

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑫② Date de dépôt : 07.05.91.

⑫③ Priorité : 10.05.90 JP 12045090.

⑫④ Date de la mise à disposition du public de la demande : 15.11.91 Bulletin 91/46.

⑫⑤ Liste des documents cités dans le rapport de recherche : *Le rapport de recherche n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑫⑥ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦① Demandeur(s) : Société dite : KABUSHIKI KAISHA  
NIHON M.D.M. — JP.

⑦② Inventeur(s) : Watanabe Yasuo et Shimazu Hideaki.

⑦③ Titulaire(s) :

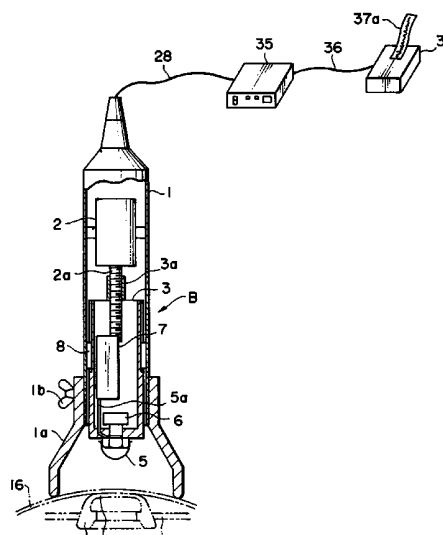
⑦④ Mandataire : Cabinet Weinstein.

⑤④ Procédé de mesure de la pression intracranienne et dispositif à utiliser dans ce but.

⑤⑦ L'invention concerne un dispositif pour la mesure précise de la pression intracranienne sans aucun calibrage conventionnel en utilisant les données obtenues par une mesure antérieure.

Selon l'invention, la pression intracranienne est mesurée après avoir fermé une vanne de communication pouvant communiquer avec l'atmosphère à la suite de la correction du point zéro d'un transducteur de pression (6) accomplie en ajustant la pression à l'intérieur d'une membrane flexible (5) prévue à l'extrémité d'une partie de compression (3) et remplie d'un fluide à la pression atmosphérique par le fonctionnement de la vanne de communication (7).

L'invention s'applique notamment dans le cas des maladies neuro-chirurgicales.



La présente invention se rapporte à un procédé pour mesurer la pression intracrânienne d'un patient hydrocéphale ou analogue ainsi qu'à un dispositif à utiliser dans ce but, et plus particulièrement au perfectionnement de son détecteur de pression ainsi qu'à un procédé pour mesurer la pression intracrânienne en utilisant un détecteur perfectionné de pression.

Dans les maladies neurochirurgicales associées à une augmentation de la pression intracrânienne, il faut généralement mesurer avec précision la pression intracrânienne pour clarifier les profils pathologiques.

Divers moyens ont traditionnellement été proposés pour la mesure de la pression intracrânienne, qui comprennent celui révélé dans la demande de brevet au Japon n° 135 069/1989.

Comme le montrent les figures 6 à 8, il est constitué d'un implant A à implanter dans le corps du patient et d'un détecteur de pression B qui est disposé en dehors du corps du patient et qui peut toucher un réservoir 11 pour la mesure de la pression intracrânienne de l'implant A par le cuir chevelu 16'.

L'implant A comprend un cathéter tubulaire fin 12 pour un ventricule du cerveau, à insérer par sa portion d'extrémité 12b, dans un ventricule 19 du cerveau d'un patient afin de drainer le fluide cérébro-spinal du ventricule 19 du cerveau, le réservoir 11 connecté au cathéter 12 et un corps principal 22' d'implant consistant en une paroi souple faite d'une résine de silicone ou analogue et qui est fixé sur la boîte crânienne 17 en dessous du cuir chevelu 16'. La partie supérieure du réservoir 11 est pourvue d'un dôme sphérique flexible membraneux 11a pour la mesure de la pression intracrânienne.

Le détecteur de pression B est pourvu d'une sonde 21 qui est attachée à un cadre 23 et qui en dépasse, la

sonde 21 étant construite de manière à être pressée vers le dôme sphérique 11a à une vitesse constante au moyen d'un levier à vis 24 qui tourne à une vitesse constante et la portion d'extrémité de la sonde 21 est pourvue d'une  
5 partie de compression 26 ayant une membrane flexible 25 telle qu'un film d'uréthane qui est remplie d'un liquide 22 (comme une huile de silicone).

Le détecteur de pression B est également pourvu d'un transducteur de pression 27 pour mesurer la pression  
10 de compression de la partie 26 et le signal à la sortie du transducteur de pression 27 est appliqué à un amplificateur 35' par un fil conducteur 28. Les signaux amplifiés de l'amplificateur 35' sont appliqués à un enregistreur 37 tel qu'une imprimante pour  
15 l'enregistrement d'un signal amplifié après sa réception à travers un fil conducteur 36 et à un dispositif de visualisation 38 tel qu'un tube à rayons cathodiques pour la visualisation d'un signal amplifié. Le symbole 29 représente un ressort de retour.

20 un procédé pour mesurer la pression intracrânienne en utilisant un dispositif pour la mesure de la pression intracrânienne ayant la structure ci-dessus sera décrit dans ce qui suit. La pression intracrânienne peut être mesurée selon le processus suivant avec l'implant A  
25 implanté en une position prédéterminée.

(1) Le fluide cérébro-spinal est fourni, par le cathéter 12 du ventricule du cerveau, au réservoir 11 pour la mesure de la pression intracrânienne, lequel est implanté sur la boîte crânienne 17 sous le cuir chevelu  
30 16'. Le dôme sphérique 11a du réservoir 11 ci-dessus est dilaté vers l'extérieur par la pression du fluide cérébro-spinal. La pression du fluide cérébro-spinal dans le dôme sphérique 11a à ce point est supposée être  $P_i$ .

(2) Le détecteur de pression B est mis en circuit  
35 et l'opération de mesure débute (au temps  $t_A$  sur la figure

8). A ce point, la partie de compression 26 est séparée du cuir chevelu 16' et n'est pas en contact avec lui.

Ainsi, le dôme 11a n'est pas comprimé par la force externe.

5           (3) La mesure de la pression  $P_0$  du liquide dans la partie de compression 26 débute par l'extrusion de la sonde 21 du détecteur de pression B à une vitesse constante jusqu'à ce que la partie de compression touche le dôme supérieur 11a ci-dessus par l'intermédiaire du  
10 cuir chevelu 16' (figure 7(a) et temps  $t_B$  sur la figure 8).

          (4) La compression de la partie 26 contre le dôme sphérique 11a continue en continuant l'extrusion de la sonde 21 à une vitesse constante. Dans cet état, la  
15 pression  $P_0$  du liquide dans la partie de compression 26 augmente graduellement du fait de la force de réaction du fluide cérébro-spinal dans le dôme sphérique 11a (état montré à la figure 7(b)). Bien que la valeur de  $P_i$  soit plus importante que  $P_0$  à ce point,  $P_0$  se rapproche  
20 graduellement de  $P_i$ .

          Quand la partie de compression 26 est encore pressée contre le dôme sphérique 11a jusqu'à ce que la valeur de  $P_0$  se trouve proche de  $P_i$ , le dôme sphérique 11a devient plat (état montré à la figure 7(c)). Quand la  
25 valeur de  $P_0$  devient plus importante que celle de  $P_i$  en son temps, le dôme sphérique 11a commence à se courber vers l'intérieur (figure 7(d) et temps  $t_c$  sur la figure 8). La pression du liquide dans la partie de compression 26 à ce point est supposée être  $P_1$ .

30           La pression du liquide dans la partie de compression 26 diminue rapidement temporairement parce que sa capacité augmente selon la courbure du dôme sphérique 11a vers l'intérieur (temps  $t_d$  sur la figure 8). La pression du liquide dans la partie 26 à ce point est  
35 supposée être  $S_1$ .

(6) Quand la partie de compression 26 est plus amplement pressée contre le dôme sphérique 11a, la sonde 21 est retirée à une vitesse constante ; le point de changement de direction correspond au temps  $t_e$  sur la figure 8 et la pression du liquide à ce point est supposée être  $P_2$ .

(7) Bien que le dôme sphérique courbé vers l'intérieur 11a commence à se rétablir au point où  $P_i$  devient à peu près égale à  $P_0$  pendant le retrait de la sonde 21 (la pression du liquide immédiatement avant rétablissement est supposée être  $S_2$ ) et tandis que le dôme sphérique 11a se rétablit graduellement, la partie de compression 26 est comprimée et la pression du liquide y augmente temporairement (au temps  $t_g$  sur la figure 8, la pression du liquide à ce point est supposée être  $P_3$ .), la pression du liquide  $P_0$  dans la partie de compression 26 diminue graduellement tandis que le retrait de la sonde 21 continue et retourne au niveau initial de pression quand la partie 26 se trouve séparée du dôme 11a (temps  $t_h$  sur la figure 8).

La pression intracrânienne  $S_2$  peut être obtenue par comparaison des niveaux de pression  $P_1$ ,  $S_1$ ,  $P_2$  et  $P_3$  détectés aux temps  $t_c$ ,  $t_d$ ,  $t_e$  et  $t_g$  par l'opération ci-dessus, les données étant obtenues par une mesure antérieure en utilisant la sonde.

Avec le détecteur conventionnel de pression ci-dessus décrit, le calibrage en utilisant les données obtenues par une mesure antérieure doit être accompli lors de la mesure de la pression intracrânienne afin d'éliminer les erreurs de mesure accompagnant des changements du volume du liquide introduit dans la partie de compression 26 du fait de la chaleur et une mesure précise de la pression intracrânienne est impossible sans ce calibrage.

La présente invention a été considérée afin de résoudre ces problèmes et elle a pour objet de procurer un

procédé de mesure de la pression intracrânienne ainsi qu'un dispositif utilisé dans ce but, permettant de mesurer avec précision la pression intracrânienne sans aucun calibrage conventionnel en utilisant les données  
5 obtenues d'une mesure antérieure, parce qu'ils sont caractérisés en ce que la pression intracrânienne est mesurée après fermeture d'une vanne de communication permettant une communication avec l'atmosphère à la suite de la correction au point zéro d'un transducteur de  
10 pression, accomplie par l'ajustement de la pression interne d'une membrane flexible prévue à l'extrémité d'une partie de compression et remplie d'un fluide à la pression atmosphère par fonctionnement de la vanne de communication ci-dessus.

15           Afin d'atteindre l'objectif ci-dessus, un procédé pour mesurer la pression intracrânienne selon la présente invention est caractérisé en ce qu'on mesure la pression intracrânienne, en utilisant un dispositif pour cette mesure, qui comprend un réservoir pour la mesure de la  
20 pression intracrânienne qui est implanté sous la peau d'un corps humain et où du fluide cérébro-spinal peut être introduit, provenant d'un ventricule du cerveau, un dôme flexible sphérique pour la mesure de la pression intracrânienne qui est configuré pour dépasser vers le  
25 haut du réservoir par la pression du fluide cérébro-spinal ci-dessus et qui peut se courber selon la force externe, une partie de compression qui peut être pressée contre le dôme sphérique à travers la peau, un moyen d'entraînement de la partie de compression qui presse la partie de  
30 compression vers le dôme sphérique à une vitesse constante, un transducteur de pression qui peut mesurer la force de la partie de compression ci-dessus qui presse le dôme sphérique ci-dessus et une membrane flexible prévue à l'extrémité de la partie ci-dessus de compression est  
35 remplie d'un fluide, en pressant la membrane flexible de

la partie ci-dessus de compression contre le dôme  
sphérique du réservoir ci-dessus à travers la peau  
ci-dessus par le moyen ci-dessus d'entraînement de la  
partie de compression après correction du point zéro du  
5 transducteur de pression ci-dessus par mise en  
communication de l'intérieur de la membrane flexible  
ci-dessus avec l'atmosphère. La correction du point zéro  
du transducteur ci-dessus est accomplie en ouvrant une  
vanne qui peut mettre l'intérieur de la membrane flexible  
10 ci-dessus en communication avec l'atmosphère puis en  
fermant la même vanne.

Un dispositif pour la mesure de la pression  
intracrânienne selon la présente invention est caractérisé  
en ce qu'il se compose d'un réservoir pour la mesure de la  
15 pression intracrânienne qui doit être implanté sous la  
peau et dans lequel peut être introduit du fluide  
cérébro-spinal, un dôme sphérique flexible pour la mesure  
de la pression intracrânienne qui est configuré pour  
dépasser vers le haut du réservoir par la pression du  
20 fluide cérébro-spinal ci-dessus et qui peut être courbé  
selon la force externe et un détecteur de pression ayant  
une partie de compression qui peut être pressée contre le  
dôme sphérique à travers la peau et en ce que le détecteur  
de pression ci-dessus comprend un moyen d'entraînement de  
25 la partie de compression qui presse la partie ci-dessus de  
compression contre le dôme sphérique ci-dessus à une  
vitesse constante, un transducteur de pression qui peut  
mesurer la force de la partie de compression ci-dessus qui  
presse le dôme sphérique ci-dessus, une membrane flexible  
30 prévue à l'extrémité de la partie ci-dessus de compression  
et remplie d'un fluide, un trajet d'échappement qui peut  
mettre l'intérieur de la membrane flexible en  
communication avec l'atmosphère et une vanne prévue dans  
le trajet d'échappement.

35 Le détecteur de pression a un cadre cylindrique et

a également la partie ci-dessus de compression qui est  
pourvue à la portion d'extrémité d'une sonde fixée  
verticalement mobile à l'intérieur du cadre. Le moyen  
d'entraînement de la partie de compression ci-dessus est  
5 constitué d'un écrou attaché à l'extrémité arrière de la  
sonde ci-dessus et d'un moteur ayant un arbre rotatif  
pourvu d'un filetage mâle s'adaptant à l'écrou. Le  
détecteur de pression ci-dessus a également, en tant que  
trajet d'échappement, un tuyau d'échappement qui  
10 communique avec l'intérieur de la membrane flexible  
ci-dessus et la vanne ci-dessus est prévue dans le tuyau  
d'échappement. Le détecteur de pression est équipé d'une  
vanne à solénoïde en tant que la vanne mentionnée  
précédemment et d'un contrôleur qui peut contrôler le  
15 déplacement de la vanne à solénoïde. De plus, une jambe à  
monter sur la peau d'un être humain est attachée à la  
portion d'extrémité du cadre cylindrique ci-dessus. La  
jambe est fixée de manière que sa position relativement au  
cadre cylindrique puisse être bien ajustée au moyen d'une  
20 vis à ailettes.

L'invention sera mieux comprise, et d'autres buts,  
caractéristiques, détails et avantages de celle-ci  
apparaîtront plus clairement au cours de la description  
explicative qui va suivre faite en référence aux dessins  
25 schématiques annexés donnés uniquement à titre d'exemple  
illustrant un mode de réalisation de l'invention, et dans  
lesquels :

- les figures 1 et 2 sont des vues en coupe  
longitudinale schématique du dispositif de mesure ;
- 30 - la figure 3 est un organigramme montrant le  
processus de mesure ;
- la figure 4 est une illustration schématique  
d'un système de shunt du ventricule du cerveau ;
- la figure 5 est un graphique montrant un exemple  
35 d'un enregistrement de mesure ;

- les figures 6 à 8 montrent un procédé conventionnel pour la mesure de la pression intracrânienne ainsi qu'un dispositif à utiliser dans ce but,

5       - la figure 6 étant une vue en coupe longitudinale schématique du dispositif de mesure,

      - les figures 7a à 7b étant des vues en coupe longitudinale schématique montrant le processus de mesure; et

10       - la figure 8 étant un graphique montrant les résultats de la mesure.

Un procédé pour la mesure de la pression intracrânienne ainsi qu'un dispositif à utiliser dans ce but, en tant qu'exemple de la présente invention, seront décrits, en se référant aux dessins, dans ce qui suit.

15       Comme le montre la figure 1, le principe du procédé et du dispositif de mesure de cet exemple consiste à mesurer la pression intracrânienne par introduction du fluide cérébro-spinal d'un ventricule du cerveau dans un réservoir pour la mesure de la pression intracrânienne, 20 qui est implanté sous la peau d'un corps humain. Le dispositif est constitué d'un réservoir 40 implanté sous la peau 16 et d'un détecteur de pression B.

Le réservoir 40 correspond au réservoir 11 ci-dessus mentionné et, dans cet exemple, il est connecté 25 à un orifice 41 du ventricule du cerveau par un tube de connexion 43 et est implanté sous la peau de la poitrine ou analogue comme cela est montré à la figure 4. Le fluide cérébro-spinal est introduit, en provenance d'un ventricule du cerveau d'un patient, dans l'orifice 41 par 30 un cathéter 12 du ventricule du cerveau. Le symbole 40a représente le dôme sphérique du réservoir 40.

Le détecteur de pression B a un cadre cylindrique 1 et une sonde (partie de compression) 3 qui est supportée de manière à ne pouvoir se déplacer que verticalement dans 35 le cadre 1 par l'intermédiaire d'un organe de guidage 8

qui est fixé au cadre 1. La sonde 3 peut dépasser de l'ouverture extrême inférieure du cadre 1 à une vitesse constante au moyen d'un moteur à courant continu 2 qui est fixé à l'intérieur du cadre 1.

5           Le symbole 2a représente l'arbre rotatif du moteur à courant continu 2. La surface externe de l'arbre rotatif est pourvue d'un filetage mâle et un écrou 3a s'adaptant au filetage mâle est fixé à la sonde 3. Le symbole 1a représente une jambe attachée à la portion extrême  
10 inférieure du cadre 1 de manière que la relation de position entre la jambe 1a et le cadre 1 puisse être bien ajustée au moyen d'une vis à ailettes 1b.

          La portion extrême inférieure de la sonde 3 est pourvue d'une membrane flexible 5 qui est remplie d'air et  
15 d'un transducteur de pression 6 pour mesurer la pression de l'air à l'intérieur de la membrane flexible 5 qui constitue un capteur de pression.

          Le signal de détection du transducteur de pression 6 est appliqué à un contrôleur 35 par un câble 28 puis à  
20 un enregistreur 37 par un câble 36. Le symbole 37a représente un papier d'enregistrement.

          Le détecteur de pression B est également équipé d'un tuyau d'échappement 5a qui communique avec l'intérieur de la membrane flexible 5 et une vanne à  
25 solénoïde est connectée au tuyau d'échappement 5a.

          Il est souhaitable que la membrane flexible 5 soit faite en une matière très élastique membraneuse et, par exemple, un caoutchouc de silicone, un caoutchouc fluoré ou de l'uréthane est approprié pour la membrane 5.

30           Un procédé pour la mesure de la pression intracrânienne en utilisant le dispositif ainsi constitué sera décrit dans ce qui suit. Comme le montre l'organigramme de la figure 3, on vérifie que le capteur de pression est à sa position limite supérieure ou à sa  
35 position de réserve (état montré à la figure 1)

(Etape  $A_1$ ).

Ensuite, le détecteur de pression B est monté sur la peau 16, sous laquelle le réservoir 40 est implanté, par la jambe 1b, le centre de la membrane flexible 5 est  
5 forcé à coïncider avec le centre du dôme sphérique 40a et le cadre 1 est maintenu perpendiculaire à la peau en supportant légèrement le cadre 1 à la main.

A ce point, un bon ajustement est effectué en desserrant la vis à ailettes 1b de manière qu'il y ait une  
10 distance appropriée entre la membrane flexible 5 et la peau 16.

Alors, la pression à l'intérieur de la membrane flexible est ajustée pour être la même que la pression atmosphérique en ouvrant la vanne à solénoïde 7 par la  
15 commande de commutation du contrôleur 35 (Etape  $A_2$ ). La vanne à solénoïde est fermée en environ 10 secondes.

Ensuite, la sonde 3 est abaissée à une vitesse constante en entraînant le moteur à courant continu 2 par la commande de commutation du contrôleur (Etape  $A_3$ ).

20 Tandis que la sonde 3 descend, la membrane flexible 5 presse contre le dôme sphérique 40a à travers la peau et une sortie est délivrée par le capteur de pression (Etape  $A_4$ ).

Au point où l'on détecte, par jugement de la forme  
25 d'onde, que la pression a atteint le niveau maximum  $P_2$ , la sonde 3 est élevée (inversion) à une vitesse constante par la commande d'inversion du moteur à courant continu 2 au moyen du contrôleur 35 (Etape  $A_5$ ). La pression  $S_2$  en tant que pression intracrânienne est lue pendant que l'on élève  
30 la sonde 3 (Etape  $A_6$ ).

Une description détaillée est omise parce que les changement de la pressions à partir du point où la membrane flexible commence à être pressée contre le dôme solide 40a par l'abaissement de la sonde 3 jusqu'au point  
35 où la membrane flexible se trouve séparée du dôme

sphérique 40a sont les mêmes que les changements conventionnels décrits en se référant à la figure 8.

La figure 5 montre un exemple de l'enregistrement de mesure ainsi obtenu et chaque symbole sur la figure 5 correspond au même symbole sur la figure 8. Dans ce cas, la pression  $S_2$  lue par le contrôleur 35 est la pression intracrânienne car la correction du point zéro a été accomplie immédiatement avant la mesure.

Comme la membrane flexible 5 est remplie d'air et que sa pression est détectée par le transducteur de pression 6 comme on l'a mentionné ci-dessus, une détection de pression de haute sensibilité est possible et une meilleure précision de la mesure est obtenue dans le cas d'une peau épaisse.

Comme la correction du point zéro du transducteur de pression 6 est accomplie immédiatement avant la mesure alors que l'intérieur de la membrane flexible 5 est en communication avec l'atmosphère, les fluctuations de pression dues à des changements de température ou analogues sont corrigées pour ainsi permettre une meilleure précision de la mesure.

Comme l'intérieur de la membrane flexible 5 peut être forcé à s'ouvrir vers l'atmosphère, les différences de pression résultant des différences de la quantité du fluide introduit dans la membrane flexible 5 et les différences de pression résultant de la dilatation ou de la contraction de la membrane flexible 5 du fait des changements de température peuvent être corrigées avec ainsi pour résultat une meilleure précision et une meilleure reproductibilité de la mesure de la pression.

Il est également avantageux que la correction du point zéro ci-dessus mentionnée du transducteur de pression 6 soit facile à accomplir en ouvrant et en fermant une vanne communiquant avec l'intérieur de la membrane flexible 5.

Comme la vanne ci-dessus se compose de la vanne à solénoïde 7 et qu'elle est ouverte et fermée avec précision au moyen du contrôleur 35, la correction du point zéro du transducteur de pression 6 est facile à accomplir.

Par ailleurs, le moyen d'entraînement équipé d'un moteur qui presse la partie de compression ayant à son extrémité la membrane flexible 5 à une vitesse constante permet un fonctionnement plus régulier du capteur de pression, comprenant le transducteur de pression 6 et la membrane flexible 5, en comparaison avec une méthode manuelle et permet également une mesure stable de la pression.

Comme le moyen d'entraînement ci-dessus est constitué de l'écrou 3a qui est attaché à la sonde mobile 3 ayant la partie ci-dessus de compression et le moteur 2 ayant l'arbre rotatif 2a pourvu d'un filetage mâle s'adaptant à l'écrou 3a, la partie de compression ci-dessus peut facilement être verticalement déplacée à une vitesse constante.

De plus, comme la jambe 1a montée sur la peau d'un corps humain est attachée à l'extrémité de cadre cylindrique 1 en tant que corps principal de détecteur de pression, ce dispositif peut être monté de manière stable sur le corps humain.

Bien que de l'air soit utilisé en tant que fluide introduit dans la membrane flexible 5 dans l'exemple ci-dessus, il est bien entendu que le même effet peut être obtenu en utilisant un liquide tel qu'une huile de silicone. Dans ce cas, l'orifice d'échappement de la vanne à solénoïde doit être pourvu d'un réservoir capable de recevoir l'huile de silicone.

Bien que la pression intracrânienne soit mesurée dans le réservoir implanté dans la poitrine ou analogue d'un patient dans l'exemple ci-dessus, il est bien entendu

que la pression intracrânienne peut être mesurée, comme dans l'exemple conventionnel qui précède, dans l'orifice 41 du ventricule du cerveau utilisé comme réservoir, par le même processus.

5                   Comme on l'a mentionné ci-dessus en détail, un procédé pour mesurer la pression intracrânienne et un dispositif à utiliser dans ce but selon l'invention présentent les effets ou avantages qui suivent.

10                   (1) Aucun calibrage n'est nécessaire des données de mesure et des mesures précises de la pression intracrânienne sont obtenues car la correction du point zéro d'un transducteur de pression est accomplie par mise en communication préalable de l'intérieur d'une membrane flexible qui est prévue à l'extrémité d'une partie de  
15                   compression à presser contre un dôme sphérique flexible à travers la peau d'un corps humain, avec l'atmosphère.

20                   (2) La correction du point zéro ci-dessus du transducteur de pression est facile à accomplir par ouverture et fermeture d'une vanne communiquant avec l'intérieur de la membrane flexible ci-dessus.

25                   (3) Un moyen d'entraînement qui presse la partie de compression à une vitesse constante permet un fonctionnement plus régulier d'un capteur de pression comprenant le transducteur de pression et la membrane flexible en comparaison avec le procédé manuel et permet également une mesure stable de la pression.

30                   (4) Comme l'intérieur de la membrane flexible ci-dessus peut être forcé à s'ouvrir vers l'atmosphère, les différences de pression résultant des différences de la quantité d'un fluide introduit dans la membrane flexible et les différences de pression résultant de la dilatation ou de la contraction de la membrane flexible du fait des changements de température peuvent être corrigées avec ainsi pour résultat une meilleure précision et une  
35                   meilleure reproductibilité de la mesure de pression.

(5) La correction ci-dessus du point zéro du transducteur de pression est facile à accomplir car la vanne ci-dessus se compose d'une vanne à solénoïde qui est ouverte et fermée avec précision au moyen d'un contrôleur.

5           (6) La partie de compression ci-dessus peut facilement être verticalement déplacée à une vitesse constante car le moyen d'entraînement ci-dessus est constitué d'un écrou attaché à une sonde mobile ayant la partie ci-dessus de compression et un moteur ayant un  
10           arbre rotatif pourvu d'un filetage mâle s'adaptant à l'écrou.

          (7) Ce dispositif peut être monté de manière stable sur un corps humain car une jambe à monter sur la peau du corps humain est attachée à la portion d'extrémité  
15           d'un cadre cylindrique en tant que corps principal du détecteur de pression.

R E V E N D I C A T I O N S

1. Procédé de mesure de la pression intracrânienne en utilisant un dispositif qui comprend un réservoir pour la mesure de la pression intracrânienne implanté sous la peau d'un corps humain et dans lequel peut être introduit  
5 du fluide cérébro-spinal provenant d'un ventricule du cerveau, un dôme sphérique flexible pour la mesure de la pression intracrânienne qui est configuré pour dépasser vers le haut dudit réservoir du fait de la pression du fluide cérébro-spinal ci-dessus et qui peut être courbé  
10 selon la force externe, une partie de compression qui peut être pressée contre ledit dôme sphérique à travers la peau, un moyen d'entraînement de la partie de compression qui presse ladite partie de compression vers ledit dôme sphérique à une vitesse constante, un transducteur de  
15 pression qui peut mesurer la force de la partie de compression ci-dessus qui presse le dôme sphérique ci-dessus et une membrane flexible prévue à l'extrémité de la partie de compression et remplie d'un fluide, caractérisé en ce que la pression intracrânienne est  
20 mesurée en pressant la membrane flexible de la partie de compression contre le dôme sphérique du réservoir à travers la peau par le moyen d'entraînement de la partie de compression, après correction du point zéro du transducteur de pression par mise en communication de  
25 l'intérieur de la membrane flexible avec l'atmosphère.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la correction du point zéro du transducteur de pression est accomplie en ouvrant une vanne mettant  
l'intérieur de la membrane flexible en communication avec  
30 l'atmosphère puis en fermant la vanne.

3. Dispositif pour mesurer la pression intracrânienne, caractérisé en ce qu'il comprend un réservoir (40) pour la mesure de la pression

intracranienne qui doit être implanté sous la peau (16)  
d'un corps humain et dans lequel le fluide cérébro-spinal  
peut être introduit en provenance d'un ventricule du  
cerveau, un dôme sphérique flexible (40a) pour la mesure  
5 de la pression intracranienne qui est configuré pour  
dépasser vers le haut du réservoir du fait de la pression  
du fluide cérébro-spinal et qui peut être courbé selon la  
force externe et un détecteur qui comporte une partie de  
compression (3) qui peut être pressée contre le dôme  
01 sphérique à travers la peau, un moyen d'entraînement (3a)  
qui presse ladite partie de compression vers le dôme  
sphérique à une vitesse constante, un transducteur de  
pression (6) qui peut mesurer la force de la partie de  
compression pressant le dôme sphérique, une membrane  
15 flexible (5) prévue à l'extrémité de la partie de  
compression et remplie d'un fluide, un trajet  
d'échappement (5a) capable de mettre l'intérieur de la  
membrane flexible en communication avec l'atmosphère et  
une vanne prévue dans le trajet d'échappement.

20 4. Dispositif selon la revendication 3,  
caractérisé en ce que le détecteur a un cadre cylindrique  
(1), la partie de compression est prévue à la portion  
d'extrémité d'une sonde verticalement mobile à l'intérieur  
dudit cadre et le moyen d'entraînement de la partie de  
25 compression est constitué d'un écrou (3a) attaché à  
l'extrémité arrière de la sonde et un moteur ayant un  
arbre rotatif qui est pourvu d'un filetage mâle s'adaptant  
à l'écrou.

30 5. Dispositif selon la revendication 3 ou 4,  
caractérisé en ce que le trajet d'échappement se compose  
d'un tuyau d'échappement (5a) qui communique avec  
l'intérieur de la membrane flexible et la vanne précitée  
est prévue dans ledit tuyau d'échappement.

35 6. Dispositif selon l'une quelconque des  
revendications 3, 4 ou 5, caractérisé en ce que la vanne

précitée se compose d'une vanne à solénoïde (7) et en ce qu'elle est ouverte et fermée au moyen d'un contrôleur.

7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 4, 5 ou 6, caractérisé en ce qu'une jambe (1a) à monter sur la peau d'un corps humain est attachée à la portion d'extrémité du cadre cylindrique précité.

8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que la relation de position entre la jambe (1a) précitée et le cadre cylindrique (1) précité peut être ajustée de manière appropriée par une vis à ailettes (1b).

FIG. 1

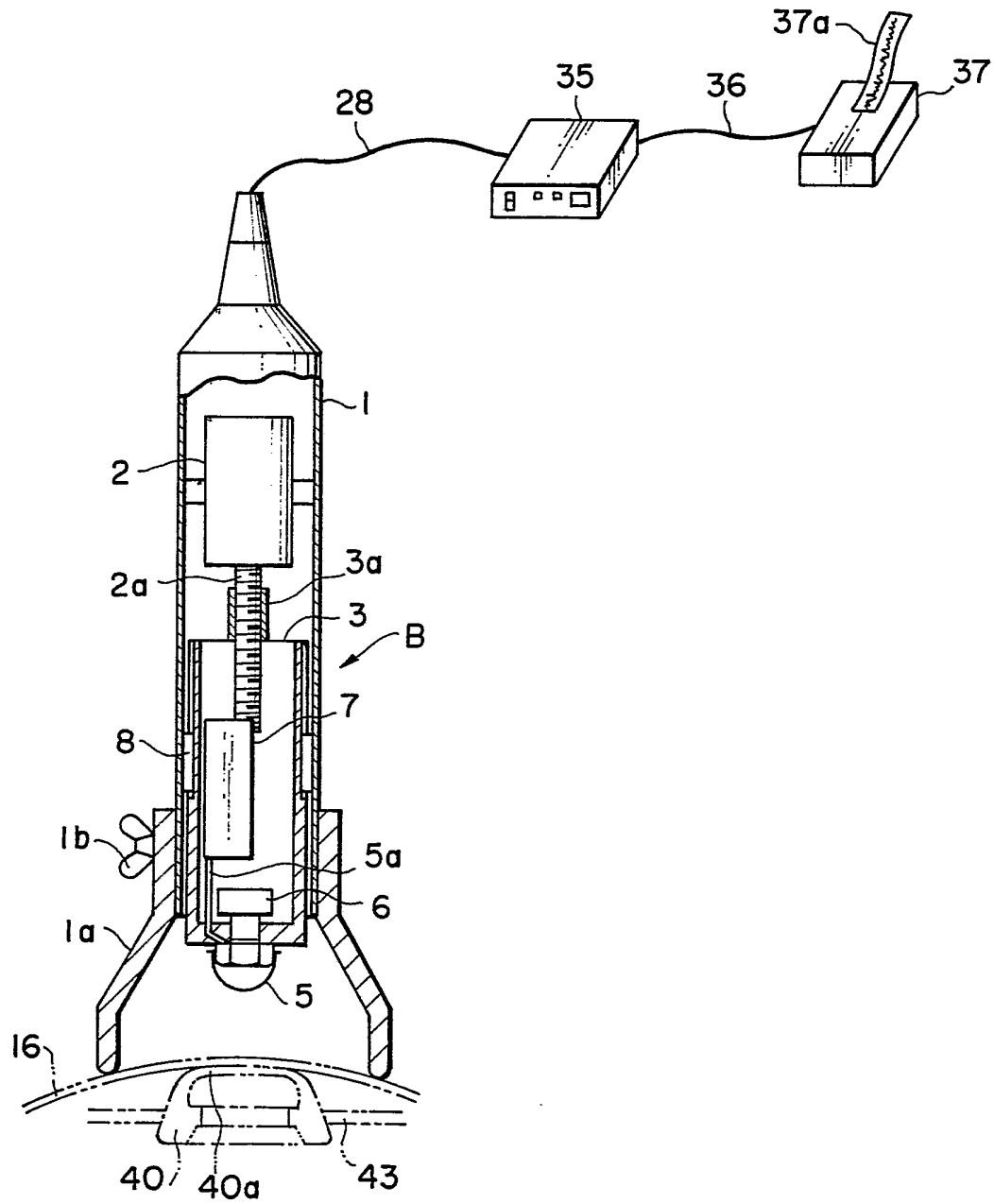


FIG. 2

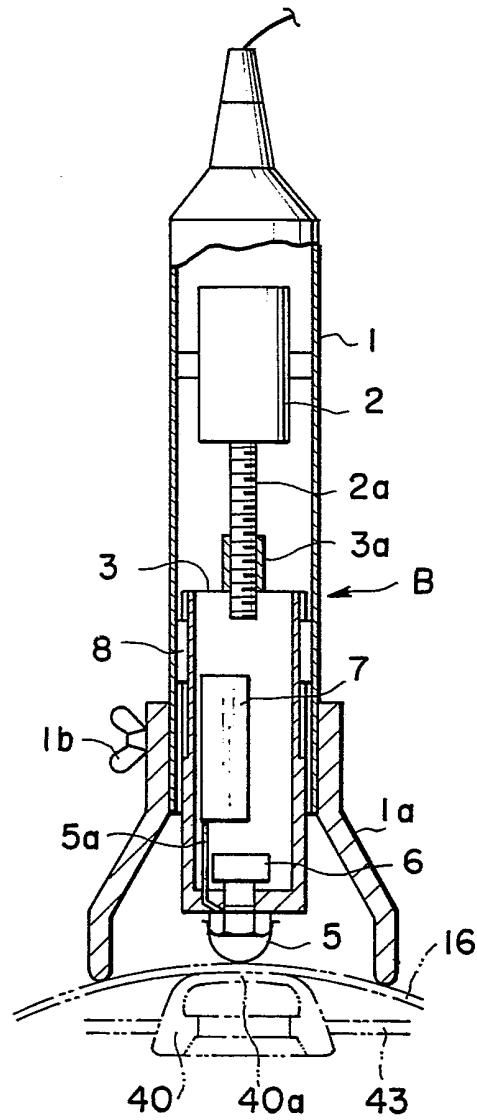


FIG. 3

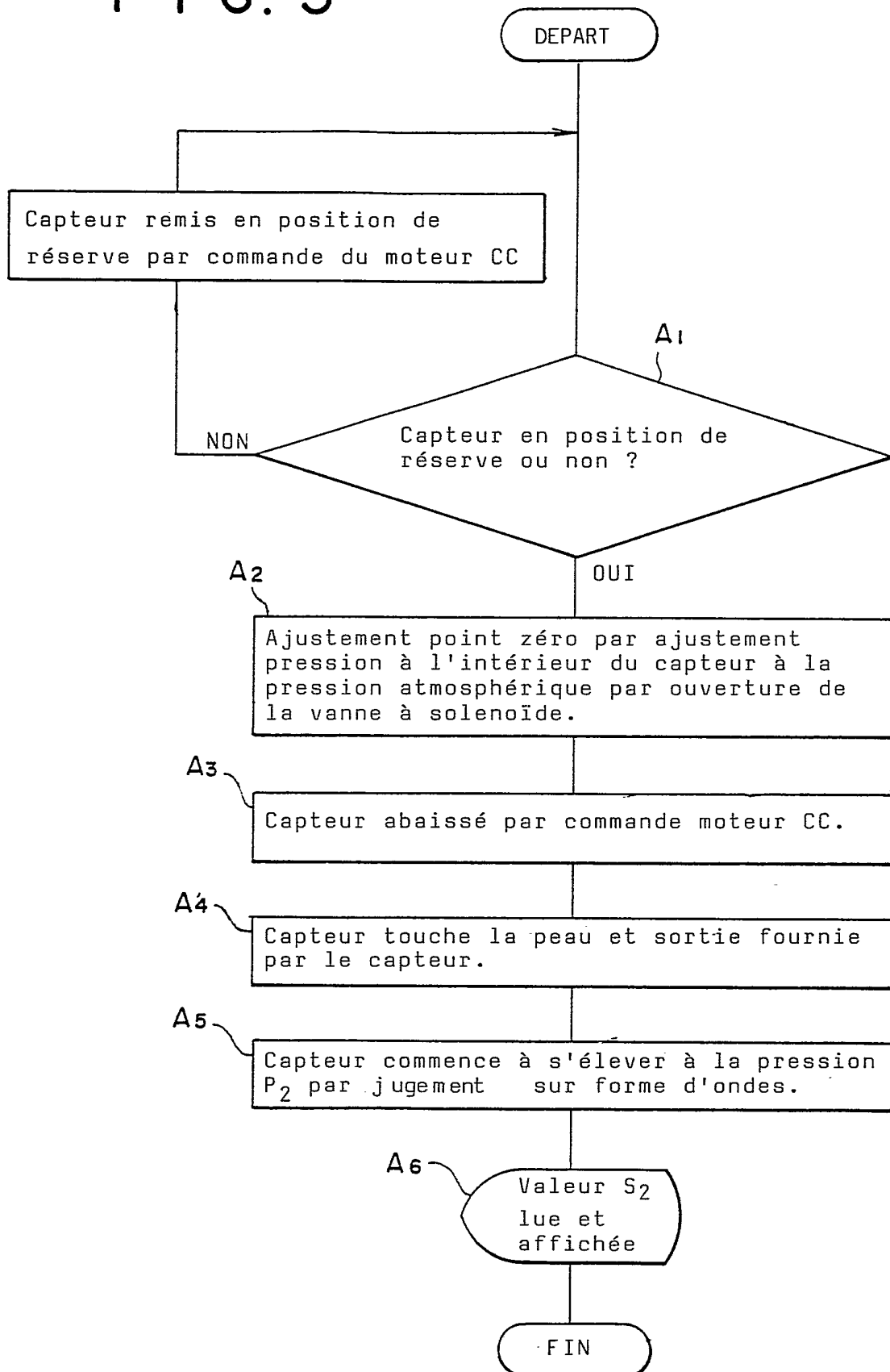
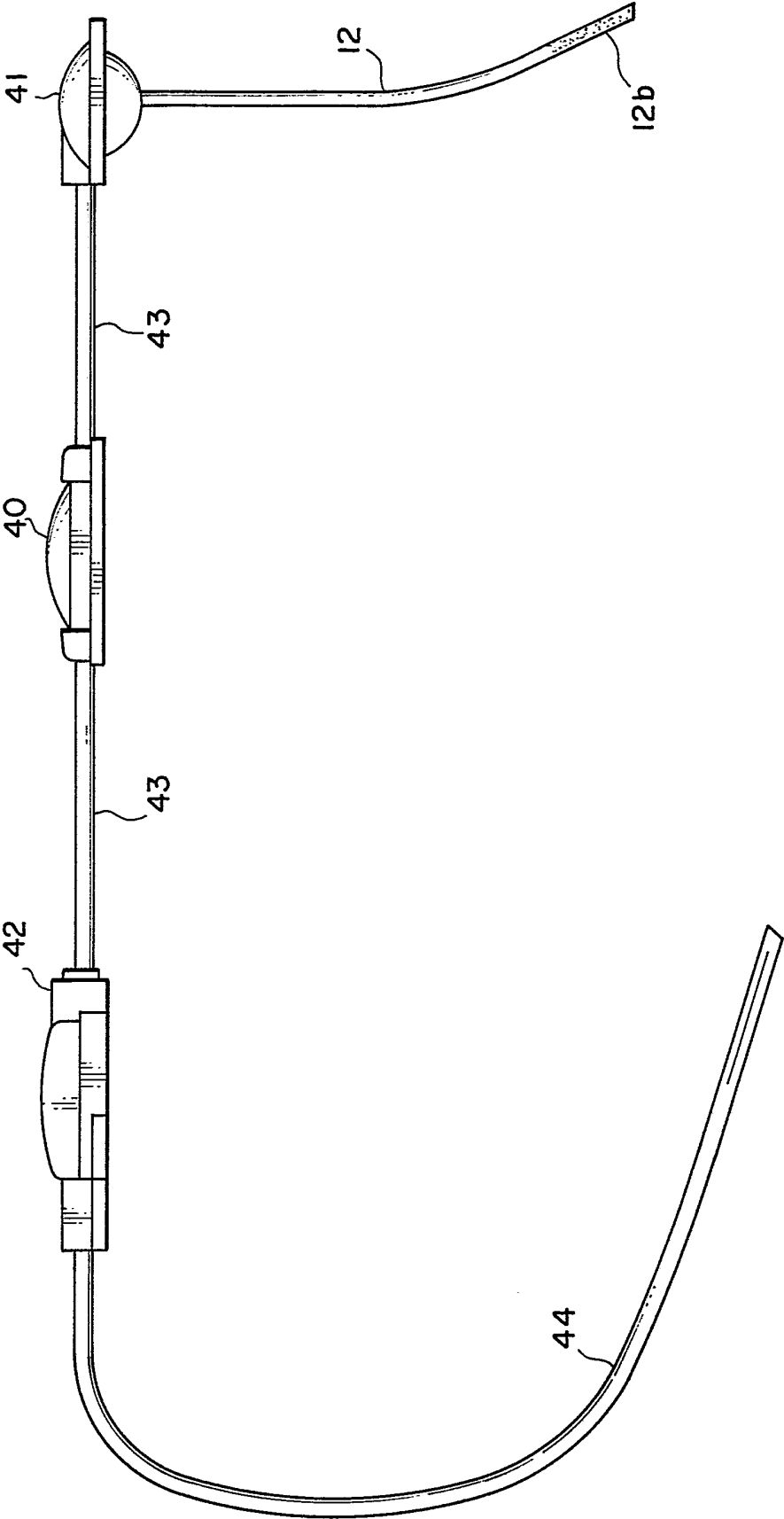


FIG. 4



F I G . 5

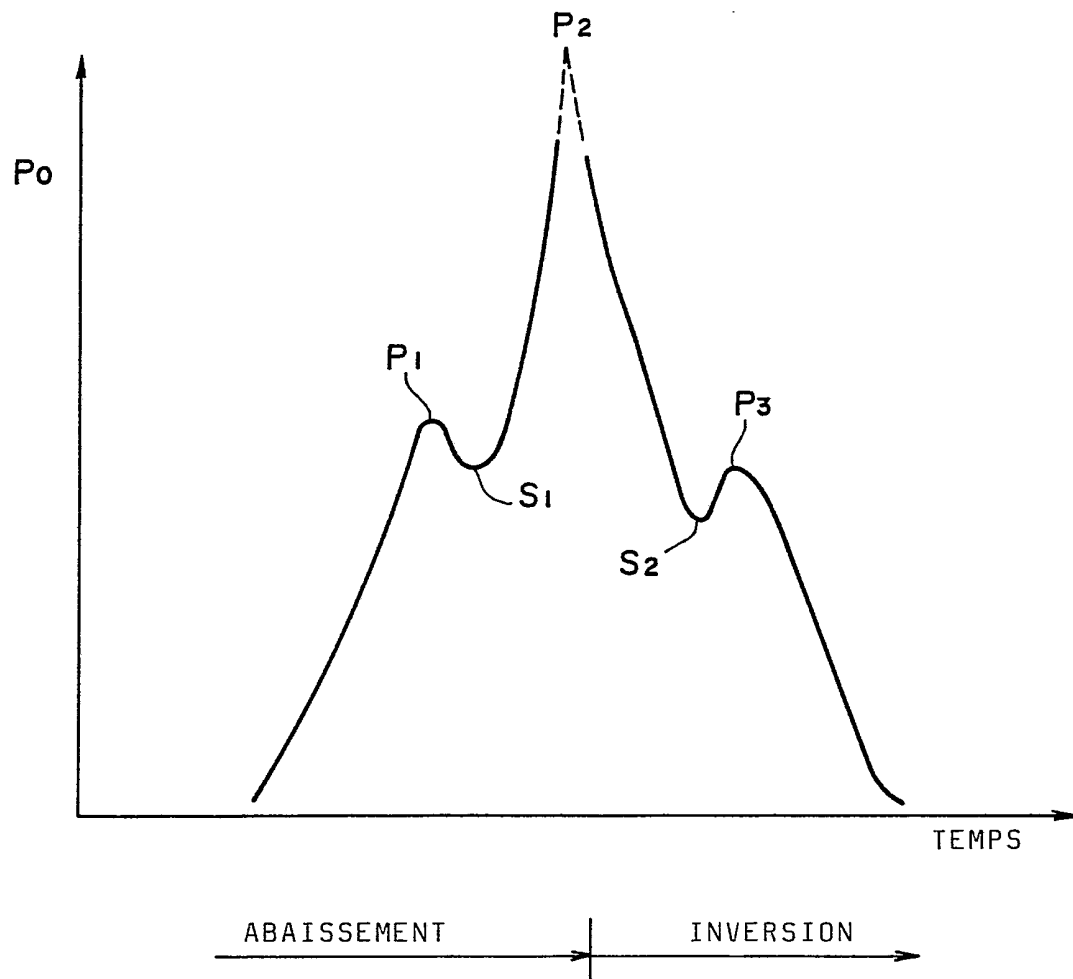




FIG. 7(a)

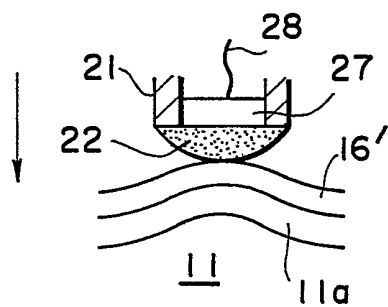


FIG. 7(b)

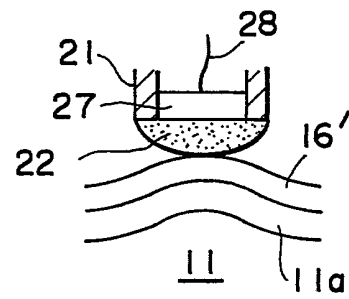


FIG. 7(c)

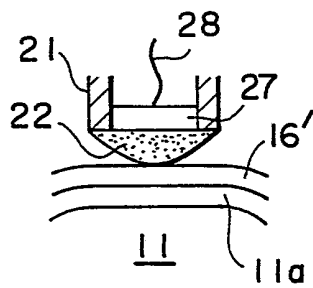


FIG. 7(d)

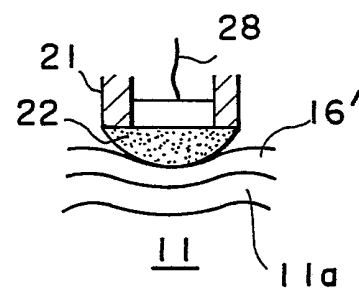


FIG. 8

