

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 25815

(54) Dispositif pour capter et exploiter une pression notamment de fluide.

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). G 01 L 7/10; A 61 B 5/02; G 01 D 5/54.

(22) Date de dépôt..... 5 décembre 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° 23 du 11-6-1982.

(71) Déposant : COUSIN Bernard Maurice Jean Robert, résidant en France.

(72) Invention de : Bernard Maurice Jean Robert Cousin.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Michel Rataboul,
60, rue de Richelieu, 75002 Paris.

Dispositif pour capter et exploiter une pression
notamment de fluide

Il existe de très nombreux cas dans lesquels il est nécessaire de capter une pression, notamment de fluide, et de
5 l'exploiter soit à titre de mesure, soit à titre de signal transcodable.

On peut citer, par exemple, la production de sons à partir des gravures d'un disque et qui fait appel à la pression variable que les gravures font subir à une pointe de
10 lecture, la mesure de la pression atmosphérique pour la construction de baromètres ou d'altimètres, la pression d'un corps placé sur le plateau d'une balance pour en mesurer le poids, la pression sanguine dans les artères d'un corps vivant pour en déduire des informations médicales, etc...

15 Parmi ces innombrables cas, il en est un qui est particulièrement remarquable et qui est celui de la pression artérielle. En effet, s'agissant d'une opération effectuée sur le corps humain, on doit tenir compte non seulement des données physiologiques mais également des facteurs psychologiques tout particulièrement à l'égard de la douleur éventuelle que cette mesure pourrait occasionner.
20

La présente invention apporte une solution nouvelle aux problèmes de la mesure d'une pression en utilisant des moyens simples et très efficaces.

25 L'invention sera bien comprise par la description détaillée ci-après faite en référence au dessin annexé. Bien entendu, la description et le dessin ne sont donnés qu'à titre d'exemple indicatif et non limitatif.

30 Les figures 1 et 2 sont deux vues schématiques partielles en coupe d'un dispositif conforme à l'invention selon un premier mode de réalisation.

La figure 3 est une vue schématique montrant un exemple de réalisation d'un appareil complet comprenant le dispositif conforme à l'invention.

35 Les figures 4 et 5 sont deux vues schématiques en coupe d'un second mode de réalisation de l'invention.

La figure 6 est un schéma montrant l'association d'un dispositif conforme à l'invention avec des appareils permettant l'exploitation de l'information donnée par un dispositif conforme à l'invention.

5 En se reportant aux figures 1 et 2, on voit qu'un dispositif conforme à l'invention est destiné à capter une pression notamment de fluides et à l'exploiter soit à titre de mesure, soit à titre de signal transcodable, et est caractérisé en ce qu'il comprend une capsule 1 munie de deux
10 ouvertures opposées et de sections inégales 2 et 3 dont la plus grande, 2, est obturée par une membrane souple 4 accessible à la pression devant être captée et la plus petite, 3, par un organe élastiquement comprimable, la capsule 1 contenant au moins un liquide incompressible 5.

15 Selon le mode de réalisation représenté, la plus petite, 3, des deux ouvertures est située à l'extrémité d'un col 6.

20 Selon ce même mode de réalisation, représenté sur les figures 1 et 2, l'organe élastiquement comprimable est constitué par la combinaison d'un gaz tel que l'air 7 placé dans la capsule 1 et d'un obturateur rigide 8.

On voit ainsi qu'en soumettant la membrane 4 à la pression à mesurer, et en maintenant la capsule 1 pour que celle-ci reste immobile, la pression déforme la membrane 4 en faisant varier le volume interne de la capsule 1 dans le sens
25 d'une diminution, ce qui a pour conséquence de faire monter le liquide incompressible 5 dans le col 6.

Le volume déplacé dans la zone large de la capsule 1 reste obligatoirement le même que celui qui se déplace dans le col 6, mais celui-ci étant beaucoup plus étroit il est
30 clair que la hauteur sur laquelle se produit le mouvement de liquide 5 est beaucoup plus importante que celle que subit, dans la même direction, la membrane 4.

Il en résulte qu'un très petit déplacement de la membrane 4 se traduit par un déplacement beaucoup plus sensible du liquide 5 à l'intérieur du col 6, ce qui permet d'effectuer une mesure très précise en détectant le niveau du
35 liquide 5.

Afin de pouvoir détecter non seulement une pression

donnée mais les variations instantanées de cette pression, il est indispensable que le liquide incompressible 5 soit soumis à une contre-pression assurant le rappel automatique et instantané de la membrane 4.

5 Sur les figures 1 et 2, on voit que ceci est obtenu en prévoyant un petit volume d'air 7 qui se trouve emprisonné entre le liquide incompressible 5 et un bouchon 8 réalisé, par exemple, par coulage d'une matière synthétique.

10 Ainsi, le déplacement du liquide incompressible 5 a pour effet de comprimer l'air 7 contre l'obturateur 8 tandis que le relâchement de la membrane 4 est automatiquement suivi par une détente de l'air 7 préalablement comprimé.

On peut réaliser pratiquement un dispositif conforme à l'invention en plaçant la capsule 1 remplie et fermée
15 dans une ouverture légèrement tronconique 9 d'un support 10 puis en coiffant l'ensemble au moyen d'une pièce 11 percée en son centre pour recevoir la partie supérieure de la capsule 1, celle-ci étant bloquée au moyen d'une vis 12 à extrémité plate qui prend appui sur l'obturateur 8.

20 Selon une caractéristique de l'invention, le dispositif comporte un détecteur de niveau de liquide incompressible.

Selon un mode de réalisation particulier, le détecteur est de type optique et placé en regard de la capsule 1.

25 Selon une variante, la capsule 1 est transparente et le liquide incompressible 5 est opaque.

Sur les figures 1 et 2, on a représenté un mode de réalisation de l'invention selon lequel le détecteur est constitué par un ensemble cellule photo électrique 13 -
30 projecteur 14 dont l'axe lumineux est transversal à celui de la capsule 1.

Pratiquement, ceci est obtenu en prévoyant deux orifices transversaux alignés 15 et 16 communiquant avec des logements plus volumineux respectivement 17 pour la cellule 13 et 18 pour le projecteur 14,

Avec les logements 17 et 18, communiquent des passages 19 et 20 pour des fils électriques 21 et 22.

Le fonctionnement de ce détecteur est bien connu en lui-même et l'on sait qu'en alimentant l'ampoule du projecteur 14 par un courant électrique conduit par les fils 22, ce projecteur 14 émet un faisceau lumineux qui traverse le passage 16, la matière transparente qui constitue la capsule 1 et le passage 15 pour atteindre la cellule photo-électrique 13 qui envoie par les fils 21 un courant électrique proportionnel à l'éclairement qu'elle reçoit du faisceau émis par le projecteur 14.

10 Tant que le liquide opaque et incompressible 5 a son niveau supérieur au-dessous du faisceau lumineux, le courant électrique issu de la cellule 13 est exploité dans un appareil de tout type connu éventuellement associé à un écran de lecture de telle sorte que cette situation cor-
15 respond à l'indication d'une absence de pression. Lorsque le niveau de liquide 5 atteint le faisceau électrique, le courant créé par la cellule 13 a une valeur différente et l'appareil indique cette différence qui peut être soit la simple indication de l'existence d'une pression, soit une
20 indication précise de cette pression en établissant une relation entre la valeur de celle-ci et la fraction de faisceau lumineux occulté par le liquide opaque 5.

Etant donné que le niveau de ce liquide subit des déplacements relativement importants par rapport aux infimes
25 déplacements de la membrane 4, il est aisé de détecter ces grands déplacements et d'en déduire des informations sous formes d'impulsions électriques très précises.

Sur les figures 1 et 2, on remarque que la capsule 1 contient un liquide incompressible opaque 5 et un liquide
30 incompressible transparent 23 tous deux étant non miscibles entre eux afin de déterminer une ligne de contact net et contrasté qui constitue le niveau devant être détecté.

On évite ainsi d'éventuelles erreurs de lecture du fait de la très grande différence de nature qui existe entre le liquide incompressible 5 et l'air 7.
35

On a choisi d'illustrer l'invention par un dispositif adapté à la mesure de la tension artérielle et l'on voit sur la figure 3 que le dispositif proprement dit tel que représenté sur les figure 1 et 2 peut être associé

à un corps 24 assujéti sur la pièce 11 de telle manière que le praticien peut manipuler l'appareil complet à la manière d'un crayon.

L'invention est, en effet, particulièrement intéressante pour cette application car les appareils à brassard gonflable ne permettent pas de prendre la tension artérielle dans des artères telles que la carotide, l'aorte abdominale, l'artère centrale de la rétine et beaucoup d'autres car elles se trouvent dans des zones où il est impossible de
10 placer le garrot que constitue le brassard gonflable.

En outre, la mesure de la tension artérielle ne peut pas être effectuée en continue et suppose l'intervention du praticien.

Il n'est donc pas possible de mesurer l'élasticité
15 artérielle ni de mesurer la vitesse de propagation de l'onde de pression sanguine.

Naturellement, on connaît le procédé qui consiste à agir par voie sanglante mais cela n'est possible qu'à l'occasion d'une intervention chirurgicale et, de toutes façons,
20 ce procédé ne permet pas l'étude de toutes les artères poulés par poulés.

Le dispositif conforme à l'invention, au contraire, du fait de la transduction des informations purement mécaniques de la membrane 4 en informations électriques permet
25 ensuite l'exploitation de ce signal électrique au moyen d'appareils de toutes sortes, connus en eux-mêmes.

On peut, ainsi, obtenir un graphique ou un affichage permanent sur un écran ou une mise en mémoire ou une exploitation informatique, soit indépendante, soit elle-même associée
30 à des dispositifs complémentaires tels que stimulateurs cardiaques, systèmes d'alarmes, etc...

On voit, en effet, que grâce à l'invention on peut mesurer la pression artérielle en appliquant la membrane 4 sur un poulé quelconque y compris dans une zone non garottable.
35

Le dispositif indique les pressions exercées sur la membrane 4 placée au contact de la peau A alors que le déplacement de la membrane 4 est inférieur au déplacement de la

même surface de la paroi de l'artère B lorsque celle-ci n'est pas soumise au dispositif, moins le déplacement absorbé par le tissu intermédiaire B soumis à ces pressions.

5 L'augmentation volumique du segment artériel B lors du passage de l'onde de pression sanguine doit recevoir l'action antagoniste de la contre-pression créée dans le dispositif et non par la réaction de la paroi de l'artère B.

10 L'augmentation volumique du segment B est donc facilement mesurable puisque la référence utilisée est le déplacement du niveau supérieur du liquide incompressible 5, lequel déplacement est très supérieur à celui de l'artère B à pression égale.

15 Pour que ces conditions soient convenablement remplies, on peut soit tenir le dispositif comme représenté sur la figure 3 c'est-à-dire pendant un temps court soit utiliser des organes de maintien rigides tels qu'un bracelet inélastique.

20 En associant le dispositif non plus à un corps 24 en forme de crayon mais à une embase peu élevée, il est possible de fixer le dispositif à l'endroit voulu pendant des temps relativement longs et, par exemple, pendant quelques jours ou quelques nuits de surveillance intensive justifiée par un état grave du patient.

25 On peut aussi placer plusieurs dispositifs aux endroits les plus représentatifs par exemple lors d'une intervention chirurgicale ou à l'occasion d'examens poussés.

30 On a indiqué plus haut qu'il pouvait être intéressant d'associer deux liquides 5 et 23 tous deux incompressibles et non miscibles mais l'un étant opaque et l'autre transparent. On peut citer, à titre d'exemple, le mercure pour le liquide opaque et la glycérine pour le liquide transparent.

35 Mais, selon un autre mode de réalisation de l'invention, la capsule 1 est en matériau dépoli et contient un liquide qui la rend transparente au moins dans la zone où ils sont en contact.

Ainsi, les déplacements du liquide correspondent à la création d'un écran au faisceau lumineux de la cellule photo-électrique.

Selon un mode de réalisation particulier de l'invention, l'organe élastiquement comprimable est constitué par une membrane éventuellement associée à un ressort.

Sur les figures 4 et 5, on a représenté un tel mode de réalisation.

On voit qu'ici la capsule est constituée non pas par un contenant indépendant placé à l'intérieur d'un support mais est créée par une cavité convenablement conformée à l'intérieur d'une pièce 25 qui présente un embout 26 sur lequel la membrane 4 est maintenue au moyen de liens 27 qui ceinturent l'ensemble.

La cavité, ou capsule, est entièrement remplie d'un liquide incompressible 28 et la petite ouverture est obturée par une membrane élastique 29.

On voit que selon ce mode de réalisation, le détecteur est constitué par un ensemble cellule photo-électrique 13 - projecteur 14 dont l'axe lumineux est transversal à un écran mobile 30 relié cinématiquement à une membrane élastique 29 qui obture la petite ouverture de la capsule, laquelle est entièrement remplie d'au moins un liquide incompressible 28.

Selon une variante, l'écran 30 est constitué par une extrémité coudée d'une lame élastique 31 assujettie par son autre extrémité à une partie fixe 32 et munie d'un pion 33 appliqué contre la face extérieure de la membrane 29 par la lame élastique 31.

La partie fixe 32 est reliée par tout moyen connu à la pièce 25 et est percée d'un trou 34 dans lequel le pion 33 passe librement.

Avec ces dispositions, on voit que de petits déplacements de la membrane 4 provoquent des déplacements plus importants de la membrane 29 laquelle repousse le pion 33 et, par conséquent, la lame 31 et l'écran 30 qui vient se placer plus ou moins complètement en regard du faisceau lumineux pour l'occulter au moins en partie d'où il résulte un courant variable dans les fils 21.

Lorsque la membrane 4 subit une pression inférieure ou nulle, le liquide incompressible 28 et la membrane

élastique 29 reprennent leur position d'origine sous l'effet du pion 33 qui est poussé par la lame élastique 31.

Ces dispositions peuvent être adoptées pour des raisons d'encombrement ou des facilités de construction. Elles
5 présentent l'avantage d'être plus stables aux chocs puisque l'action de la lame élastique 31 est plus constante que celle de la bulle d'air prévue avec le mode de réalisation des figures 1 et 2.

Un autre avantage de ces disposition résulte du fait
10 que le dispositif est complètement stabilisé à la chaleur puisque la lame élastique 31 est pratiquement insensible aux écarts de température alors que la bulle d'air peut se dilater plus ou moins selon l'ambiance dans laquelle le dispositif se trouve.

15 Selon un autre mode de réalisation de l'invention, on n'utilise pas de déflecteur optique mais on prévoit que la capsule est munie intérieurement d'au moins deux plots reliés extérieurement à un circuit électrique et contient au moins un liquide incompressible et conducteur de courant
20 afin de pouvoir établir un contact électrique entre les deux plots.

On peut prévoir, par exemple, que le circuit électrique comprend une résistance qui devient, donc, une résistance variable selon les plots que le liquide conducteur réunit.

25 On peut, également, prévoir des électrodes que le liquide conducteur recouvre plus ou moins pour créer des signaux électriques variables en fonction de la pression subie par la membrane 4.

Lorsqu'on utilise un détecteur optique à cellule photo-électrique, on peut supprimer le projecteur 14, ce qui diminue la consommation de courant électrique en utilisant la lumière ambiante. On place, alors, en bascule deux cellules photo-électriques qui reçoivent toutes les deux la lumière ambiante mais l'une est associée à un écran du type 30 de
35 sorte que finalement celle qui reçoit la lumière ambiante directe sans être influencée par le dispositif, sert de référence à celle qui est associée à l'écran.

Pour mesurer le déplacement d'une paroi artérielle en vue de calculer un indice d'élasticité artérielle, un dispositif selon l'invention d'un des types décrits doit présenter une contre-pression (d'air, de membrane ou de
5 lame élastique) inférieure à la contre-pression exercée par la paroi artérielle. Sur la figure 3, le déplacement de la membrane 4 est alors égal au déplacement de la même surface de la paroi de l'artère B moins le déplacement absorbé par le tissu intermédiaire C. L'appareil in-
10 dique alors un déplacement amplifié. Le rapport entre ce déplacement d'une surface et la variation de pression sur cette même surface donne l'indice d'élasticité de l'artère.

Sur la figure 6 on a représenté un exemple d'association d'un dispositif portatif conforme à l'invention et
15 d'appareils fixes.

Sur cette figure, on voit que l'ensemble de l'installation comprend une alimentation 40 en courant électrique de préférence à basse tension telle que 12 volts, un redresseur 41 à l'entrée du projecteur, un amplificateur 42
20 à la sortie de la cellule photo-électrique et, enfin, un dispositif d'affichage 43 comprenant ici une série de voyants lumineux 44 dont l'allumage et l'extinction sont contrôlés par les signaux amplifiés de la cellule photo-électrique, lesquels sont créés par les mouvements de la mem-
25 brane 4.

Il ressort de la description ci-dessus, qu'un dispositif conforme à l'invention permet de transformer en signaux électriques des implusions mécaniques nées d'une pression
30 dont la valeur varie plus ou moins vite.

L'invention trouve donc un nombre très grand d'applications et, selon les cas, on peut aisément faire varier les deux composantes essentielles qui sont le déplacement volumique d'une part et la contre-pression d'autre part.

35 On peut, par exemple, appliquer l'invention à la fabrication de baromètres, d'altimètres ou de tachymètres (selon le principe du tube de Pitot en utilisant la contre-pression latérale d'écoulement du fluide) ou tout système

de jauge de liquides.

On peut utiliser un plateau intermédiaire rigide pour réaliser une balance.

5 En associant une masse mobile à la membrane 4, on peut mesurer l'accélération ou la décélération subie par le dispositif.

10 Les matériaux dont on dispose actuellement permettent de réduire au maximum l'inertie du liquide incompressible de sorte que l'on peut appliquer l'invention à la fabrication de têtes de lecture pour des tourne-disques, ou à la fabrication des micros, étant souligné que l'on peut accorder la surface externe du dispositif à la longueur d'ondes à étudier.

15 On peut également appliquer l'invention selon le principe de la balance à la surveillance et à l'entretien de plantes disposées dans un bac : quand l'humidité de la masse de terre baisse, la pression exercée sur la membrane du dispositif fixée sous le bac diminue et l'on peut prévoir qu'à partir d'un certain seuil, le dispositif commande l'ouverture d'une électro-vanne qui alimente le bac en eau d'arrosage.

20 On peut également étudier la propagation d'une onde de pression dans une soufflerie en plaçant en ligne une série de dispositifs et en enregistrant, simultanément, la valeur donnée par chacun des dispositifs de sorte que l'on obtient, à la fois, les pressions et la vitesse de propagation de l'onde.

25 Selon un mode de réalisation particulier, l'organe élastiquement comprimable est associé à un élément de transcodage des informations mécaniques transmises par ledit organe en informations exploitables telles qu'électriques, électroniques et analogues.

30 Par exemple, le mode de réalisation représenté sur les figures 4 et 5 peut comprendre non plus un ensemble optique et un écran mobile mais une plaquette piézorésistante (non représentée) appliquée contre la membrane 29 afin de transformer en courant électrique les pressions absolues ou différentielles transmises à la plaquette par la membrane 29. Tout autre élément de transcodage sensible aux pressions et/ou aux mouvements de l'organe

élastiquement comprimable peut être utilisé selon les cas et ce choix est à la portée de l'homme de métier (variations de capacités, variations de champs magnétiques, etc.).

Lorsque le dispositif est appliqué à la mesure de la pression sanguine, on peut rechercher une miniaturisation suffisante pour l'implanter dans le corps. On peut, notamment, le placer dans la région cardiaque, contre une côte, qui l'immobilise.

Dans ce cas, on doit retenir les solutions les plus aptes à diminuer l'encombrement du dispositif et les contraintes qu'il pourrait imposer. On peut, à titre d'exemple, utiliser un ensemble interne comprenant d'une part le "capteur" proprement dit constitué de la capsule et de sa membrane et d'autre part deux fibres optiques aboutissant à un appareil de lecture externe (projecteur et cellule photo électrique).

En vue de supprimer les fils électriques de liaison, on peut prévoir un émetteur radio miniature implanté avec le capteur et un récepteur extérieur associé à tout appareil voulu : afficheur, alarme, informatique etc...

L'invention n'est donc pas limitée aux seuls modes de réalisation décrits et représentés mais en embrasse au contraire toutes les variantes.

REVENDEICATIONS

- 1 - Dispositif pour capter une pression notamment de fluide et pour l'exploiter soit à titre de mesure, soit à titre de signal transcodable, caractérisé en ce qu'il comprend une capsule (1) munie de deux ouvertures opposées et de sections inégales (2 et 3) dont la plus grande (2) est obturée par une membrane souple (4) accessible à la pression devant être captée et la plus petite (3) par un organe élastiquement comprimable, la capsule (1) contenant au moins un liquide incompressible (5).
- 2 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la plus petite (3) des deux ouvertures (2 et 3) est située à l'extrémité d'un col (6).
- 3 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'organe élastiquement comprimable est constitué par une membrane (29) éventuellement associée à un ressort (31).
- 4 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'organe élastiquement comprimable est constitué par la combinaison d'un gaz tel que l'air (7) placé dans la capsule (1) et d'un obturateur rigide (8).
- 5 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte un détecteur du niveau de liquide incompressible.
- 6 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que le détecteur est de type optique (13-14) est placé en regard de la capsule (1).
- 7 - Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que la capsule (1) est transparente et le liquide (5) opaque.
- 8 - Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que la capsule (1) est en matériau dépoli et contient un liquide qui la rend transparente dans la zone où ils sont en contact.
- 9 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que la capsule (1) contient un liquide incompressible opaque (5) et un liquide incompressible transparent (23), tous deux étant non misci-

bles entre eux afin de déterminer une ligne de contact nette et contrasté qui constitue le niveau devant être détecté.

- 5 10 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que le détecteur est constitué par un ensemble cellule photo-électrique (13) - projecteur (14), dont l'axe lumineux est transversal à celui de la capsule (1).
- 10 11 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que le détecteur est constitué par un ensemble cellule photo-électrique (13)- projecteur (14) dont l'axe lumineux est transversal à un écran mobile (30) relié cinématiquement à une membrane élastique (29) qui obture la petite ouverture (3) de la capsule (1), laquelle est entièrement remplie d'eau moins un liquide incompressible (5).
- 15 12 - Dispositif selon la revendication 11, caractérisé en ce que l'écran (30) est constitué par une extrémité éventuellement coudée d'une lame élastique (31) assujettie par son autre extrémité à une partie fixe (32) et munie d'un pion (33) appliqué contre la face extérieure de la membrane (29) par la lame élastique (31).
- 20 13 - Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que la capsule (1) est munie intérieurement d'au moins deux plots reliés extérieurement à un circuit électrique et contient au moins un liquide incompressible et conducteur de courant afin de pouvoir établir un contact électrique contre les deux plots.
- 25 14 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend un corps (10-11-24) qui présente extérieurement la membrane souple (4) et qui est adapté à être maintenu plus ou moins longtemps à un endroit voulu de la surface d'un corps vivant pour que la membrane (4) soit soumise à la pression résultant de l'augmentation volumique radiale d'un segment artériel dans lequel se développe une pression sanguine.
- 30 15 - Dispositif selon la revendication 14, caractérisé en ce que le corps (10-11) est associé à des organes de maintien rigides tels qu'un bracelet inélastique.
- 35

- 16 - Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'organe élastiquement comprimable (7-8, 29-31) est associé à un élément de transcodage des informations mécaniques transmises par ledit organe en informations exploitables telles qu'électriques, électroniques et analogues.

PL. I/2



