes à des intervalles appropriés, par exemple toutes les 0,004 seconde, et l'information ainsi obtenue peut être mémorisée dans une mémoire numérique.

Lors de l'analyse d'un signal d'électrocardiographe, 25 il est souhaitable d'étudier le complexe QRS du signal obtenu, qui est la composante caractéristique d'un rythme sinusoïdal normal. Cependant le complexe QRS est généralement accompagné par d'autres composantes de signal, qui peuvent avoir une amplitude considérable, telles que les composantes 30 P et T. Pour éliminer ces composantes, il est possible d'atténuer toutes les fréquences du signal d'origine en dessous de 3 Hz et au dessus d'environ 18 Hz, c'est à dire la plage de fréquences dans laquelle le complexe QRS est situé. Ce problème peut être résolu en insérant des filtres passe- 35 bas et passe-haut dans le circuit entre les électrodes et le convertisseur analogique-numérique. Comme dispositif de filtrage approprié, on peut utiliser un filtre à bande passante du type " Sallen et Key ". Les éléments RC interve-

nant dans un tel filtre créent une petite déformation dans la forme d'onde reçue par le convertisseur mais on a trouvé que cette déformation était suffisamment petite pour ne pas gêner sérieusement l'analyse ultérieure du signal.

- 5 Lorsque les signaux convertis numériquement en temps réel ont été mémorisés, ils sont d'abord soumis à une sous-routine de commande automatique de gain (AGC) en vue d'étalonner leurs amplitudes ; cette opération est nécessaire du fait que l'amplitude d'un signal d'électrocardiographie
- 10 peut varier considérablement d'un patient à un autre. La sous-routine AGC prélève la valeur maximale parmi un nombre approprié de valeurs d'échantillons successifs (par exemple de 250) et elle déduit de la valeur un facteur d'échelle ou de cadrage par lequel tous les échantillons sont ensuite
- 15 multipliés. Ce facteur d'échelle est choisi de manière que la valeur maximale, après multiplication, corresponde à une limite maximale qui est déterminée par l'opérateur. En se référant à la fig. 1, on voit que la trace ou courbe représentée correspond à une courbe d'électrocardiographie non
- 20 multipliée, la limite maximale établie par l'opérateur étant indiquée sur la figure ; la fig. 2 montre l'aspect de la courbe après multiplication de tous les échantillons par le facteur d'échelle. En conséquence on a la relation suivante :

$$25 \quad \text{Valeur d'un échantillon après AGC} = \frac{\text{Valeur avant AGC} \times \text{Limite maximale}}{\text{Valeur maximale.}}$$

- Ce processus est répété pour des lots successifs d'échantillons jusqu'à ce qu'on ait traité un nombre total approprié d'échantillons successifs (par exemple 1000 échantillons). Les échantillons multipliés sont ensuite mémorisés
- 30 dans une mémoire.

- Après l'étape de commande automatique de gain AGC, les échantillons multipliés peuvent être soumis à une série de contrôles ou tests de manière à détecter une condition physiologique anormale. Ces contrôles peuvent être effectués
- 35 en utilisant un ordinateur contenant un programme qui comprend une série de sous-routines pour l'exécution des différents contrôles. Dans la description qui va suivre, on donnera des précisions sur une série de contrôles qui peuvent être

effectués pour détecter une fibrillation ventriculaire.

Un contrôle de ce genre dépend de la présence d'une proportion substantielle de valeurs zéro (segments isoélectriques) dans la forme d'onde de rythme sinusoïdal normal, tandis que la proportion de valeurs zéro intervenant dans la fibrillation ventriculaire est très faible. Cela est mis en évidence sur la fig. 3a qui est un électrocardiogramme correspondant à un rythme sinusoïdal normal, et sur la fig. 4a qui est un électrocardiogramme correspondant à une fibrillation ventriculaire. Si l'ordinateur exécute une sous-routine pour mesurer la proportion des échantillons ayant une valeur zéro, une proportion supérieure à un degré prédéterminé peut être considérée comme " normale " tandis qu'une proportion inférieure à ce degré est considérée comme indiquant une fibrillation possible.

Comme le montre la fig. 3a, la ligne de base d'un signal de rythme sinusoïdal normal n'est pas parfaitement isoélectrique à cause des parasites et de la présence des ondes P et T, qui peuvent avoir franchi le filtre à bande passante dans un état atténué. Cette irrégularité de ligne de base peut être évitée en utilisant un zéro flottant, qui peut être réglé par l'opérateur à une valeur appropriée, par exemple à 20 % de la limite maximale au dessus de la ligne de base vraie. Les figures 3b et 4b montrent l'influence de cette opération respectivement sur les courbes des figures 3a et 4a. On peut voir que le contenu de zéro de la courbe de rythme sinusoïdal normal (NSR) est augmenté dans une forte proportion alors que celui de la fibrillation ventriculaire (VF), tout en étant légèrement augmenté, est encore bien inférieur à celui de NSR.

En utilisant ce test, on peut considérer comme normale une proportion de valeur zéro pour au moins 680 échantillons sur 1000 (68 %).

La validité de ce test peut être affectée par une déformation créée par le filtre à bande passante. Certains types d'électrocardiogrammes peuvent être déformés pour produire des éléments de courbe ayant la forme indiquée sur la fig. 5, et la présence de ces éléments diminue le contenu

de zéro de la courbe. Pour éliminer cette influence, il est possible d'inverser le signal et de répéter le test mentionné ci-dessus, toujours en utilisant le zéro flottant. Dans la plupart des cas, une inversion du signal augmente le contenu de zéro et le signal est à nouveau classé comme un signal normal.

La déformation du signal d'origine qui est provoquée par le filtre peut être supprimée en éliminant le filtre et en introduisant une autre sous-routine dans le programme pour éliminer les fréquences indésirables. Cependant l'utilisation d'une telle sous-routine rend le programme bien plus compliqué et fait perdre du temps à l'ordinateur, ce qui est préjudiciable dans un système de cette nature opérant en " temps réel ".

Le test décrit ci-dessus peut en outre être ambigu du fait de l'existence d'autres conditions cardiaques possibles, par exemple une tachycardie ventriculaire, qui correspondent également à un faible contenu de zéro mais qui sont distinctes d'une fibrillation. On a représenté sur la fig. 6 une partie d'un électrocardiogramme mettant en évidence une tachycardie ventriculaire. Une tachycardie ventriculaire correspond à un rythme cardiaque élevé mais elle se distingue de la fibrillation en ce que les battements sont essentiellement réguliers, de sorte que le rapport entre les énergies contenues dans l'électrocardiogramme au dessus et en dessous de la ligne isoélectrique est essentiellement constant. En conséquence, si on mesure les énergies au dessus et en dessous de la ligne isoélectrique pour un nombre approprié d'échantillons successifs, et si on détermine le rapport desdites énergies, en répétant ce calcul pour des groupes successifs d'échantillons, on peut comparer les rapports d'énergie des groupes successifs ou " créneaux ". Si ces rapports sont essentiellement égaux, on peut alors éliminer la fibrillation comme une condition possible.

On a trouvé que le rapport d'énergies établi comme indiqué ci-dessus est notablement affecté par la présence d'un bruit de ligne de base, qui est aléatoire et ne veut pas être commandé. On peut éliminer l'effet du bruit de ligne de

base en établissant des limites d'amplitude au dessus et en dessous de la ligne de base et en éliminant les signaux compris entre lesdites limites des quantités totales d'énergies qui sont situées au dessus et en dessous de la ligne
5 isoélectrique. Ces limites sont choisies expérimentalement. Une élimination de l'effet de bruit réalisée de cette manière diminue la possibilité de variation des rapports d'énergie qui sont obtenus à partir du rythme sinusoïdal normal.

10 Pour chaque "créneau", on peut adopter une durée appropriée de 2 secondes, qui correspond à 500 lectures successives d'électrocardiographe à intervalles de 0,004 seconde. On a trouvé que des durées bien plus courtes que cette valeur (par exemple d'1 seconde) ne permettaient pas
15 d'analyser des rythmes cardiaques très faibles. Des périodes de 3 secondes ou plus ont tendance à égaliser les rapports d'énergies, même dans le cas d'une activité cardiaque irrégulière, de sorte qu'on peut obtenir un résultat " normal " alors qu'en fait il se produit une fibrillation.

20 En utilisant des "créneaux" de 2 secondes et en éliminant le bruit comme mentionné ci-dessus, un résultat de ce test est considéré comme " normal " si le rapport d'énergies est inférieur à 20 % du rapport moyen pour au moins 7 sur 10 créneaux.

25 Un autre moyen d'exécution de ce test consiste à mesurer les rapports d'énergies de créneaux successifs, comme décrit ci-dessus, et de calculer la variance. Cependant ce processus est moins sûr du fait qu'un rapport tiré d'un seul créneau, et qui diffère largement des autres, a une très
30 forte influence sur la variance.

Un troisième test pour distinguer un rythme sinusoïdal normal d'une fibrillation ventriculaire consiste à analyser statistiquement les pentes du signal de sortie de l'électrocardiographe. Les figures 3a et 4a montrent que la
35 courbe NSR contient une forte proportion de gradient nul et que la plupart des gradients non-nuls sont relativement à pente raide. D'autre part, la courbe VF contient peu de gradient nul et donne lieu à une distribution plus ou moins

aléatoire des gradients non-nuls. Si les courbes sont différenciées et si on trace un histogramme montrant la distribution statistique des pentes de chaque courbe, l'histogramme correspondant à la courbe NSR présente une distribution bien plus étroite de pentes que l'histogramme de VF.

La largeur de ces histogramme peut être exprimée algébriquement par la variance (le carré de l'écart standard) de la population des gradients des courbes. On peut calculer la variance d'une courbe en utilisant une sous-routine de programme, à savoir par une différenciation de la courbe de l'électrocardiogramme ECG par un traitement approprié des échantillons mémorisés dans l'ordinateur et par une répartition des gradients obtenus en une série de " cases de tri " (par exemple + 20, +10, +5, 0, -5, -10, -20). La variance σ^2 est alors calculée par la sous-routine à partir des équations suivantes :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} [f_1 \times x_1 + f_2 \times x_2 + \dots + f_n \times x_n]$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} [f_1 (x_1 - \bar{x})^2 + f_2 (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + f_n (x_n - \bar{x})^2]$$

où \bar{x} = valeur moyenne des gradients obtenus

N = nombre de gradients obtenus

x_n = valeur d'un gradient

f_n = fréquence de x_n

n = nombre de cases de tri.

On a considéré qu'une variance inférieure à 75 représente un rythme cardiaque normal SNR et qu'une variance supérieure à cette valeur indique une fibrillation ventriculaire.

Les tests mentionnés ci-dessus permettent ensemble de détecter d'une manière sûre une fibrillation ventriculaire mais il existe certains types de tachycardie pour lesquels ils peuvent indiquer une fausse indication de fibrillation du fait que les valeurs du contenu de zéro et de la variance peuvent sortir à l'extérieur des limites mentionnées ci-dessus. Certains types de tachycardie qui peuvent donner lieu à une telle détection incorrecte ont été représentés par les

électrocardiogrammes des fig. 7a-d et ils peuvent satisfaire à au moins deux des critères mentionnés ci-dessus pour indiquer une fibrillation.

Cependant il est à noter que toutes les courbes 5 7a à 7d contiennent au moins un complexe QRS affaibli ou déformé se produisant à intervalles réguliers et que ce complexe est associé à la pente négative la plus forte de l'ensemble du cycle d'activité du coeur. Si cette pente est détectée et si l'intervalle entre des détections successives 10 (l'intervalle R-R) est mesuré, une comparaison des intervalles indique la présence ou l'absence d'un complexe QRS régulier.

On peut effectuer cette comparaison en différenciant un nombre approprié d'échantillons successifs (par 15 exemple 250) et en prenant la pente négative la plus forte comme valeur de référence. Le reste des échantillons mémorisés est ensuite différencié et analysé et les intervalles de temps où apparaissent des pentes semblables sont enregistrés. Une pente " semblable " est une pente qui rentre dans une 20 plage prédéterminée d'un côté ou de l'autre de la valeur de référence : une plage appropriée correspond à 20 %.

Cette analyse est poursuivie jusqu'à ce qu'on ait détecté un nombre approprié de pentes semblables (par exemple 8). Les intervalles R-R existant entre elles sont 25 alors comparés et, si une proportion prédéterminée desdits intervalles (par exemple 5 sur 8) rentre dans des limites prédéterminées, on enregistre une absence de fibrillation. Si ce critère n'est pas satisfait, un " rythme irrégulier " est indiqué et, si aucune détection n'est faite dans une 30 période donnée, par exemple de 3 secondes, on obtient l'indication " aucune détection de rythme ".

Ce test peut donner un résultat erroné si un incident se produit pendant la période de " mise au point " où la valeur de référence est établie. Un incident quelconque risque 35 de produire une pente négative qui est plus forte que celle du complexe QRS et qui est par conséquent sélectionnée comme valeur de référence. On peut éliminer cette possibilité en adoptant le processus consistant à établir une valeur de

référence deux fois pour des lots adjacents de 250 échantillons puis à prendre la plus basse des deux valeurs ainsi obtenues comme valeur de référence.

5 Sur les dessins ci-joints, la fig. 8 représente schématiquement un organigramme d'un système de reconnaissance de formes qui est destiné à remplir les fonctions mentionnées ci-dessus.

10 En référence à ce schéma, un électrocardiographe classique, comprenant des électrodes destinées à recevoir des signaux électriques provenant d'un patient, applique les signaux directement à une unité de filtrage 2. Cette unité 2 comprend un filtre à bande passante " Sallen et Key ", dont le circuit a été indiqué sur la fig. 9 en même temps que les valeurs des composants dudit circuit. La réponse
15 de fréquence de ce filtre est approximativement conforme à ce qui a été indiqué sur la fig. 10.

Le signal filtré est ensuite transmis à un convertisseur analogique-numérique de type classique 3, où le signal est échantillonné à intervalles de 0,004 seconde et
20 où les échantillons sont exprimés sous une forme numérique. Les signaux convertis numériquement sont ensuite transmis à un ordinateur pour un traitement ultérieur.

Dans un agencement approprié, le convertisseur analogique-numérique est un convertisseur de 8 bits qui
25 forme une interface avec un mini-ordinateur du type ALPHA 16, toutes les opérations de traitement des échantillons provenant du convertisseur étant effectuées numériquement par des sous-routines du programme d'ordinateur.

Les signaux convertis numériquement sont d'abord
30 multipliés dans l'étage de commande automatique de gain 4 par un facteur d'échelle en relation avec la valeur maximale observée dans 250 signaux successifs en vue d'établir des valeurs étalonnées, comme expliqué ci-dessus : la valeur limite maximale peut être déterminée par un opérateur. Les
35 échantillons étalonnés sont mémorisés dans une mémoire et, lorsque cette mémoire contient 1000 échantillons successifs, les échantillons sont soumis à une série de tests qui vont être décrits dans la suite.

Les échantillons sortant de l'étage 4 sont appliqués à un étage de calcul de rapport d'énergies 5 dans lequel des rapports d'énergies pour des lots de 250 échantillons, représentant des périodes de 2 secondes, sont calculés comme décrit ci-dessus. Les étapes de cette opération ont été représentées dans l'organigramme 11. Après réglage des registres initiaux, les lots d'échantillons leur sont appliqués et ils sont comparés avec les valeurs positives et négatives, prédéfinies par l'opérateur et correspondant à des limites d'amplitude respectivement placées au dessus et en dessous de la ligne isoélectrique (étape 5a). Les échantillons supérieurs à cette valeur positive sont mémorisés et additionnés ensemble pour le lot de 500 échantillons successifs (étape 5b) tandis que les échantillons inférieurs à la valeur négative sont de la même manière mémorisés et additionnés ensemble (étape 5c). Le total obtenu après l'étape 5b est ensuite divisé par celui obtenu après l'étape 5c (étape 5d) et le rapport est lui-même mémorisé (5e). Ce processus est répété pour des lots successifs d'échantillons, de façon à obtenir une série de rapports d'énergies, jusqu'à ce que les échantillons obtenus pour 12 secondes successives du signal de l'électrocardiographe aient été traités (étape 7). On a ainsi obtenu une série de 6 rapports d'énergies, dérivés de 6 lots successifs de 500 échantillons chacun.

Les échantillons provenant de l'étape de commande automatique de gain 4 sont également transmis à une étape de contenu de zéro et de variance de pente 6, qui a été représentée de façon plus détaillée sur le schéma 6. Après réglage des registres initiaux nécessaires, les échantillons provenant de l'étape 4 leur sont appliqués. Les échantillons sont alors comparés avec un zéro flottant établi par l'opérateur, par exemple une valeur supérieure de 20 % à la ligne de base de la limite maximale (étape 6a). Dans l'étape 6b, on détermine si chaque échantillon est supérieur ou inférieur au zéro flottant : si un échantillon est supérieur au zéro flottant, cet échantillon est mémorisé avec sa valeur alors que, s'il est inférieur, c'est la valeur du zéro flottant qui est mémorisée (étapes 6c et 6d). Dans l'étape 6e, on poursuit.

ce processus jusqu'à ce qu'un lot de 1000 échantillons ait été traité et mémorisé de cette manière.

Les échantillons successifs du lot sont ensuite différenciés par rapport au temps, en utilisant un facteur
5 de différenciation de 7 (étape 6f) de manière à produire une série de gradients à partir de groupes successifs d'échantillons mémorisés. Les gradients obtenus à partir de groupes d'échantillons provenant de l'étape 6d, qui sont en fait des échantillons définis par rapport au zéro flottant,
10 sont nuls ; les échantillons d'électrocardiogramme provenant de l'étape 6c donnent des gradients non-nuls. Tous ces gradients sont traités dans l'étape 6g où on calcule la proportion des gradients nuls intervenant dans le nombre total de gradients obtenus. La proportion des gradients
15 nuls est alors mémorisée.

Les gradients obtenus sont également traités dans l'étape 6h, où on classe les gradients dans une série de cases de tri ayant des valeurs respectives de 20, 10, 5, 0, -5, -10 et -20. On effectue ensuite la totalisation du
20 nombre de gradients se trouvant dans chaque case (étape 6i) et on calcule la variance statistique de la distribution de fréquence ainsi obtenue (étape 6j). La valeur de variance obtenue pour le lot de 1000 échantillons est ensuite mémorisée.

25 Lorsqu'une analyse a été faite sur 12 secondes du signal d'électrocardiogramme, comme décrit ci-dessus, les grandeurs mémorisées ainsi obtenues sont comparées avec des critères prédéterminés. La proportion de gradients nuls obtenue dans l'étape 6g est comparée avec une valeur limite
30 qui est réglée à 68 % (étape 8) et, si cette proportion dépasse cette valeur, le signal d'électrocardiogramme est classé comme normal en utilisant ce critère ; si la proportion est inférieure, un signal " anormal " est engendré. La valeur de variance obtenue dans l'étape 6j est comparée
35 avec la valeur limite de 75 (étape 9) et, si la variance est inférieure à cette valeur de 75, le signal d'électrocardiogramme est classé comme normal en utilisant ce critère ; au contraire si la valeur est supérieure, un signal "anormal"

est engendré.

La valeur moyenne des rapports d'énergies provenant de l'étape 5d est calculée (étape 9a) et le nombre de rapports qui est inférieur à 20 % de cette moyenne est
5 calculé (étape 10). Le signal d'électrocardiographie est classé comme normal par ce critère si au moins 4 parmi 6 des rapports d'énergies rentrent dans lesdites limites ; si 3 rapports au moins sortent desdites limites, un signal " anormal " est engendré.

10 Si 2 quelconques de ces 3 critères indiquent un signal d'électrocardiographie normal, c'est à dire si seulement un ou bien aucun signal "anormal" est engendré (étape 11), un signal de sortie indiquant une absence de fibrillation est émis (étape 12). Cependant si au moins 2 desdits
15 critères indiquent un signal d'électrocardiographie anormal, une routine de détection de rythme 13 est amorcée pour conserver la présence de fibrillation.

La routine de détection de rythme a été représentée dans l'organigramme 13. Après réglage des registres initiaux
20 nécessaires, les échantillons provenant de la commande automatique de gain 4 sont mémorisés, 250 échantillons successifs sont différenciés et la pente négative la plus forte pour les gradients obtenus est déterminée (étape 13a) de manière à fournir une valeur de référence. Des limites de
25 ± 20 % de cette valeur de référence sont alors établies (13b). Le reste des échantillons sont différenciés (13c) et, dans l'étape 13d, les gradients sont analysés pour détecter des valeurs rentrant dans les limites déterminées dans l'étape 13b. Si aucun gradient rentrant dans lesdites
30 limites n'a été détecté pendant une période de 3 secondes (c'est à dire pour 750 échantillons), l'étape 13d provoque la génération d'un signal "pas de détection de rythme" . Si un gradient rentrant dans les limites précitées a été détecté, un compteur 13e est amorcé pour mesurer le temps
35 s'écoulant avant la détection de la pente suivante rentrant dans lesdites limites. Si aucune pente n'est détectée dans un intervalle de 3 secondes suivant la première pente détectée, un signal " absence de détection de rythme" est à nouveau

émis (étape 13f) ; si le temps écoulé est inférieur à 3 secondes, le temps enregistré est mémorisé (étape 13g). Le compteur est ensuite remis à zéro (étape 13h) et le processus correspondant aux étapes 13e à 13h est répété
5 jusqu'à ce qu'un total de 8 valeurs de temps entre gradients ait été accumulé.

La moyenne de ces valeurs de temps est alors calculée (13i) et des limites de $\pm 20\%$ de cette valeur moyenne sont établies (13j). Le nombre des temps individuels
10 rentrant dans lesdites limites est ensuite défini (13k) et, si au moins 5 parmi les 8 temps sont compris dans lesdites limites, un signal " normal " est émis dans l'étape 12. Si 4 ou moins desdits temps sortent desdites limites, un signal " détection de fibrillation ventriculaire " est émis.

15 La routine de détection de rythme indique par conséquent une fibrillation lorsque le gradient négatif maximal n'est pas répété pendant 3 secondes ou bien lorsqu'au moins la moitié des intervalles entre lesdits gradients diffèrent de la valeur moyenne de plus de 20 %.

20 Pour éviter un résultat erroné à cause d'un incident, les étapes 13a et 13b peuvent être répétées pour des lots successifs de 250 échantillons et la moins grande des valeurs des gradients de référence ainsi obtenus est prise comme valeur de référence.

25 Le système décrit ci-dessus est capable d'analyser un signal d'électrocardiogramme et d'indiquer une fibrillation possible en moins de 15 secondes et il peut être utilisé dans un service hospitalier, notamment un service de haute surveillance, pour indiquer rapidement un mauvais fonctionnement du
30 coeur d'un patient. A la place ou en plus de la génération d'un signal visuel ou acoustique, l'appareil peut être relié à un défibrillateur en vue de l'administration d'une substance de défibrillation au patient lors de l'indication d'une fibrillation.

35 Le processus décrit ci-dessus pour la détection d'une fibrillation ventriculaire peut être mis en oeuvre en utilisant un ordinateur de type connu qui contient un programme permettant l'exécution des opérations logiques

nécessaires. L'ordinateur peut être relié à un terminal graphique servant à afficher visuellement le signal variable provenant du patient quand un signal d'indication de fibrillation est émis par l'ordinateur et à effectuer un enregistrement permanent du signal provenant du patient si cela s'avère nécessaire. L'ordinateur peut comprendre un ou plusieurs microprocesseurs, programmés de façon appropriée ; parmi les microprocesseurs pouvant être utilisés, on peut citer ceux qui sont disponibles dans le commerce sous les désignations suivantes : Motorola 6800, Intel 8080, 8085, 8086 et 8058, Zilog Z80 et Z8000, Mostck/Fairchild 3870, Texas Instruments série 9900 et RCA 1802. L'utilisation d'un microprocesseur peut permettre de réaliser une unité complètement portable qui est capable de détecter une fibrillation et d'administrer une substance de défibrillation, en vue ainsi que dans des hopitaux.

REVENDEICATIONS

1. Appareil de reconnaissance de formes, caractérisé en ce qu'il comprend deux électrodes agencées pour être reliées au corps d'un patient de manière à recevoir un signal électrique variant par rapport à une ligne isoélectrique, des moyens pour échantillonner le signal reçu à intervalles et pour convertir les grandeurs des échantillons d'une forme analogique en une forme numérique, des moyens de commande automatique de gain pour étalonner les grandeurs des échantillons convertis numériquement par rapport à une valeur maximale prédéterminée et un ordinateur agencé pour analyser les échantillons étalonnés en vue de détecter une condition physiologique anormale.
2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour effectuer le total des grandeurs des échantillons respectivement supérieures et inférieures à ladite ligne isoélectrique pour des lots successifs d'échantillons, pour calculer les rapports des totaux respectifs ainsi obtenus, pour comparer les rapports des lots successifs et pour émettre un signal indiquant une condition anormale si la proportion de rapports rentrant dans des limites prédéterminées situées au dessus et en dessous de la moyenne des rapports est inférieure à une valeur prédéterminée.
3. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour établir des limites situées respectivement au dessus et en dessous de la ligne isoélectrique et en ce que seulement les échantillons placés au dessus et en dessous des limites supérieure et inférieure respectives font l'objet d'une totalisation.
4. Appareil selon l'une des revendications 2 ou 3, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour calculer la moyenne des rapports pour des lots successifs, pour calculer la proportion de rapports rentrant dans les limites correspondant à $\pm 20\%$ de la valeur moyenne et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si ladite proportion est inférieure à une valeur prédéterminée.
5. Appareil selon la revendication 4, caractérisé en

ce qu'on calcule la moyenne de 6 lots successifs et en ce que le signal indiquant une condition cardiaque anormale est émis si ladite proportion est inférieure à 4 pour 6.

6. Appareil selon l'une quelconque des revendications 2 à 5, caractérisé en ce que chaque lot contient les échantillons couvrant une durée de 2 secondes.

7. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour calculer la proportion d'échantillons d'une grandeur nulle provenant d'un lot d'échantillons successifs et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si ladite proportion est inférieure à une valeur prédéterminée.

8. Appareil selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour établir une limite placée au dessus de la ligne isoélectrique et pour compter toutes les grandeurs d'échantillons tombant en dessous de cette limite considérée comme zéro.

9. Appareil selon la revendication 8, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour inverser les échantillons, pour calculer à nouveau la proportion d'échantillons de grandeur nulle et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si ladite proportion est inférieure à une valeur prédéterminée à la fois pour les échantillons inversés et pour les échantillons non inversés.

10. Appareil selon l'une des revendications 8 ou 9, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour établir une limite située au dessus de la ligne isoélectrique et correspondant à 20 % de la grandeur maximale des échantillons numériques étalonnés, et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si moins de 68 % des grandeurs d'échantillons sont comptées comme nulles.

11. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour différencier des groupes d'échantillons d'un lot en fonction du temps afin de déterminer le gradient de chaque groupe, pour calculer la variance des gradients dans le lot et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si la variance excède une valeur prédéterminée.

12. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour différencier un groupe d'échantillons successifs d'un lot en fonction du temps, pour calculer la pente négative maximale obtenue, pour différencier les groupes suivants du lot, pour calculer les intervalles de temps séparant des pentes négatives successives qui rentrent dans des limites prédéterminées qui sont respectivement situées au dessus et en dessous de ladite pente négative maximale, prise comme valeur de référence, pour calculer la moyenne desdits intervalles de temps, pour calculer la proportion d'intervalles rentrant dans les limites de temps prédéterminées situées au dessus et en dessous de ladite moyenne et pour engendrer un signal indiquant une condition anormale si ladite proportion est inférieure à une valeur prédéterminée.
13. Appareil selon la revendication 12, caractérisé en ce que lesdites limites prédéterminées de pente sont respectivement supérieure et inférieure de 20 % à la pente négative maximale.
14. Appareil selon l'une des revendications 12 ou 13, caractérisé en ce que lesdites limites prédéterminées de temps sont respectivement supérieure et inférieure de 20 % à ladite moyenne.
15. Appareil selon l'une quelconque des revendications 12, 13, 14, caractérisé en ce que 8 intervalles successifs sont calculés et en ce qu'un signal indiquant une condition anormale est engendré si pas plus de 4 intervalles rentrent dans lesdites limites prédéterminées de temps.
16. Appareil selon l'une quelconque des revendications 12 à 15, caractérisé en ce qu'un signal indiquant une condition anormale est engendré si l'un desdits intervalles de temps dépasse 3 secondes.
17. Appareil selon l'une quelconque des revendications 12 à 16, caractérisé en ce que deux groupes d'échantillons successifs d'un lot sont différenciés, en ce que la pente négative maximale pour chaque groupe est calculée et en ce que la plus basse des deux pentes obtenues est prise comme valeur de référence.

18. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'ordinateur est agencé pour effectuer le total des grandeurs des échantillons respectivement situées au dessus et en dessous de la ligne isoélectrique pour des lots successifs d'échantillons, pour calculer les rapports des totaux ainsi obtenus, pour calculer la moyenne des rapports, pour calculer la proportion des rapports qui rentrent dans des limites prédéterminées situées au dessus et en dessous de la moyenne et pour engendrer un premier signal si cette proportion est inférieure à une valeur prédéterminée, en ce que l'ordinateur est en outre agencé pour calculer la proportion d'échantillons de grandeur nulle dans un lot d'échantillons successifs et pour engendrer un second signal si cette proportion est inférieure à une valeur prédéterminée, en ce que l'ordinateur est en outre agencé pour différencier les groupes d'échantillons d'un lot en fonction du temps afin de déterminer les gradients de chaque groupe, pour calculer la variance des gradients dans le lot et pour engendrer un troisième signal si la variance excède une valeur prédéterminée, en ce que l'ordinateur est en outre agencé pour engendrer un quatrième signal si deux desdits premier, second et troisième signal sont engendrés, et en ce que l'ordinateur est en outre agencé pour effectuer, en réponse à ce quatrième signal, la différenciation d'un groupe d'échantillons successifs d'un lot en fonction du temps, le calcul de la pente négative maximale obtenue, la différenciation de groupes suivants du lot, le calcul des intervalles de temps séparant des pentes négatives successives qui rentrent dans des limites prédéterminées de pentes qui sont respectivement supérieure et inférieure à ladite pente négative maximale, le calcul de la moyenne desdits intervalles de temps, le calcul de la proportion des intervalles rentrant dans les limites prédéterminées de temps respectivement supérieure et inférieure à ladite moyenne et la génération d'un cinquième signal indiquant une condition anormale si ladite proportion est inférieure à une valeur prédéterminée.

19. Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 18, caractérisé en ce qu'il comprend un filtre placé entre

les électrodes et le moyen d'échantillonnage des signaux afin d'éliminer des fréquences des signaux qui sont placés au dessus et en dessous de limites supérieure et inférieure correspondantes.

5 20. Appareil selon la revendication 18, caractérisé en ce que le filtre est agencé pour éliminer les fréquences inférieures à 3 Hz et supérieures à 18 Hz.

21. Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 20, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif
10 d'avertissement visuel ou acoustique qui peut être actionné par le signal d'avertissement.

22. Appareil selon l'une quelconque des revendications 1 à 21, caractérisé en ce qu'il comprend un défibrillateur agencé pour administrer une substance de défibrillation au
15 corps d'un patient en réponse au signal indiquant une condition anormale.

23. Procédé de reconnaissance de formes, caractérisé en ce qu'un signal électrique variable est reçu en provenance d'un patient et est échantillonné à intervalles, en ce que
20 les grandeurs des échantillons sont converties d'une forme analogique en une forme numérique et sont étalonnées par rapport à une valeur maximale prédéterminée et en ce que les échantillons étalonnés sont analysés pour détecter une condition physiologique anormale.

25 24. Procédé de diagnostic d'une fibrillation ventriculaire, caractérisé en ce qu'un signal électrique reçu en provenance d'électrodes fixées sur un patient est échantillonné à intervalles, en ce que les grandeurs des échantillons sont converties d'une forme analogique en une forme numérique
30 et sont étalonnées par rapport à une valeur maximale prédéterminée et en ce que les échantillons étalonnés sont analysés afin de détecter des paramètres du signal caractérisant une fibrillation ventriculaire.

limite maximum

limite maximum

valeur maximum

valeur maximum

FIG. 1



FIG. 2

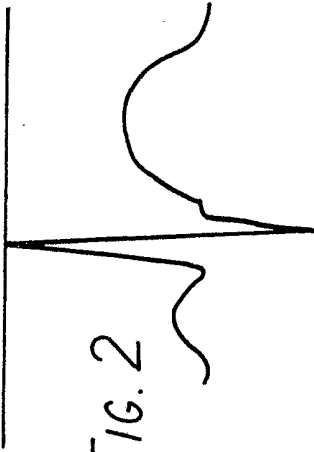


FIG. 3a

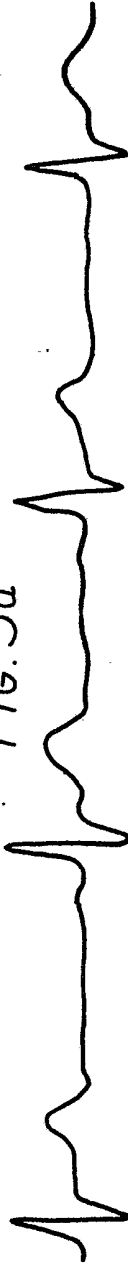


FIG. 4a



FIG. 3b

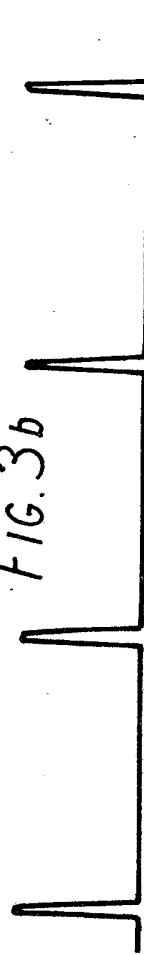


FIG. 4b



FIG. 7a



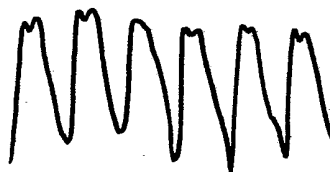
FIG. 7b

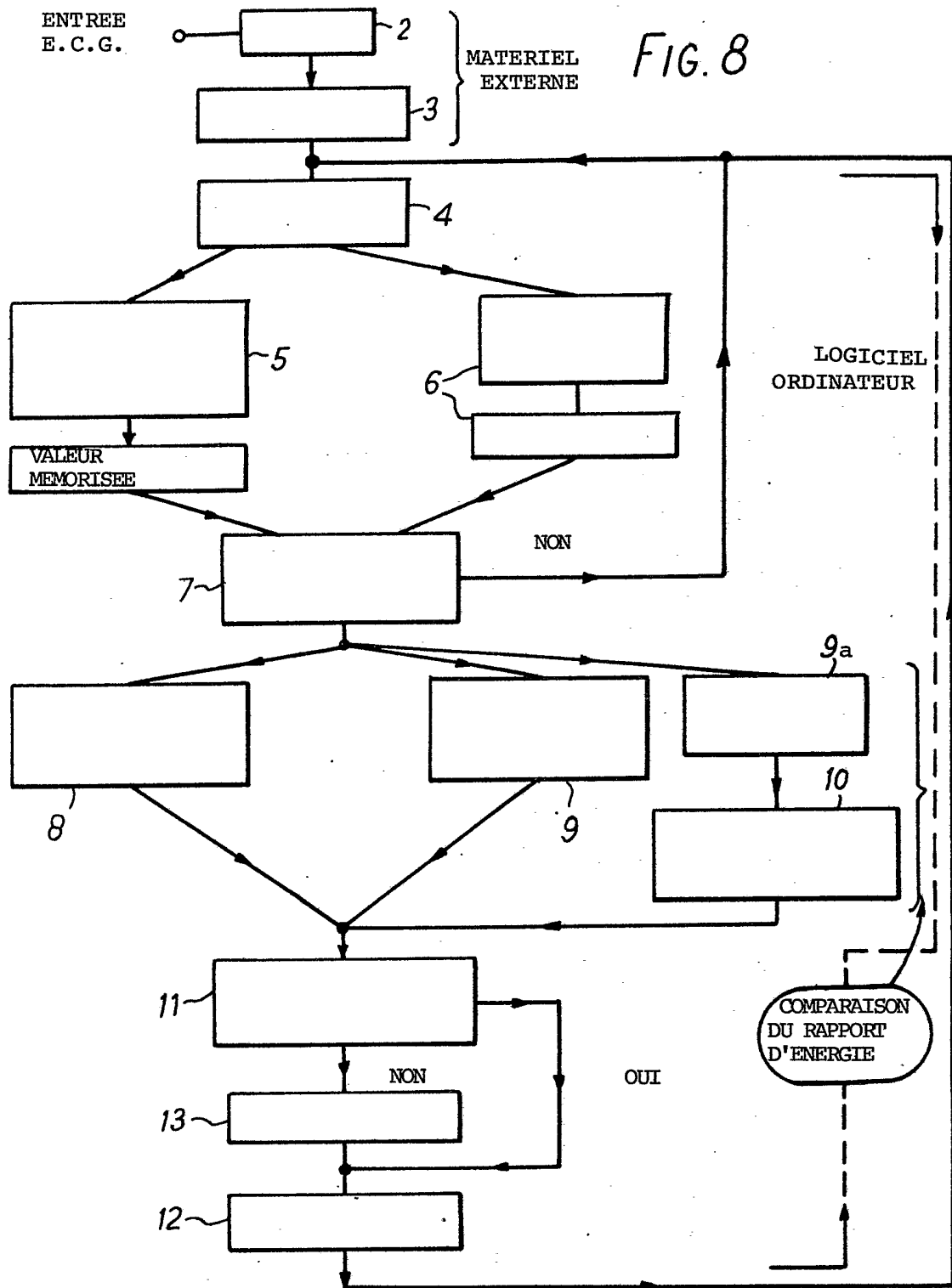


FIG. 7c



FIG. 7d





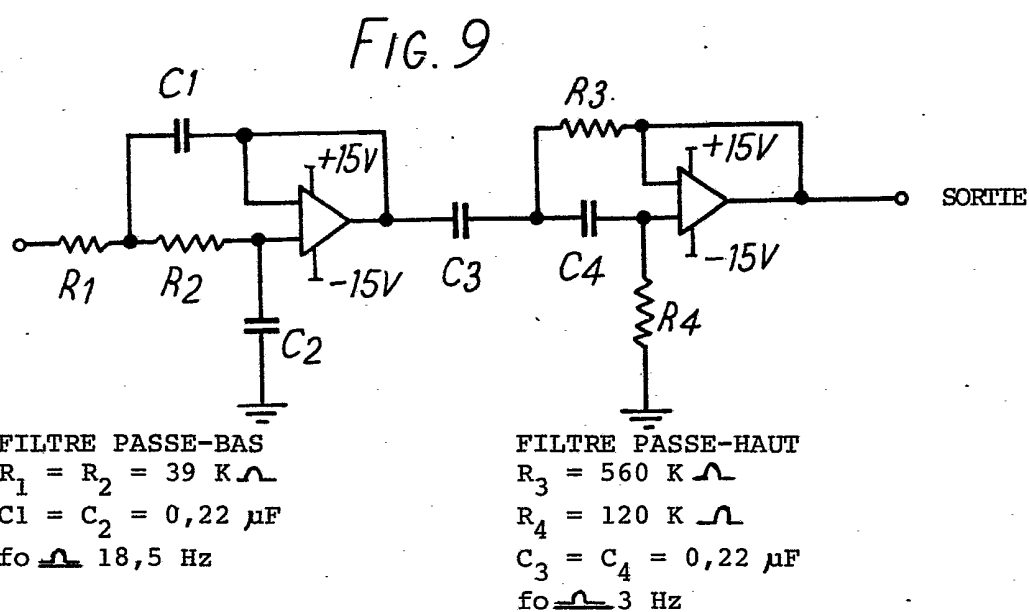
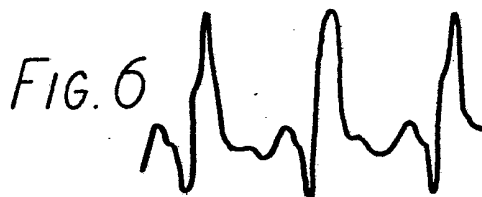
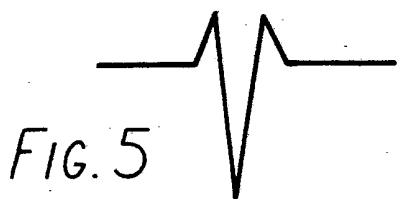


FIG. 10

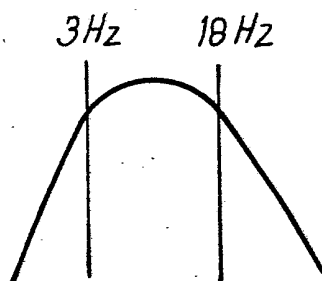


FIG. 11

