

A3

**DEMANDE  
DE CERTIFICAT D'UTILITÉ**

(21)

**N° 80 01074**

---

(54) Dispositif permettant de capter les déformations de la surface du corps, et moniteur bio-médical comprenant un tel dispositif.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>3</sup>). A 61 B 5/02.

(22) Date de dépôt..... 18 janvier 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du  
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 30 du 24-7-1981.

---

(71) Déposant : Société dite : COMPAGNIE GENERALE DE RADIOLOGIE, résidant en France.

(72) Invention de : Philippe Pinet.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Michel Pierre, Thomson-CSF, SCPI,  
173, bd Haussmann, 75360 Paris Cedex 08.

---

Demande de certificat d'utilité résultant de la transformation de la demande de brevet déposée le 18 janvier 1980 (art. 20 de la loi du 2 janvier 1968 modifiée et art. 42 du décret du 19 septembre 1979).

La présente invention concerne les dispositifs permettant de capter les déformations de la surface du corps d'un sujet dont on désire mesurer certains paramètres bio-médicaux et notamment la pulsation des artères et le choc de la pointe du coeur sur la cage  
5 thoracique, qui sont respectivement connus sous le nom de pouls artériel, carotidien par exemple, et de mouvement d'apex. Ces dispositifs sont souvent incorporés dans des moniteurs bio-médicaux qui permettent de mesurer tout un ensemble de paramètres physiologiques.

10 On sait déjà réaliser le capteur d'un tel dispositif en utilisant un boîtier muni d'un piston qui excite un élément piézoélectrique. Un tel capteur est malaisé à utiliser en raison de sa lourdeur et de sa fragilité. De plus les signaux obtenus en sortie sont de faible niveau et difficiles à traiter pour être exploités.

15 Pour pallier ces inconvénients, l'invention propose un dispositif permettant de capter les déformations de la surface du corps, principalement caractérisé en ce qu'il comprend une membrane déformable destinée à être placée au contact du point de la surface dont on veut capter les déformations, une source permettant  
20 d'émettre un rayonnement lumineux sur la membrane, des moyens permettant d'alimenter cette source pour lui faire émettre un rayonnement modulé à une fréquence porteuse, un récepteur photo-électrique permettant de recevoir ce rayonnement réfléchi par la membrane et d'émettre un signal électrique comportant une por-  
25 teuse modulée en fonction des déformations de la membrane, des moyens permettant d'extraire du signal électrique cette porteuse modulée, et des moyens permettant de démoduler cette porteuse pour délivrer un signal représentant les déformations du point de la surface du corps sur lequel est placée la membrane.

30 D'autres particularités et avantages de l'invention apparaîtront clairement dans la description suivante présentée à titre d'exemple non limitatif et faite en regard des figures annexées suivantes :

- la figure 1, qui représente une vue en coupe du capteur destiné à être placé sur la peau du sujet ;

- la figure 2, qui représente le schéma électrique du capteur et du boîtier de mesure permettant de l'alimenter et d'en extraire les  
5 signaux utiles.

Le capteur destiné à être placé sur le patient et représenté en figure 1 comprend un boîtier circulaire 201 dont la face inférieure est obturée par une membrane 204 maintenue par un jonc 205. Les dimensions et la forme de ce boîtier sont semblables à celles de la  
10 tête d'un stéthoscope et on peut avantageusement utiliser une telle tête en la modifiant légèrement pour cet usage.

A l'intérieur et sur le fond du boîtier 201 une diode photoémettrice 102 est fixée sur un support incliné de manière à émettre un faisceau lumineux, infrarouge par exemple, vers la membrane 204.

15 Ce faisceau est réfléchi par cette membrane, qui est par exemple en phtalate d'éthylène métallisé, vers un photo-transistor récepteur 103 fixé lui aussi au fond du boîtier sur un support incliné de manière à être orienté vers l'axe du faisceau réfléchi. On peut munir la diode 102 et le photo-transistor 103 de  
20 petites lentilles en plastique moulé pour obtenir un certain effet de concentration, dans le cas où, contrairement à ce qui est usuel, leurs faces actives ne sont pas déjà lenticulaires.

Cette diode 102 et ce photo-transistor 103 sont d'un type tout à fait courant. Il peut être utilisé d'utiliser une diode émettant dans  
25 l'infrarouge pour minimiser les effets d'une transparence parasite éventuelle de la membrane 204, mais il est alors inutile de sélectionner un photo-transistor particulièrement sensible à l'infrarouge car la sensibilité des transistors usuels dans ce domaine de longueur d'onde est largement suffisante.

30 Les fils de connexion de la diode émettrice et du transistor récepteur sortent du boîtier 101 par un câble 104.

Le boîtier de mesure relié par le câble de connexion 104 à la tête de mesure comprend d'une part des moyens d'alimentation de la diode 102, et d'autre part des moyens de mesure du signal fourni par  
35 le transistor 103.

Un oscillateur intégré 105 fournit un signal alternatif à une fréquence porteuse d'environ 900 hertz. Dans l'exemple de réalisation décrit cet oscillateur est du type connu 555, et il est connecté selon un schéma lui-même connu par un ensemble de 5 résistances et de condensateurs pour délivrer ce signal à 900 hertz. Un potentiomètre 106 permet d'ajuster la fréquence à la valeur désirée.

Le signal en sortie de la borne 3 de cet oscillateur est appliqué par une résistance 108, d'une valeur de 10 kilo-ohms par exemple, 10 sur la base d'un transistor PNP 107. La base de ce transistor est d'autre part connectée au pôle + d'une source de tension stabilisée par l'intermédiaire d'une résistance 109, d'une valeur de 2,2 kilo-ohms. Cette alimentation fournit une tension de 12 volts par exemple. L'émetteur du transistor 107, qui est du type 2N 2907 par 15 exemple, est lui-même connecté à cette borne +. Son collecteur est relié à l'anode de la diode électroluminescente 102 par une résistance 110, d'une valeur de 470 ohms par exemple. La cathode de cette diode électroluminescente est reliée à la masse générale, qui est aussi celle de la source d'alimentation du transistor 107.

20 Avec ce montage la diode électroluminescente 102 est alimentée par un courant pulsé à la fréquence de 900 hertz et de forme sensiblement carrée. La lumière émise par cette diode reproduit très fidèlement les variations du courant dans celle-ci.

L'émetteur du phototransistor 103, qui est de type PNP, est 25 relié à la masse. Sa base est bien entendu en l'air, puisque c'est elle qui est excitée par les photons provenant de la photodiode 102 après réflexion sur la membrane 204. Son collecteur est alimenté à partir d'une source de tension positive par une résistance 111. Cette source d'alimentation doit être très stable, et dans l'exemple décrit elle est 30 obtenue à partir de la source d'alimentation du transistor 107 par un stabilisateur qui délivre une tension de 6 volts, la résistance 111 étant alors d'une valeur de 820 ohms.

Le courant qui traverse le phototransistor 103 est modulé par le signal lumineux appliqué sur sa base. Il en résulte un signal 35 modulé sur le collecteur du transistor. Ce signal est appliqué à

l'entrée + d'un amplificateur différentiel 116 par deux condensateurs 112 et 113 en série. Le point commun à ces deux condensateurs est réuni à la masse par une résistance 115 et l'entrée + est elle-même réunie à la masse par une résistance 114.

- 5 La sortie de l'amplificateur 116 est bouclée sur son entrée - par l'intermédiaire d'un réseau RC de contre-réaction sélective. Ce réseau est composé d'une résistance 117 qui réunit directement la sortie de l'amplificateur à son entrée -. Cette résistance 117 est shuntée par deux condensateurs 118 et 119 en série. Le point  
10 commun à ces condensateurs est réuni à la masse d'une part par une résistance 121, et d'autre part par un condensateur 120.

L'amplificateur 116 ainsi connecté amplifie avec un grand gain les composantes du signal en sortie de transistor 103 dont la fréquence est égale à la fréquence du signal délivré par l'oscil-  
15 lateur 105. Dans la la réalisation décrite pour la fréquence déjà citée de 900 hertz, on a pris comme amplificateur l'un des deux amplificateurs d'un circuit du type 5558, et pour valeurs des résistances 114, 115, 117 et 121 respectivement 68,1 kilo-ohms, 68,1 kilo-ohms, 100 kilo-ohms, et 121 ohms, avec une précision de  
20 1 %. Les valeurs des condensateurs 112, 113, 119, 118, et 120 sont respectivement de 10 nanofarads, 10 nanofarads, 47 nanofarads, 47 nanofarads, et 4,7 nanofarads, avec une précision de 2 %.

On a donc en sortie de l'amplificateur 116 une porteuse à 900 hertz avec une modulation qui représente uniquement les varia-  
25 tions d'intensité du faisceau lumineux issu de la diode 102 et atteignant le photo-transistor 103. Ces variations d'intensité sont dues aux variations de direction et de convergence du faisceau réfléchi par la membrane 204 dont la surface réagit aux sollicitations mécaniques qu'elle reçoit et qui par exemple se bombe sous  
30 l'effet de la pulsation d'une artère affleurant sous la peau du patient.

La porteuse ayant servi à traduire les variations de la membrane plus aisément que par amplification d'un signal continu, n'est plus nécessaire pour la suite du traitement du signal. On  
35 l'élimine alors par un circuit qui réalise une détection crête.

Pour cela la sortie de l'amplificateur 116 est connectée à l'entrée + d'un autre amplificateur différentiel 137, constitué par exemple par l'autre amplificateur du circuit 558. L'entrée - de cet amplificateur est réunie par l'intermédiaire d'une résistance 138, de 100 kilo-ohms par exemple, à une source positive de tension, celle-là même qui alimente le transistor 107 par exemple. Cette entrée - est réunie à la sortie de l'amplificateur 137 par une diode 140, du type 1N914 par exemple, connectée dans le sens passant entre cette entrée - et cette sortie. La sortie de l'amplificateur 137 est aussi réunie à la cathode d'une diode 139, par exemple aussi une 1N914, dont l'anode est réunie à l'armature négative d'un condensateur électrochimique 141 de forte capacité, 100 micro-farads par exemple, dont l'armature positive est réunie à la masse. Ce condensateur est shunté à la masse par une résistance 122, de 4,2 kilo-ohms par exemple. Le signal ainsi redressé et présent sur l'anode de la diode 139 est enfin filtré par une cellule RC composée d'un condensateur 121, de 0,22 micro-farads par exemple, réuni d'un côté à cette anode, et de l'autre à la masse par une résistance 123, de 680 kilo-ohms par exemple.

On dispose ainsi au point commun à ce condensateur 121 et à cette résistance 123 de la modulation de la porteuse à 900 hertz, qui représente par exemple le pouls artériel du patient auquel est fixé le capteur.

Pour pouvoir utiliser ce signal plus commodément, et notamment pour éviter que des circuits d'utilisation situés plus en aval ne chargent trop le circuit de détection crête, ce qui produirait une modification du signal, on amplifie celui-ci avec un troisième amplificateur différentiel 124. Celui-ci peut être par exemple du type connu 355. Pour cela le point commun à la capacité 121 et à la résistance 123 est connecté à l'entrée + de cet amplificateur 124. L'entrée - de cet amplificateur est réunie à la masse par une résistance 125, de 33 kilo-ohms par exemple. La sortie de cet amplificateur est réunie à son entrée - par une résistance 126, d'une valeur de 330 kilo-ohms par exemple, shuntée par un condensateur 127, d'une valeur de 0,1 micro-farad par exemple. Ceci

constitue une cellule de correction de la réponse de cet amplificateur qui limite sa réponse en fréquence à une valeur relativement basse, ce qui n'a pas d'importance étant donné les fréquences faibles du pouls.

- 5 Par ailleurs, dans la réalisation décrite, cet amplificateur 124 est muni d'un dispositif d'annulation de la tension de décalage constitué d'un potentiomètre 128 connecté entre ses bornes 1 et 5 et dont le curseur est réuni à une source d'alimentation positive. La valeur de ce potentiomètre est par exemple de 10 kilo-ohms et la  
10 source de tension positive est de 15 volts.

- On dispose donc en sortie de cet amplificateur séparateur 124 du signal représentant le pouls artériel sous une impédance et avec un niveau permettant d'attaquer tous les circuits d'utilisation  
15 l'artère utilisée il y aura lieu éventuellement d'utiliser des moyens de réglage, un atténuateur par exemple, pour effectuer la connexion entre cet amplificateur et les organes situés en aval.

- Ces organes comprennent par exemple les dispositifs de visualisation d'un moniteur bio-médical qui permet de représenter sur un  
20 écran les paramètres physiologiques d'un sujet et notamment son pouls artériel.

REVENDICATIONS

1. Dispositif permettant de capter les déformations de la surface du corps, caractérisé en ce qu'il comprend une membrane (204) déformable destinée à être placée au contact du point de la surface dont on veut capter les déformations, une source (102) 5 permettant d'émettre un rayonnement lumineux sur la membrane, des moyens (105-107) permettant d'alimenter cette source pour lui faire émettre un rayonnement modulé à une fréquence porteuse, un récepteur photoélectrique (103) permettant de recevoir ce rayonnement réfléchi par la membrane et d'émettre un signal électrique 10 comportant une porteuse modulée en fonction des déformations de la membrane, des moyens (116-121) permettant d'extraire du signal électrique cette porteuse modulée et des moyens (137-141) permettant de démoduler cette porteuse pour délivrer un signal représentant les déformations du point de la surface du corps sur lequel 15 est placée la membrane.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la membrane (204) forme l'une des faces d'un boîtier cylindrique (201) fermé contenant la source lumineuse (102) et le récepteur photoélectrique (103).

20 3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que le boîtier est une tête de stéthoscope.

4. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la membrane est réfléchissante.

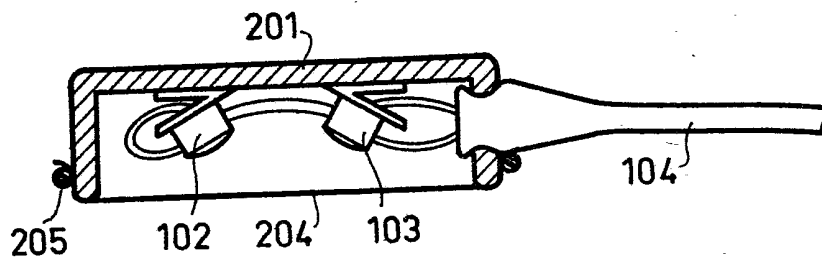
25 5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que la membrane est en polytéraphthalate d'éthylène métallisé.

6. Moniteur bio-médical du type comprenant des moyens permettant de visualiser les paramètres bio-médicaux d'un sujet, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 5.



1/2

FIG. 1



2/2

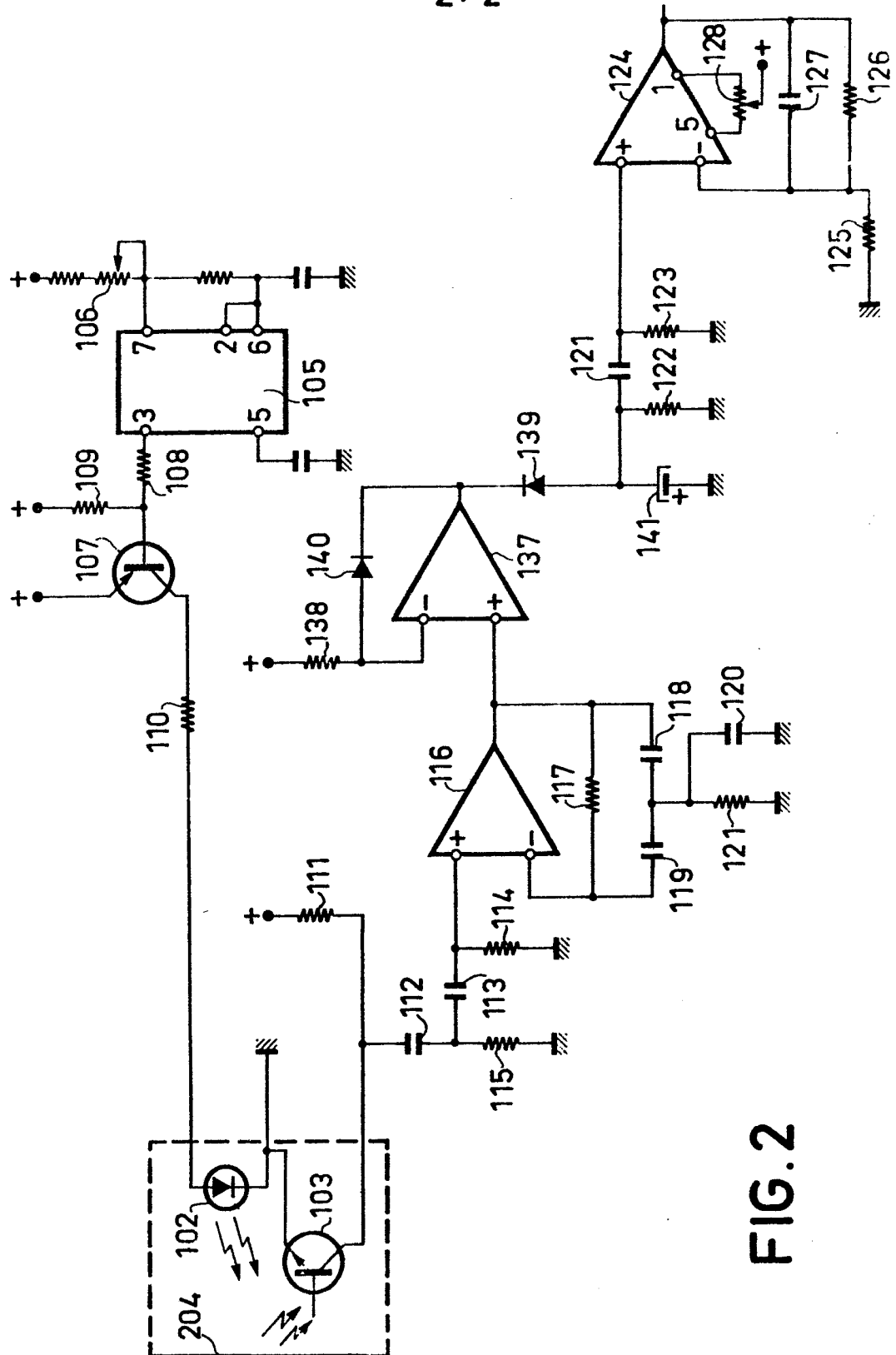


FIG. 2