



(11) **EP 3 639 735 A1**

(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
22.04.2020 Bulletin 2020/17

(51) Int Cl.:
A61B 5/00 (2006.01) **A61H 31/00 (2006.01)**
A61B 5/08 (2006.01)

(21) Numéro de dépôt: **19197438.5**

(22) Date de dépôt: **16.09.2019**

(84) Etats contractants désignés:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Etats d'extension désignés:
BA ME
Etats de validation désignés:
KH MA MD TN

(72) Inventeurs:
• **RICHARD, Jean-Christophe**
92182 ANTONY Cedex (FR)
• **RIGOLLOT, Marceau**
92182 ANTONY Cedex (FR)
• **BADAT, Bilal**
92182 ANTONY Cedex (FR)

(30) Priorité: **15.10.2018 FR 1859509**

(74) Mandataire: **Pittis, Olivier**
L'Air Liquide S.A.
75, quai d'Orsay
75321 Paris Cedex 07 (FR)

(71) Demandeur: **Air Liquide Medical Systems**
92160 Antony Cedex (FR)

(54) **APPAREIL DE MONITORAGE OU DE VENTILATION POUR RÉANIMATION CARDIO-PULMONAIRE AVEC DÉTERMINATION D'UN INDICE D'OUVERTURE DES VOIES RESPIRATOIRES**

(57) L'invention concerne un appareil (1) de monitoring et/ou d'assistance respiratoire, utilisable pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP) comprenant des compressions thoraciques successives de durée (dt) réalisées sur le patient et des relâchements, comprenant des moyens de mesure de teneur en CO₂ (10), une interface graphique utilisateur (IGU) (14), et des moyens de traitement de signal (11) configurés pour traiter les signaux de mesure de teneur en CO₂ de manière à déterminer au moins une valeur de teneur maximale en CO₂ (V_{max}) et au moins une valeur de teneur minimale

en CO₂ (V_{min}), pendant au moins une durée (dt) d'au moins une contraction thoracique, et puis calculer au moins un indice AOI ou un indice moyen AOI_{moy} d'ouverture des voies respiratoires à partir des valeurs de teneur en CO₂. Ce ou ces indices sont affichés sur l'IGU sous forme de valeurs numériques ou de représentations graphiques, notamment de courbes ou de pictogrammes. L'appareil (1) de l'invention est un ventilateur médical d'assistance respiratoire servant à fournir un gaz respiratoire, tel de l'air, à un patient, ou un moniteur ou un moniteur/défibrillateur cardiaque.

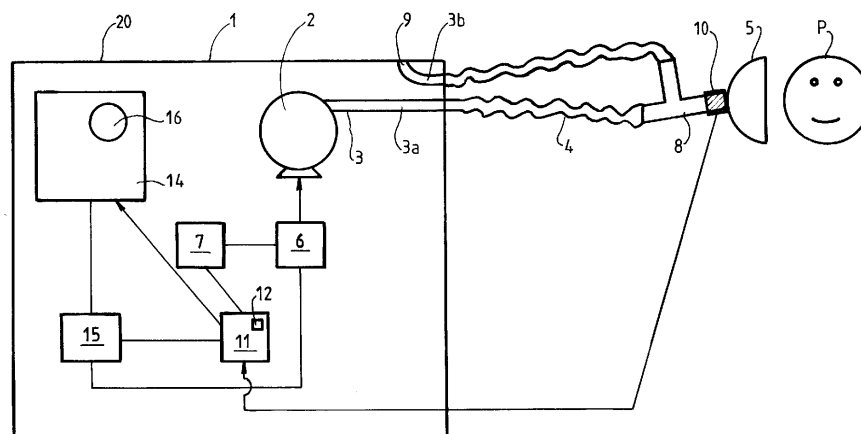


FIG.1

EP 3 639 735 A1

Description

[0001] L'invention porte sur un appareil de monitoring et/ou d'assistance respiratoire utilisable pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP) comprenant des compressions thoraciques successives réalisées sur un patient, en particulier un ventilateur médical servant à fournir un gaz respiratoire au patient pendant la RCP, c'est-à-dire un patient en arrêt cardiaque soumis à un massage cardiaque avec alternance de compressions ou contractions thoraciques et de relâchements, avec détermination et éventuellement affichage de l'indice AOI (i.e., *Airways Opening Index*), c'est-à-dire l'indice d'ouverture des voies respiratoires du patient, ou d'un indice AOI moyen.

[0002] Les appareils médicaux de ventilation mécanique, encore appelés appareil d'assistance respiratoire ou ventilateurs médicaux, sont couramment utilisés pour fournir du gaz respiratoire, par exemple de l'air enrichi ou non en oxygène, à certains patients souffrant de troubles respiratoires. La fourniture du gaz respiratoire au patient est couramment opérée au moyen d'une micro-soufflante (aussi appelée turbine ou compresseur) motorisée et pilotée, comme notamment décrit par EP-A-3093498, EP-A-2947328, EP-A-2986856, EP-A-2954213 ou EP-A-2102504.

[0003] Il est connu de monitorer les composés gazeux présents dans le gaz administré aux patients que ce soit avec un appareil de monitoring ou avec un ventilateur équipé d'un afficheur. En particulier, il peut être très utile de suivre le CO₂ résultant des échanges gazeux pulmonaires, c'est-à-dire le CO₂ produit par le métabolisme du patient, transporté jusqu'aux poumons grâce à la circulation sanguine puis évacué lors de l'expiration du patient. Ainsi, l'*etCO₂* pour *end tidal CO₂* ou CO₂ en fin d'expiration, correspond à la mesure de la fraction de CO₂ expirée dans les gaz recueillis lors de l'expiration d'un individu, que son inspiration soit naturelle ou assistée, c'est-à-dire obtenue par ventilation mécanique. Le document US-A-2016/0287170 enseigne un tel monitoring de l'*etCO₂*.

[0004] Pendant une réanimation cardio-pulmonaire ou RCP pratiquée sur une personne en arrêt cardio-pulmonaire, avec mise en œuvre d'un massage cardiaque, le CO₂ alvéolaire, qui dépend non seulement des rapports ventilation/perfusion pulmonaire mais aussi de la quantité de CO₂ généré par le métabolisme cellulaire, représente un paramètre très utile au secouriste, par exemple un médecin, pour juger de l'efficacité de la RCP.

[0005] En théorie, plus la RCP est efficace, plus le débit cardiaque généré par les compressions thoraciques est important, plus la quantité de CO₂ ramenée vers les poumons est importante.

[0006] De ce fait, le monitoring de l'*etCO₂*, qui reflète indirectement le CO₂ alvéolaire, est de plus en plus utilisé pour opérer un suivi de la RCP de façon non invasive, c'est-à-dire pour informer et aider le secouriste pendant qu'il opère le massage cardiaque, i.e., alternance de

compressions thoraciques (CT) et de relâchements.

[0007] La représentation graphique des variations de teneur en CO₂ dans les gaz respiratoires d'un patient au fil du temps (en secondes) est appelée capnogramme.

[0008] Lors d'une RCP sur un patient en arrêt cardio-respiratoire (ACR), le capnogramme est très différent de celui obtenu sur patient qui n'est pas en ACR, pour plusieurs raisons, notamment :

- 10 - Les CTs génèrent des déplacements de petits volumes de gaz qui perturbent le capnogramme entre deux cycles ventilatoires. On observe ainsi souvent des tracés oscillants étant donné que la valeur maximale de CO₂ sur chaque CT ne cesse de varier.
- 15 - Les rapports ventilation/perfusion qui sont le reflet de la physiologie respiratoire sont très fortement modifiés. De plus, les petits tronçons de gaz mobilisés par les CTs peuvent passer plusieurs fois devant le capteur. La concentration maximale observée, lors de chaque CT, est donc souvent éloignée de la véritable concentration alvéolaire.
- 20 - Des comportements dynamiques d'ouverture et de fermeture des petites voies aériennes ont été rapportés. Ce phénomène compromet les échanges gazeux et donc l'interprétation des concentrations de CO₂ lors de la RCP. Plus précisément, au cours d'une RCP, les petites voies aériennes intra-pulmonaires peuvent se fermer modifiant ainsi le signal de CO₂ expiré vu par la sonde de capnographie

[0009] On comprend donc que l'*etCO₂*, tel qu'il est mesuré actuellement, c'est-à-dire lors de chaque compression (aussi appelée contraction) thoracique (CT), ne permet pas d'obtenir une approximation fiable du CO₂ alvéolaire, alors que le CO₂ alvéolaire est important car il peut être le reflet de la qualité de la RCP, donc du massage.

[0010] Dit autrement, opérer une mesure et un monitoring du CO₂ sans prise en compte de tout ou partie de ces facteurs, en particulier de l'impact de la ventilation réalisée sur le patient en arrêt cardiaque et de la variabilité du signal de CO₂ entre deux cycles machine, rend tout exploitation de la mesure de CO₂ peu fiable, voire inutilisable.

[0011] Par ailleurs, les solutions actuelles de monitoring de l'*etCO₂* sont adaptées aux variations de CO₂ provoquées par la respiration, qu'elle soit mécanique ou spontanée. Les fréquences en jeu sont de l'ordre de 10 à 40 c/min. Les algorithmes et mécanismes mis en œuvre sont adaptés à ces fréquences et à des variations faibles du CO₂ entre deux respirations du patient.

[0012] Or, pendant une RCP, les fréquences des CTs sont proches de 100 c/min, les volumes de gaz mobilisés faibles et les débits de gaz importants et irréguliers. De plus, le problème d'espace mort évoqué précédemment s'ajoute à ces difficultés puisque, du fait des CTs, une même fraction de gaz peut être analysée plusieurs fois par le capteur de CO₂, à défaut de mise en place d'un

rinçage ou purge de l'espace mort.

[0013] Dans ces conditions, la valeur de l' etCO_2 affichée par les ventilateurs ou moniteurs actuels est rafraîchie à une fréquence inadéquate puisque ceux-ci tentent de suivre l'évolution du CO_2 à la fréquence du massage, à savoir 100 c/min. En d'autres termes, les valeurs d' etCO_2 affichées par les ventilateurs ou moniteurs actuels ne sont pas représentatives d'une concentration de CO_2 liée au métabolisme du patient car l'origine du gaz analysé n'est pas garantie, c'est-à-dire que les valeurs mesurées actuellement sont souvent erronées car elles ne reflètent pas ou alors que très mal, la concentration en CO_2 alvéolaire.

[0014] On peut citer les documents WO-A-14072981, US-A-2016/133160 et US-A-2012/016279, qui proposent des méthodes de suivi de la teneur en CO_2 dans les gaz expirés par un patient subissant une RCP.

[0015] Le problème dès lors est de proposer un appareil de monitoring et/ou d'assistance respiratoire amélioré, tel qu'un moniteur ou un ventilateur, utilisable pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP) avec massage cardiaque comprenant des compressions thoraciques (CTs) de durée (dt) réalisées sur le patient et des relâchements successifs, qui permette d'informer en temps réel l'équipe de secours de l'ouverture ou non des voies aériennes et donc si les CTs successives opérées génèrent du débit ventilatoire ou non.

[0016] La solution de l'invention concerne alors un appareil de monitoring et/ou d'assistance respiratoire utilisable pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP) comprenant des compressions thoraciques (CT) successives de durée (dt) réalisées sur le patient et des relâchements, en particulier un appareil choisi parmi les appareils de ventilation assistée comprenant une source de gaz respiratoire, les moniteurs cardiaques et les moniteurs/défibrillateurs cardiaques, comprenant :

- des moyens de mesure de teneur en CO_2 pour opérer des mesures de concentration en CO_2 produit par le patient pendant la réanimation cardio-pulmonaire (RCP), et fournir des signaux de mesure de teneur en CO_2 à des moyens de traitement de signal,
- des moyens de traitement de signal configurés pour traiter les signaux de mesure de teneur en CO_2 provenant des moyens de mesure de teneur en CO_2 , et
- au moins une interface graphique utilisateur (IGU), caractérisé en ce que les moyens de traitement de signal sont configurés pour :

a) déterminer au moins une valeur de teneur maximale en CO_2 (V_{max}) et au moins une valeur de teneur minimale en CO_2 (V_{min}), pendant au moins une durée (dt) d'au moins une compression thoracique, et

b) calculer au moins :

- un indice AOI d'ouverture des voies respiratoires (i.e., *Airways Opening Index*) tel

que : $\text{AOI} = (V_{\text{max}} - V_{\text{min}}) / V_{\text{max}}$,

ou

- un indice moyen AOI_{moy} à partir de plusieurs indices AOI d'ouverture successifs obtenus pendant les durées (dt) de n compressions thoraciques (avec $n > 1$) successives, et

c) transmettre à ladite interface graphique utilisateur, au moins une valeur d'indice AOI ou au moins une valeur d'indice moyen AOI_{moy} , et

- l'interface graphique utilisateur est configurée pour afficher ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} , ou une représentation graphique de ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} .

[0017] En d'autres termes, selon l'invention, il est proposé d'analyser les variations de teneurs en CO_2 pendant les CTs, d'en extraire les teneurs maximale (V_{max}) et minimale (V_{min}) en CO_2 et de les utiliser pour calculer un indice d'ouverture des voies aériennes ou indice AOI (pour *Airways Opening Index*) qui est représentatif de la qualité du massage cardiaque et du niveau d'ouverture des voies aériennes (alvéoles, bronchioles, etc.), ce qui permet d'avoir une meilleure estimation de la quantité et de la qualité de ventilation de ces voies aériennes. Cet indice AOI et/ou un indice moyen AOI_{moy} peut ensuite être affiché sur une IGU soit sous forme d'une valeur numérique, par exemple un %, soit sous forme d'une représentation graphique, tel qu'une courbe ou préférentiellement d'un pictogramme ou analogue.

[0018] Par exemple, l'indice AOI est, pendant une CT, égal :

- à 1 (soit 100%) lorsque la teneur minimale V_{min} en CO_2 est nulle CO_2 (i.e. 0 mm Hg), ce qui correspond à des voies aériennes totalement ouvertes chez le patient, et
- à 0 (soit 0%) lorsqu'il n'y a aucune variation de CO_2 , c'est-à-dire lorsque V_{max} est égale à V_{min} . Ceci correspond à des voies aériennes fermées.
- entre 0 et 1, pour les teneurs minimales V_{min} en CO_2 intermédiaires, correspondant à des voies aériennes plus ou moins ouvertes ou fermées.

[0019] On comprend immédiatement que connaître cet indice AOI, donc pouvoir connaître, en temps réel, l'état des voies aériennes du patient qu'il est en train de traiter, est d'une grande utilité pour le secouriste pratiquant la RCP. Utiliser un affichage de type pictogramme (i.e. dessin, icône ou analogue) est particulièrement intéressant car il permet à l'utilisateur d'avoir une vision simple et immédiate de l'état des voies aériennes du patient.

[0020] Il est à noter que, par convention dans le médical, les teneurs en CO_2 sont exprimées sous forme de

pression partielle de CO₂, c'est-à-dire préférentiellement en mmHg, ou en kPa ; toutefois, elles pourraient aussi être exprimées en une autre unité (e.g. % en volume, % molaire...).

[0021] Selon le cas, l'appareil de monitoring et/ou d'assistance respiratoire selon l'invention peut comprendre l'une ou plusieurs des caractéristiques techniques suivantes :

- les moyens de traitement de signal sont configurés pour :
 - i) déterminer plusieurs valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO₂ (Vmin), pendant les durées (dt) de plusieurs compressions (i.e. contractions) thoraciques successives,
 - ii) calculer les indices AOI d'ouverture successifs correspondants auxdites plusieurs valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO₂ (Vmin) et
 - iii) calculer un indice moyen AOI_{moy} à partir des indices AOI d'ouverture successifs obtenus pour les n compressions thoraciques.
- les moyens de traitement de signal sont configurés pour calculer un indice moyen AOI_{moy} à partir des indices AOI d'ouverture successifs obtenus pour n compressions thoraciques, tel que :

$$AOI_{moy} = \sum_{i=1}^n AOI(i) / n$$

où : n est un nombre entier de CT, avec n > 1.

- de préférence, les moyens de traitement de signal sont configurés pour déterminer les valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et de teneur minimale en CO₂ (Vmin) pendant la durée (dt) de chaque CT.
- les moyens de traitement de signal sont configurés pour transmettre à l'IGU, au moins une valeur d'indice AOI ou au moins une valeur d'indice moyen AOI_{moy} calculée, et l'interface graphique utilisateur est configurée pour afficher ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy}.
- l'IGU est configurée pour afficher au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} sous forme d'une valeur numérique, en particulier une valeur exprimée en pourcentage (%).
- de façon alternative, l'IGU est configurée pour afficher au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} sous forme d'une représentation graphique, par exemple un pictogramme, une courbe, un barre-graphe, un « camembert »... ou toute autre représentation.
- de préférence, l'IGU est configurée pour afficher au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} sous forme d'au moins un pictogramme, c'est-à-dire un dessin, une icône ou analogue. Par

exemple, le pictogramme peut représenter des poumons de taille variable/différente en fonction de la valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy}. Dans cet exemple, plus la valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} est élevée, donc représentative d'une ouverture importante des voies aériennes du patient, plus le pictogramme affiché (i.e. poumons) aura une taille (i.e. dimension) importante sur l'IGU, et inversement. On peut aussi prévoir un affichage du pictogramme en différentes couleurs en fonction de ladite valeur d'indice AOI ou AOI_{moy}, voire les deux, à savoir des tailles et couleurs différentes en fonction de l'indice.

- les moyens de mesure de teneur en CO₂ comprennent un capnomètre ou tout autre capteur de CO₂.
- les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont configurés pour opérer des mesures de teneur en CO₂ en continu.
- les moyens de traitement de signal comprennent au moins un microprocesseur, en particulier un microcontrôleur, mettant en œuvre au moins un algorithme.
- les moyens de traitement de signal comprennent au moins une carte électronique.
- il comprend des moyens d'alarme configurés pour se déclencher lorsqu'une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} est inférieure à un seuil donné, de préférence lorsque AOI < 0,75 (i.e. < 75%) ou AOI_{moy} < 0,75 (i.e. < 75%).
- les moyens d'alarme comprennent une alarme sonore ou visuelle.
- les moyens d'alarme comprennent une alarme visuelle et l'IGU est configurée pour afficher ladite alarme visuelle, par exemple un voyant lumineux ou analogue.
- l'IGU comprend un écran digital (i.e. numérique), de préférence un écran tactile.
- l'écran comprend plusieurs touches activant différentes fonctions et/ou plusieurs zones ou fenêtres d'affichage.
- l'écran est du type à affichage en couleurs.
- alternativement, l'écran est du type à affichage en noir et blanc ou alors permet un passage d'un affichage en couleurs à un affichage en noir et blanc de manière à opérer des économies d'énergie.
- il comprend des moyens de mémorisation pour mémoriser (i.e. enregistrer) les valeurs de teneur en CO₂, les valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et/ou les valeurs de teneur minimale en CO₂ (Vmin).
- il comprend des moyens de mémorisation coopérant avec les moyens de traitement de signal.
- les moyens de mémorisation comprennent une mémoire flash ou de type disque dur
- il comprend des moyens de mémorisation pour mémoriser (i.e. enregistrer) les valeurs d'indice AOI d'ouverture des voies respiratoires ou d'indice moyen AOI_{moy}.
- selon un premier mode de réalisation, il est choisi

- parmi les appareils de monitoring cardiaque, à savoir les moniteurs cardiaques ou les moniteurs/dé-fibrillateurs cardiaques, pouvant mesurer et afficher des mesures d'un ou plusieurs paramètres physiologiques ou signes vitaux du patient, notamment cardiaques, par exemple l'activité électrique cardiaque, i.e. électrocardiogramme (ECG), et/ou la fréquence cardiaque du patient, qui sont mesurées par des électrodes placées sur le patient ; la saturation en oxygène (SpO₂) du patient, mesurée via un capteur transcutané ; la température via un capteur de température en contact avec le corps du patient, et/ou la pression artérielle (PA) grâce à un brassard de mesure de pression artérielle.
- il est un appareil de monitoring cardiaque comprenant des moyens de mesure de l'activité cardiaque sont configurés pour opérer des mesures en continu, en particulier plusieurs électrodes venant se placer sur le corps du patient. De préférence, les électrodes sont reliées électriquement aux moyens de traitement de signal et leur transmettent des signaux cardiaques, c'est-à-dire des signaux de mesure de l'activité cardiaque du patient, en particulier l'activité électrique du cœur du patient.
 - les moyens de traitement de signal sont configurés pour traiter les signaux cardiaques provenant des moyens de mesure de l'activité cardiaque du patient.
 - l'IGU est configurée pour afficher l'activité cardiaque du patient correspond aux signaux cardiaques traités, sous forme d'au moins une valeur numérique ou d'une représentation graphique, en particulier une courbe.
 - les moyens de mesure de l'activité cardiaque du patient sont configurés pour mesurer la fréquence cardiaque, le rythme cardiaque et/ou l'activité électrique cardiaque (ECG) du patient.
 - il comprend en outre des moyens de mesure de la saturation en oxygène (SpO₂) du patient, par exemple un capteur transcutané.
 - il comprend en outre des moyens de mesure de la température corporelle du patient, par exemple un capteur de température en contact avec le corps du patient.
 - il comprend en outre des moyens de mesure de la pression artérielle (PA), par exemple un brassard de mesure de pression artérielle.
 - les moyens de mesure de l'activité cardiaque du patient sont conçus pour pouvoir délivrer au moins un choc électrique au patient, via une ou des électrodes apposées sur le patient.
 - de façon alternative, selon un deuxième mode de réalisation, il est choisi parmi les appareils de ventilation assistée, i.e. les ventilateurs médicaux, comprenant une source de gaz respiratoire, notamment d'air.
 - la source de gaz respiratoire est une micro-soufflante motorisée, encore appelée turbine ou compresseur, délivrant de l'air, éventuellement enrichi en oxygène.
 - de façon générale, le CO₂ est produit par le patient, c'est-à-dire qu'il est observable lors de l'expiration du patient ou à l'inspiration suivante lorsqu'il s'agit de CO₂ réinhalé.
 - les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont agencés de manière à opérer des mesures de concentration en CO₂ dans un conduit de gaz reliant fluidiquement l'appareil de monitoring et/ou d'assistance respiratoire au patient.
 - les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont reliés électriquement aux moyens de traitement de signal.
 - la source de gaz respiratoire est en communication fluide avec un conduit de gaz servant à véhiculer le gaz respiratoire vers le patient, i.e. jusqu'à une interface respiratoire.
 - le conduit de gaz est en communication fluide avec une interface respiratoire, encore appelée interface patient.
 - l'interface respiratoire est une sonde d'intubation endotrachéale, un masque facial ou un masque laryngé, aussi appelé dispositif supra glottique, ou tout dispositif adéquat d'administration de gaz.
 - l'interface respiratoire est de préférence une sonde d'intubation endotrachéale, couramment appelée 'sonde trachéale'.
 - les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont en amont et à proximité immédiate de l'interface respiratoire, c'est-à-dire proche de la bouche du patient.
 - selon un premier mode de réalisation, les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont agencés sur une pièce de jonction agencée en amont de l'interface respiratoire, de préférence entre l'interface respiratoire et l'extrémité aval du conduit de gaz, en particulier entre l'interface respiratoire et une pièce en Y comprenant des passages internes de gaz.
 - de préférence, les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont agencés sur une pièce de jonction comprenant un passage interne de gaz.
 - selon un deuxième mode de réalisation, les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont agencés dans l'appareil, c'est-à-dire dans la carcasse de l'appareil, en étant reliés, via un conduit de prélèvement de gaz ou analogue, à un site de prélèvement de gaz situé en amont et à proximité immédiate de l'interface respiratoire.
 - en particulier, les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont reliés fluidiquement à un site de prélèvement de gaz porté par une pièce de jonction, en particulier agencée entre l'interface respiratoire et le conduit de gaz, typiquement entre l'interface respiratoire et une extrémité aval dudit conduit de gaz.
 - la pièce de jonction est raccordée fluidiquement entre la pièce de raccordement intermédiaire, c'est-à-dire une pièce en Y, et l'interface respiratoire, typiquement une sonde trachéale ou un masque.
 - il comprend un circuit patient comprenant une branche inspiratoire permettant d'acheminer du gaz vers

- le patient.
- le circuit patient comprend en outre une branche expiratoire permettant d'évacuer le gaz expiré par le patient.
- la branche inspiratoire, la branche expiratoire et l'interface respiratoire sont en communication fluide entre elles.
- la branche inspiratoire, la branche expiratoire et l'interface patient sont connectées fluidiquement et/ou mécaniquement, directement ou indirectement, à la pièce de raccordement intermédiaire, en particulier une pièce en Y.
- les moyens de mesure de teneur en CO₂ sont agencés de manière à opérer des mesures de concentration en CO₂ à l'entrée de la branche expiratoire ou à la sortie de la branche inspiratoire du circuit de gaz.
- la branche expiratoire communique fluidiquement avec l'atmosphère pour évacuer tout ou partie du gaz expiré par le patient, en particulier le gaz riche en CO₂.
- la branche inspiratoire et/ou la branche expiratoire comprennent des tuyaux flexibles.
- de préférence, tout ou partie du conduit de gaz formant tout ou partie de la branche inspiratoire du circuit de gaz est un tuyau flexible.
- il comprend des moyens de pilotage configurés pour commander la source de gaz respiratoire et délivrer le gaz respiratoire selon des cycles ventilatoires successifs.
- chaque cycle ventilatoire comprend une phase BP pendant laquelle le gaz est délivré par la micro-soufflante à une pression dite basse ou basse pression (BP), et une phase HP pendant laquelle le gaz est délivré par la micro-soufflante à une pression dite haute ou haute pression (HP), avec HP > BP.
- la micro-soufflante est pilotée pour fournir du gaz à une pression basse (BP) comprise entre 0 et 20 cm d'eau, de préférence entre 0 et 15 cm d'eau, préférentiellement encore 0 et 10 cm d'eau.
- la micro-soufflante est pilotée pour fournir du gaz à une pression haute (HP) comprise entre 5 et 60 cm d'eau, de préférence entre 5 et 45 cm d'eau, préférentiellement encore 5 et 30 cm d'eau (avec HP > BP).
- la phase BP a une durée supérieure à la phase HP.
- la phase BP a une durée comprise entre 2 et 10 secondes, typiquement de l'ordre de 3 à 6 secondes.
- la phase HP a une durée comprise entre 0,5 et 3 secondes, typiquement de l'ordre de 1 à 2 secondes.
- la période de temps donnée (dt) est de plusieurs secondes.
- la période de temps (dt) est comprise entre 2 et 10 secondes, typiquement de l'ordre de 3 à 6 secondes.
- la période de temps (dt) correspond à la durée de la phase BP de chaque cycle ventilatoire.
- la durée totale d'un cycle ventilatoire est comprise entre 3 et 10 secondes.

- la période de temps (dt) donnée englobe plusieurs durées de compressions thoraciques et de relâchements successifs, typiquement entre 5 et 12 compressions thoraciques.
- il comprend une source de courant électrique, par exemple une batterie ou analogue, de préférence une batterie rechargeable.
- il comprend une carcasse ou coque externe rigide.
- la carcasse rigide est formée en tout ou en partie de polymère.
- l'iGU est agencée dans l'une des parois de la carcasse.
- il comprend en outre une IHM ou interface homme-machine permettant d'entrer, modifier/ajuster, sélectionner ...un ou des paramètres ventilatoires, par exemple les pressions, les durées etc....
- l'IHM comprend des moyens de réglage, par exemple un ou des boutons, touches, curseurs ou analogues.

[0022] L'invention va maintenant être mieux comprise grâce à la description détaillée suivante, faite à titre illustratif mais non limitatif, en référence aux figures annexées parmi lesquelles :

- la Figure 1 schématise un appareil de monitoring et d'assistance respiratoire selon l'invention,
- la Figure 2 est un exemple d'une courbe de teneur en CO₂ au fil du temps correspondant à des voies aériennes bien ouvertes,
- la Figure 3 est analogue à la Figure 2 mais correspondant à des voies aériennes un peu moins ouvertes que dans le cas de la Figure 2,
- la Figure 4 est analogue à la Figure 2 mais correspondant à des voies aériennes fermées ou peu ouvertes.

[0023] La Figure 1 est une représentation schématique d'un mode de réalisation d'un appareil 1 avec monitoring de la teneur en CO₂ selon l'invention, à savoir ici un ventilateur d'assistance respiratoire ou ventilateur médical servant à fournir un gaz respiratoire, typiquement de l'air ou de l'air enrichi en oxygène, à un patient pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP), c'est-à-dire à une personne en arrêt cardiaque sur laquelle un secouriste pratique un massage cardiaque, c'est-à-dire une alternance de compressions thoraciques (CT) et de relâchements (R), c'est-à-dire de non-compressions thoraciques.

[0024] Cet appareil ou ventilateur 1 comprend une source 2 de gaz respiratoire, telle une micro-soufflante motorisée, qui est en communication fluide avec un conduit de gaz 3 pour véhiculer et fournir le gaz respiratoire au patient P pendant la RCP, typiquement de l'air sous pression, via par exemple un conduit flexible 4 et une interface respiratoire 5 de distribution de gaz, tel un masque respiratoire facial ou laryngé, une sonde trachéale ou autre.

[0025] La source 2 de gaz respiratoire est commandée, c'est-à-dire pilotée, par des moyens de traitement de pilotage 6, notamment une carte électronique à microprocesseur ou analogue. Les moyens de pilotage 6 pilotent la source 2 de gaz respiratoire de manière à ce qu'elle délivre le gaz selon un ou plusieurs modes de ventilation prédéfinis et mémorisés au sein d'une mémoire 7, par exemple selon un mode ventilatoire « normal » correspondant à une ventilation d'un patient qui n'est pas ou plus en arrêt cardiaque et un mode ventilatoire « RCP » correspondant à une ventilation d'un patient qui est en arrêt cardiaque et sur lequel un secouriste entame ou pratique une RCP.

[0026] Par exemple, en mode de ventilation dédié à la RCP, la source 2 de gaz respiratoire est pilotée pour fournir de l'air selon un cycle ventilatoire comportant plusieurs niveaux de pression ou de type « BiPAP », en particulier 2 niveaux de pression comprenant un niveau de pression basse, par exemple une pression basse (BP) comprise entre environ 0 cm H₂O et 15 cm H₂O, et un niveau de pression haute, par exemple une pression haute (HP) comprise entre environ 7 cm H₂O et 40 cm H₂O. Le gaz est délivré alternativement entre ces deux niveaux de pression (BP, HP) pendant toute la réalisation de la RCP par le secouriste, c'est-à-dire pendant que le secouriste opère les CT et relâchements. La durée (D_{BP}) de fourniture du gaz à pression basse (BP) par la micro-soufflante 1 est comprise entre 2 et 10 secondes, typiquement de l'ordre de 3 à 6 secondes, alors que la durée (D_{HP}) de fourniture du gaz à pression haute (HP) est inférieure à 3 secondes, par exemple de l'ordre de 0,5 à 1,5 secondes.

[0027] La micro-soufflante 1 du ventilateur génère deux niveaux de pression, à savoir un niveau de pression haute (i.e PH) et un niveau de pression basse (i.e PB). Le massage cardiaque alternant les phases de compressions thoraciques (CTs) et de relâchements génère des pics de pression qui viennent se superposer aux cycles de pression du ventilateur. Il en résulte des pics de pression au niveau des plateaux hauts (i.e. à PH) et bas (i.e. à BP) qui reflètent les CTs avec augmentation de pression puisque le thorax s'affaisse sous la pression des CTs opérées par le secouriste, et des relâchements avec baisse de pression puisque le thorax remonte en l'absence de CT.

[0028] L'air fourni par la micro-soufflante 2 est acheminé par le conduit de gaz 3 qui forme tout ou partie de la branche inspiratoire 3a du circuit patient du ventilateur 1.

[0029] Le conduit de gaz 3 est en communication fluide avec l'interface respiratoire 5, via le tuyau flexible 4, de manière à lui fournir l'air sous pression provenant de la micro-soufflante 2. Le conduit de gaz 2 vient se raccorder à l'interface respiratoire 5 par l'intermédiaire d'une pièce de raccordement intermédiaire 8, à savoir ici une pièce en Y. Cette pièce de raccordement intermédiaire 8 en Y comprend des passages de gaz internes et est par ailleurs raccordée à une branche expiratoire

3b du circuit patient du ventilateur 1 de manière à pouvoir recueillir et convoyer les gaz riches en CO₂ expirés par le patient P et les évacuer vers l'atmosphère (en 9).

[0030] Il est également prévu des moyens de mesure 10 de teneur en CO₂, appelés capteur de CO₂ 10 ou capnomètre, conçus pour opérer des mesures de concentration en CO₂ dans les gaz expirés par le patient P et fournir des signaux de mesure de teneur en CO₂ à des moyens de traitement de signal 11 où ces signaux de mesure peuvent être traités, notamment par un (ou des) algorithme de calcul ou analogue.

[0031] Dans le mode de réalisation de la Figure 1, le capteur de CO₂ 10 est agencé près de la bouche du patient P en configuration « flux principal » (*mainstream*), c'est-à-dire en amont et à proximité immédiate de l'interface respiratoire 5, préférentiellement entre la pièce en Y 8 et l'interface respiratoire 5, e.g. une sonde trachéale.

[0032] Toutefois, le capteur de CO₂ 10 peut aussi être agencé en configuration « flux dérivé » (*sidestream*), par exemple dans la carcasse 20 de l'appareil d'assistance respiratoire 1 et est relié, via une ligne de prélèvement de gaz, telle une tubulure ou analogue, à un site de prélèvement de gaz situé en amont et à proximité immédiate de l'interface respiratoire 5, par exemple sur la pièce de jonction 18. Cette ligne de prélèvement de gaz permet d'y prélever du gaz et l'acheminer ensuite jusqu'au capteur de CO₂ 10.

[0033] Le capteur de CO₂ 10 opère des mesures en continu de la concentration en CO₂ dans les gaz expirés par le patient P, en particulier le gaz circulant au travers de la pièce Y 8, lequel gaz est enrichi en CO₂ lors de son passage dans les poumons du patient P où s'effectue des échanges gazeux.

[0034] Les signaux de mesure de teneur en CO₂ sont ensuite transmis par le capteur de CO₂ 10, par liaison électrique 13 ou analogues, notamment filaire ou autre, aux moyens de traitement de signal 11 qui comprennent préférentiellement une carte électronique 12 à microprocesseur, de préférence à microcontrôleur, mettant en œuvre un (ou plusieurs) algorithme.

[0035] Préférentiellement, les moyens de traitement de signal 11 sont reliés électriquement aux moyens de mémorisation 7, par exemple une carte mémoire ou analogue, de manière à pouvoir y enregistrer tout ou partie des valeurs de teneur en CO₂ mesurées au fil du temps, en particulier pendant les CTs.

[0036] Il est à noter que, selon le mode de réalisation choisi, les moyens de traitement de signal 11 et les moyens de pilotage 6 peuvent être confondus, agencés sur ou comprendre une même carte électronique, ou alors agencés ou comprendre des cartes électroniques distinctes.

[0037] Dans le cadre de la présente invention, le monitoring d'un indice AOI revêt une grande importance car il permet d'informer en temps réel, le secouriste de l'ouverture ou non des voies aériennes et donc si les CTs successives opérées par le secouriste génèrent du débit ventilatoire ou non chez le patient P.

[0038] Plus précisément, les moyens de traitement de signal 11 sont configurés pour :

- a) déterminer au moins une valeur de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et au moins une valeur de teneur minimale en CO₂ (Vmin), pendant au moins une durée (dt) d'au moins une compression thoracique (CT), et
- b) calculer au moins un indice AOI d'ouverture des voies respiratoires tel que :

$$AOI = (V_{max} - V_{min}) / V_{max}$$

[0039] De préférence, les moyens de traitement de signal 11 sont configurés pour :

- i) déterminer plusieurs valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO₂ (Vmin), pendant les durées (dt) de n compressions thoraciques (avec n > 1) successives,
- ii) calculer les indices AOI d'ouverture successifs, comme ci-dessus, correspondants aux valeurs de teneur maximale en CO₂ (Vmax) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO₂ (Vmin) et
- iii) calculer un indice moyen AOI_{moy} à partir des indices AOI d'ouverture successifs obtenus pour les n compressions thoraciques, avec :

$$AOI_{moy} = \sum_{i=1}^n AOI(i) / n \quad \text{où : } n \text{ est un nombre entier de CT, avec } n > 1.$$

[0040] Les moyens de mémorisation 7 peuvent également enregistrer tout ou partie des valeurs d'indice AOI et d'indice moyen AOI_{moy} calculées par les moyens de traitement de signal 11.

[0041] Plus généralement, il a été constaté en pratique que les indices AOI et préférentiellement AOI_{moy} reflètent l'ouverture des voies respiratoires du patient, pendant le massage cardiaque, et permettent d'informer, en temps réel, le(s) secouriste(s) de l'ouverture ou non de ces voies aériennes. Cette information est très utile au secouriste pour savoir si les insufflations d'air qu'il pratique pendant le massage cardiaque sont efficaces ou non, c'est-à-dire si l'air arrive bien ou non jusqu'aux petites voies aériennes intra-pulmonaires.

[0042] A cette fin, l'appareil 1 de l'invention comprend en outre au moins une interface graphique utilisateur ou IGU 14, tel un écran digital (e.g. couleurs, noir et blanc, ou les deux), de préférence un écran tactile, qui est reliée électriquement aux moyens de traitement de signal 11, lesquels sont configurés pour transmettre à l'IGU 14, la (ou les) valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} ayant été calculés comme expliqué ci-avant.

[0043] L'IGU 14 est configurée quant à elle pour afficher cette valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy}. En d'autres termes, l'IGU 14 affiche l'indice sous forme

soit d'une valeur numérique, de préférence exprimée sous forme d'un pourcentage, soit d'une (ou plusieurs) représentation graphique 16, ou les deux. Comme exemples de représentation graphique 16, on peut citer un pictogramme, c'est-à-dire un dessin ou analogue, un bar-graphe, une courbe, un « camembert », par exemple une icône ou analogue représentant des poumons dont la taille et/ou la couleur varie en fonction de la valeur de l'indice AOI ou AOI_{moy} ayant été déterminée.

[0044] La représentation graphique 16 peut être différente en fonction de la valeur de l'indice affiché afin d'en faciliter l'interprétation ou la compréhension par le secouriste, en particulier avoir une taille proportionnelle à la valeur de l'indice à afficher et/ou une couleur différente selon la valeur de l'indice à afficher.

[0045] Par exemple, on peut afficher un dessin représentant des poumons :

- de petite taille, et par exemple de couleur rouge, pour des valeurs d'indice AOI ou AOI_{moy} inférieures à une valeur-seuil préfixée, par exemple < 0,75 (ou 75%),
- de taille moyenne, et par exemple de couleur orange, pour des valeurs d'indice AOI ou AOI_{moy} entre 0,75 et 0,9 (ou 75% à 90%), et
- de plus grande taille, et par exemple de couleur verte, pour des valeurs d'indice AOI ou AOI_{moy} inférieures à une valeur-seuil haute préfixée, par exemple > 0,9 (ou 90%).

[0046] On peut aussi prévoir des moyens d'alarme sonore ou visuelle configurés pour se déclencher lorsqu'une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} est inférieure à un seuil d'alerte donné, de préférence lorsque AOI < 0,75 (i.e. < 75%) ou AOI_{moy} < 0,75 (i.e. < 75%), de préférence une alarme visuelle et l'IGU 14 est configurée pour afficher ladite alarme visuelle.

[0047] Une source de courant électrique 15, telle une batterie rechargeable ou analogue, alimente, directement ou indirectement, en courant électrique les moyens de traitement de signal 11 et les moyens de pilotage 6, la micro-soufflante 2, l'IGU 14 et tout autre élément de l'appareil, notamment les moyens de mémorisation 7. La source de courant électrique 15 est préférentiellement agencée dans la carcasse 20 du ventilateur.

[0048] L'appareil 1 selon la présente invention est particulièrement adapté à une mise en œuvre pendant une réanimation cardio-pulmonaire (RCP) sur une personne (i.e. un patient) en arrêt cardio-pulmonaire, dans le cadre de laquelle un gaz respiratoire, tel de l'air sous pression, est fourni selon un cycle ventilatoire à plusieurs niveaux de pression à ladite personne subissant le massage cardiaque avec alternance de compressions thoraciques et de relâchements. Pour faciliter son transport par les secouristes, par exemple un médecin, un infirmier, un pompier ou analogue, le ventilateur de l'invention est préférentiellement agencé dans un sac de transport.

[0049] L'appareil 1 selon la présente invention peut être un ventilateur médical, comme décrit ci-avant, ou

alors un moniteur ou un moniteur cardiaque/défibrillateur cardiaque permettant de suivre, en outre l'activité cardiaque du patient, notamment via des électrodes, et éventuellement de lui délivrer des chocs électriques.

[0050] Les Figures 2 à 4 illustrent la présente invention.

[0051] Plus précisément, les Figures 2 et 3 sont des exemples de courbes de teneur en CO₂ au fil du temps correspondant à des voies aériennes totalement ouvertes (Fig. 2) ou presque totalement ouvertes (Fig. 3), c'est-à-dire très légèrement refermées par rapport à celles de la Figure 2.

[0052] Comme on le voit, ces courbes comprennent des pics de CO₂ qui se produisent lors des CTs opérées par le secouriste sur le patient P, pendant le massage cardiaque. La teneur en CO₂ est exprimée ici en mmHg, i.e. pression partielle de CO₂ (mmHg) dans le gaz; toutefois, la teneur en CO₂ pourrait être exprimée avec une autre grandeur, par exemple un % en volume, un % molaire ou autre.

[0053] Chaque pic de teneur en CO₂ se caractérise par une valeur haute (CO₂max) et une valeur basse (CO₂ min) correspondant aux valeurs maximale V_{max} et minimale V_{min} de teneur en CO₂ utilisées pour déterminer les indices AOI et AOI_{moy}. L'amplitude ΔCO₂ de chaque pic correspond à la différence V_{max}-V_{min} pendant chaque CT réalisée pendant le massage cardiaque.

[0054] Sur la Figure 2, la valeur minimale de teneur en CO₂ est égale à 0 donc l'indice AOI est égal à 1, soit 100%, ce qui correspond à des voies aériennes totalement ouvertes pour lesquelles les transferts gazeux sont optimaux dans les poumons du patient.

[0055] Par ailleurs, sur la Figure 3, on voit que, dans ce cas, la valeur minimale de teneur en CO₂ est proche de 0, donc l'indice AOI est proche ou très proche de 1, par exemple de l'ordre de 90 à 99% environ, ce qui correspond à des voies aériennes presque totalement ouvertes pour lesquelles les transferts gazeux sont encore très bons.

[0056] À l'inverse, on a illustré sur la Figure 4, une courbe de CO₂ obtenue pour un patient aux voies aériennes fermées pour lesquelles les échanges gazeux sont mauvais. Comme on le voit, dans ce cas, l'amplitude ΔCO₂ de chaque pic, qui correspond à la différence V_{max}-V_{min}, est très faible, c'est-à-dire que les valeurs haute (CO₂max) et basse (CO₂min) sont proches, donc la différence (V_{max}-V_{min}) tend vers 0. On a dans ce cas, une valeur d'indice AOI faible, par exemple inférieure à 0,2 (i.e. < 20%).

[0057] On comprend immédiatement qu'en fournissant au secouriste cette valeur d'indice AOI pour chaque pic, c'est-à-dire chaque CT, ou alors une valeur moyenne AOImoy sur plusieurs CTs, c'est-à-dire correspond à plusieurs pics successifs, il peut avoir immédiatement une bonne idée de l'état d'ouverture des voies aériennes du patient et agir en conséquence.

[0058] Le fait de connaître plus précisément l'état d'ouverture des voies aériennes, i.e. l'indice AOI selon l'invention, permet au secouriste d'avoir une meilleure

information sur la ventilation dite « efficace » du patient, c'est-à-dire la quantité de ventilation qui arrive jusqu'aux alvéoles et qui participe donc aux échanges gazeux à travers la membrane alvéolo-capillaire du patient. En effet, c'est cette ventilation dite « efficace » du patient qui permet de ré-oxygéner efficacement le sang du patient et de l'épurer du CO₂ qu'il contient et ce, par diffusion au travers de la membrane alvéolo-capillaire des poumons du patient.

[0059] En connaissant cet indice AOI, l'utilisateur, typiquement le secouriste, peut décider d'ajuster la ventilation en modifiant tout ou partie des paramètres ventilatoires, lorsqu'il constate qu'elle n'est pas assez efficace, c'est-à-dire que la réoxygénation du sang du patient n'est pas suffisante.

[0060] En d'autres termes, grâce à la connaissance de l'indice AOI de l'invention, l'utilisateur peut opérer différents réglages du dispositif médical, en particulier du ventilateur servant à fournir du gaz respiratoire au patient, afin d'opérer une ventilation la plus efficace possible pour le patient. Cette information sur l'état d'ouverture des voies aériennes permet aussi au secouriste de prendre des décisions thérapeutiques, notamment sur la poursuite ou l'arrêt de la réanimation cardiopulmonaire (RCP) réalisée sur le patient.

Revendications

1. Appareil (1) de monitoring et/ou d'assistance respiratoire, utilisable pendant une réanimation cardiopulmonaire (RCP) comprenant des compressions thoraciques successives de durée (dt) réalisées sur le patient et des relâchements, comprenant :

- des moyens de mesure de teneur en CO₂ (10) pour opérer des mesures de concentration en CO₂ produit par le patient pendant la réanimation cardio-pulmonaire (RCP), et fournir des signaux de mesure de teneur en CO₂ à des moyens de traitement de signal (11),
 - des moyens de traitement de signal (11) configurés pour traiter les signaux de mesure de teneur en CO₂ provenant des moyens de mesure de teneur en CO₂ (10), et
 - au moins une interface graphique utilisateur (IGU) (14),
- caractérisé en ce que** les moyens de traitement de signal (11) sont configurés pour :

- a) déterminer au moins une valeur de teneur maximale en CO₂ (V_{max}) et au moins une valeur de teneur minimale en CO₂ (V_{min}), pendant au moins une durée (dt) d'au moins une compression thoracique (CT), et
- b) calculer au moins :

- un indice AOI d'ouverture des voies

respiratoires tel que :

$$AOI = (V_{max} - V_{min}) / V_{max}$$

ou

- un indice moyen AOI_{moy} à partir de plusieurs indices AOI d'ouverture successifs obtenus pendant les durées (dt) de n compressions thoraciques (avec $n > 1$) successives, et

c) transmettre à ladite interface graphique utilisateur (14), au moins une valeur d'indice AOI ou au moins une valeur d'indice moyen AOI_{moy} , et

- l'interface graphique utilisateur (14) est configurée pour afficher ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} , ou une représentation graphique (16) de ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} .

2. Appareil selon la revendication précédente, **caractérisé en ce que** les moyens de traitement de signal (11) sont configurés pour :

i) déterminer plusieurs valeurs de teneur maximale en CO_2 (V_{max}) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO_2 (V_{min}), pendant les durées (dt) de n compressions thoraciques (avec $n > 1$) successives,

ii) calculer les indices AOI d'ouverture successifs correspondants aux dites plusieurs valeurs de teneur maximale en CO_2 (V_{max}) et plusieurs valeurs de teneur minimale en CO_2 (V_{min}) et
iii) calculer un indice moyen AOI_{moy} à partir des indices AOI d'ouverture successifs obtenus pour les n compressions thoraciques.

3. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** les moyens de traitement de signal (11) sont configurés pour calculer un indice moyen AOI_{moy} à partir des indices AOI d'ouverture successifs obtenus pour n compressions thoraci-

ques, tel que :
$$AOI_{moy} = \sum_{i=1}^n AOI(i) / n$$

où : n est un nombre entier de CT, avec $n > 1$.

4. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** l'interface graphique utilisateur (14) est configurée pour afficher ladite au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} exprimée sous forme d'une valeur numérique, en particulier d'un pourcentage (%).

5. Appareil selon l'une des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que** l'IGU (14) est configurée pour afficher au moins une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} sous forme d'une représentation graphique (16) choisie parmi un pictogramme, une courbe, un barre-graphe ou un « camembert ».

6. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** les moyens de mesure de teneur en CO_2 (10) comprennent un capnomètre, de préférence les moyens de mesure de teneur en CO_2 (10) sont configurés pour opérer des mesures de teneur en CO_2 en continu.

7. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** les moyens de traitement de signal (11) comprennent au moins un microprocesseur (12), en particulier mettant en œuvre au moins un algorithme.

8. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce qu'il** comprend des moyens d'alarme configurés pour se déclencher lorsqu'une valeur d'indice AOI ou d'indice moyen AOI_{moy} est inférieure à un seuil donné, de préférence lorsque $AOI < 0,75$ (i.e. < 75%) ou $AOI_{moy} < 0,75$ (i.e. < 75%).

9. Appareil selon la revendication 8, **caractérisé en ce que** les moyens d'alarme comprennent une alarme sonore ou visuelle, de préférence une alarme visuelle et l'IGU (14) est configurée pour afficher ladite alarme visuelle.

10. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** l'IGU (14) comprend un écran digital, de préférence un écran tactile.

11. Appareil selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce qu'il** est choisi parmi les appareils de ventilation assistée (i.e. ventilateurs médicaux) comprenant une source (2) de gaz respiratoire, en particulier une micro-soufflante.

12. Appareil selon l'une des revendications 1 à 10, **caractérisé en ce qu'il** est choisi parmi les moniteurs cardiaques ou les moniteurs/défibrillateurs cardiaques.

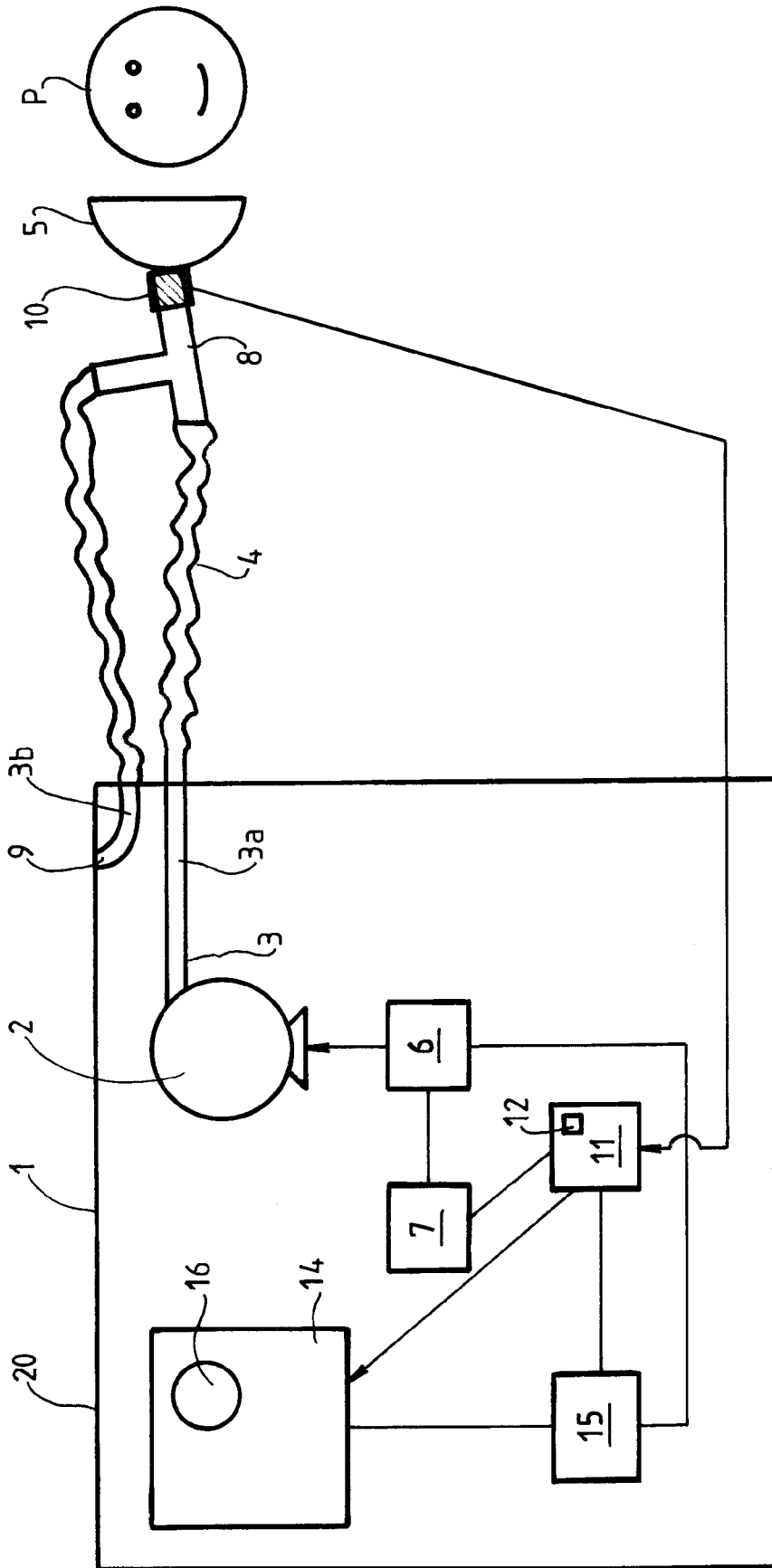


FIG. 1

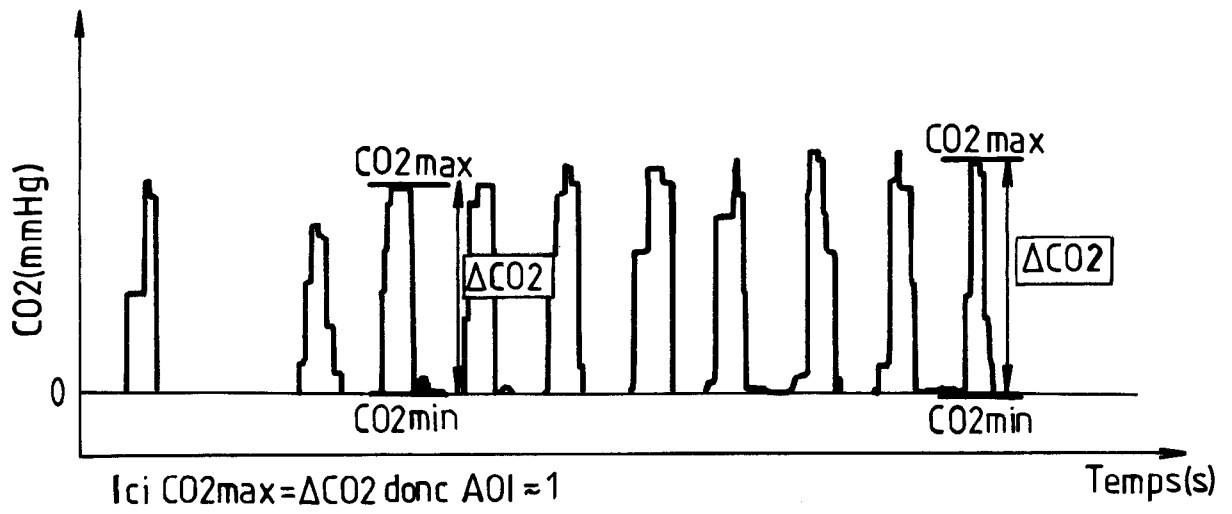


FIG. 2

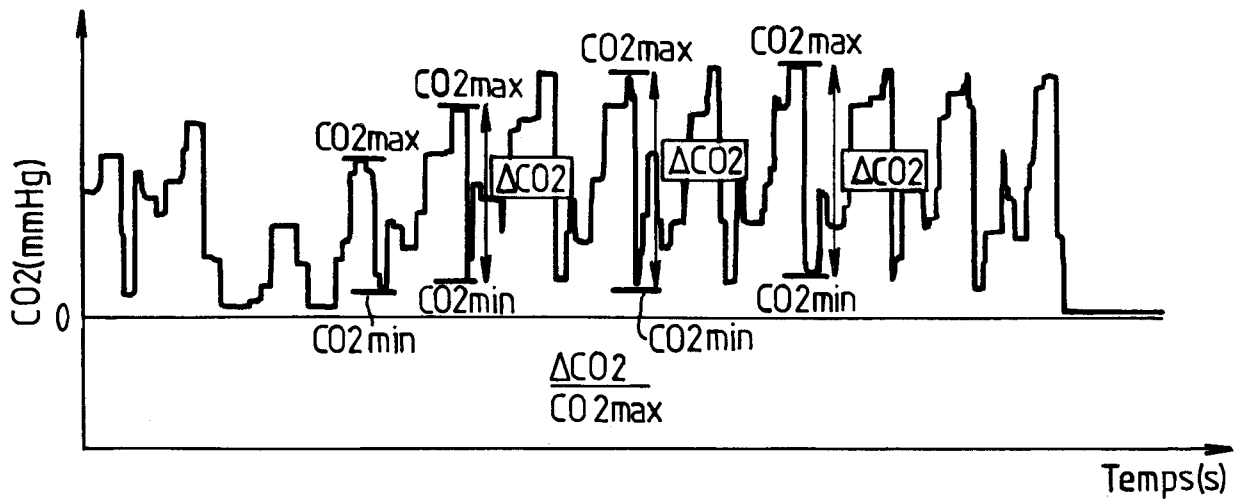


FIG. 3

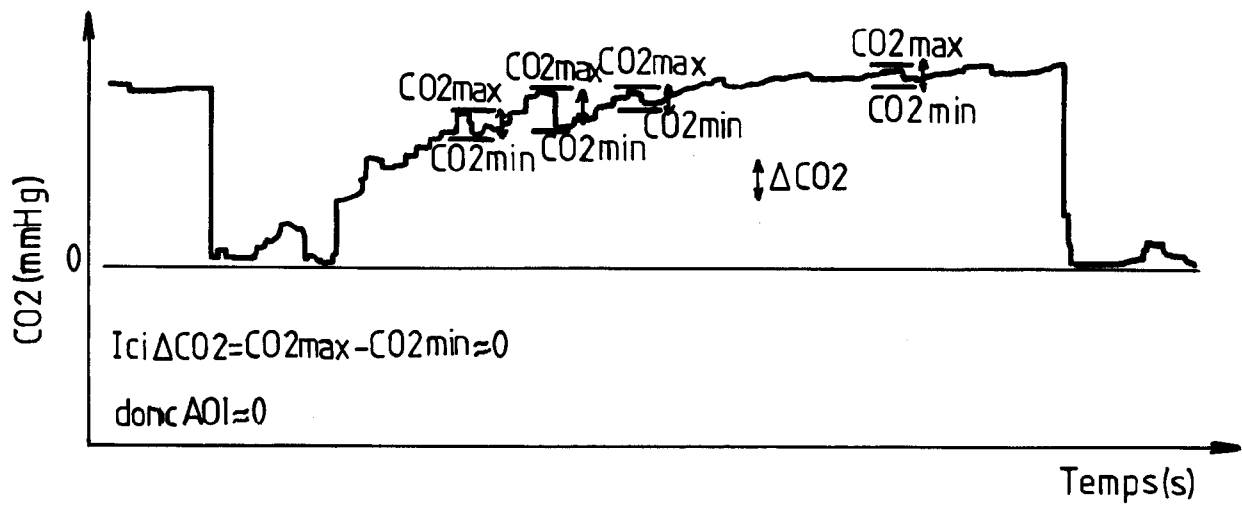


FIG. 4



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 19 19 7438

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
A,D	US 2016/287170 A1 (RONEN MICHAL [IL] ET AL) 6 octobre 2016 (2016-10-06) * alinéas [0007], [0009], [0031], [0058], [0072], [0073], [0096]; figure 6 *	1-12	INV. A61B5/00 A61H31/00 A61B5/08
A	----- WO 2010/059049 A2 (EMERGENCY PULMONARY CARE B V [NL]; LUGTIGHEID GERARDUS WILHELMUS [NL]) 27 mai 2010 (2010-05-27) * figure 1 * * page 2, ligne 20 - ligne 28 * * page 5, ligne 6 - page 6, ligne 5 * * page 10, ligne 17 - page 11, ligne 26 *	1-12	
A,D	----- WO 2014/072981 A1 (INOVYTEC MEDICAL SOLUTIONS LTD [IL]) 15 mai 2014 (2014-05-15) * page 8, ligne 8 - ligne 14 *	1-12	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
			A61B A61H
1 Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche La Haye		Date d'achèvement de la recherche 11 décembre 2019	Examineur Chau, Thoi Dai
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES 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		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	

EPO FORM 1503 03.02 (P04C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 19 19 7438

5 La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

11-12-2019

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2016287170 A1	06-10-2016	AUCUN	
WO 2010059049 A2	27-05-2010	NL 2002225 C2 WO 2010059049 A2	21-05-2010 27-05-2010
WO 2014072981 A1	15-05-2014	CN 104955509 A IL 223004 A JP 2016506251 A US 2015297903 A1 WO 2014072981 A1	30-09-2015 31-01-2017 03-03-2016 22-10-2015 15-05-2014

EPO FORM P0480

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82

RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

Documents brevets cités dans la description

- EP 3093498 A **[0002]**
- EP 2947328 A **[0002]**
- EP 2986856 A **[0002]**
- EP 2954213 A **[0002]**
- EP 2102504 A **[0002]**
- US 20160287170 A **[0003]**
- WO 14072981 A **[0014]**
- US 2016133160 A **[0014]**
- US 2012016279 A **[0014]**

专利名称(译)	用于心肺再通的监测或通气设备，并确定呼吸指数		
公开(公告)号	EP3639735A1	公开(公告)日	2020-04-22
申请号	EP2019197438	申请日	2019-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	液体空气医疗系统公司		
申请(专利权)人(译)	液空医疗系统		
当前申请(专利权)人(译)	液空医疗系统		
[标]发明人	RICHARD JEAN CHRISTOPHE RIGOLLOT MARCEAU		
发明人	RICHARD, JEAN-CHRISTOPHE RIGOLLOT, MARCEAU BADAT, BILAL		
IPC分类号	A61B5/00 A61H31/00 A61B5/08		
CPC分类号	A61M16/0066 F04D25/08 A61B5/082 A61M16/00 A61M16/0003 A61M16/0051 A61M2205/33 A61M2230/43 A61M2230/005 A61B5/4848 A61B5/72 A61B5/742 A61H31/005 A61H31/006 A61H2033 /145 A61H2201/5007 A61H2201/5043 A61H2230/206 A61B5/0836 A61M16/024 A61M2230/432		
优先权	2018059509 2018-10-15 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种监视和/或呼吸辅助设备，该设备可以在心肺复苏（CPR）期间以连续的胸部持续按压（dt）的方式在患者身上进行放松使用，该设备包括CO₂含量测量传感器（10）图形用户界面（14）和信号处理系统（11），配置为以确定至少一个最大CO₂含量值（V_{max}）和至少一个最小CO₂含量值的方式处理CO₂含量测量信号（V_{min}），在至少一次胸部收缩的至少一个持续时间（dt）内，然后根据CO₂含量值计算至少一个气道开放指数AOI或平均指数AOI_{mean}。所述一个或多个索引以数值或图形表示，特别是曲线或象形图的形式显示在GUI上。

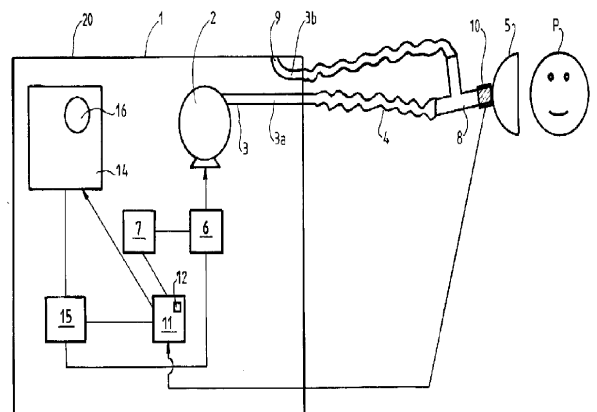


FIG.1