

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

⑪ N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 481 797

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

⑫

N° 81 08719

⑤4 Débitmètre pour faibles débits volumiques.

⑤1 Classification internationale (Int. Cl. ³). G 01 F 1/34; A 61 B 5/12.

⑫② Date de dépôt..... 30 avril 1981.

③③ ③② ③① Priorité revendiquée : *Grande-Bretagne, 1^{er} mai 1980, n° 80 14390.*

④1 Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 45 du 6-11-1981.

⑦1 Déposant : Société dite : NATIONAL RESEARCH DEVELOPMENT CORPORATION, résidant en
Grande-Bretagne.

⑦2 Invention de : Robert James Marchbanks.

⑦3 Titulaire : *Idem* ⑦1

⑦4 Mandataire : Cabinet Simonnot,
49, rue de Provence, 75442 Paris Cedex 09.

La présente invention concerne la mesure des faibles débits volumiques, par exemple de l'ordre de quelques nanolitres par seconde, soit quelques 10^{-12} m³.

L'invention concerne de façon générale un appareil
5 utilisé à cet effet et ayant une extrêmement faible impédance d'entrée, permettant des mesures dans des conditions presque en champ libre, c'est-à-dire sans application d'une contre-pression au courant mesuré. Des progrès récents portant sur cet appareil montrent qu'il convient à
10 des applications très diverses, correspondant à différents domaines scientifiques et technologiques. Cependant, la conception initiale et les premiers perfectionnements de l'appareil concerné ont porté sur l'étude des déplacements de la caisse du tympan humain, et il est commode de décrire
15 l'invention essentiellement dans ce contexte.

Le diagnostic des défauts de fonctionnement de l'audition et les recherches effectuées dans ce domaine ont reposé dans une grande mesure, au cours des dix dernières années, sur les techniques de mesure d'impédance
20 acoustique, habituellement par mise en oeuvre d'instruments à pont d'impédances électroacoustiques. L'application clinique de ces techniques comprend de façon générale, à titre illustratif, des essais d'évaluation de la fonction réflexe de la musculature de l'oreille moyenne. Dans ce cas particulier, l'un des canaux de l'oreille externe du patient est
25 couplé de manière étanche avec le dispositif de mesure d'impédance, et des stimuli sont présentés à l'oreille et font apparaître l'activité réflexe, celle-ci étant détectée par les variations correspondantes d'impédance acoustique dans
30 le canal, habituellement à l'aide d'un microphone raccordé à une cavité formée dans le dispositif et communiquant avec le canal. Cependant, bien que ces techniques donnent les données utiles, il existe diverses limitations en pratique. Par exemple, les variations de pression dans le canal, provoquées par le déplacement de la caisse du tympan, induit
35 par l'activité réflexe, peuvent exercer une contre-pression sur la caisse du tympan et ainsi modifier sa réponse à

l'activité réflexe, le volume du canal individuel de la caisse du tympan doit être connu afin que les mesures d'impédance acoustique soient interprétées convenablement, et les techniques considérées nécessitent pratiquement une mesure en régime permanent et ne conviennent pas à la mesure des variations transitoires de l'activité réflexe.

Les techniques de mesure d'impédance acoustique peuvent aussi être utilisées dans d'autres cas mettant en oeuvre une variation d'impédance provoquée par le mouvement de la caisse du tympan à la suite d'autres phénomènes physiologiques que l'activité réflexe, mais les limitations précitées demeurent encore.

L'invention remédie aux inconvénients de ces limitations et concerne un appareil de type général semblable mais dans lequel le microphone est de type continu afin qu'il soit sensible aux variations de la pression ambiante plutôt qu'aux variations du niveau de pression sonore, avec addition d'un diaphragme de référence raccordé à la cavité et mobile par commande asservie à la réponse du microphone afin que la pression de la cavité reste constante. Le fonctionnement de l'appareil selon l'invention est ainsi tel que l'application d'un stimulus acoustique d'activité réflexe ou d'une autre activité provoque un déplacement de la caisse du tympan et donne une fluctuation du volume total de l'espace délimité par le canal et la cavité avec déclenchement d'une variation associée de pression ambiante, alors que le microphone est sensible à cette variation et commande le diaphragme de référence afin qu'il se déplace et provoque un déplacement égal mais opposé d'un volume de compensation qui maintient la pression de la cavité à une valeur constante. Le signal de commande asservie du diaphragme est donc une mesure directe du déplacement volumique de la caisse du tympan. Les avantages immédiats de cette mesure sont qu'elle est obtenue effectivement dans des conditions de champ libre, qu'elle ne dépend pas du volume du canal externe individuel, et qu'elle est obtenue par une opération qui convient aux

situations transitoires. En outre, la variation de volume de la caisse du tympan peut être plus facilement relié, en termes mécaniques, à la fonction de l'oreille moyenne que l'impédance acoustique.

5 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront mieux de la description qui va suivre, faite en référence aux dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est une coupe partielle schématique d'un mode de réalisation d'appareil selon l'invention ;
- 10 - la figure 2 est une élévation schématique d'un appareil destiné à la mise en oeuvre de l'appareil de la figure 1 ; et

- les figures 3 et 4 sont des graphiques représentant des exemples de résultats de mesures obtenus avec
15 les appareils des figures 1 et 2.

Le mode de réalisation de la figure 1 comprend une cavité 10 délimitée par des alésages communicants 11 formés dans un bloc 12. Une première extrémité de l'un des alésages est raccordée par un tube souple 13 à un joint 14 d'une
20 oreille, destiné à être placé dans le canal de l'oreille externe afin que la cavité soit couplée à celui-ci. L'autre extrémité de cet alésage est raccordée à un microphone 15 qui est relié, à l'extérieur du bloc, par un amplificateur, un circuit de commande d'asservissement et des circuits 16
25 de pilotage, à un diaphragme 17 de référence qui est relié à l'extrémité d'un alésage différent. Un autre alésage est normalement raccordé à une soupape 18 normalement fermée.

Lors de l'utilisation de l'appareil, un ordinateur est avantageux pour la réception, le traitement et
30 l'enregistrement des signaux de commande d'asservissement des circuits 16, et le même ordinateur est avantageusement utilisé pour la formation des signaux de création d'un stimulus permettant la commande d'un haut-parleur. Sur la figure 1, l'ordinateur correspondant porte la référence 19
35 et le haut-parleur la référence 20.

Dans un mode de réalisation initial, on a mis en oeuvre l'invention avec un ordinateur hybride d'emploi

universel, mais, lors d'un développement ultérieur, on a utilisé un microprocesseur convenable. En outre, un mode de réalisation avantageux d'appareil a un haut-parleur générateur de stimuli, sous forme d'un écouteur destiné à être placé en regard de l'oreille du patient autre que celle dans laquelle le joint 14 est introduit. Cependant, d'autres arrangements peuvent aussi être utilisés pour la transmission du stimulus, notamment des arrangements impliquant la même oreille, mettant en oeuvre par exemple un haut-parleur miniature d'aide à l'audition, relié par exemple à la cavité 10.

Si l'on considère les autres éléments de l'appareil de la figure 1, on note que le joint 14 est de tout type connu permettant un échange facile des parties de coopération avec le canal, si bien que la dimension peut être modifiée et l'élément peut être retiré, le microphone 15 a de préférence une réponse qui va des fréquences acoustiques jusqu'aux fréquences infrasonores, telles qu'elles sont couramment utilisées pour la mesure des ondes de choc émises par un aéronef, et le microphone continu et le circuit associé de porteuse utilisés sont par exemple du type "B & K 2631" ; le diaphragme 17 de référence est avantageusement formé par un écouteur, par exemple du type "TDH 39", donnant une compensation du déplacement en volume à ± 5 microlitres près, soit à 10^{-9} m^3 près. La soupape 18 est de tout type convenable, permettant la mise de l'espace délimité par le canal et la cavité à l'atmosphère lorsque le joint est d'abord mis en place avant l'application des stimuli et avant l'enlèvement du joint, lorsque la stimulation est terminée.

Une autre caractéristique intéressante de l'appareil selon l'invention, dans un mode de réalisation, porte sur le mode de support par le patient. La figure 2 représente schématiquement cette disposition qui met en oeuvre un casque 21 suspendu à une extrémité d'un fléau 22 dont l'autre extrémité porte un contrepoids 23 et qui est supporté par une articulation universelle 24 sur un montant

25, en un point intermédiaire. Le casque porte la cavité, le microphone, le diaphragme de référence et la soupape, d'un côté, le joint d'oreille et le tube raccordé dépassant du bloc afin de pénétrer dans l'oreille adjacente. Le haut-
5 parleur est suspendu de façon réglable de l'autre côté du casque, sous forme d'un écouteur, destiné à être placé contre l'autre oreille. Les différents éléments de l'appareil placés de part et d'autre du casque sont reliés de façon interchangeable afin que chacune des deux oreilles ou les
10 deux oreilles puissent être examinées.

Le contrepoids est réglable afin que le casque soit suffisamment lourd pour venir prendre fermement appui sur la tête du patient, sans qu'il soit trop lourd du fait de la disposition de l'appareil associé. De cette manière,
15 le patient a une certaine liberté de déplacement de sa tête. Le patient est encore encouragé à ne pas bouger pendant l'examen mais il est plus détendu que s'il était maintenu physiquement par la tête. Cette disposition évite une tension indésirable dans le patient, pouvant conduire
20 à des réactions étonnantes qui peuvent invalider les résultats de l'examen.

Le fonctionnement général du mode de réalisation représenté est évident d'après la description qui précède de l'invention. Cependant, il convient de décrire rapidement
25 l'utilisation de l'ordinateur au cours de cette opération.

Comme dans d'autres formes de mesures physiologiques, le signal intéressant de sortie, dans le cas considéré, s'accompagne d'un bruit considérable dû à d'autres opérations physiologiques telles que la respiration et l'activité cardiovasculaire, et à des sources extérieures. En outre,
30 des signaux dus à l'activité musculaire à proximité du seuil d'activité réflexe, peuvent être dilués par le bruit associé.

Dans ces conditions, il est avantageux de mettre
35 en oeuvre l'invention afin qu'une séquence de signaux analogues correspondant à des événements répétitifs soit transmise, la séquence subissant alors une opération de

moyenne permettant l'extraction du signal intéressant par rapport au bruit. Le fondement de l'utilisation d'une telle technique de formation de moyenne est que le contenu intéressant du signal global contenant le bruit est corrélé et
5 est accentué alors que le bruit qui est de nature relativement aléatoire, prend une valeur moyenne qui tend vers zéro lorsque le nombre d'évènements augmente. Cette technique est de toute manière avantageuse pour la prise en compte du fait que le signal intéressant varie lui-même d'un évènement
10 à un autre, et un résultat correspondant à une moyenne avec un écart-type représente mieux les caractéristiques.

Les figures 3 et 4 sont des graphiques correspondant à des exemples de résultats obtenus par mise en oeuvre de l'appareil représenté, permettant la mesure des déplacements
15 volumiques de la caisse du tympan. Ces figures correspondent à des patients différents auxquels ont appliqués des stimuli acoustiques à une fréquence de 1000 Hz, avec une intensité de 10 dB au-dessus du seuil d'activité réflexe des patients correspondants, avec des impulsions de 600 ms, une séquence
20 comprenant 20 évènements. Les résultats correspondent à la valeur moyenne des signaux de sortie enregistrés pendant 1 s chacun après le déclenchement du stimulus, et ils sont mesurés en nanolitres, l'écart-type étant indiqué par les traits interrompus placés de part et d'autre du trait continu alors
25 que le trait interrompu vertical dénote la fin du stimulus.

Bien qu'on ait décrit l'invention en référence à un appareil de diagnostic des défauts de fonctionnement au cours de l'audition, on a indiqué initialement que d'autres applications étaient possibles. L'appareil se
30 prête, avec des modifications très faibles, à la mesure de l'absorption ou du dégagement d'un gaz dans un système fermé et du débit de fluide à travers des membranes ou capillaires. Son utilisation comme transducteur secondaire de mesure des déplacements linéaires est aussi possible.

35 Dans ce dernier cas, comme dans le premier cas où le fluide est un liquide ou d'une autre forme nécessitant l'absence de tout contact avec la cavité ou au moins

avec le microphone et le diaphragme, le déplacement ou le changement de volume étudié peut être transmis à la cavité par un plongeur qui bouche convenablement l'alésage 11 qui rejoint le tube 13. Cette disposition permet la formation d'un transducteur non électrique de déplacement linéaire dont la résolution est meilleure que 100 Å. La sensibilité de ce transducteur est facilement modifiée par modification de la section du plongeur.

En outre, dans de telles autres applications, la mesure de volumes supérieurs à ceux qui sont représentés par le déplacement maximal du diaphragme, peut être souhaitable. L'opération peut être réalisée dans certains cas par reréglage du diaphragme par intermittence à sa position de référence, par mise à l'atmosphère de la cavité par l'intermédiaire de la soupape 18, l'opération pouvant être commandée par l'ordinateur 19.

REVENDICATIONS

1. Appareil de mesure de débits volumiques, caracté-
risé en ce qu'il comprend un dispositif (12) délimitant une
cavité (10) destinée à communiquer avec le volume variable
5 à mesurer, un microphone continu (15) relié
à la cavité et sensible aux variations de la pression
ambiante dues aux variations dudit volume, et un diaphragme
(17) de référence relié à la cavité (10) et mobile par
commande asservie au microphone (15) afin que la pression
10 dans la cavité (10) garde une valeur constante.
2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en
ce qu'il comprend une soupape (10) destinée à relier la
cavité à l'atmosphère.
3. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en
15 ce qu'il comprend un joint (14) d'oreille raccordé à la
cavité (10) par un tube souple (13) destiné à faire commu-
niquer le canal de l'oreille externe constituant ledit
volume variable, avec la cavité (10).
4. Appareil selon la revendication 3, caractérisé en
20 ce qu'il comprend un casque (21) ou une autre structure
destinée à être supportée par la tête et portant le dispo-
sitif (12) délimitant la cavité (10), le microphone (15) et
le diaphragme (17), le tube (13) et le joint (14) d'oreille
en dépassant librement.
- 25 5. Appareil selon la revendication 4, caractérisé en
ce que ladite structure (21) porte aussi un haut-parleur (20)
ayant la forme d'un écouteur.
6. Appareil selon la revendication 5, caractérisé en
ce que ladite structure (21) porte le haut-parleur (20) du
30 côté opposé à celui qui porte les autres éléments, et le
haut-parleur (20) et les autres éléments sont interchangea-
bles.
7. Appareil selon l'une quelconque des revendications
4 à 6, caractérisé en ce que ladite structure (21) est sus-
35 pendue à une extrémité d'un fléau (22) ayant un contrepoids
(23) à son autre extrémité.
8. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en
ce qu'il comprend un plongeur disposé entre la cavité (10) et
le volume variable afin qu'il puisse se déplacer tout en as-
40 surant l'étanchéité.

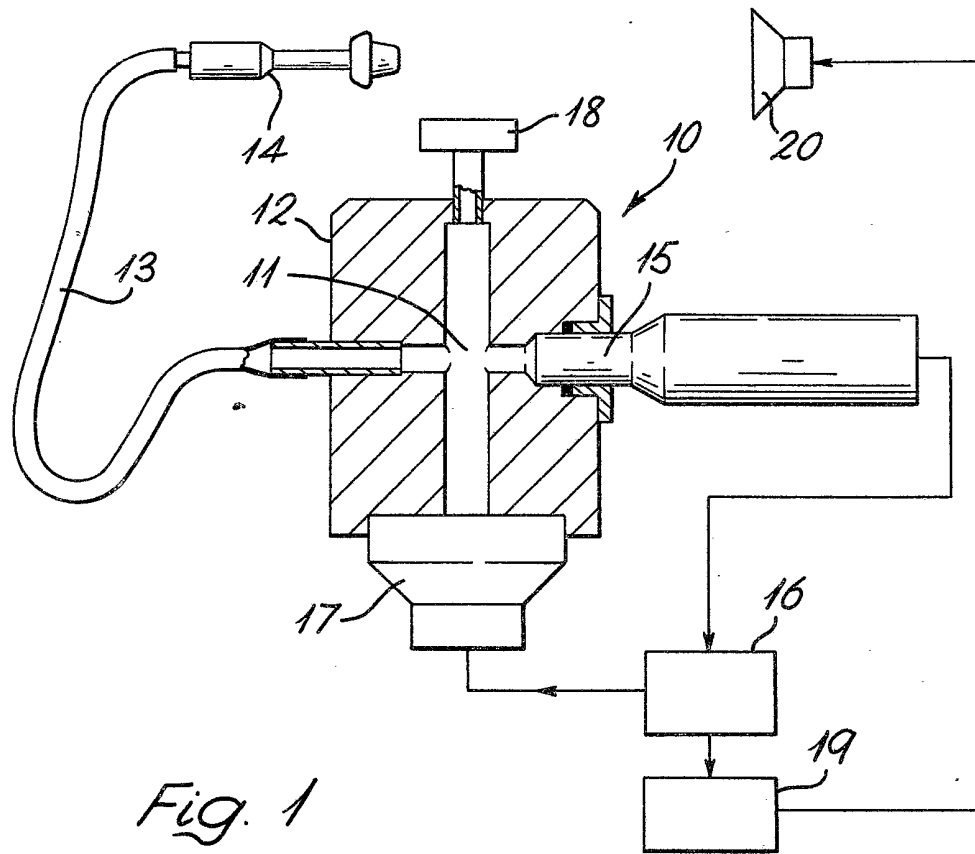


Fig. 1

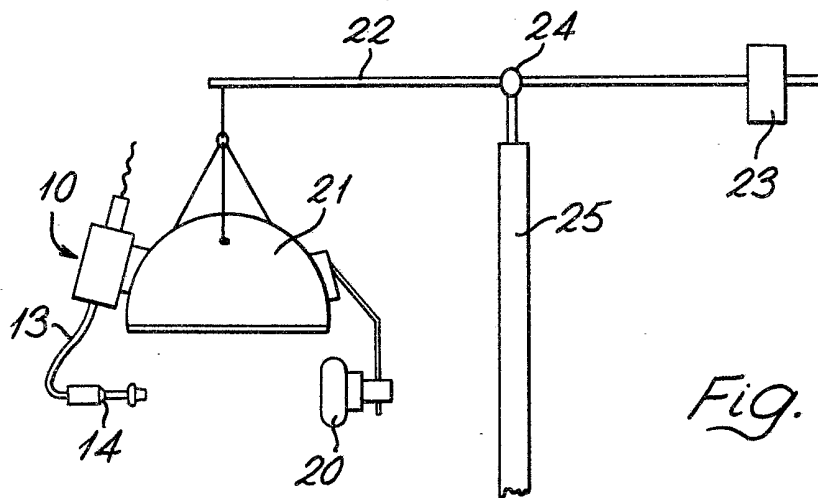


Fig. 2

