CH 645 721 A5

(19) CONFÉDÉRATION SUISSE
OFFICE FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

(51) Int. Cl.³: G 01 L 7/08

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

(11) **645 721**

(21) Numéro de la demande: 7134/80

(22) Date de dépôt: 24.09.1980

(24) Brevet délivré le: 15.10.1984

(45) Fascicule du brevet publié le: 15.10.1984

(73) Titulaire(s):
Metabo SA construction d'appareils scientifiques et médicaux, Epalinges

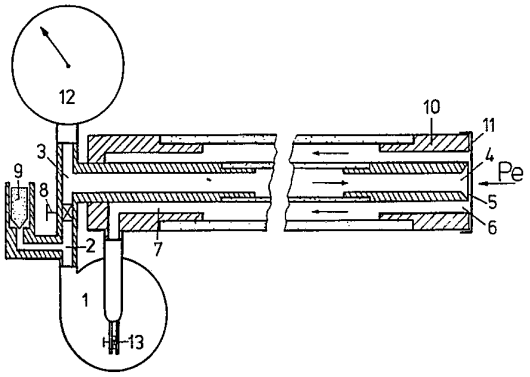
(72) Inventeur(s):
Favre, Robert, Lausanne

(74) Mandataire:
Bugnion S.A., Genève-Champel

(54) Dispositif de mesure de pression en des endroits peu accesibles, notamment pour l'art médical.

(57) Dispositif de mesure des pressions aux endroits peu accessibles, par l'entremise d'un circuit pneumatique (1-2-3-5-6-7) comprenant une sonde (3-4-5-6-7) soumise, par un propulseur (1), à un débit d'air réglé par un robinet (8) et une soupape (9), ladite sonde comportant au moins un capteur (10) à membrane d'obturation (11), agencé pour transmettre la pression à mesurer (Pe), au pavillon (4), puis en amont (3) de ladite sonde, avant d'être appliquée au manomètre (12). Il est ainsi possible d'obtenir des sondes simples ou multiples, de très faible diamètre, une translation de la réponse étant corrigée par mise à zéro du manomètre, et une distorsion du premier degré l'étant par l'adaptation de sa sensibilité. Mais il est encore possible de rectifier une distorsion du second degré en adaptant la pression de sortie (2) dudit propulseur (1) de manière à ce qu'une variation de la pression à mesurer entraîne une variation appropriée du débit et de la perte de charge de transmission (3-4).

Ce dispositif est applicable notamment en médecine, pour mesurer la pression dans les voies physiologiques.



REVENDICATIONS

1. Dispositif de mesure de pressions physiologiques en des endroits peu accessibles, comprenant une sonde pour transmettre la pression à mesurer, cette sonde comprenant au moins un circuit pneumatique (3-4-5-6-7) à flux de gaz, ledit circuit comprenant un tube filiforme (3-4) d'entrée, un capteur (10) de transposition de ladite pression à mesurer, et un collecteur d'évacuation (6-7), ledit capteur étant pourvu d'au moins une valve comprenant une membrane élastique (11), un pavillon (4) et un drain (6), ladite valve déterminant une ligne d'obturation (5) sur le sommet dudit pavillon, ladite ligne d'obturation engendrant un gradient de pression dudit flux, tel que la pression dans ledit pavillon soit maintenue adaptée à ladite pression à mesurer, le dispositif comprenant en outre un propulseur (1) assurant la circulation dudit flux, un organe (8) d'ajustage du débit dudit flux, et un manomètre (12), caractérisé par le fait que, tout en alimentant ledit capteur par ledit flux, ledit tube filiforme joue également le rôle de transmetteur de ladite pression à mesurer jusqu'en amont (3) de ladite sonde, où elle est mesurée par ledit manomètre, de manière à éviter une tubulure spécifique de mesure et réduire d'autant le diamètre de ladite sonde.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que ledit collecteur d'évacuation (6-7) est agencé de manière à pouvoir transmettre une pression inférieure à la pression atmosphérique.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que ledit tube filiforme est disposé à l'intérieur dudit collecteur d'évacuation.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que ladite sonde est équipée d'un connecteur pneumatique embrochable.

5. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que l'aire de la section de passage dudit flux jusqu'à ladite ligne d'obturation est au plus égale à l'aire de la section dudit tube filiforme.

6. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que la surface active de ladite membrane (11) est plane.

7. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que la surface active de ladite membrane (26) est cylindrique.

8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé par le fait que ledit tube filiforme est un microtube (14) fixé à l'intérieur d'un corps tubulaire (15), ledit flux passant dans ladite valve par ce microtube et par une ouverture latérale (16) pour pénétrer entre le manteau extérieur audit corps tubulaire (15) et ladite membrane (26).

9. Dispositif selon la revendication 8, adapté à la mesure de la composante radiale de ladite pression à mesurer, exercée sur une bande annulaire de ladite sonde, caractérisé par le fait que le flux passe de ladite ouverture latérale (16) dans une gorge de distribution (17) aménagée entre deux bagues (18 et 19) qui constituent ledit pavillon, ledit drain étant formé de deux gorges (22 et 23) situées de part et d'autre de la première, reliées audit collecteur par des lumières latérales (24 et 25).

10. Dispositif selon la revendication 8, caractérisé par le fait que ladite sonde comporte au moins deux capteurs comprenant chacun une valve et un tube filiforme, le tube filiforme d'alimentation en flux d'un capteur situé en aval du ou des autres capteurs transitant à travers ledit corps tubulaire (15) des capteurs situés en amont, ledit collecteur d'évacuation leur étant commun.

11. Dispositif selon la revendication 6, agencé pour mesurer la pression des varices œsophagiennes à travers un endoscope, caractérisé par le fait que ladite sonde (39) peut s'introduire dans une voie libre dudit endoscope (37), ledit capteur (38) étant fixé audit endoscope par un mécanisme de verrouillage (40).

12. Dispositif selon la revendication 6, agencé pour mesurer la pression intracrânienne des bébés prématurés par fontanelle interposée, caractérisé par le fait que ledit capteur est en forme de galette (41), ladite membrane (11) étant disposée latéralement au capteur sur l'une de ses faces, ledit collecteur (42) sortant, par exemple, latéralement, de manière à faciliter la fixation dudit capteur sur la fontanelle, par un simple bonnet de bébé.

13. Dispositif selon la revendication 6, agencé pour mesurer la pression intracrânienne par interposition de la dure-mère, caractérisé par le fait que ledit capteur est de forme cylindrique (10), ladite membrane (11) étant fixée à l'extrémité dudit capteur, selon un plan transversal, ledit capteur étant agencé de manière à permettre sa fixation dans l'épaisseur de la boîte crânienne du patient, ladite membrane (1) affleurant ladite dure-mère.

14. Dispositif selon la revendication 10, agencé pour mesurer la coordination des pressions entre l'urètre et la vessie, caractérisé par le fait que lesdits capteurs sont au nombre de deux, un cathéter d'injection (36) pouvant être logé dans ledit collecteur.

15. Dispositif selon la revendication 10, agencé pour mesurer la motilité œsophagienne, caractérisé par le fait que ladite sonde est pourvue de trois capteurs indépendants et également répartis à raison d'un intervalle d'environ 5 cm entre eux.

16. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé par le fait que ledit manomètre (12) rend compte de la pression à mesurer, telle qu'elle est transmise à ladite sonde, en amont (3) de celle-ci, des moyens de correction étant prévus pour la correction des distorsions de transfert.

17. Dispositif selon la revendication 16, caractérisé par le fait que ledit propulseur consiste en un compresseur (1).

18. Dispositif selon la revendication 16, caractérisé par le fait que ledit propulseur consiste en un réseau de distribution d'air comprimé, et un manodétendeur, ladite pression inférieure étant obtenue à partir dudit réseau et d'un venturi.

19. Dispositif selon la revendication 16, caractérisé par le fait que lesdits moyens de correction des distorsions de transfert comprennent des moyens de mise à zéro dudit manomètre, et/ou des moyens de diminution de sa sensibilité, et/ou des moyens d'adaptation de la pression de sortie (2) dudit propulseur.

La mesure d'une pression est particulièrement simple lorsqu'il s'agit d'un milieu fluide, pouvant pénétrer directement dans le circuit manométrique. Les pressions physiologiques sont, de ce fait, souvent mesurées par l'intermédiaire d'un fluide.

Les gaz présentent l'avantage de ne pas accuser d'effet de pesanteur, mais les dispositifs connus (brevet US N° 3099262) ne permettent pas, en raison d'un diamètre trop élevé du capteur de pression, d'opérer par cathétérisme, notamment dans les voies urinaires, l'œsophage ou le cœur.

La présente invention a précisément pour objet un dispositif de mesure de pressions en des endroits peu accessibles, comprenant une sonde, notamment de manocathétérisme, pour transmettre une pression à mesurer en un endroit mal accessible, cette sonde comprenant au moins un circuit pneumatique à flux de gaz, ledit circuit comprenant un tube filiforme d'entrée, un capteur de transposition de ladite pression à mesurer et un collecteur d'évacuation, ledit capteur étant pourvu d'au moins une valve comprenant une membrane élastique, un pavillon et un drain, ladite valve déterminant une ligne d'obturation sur le sommet dudit pavillon, ladite ligne d'obturation engendrant un gradient de pression dudit flux tel que la pression dans ledit pavillon soit maintenue adaptée à ladite pression à mesurer, le dispositif comprenant en outre un propulseur assurant la circulation dudit flux, un organe d'ajustage du débit dudit flux et un manomètre.

Le dispositif selon l'invention est caractérisé par le fait que, tout en alimentant ledit capteur par ledit flux, ledit tube filiforme joue également le rôle de transmetteur de ladite pression à mesurer jusqu'en amont de ladite sonde, où elle est mesurée par ledit manomètre, de manière à éviter une tubulure spécifique de mesure et à réduire d'autant le diamètre de ladite sonde, dans la perspective de son application à la mesure de pressions physiologiques, notamment par cathétérisme.

Le dessin annexé représente, à titre d'exemple, quelques formes d'exécution de l'invention.

La fig. 1 schématise le principe général d'un dispositif selon l'invention, et les moyens de mise en œuvre, la membrane dudit capteur étant ici à surface active plane.

La fig. 2 donne une coupe longitudinale d'un dit capteur pourvu d'une membrane à surface active cylindrique.

La fig. 3 donne une coupe transversale du capteur selon la fig. 2.

La fig. 4 donne une coupe longitudinale du corps d'une variante du capteur selon la fig. 2.

La fig. 5 donne la coupe transversale, au niveau de l'axe A-A, du corps selon la fig. 4.

La fig. 6 représente une pièce figurant en deux exemplaires sur le corps selon la fig. 5.

La fig. 7 est une vue en bout de la pièce selon la fig. 6.

La fig. 8 donne une vue d'ensemble de la variante de capteur obtenue par assemblage des composants selon les fig. 4 à 7.

La fig. 9 donne la coupe transversale, au niveau de l'axe 8-8, du capteur selon la fig. 8.

La fig. 10 montre l'assemblage des tubes plastiques adaptés au capteur selon l'une des fig. 2 ou 8.

La fig. 11 schématise l'adaptation d'un dispositif selon l'invention à une sonde pour la mesure de la pression des varices œsophagiennes à travers un endoscope.

La fig. 12 schématise l'adaptation d'un dispositif selon l'invention à la mesure de la pression intracrânienne des prématurés par l'intermédiaire de la fontanelle.

En référence à la fig. 1, le principe de fonctionnement d'un dispositif selon l'invention se comprend comme suit:

Un flux d'air — propulsé par le minicompresseur 1, et dont le débit est ajustable par le robinet 8 — circule dans le circuit pneumatique d'une sonde comprenant le tube filiforme d'entrée 3, le capteur 10 et le collecteur d'évacuation 7, avant de retourner, éventuellement, au propulseur 1.

Le capteur 10 est pourvu d'une valve chargée d'équilibrer la pression extérieure Pe à mesurer, par la pression intérieure dudit flux, ladite valve comportant un pavillon 4, un drain 6 et une membrane élastique 11 agencée de manière à intercepter ledit flux au niveau d'une ligne d'obturation 5 (ici un cercle) aussi longtemps que la pression dudit flux, dans le pavillon 4, est inférieure à la pression extérieure Pe.

En appelant, de manière générale, débit d'alimentation celui déterminé par le robinet 8, et débit d'échappement celui qui passe sous la ligne d'obturation 5, ce dernier sera inférieur au premier lorsque la pression Pe est en augmentation, mais il lui sera supérieur lorsque Pe est en diminution jusqu'à ce que la pression Pe soit équilibrée par la pression interne.

Désignons, de manière générale, par Px la pression au point x dudit circuit pneumatique.

Une solution connue (brevet US N° 3099262) consiste à mesurer, par un manomètre extérieur, la pression P4, telle qu'elle est transposée au point 4 par le jeu de la membrane 11, ce qui implique une jonction supplémentaire dans le pavillon 4, et un tube spécifique de mesure, d'où un diamètre total de la sonde incompatible avec les applications physiologiques envisagées, par manocathétérisme.

Dans le dispositif de la présente invention, le tube filiforme 3, tout en alimentant la valve du capteur 10 avec ledit flux, joue également le rôle de transmetteur de la pression, depuis le cercle d'obturation 5 jusqu'au point 3 situé en amont de ladite sonde, où sa valeur est mesurée par le manomètre 12, après correction des distorsions de transfert.

Il faut signaler en effet un gradient de pression positif, dans le sens Pe-P5-P4-P3, à raison d'une composante indépendante de Pe, et une autre proportionnelle à Pe.

La composante indépendante de Pe, sous réserve d'un débit constant qui implique P2 beaucoup plus grand que Pe, procède de la perte de charge P3-P4 et peut être résorbée par une simple mise à zéro du manomètre 12.

La composante proportionnelle à Pe procède, en revanche, de ce que, la pression P6 étant nécessairement plus faible que Pe, la pression P4 doit être plus grande que Pe pour compenser l'équilibre, d'autant qu'il s'y ajoute, au niveau du cercle d'obturation 5, un effet venturi et une perte de charge spécifique, également proportionnels à Pe.

Ajoutons que l'effet de la pression P6 est d'autant plus faible que la largeur du drain 6 est plus petite.

La composante proportionnelle à Pe peut être compensée soit en diminuant la sensibilité du manomètre — par exemple au moyen d'un atténuateur sur le circuit d'un transducteur électronique, solution recommandée pour cette application —, soit par l'adaptation de P2, pour que la réduction du débit et de la perte de charge P3-P4, consécutives à une hausse de Pe, compense l'effet en cause sur le domaine utile.

Dans un tout autre ordre d'idées, il est évident que la pression P6 doit être toujours inférieure à Pe, ce qui implique souvent qu'elle soit inférieure à la pression atmosphérique, ne fût-ce que pour la mise à zéro objective du manomètre 12.

A cet effet, la pression P2 est limitée par une soupape 9 alors que la pression sortie-entrée P2-P7 du propulseur 1 est stabilisée par un système connu, non représenté, de telle manière que P7 puisse être réglée à une valeur inférieure à la pression atmosphérique.

Pour fixer les idées, dans une sonde selon l'invention destinée à mesurer la pression des varices œsophagiennes à travers un endoscope, la perte de charge dans le collecteur d'évacuation est telle que la pression P7 doit être inférieure à la pression atmosphérique d'environ 150 cm d'eau.

Cette valeur numérique sera obtenue, par exemple, en réglant la soupape 9 à 350 cm d'eau, et la pression P2-P7 à 500 cm d'eau.

S'agissant du temps de réponse d'une sonde selon l'invention, on remarquera qu'un saut positif de la pression Pe, grand par rapport à la perte de charge P3-P5, entraîne le blocage du flux au niveau du cercle d'obturation 5 jusqu'à ce que la pression P5 atteigne environ Pe, sous l'effet du débit D, et compte tenu du volume mort Vm compris entre le robinet 8 et la ligne d'obturation 5.

En appelant Pr la pression absolue, à mi-hauteur d'un saut sPe de la pression Pe, le temps de réponse Tr du dispositif aura en première approximation la forme: $Tr = Vm \cdot sPe/Pr \cdot D$.

Cette expression néglige tant la dilatation éventuelle du volume mort Vm sous l'effet de la pression que la progressivité d'une réouverture dudit débit d'échappement sous la ligne d'obturation.

Le temps de réponse à un saut de pression sPe négatif dépendra de l'augmentation consécutive dudit débit d'échappement, donc notamment de la compliance de la membrane élastique 11, mais il est facile d'obtenir une réponse négative au moins aussi rapide que la réponse positive.

Il reste que le temps de réponse, à un saut de pression, grand par rapport à P3-P5, est approximativement proportionnel à sPe, et au volume mort Vm, compris entre le robinet 8 et le cercle d'obturation 5 — donc notamment à la longueur du tube filiforme 3 — tandis qu'il est inversement proportionnel au débit dudit flux, partant à la perte de charge P3-P5.

Il y a donc intérêt à tenir le volume mort Vm aussi faible que possible, également en ce qui concerne la liaison avec le manomètre, laquelle sera notamment faite par l'intermédiaire d'un transducteur électronique dont on citera les types 142 PC 05 Q de Honeywell et LX 1601 DF de National.

L'écoulement étant laminaire, le temps de réponse relatif à une perte de charge P3-P5 donnée est donc sensiblement proportionnel au carré de la longueur du tube filiforme 3.

Un tube de Nylon, de 0,75 mm de diamètre intérieur par exemple, donne, sous perte de charge de 10 cm d'eau par mètre, un débit d'air de 0,09 ml/s, et présente un volume mort de 0,44 ml/m.

Une sonde équipée de la sorte, pour déterminer la motilité œsophagienne, d'une longueur de 1 m toutes liaisons annexes comprises, donne, pour une perte de charge de 10 cm d'eau, un temps de réponse d'environ 0,1 s.

On peut évidemment réduire ce temps de réponse en augmentant le débit, donc la perte de charge, mais il est encore possible de relever les performances générales en remplaçant le flux d'air par un gaz de viscosité plus faible, tel qu'un hydrocarbure volatil, ou l'ammoniac.

On placera, pour cela, une ampoule contenant le gaz choisi, à l'état liquide (propane) ou dissous (ammoniaque), à l'entrée 13 du propulseur 1, en commençant par un rinçage du circuit pneumatique.

Une telle ampoule, mais de forme et structure appropriées, peut encore remplir le rôle de propulseur, par un chauffage asservi, tandis que la pression négative d'aspiration sera obtenue par refroidissement de l'hydrocarbure, ou dissolution de l'ammoniac dans de l'eau plus froide.

La fig. 2 est relative à un capteur destiné plus particulièrement à mesurer une pression s'exerçant radialement, par exemple telle qu'elle se présente dans l'urètre.

Ledit flux est introduit dans ledit capteur par un microtube 14 soudé à un corps tubulaire 15, puis il traverse une ouverture latérale 16, se propage dans une gorge circulaire 17 concentrique au corps 15, atteint le pavillon formé des bagues 18 et 19, parvient au drain constitué par les gorges circulaires 22 et 23 également concentriques au corps 15 et reliées par des lumières latérales 24 et 25 au collecteur, lequel commence à l'intérieur du corps 15.

Lesdites bagues sont couvertes par la membrane élastique 26, en forme de gaine cylindrique, par exemple en latex, placée sans jeu ni contrainte, qui détermine une ligne d'obturation répartie en deux cercles périphériques situés sur les bords des bagues 18 et 19, à la limite des gorges 22 et 23.

Ces cercles d'obturation délimitent la bande annulaire sur laquelle s'opère la mesure, à savoir une distance qui peut varier de 0,5 à 2 mm, selon la définition requise.

La compliance utile de la membrane 26 s'exerçant dans le sens d'une dilatation cylindrique est relativement faible, mais il est possible de l'améliorer en donnant au manteau extérieur du capteur une forme prismatique, donc à section polygonale, singulièrement hexagonale, les mouvements de la membrane étant facilités en regard des faces planes qui sont ménagées de la sorte.

La fig. 3 montre l'aspect d'un brasage du microtube 14 dans le corps 15 d'un capteur selon la fig. 2, et illustre la possibilité d'y loger d'autres tubes filiformes en transit, destinés à alimenter autant de capteurs postérieurs indépendants d'une sonde dite multiple.

Signalons que le diamètre total d'une sonde à trois voies selon les fig. 2 et 3, comme celui de chacun de ses capteurs, ne doit pas, dans certaines applications médicales, excéder 3,3 mm, voire moins.

Il arrive que la composante radiale de la pression exercée sur la bande annulaire active d'un tel capteur à membrane élastique cylindrique ne soit pas isotrope, et une solution selon la fig. 2 ne retiendrait alors que sa valeur minimale, comme il résulte de son principe.

Les fig. 4 à 9 sont relatives à une variante qui, en revanche, retiendra la valeur quasi maximale de cette composante radiale non isotrope.

Les fig. 4 et 5 sont des coupes longitudinale et transversale selon l'axe A-A, représentant le corps tubulaire 27, homologue du corps 15 de la fig. 2, et le microtube d'entrée 14, semblable dans les deux cas.

Le corps 27 porte, en revanche, des dents largement espacées 29 à 31, entre lesquelles viennent s'intercaler les semelles 33 de deux pièces selon les fig. 6 (vue en long) et 7 (vue en bout) ajustées en tête-bêche, comme le montrent les fig. 8 (vue en long), et 9 (vue transversale selon l'axe B-B), tandis que la membrane 26 recouvre le tout comme dans le cas de la fig. 2.

Ledit flux, introduit par le microtube 14, traverse l'ouverture latérale 16 (fig. 9) et suit dès lors le profil transversal extérieur du corps 27, notamment des dents 29 à 31, par un espace ménagé sous les semelles 33 (fig. 7) limité latéralement par le bord intérieur de la partie 32, pour atteindre le collecteur 27 par la lumière latérale 28 (fig. 9).

Le sommet de chacune des dents 29 à 31 détermine ainsi la ligne d'obturation d'autant de valves placées en série sur le cours dudit flux, et qui ne retiendront que la valeur quasi maximale de la pression radiale à mesurer, pour la transmettre au manomètre 12 (fig. 1).

S'agissant de connaître la répartition de cette pression radiale non isotrope, on peut, à partir d'un capteur selon les fig. 8 et 9, comprenant 2n dents, obtenir n valves indépendantes qui transmettront leur information à autant de manomètres.

A cet effet, en référence aux fig. 4 et 9, un microtube tel que 14 débouchera par une ouverture latérale telle que 16 dans chaque entre-dent pair, tandis qu'une lumière latérale telle que 28 reliera chaque entre-dent impair au collecteur 27.

Ledit flux relatif à un microtube donné se divisera de la sorte pour suivre le profil de chacune des deux dents adjacentes, et rejoindre le collecteur par les deux lumières latérales des entre-dents adjacents.

En variante, les pièces selon les fig. 6 et 7 peuvent être décalées lors du montage, de manière à obstruer le passage, une dent sur deux, ledit flux ne suivant alors que le profil de la dent non obstruée, ce qui conduit à une mesure mieux localisée.

La fig. 10 montre le mode d'assemblage des tubes plastiques 34 et 35 sur un capteur à membrane cylindrique 26, appliqué notamment en mesure de pression dans les voies urinaires et pour déterminer la motilité œsophagienne.

Dans la première de ces applications, la sonde comporte deux capteurs et un cathéter en transit, tel que 36, pour injection, tandis que, dans la seconde, la sonde comporte trois capteurs sous un diamètre total qui ne doit pas dépasser 3,3 mm.

La fig. 11 est relative à l'application de la sonde selon l'invention à la mesure de la pression des varices œsophagiennes à travers un endoscope.

La sonde 39, longue de 2,5 m pour un diamètre de 2 mm, comporte un capteur 38, de forme appropriée, fixé à l'endoscope 37 par une tige rigide et un mécanisme de verrouillage 40 de telle manière que le profil de la membrane latérale plane 11 soit visible à travers l'optique de l'endoscope, pour la positionner contre les varices.

La fig. 12 concerne la mesure de la pression intracrânienne des bébés prématurés par fontanelle interposée.

La sonde 42 se termine par un capteur 41 en forme de galette ou cylindre très court, à membrane latérale plane 11, qui s'appuie sur la fontanelle du prématuré, un simple bonnet de bébé fixant le tout.

Il est bien entendu qu'un même propulseur, tel que 1 (fig. 1), est en mesure d'alimenter plusieurs sondes de ce type, pour la surveillance simultanée continue d'autant de prématurés.

Un autre type de capteur selon la présente invention a été développé pour mesurer, dans cet ordre d'idées, la pression intracrânienne des adultes, par dure-mère interposée.

Sa structure est celle représentée à la fig. 1, mais en y ajoutant un dispositif de fixation dans une épaisseur de boîte crânienne, de préférence par l'intermédiaire d'une bague préfixée qui permet l'interchangeabilité de ce capteur pneumatique, et d'un capteur magnétique (brevet CH N° 579899).

Ces deux types de capteurs se complètent; en effet, le premier est utilisé durant les 2 d suivant une opération, tandis que le second est alors implanté, si nécessaire, pour longtemps.

Les dispositifs capteurs selon l'invention peuvent naturellement être envisagés pour bien d'autres applications, médicales ou non, telles que les examens cardiologiques, par exemple.

Précisons enfin que toutes ces sondes sont embrochables par des connecteurs pneumatiques *ad hoc*, qui permettent leur montage en quelques secondes.

645721
3 feuilles No 1

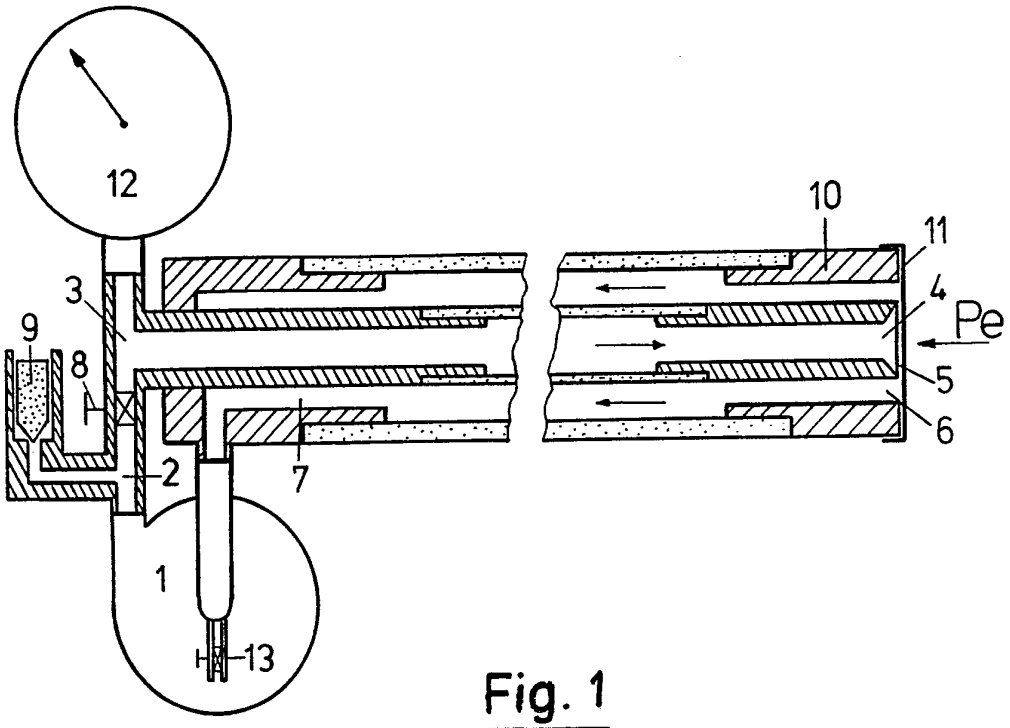


Fig. 1

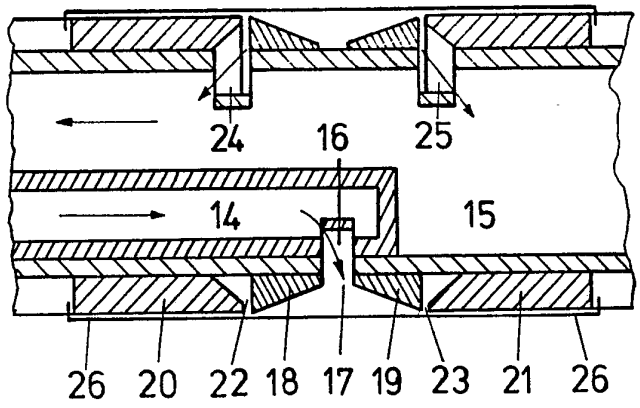


Fig. 2

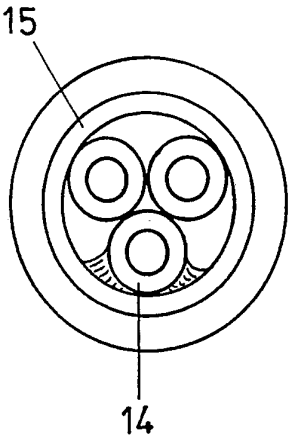


Fig. 3

645721
3 feuilles No 2

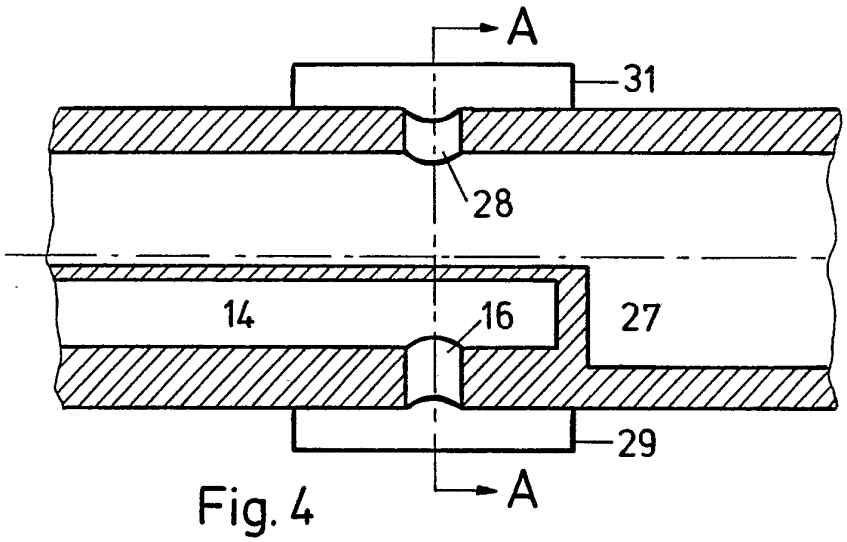


Fig. 4

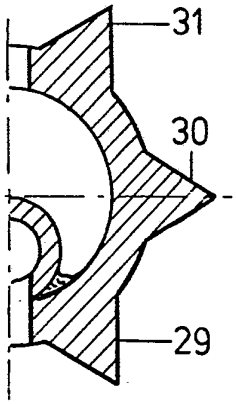


Fig. 5

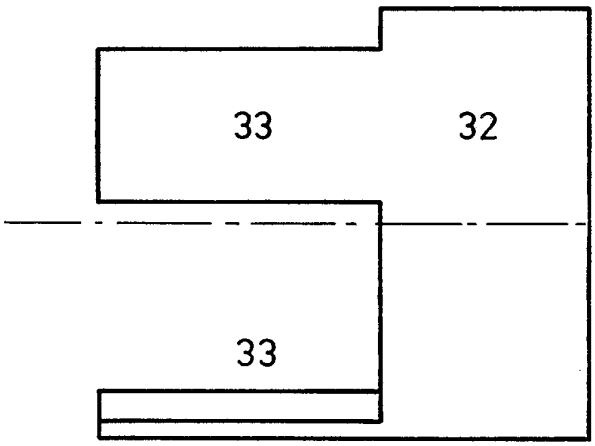


Fig. 6

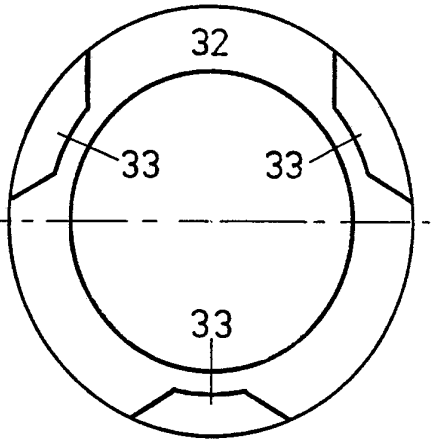


Fig. 7

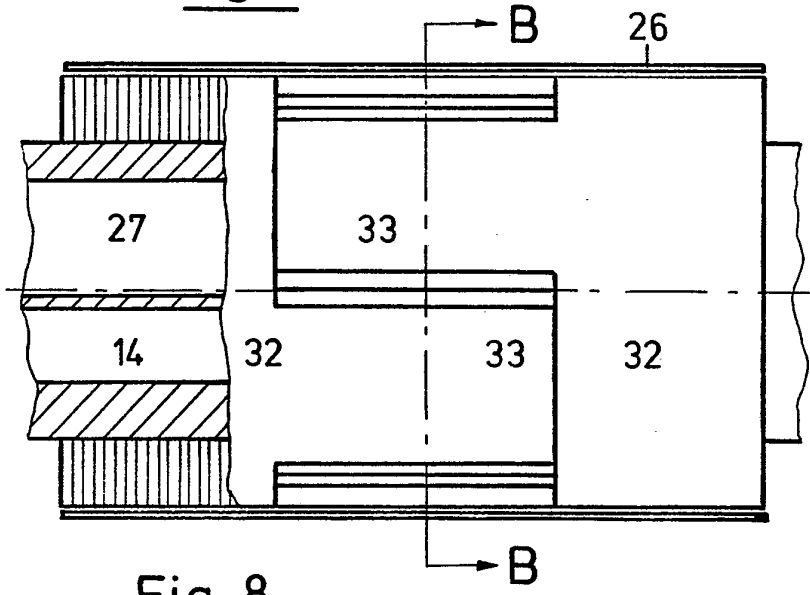


Fig. 8

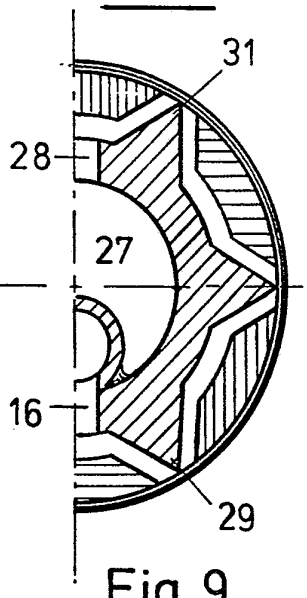


Fig. 9

645721
3 feuilles No 3

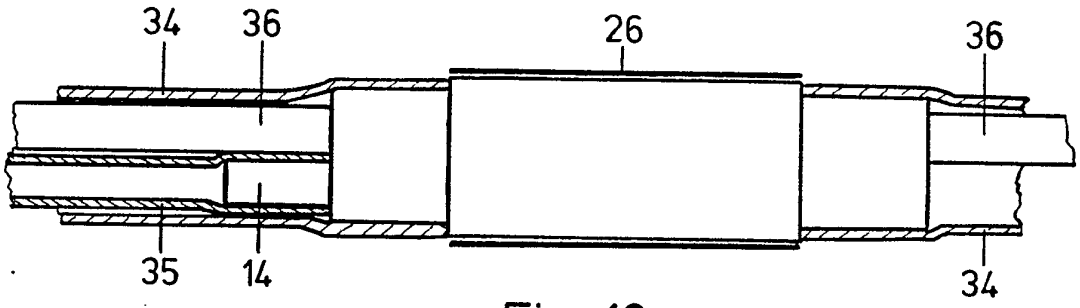


Fig. 10

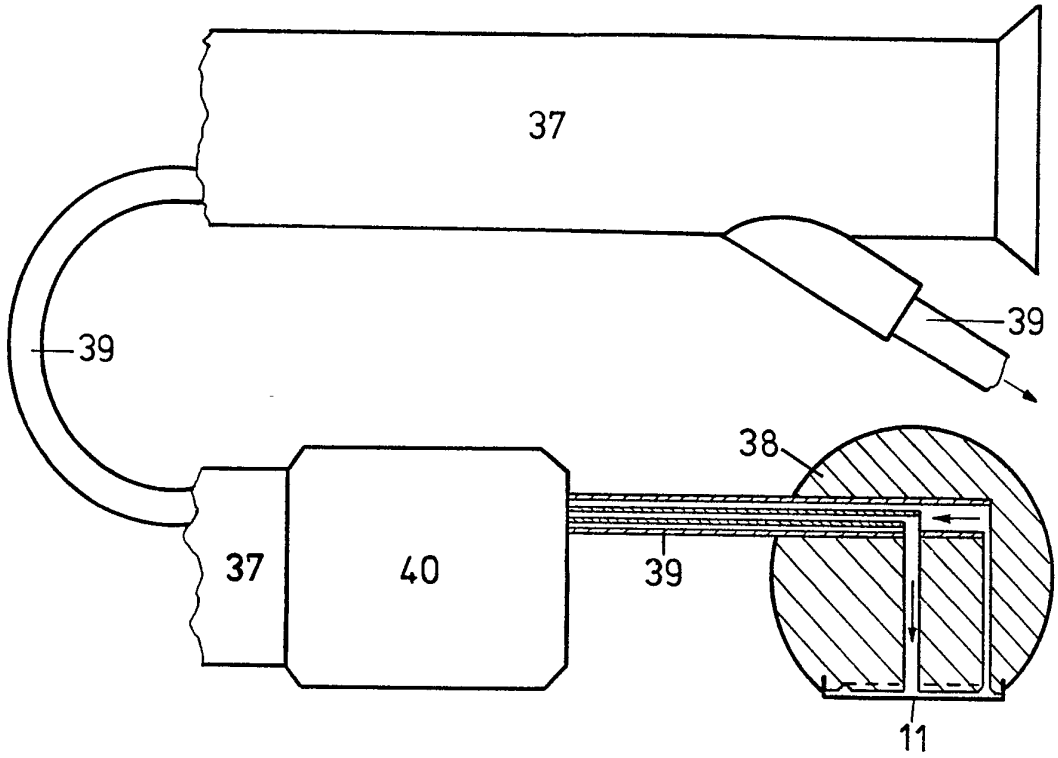


Fig. 11

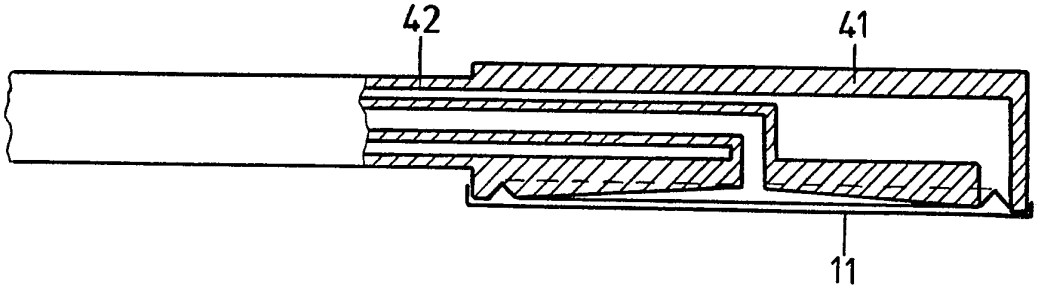


Fig. 12