

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 18145

(54)

Analyseur de rythme cardiaque.

(51)

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

(22)

Date de dépôt..... 19 août 1980.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée : *EUA*, 22 août 1979, n° 068 845.

(41)

Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 9 du 27-2-1981.

(71)

Déposant : AMERICAN OPTICAL CORPORATION, société organisée selon les lois de l'Etat de Delaware, résidant aux EUA.

(72)

Invention de : Robert L. Cannon et Andrew J. Griffin.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Cabinet Sauvage,
62, cours de Vincennes, 75012 Paris.

La présente invention concerne, d'une manière générale, des analyseurs de rythme cardiaque et, plus particulièrement, un analyseur de rythme cardiaque permettant de contrôler la vitesse des battements cardiaques et de fournir une indication visuelle d'au moins soit le rythme cardiaque maximal, soit le rythme cardiaque minimal, pendant une unité de temps prédéterminée.

On connaît, d'après l'art antérieur, une diversité de dispositifs d'analyse et/ou de contrôle du rythme cardiaque ou de la vitesse des battements cardiaques. Un type de dispositif de contrôle du rythme cardiaque, illustré par les brevets des E.U.A. n° 3 948 250 et 4 083 366, compare un rythme cardiaque mesuré à des limites supérieure et inférieure prédéterminées de rythme cardiaque aux fins de déclencher une alarme si ces limites sont dépassées. En outre, le rythme cardiaque moyen peut être affiché en continu ou périodiquement.

Le brevet des E.U.A. n° 3 893 453 décrit un autre type de dispositif de contrôle de rythme cardiaque, selon lequel un rythme cardiaque moyen est périodiquement imprimé ou inscrit sur une échelle étalonnée, telle que par exemple un papier graphique pour ECG, en vue de montrer les tendances ou changements affectant le rythme cardiaque pendant une période de temps relativement longue. Ce rassemblement d'indications sur le rythme cardiaque est normalement désigné par "définition de la tendance" en raison de son aptitude à révéler, d'un coup d'oeil, l'histoire des modifications de rythme cardiaque au cours d'une période de temps relativement longue.

Plus récemment, la mise au point de techniques de cardiographie ambulatoire, ou cardiographie de Holter comme on l'appelle généralement, a donné naissance à des dispositifs d'analyse et d'exploration relativement compliqués qui sont utilisés pour analyser et explorer des bandes porteuses d'enregistrement de signaux ECG, enregistrés en temps réel, mais lus à une vitesse grandement accélérée, par exemple, à une vitesse 120 fois plus grande que la vitesse d'enregistrement. Ces systèmes, dont les modèles 6002 et 6004 (en particulier, option 2) de l'American Optical Corporation constituent des exemples et qui conviennent à la cardiographie de Holter,

- 2 -

fournissent un affichage successif de la tendance du rythme cardiaque, le rythme cardiaque moyen étant enregistré graphiquement sur un tableau en bande à des intervalles de une minute. Un enregistrement continu du rythme cardiaque moyen 5 est donné dans le dispositif d'exploration de type Holter décrit dans le brevet des E.U.A. n° 4 073 011. Il existe encore un autre dispositif d'exploration de type Holter dans l'art antérieur, dispositif qui fournit, sous forme d'histogramme, un affichage des intervalles R-R, des barres verticales 10 les révélatrices d'une certaine quantité de battements cardiaques par intervalle moyen particulier étant disposées côte à côte en fonction du rythme cardiaque. Une telle définition de la tendance du rythme cardiaque peut également être utilisée par un technicien pour faciliter une extraction, comme à partir 15 de données stockées ou d'enregistrement (sous la forme d'un tableau en bande), de la ou des formes d'ondes particulières d'ECG donnant naissance aux données de la tendance.

Si chacun des systèmes précités fournit réellement un certain degré de pénétration dans le rythme cardiaque d'un 20 patient, l'information, à l'égard d'un rythme cardiaque particulier, est en général plutôt grossière et ne permet pas une analyse plus serrée des variations de rythme cardiaque au cours d'un intervalle de temps relativement court.

En plus des quelques informations les plus courantes 25 pouvant être glanées par le médecin à partir de l'analyse d'un histogramme ou d'un autre type d'affichage de tendance, montrant le rythme cardiaque d'un patient, d'autres informations particulièrement significatives pourraient être obtenues si le médecin ou l'opérateur était capable de déterminer avec 30 rapidité et précision la survenue de ce qu'il est courant d'appeler des "battements omis". Certains pensent qu'il existe une relation étroite entre la survenue de ces battements cardiaques omis et l'existence d'un pouls lent de second degré. Cet état est un de ceux qui peuvent être traités avec une 35 relative facilité au moyen d'un stimulateur, et il est donc particulièrement important d'être à même de le détecter. La technique de contrôle de Holter classique, selon laquelle un opérateur observe une succession affichée rapidement d'ECG superposés, ne permet pas une détection facile des 40 battements omis, et l'enregistrement graphique de chaque

ECG en vue de son examen ultérieur demande un temps et une consommation de papier considérables, ainsi qu'un lent examen par un technicien.

En conséquence, la présente invention a principalement
5 pour but d'apporter un analyseur de rythme cardiaque qui soit capable de fournir une indication visuelle d'au moins soit le rythme cardiaque maximal, soit le rythme cardiaque minimal d'un patient pendant une unité de temps prédéterminée. Elle se propose également de fournir des indications visuelles
10 tant du rythme cardiaque maximal que du rythme cardiaque minimal pendant la période de temps prédéterminée.

L'invention a encore pour objectif de fournir des indications visuelles des rythmes cardiaques maximal et minimal au cours de d'unités de temps prédéterminées d'une durée telle
15 que l'on puisse en tirer facilement une information exploitable.

Un autre but de l'invention est de déterminer les rythmes cardiaques maximal et minimal notés au cours d'une unité de temps prédéterminée de manière à faciliter l'identification et/ou la restauration de "battements omis" à partir
20 des formes d'ondes ECG stockées ou enregistrées.

Ces buts et d'autres sont atteints par l'invention, en ce sens qu'elle apporte un analyseur de rythme cardiaque qui détecte les ondes-R dans les ECG successifs et engendre des
25 signaux qui coïncident avec la détection des ondes-R, ces signaux indicateurs d'ondes-R étant ensuite utilisés pour engendrer des représentations électriques d'au moins soit le rythme cardiaque maximal, soit le rythme cardiaque minimal, ou de préférence des deux, au cours d'une unité de temps prédéterminée. Ces représentations sont ensuite utilisées pour
30 fournir une indication visuelle de ces rythmes.

Plus particulièrement, l'analyseur de rythme cardiaque, selon une forme d'exécution préférée de l'invention, est capable de déterminer les rythmes cardiaques maximal, minimal et moyen d'un patient, par exemple à partir d'enregistrements
35 de type Holter, sur des unités de temps prédéterminées ou des intervalles, comme par exemple toutes les minutes, puis d'enregistrer graphiquement ces valeurs déterminées sur un tableau en bande, pour permettre une interprétation rapide, simple et précise par l'opérateur ou le médecin explorant

les tableaux et faciliter la restauration des formes d'ondes ECG réelles qui résultent des rythmes affichés.

Au cours de la détermination et l'affichage des rythmes cardiaques maximal et minimal, il est possible de fournir
5 et de maintenir constamment à jour un rythme cardiaque moyen sur un intervalle de temps relativement bref, par exemple de quelques secondes, lequel rythme moyen est ensuite pisté au cours de l'unité de temps prédéterminé d'une manière qui inscrit et maintient les rythmes cardiaques les plus élevé
10 et faible pendant cette unité de temps. Ces valeurs sont ensuite disponibles comme indications des rythmes cardiaques maximal et minimal pour cette unité de temps prédéterminée, par exemple, une minute.

Selon une autre forme d'exécution de l'invention, l'intervalle moyen entre un série prédéterminée d'ondes-R successives est pisté . pendant l'unité de temps prédéterminée et l'intervalle maximal et/ou minimal est maintenu, puis converti en une indication des rythmes cardiaques respectivement minimal et/ou maximal. Plus précisément, l'intervalle
20 entre des ondes-R successives est, de préférence, formulé sous la forme d'une moyenne qui est déterminée, dans le cas du rythme cardiaque minimal, en faisant la moyenne des intervalles entre un petit nombre, par exemple une ou deux, ondes-R successives et, dans le cas du rythme cardiaque maximal, en
25 faisant la moyenne des intervalles entre un nombre significativement plus grand, par exemple huit, d'ondes-R successives. En utilisant un intervalle de 1 ou 2 battements pour la moyenne employée pour la détermination du rythme cardiaque minimal, un battement omis aura un impact significatif sur la valeur
30 du rythme cardiaque minimal qui est affichée, facilitant ainsi son identification et sa restauration . En outre, le plus grand nombre de battements sur la base duquel l'intervalle inter-battement est calculé en moyenne pour déterminer le rythme cardiaque maximal, sert à diminuer l'effet d'artéfact,
35 qui est habituellement important.

L'invention est décrite ci-après en détail en référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 est une représentation schématique d'un analyseur fournissant des affichages de rythme cardiaque
40 particuliers, selon l'invention ;

- la figure 2 est un schéma plus détaillé d'une partie nouvelle du système de la figure 1, selon une forme d'exécution de l'invention,

5 - la figure 3 est un enregistrement graphique obtenu selon l'invention, l'enregistrement montrant le rythme cardiaque maximal et le rythme cardiaque minimal par unité de temps, ainsi que le rythme cardiaque moyen ; et

- la figure 4 est un schéma plus détaillé d'une partie nouvelle du système selon la figure 1, conforme à une autre
10 forme d'exécution de l'invention.

Si l'on se réfère à la figure 1, on voit un analyseur de rythme cardiaque selon l'invention, convenant particulièrement pour explorer ou analyser des signaux ECG enregistrés sur une bande magnétique selon les principes bien connus
15 de l'électrocardiographie ambulatoire ou de type Holter. Le nouvel analyseur de rythme cardiaque comprend des moyens pour afficher, par exemple par enregistrement graphique ou autre, les rythmes cardiaques maximal et minimal par unité de temps, par exemple une minute, en plus de l'affichage plus traditionnel du rythme cardiaque moyen. Cet affichage des rythmes cardiaques maximal, minimal et moyen au cours d'unités ou d'intervalles de temps prédéterminés débouche sur la définition d'une
20 tendance des rythmes cardiaques maximal, minimal et moyen, permettant ainsi au technicien de disposer d'un enregistrement relativement détaillé, facile à utiliser et à comprendre
25 du rythme cardiaque d'un patient. Cet enregistrement facilite la restauration des formes d'onde ECG pertinentes d'un enregistrement stocké, comme par exemple sur une bande magnétique ou un tableau en bande. Cela est particulièrement vrai lorsque l'affichage des rythmes cardiaques peut être enregistré
30 en permanence, comme sur des tableaux en bande spéciaux et concis, portant des données d'identification du temps imprimées sur lesdits tableaux, permettant ainsi d'établir une corrélation entre les rythmes cardiaques évolutifs et d'autres
35 données analytiques pertinentes, d'une part, et les formes d'ondes ECG leur donnant naissance, d'autre part. Les formes d'ondes ECG sont normalement stockées sur une bande magnétique et elles peuvent être enregistrées graphiquement sur des tableaux en bande séparés portant sur les périodes intéressantes.
40

Sans que cela soit limitatif, l'analyseur de rythme cardiaque selon l'invention est particulièrement applicable en cardiographie ambulatoire où les signaux ECG sont enregistrés sur une bande magnétique à une certaine vitesse et restitués à une vitesse sensiblement plus grande, par exemple 60 fois, et de préférence 120 fois, la vitesse d'enregistrement, aux fins d'exploration et d'analyse.

Ainsi une unité convenable de lecture de bande 10 fournit des signaux ECG 11 à un détecteur convenable d'onde-R 12 d'un modèle connu, via un préamplificateur-amplificateur 14. Le détecteur d'onde-R 12 répond à l'onde QRS de chaque forme d'onde PQRS du signal ECG pour indiquer la survenue d'une onde-R. La sortie du détecteur 12 d'onde-R peut être communément une impulsion électrique 16 coïncidant avec une onde-R. Les impulsions 16 révélatrices des ondes-R sont ensuite envoyées, via le conducteur 18, à l'entrée d'un calculateur de rythme cardiaque 20. Le calculateur de rythme cardiaque 20, dans la forme d'exécution générale de la figure 1, sert à convertir les signaux révélateurs d'onde-R en représentations du rythme cardiaque maximal, du rythme cardiaque minimal et du rythme cardiaque moyen par une quelconque unité de temps prédéterminée (ou unités prédéterminées). Dans la présente forme d'exécution, l'unité de temps prédéterminée pour chacun des rythmes cardiaques précités est la minute, un tel intervalle étant suffisamment court pour donner une quantité suffisante d'informations significatives et, cependant, suffisamment long pour que le portrait graphique obtenu soit relativement compact et facilement lisible. Le calculateur de rythme cardiaque 20 peut être assimilé à un appareil comprenant un calculateur de rythme cardiaque moyen 20A, un calculateur de rythme cardiaque maximal 20B et un calculateur de rythme cardiaque minimal 20C. Le calculateur de rythme cardiaque moyen 20 A détermine le rythme cardiaque moyen à des intervalles de une minute pour les 30 secondes précédentes ou plus, d'une manière connue en soi. Les calculateurs 20B et 20C de rythmes cardiaques maximal et minimal fournissent cependant des indications sur les rythmes cardiaques maximal et minimal à des intervalles de une minute pour la minute précédente. L'échantillonnage des sorties de rythmes cardiaques à intervalles de une minute

est fait sous la commande d'un séquenceur 22, comme l'ensei-
gnent divers systèmes antérieurement connus, notamment les
modèles de dispositifs d'exploration 6002 et 6004 (opt.2) de l'Ame-
can Optical Corporation précités. Le séquenceur 22 peut com-
5 prendre un circuit de chronométrage ou de mesure du temps
adapté à l'interrogation du calculateur de rythme cardiaque
20 à des intervalles de une minute. Plus précisément, le sé-
quenceur 22 peut agir en synchronisme avec un code de chrono-
métrage apparaissant sur un canal séparé (non représenté) du
10 signal enregistré qui est lu par l'unité 10. Le code de chro-
no-métrage fournit un moyen de corrélation entre la survenue
de signaux ECG spécifiques et les sorties de rythme cardia-
ques résultantes provenant du calculateur 20. Il est connu,
dans la formation de l'affichage de certains types de données
15 sur la tendance cardiaque, d'imprimer une indication horaire
du temps le long de la marge du tableau en bande, en rapport
avec certaines données en cours d'enregistrement sur le ta-
bleau. En outre, des données cumulatives pour chaque heure
peuvent être imprimées en bordure entre chaque paire de repè-
20 res d'heure pertinents. Cependant, pour ce faire, il est né-
cessaire de différer la sortie d'une heure, par rapport au
patient. Ce délai est également appliqué aux données expri-
mant la tendance du rythme cardiaque qui est à afficher en
rapport avec les repères de temps appropriés. Par suite, on
25 peut employer une mémoire 24 pour stocker temporairement, et
donc différer, la transmission des données du rythme cardia-
que entre le calculateur 20 et un système d'affichage graphi-
que tel que des dispositifs d'enregistrement 26 sur tableau
en bande.

30 Les dispositifs d'enregistrement sur tableau en bande
26 représentés à la figure 1 sont d'un type sensiblement con-
nu, par exemple, du type de celui qui fait l'objet du bre-
vet des E.U.A. n° 3 894 533 au nom de Robert L. Cannon, cédé
à la demanderesse. D'une manière générale, les données de
rythme cardiaque, provenant soit directement du calculateur
35 20, soit des moyens de retardement de la mémoire 24, sont
fournis aux entrées appropriées des dispositifs d'enregistre-
ment sur tableau en bande 26, tout comme est fourni également
une entrée de chronométrage depuis le séquenceur 22, via le
40 conducteur 28, de telle sorte que les représentations

électriques du rythme cardiaque sont traduites en indices enregistrés graphiquement sur des tableaux en bande 30A et 30B au moyen d'un quelconque instrument d'écriture tel qu'un stylet à encre ou un stylet thermique, respectivement 32 A et 5 32 B. Dans la forme d'exécution illustrée à la figure 3 avec plus de détails, le rythme cardiaque moyen est inscrit sur un tableau en bande 30A, ou sur un couloir d'un tableau à couloirs multiples, et les rythmes cardiaques maximal et minimal sont inscrits sur un autre tableau en bande 30B ou sur 10 un autre couloir du tableau à couloirs multiples. Bien que cela soit fait, selon la présente invention, pour permettre le tracé d'autres informations (non représentées) sur chacun des deux couloirs d'affichage du tableau, on doit comprendre que, dans certains cas, les deux couloirs peuvent être fusion- 15 nés.

Si l'on se réfère à la figure 2, on voit une forme d'exécution du calculateur de rythme cardiaque 20 décrite avec plus de détail. Les impulsions révélatrices d'ondes-R apparaissant dans le conducteur 18 sont envoyées à un circuit 20 convenable de mise en forme des impulsions 36 pour donner des impulsions d'amplitude et de durée standardisées, d'une manière connue, en réponse aux indications respectives d'ondes-R. Ces impulsions révélatrices d'ondes-R maintenant standardisées sont amenées à l'entrée d'un circuit 38 établissant une moyenne sur six secondes, ce, via un conducteur 37. 25 Ce circuit 38 peut comprendre avantageusement un filtre passe bas ayant des constantes de temps appropriées. La moyenne sur six secondes à laquelle on se réfère à propos du circuit 38 concerne, pour la présente description de l'invention, 30 six secondes de temps réel, ou de temps du patient; on doit cependant comprendre que les constantes choisies pour le filtre développent en fait un dixième d'une moyenne sur une seconde si la vitesse de lecture est 60 fois plus grande que la vitesse d'enregistrement, et un vingtième d'une moyenne 35 sur une seconde si la vitesse de lecture est 120 fois plus grande que la vitesse d'enregistrement. De même, les autres intervalles pris pour l'établissement de moyenne et auxquels on se référera plus loin seront exprimés en temps réel ou temps du patient, mais rapporté à la vitesse de lecture de 30 l'enregistrement. La sortie 40 du circuit d'établissement

de moyenne sur six secondes représente le rythme cardiaque moyen sur l'intervalle des six secondes qui viennent juste de s'écouler. Cette valeur est amenée aux entrées du calculateur de rythme cardiaque moyen 20A, du calculateur de rythme cardiaque maximal 20B et du calculateur de rythme minimal 20C. Le dispositif établissant la moyenne sur six secondes 38 est choisi de manière à être suffisamment court pour que les variations de rythme faible apparaissent néanmoins suffisamment longues tandis que les effets des aberrations de 10 rythme élevé ou de haute fréquence soient minimisées.

La moyenne sur six secondes provenant du dispositif 38 est fournie à un autre circuit 20A établissant la moyenne sur trente secondes. Le circuit 20A fournit une moyenne sur une partie substantielle de l'intervalle rapporté de une mn. La 15 durée pourrait aussi bien être choisie de 20 secondes ou de 60 secondes ou plus, la valeur de 30 secondes ayant été ici choisie à des fins de commodité. Le circuit 20A établissant la moyenne sur 30 secondes fournit son signal de sortie à un conducteur 21A qui, à son tour, subit un échantillonnage 20 sous la commande du séquenceur 22 aux fins de stockage temporaire dans la mémoire 24 ou l'application directe au circuit des dispositifs d'enregistrement sur tableau(x) en bande 26. Lorsque la sortie du circuit 20A d'établissement du rythme cardiaque moyen doit être stockée dans la mémoire, elle est 25 convertie de la forme analogique à la forme numérique, puis stockée dans la mémoire, puis reconvertie de la forme numérique à la forme analogique pour son application au circuit des dispositifs d'enregistrement sur tableaux en bande 26.

Les circuits des calculateurs de rythmes cardiaques maximal et minimal 20B et 20C de la figure 2 sont tout à fait 30 similaires entre eux, chacun comprenant des circuits de pistage et de maintien et différant l'un de l'autre uniquement de par la nature complémentaire de leur comparateur respectif déterminant l'un, un maximum, l'autre, un minimum. Le 35 calculateur de rythme cardiaque maximum 20B comprend un circuit d'échantillonnage et de maintien 42 recevant la sortie 40 du dispositif 38 établissant la moyenne sur six secondes. La sortie du circuit d'échantillonnage et de maintien 42 est fournie à l'entrée positive ou non-inversante d'un comparateur 40 44 dont la sortie constitue l'entrée d'une porte OU 46. La

sortie de la porte OU 46 est réinjectée dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42. L'autre entrée, négative, du comparateur 44 est alimentée par la sortie 40 du dispositif établissant la moyenne 38. De cette manière, la moyenne 5 immédiate apparaissant au conducteur 40 apparaît à l'entrée négative du comparateur 44 et la valeur stockée ou maintenue du circuit d'échantillonnage et de maintien 42 apparaît à l'entrée positive du comparateur. Lorsque la moyenne présente sur six secondes est inférieure à la valeur stockée dans 10 le circuit d'échantillonnage et de maintien 42, la sortie du comparateur 44 est un zéro logique et il n'y a pas de signal de commande réinjecté au travers de la porte OU 46 dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42. D'un autre côté, cependant, lorsque la sortie présente du dispositif établissant la moyenne sur six secondes 38 est supérieure à la plus 15 forte moyenne stockée dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42, la sortie du comparateur 44 donne un "un" logique qui, à son tour, passe au travers de la porte OU 46 vers l'entrée de commande du circuit d'échantillonnage et de maintien 20 42. Ce signal de commande en réaction sert à faire entrer cette nouvelle valeur de rythme cardiaque maximal dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42, laquelle nouvelle valeur remplace l'ancienne valeur plus faible qui était stockée. Ainsi, lorsque une moyenne supérieure de rythme cardiaque 25 sur six secondes apparaît, elle est stockée dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42 et elle apparaît à la sortie 21B en indiquant le rythme cardiaque maximal.

Si l'on suppose que l'intervalle ou l'unité de temps prédéterminé entre deux expressions ou impressions successives 30 du rythme cardiaque maximal est d'une minute, le séquenceur 22 de la figure 1 fournira des signaux de commande d'échantillonnage et de remise au zéro, généralement représentés comme apparaissant sur les conducteurs 48 et 49, respectivement, à des intervalles de une minute. D'ordinaire le signal d'échantillonnage est opérationnel pour, en premier lieu, stocker temporairement le signal de rythme cardiaque maximal apparaissant 35 sur le conducteur 21B, soit au moyen de la mémoire 24, soit du circuit de stockage temporaire associé aux dispositifs d'enregistrement sur tableaux en bande 26. Immédiatement après, 40 le signal de remise au zéro apparaissant sur le conducteur 48

est envoyé, au travers d'une autre entrée, à la porte OU 46 et à l'entrée de commande du circuit d'échantillonnage et de maintien 42, de sorte que quelle que soit la valeur moyenne sur six secondes qui apparaît à l'entrée du circuit d'échantillonnage et de maintien, elle y est stockée à ce moment. Cette valeur nouvellement stockée dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 42 représente le premier rythme cardiaque de la nouvelle minute et elle n'est conservée tout au long de cette minute que s'il n'y a pas de rythme cardiaque moyen sur six secondes plus rapide pour la remplacer au cours de cette minute.

De même, la sortie 40 du dispositif établissant la moyenne sur six secondes 38 est envoyée à l'entrée du circuit d'échantillonnage et de maintien 50 du calculateur de rythme cardiaque minimal 20C. La sortie du circuit d'échantillonnage et de maintien 50 est envoyée à l'entrée négative ou inversante d'un comparateur 52 dont la sortie correspond à l'entrée de la porte OU 54. La sortie de la porte OU 54 est réinjectée comme entrée de commande dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 50. Le signal moyen sur six secondes apparaissant présentement sur le conducteur 40 est envoyé à l'entrée positive ou non inversante du comparateur 52 de sorte que le comparateur 52 produit un un logique uniquement si la moyenne présente du rythme cardiaque sur six secondes est inférieure à la valeur stockée dans le circuit d'échantillonnage et de maintien 50. Dans ce cas, la moyenne présente sur six secondes apparaissant également à l'entrée du circuit d'échantillonnage et de maintien 50 est chargée dans ce dernier par le signal de commande. En conséquence, la sortie 2C du circuit d'échantillonnage et de maintien 50 représente le rythme cardiaque minimal. Comme dans le cas du rythme cardiaque maximal et du rythme cardiaque moyen, l'impulsion d'échantillonnage apparaissant sur le conducteur 48 et provenant du séquenceur 22 sert à stocker temporairement, soit dans la mémoire 24, soit dans le circuit des dispositifs d'enregistrement sur tableau(x) en bande 26, le rythme cardiaque minimal déterminé pour la minute précédente. Ainsi, le circuit 26 des dispositifs d'enregistrement sur tableau(x) en bande reçoit des signaux électriques, généralement sous la forme analogique, représentatifs du rythme cardiaque moyen, du rythme cardiaque maximal et du rythme cardiaque minimal pour la minute précédente (temps

réel ou du patient) d'activité cardiaque. L'impulsion de chronométrage sur le conducteur 28 se renouvelle à des intervalles de une minute en synchronisme avec l'impulsion d'échantillonnage sur le conducteur 48 de manière à fournir au circuit

5 d'enregistrement sur tableau(x) en bande des repères de temps.

Si l'on se réfère à la figure 3, on voit que le signal de rythme cardiaque moyen par minute 21A peut être utilisé de telle sorte qu'il commande le stylet 32A aux fins de l'inscription d'indices 56 de rythme cardiaque moyen sur le cou-
10 loir 30A du tableau en bande. Par ailleurs, les signaux de rythmes cardiaques maximal et minimal, respectivement, 21B et 21C sont reçus dans le circuit d'enregistrement 26 de manière que, grâce aux stylets 32B, ils commandent l'inscription d'indices de rythmes cardiaques maximal et minimal, res-
15 pectivement, 57 et 58 sur le tableau en bande 30B. Comme l'indique le brevet des E.U.A. n° 3 894 533 précité, l'abaissement d'un stylet 32A ou 32B est commandé par un galvanomètre respectif recevant le signal de commande de rythme cardiaque à son entrée. Une marque peut être faite par l'application
20 d'un signal de tremblement ou de dérangement de petite amplitude, d'une manière connue, à un circuit de commande à galvanomètre. De plus, lorsque des valeurs doubles, telles que des rythmes cardiaques maximal et minimal, apparaissent sur la même ligne de temps du tableau en bande 30B, la valeur
25 maximale peut être écrite en premier lieu, après quoi le stylet peut être lentement ramené au zéro, en étant toutefois stoppé en vis-à-vis de la position représentative du rythme cardiaque minimal et, à ce moment, un signal de tremblement appliqué au galvanomètre provoque l'inscription de l'indice
30 58. Pendant le retour au zéro par pivotement, le stylet 32B peut être commandé pour inscrire une légère ligne de liaison entre les indices de rythmes cardiaques maximal et minimal. Contrairement au mode d'avancement pas à pas du tableau prévu dans le brevet des E.U.A. n° 3 894 533 précité, le tableau
35 30A, 30B avance en continu au moyen d'un moteur d'entraînement non représenté, sous la commande du séquenceur 22. Les stylets 32A, 32B peuvent être levés du tableau 30A, 30B pendant la plus grande partie de chaque minute et ne revenir en position opérationnelle d'écriture que pendant un cours
40 laps de temps à la fin de chaque minute. De cette façon, les

indices de rythme moyen, maximal et minimal 56, 57 et 58 sont inscrits sur les tableaux en bande 30A, 30B à des intervalles horizontaux correspondant aux intervalles de une minute en temps réel ou du patient. D'autres données, telles que le 5 temps réel, les battements ventriculaires prématurés (VPB), les battements cardiaques totaux (TB)... peuvent être inscrits sur les marges des tableaux en bande, à de plus longs intervalles, tels que de une heure.

Si l'on se reporte maintenant à la figure 4, on voit une 10 autre forme d'exécution du calculateur de rythme cardiaque, désigné ici par 20'. Au lieu de développer à la fois les signaux de rythmes cardiaques maximal et minimal en utilisant un signal analogique de moyenne sur six secondes, comme celui provenant du circuit 38 de la figure 2, la présente forme 15 d'exécution détermine le rythme cardiaque sur la base de l'intervalle entre deux ondes-R successives, c'est-à-dire l'intervalle R-R. Plus précisément, on détermine le rythme cardiaque maximal par minute en utilisant une moyenne des huit intervalles R-R les plus récents et on détermine le rythme cardiaque 20 minimal en utilisant une moyenne basée sur les deux intervalles R-R les plus récents. Ce procédé est souhaitable en ce sens qu'il minimise l'effet d'artefact qui a généralement tendance à se produire à un rythme élevé et, de plus, il souligne la survenue d'un battement cardiaque omis par son impact 25 significatif sur la valeur de rythme cardiaque minimal.

Le calculateur de rythme cardiaque 25 de la figure 4 se différencie en outre du calculateur 20 de la figure 2 par le fait qu'il accomplit la plupart de ses fonctions dans le domaine numérique plutôt que dans le domaine analogique. Plus 30 précisément, la sortie 18 du détecteur d'onde R-12 est appliquée à l'entrée chronométrante d'un compteur 28' à étages multiples pour enregistrer le nombre de pulsations d'ondes-R survenant au cours d'une unité de temps prédéterminée, par exemple, une minute. On comprendra que du fait que les cal- 35 culs sont accomplis ici dans le domaine numérique au moyen de l'utilisation des compteurs, il n'est pas besoin de standardiser l'amplitude et la largeur des impulsions d'ondes-R et, donc, que le conformateur d'impulsions 36 de la figure 2 peut être omis, les formes d'ondes non standardisées 16 du

détecteur d'ondes-R 12 étant suffisantes pour commander les compteurs respectifs. Le compteur 28' reçoit les signaux d'échantillonnage et de remise au zéro 48, 49 ayant sensiblement la même fonction que précédemment. Ainsi, à la fin de 5 chaque minute, le compteur 28' reçoit une impulsion d'échantillonnage 48 soit pour transférer le compte à la mémoire 24, soit pour le faire passer directement au circuit d'enregistrement sur tableau(x) en bande 26, via un transformateur numérique → analogique 95. L'impulsion d'échantillonnage 48 est immédiatement 10 suivie par une impulsion de remise au zéro 49 pour ramener le compteur 28' au zéro. Ainsi, chaque minute, le conducteur 21A' reçoit une représentation électrique du nombre de battements cardiaques et, donc, du rythme cardiaque au cours de la minute précédente. Ce compte réel sur un intervalle 15 de une minute est donc utilisé comme rythme moyen pour cette minute.

Les impulsions d'ondes R-18 sont appliquées de même à une entrée de remise au zéro d'un compteur d'intervalles R-R 60 qui reçoit également un signal de temps prédéterminé 61 à son 20 entrée chronométrante. Ce signal de temps 61 est fourni par une horloge associée au séquenceur 22 et est d'une fréquence suffisamment élevée pour que le compte de sortie du compteur d'intervalles R-R 60 soit capable de traduire des variations relativement petites affectant l'intervalle R-R. La sortie 62 25 du compteur d'intervalles R-R est appliquée à un circuit sommateur 63 de conception convenable qui fournit une information de sortie 64 révélatrice de la somme des huit derniers (les plus récents) intervalles R-R. D'ordinaire, le circuit sommateur 63 comprend huit registres, dont chacun contient un "un" différent 30 pour chacun des huit derniers intervalles, et des additionneurs convenables pour faire la somme de ces huit intervalles. Lorsqu'un nouvel intervalle R-R est déterminé, cette valeur remplace le plus ancien intervalle R-R stocké dans un des huit registres. La somme 64 des huit derniers intervalles est envoyée 35 à un circuit diviseur par huit 65 d'une conception connue et tel que la sortie 66 de ce diviseur représente la moyenne d'un intervalle R-R reposant sur les huit derniers intervalles. L'intervalle R-R moyen est envoyé, via le conducteur 66, à l'entrée d'un circuit de pistage et de maintien d'intervalle 40 minimal 20B' qui, d'une manière générale, est similaire au

circuit de pistage et de maintien 20B de la forme d'exécution de la figure 2. Les impulsions d'ondes-R 18 sont également envoyées aux entrées de signaux d'échantillonnage et/ou de remise au zéro du sommateur 63 et du diviseur 65 pour accomplir le changement des données et/ou la remise au zéro des compteurs.

Plus précisément, le circuit de pistage et maintien 20B' sert à pister et à maintenir l'intervalle minimal survenant au cours d'un échantillonnage d'intervalles sur une minute. L'intervalle minimal apparaît finalement à la sortie du circuit de pistage et maintien 20B' à la fin de chaque minute et est converti en la valeur correspondante de rythme cardiaque, laquelle valeur correspond au rythme cardiaque maximal ayant existé au cours de la minute précédente. La conversion depuis l'intervalle R-R minimal au rythme cardiaque maximal est effectuée par un circuit de conversion approprié 67 de conception connue, qui est commandé par des signaux d'échantillonnage et de remise au zéro 48, 49, tels que décrits ci-dessus. Ainsi, la sortie du circuit de conversion 67 correspond au rythme cardiaque maximal par minute, ce signal pouvant ensuite être temporairement stocké dans la mémoire 24 ou être envoyé directement au circuit de conversion numérique → analogique 68 en vue de la conversion en un signal analogique, qui est ensuite appliqué au circuit d'enregistrement sur tableau(x) en bande 26 comme indiqué ci-dessus.

La sortie 62 du compteur d'intervalles R-R 60 est également envoyée à un circuit calculateur de rythme cardiaque minimal 21C', et plus particulièrement à l'entrée d'un circuit sommateur 70 pour faire la somme des deux derniers intervalles. Le circuit 70 est similaire au circuit 63, à cela près qu'il ne fait la somme que des deux derniers intervalles R-R venant de s'écouler, cette somme étant envoyée, via le conducteur 72, à un circuit diviseur par deux 74 qui fournit à sa sortie 76 une valeur d'intervalle R-R reposant sur la moyenne des deux dernières valeurs d'intervalles R-R. Comme dans le cas du calculateur de rythme cardiaque maximal, les impulsions d'ondes-R sont envoyées au sommateur 70 et au diviseur 74 pour effectuer la modification voulue de données et/ou la remise à zéro des compteurs.

La valeur moyenne d'intervalle R-R sur trois battements 76

est envoyée à l'entrée d'un circuit de pistage et maintien d'intervalle maximal 20C' qui correspond généralement au circuit de pistage et de maintien 21C de la figure 2. La valeur du signal apparaissant à la sortie du circuit de pistage et 5 maintien 20'C à la fin de chaque intervalle de une minute correspond à l'intervalle R-R moyen maximal se produisant pendant cette minute et est, à son tour, converti par le circuit 77 en rythme cardiaque correspondant, lequel rythme cardiaque représente un rythme cardiaque minimal ayant existé 10 pendant l'intervalle d'une minute. Les impulsions d'échantillonnage et de remise au zéro 48 et 49 sont appliquées de la même manière au circuit de conversion 77. Comme dans le cas du signal de rythme cardiaque maximal, le signal de rythme cardiaque minimal du circuit calculateur 21C' peut être envoyé 15 à la mémoire 24' pour un stockage temporaire ou être directement converti de sa valeur numérique à sa valeur analogique par un dispositif de conversion numérique → analogique 78, après quoi elle est appliquée à l'entrée appropriée du circuit d'enregistrement sur tableau en bande 26.

20 On comprendra que, en basant le rythme cardiaque minimal sur l'intervalle moyen de seulement un, ou comme dans le cas présent de deux, intervalles R-R, les effets d'un battement omis sont tout à fait marqués sur la valeur de l'intervalle moyen et, par conséquent, sur la valeur de rythme cardiaque 25 minimal correspondante. Dans le cas présent, en supposant que le rythme cardiaque soit de 60 battements par minute et, donc, que l'intervalle moyen R-R soit d'une seconde, un seul battement omis fera passer l'intervalle moyen R-R de une seconde à une seconde et demie, créant ainsi une réduction 30 apparente de 33 % de la valeur de rythme cardiaque minimal ou, en d'autres termes, donnant un rythme cardiaque de 40 battements/mn. Une telle variation significative de l'intervalle R-R ou du rythme cardiaque ressort clairement de l'indice 58' de rythme cardiaque minimal écrit correspondant, 35 alertant ainsi l'observateur des ondes ECG obtenues au cours de la minute précédente. Ces formes d'ondes peuvent alors être ressorties du stockage et présentées en affichage CRT et/ou en enregistrement graphique pour une analyse soignée et détaillée tendant à identifier la situation qui a provoqué 40 l'omission apparente d'un battement cardiaque. Bien qu'un

intervalle R-R moyen reposant sur un intervalle R-R unique (c'est-à-dire deux battements successifs) donnerait une sensibilité encore plus grande, la sensibilité offerte par la présente moyenne faite à partir de deux intervalles R-R est
5 suffisante et on préfère y avoir recours du fait qu'elle est moins sensible aux artéfacts. Par exemple, on préfère qu'un battement ventriculaire prématuré suivi d'une longue pause (compensatoire) ne soit pas expliqué à tort comme comprenant un battement omis.

10 Il est bien entendu que la présente invention n'est pas limitée aux formes d'exécution décrites et représentées et que diverses modifications et adaptations peuvent lui être apportée en fonction des besoins, par l'homme de l'art.

REVENDEICATIONS

1 - Analyseur de rythme cardiaque, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens agissant en réponse à l'onde-R d'ondes complexes ECG successives d'un patient pour engendrer
5 des signaux coïncidant avec la survenue de ladite onde-R, des moyens agissant en réponse auxdits signaux révélateurs d'ondes-R pour engendrer des représentations électriques d'au moins soit le rythme cardiaque maximal, soit le rythme
10 cardiaque minimal par unité de temps prédéterminée, et des moyens agissant en réponse auxdites représentations électriques du rythme cardiaque pour donner une indications visuelle au moins soit du rythme cardiaque maximal, soit du rythme cardiaque minimal.

2 - Analyseur selon la revendication 1, caractérisé en
15 ce que l'unité de temps prédéterminée est sensiblement d'une minute en temps réel du patient.

3 - Analyseur selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R engendrent des représentations électriques tant du rythme cardiaque
20 maximal que du rythme cardiaque minimal par unité de temps prédéterminée.

4 - Analyseur selon la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R engendrent des représentations électriques du rythme cardiaque moyen
25 par unité de temps prédéterminée.

5 - Analyseur selon la revendication 4, caractérisé en ce que les unités de temps prédéterminées sont les mêmes pour les rythmes cardiaques maximal, minimal et moyen, cette
30 unité de temps étant sensiblement d'une minute en temps réel du patient.

6 - Analyseur selon la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens donnant une indications visuelle des rythmes cardiaques comprennent des moyens d'enregistrement graphique .

7 - Analyseur selon la revendication 6, caractérisé en
35 ce que les moyens d'enregistrement graphique comprennent des moyens d'enregistrement sur un tableau en bande composés d'un tableau en bande, de moyens d'inscription et de moyens de commande de l'inscription en réponse auxdites représentations électriques du rythme cardiaque, en vue de provoquer l'ins-
40 cription d'indices sur le tableau en feuille proportionnés

au rythmecardiaque.

8 - Analyseur selon la revendication 7, caractérisé en ce que les représentations électriques du rythme cardiaque sont engendrées pendant une série d'unités de temps prédéterminées successives et en ce que le tableau en bande avance entre lesdites unités de temps prédéterminées successives sous l'effet de moyens d'entraînement du tableau en bande.

9 - Analyseur selon la revendication 8, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R engendrent des représentations électriques tant du rythme cardiaque maximal que du rythme cardiaque minimal pour chacune des unités de temps prédéterminées

10 - Analyseur selon la revendication 9, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R engendrent, en outre, des représentations électriques du rythme cardiaque moyen pour chaque unité de temps prédéterminée.

11 - Analyseur selon la revendication 9, caractérisé en ce que les moyens de commande de l'inscription empêchent l'inscription desdits rythmes cardiaques maximal et minimal par lesdits moyens d'inscription pendant au moins une partie substantielle de l'avance du tableau en bande, espaçant ainsi les indices successifs de rythmes cardiaques maximal et minimal sur ledit tableau.

12 - Analyseur selon la revendication 9, caractérisé en ce que lesdites ondes ECG complexes et successives sont obtenues d'un patient à une première vitesse et sont fournies audit analyseur à une seconde vitesse sensiblement plus grande que la première, ledit analyseur comprenant des moyens pour compenser la différence entre les première et seconde vitesses, grâce à quoi la période de temps prédéterminée est rapportée au temps réel du patient, à la première vitesse.

13 - Analyseur selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R comprennent des moyens pour faire, en continu, la moyenne du rythme répété des ondes-R sur un intervalle prédéterminé, ladite moyenne est conservée à jour pendant l'unité de temps prédéterminée, et des moyens pour pister cette moyenne de rythme répété des ondes-R au cours de l'unité de temps prédéterminée et pour maintenir au moins la valeur maximale ou minimale de celle-ci, respectivement comme rythme cardiaque maximal ou

minimal.

14 - Analyseur selon la revendication 13, caractérisé en ce que lesdits moyens de pistage et de maintien fournissent des représentations électriques tant du rythme cardiaque maximal que du rythme cardiaque minimal.

15 - Analyseur selon la revendication 14, caractérisé en ce que ledit intervalle prédéterminé sur lequel est faite la moyenne du rythme répété des ondes-R est inférieur à ladite unité de temps prédéterminée.

16 - Analyseur selon la revendication 15, caractérisé en ce que l'intervalle prédéterminé sur lequel est faite la moyenne du rythme répété des ondes-R est d'environ six secondes en temps réel du patient.

17 - Analyseur selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens agissant en réponse aux ondes-R comprennent des moyens pour faire continuellement la moyenne entre les intervalles séparant une série prédéterminée d'ondes-R successives et produire des représentations électriques de cette moyenne, ladite moyenne étant conservée à jour pendant l'unité de temps prédéterminée, des moyens agissant en réponse auxdites représentations électriques des moyennes d'intervalle entre les ondes-R pour pister la moyenne d'intervalle entre les ondes-R au cours de l'unité de temps prédéterminée et pour maintenir au moins la valeur maximale ou minimale de cette moyenne, et des moyens agissant en réponse au moins soit à la valeur maximale, soit à la valeur minimale, de la moyenne d'intervalle entre les ondes-R pour convertir cette valeur respectivement en rythme cardiaque minimal ou en rythme cardiaque maximal.

18 - Analyseur selon la revendication 17, caractérisé en ce que les moyens de pistage et de maintien fournissent des représentations électriques tant des moyennes d'intervalles maximaux et minimaux entre les ondes-R et en ce que lesdits moyens de conversion fournissent des représentations électriques tant des rythmes cardiaques minimal que maximal.

19 - Analyseur selon la revendication 18, caractérisé en ce que les moyens établissant la moyenne entre les intervalles entre les ondes-R font le moyenne entre les ondes-R successives sur une première série prédéterminée d'ondes-R successives pour fournir une première représentation élec-

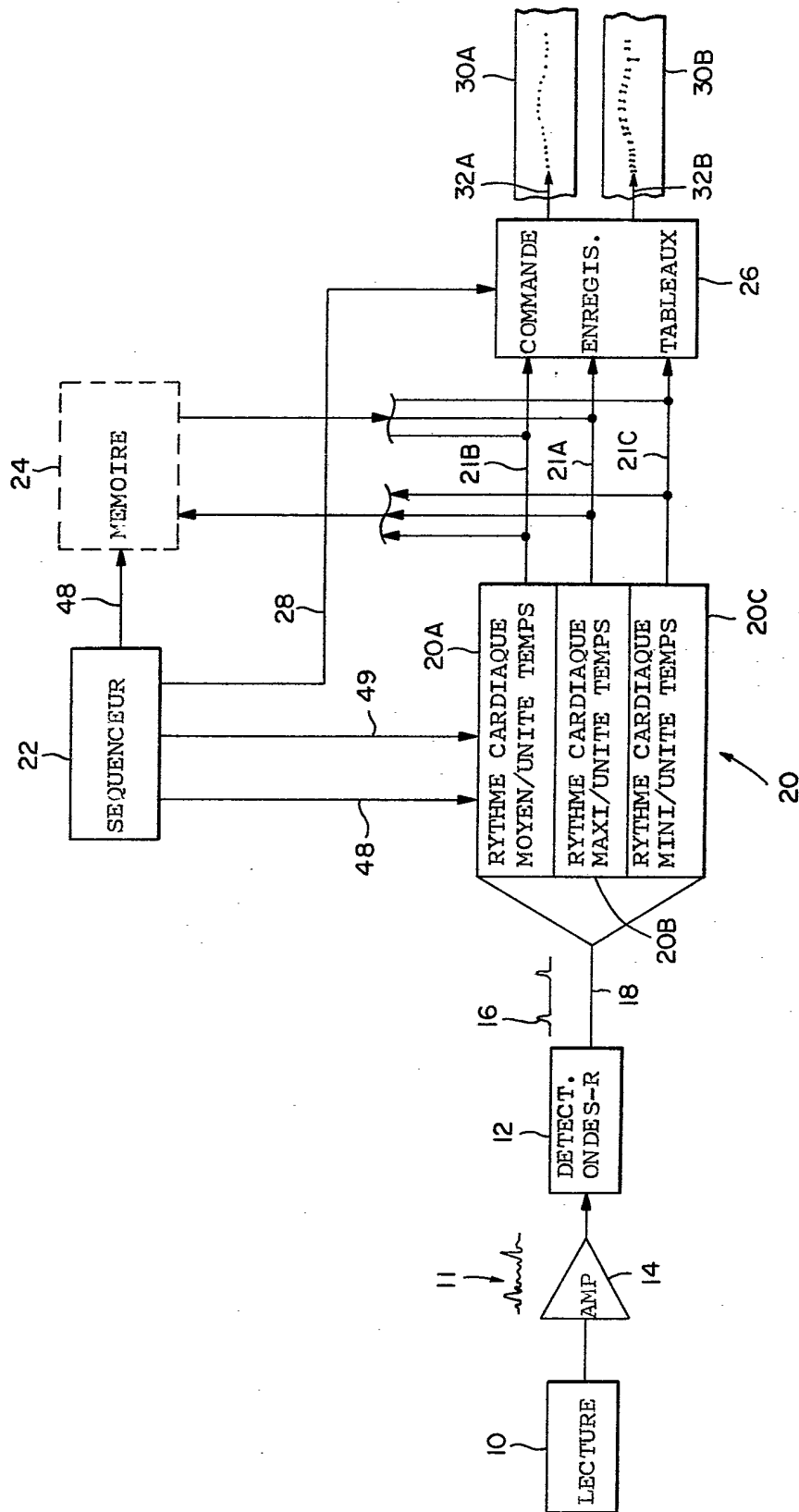
trique de cet intervalle moyen, . et font la moyenne des intervalles entre les ondes-R successives pendant une seconde série prédéterminée d'ondes-R successives, plus longue que la première, pour fournir une seconde représentation électrique de cet intervalle, lesdits moyens de pistage et de maintien agissant en réponse tant aux premières qu'aux secondes représentations électriques des moyennes d'intervalle entre les ondes-R pour fournir des valeurs maximales et minimales de moyennes d'intervalle entre les ondes-R, qui sont, à leur tour, converties respectivement en rythmes cardiaques minimal et maximal.

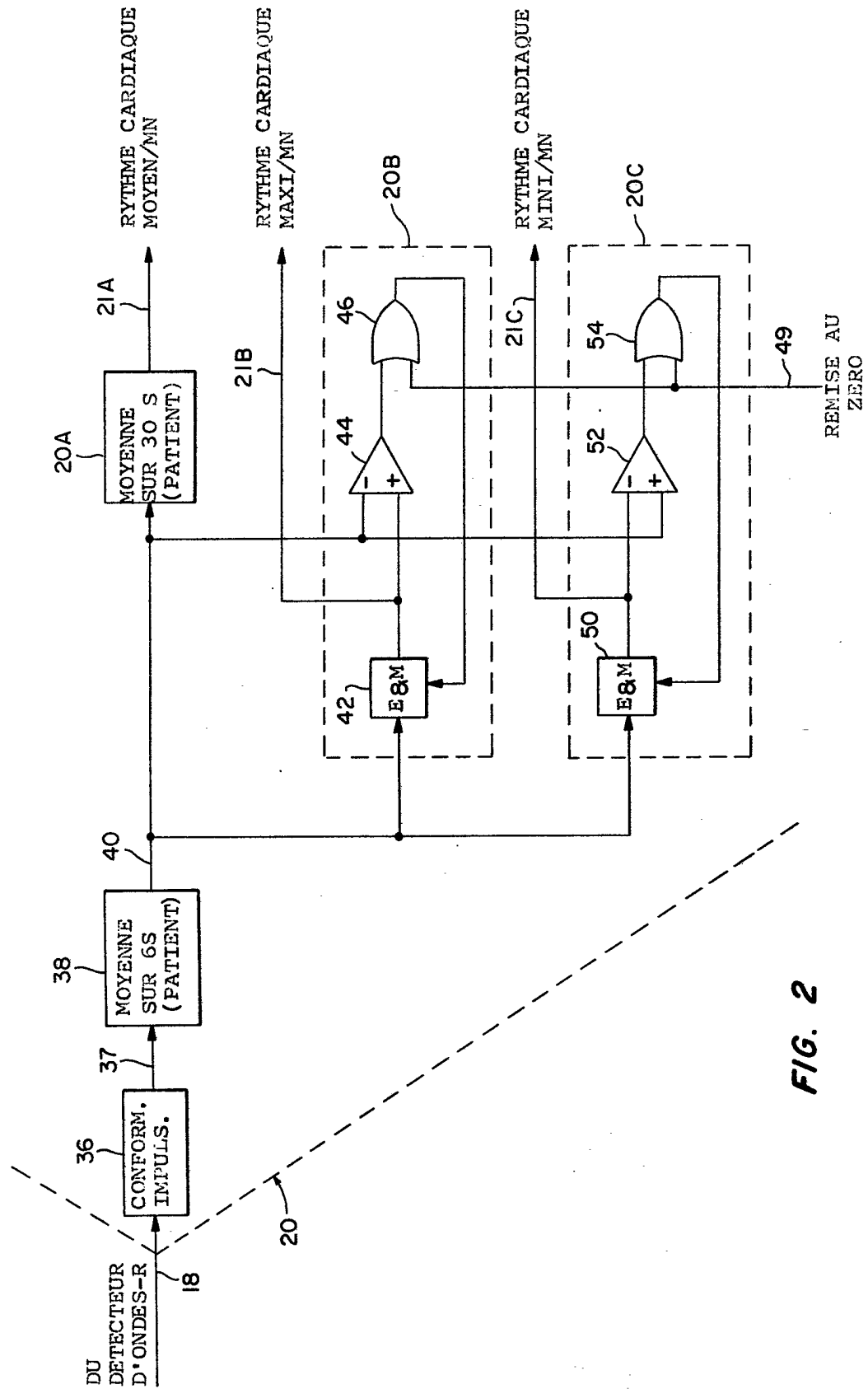
20 - Analyseur selon la revendication 19, caractérisé en ce que la seconde série prédéterminée d'ondes-R successives est sensiblement plus grande que la première série.

15 21 - Analyseur selon la revendication 20, caractérisé en ce que la première série d'ondes-R successives n'est pas supérieure à deux.

22 - Analyseur selon la revendication 21, caractérisée en ce que la première série d'ondes-R successives est égale à deux.

20 23 - Analyseur selon la revendication 21, caractérisé en ce que la seconde série d'ondes-R successives est égale à huit.





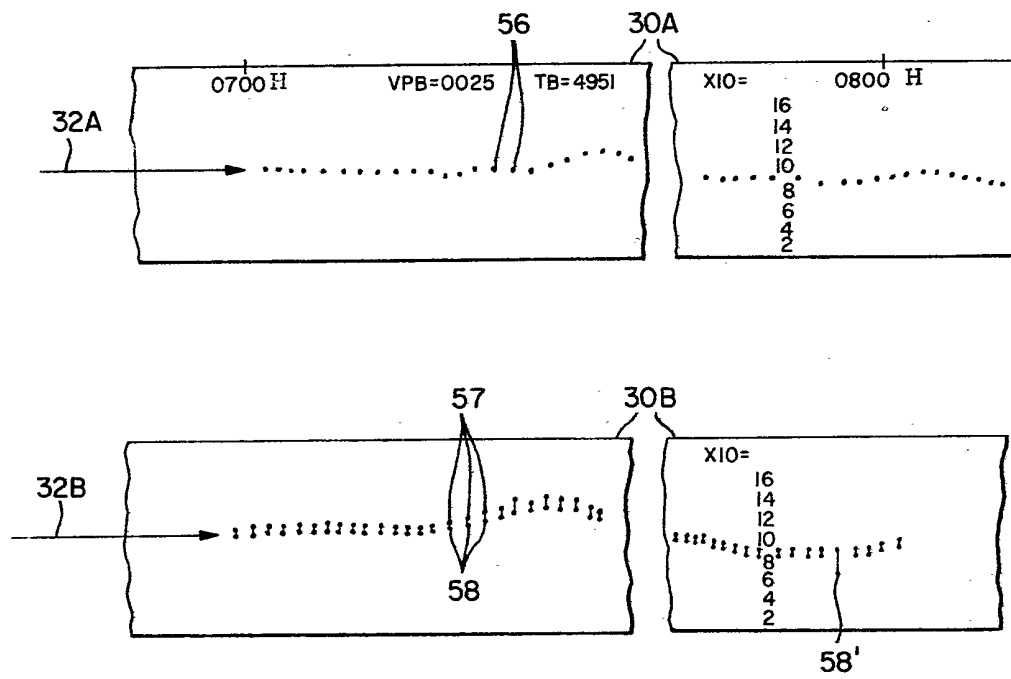


FIG. 3

