

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

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

2 575 388

②① N° d'enregistrement national :

85 19287

⑤① Int Cl⁴ : A 61 M 16/00.

①②

DEMANDE DE CERTIFICAT D'UTILITÉ

A3

②② Date de dépôt : 27 décembre 1985.

③① Priorité : CS, 28 décembre 1984, n° 10492-84.

⑦① Demandeur(s) : Société dite : KONSTRUKTA TRENCIN
NARODNY PODNIK. — CS.

⑦② Inventeur(s) : Ondřej Brychta et Vladimír Záborský.

④③ Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 27 du 4 juillet 1986.

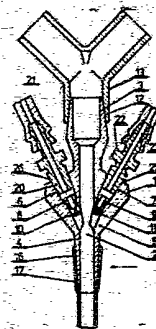
⑥① Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : Cabinet Bonnet-Thirion, G. Foldés.

⑤④ Générateur à plusieurs buses pour la ventilation pulmonaire par buses à haute fréquence.

⑤⑦ Générateur multibuse pour ventilation pulmonaire à haute fréquence de nature à réduire le risque d'endommagement pulmonaire par la surpression de ventilation et permettant le traitement de patients divers, sans limitation d'âge, avec différents débits de traversée et résistance élastique des poumons. Cette réalisation permet de drainer les voies respiratoires du patient sans interrompre la ventilation, de ventiler sélectivement les poumons au moyen de deux générateurs à surpressions différentes et de générer de manière simple une surpression d'expiration finale.



L'invention a trait à un générateur à plusieurs buses pour la ventilation pulmonaire à haute fréquence.

Selon les modes de réalisation actuellement connus, un générateur pour la ventilation pulmonaire par buse à haute
5 fréquence comporte une buse d'un certain diamètre intérieur nominal, en forme de tube relativement long, engagée par son extrémité distale dans un évidement cylindrique creux d'un prolongement de tube d'intubation à diamètre intérieur nominal égal à celui du tube. Le tube constituant la buse est
10 situé dans l'axe de l'évidement cylindrique du prolongement et est habituellement fixé dans le raccord d'un moyen humidificateur de gaz d'alimentation et le prolongement du tube d'intubation est inséré par son cône dans l'intérieur du raccord.

15 Ces modes de réalisation connus de générateurs présentent un certain nombre d'inconvénients.

Au cas où l'on adopte un certain diamètre intérieur nominal pour la buse du générateur et un diamètre intérieur différent pour l'évidement cylindrique du prolongement du
20 tube d'intubation, il apparaît une surpression de générateur maximale différente et une résistance interne de générateur différente même si la pression d'insufflation dans la buse est uniforme. Par exemple, avec un diamètre intérieur de buse uniforme, si l'on double le diamètre nominal de l'évidement cylindrique du prolongement, il y a multiplication par
25 quatre environ de la surpression de générateur maximale et par huit environ de la résistance interne du générateur. Cette donnée matérielle rend difficile la programmation de la ventilation par buse à haute fréquence et risque aussi
30 d'endommager les poumons du fait d'une forte surpression.

Un autre inconvénient des réalisations connues est la difficulté éprouvée à régler le générateur en fonction de l'état instantané des poumons. Pour exemple, en cas de ventilation par buse assistée, où la ventilation se superpose à
35 l'activité respiratoire du patient, il faut réduire la surpression de générateur maximale et la résistance interne du générateur et ajuster la ventilation superposée en fonction de l'activité respiratoire du patient tout en maintenant à

un certain niveau la pression d'insufflation dans la buse qui établit la surpression dynamique dans le tube d'intubation. Au cas où les voies respiratoires du patient opposent à l'écoulement une résistance relativement élevée, il est
5 nécessaire d'augmenter la capacité de surpression maximale du générateur ainsi que la résistance interne de ce dernier, ce qu'on ne saurait faire, avec un diamètre intérieur uniforme de la buse, qu'en augmentant sensiblement la surpression d'insufflation, de sorte que la résistance interne du
10 générateur n'augmente qu'en fonction approximative de sa racine carrée.

Un autre inconvénient des réalisations connues de générateurs comportant une buse en forme de tube relativement long située dans l'axe d'un évidement cylindrique d'un pro-
15 longement du tube d'intubation réside dans la limitation du déplacement du cathéter suceur au cas où il faut soumettre le patient à un crainage par succion sans interrompre la ventilation, cette possibilité de drainage par succion sans interruption de la ventilation constituant l'un des avantages de la ventilation par buse à haute fréquence. Cet avan-
20 tage apparaît aussi au cas où l'on utilise des réalisations connues en association avec un bronchoscope, où la buse en forme de tube située dans le tube de bronchoscope empiète soit sur le tube optique, soit sur un outil opératoire.

25 Un autre inconvénient lié à l'utilisation d'une buse en forme de tube relativement long est la perte d'énergie notable due à l'écoulement de gaz dans un passage long et étroit.

La présente invention a pour but de supprimer ou du moins de réduire sensiblement les inconvénients précités et
30 de réaliser un générateur à plusieurs buses pour la ventilation par buse à haute fréquence qui réduirait le risque d'endommagement des poumons du fait d'une surpression de ventilation, qui permettrait l'application de l'appareil à des patients différant par l'âge et par la résistance oppo-
35 sée à l'écoulement par les poumons et qui permettrait de drainer par succion les voies respiratoires du patient sans interrompre la ventilation.

Le générateur à plusieurs buses pour la ventilation par

buse à haute fréquence suivant la présente invention comprend un élément de raccordement entre des dispositifs servant au traitement pulmonaire et un tube introduit dans les voies respiratoires du patient, cet élément de raccordement comprenant un corps présentant un évidement cylindrique d'un certain diamètre interne nominal et comportant à une extrémité un embout supérieur et à l'autre extrémité un embout inférieur, au moins deux ouvertures d'admission étant ménagées dans le corps de cet élément de raccordement, et des buses étant disposées dans ces ouvertures, les sorties des buses ayant des diamètres internes nominaux différents et se terminant dans ledit évidement cylindrique de l'élément de raccordement et les axes des sorties de buse faisant avec l'axe de l'évidement cylindrique un angle de 10 à 30°, plusieurs éléments de raccordement de cette conception pouvant former un jeu avec échelonnement des diamètres internes des sorties de buse, les diamètres internes nominaux différents des sorties de buse étant, pour chaque élément de raccordement, dans le même rapport avec le diamètre nominal de l'évidement cylindrique.

L'embout supérieur constitue un cône de raccordement à un raccord de circuit humidificateur ou un embout supérieur stable de raccordement à une tête de bronchoscope et l'embout inférieur constitue un cône allongé de réception du tube d'intubation ou un embout inférieur stable de raccordement à un tube de bronchoscope, de sorte que le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique est égal au diamètre interne nominal du tube d'intubation ou du tube de bronchoscope.

Les ouvertures d'alimentation constituent un embout conique standard de réception d'un raccord d'insufflation de cathéter à surpression intermittente, d'un raccord de cathéter à surpression constante ou encore d'un bouchon.

Le corps de l'élément de raccordement présente sur sa surface externe, près de l'embouchure des ouvertures d'alimentation, des nombres indiquant les diamètres internes nominaux des orifices de buse et, sur le cône allongé ou sur la partie cylindrique externe de l'embout inférieur, un nombre

indiquant le diamètre interne de l'évidement cylindrique.

L'effet nouveau et intéressant de l'agencement selon la présente invention réside en ce que son principe de réalisation consiste à prévoir un élément de raccordement entre le
5 tube d'intubation et le raccord d'un circuit humidificateur ou entre un tube et une tête de bronchoscope. Dans le corps de l'élément de raccordement est ménagé un évidement cylindrique d'un certain diamètre interne nominal, lequel diamètre est égal au diamètre interne nominal du tube d'intubation ou
10 du tube de bronchoscope. Dans le corps de l'élément de raccordement sont ménagées au moins deux ouvertures, dont chacune reçoit une buse, les diamètres internes nominaux des buses étant différents, les buses aboutissant à l'intérieur de l'évidement cylindrique de façon que les axes des orifices
15 de buse fassent avec l'axe de l'évidement cylindrique un angle de 10 à 30° et que les embouchures des buses ne s'engagent pas à l'intérieur de l'évidement cylindrique. Les ouvertures du corps de l'élément de raccordement constituent des embouts coniques de réception du raccord d'insufflation d'un
20 cathéter à surpression intermittente ou d'un cathéter à surpression constante de niveau réglable. Des éléments de raccordement semblables forment un jeu à diamètres nominaux d'évidement cylindrique échelonnés et à diamètres internes d'orifice de buse différents et les diamètres internes nominaux différents des orifices de buse sont toujours approxi-
25 mativement dans le même rapport avec le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique de l'élément de raccordement.

Des exemples de réalisation de générateurs à plusieurs
30 buses pour ventilation pulmonaire par buse à haute fréquence sont présentés sur les dessins annexés, sur lesquels :

la figure 1 est une coupe en élévation d'un générateur pour association à un tube d'intubation ;

la figure 2 est une vue latérale du même générateur ;

35 la figure 3 est une coupe en élévation d'un générateur pour association à un bronchoscope ;

la figure 4 est une vue latérale de ce générateur.

Comme on le voit sur les figures 1 et 2, le générateur

de ventilation pulmonaire par buse à haute fréquence comprend un élément de raccordement 1 présentant un évidement cylindrique 2 d'un certain diamètre interne nominal. L'élément de raccordement 1 présente à une extrémité un embout supérieur 3 et à l'autre extrémité un embout inférieur 4. Dans le corps 5 de l'élément de raccordement 1 sont ménagées au moins deux ouvertures d'alimentation 6, 7 garnies de buses 8 et 9, ces buses 8 et 9 présentant des orifices de buse 10 et 11 de diamètres nominaux différents qui débouchent dans l'évidement cylindrique 2. Les axes des orifices de buse 10, 11 font avec l'axe de l'évidement cylindrique 2 un angle de 10 à 30°. Des éléments de raccordement semblables constituent un jeu avec échelonnement des diamètres internes nominaux de l'évidement cylindrique 2 et les diamètres internes nominaux différents des orifices de buse 10, 11 sont, pour tous les éléments de raccordement 1, approximativement dans le même rapport avec le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique 2.

L'embout supérieur 3 forme un cône 12 de raccordement au raccord d'un circuit humidificateur 13 ou un embout supérieur stable de raccordement à la tête 15 d'un bronchoscope. L'embout inférieur 4 forme un cône allongé 16 de réception du tube d'intubation 17 ou un embout inférieur stable 18 de réception du tube 19 d'un bronchoscope (voir figures 3 et 4). Le diamètre intérieur nominal de l'évidement cylindrique 2 est égal au diamètre intérieur nominal du tube d'intubation 17 ou du tube de bronchoscope 19.

Les ouvertures d'alimentation 6 et 7 constituent des embouts coniques standards de réception du raccord d'insufflation 20 d'un cathéter 21 à surpression intermittente, du raccord 22 d'un cathéter 23 à surpression constante ou d'un bouchon 24.

Des nombres 28 indiquant les diamètres intérieurs nominaux des orifices de buse 10 et 11 figurent sur la surface extérieure 25 du corps 5 de l'élément de raccordement 1 près des embouchures 26 et 27 des ouvertures 6 et 7 et en un autre endroit de la surface 25 du corps 5 figure un nombre 29 indiquant le diamètre intérieur nominal de l'évidement cy-

lindrique 2.

On va exposer le fonctionnement du générateur à plusieurs buses en se référant aux exemples de réalisation présentés sur les dessins.

- 5 Le fonctionnement du générateur à plusieurs buses relié à un tube d'intubation (figure 1) est le suivant :

On relie l'élément de raccordement 1, constituant le générateur multibuse, par le cône allongé 16 au tube d'intubation 17, par le cône 12 au raccord 13 d'un circuit humidificateur, par le raccord d'insufflation 20 raccordé à l'ouverture 6 ou 7 au cathéter 21 sous pression intermittente et par le raccord 22 au cathéter 23 sous surpression constante.

- L'énergie présente sous forme de pression dans le cathéter 21 à surpression intermittente se transforme dans
15 l'orifice de buse 10 ou 11 en vitesse de gaz. Le courant de sortie est turbulent et aspire à partir de l'évidement cylindrique 2 le gaz humidifié provenant du raccord 13 du circuit humidificateur. A mesure que la distance à l'orifice de buse 10 ou 11 augmente, le poids spécifique du gaz aspiré augmente et la vitesse moyenne du courant allant s'élargissant diminue. A l'endroit où le cône turbulent de gaz en écoulement touche la paroi de l'évidement cylindrique 2, ou celle du tube d'intubation 17, une fermeture dynamique des voies respiratoires du patient est assurée et la surpression engendrée par l'énergie cinétique des gaz devient supérieure à la résistance à l'écoulement des voies respiratoires et à la résistance élastique des poumons et des gaz parviennent aux poumons. Au cours du temps suivant, le volume de gaz inhalés augmente et la surpression régnant dans les poumons croît du
25 fait de la résistance élastique des poumons. Du fait de la surpression accrue régnant dans les poumons, le gradient de pression entre le générateur et les poumons diminue et le débit de pénétration dans les poumons baisse.

- La pression maximale que peut engendrer le générateur
35 est approximativement proportionnelle au produit de la surpression régnant dans le cathéter 21 par la surpression intermittente et au carré du diamètre interne nominal de l'orifice de buse 10 ou 11 et du diamètre interne nominal de

l'évidement cylindrique 2. Au moins deux buses 8 et 9 à orifices de buse 10, 11 de diamètres internes différents sont disposées dans un générateur multibuse ; toutefois, il est possible de porter à quatre le nombre des buses, présentant 5 toutes des orifices de buse à diamètres internes différents. Les diamètres internes différents des orifices de buse 10, 11 du générateur multibuse permettent de choisir une surpression maximale de générateur différente même en cas de maintien de la surpression d'insufflation et d'ajuster ainsi le 10 générateur à l'état clinique instantané du patient.

Par exemple dans le cas de ventilation assistée, où la ventilation à haute fréquence se superpose à l'activité spontanée du patient, il est avantageux de choisir une valeur relativement basse pour le rapport du diamètre interne 15 nominal du débouché de buse et du diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique, ce qui réduit le surpression maximale et la résistance du générateur et permet à celui-ci de mieux s'ajuster à l'activité spontanée du patient.

Dans le cas de ventilation pulmonaire par buse à haute 20 fréquence du type contrôlé où une résistance relativement élevée est rencontrée à la traversée des voies respiratoires, il est avantageux de choisir une buse à orifice de buse d'un plus grand diamètre interne nominal, ce qui augmente la surpression et la résistance interne du générateur, de sorte 25 qu'il apparaît une perte de charge accrue entre le générateur et l'espace alvéolaire et simultanément une diminution progressive du débit d'inspiration, ce qui augmente la ventilation alvéolaire.

Des éléments de raccordement 1 à évidements cylindriques 30 2 de diamètres internes nominaux échelonnés constituent un jeu de générateurs multibuses échelonnés de façon qu'on puisse assurer, par exemple dans le cas de ventilation d'un prématuré, une ventilation semblable à celle d'un adulte. Cette similitude découle de l'identité du rapport entre les diamètres 35 internes nominaux des orifices de buse et le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique. Il est donc possible d'éviter tout endommagement pulmonaire par surpression et, simultanément, de simplifier la programmation de la

ventilation par buse à haute fréquence.

Au cas où il est nécessaire d'augmenter la surpression d'expiration finale, il est possible de relier l'ouverture 6 ou 7 qui ne contient pas de raccord d'insufflation 20 au
5 raccord 22 d'un cathéter 23 à surpression constante. On assure ainsi dans le tube d'intubation 17 une surpression constante, dont on peut ajuster le niveau d'après la valeur de la surpression constante régnant dans le cathéter 23 et la surpression du générateur se superpose à la surpression
10 constante.

La disposition conférée aux buses 8 et 9 dans le corps 5 de l'élément de raccordement 1 sans dépassement des embouchures de ces buses dans l'évidement cylindrique 2 permet l'introduction, par la voie de l'évidement cylindrique 2,
15 d'un cathéter suceur dans le tube d'intubation 17 et son libre déplacement pendant son introduction dans la bronche souche droite ou gauche au cours de la ventilation. En cas de pose d'un cathéter suceur, la section de passage de l'évidement cylindrique 2 se trouve relativement réduite,
20 ce qui augmente la valeur maximale de la surpression de générateur et de la résistance interne du générateur avec pour résultat une réduction de la ventilation à bas régime. Le maintien de la ventilation exige l'augmentation de la surpression régnant dans le cathéter 21 à surpression intermittente.
25 tente.

Le fonctionnement du générateur multibuse relié à un bronchoscope (figure 3) est le suivant.

Le générateur multibuse constituant l'élément de raccordement 1 est relié par son embout stable supérieur 14 à
30 la tête 15 d'un bronchoscope et par son embout stable inférieur 18 au tube 19 du bronchoscope, par le raccord d'insufflation 20 inséré dans l'ouverture 6 ou 7 au cathéter 21 sous surpression intermittente et si besoin est par le raccord 22 au cathéter 23 sous surpression constante.

35 Le fonctionnement du générateur multibuse relié à un bronchoscope est le même que celui d'un générateur multibuse relié au tube d'intubation.

De la description donnée d'exemples de réalisation de

générateur multibuse et du fonctionnement de ce générateur ressortent avec évidence les avantages suivants : réduction du risque d'endommagement pulmonaire par surpression, simplification de la programmation de la ventilation, simplicité d'extension de la ventilation à l'aide d'un seul appareil sans limitation de catégorie de taille, de poids et d'âge des patients, possibilité de succion au cours de la ventilation, mode simple de génération de la surpression d'expiration finale.

REVENDEICATIONS

1. Générateur multibuse pour ventilation pulmonaire par buse à haute fréquence conçu sous forme d'élément de raccordement entre des dispositifs servant au traitement pulmonaire et un tube introduit dans les voies respiratoires du patient, cet élément de raccordement (1) étant caractérisé en ce qu'il comprend un corps (5) présentant un évidement cylindrique (2) d'un certain diamètre interne nominal, un embout supérieur (3) à l'une de ses extrémités et un embout inférieur (4) à son autre extrémité, au moins deux ouvertures d'alimentation (6,7) ménagées dans le corps, des buses (8,9) à orifices de buse (10,11) de diamètres internes différents, prévues dans lesdites ouvertures d'alimentation, se terminant dans ledit évidement cylindrique (2), les axes des orifices de buse faisant avec l'axe de l'évidement cylindrique un angle de 10 à 30°, plusieurs éléments de raccordement de cette conception constituant un jeu d'éléments de raccordement échelonnés par les diamètres internes des évidements cylindriques et dans lequel les diamètres internes nominaux différents des orifices de buse de tous les éléments de raccordement sont sensiblement dans le même rapport avec le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique.

2. Générateur multibuse selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'embout supérieur (3) constitue un cône de raccordement au raccord d'un circuit humidificateur (13) ou un cône de raccordement à la tête (15) d'un bronchoscope et l'embout inférieur (4) constitue un cône allongé de raccordement à un tube d'intubation (17) ou un embout inférieur stable de raccordement à un tube de bronchoscope (19), le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique (2) étant égal aux diamètres internes nominaux du tube d'intubation et du tube de bronchoscope.

3. Générateur multibuse selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les ouvertures d'alimentation (6,7) du corps (5) de l'élément de raccordement sont conçues sous forme d'embouts coniques standards destinés à recevoir un raccord d'insufflation (20) de cathéter à surpression intermittente (21), un raccord d'insufflation (22) de cathéter à

pression constante (23) ou encore un bouchon de fermeture (24).

4. Générateur multibuse selon la revendication 1, 2 ou 3, caractérisé en ce que le corps de l'embout présente sur sa surface externe, près des embouchures des orifices de buse, des nombres (28) indiquant le diamètre interne nominal de ces orifices et à la partie inférieure du corps (5) un nombre (29) indiquant le diamètre interne nominal de l'évidement cylindrique (2) de ce corps.

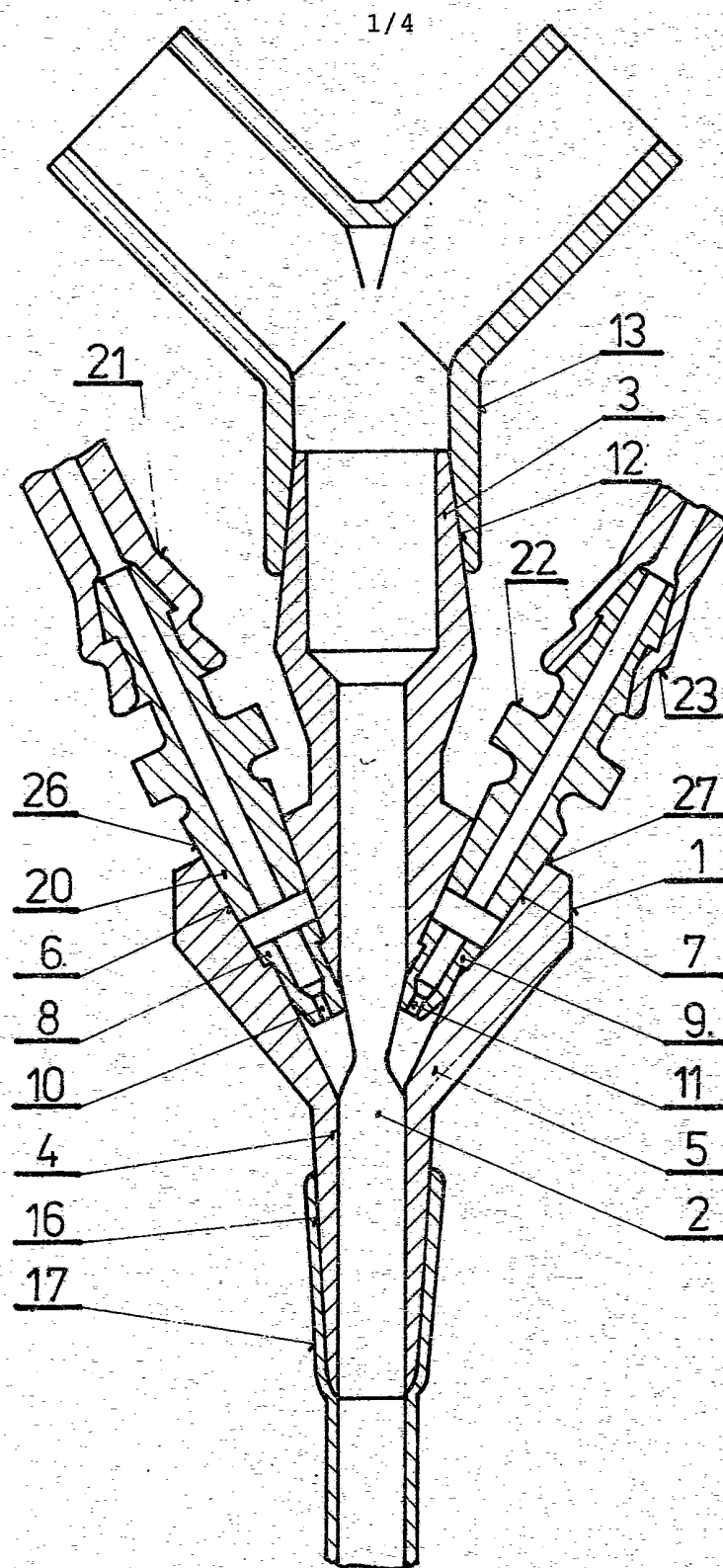


FIG. 1

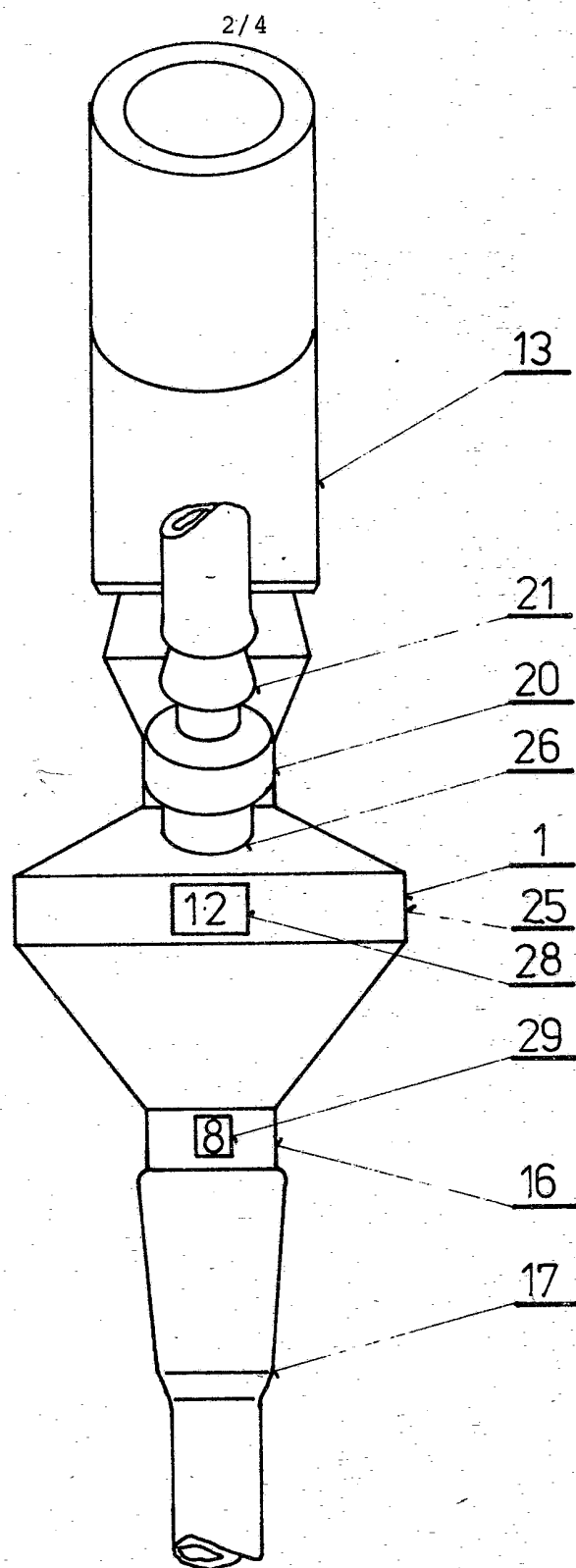


FIG. 2

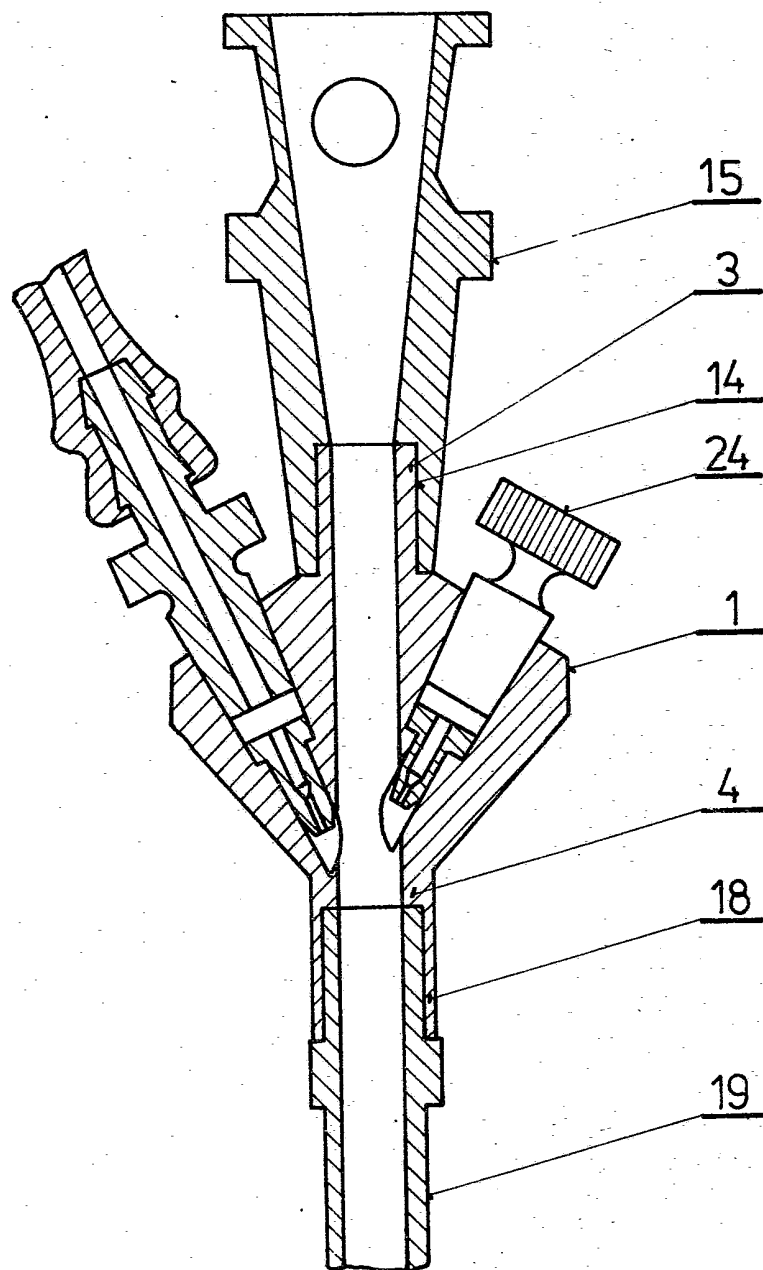


FIG. 3

4/4

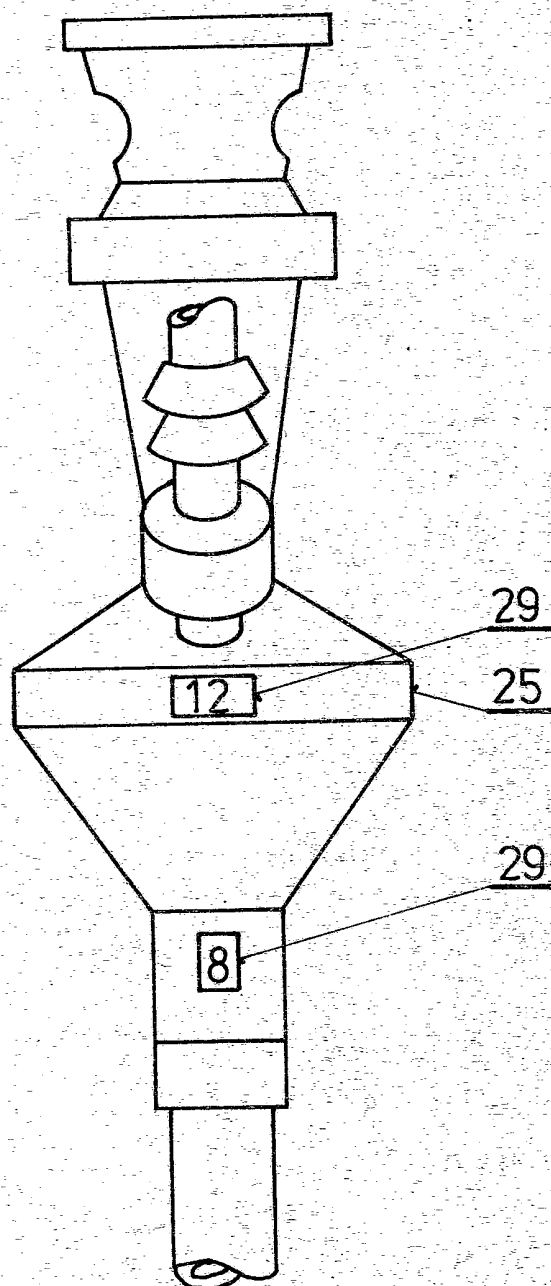


FIG. 4