



CONFÉDÉRATION SUISSE
OFFICE FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

① CH 648 474 A5

⑤ Int. Cl.4: A 61 B 5/02

Brevet d'invention délivré pour la Suisse et le Liechtenstein
Traité sur les brevets, du 22 décembre 1978, entre la Suisse et le Liechtenstein

⑫ **FASCICULE DU BREVET** A5

⑲ Numéro de la demande: 5082/82

⑳ Date de dépôt: 26.08.1982

⑳ Priorité(s): 26.08.1981 JP 56-133573

㉔ Brevet délivré le: 29.03.1985

④⑤ Fascicule du brevet
publié le: 29.03.1985

⑦③ Titulaire(s):
Kabushiki Kaisha Daini Seikosha, Tokyo (JP)

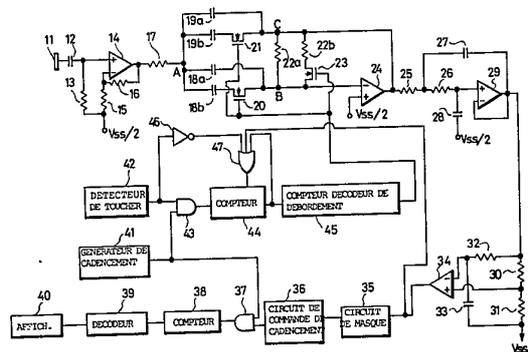
⑦② Inventeur(s):
Tabata, Junichi, Koto-ku/Tokyo (JP)

⑦④ Mandataire:
Bovard AG, Bern 25

⑤④ **Détecteur de pouls, ou pulsations électrocardiaques.**

⑤⑦ Un détecteur de potentiel électrocardiaque (11-36) actionne un dispositif de comptage de pulsations et d'affichage de la cadence du pouls (38-40). Le détecteur de pouls comprend un dispositif de supervision de détection des impulsions (43-47) pour commander automatiquement (20, 21, 23) la sensibilité de détection des pulsations et la sensibilité à l'égard du bruit à des valeurs optimales.

Ce détecteur de pulsations cardiaques présente l'avantage de conserver une haute fiabilité même lorsque le signal électrocardiaque varie notablement du fait des personnes ou du fait des circonstances environnantes.



REVENDEICATIONS

1. Détecteur de pouls, ou pulsations électrocardiaques, comprenant:

— une portion détectrice de pulsations consistant en une électrode (11) formant un capteur de potentiel électrocardiaque, en un amplificateur (14, 15, 16), en plusieurs filtres (17, 22a, 18a, 19a, 24; 25, 26, 27, 28, 29) et en un comparateur de tension (30, 31, 32, 33, 34),

— un générateur de cadencement (41),

— un circuit de traitement de signal (35, 36, 37, 38, 39), et

— un dispositif d'affichage (40),

caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de supervision de détection (42, 43, 44, 45, 46, 47) et un dispositif de régulation de sensibilité de détection (18b, 19b, 22b, 20, 21, 23; 25b, 26b, 27b, 28b, 50a, 50b, 51a, 51b) qui sont agencés pour régler automatiquement des caractéristiques de filtre en réponse aux signaux de pulsation.

2. Détecteur de pouls, ou pulsations électrocardiaques, selon la revendication 1, caractérisé en ce que les caractéristiques de filtre qui sont réglées sont le gain à la fréquence centrale et la valeur Q.

La présente invention concerne un détecteur de pouls, ou de pulsations électrocardiaques. Elle a trait plus particulièrement à un détecteur de pouls comprenant un compteur de pulsations et un détecteur de potentiel électrocardiaque pour détecter un potentiel électrocardiaque induit sur la peau d'une personne et pour compter la cadence du pouls, c'est-à-dire des pulsations électrocardiaques.

D'une façon générale, le potentiel électrocardiaque induit entre les deux bras d'une personne consiste en une onde P, une onde Q-R-S et une onde T qui se développent périodiquement (comme le montre par exemple la fig. 1). Parmi ces variations de potentiels électriques, c'est le potentiel (pointe à pointe) de l'onde Q-R-S qui est le plus grand, c'est-à-dire qui se situe entre 0,2 et 1 mV. Ainsi, c'est la méthode de détection de l'onde Q-R-S qui est généralement appliquée. Par ailleurs, le bruit à 50 ou 60 Hz induit dans la peau de la personne depuis l'extérieur se superpose au potentiel électrocardiaque. Pour compter les pulsations, il est donc nécessaire d'éliminer un fort bruit pour détecter des signaux très faibles.

Un dispositif de circuit classique pour compter les pulsations par détection du potentiel électrocardiaque est représenté par exemple au schéma bloc de la fig. 2. Une électrode-senseur de potentiel électrocardiaque 1 est connectée à l'entrée d'un amplificateur 2. Le faible potentiel électrocardiaque est amplifié par l'amplificateur 2.

Le signal sortant de l'amplificateur 2 est amené à un filtre passe-bande 3. La fréquence centrale f_0 du filtre passe-bande 3 est établie à la fréquence de l'onde Q-R-S, approximativement 20 Hz; de ce fait, l'onde P et l'onde T de même que les bruits à 50 ou 60 Hz sont atténués ou éliminés. Le bruit qui n'est pas éliminé par le filtre passe-bande 3, mais transmis au filtre passe-bas 4, est éliminé dans ce dernier. Le signal de sortie du filtre passe-bas 4 est amené au comparateur 5. Ce dernier détecte seulement l'onde Q-R-S quand elle dépasse un certain niveau de potentiel électrique donné, et il produit alors un signal d'impulsion sur sa connexion de sortie. Le signal sortant du comparateur 5 est amené à un compteur 6. Ce dernier compte l'intervalle T (en secondes) entre les signaux impulsionnels, il accomplit l'opération $60/T$, et il fournit le résultat de l'opération. Ce résultat d'opération indique la cadence du pouls de la personne. Le signal de sortie du compteur 6 est amené à un dispositif d'affichage 7. De cette façon, la cadence du pouls (ou des pulsations cardiaques) est affichée sur un dispositif d'affichage, comme par exemple un dispositif à cristaux liquides, par l'intermédiaire d'un étage de commande.

Les potentiels électrocardiaques diffèrent d'une personne à l'autre, en fonction de sa constitution physique et de son âge. Le potentiel électrocardiaque induit de même que les bruits diffèrent même

pour une même personne, du fait des différences des circonstances d'environnement, comme par exemple l'humidité. Il en résulte que les dispositifs compteurs du type classique sont désavantageux en ce sens que le comptage peut parfois être interrompu ou se trouver défectueux du fait du changement de personne, ou même simplement du fait d'un changement de circonstances, et, de plus, des opérations défectueuses peuvent facilement se produire du fait du bruit. Une méthode pour détecter même un petit potentiel électrique a été essayée, méthode dans laquelle le degré d'amplification de l'amplificateur 2 et la sensibilité du comparateur 5 étaient établis à des valeurs élevées en assumant que ce phénomène se produirait. Toutefois, avec cette méthode, les impulsions du pouls (ou impulsions cardiaques) n'ont pas pu être détectées avec sécurité.

Le but général de la présente invention est de fournir un détecteur de pouls, ou pulsations électrocardiaques, qui soit exempt des inconvénients de ce que connaissait l'art antérieur. L'invention vise à fournir un détecteur de pouls comprenant un compteur de pulsations, un détecteur de potentiel électrocardiaque, un dispositif de supervision de détection des impulsions et un dispositif de régulation de la sensibilité de détection.

L'invention a ainsi pour but de fournir un détecteur de pouls capable de compter les impulsions avec une haute fiabilité pour toute personne et dans toute circonstance. Ce but est poursuivi sous la forme d'un détecteur de pouls comprenant un dispositif de supervision de détection pour commander automatiquement la sensibilité de détection des impulsions et la sensibilité à l'égard des bruits, à une valeur optimale.

Conformément à l'invention, le but visé est atteint par les caractères énoncés dans la revendication indépendante annexée.

La revendication dépendante définit une forme d'exécution particulièrement avantageuse quant à son efficacité et à sa simplicité de constitution.

Le dessin annexé illustre, à titre d'exemple, en présentant tout d'abord ce que connaissait l'art antérieur, des formes d'exécution de l'objet de l'invention; dans ce dessin:

la fig. 1 est un diagramme schématisant les formes d'ondes du potentiel électrocardiaque induit entre les bras d'une personne;

la fig. 2 est un schéma bloc d'un détecteur de pouls de type classique;

la fig. 3 est un schéma d'un détecteur de pouls selon la conception particulière proposée par l'invention, et

la fig. 4 est un schéma représentant une autre forme d'exécution d'un détecteur de pouls selon la conception particulière proposée par l'invention.

Les fig. 1 et 2 ayant déjà été brièvement considérées, on considérera maintenant la fig. 3, qui représente un détecteur de pouls selon la conception particulière proposée.

Sur cette figure, on voit une électrode 11 qui constitue un capteur de potentiel électrocardiaque. Les impulsions sont obtenues en attachant ou en reliant à la terre du circuit une partie de la surface du corps, par exemple une partie de la peau d'un bras de la personne, et en attachant ou en reliant une partie de la peau de l'autre bras, par exemple la pointe d'un doigt, à l'électrode-senseur électrocardia-

Comme on le voit à la fig. 3, l'électrode-senseur de potentiel électrocardiaque 11 est connectée au point milieu du potentiel électrique de la source par l'intermédiaire d'un condensateur 12 et d'une résistance 13. Dans le détecteur de pouls ici décrit, le potentiel électrique positif de la source est mis à la masse et le potentiel électrique négatif sert de tension d'alimentation V_{SS} . Ce point milieu du potentiel électrique est donc $V_{SS}/2$.

Le condensateur 12 élimine la composante à courant continu du signal et la résistance 13 décharge les charges électriques du condensateur 12. Le point de connexion entre le condensateur 12 et la résistance 13 est connecté à l'entrée positive (c'est-à-dire l'entrée additive) d'un amplificateur opérationnel 14. La sortie de ce dernier est connectée à la tension moyenne $V_{SS}/2$ par l'intermédiaire des résis-

tances 15 et 16. L'entrée négative (c'est-à-dire l'entrée soustractive) de l'amplificateur opérationnel 14 est connectée au point de connexion entre les résistances 15 et 16. L'amplificateur de potentiel électrocardiaque consiste en l'amplificateur opérationnel 14 et les résistances 15 et 16. La connexion de sortie de l'amplificateur opérationnel 14 est connectée à une extrémité d'une résistance 17 dont l'autre extrémité est connectée à un point A du circuit.

Un condensateur 18a est connecté entre le point A et un point B du circuit. Une extrémité d'un condensateur 18b est connectée au point A, tandis que son autre extrémité est connectée au point B par l'intermédiaire d'un transistor MOSFET 20. Un condensateur 19a est connecté entre le point A et un point C du circuit. Une extrémité d'un condensateur 19b est connectée au point A, tandis que son autre extrémité est connectée au point C par l'intermédiaire d'un transistor MOSFET 21.

Une résistance 22a est connectée entre les points B et C. Une extrémité d'une résistance 22b est connectée au point C, tandis que son autre extrémité est connectée au point B par l'intermédiaire d'un transistor MOSFET 23. L'entrée négative (soustractive) d'un amplificateur opérationnel 24 est connectée au point B, tandis que son entrée positive (additive) est connectée à la tension moyenne $V_{SS}/2$. La sortie de cet amplificateur opérationnel 24 est connectée au point C. Les entrées de commande des transistors MOSFET 20, 21 et 23 sont connectées à la sortie d'un compteur-décodeur de débordement de cycle 45.

Un filtre passe-bande (BPF) est formé des résistances 17 et 22a, du condensateur 19a et de l'amplificateur opérationnel 24. Un circuit de réglage de sensibilité au bruit et aux impulsions est formé des condensateurs 18b et 19b, de la résistance 22b et des transistors de commutation MOSFET 20, 21 et 23.

La sortie de l'amplificateur opérationnel 24 est connectée à l'entrée positive (additive) d'un amplificateur opérationnel 29 par l'intermédiaire des résistances en série 25 et 26. Le point de connexion entre les résistances 25 et 26 est connecté à la sortie de cet amplificateur opérationnel 29 par l'intermédiaire d'un condensateur 27. Un condensateur 28 est connecté entre l'entrée positive (additive) de l'amplificateur 29 et la tension moyenne $V_{SS}/2$. L'entrée négative (soustractive) de l'amplificateur opérationnel 29 est connectée à la sortie de cet amplificateur opérationnel.

Un filtre passe-bas secondaire est formé des résistances 25 et 26, des condensateurs 27 et 28 et de l'amplificateur opérationnel 29.

La sortie de l'amplificateur opérationnel 29 est connectée à la tension V_{SS} par les deux résistances 30 et 31 en série. Le point de connexion entre ces deux résistances 30 et 31 est connecté à l'entrée positive d'un amplificateur opérationnel 34. Une résistance 32 est connectée entre l'entrée négative de cet amplificateur opérationnel 34 et la sortie de l'amplificateur opérationnel 29. Un condensateur 33 est connecté entre l'entrée négative de cet amplificateur opérationnel 34 et la source de tension négative V_{SS} .

Les résistances 30, 31 et 32, le condensateur 33 et l'amplificateur opérationnel 34 forment un comparateur de tensions.

Les circuits blocs ci-dessus composent un détecteur d'impulsions. Le mode de fonctionnement de ce détecteur d'impulsions peut être omis ici, puisqu'il fonctionne d'une manière similaire à ce qui est connu des circuits blocs classiques.

L'amplificateur opérationnel 34, à l'étage final de la structure de circuit qui vient d'être décrite, produit une impulsion seulement lorsqu'il détecte une onde Q-R-S de potentiel électrocardiaque. En conséquence, le signal de sortie de l'amplificateur opérationnel 34 est au niveau logique 0, excepté dans le mode de détection d'impulsions, où il se trouve toujours au niveau logique 1 dans le cas où le signal de potentiel électrocardiaque est trop petit pour être détecté, même dans le mode de détection d'impulsions. Le signal de sortie de l'amplificateur opérationnel 34 est amené à un circuit de masque 35. Ce circuit de masque 35 établit une période de masquage durant laquelle aucun signal d'entrée n'est reçu, durant une période donnée après la détection d'une onde Q-R-S. La période de masquage est prévue pour prévenir une détection erronée d'une onde T, qui pour-

rait avoir une amplitude comparativement élevée et qui se présente approximativement 300 ms après l'onde Q-R-S, dans une forme d'onde de potentiel électrocardiaque normale. La sortie du circuit de masque 35 est connectée à une entrée d'un circuit de commande de cadence 36. Lorsque le signal à la sortie du circuit de masque 35 change pour passer au niveau logique 1, le signal à la sortie du circuit de commande de cadence 36 change également pour passer au niveau logique 1, en synchronisation avec le signal de sortie précédent. Le signal de sortie du circuit de masque 35 se maintient au niveau logique 1 durant une période donnée, puis il revient au niveau logique 0. Ensuite, l'onde Q-R-S est amenée au circuit de masque 35, elle est détectée par le détecteur d'impulsions, et le signal de sortie du circuit de masque 35 passe de nouveau au niveau logique 1. Le signal de sortie du circuit de commande de cadence 36 se maintient au niveau logique 1, tandis que le signal de sortie du circuit de masque 35 change du niveau logique 1 au niveau logique 0, puis au niveau logique 1.

La sortie du circuit de commande de cadencement 36 est connectée à une entrée d'une porte ET 37 à deux entrées. La sortie d'un générateur de cadencement (ou générateur d'horloge) 41 est connectée à l'autre entrée de la porte ET 37.

Lorsque le signal de sortie du circuit de commande de cadencement 36 est au niveau logique 1, qui correspond à la période de l'onde Q-R-S, un signal de cadencement (ou d'horloge) est délivré à un compteur 38, par l'intermédiaire de la porte ET 37. La sortie du compteur 38 est connectée à l'entrée d'un décodeur 39 dont la sortie est connectée à un agencement d'affichage 40.

Ci-après, on va décrire la méthode de comptage de la cadence des pulsations par la structure de circuit ci-dessus.

Le nombre d'impulsions d'horloge (ou d'impulsions de cadencement ou de comptage) délivré au compteur 38 durant la période correspondant à la période de l'onde Q-R-S est transformé selon la formule suivante, de façon à être décodé pour fournir la cadence du pouls:

$$\text{cadence du pouls} = \frac{60 \text{ (s)}}{\text{période du pouls (s)}} = \frac{60 \text{ (s)}}{1/f \times \text{le nombre compté}}$$

où f est la fréquence de cadencement (ou d'horloge).

Lorsque la fréquence du signal de cadencement (ou d'horloge) est 256 Hz et que le nombre compté est par exemple 200, on aura:

$$\text{cadence du pouls} = \frac{60}{1/256 \times 200} = 77$$

Cette cadence de pouls étant décodée et affichée, l'impulsion est détectée et affichée par le dispositif de circuit ci-dessus.

Par ailleurs, la conception proposée comprend un dispositif de supervision de détection de pulsations et un dispositif de régulation de la sensibilité de la détection qui empêchent les défauts de détection provoqués par la dispersion du potentiel électrocardiaque d'une personne ou par une modification des circonstances environnantes, ou encore sous la forme d'un fonctionnement à mauvais escient, du fait du bruit.

Ce dispositif va maintenant être expliqué.

La sortie d'un détecteur de toucher 42 est connecté à une entrée d'une porte ET 43 à deux entrées, l'autre entrée de cette porte étant connectée à la sortie du générateur de cadencement ou d'horloge 41. La sortie de cette porte ET 43 est connectée à l'entrée d'un compteur 44. La sortie de ce dernier est connectée à l'entrée d'un compteur-décodeur de débordement 45, de même qu'à une entrée d'une porte OU INVERSE 47 à trois entrées. L'entrée d'un inverseur 46 est connectée à la sortie du détecteur de toucher 42, et la sortie de cet inverseur est connectée à une autre entrée de la porte OU INVERSE 47. La troisième entrée de cette porte OU INVERSE 47 à trois entrées est connectée à la sortie de l'amplificateur opérationnel 34 qui constitue le dernier étage du détecteur de pulsations. La sortie de la porte OU INVERSE 47 est connectée à l'entrée de remise à zéro du compteur 44. La sortie du compteur-décodeur de débordement 45 est connectée aux électrodes de commande des transistors MOSFET 20, 21 et 23.

On va maintenant décrire le fonctionnement du dispositif de supervision de la détection des pulsations et du dispositif de régulation de sensibilité de détection.

Lorsqu'une personne touche avec la pointe de son doigt l'électrode-senseur de potentiel électrocardiaque, le détecteur de toucher détecte le mode de comptage de pulsations et produit un signal de sortie au niveau logique 1. Ensuite, un signal de cadencement (ou signal d'horloge) provenant du générateur de cadencement (ou générateur d'horloge) 41 est délivré au compteur 44. Ce dernier produit un signal de report sur sa connexion de sortie lorsque le nombre compté excède le nombre donné précédemment mentionné. Ce nombre donné correspond au temps T, qui est la période de pulsation de la cadence du pouls usuellement admise comme minimale (c'est-à-dire dans le cas où la période de pulsations, est maximale) l'intervalle de temps entre deux pulsations, est maximale augmentée du délai de retard du signal dans le détecteur.

On a donc: nombre de comptage donné = $T \times f$,
expression dans laquelle f est la fréquence de cadencement (ou fréquence d'horloge).

En conséquence, le compteur 44 produit un signal de report lorsque le détecteur d'impulsions ne peut pas détecter un signal, même en mode de comptage de pulsations. Cela s'explique aisément puisque le signal de report n'est pas produit lorsqu'un signal électrocardiaque est détecté, étant donné que le compteur 44 est alors remis à zéro par le signal sortant de l'amplificateur opérationnel 34. Dans le mode de non-comptage d'impulsions, le compteur 44 est remis à zéro par le détecteur de toucher 42. Par contre, dans le mode de comptage d'impulsions, le compteur 44 est remis à zéro par son propre signal de report aussitôt qu'il a produit ce signal, ensuite de quoi le compteur recommence de compter à nouveau les impulsions d'horloge. Lorsque le compteur 44 produit son signal de report, le décodeur-compteur de débordement 45 compte et décode les signaux de report et produit un signal résultant. A ce moment, les transistors MOSFET 20, 21 et 23 sont rendus passants et les caractéristiques du filtre passe-bande (BPF) changent. Il y a lieu de noter que ce changement des caractéristiques BPF, qui augmente le gain à la fréquence centrale (en l'occurrence la fréquence de l'onde Q-R-S), provoque également une augmentation du gain du bruit (en particulier du bruit d'induction à 50 ou 60 Hz). Ce phénomène n'est pas avantageux, étant donné que des opérations à mauvais escient peuvent ainsi plus facilement être produites par l'effet du bruit. Pour compenser cela, il est donc nécessaire d'augmenter la valeur Q des filtres en même temps que l'on augmente le gain à la fréquence centrale. Cela est réalisé dans le filtre passe-bande (BPS), du type représenté à la fig. 3, par une diminution de la valeur de la résistance 22a et une augmentation de la valeur des condensateurs 19a et 18a.

Lorsque les transistors MOSFET 20, 21 et 23 sont à l'état passant, la sensibilité à l'égard du signal électrocardiaque est augmentée, et la sensibilité à l'égard du bruit est maintenue à ce qu'elle était auparavant, ou même elle est encore diminuée.

Bien que, sur la fig. 3, afin d'éviter une trop grande complexité de la figure, on ait représenté seulement deux condensateurs commutables, une résistance commutable et trois transistors MOS, il y a bien lieu de comprendre que la fonction pourrait être réalisée en prévoyant davantage d'éléments, pour permettre la régulation de la sensibilité dans un domaine plus large.

La fig. 4 représente une autre forme d'exécution d'un dispositif conforme à la conception proposée. La sensibilité de détection des pulsations et la sensibilité à l'égard du bruit sont automatiquement réglées en commandant le gain à la fréquence centrale et la valeur Q du filtre passe-bas. Ainsi, la structure du circuit selon la fig. 4 est similaire à celle du circuit selon la fig. 3, excepté la portion constituant le filtre passe-bas. Puisque la constante de circuit du filtre passe-bande n'est pas commandée dans la forme d'exécution selon la fig. 4, les transistors MOSFET 20, 21, 23, les condensateurs 18b et 19b et la résistance 22b, représentés à la fig. 3, ne sont pas nécessaires. Aux fig. 3 et 4, les éléments qui sont semblables ont été désignés par les

mêmes signes de référence et il n'y a pas lieu de répéter ici leur description.

On va donc décrire le fonctionnement de ce qui est particulier au schéma de la fig. 4. Avant la détection d'une impulsion, le signal de sortie du générateur de toucher 42 est au niveau 0. Les sorties du compteur 44 et du compteur-décodeur de débordement 45 sont au niveau 0. Ainsi, les transistors MOSFET 50a et 51a, à canal N, sont à l'état non conducteur, tandis que les transistors MOSFET 50b et 51b, à canal P, sont à l'état conducteur. Il en résulte que le gain à la fréquence centrale de même que la valeur Q du filtre passe-bas sont déterminés par les résistances 25a, 26a et par les condensateurs 27a et 28a.

Le mode de comptage d'impulsions se présente comme suit.

Lorsque le compteur d'impulsions est dans l'état de comptage des pulsations du fait que l'électrode-senseur 11 est attachée à la peau d'une personne, le signal de sortie du détecteur de toucher change pour passer au niveau 1 et le compteur 44 commence de compter les impulsions d'horloge (ou de cadencement) produites par le générateur d'horloge (ou de cadencement). Si la sensibilité du détecteur de pulsations à l'égard du signal électrocardiaque est suffisante, le comparateur (c'est-à-dire l'amplificateur opérationnel) 34 produit des impulsions de signaux correspondant au signal de potentiel électrocardiaque (c'est-à-dire le pouls). Le compteur 44 est remis à zéro par le signal impulsionnel et il recommence de compter les impulsions d'horloge à partir de zéro. Dans le cas où la sensibilité du détecteur de pulsations à l'égard du signal électrocardiaque est insuffisante, le comparateur 34 ne produit pas de signal de sortie durant tout le temps qui s'écoule jusqu'à ce que le compteur 44 ait atteint son maximum de comptage. Ainsi, ce compteur 44 produit un signal de report et le décodeur-compteur de débordement 45 compte ce signal et produit une information décodée. Simultanément, le compteur 44 est remis à zéro par son propre signal de report et il recommence de compter les impulsions d'horloge à partir de zéro.

Le signal de sortie du décodeur-compteur de débordement 45 passe au niveau logique 1. De ce fait, les transistors MOSFET 50a et 51a, à canal N, passent à l'état conducteur, tandis que les transistors MOSFET 50b et 51b, à canal P, passent à l'état non conducteur. Il en résulte que le gain à la fréquence centrale et la valeur Q du filtre passe-bas sont déterminés par la résistance combinée en parallèle comprenant les résistances 25a et 25b, par la résistance combinée en série comprenant les résistances 26a et 26b, par le condensateur combiné en parallèle comprenant les condensateurs 27a et 27b, et par le condensateur combiné en série comprenant les condensateurs 28a et 28b. Dans ces conditions, la fréquence centrale ne change pas, tandis que le gain et la valeur Q augmentent, dans les caractéristiques électriques du filtre passe-bas. Bien que, sur la fig. 4, afin d'éviter une trop grande complication de la figure, on n'ait représenté que deux condensateurs commutables et deux résistances commutables, il y a bien lieu de comprendre que l'on pourrait prévoir davantage d'éléments pour permettre une régulation de sensibilité dans un domaine plus large.

Il ressort des explications qui viennent d'être données qu'un dispositif de supervision de détection des impulsions et un dispositif de régulation de la sensibilité de détection sont prévus dans le dispositif de comptage du pouls (ou des pulsations) selon la conception particulière proposée par la présente invention. Par cet agencement, la dispersion du signal électrocardiaque selon les personnes ou l'inaptitude au comptage des impulsions provoquée par des modifications de circonstances peuvent être détectées, et la sensibilité de détection des impulsions est automatiquement augmentée, en même temps que la sensibilité à l'égard du bruit est empêchée d'augmenter. Il en résulte une suppression du défaut d'inaptitude de comptage provoqué, sinon, par les changements de personne ou de circonstances environnantes, et l'on a un compteur de pulsations qui présente une aptitude de comptage suffisante même à l'égard des changements de circonstances ou de personne qui peuvent intervenir.

FIG.1

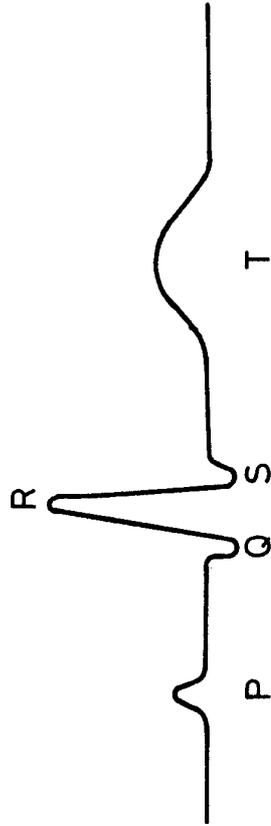


FIG.2

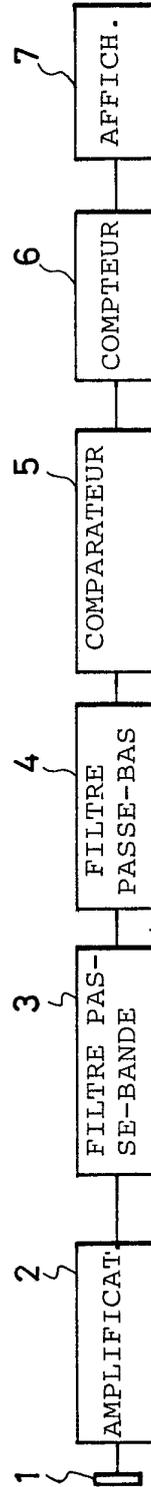


FIG. 3

