

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

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

2 988 005

②1 N° d'enregistrement national : 12 00806

⑤1 Int Cl⁸ : A 61 M 16/20 (2013.01), A 61 M 16/00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 16.03.12.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 20.09.13 Bulletin 13/38.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : BOUSSIGNAC GEORGES — FR.

⑦2 Inventeur(s) : BOUSSIGNAC GEORGES.

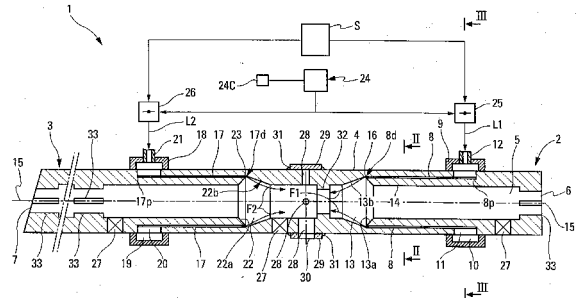
⑦3 Titulaire(s) : BOUSSIGNAC GEORGES.

⑦4 Mandataire(s) : CABINET HARLE ET PHELIP Société
anonyme.

⑤4 DISPOSITIF ET SYSTEME DE RESPIRATION ARTIFICIELLE POUR LA REANIMATION D'UNE PERSONNE EN
ETAT D'ARRÊT CARDIAQUE.

⑤7 - Dispositif et système de respiration artificielle pour la
réanimation d'une personne en état d'arrêt cardiaque.

- Selon l'invention, le dispositif comporte un tube (4) for-
mant un canal principal (5), des canaux auxiliaires amont
(8) et aval (17) reliés à une source de gaz respiratoire (S)
pour pouvoir insuffler des jets amont (F1) et aval (F2) oppo-
sés d'un tel gaz respiratoire dans le canal principal (5) et des
moyens de déflexion amont (13) et aval (22) respectivement
des jets amont (F1) et aval (F2) en direction de l'intérieur du
dit canal principal (5).



FR 2 988 005 - A1



La présente invention concerne un dispositif et un système de respiration artificielle utilisable, notamment, pendant la réanimation de personnes en état d'arrêt cardiaque.

On sait que, pour tenter de réanimer une personne en état d'arrêt cardiaque, on exerce sur la cage thoracique de cette personne des compressions et des décompressions rythmées alternées tendant à rétablir les mouvements d'expiration et d'inspiration, ainsi que la circulation sanguine.

En outre, on connaît déjà du document EP2117629 un dispositif de respiration artificielle pour des personnes en état d'arrêt cardiaque et en cours de réanimation par compressions et décompressions alternées de leur cage thoracique. Un tel dispositif comporte :

- un tube qui forme un canal principal et qui est destiné à être relié par son extrémité distale à une voie respiratoire d'un patient pour que ledit canal principal relie, à l'extérieur, le système respiratoire dudit patient ;
- 15 - au moins un canal auxiliaire amont apte à être relié, à son extrémité proximale, à une source de gaz respiratoire pour pouvoir insuffler un jet d'un tel gaz respiratoire vers ledit système respiratoire et dont l'extrémité distale débouche dans ledit canal principal ; et
- des moyens de déflexion dudit jet de gaz respiratoire en direction de l'intérieur dudit canal principal prévus entre l'extrémité distale dudit canal 20 auxiliaire amont et celle du canal principal.

Par la suite, l'amont et l'aval sont définis en référence à l'écoulement d'un gaz dans le canal principal depuis l'extrémité proximale de ce dernier vers son extrémité distale.

Ainsi, le patient est ventilé en continu par lesdits jets amont de gaz respiratoire, ces derniers favorisant la reprise de l'inspiration et de la circulation sanguine.

Cependant, le Demandeur a remarqué que ledit gaz respiratoire, introduit en continu dans les poumons de la personne en état d'arrêt cardiaque, engendre dans ceux-ci, à la fin d'une compression et au début de la décom-

pression suivante, une pression résiduelle positive, qui se maintient pendant une partie de ladite décompression, avant de disparaître et d'être remplacée par une pression négative engendrée par la décompression. Une telle pression résiduelle positive, d'une part, forme un obstacle à l'aspiration d'air extérieur à travers ledit tube et, d'autre part, est entretenue par ledit air extérieur aspiré. Il en résulte que, pendant une partie importante de chaque décompression, les poumons de ladite personne aspirent mal l'air extérieur et que la circulation sanguine (notamment le retour veineux) n'est pas assurée de façon satisfaisante aux extrémités (tête, bras, jambes) de ladite personne.

La présente invention a pour objet de remédier à cet inconvénient.

A cette fin, selon l'invention, le dispositif de respiration artificielle, notamment destiné à la réanimation d'une personne en arrêt cardiaque, comprenant :

- un tube formant un canal principal qui est destiné à être relié par son extrémité distale à une voie respiratoire d'un patient pour que ledit canal principal relie, à l'extérieur, le système respiratoire dudit patient ;
- au moins un canal auxiliaire amont apte à être relié, à son extrémité proximale, à une source de gaz respiratoire pour pouvoir insuffler en continu un jet amont d'un tel gaz respiratoire vers ledit système respiratoire et dont l'extrémité distale débouche dans ledit canal principal ; et
- des moyens de déflexion amont dudit jet amont de gaz respiratoire en direction de l'intérieur dudit canal principal agencés entre l'extrémité distale de ce dernier et l'extrémité distale dudit canal auxiliaire amont,

est remarquable en ce qu'il comporte en outre :

- au moins un canal auxiliaire aval qui est apte à alimenter en gaz respiratoire et dont l'extrémité distale débouche dans ledit canal principal, entre l'extrémité distale dudit canal auxiliaire amont et l'extrémité distale dudit canal principal, pour pouvoir insuffler un jet aval d'un tel gaz respiratoire dans ce dernier vers l'extrémité proximale du canal principal ; et

- des moyens de déflexion aval dudit jet aval de gaz respiratoire en direction de l'intérieur dudit canal principal, agencés entre l'extrémité distale dudit canal auxiliaire aval et l'extrémité distale dudit canal auxiliaire amont.

Ainsi, grâce à l'invention, le sens d'écoulement du jet amont de gaz
5 respiratoire s'échappant du canal auxiliaire amont est opposé au sens
d'écoulement du jet aval de gaz respiratoire provenant du canal auxiliaire
aval : l'un se dirige vers l'extrémité distale du canal principal (c'est-à-dire vers
le système respiratoire du patient), l'autre vers l'extrémité distale de celui-ci
(c'est-à-dire vers l'extérieur). De cette façon, lors d'une décompression de la
10 cage thoracique d'une personne en cours de réanimation, l'air extérieur aspiré
est freiné par le gaz respiratoire sortant du canal auxiliaire aval, ce qui permet
une aspiration progressive et contrôlée dudit air extérieur en direction des
poumons de la personne. Le freinage obtenu est d'intensité décroissante au
cours de la décompression. Cela entraîne la disparition, au début de la dé-
15 compression, de la pression résiduelle positive due au jet amont de gaz respi-
ratoire du canal auxiliaire amont, pendant l'entrée progressive de l'air extérieur
aspiré. La pression résiduelle positive ne constitue donc plus un obstacle à
l'aspiration d'air extérieur et à la circulation sanguine de la personne en arrêt
cardiaque. En conséquence, la variation de pression intrathoracique dans les
20 poumons entre une compression et une décompression, obtenue selon
l'invention, est étendue en comparaison des variations de pression intrathora-
cique observées sur des personnes en cours de réanimation équipées d'un
dispositif de respiration artificielle connu, tel que décrit précédemment. La sur-
face d'échange gazeux est ainsi augmentée et le retour veineux amélioré.
25 Lors d'une compression de la cage thoracique de la personne en cours de
réanimation, le jet amont de gaz respiratoire freine la sortie d'air provenant
des poumons, ce qui engendre une augmentation de pression (pression posi-
tive) à l'intérieur des poumons, l'air chassé desdits poumons s'échappant li-
brement mais plus difficilement.

30 En outre, le freinage d'air extérieur aspiré selon l'invention est obtenu –
grâce au(x) jet(s) de gaz respiratoire à contresens de celui (ceux) qui ali-

mente(nt) le système respiratoire du patient – sans mise en œuvre d'un ou plusieurs éléments mobiles logés dans le canal principal, ce qui simplifie la fabrication du dispositif de respiration artificielle et augmente sa fiabilité.

De plus, le dispositif de l'invention, une fois relié au système respiratoire de la personne en état d'arrêt cardiaque, forme un système ouvert qui prévient l'apparition de surpression dans l'estomac (autrement dit, on évite tout « gonflage de l'estomac ») et permet une alimentation continue en gaz respiratoire tout en appliquant, sans interruption, des compressions et des décompressions alternées sur la cage thoracique de ladite personne. On réduit le risque de traumatismes du système respiratoire de cette dernière, tout en améliorant l'hémodynamique.

La présente invention concerne également un système de respiration artificielle, notamment destiné à la réanimation d'une personne en arrêt cardiaque, comprenant un dispositif de respiration artificielle du type de celui décrit précédemment. Selon l'invention, ledit système comprend des moyens de réglage du débit de gaz respiratoire circulant, d'une part, dans le canal auxiliaire amont et, d'autre part, dans le canal auxiliaire aval en fonction des compressions et des décompressions exercées sur la cage thoracique du patient en arrêt cardiaque.

De préférence, les moyens de réglage comportent des moyens de détection d'une compression et d'une décompression de la cage thoracique du patient, de sorte que :

- lorsqu'une compression est détectée par les moyens de détection, le débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire amont est maintenu, par les moyens de réglage, supérieur au débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire aval ;
et
- lorsqu'une décompression est détectée par les moyens de détection, le débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire amont est maintenu, par les moyens de réglage, inférieur au débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire aval.

Ainsi, les moyens de réglage permet un ajustement précis du débit de gaz respiratoire circulant dans les canaux auxiliaires amont et aval en fonction de la pression dans la cage thoracique du patient en cours de réanimation, ce qui permet, notamment, un contrôle efficace de l'intensité du freinage exercé sur l'air extérieur aspiré lors d'une décompression et sur l'air chassé des poumons du patient lors d'une compression.

En outre, les moyens de détection peuvent se présenter sous la forme :

- d'au moins un capteur de force destiné à être appliqué sur la cage thoracique du patient en état d'arrêt cardiaque ; et/ou
- d'au moins un capteur de pression apte à mesurer la pression à l'intérieur du canal principal au voisinage de son extrémité aval.

De plus, le système de l'invention peut comprendre des moyens de dilution (par exemple à l'aide d'air extérieur) du gaz respiratoire provenant d'au moins un des canaux auxiliaires amont et aval, par exemple intercalés entre les extrémités distales de ces derniers. Ces moyens de dilution sont avantageusement réglables, afin de permettre un ajustement précis de la dilution.

Ainsi, le gaz respirable alimentant le ou les canaux auxiliaires amont (qui est le plus souvent de l'oxygène pur provenant d'une bouteille à oxygène) peut être dilué, ce qui lui permet d'être mieux toléré par les patients dont l'organisme est habitué à un taux élevé de gaz carbonique dans le sang et qui, de fait, ne peuvent supporter une ventilation à l'oxygène pur.

Par ailleurs, ledit tube peut être formé d'une seule et même pièce comprenant lesdits canaux auxiliaires aval et amont.

En variante, ledit tube, formant ledit canal principal, peut comporter au moins trois tronçons de tube distincts destinés à être reliés ensemble, parmi lesquels :

- un tronçon amont qui porte ledit canal auxiliaire amont et lesdits moyens de déflexion amont ; et
- un tronçon intermédiaire, destiné à être rapporté au tronçon amont, qui porte ledit canal auxiliaire aval et lesdits moyens de déflexion aval.

Dans ce dernier cas, ledit dispositif peut comporter des moyens pour raccorder ensemble lesdits tronçons.

Par ailleurs, ledit système de l'invention comprend, de préférence, une pluralité de canaux auxiliaires amont et une pluralité de canaux auxiliaires aval.

De plus, pour garantir la sécurité du patient, le système peut comprendre au moins une soupape d'échappement, de préférence tarée, apte à prévenir l'apparition de surpression dans le canal principal.

De préférence encore, lesdits moyens de réglage sont avantageusement éloignés dudit dispositif de respiration artificielle, de manière à pouvoir effectuer un réglage à distance du débit de gaz respiratoire circulant dans les canaux auxiliaires amont et aval.

Les figures du dessin annexé feront bien comprendre comment l'invention peut être réalisée. Sur ces figures, des références identiques désignent des éléments semblables.

La figure 1 est une vue schématique partielle, en coupe axiale agrandie, d'une réalisation du système de respiration artificielle de la présente invention.

Les figures 2 et 3 sont des coupes schématiques transversales, respectivement selon les lignes II-II et III-III de la figure 1.

Sur la figure 1, on a représenté, schématiquement et à grande échelle, les seules portions proximale 2 et distale 3 d'une réalisation du système de respiration artificielle 1 selon la présente invention. Cette réalisation peut constituer, par exemple, une sonde endotrachéale oro-nasale avec ou sans ballonnet, une sonde endotrachéale pédiatrique, une sonde de monitoring des gaz, une sonde endobronchique, une sonde d'intubation anatomique pour enfant, une sonde de Cole néonatale, une sonde canule de Gedel, une sonde nasale d'oxygénothérapie, etc.

Le système 1 comporte un tube 4, souple ou préformé (pour s'adapter à la morphologie du patient) délimitant un canal principal 5 ayant un orifice proximal 6 et un orifice distal 7, respectivement aux extrémités dudit tube 4.

Ainsi, le canal principal 5 est capable d'assurer le passage entre les orifices proximal 6 et distal 7, dont l'un (orifice distal 7) est destiné à se trouver à l'intérieur des voies respiratoires d'un patient et l'autre (orifice proximal 6) est destiné à se trouver à l'extérieur dudit patient. Cet orifice proximal 6 peut déboucher à l'air libre et, dans ce cas, le patient peut inspirer de l'air frais et expirer de l'air vicié à travers le canal principal 5. On peut également relier l'orifice 6 à une source de gaz respirable sous pression et prévoir un système de valves unidirectionnelles, pour que le patient inspire le gaz respirable de la source à travers ledit canal principal 5 et expire le gaz vicié à l'air libre, également à travers ce canal principal 5.

Le diamètre du canal principal 5 est de l'ordre de quelques millimètres. Des essais satisfaisants ont été effectués avec des diamètres de 3 mm, 7 mm, 8 mm et 12 mm.

Par ailleurs, dans l'épaisseur de la paroi du tube 4, sont ménagés des canaux auxiliaires amont 8, s'étendant le long d'une portion amont du canal principal 5 et destinés à être reliés à une source de gaz respirable sous pression S, par exemple une bouteille médicale d'oxygène pur sous pression ou analogue.

La liaison à la source de gaz respirable peut être réalisée au moyen d'une bague 9, entourant de façon étanche le tube 4 et délimitant une chambre annulaire étanche 10 autour dudit tube 4. Les canaux auxiliaires amont 8 sont mis en communication avec la chambre annulaire 10, à leur extrémité proximale 8p, grâce à des arrachements locaux 11 de la paroi du tube 4. La chambre 10 est reliée à ladite source de gaz respirable S par un conduit d'amenée 12, lui-même relié à la source S par une liaison L1.

Les canaux auxiliaires amont 8 ont un diamètre plus petit que celui du canal principal 5. Le diamètre des canaux auxiliaires amont 8 est de préférence inférieur à 1 mm et, de façon avantageuse, il est de l'ordre de 5 à 800 microns. Du côté distal, les canaux auxiliaires amont 8 débouchent dans un évidement amont 13 de la paroi interne 14 du tube 4. L'évidement amont 13 est annulaire et centré sur l'axe 15 dudit tube 4. Il comporte une face 13a,

sensiblement transversale ou légèrement inclinée de façon à constituer un évasement amont du canal principal 5, dans laquelle débouchent lesdits canaux auxiliaires amont 8 par leurs orifices 16, ainsi qu'une face 13b suivant la face 13a et convergeant en direction de l'axe 15.

5 Ainsi, lorsque les canaux auxiliaires amont 8 sont alimentés en gaz respirable sous pression à travers les éléments 9 à 12, les jets gazeux correspondants heurtent la face inclinée 13b, qui les défléchit en direction de l'axe 15 vers l'extrémité distale 3 (flèche F1 sur la figure 1).

10 Comme le montrent les figures 2 et 3, les canaux auxiliaires amont 8 sont disposés régulièrement autour de l'axe du tube 4. Leur nombre est variable suivant les utilisations (adulte ou enfant), mais il est généralement compris entre trois et neuf.

15 Le tube 4 du système 1 peut être réalisé en toute matière déjà utilisée dans les sondes respiratoires, par exemple en un chlorure de polyvinyle, avec un éventuel revêtement en silicone ou en acier permettant les injections à pression élevée.

Bien entendu, les dimensions du système 1 peuvent être très variables, essentiellement en fonction de la voie de mise en place du tube et de la taille du patient, qui peut être un adulte, un enfant, un nourrisson ou un prématuré.

20 Selon l'invention, des canaux auxiliaires aval 17 supplémentaires sont ménagés, dans l'épaisseur de la paroi du tube 4, et s'étendent le long d'une portion aval du canal principal 5. Ces canaux auxiliaires aval 17 sont destinés à être reliés à la source de gaz respirable sous pression S.

25 En variante, ils pourraient également être reliés à une autre source de gaz respirable sous pression, distincte de celle alimentant les canaux auxiliaires amont.

30 De même que pour les canaux auxiliaires amont 8, la liaison à la source de gaz respirable S des canaux auxiliaires aval 17 peut être réalisée au moyen d'une bague 18 – identique à la bague 9 et intercalée entre cette dernière et l'extrémité distale 3 – qui délimite une chambre annulaire étanche 19 autour dudit tube 4. Les canaux auxiliaires aval 17 sont mis en communi-

cation avec la chambre annulaire 19, à leur extrémité proximale 17p, grâce à des arrachements locaux 20 de la paroi du tube 4. La chambre 19 est reliée à ladite source de gaz respirable S par un conduit d'amenée 21, lui-même relié à la source S par une liaison L2.

5 Le diamètre et le nombre des canaux auxiliaires aval 17 sont identiques à ceux des canaux auxiliaires amont 8, bien que, en variante, ils pourraient être différents.

10 Les canaux auxiliaires aval 17 débouchent dans un évidement aval 22 de la paroi interne 14 du tube 4. L'évidement aval 22 est annulaire et centré sur l'axe 15 dudit tube 4. Il comporte une face 22a, sensiblement transversale ou légèrement inclinée de façon à constituer un évasement aval du canal principal 5, dans laquelle débouchent lesdits canaux auxiliaires aval 17 par leurs orifices 23, ainsi qu'une face 22b suivant la face 22a et convergeant en direction de l'axe 15.

15 Ainsi, lorsque les canaux auxiliaires aval 17 sont alimentés en gaz respirable sous pression à travers les éléments 18 à 21, les jets gazeux correspondants heurtent la face inclinée 22b, qui les défléchit en direction de l'axe 15 vers l'extrémité proximale 2 (flèche F2 sur la figure 1).

20 Les canaux auxiliaires aval 17 sont disposés régulièrement autour de l'axe du tube 4 et sont, dans cette réalisation, alignés avec les canaux auxiliaires amont 8 correspondants, bien qu'ils pourraient être décalés angulairement par rapport à ces derniers.

25 Par ailleurs, le système 1 comporte également des moyens de réglage 24 du débit de gaz respiratoire circulant, d'une part, dans les canaux auxiliaires amont 8 et, d'autre part, dans les canaux auxiliaires aval 17 en fonction des compressions et des décompressions exercées sur la cage thoracique du patient en arrêt cardiaque. Les moyens de réglage 24 peuvent être éloignés du tube 4 (par exemple de quelques mètres), pour réaliser un réglage à distance du débit de gaz respiratoire circulant dans les canaux auxiliaires amont
30 8 et aval 17.

Dans l'exemple de la figure 1, les moyens de réglage 24 comportent un capteur de force 24C destiné à être appliqué sur la cage thoracique du patient en état d'arrêt cardiaque. Le capteur de force 24C est avantageusement intercalé entre la poitrine du patient et les mains de l'opérateur effectuant un massage cardiaque (ou, en variante, de la machine de massage automatique).

Grâce à ce capteur 24C, les moyens de réglage 24 détectent instantanément une compression ou une décompression de la cage thoracique du patient, qui s'accompagne respectivement d'une surpression ou d'une dépression dans les poumons de celui-ci.

En particulier :

– lorsqu'une compression est détectée par le capteur de force 24C, le débit de gaz respiratoire des canaux auxiliaires amont 8 est maintenu, par les moyens de réglage 24, supérieur au débit de gaz respiratoire des canaux auxiliaires aval 17. A titre d'exemple, le débit de gaz des canaux auxiliaires amont 8 est :

- soit augmenté et celui des canaux auxiliaires aval 17 conservé, réduit ou bien encore porté à zéro,
- soit conservé et celui des canaux auxiliaires aval 17 réduit ou porté à zéro ; et

– lorsqu'une décompression est détectée par le capteur de force 24C, le débit de gaz respiratoire des canaux auxiliaires amont 8 est maintenu, par les moyens de réglage 24, inférieur au débit de gaz respiratoire des canaux auxiliaires aval 17. Le débit de gaz des canaux auxiliaires aval 17 est par exemple :

- soit augmenté et celui des canaux auxiliaires amont 8 conservé, réduit ou bien encore porté à zéro,
- soit conservé et celui des canaux auxiliaires amont 8 réduit ou porté à zéro.

De cette façon, on peut contrôler l'intensité du freinage exercé sur l'air extérieur aspiré lors des décompressions par les jets aval F2 et sur l'air chassé des poumons du patient lors des compressions par les jets amont F1. On

comprendra que l'intensité du freinage diminue au cours soit de la décompression, soit de la compression.

Dans une variante, les moyens de réglage 24 peuvent comporter un ou plusieurs capteurs de pression capables de mesurer la pression à l'intérieur du canal principal au voisinage de son extrémité aval.

De plus, l'ajustement du débit par les moyens de réglage 24 est réalisé à l'aide de vannes de régulation 25 et 26 montées respectivement sur les liaisons L1 et L2 entre la source S et les embouts d'amenée 12 et 18. Ces vannes de régulation 25 et 26, commandées par exemple de façon électronique par les moyens 24, sont aptes à réguler le débit de gaz respirable entrant dans les canaux auxiliaires amont 8 et aval 17.

Par ailleurs, à titre de sécurité, une ou plusieurs soupapes d'échappement tarées 27 peuvent être prévues par exemple au voisinage de l'extrémité proximale 2 du tube 4, entre les évidements annulaires amont 13 et aval 22, ainsi qu'entre l'extrémité distale 3 et la bague 18. Ainsi, en cas de surpression accidentelle dans le canal principal 5, une fuite de gaz se produit à l'extérieur du patient, à travers la paroi du tube 4, pour éliminer instantanément cette surpression. Bien entendu, le nombre de soupapes d'échappement et leur disposition peuvent varier en fonction des applications désirées.

Par ailleurs, comme le montre la figure 1, entre les évidements annulaires amont 13 et aval 22, la paroi du tube 4 est percée par des trous transversaux 28, de diamètres différents et répartis autour de l'axe 15. Les trous 28 sont recouverts par une bague externe 29, apte à tourner à frottement doux autour dudit tube 4 et elle-même pourvue d'un trou 30 pouvant être amené en regard de l'un ou l'autre des trous 28, par rotation de la bague externe 29. Le trou 30 a un diamètre au moins égal à celui du trou 28 de plus grand diamètre. La bague externe 29 est prisonnière du tube 4, grâce à des nervures latérales annulaires 31. Elle peut prendre soit au moins une position pour laquelle elle obture tous les trous 28, soit des positions pour lesquelles le trou 30 est aligné avec chacun des trous 28, respectivement. Dans ces derniers cas, à chaque fois, un passage est établi entre le canal principal 5 et l'ambiance ex-

térieure, à travers le trou 28 correspondant. Bien entendu, la section d'un tel passage est alors déterminée par la section du trou 28 considéré.

Ainsi, les éléments 28 à 31 forment des moyens dilution du gaz respiratoire provenant notamment des canaux auxiliaires amont 8, ce qui lui permet d'être mieux toléré par les patients dont l'organisme est habitué à un taux élevé de gaz carbonique dans le sang et qui, de fait, ne peuvent supporter une ventilation à l'oxygène pur.

Par ailleurs, le système 1 comporte une bague interne 32 disposée dans le canal principal 5 entre l'évidement aval 22 et les moyens dilution du gaz respiratoire 28 à 31. La bague interne 32 entoure une zone de pression oblongue en obturant au moins partiellement l'espace périphérique du canal principal 5 compris entre la paroi interne 14 de celui-ci et la zone de pression oblongue.

La distance entre la bague interne 32 et la face inclinée de déflexion 22b est voisine du diamètre de la partie proximale du canal principal 5. Toutefois, il peut être avantageux que cette distance puisse être réglable. Il peut également être avantageux que le diamètre de l'ouverture centrale de la bague soit réglable.

On notera également que, en variante ou en complément, une seconde bague interne, du même type que la bague interne 32, peut être prévue entre l'évidement amont 13 et les moyens dilution du gaz respiratoire 28 à 31.

Comme le montre la figure 1, le système 1 comporte également des obstacles, par exemple des ailettes internes convergentes 33, empêchant l'introduction accidentelle d'un objet apte à obturer hermétiquement le canal principal 5. A titre d'exemple illustratif, les ailettes 33 sont disposées au voisinage des orifices proximal 6 et distal 7, ainsi que dans la portion distale 3 du tube 4.

Dans la réalisation de la figure 1, le dispositif est formé d'un unique tube 4 qui comporte les canaux auxiliaires amont 8 et aval 17.

Dans une variante (non représentée sur les figures), le tube, formant le canal principal, peut comporter trois tronçons individuels reliés ensemble, de

façon amovible, à une de leurs extrémités (par exemple, à l'aide de moyens de fixation quart de tour) parmi lesquels :

- un tronçon amont qui porte les canaux auxiliaires amont et les moyens de déflexion amont ; et
- 5 – un tronçon intermédiaire, destiné à être rapporté au tronçon amont, qui porte les canaux auxiliaires aval et les moyens de déflexion aval.

Ainsi, grâce à l'invention, lorsque le système 1 est utilisé pour réanimer une personne en état d'arrêt cardiaque soumis à des compressions et des décompressions alternées de sa cage thoracique, les canaux auxiliaires
10 amont 8 et aval 17, sont alimentés en continu par du gaz respiratoire provenant de la source S. Lors d'une compression, le freinage réalisé par les jets amont F1 provoque une augmentation de pression dans les poumons de la personne, l'air chassé de ces derniers s'échappant librement, mais plus difficilement. Inversement, lors d'une décompression, l'air extérieur aspiré est freiné
15 par le gaz respiratoire sortant des canaux auxiliaires aval 17, ce qui permet une aspiration progressive et contrôlée dudit air extérieur en direction des poumons de la personne (le freinage étant d'intensité décroissante au cours de la décompression). Cela entraîne la disparition, au début de la décompression, de la pression résiduelle positive.

20 Par ailleurs, bien que le dispositif de respiration artificielle de la présente invention ait été décrit sous la forme d'une sonde, il peut également se présenter sous la forme d'un embout tubulaire rigide, formé d'une ou de deux parties emboîtables, destiné à être monté, de façon amovible ou non, sur un masque de respiration artificielle nasal ou buconasal ou un masque laryngé.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de respiration artificielle, notamment destiné à la réanimation d'une personne en arrêt cardiaque, comprenant :

5 – un tube (4) formant un canal principal (5) qui est destiné à être relié par son extrémité distale (3) à une voie respiratoire d'un patient pour que ledit canal principal (5) relie, à l'extérieur, le système respiratoire dudit patient ;

10 – au moins un canal auxiliaire amont (8) apte à être relié, à son extrémité proximale (8p), à une source de gaz respiratoire (S) pour pouvoir insuffler en continu un jet amont (F1) d'un tel gaz respiratoire vers ledit système respiratoire et dont l'extrémité distale (8d) débouche dans ledit canal principal (5) ; et

15 – des moyens de déflexion amont (13) dudit jet amont (F1) de gaz respiratoire en direction de l'intérieur dudit canal principal (5) agencés entre l'extrémité distale (3) de ce dernier et l'extrémité distale (8d) dudit canal auxiliaire amont (8),

caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

20 – au moins un canal auxiliaire aval (17) qui est apte à alimenter en gaz respiratoire et dont l'extrémité distale (17d) débouche dans ledit canal principal (5), entre l'extrémité distale (8d) dudit canal auxiliaire amont (8) et l'extrémité distale (3) dudit canal principal (5), pour pouvoir insuffler un jet aval (F2) d'un tel gaz respiratoire dans ce dernier vers l'extrémité proximale (2) du canal principal (5) ; et

25 – des moyens de déflexion aval (22) dudit jet aval (F2) de gaz respiratoire en direction de l'intérieur dudit canal principal (5), agencés entre l'extrémité distale (17d) dudit canal auxiliaire aval (17) et l'extrémité distale (8d) dudit canal auxiliaire amont (8).

2. Système de respiration artificielle, notamment destiné à la réanimation d'une personne en arrêt cardiaque, comprenant un dispositif de respiration artificielle tel que spécifié sous la revendication 1,

30 caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (24) de réglage du débit de gaz respiratoire circulant, d'une part, dans le canal auxiliaire amont (8) et, d'autre

part, dans le canal auxiliaire aval (17) en fonction des compressions et des décompressions exercées sur la cage thoracique du patient en arrêt cardiaque.

3. Système selon la revendication 2,

5 caractérisé en ce que les moyens de réglage (24) comportent des moyens de détection (24C) d'une compression et d'une décompression de la cage thoracique du patient, de sorte que :

- lorsqu'une compression est détectée par les moyens de détection (24C), le débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire amont (8) est maintenu, par les
10 moyens de réglage (24), supérieur au débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire aval (17) ; et
- lorsqu'une décompression est détectée par les moyens de détection (24C), le débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire amont (8) est maintenu, par les
15 moyens de réglage (24), inférieur au débit de gaz respiratoire du canal auxiliaire aval (17).

4. Système selon la revendication 3,

caractérisé en ce que les moyens de détection se présente sous la forme d'au moins un capteur de force (24C) destiné à être appliqué sur la cage thoracique du patient en état d'arrêt cardiaque.

20 5. Système selon la revendication 3,

caractérisé en ce que les moyens de détection se présente sous la forme d'au moins un capteur de pression apte à mesurer la pression à l'intérieur du canal principal (5) au voisinage de son extrémité aval.

6. Système selon l'une des revendications 2 à 5,

25 caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (28, 29) de dilution du gaz respiratoire provenant d'au moins un des canaux auxiliaires amont (8) et aval (17).

7. Système selon la revendication 6,

caractérisé en ce que lesdits moyens de dilution (28, 29) sont intercalés entre les extrémités distales (8d, 17d) des canaux auxiliaires amont (8) et aval (17).

30 8. Système selon l'une des revendications 2 à 7,

caractérisé en ce que ledit tube (4) est formé d'une seule et même pièce, comprenant lesdits canaux auxiliaires amont (8) et aval (17).

5 9. Système selon l'une des revendications 2 à 7, caractérisé en ce que ledit tube (4), formant ledit canal principal (5), comporte au moins trois tronçons distincts de tube destinés à être reliés ensemble, parmi lesquels :

- un tronçon amont qui porte ledit canal auxiliaire amont (8) et lesdits moyens de déflexion amont (13) ; et
- un tronçon intermédiaire, destiné à être rapporté au tronçon amont, qui 10 porte ledit canal auxiliaire aval (17) et lesdits moyens de déflexion aval (22).

10. Système selon l'une des revendications 2 à 9, caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité de canaux auxiliaires amont (8) et une pluralité de canaux auxiliaires aval (17).

15 11. Système selon l'une des revendications 2 à 10, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une soupape d'échappement (27), de préférence tarée, apte à prévenir l'apparition de surpression dans le canal principal (5).

20 12. Système selon l'une des revendications 2 à 11, caractérisé en ce que lesdits moyens de réglage (24) sont éloignés dudit dispositif de respiration artificielle, de manière à pouvoir effectuer un réglage à distance du débit de gaz respiratoire circulant dans les canaux auxiliaires amont (8) et aval (17).

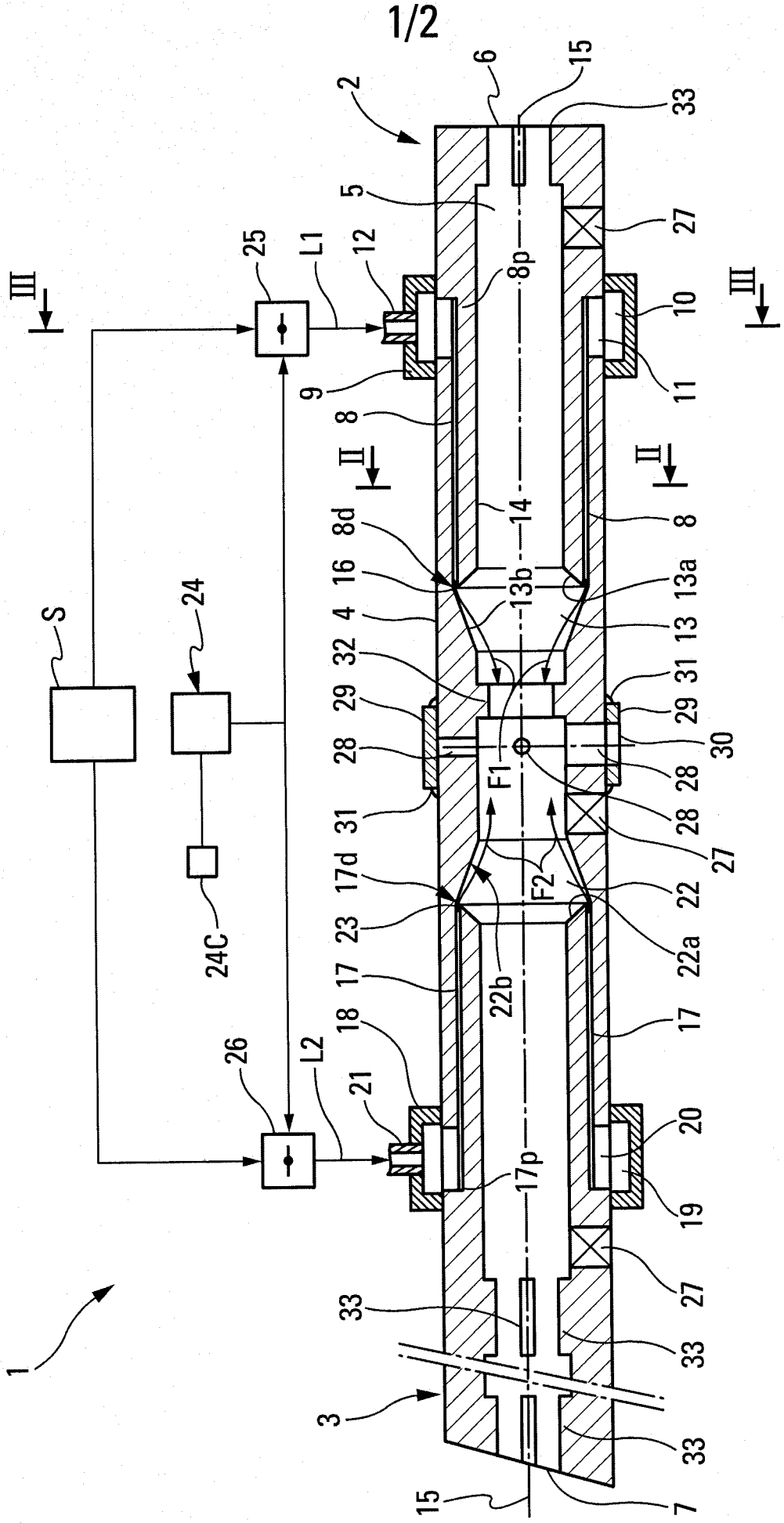


Fig. 1

2/2

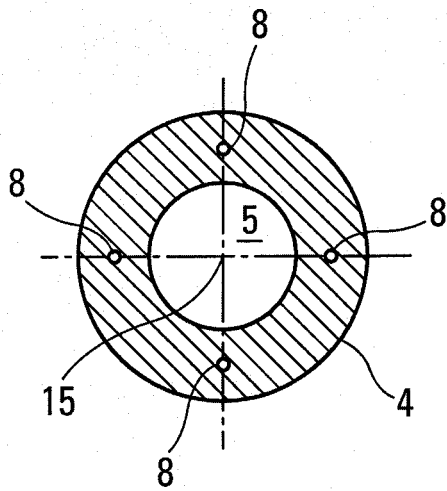


Fig. 2

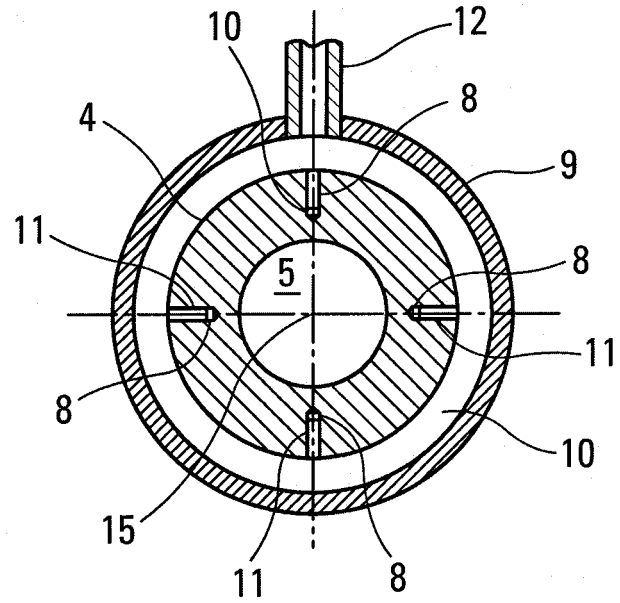


Fig. 3



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement national

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

FA 761930
FR 1200806

| DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS | | Revendication(s) concernée(s) | Classement attribué à l'invention par l'INPI |
|---|---|--|--|
| Catégorie | Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes | | |
| X | US 5 979 444 A (SHERROD JAMES B [US]) 9 novembre 1999 (1999-11-09) * le document en entier * ----- | 1,2,6-12 | A61M16/20 A61M16/00 |
| A | EP 2 343 097 A2 (WEINMANN G GERAETE MED [DE]) 13 juillet 2011 (2011-07-13) * le document en entier * ----- | 3-5 | |
| A,D | EP 2 117 629 A (BOUSSIGNAC GEORGES [FR]) 18 novembre 2009 (2009-11-18) * le document en entier * ----- | 1-12 | |
| A | EP 2 239 004 A1 (BOUSSIGNAC GEORGES [FR]) 13 octobre 2010 (2010-10-13) * le document en entier * ----- | 10,11 | |
| A | WO 03/039638 A1 (BOUSSIGNAC GEORGES [FR]) 15 mai 2003 (2003-05-15) * le document en entier * ----- | 6,7,10,11 | |
| A | EP 2 228 088 A1 (BOUSSIGNAC GEORGES [FR]) 15 septembre 2010 (2010-09-15) * le document en entier * ----- | 6,7,10,11 | DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61M A61H |
| Date d'achèvement de la recherche | | Examineur | |
| 5 octobre 2012 | | Azaïzia, Mourad | |
| <p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> | | <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p> | |

EPO FORM 1503 12.99 (P04C14) 2

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 1200806 FA 761930**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.

Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **05-10-2012**

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

| Document brevet cité au rapport de recherche | | Date de publication | Membre(s) de la famille de brevet(s) | Date de publication |
|---|----|------------------------|---|--|
| US 5979444 | A | 09-11-1999 | AUCUN | |
| EP 2343097 | A2 | 13-07-2011 | DE 102011007964 A1 EP 2343097 A2 | 14-07-2011 13-07-2011 |
| EP 2117629 | A | 18-11-2009 | EP 2117629 A2 FR 2912660 A1 JP 2010517718 A US 2010282262 A1 WO 2008113913 A2 | 18-11-2009 22-08-2008 27-05-2010 11-11-2010 25-09-2008 |
| EP 2239004 | A1 | 13-10-2010 | AT 546183 T EP 2239004 A1 ES 2379444 T3 FR 2944210 A1 PT 2239004 E US 2010258122 A1 | 15-03-2012 13-10-2010 26-04-2012 15-10-2010 29-03-2012 14-10-2010 |
| WO 03039638 | A1 | 15-05-2003 | AT 514446 T CA 2432533 A1 CN 1494446 A EP 1441791 A1 ES 2366211 T3 FR 2831824 A1 JP 4028486 B2 JP 2005507758 A PT 1441791 E US 2004050389 A1 WO 03039638 A1 | 15-07-2011 15-05-2003 05-05-2004 04-08-2004 18-10-2011 09-05-2003 26-12-2007 24-03-2005 24-08-2011 18-03-2004 15-05-2003 |
| EP 2228088 | A1 | 15-09-2010 | CA 2695570 A1 EP 2228088 A1 FR 2942966 A1 JP 2010207581 A US 2010229865 A1 | 11-09-2010 15-09-2010 17-09-2010 24-09-2010 16-09-2010 |