

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 09.05.01.

30 Priorité : 13.05.00 DE 10023655.

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 23.11.01 Bulletin 01/47.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : DRAGER MEDIZINTECHNIK GMBH
Gesellschaft mit beschränkter Haftung — DE.

72 Inventeur(s) : ENGEL DIETER, KUNZ RAINER,
LANDICH RAINER MARIA et LEYER THOMAS.

73 Titulaire(s) :

74 Mandataire(s) : GERMAIN ET MAUREAU.

54 DETECTEUR DE COURANT RESPIRATOIRE.

57 La présente invention concerne un détecteur de cou-
rant respiratoire, comportant:

a) un boîtier (1) dans lequel sont montés deux filaments
identiques,

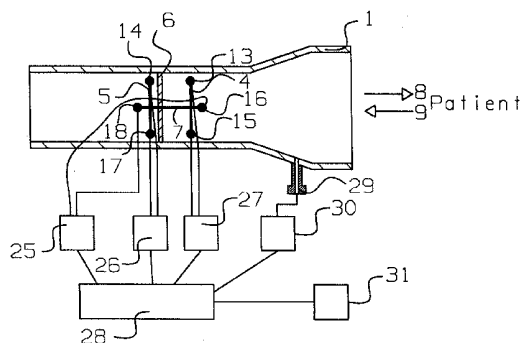
b) les premier et deuxième filaments (4, 5) pouvant, cha-
cun, être chauffés,

c) un corps soumis à la résistance de l'air (6) monté à
proximité du deuxième filament (5)

d) un troisième filament (7) monté dans le boîtier (1), à
distance des premier et deuxième filaments (4, 5) et servant
à déterminer la température du courant respiratoire,

e) une unité centrale de commande et d'évaluation (28)
raccordée à des sources de courant (26, 27) et à un dispo-
sitif de mesure (25) et compensant une modification de la
température du courant respiratoire, captée au moyen du
troisième filament (7), en faisant varier le courant chauffant
à travers les premier et deuxième filaments (4, 5),

f) l'unité centrale de commande et d'évaluation (28) indi-
quant, à partir de la mesure des courants chauffants à tra-
vers les premier et deuxième filaments (4, 5), l'intensité et la
direction du courant respiratoire.



La présente invention concerne un détecteur de courant respiratoire.

Un détecteur de courant respiratoire de ce type est connu par le document DE 34 37 595 C1. L'opération de mesure qui y est décrite repose sur le principe qu'une tête de mesure montée dans la conduite d'air respiratoire d'un patient, présente un premier capteur de température situé dans la zone d'influence sur l'écoulement d'un corps soumis à la résistance de l'air, ainsi qu'un deuxième capteur situé en-dehors de la zone d'influence sur l'écoulement. Les deux capteurs de température sont maintenus à une température de travail définie, supérieure à la température du gaz respiratoire, au moyen de circuits électroniques de régulation de la température séparés. Grâce à un appareil de mesure et à une évaluation adaptée, le refroidissement de l'un des capteurs de température, qui intervient lors de la respiration ou de l'assistance respiratoire d'un patient, et qui sert à réguler la température du courant respiratoire, est calculé et sert de valeur pour le courant volumique du gaz respiratoire. Si l'on soustrait les valeurs d'apport d'énergie des deux capteurs de température, il est possible de déterminer la direction d'écoulement du gaz respiratoire, car le premier capteur de température associé à l'une des directions d'écoulement du gaz respiratoire est plus refroidi que dans la direction inverse, tandis que le deuxième capteur de température ne subit pratiquement pas l'influence de la direction d'écoulement du gaz respiratoire.

Des capteurs de courant respiratoire de ce type sont installés dans la conduite d'air respiratoire d'appareils d'assistance respiratoire ou d'appareils d'anesthésie, en direction du patient, et servent à la mesure bidirectionnelle du débit de gaz (pour l'inspiration et l'expiration). En fonction de l'application, c'est-à-dire par exemple selon qu'il s'agit d'assistance respiratoire pour des nouveau-nés ou pour des adultes, en fonction de l'endroit où le dispositif sera monté, ainsi que de la section transversale des composants de la conduite respiratoire faisant directement suite au capteur de courant respiratoire, il convient de monter un détecteur de courant respiratoire dans des conditions différentes.

L'avantage essentiel qu'apportent le détecteur de courant respiratoire connu, ainsi que le détecteur de courant respiratoire selon l'invention, est l'ampleur de la plage de mesure qui permet de mesurer, à l'aide d'un détecteur, des rapports de courants volumiques du gaz allant de 1 : 100

jusqu'à approximativement 1 : 1000, c'est-à-dire, par exemple des courants volumiques du gaz de 0,5 litre par minute jusqu'à 150 litres par minute.

Un inconvénient important présenté par les détecteurs de courant respiratoire identifiant la direction, connus jusqu'à présent, et qui reposent sur le principe de filaments chauffants, réside dans le fait que la température du courant respiratoire n'est pas prise en compte lors de la mesure du courant respiratoire, de sorte que le courant volumique du gaz ou la masse du flux gazeux est mesuré(e), ou déterminé(e), avec des erreurs. En particulier dans le cas d'une mesure du courant respiratoire en direction ou en provenance du patient, effectuée à proximité de celui-ci, il est possible de constater des erreurs de mesure relativement importantes, car la température du courant respiratoire expiré par le patient est, en général, supérieure à celle du courant inspiré et doit être prise en compte lors de l'évaluation de la mesure.

Un autre inconvénient réside dans le fait que les filaments sont chauffés – et ceci était nécessaire jusqu'à présent – à une température de service relativement élevée, par exemple de 700 degrés Celsius et que, lorsqu'ils sont utilisés dans des appareils d'anesthésie, ce phénomène décompose l'anesthésique, ce qui peut provoquer la production de produits de dédoublement indésirables, voire toxiques.

L'invention a pour but de fournir un détecteur de courant respiratoire équipé de filaments chauffants, dont la précision de mesure est améliorée, et qui est adapté à fonctionner à de faibles températures de service, même dans des appareils d'anesthésie, et dans le cas d'une mesure effectuée à proximité du patient.

Ce but est atteint grâce à la construction suivante.

a) dans un boîtier traversé par le courant respiratoire sont montés deux filaments identiques, un premier et un deuxième, de façon espacée l'un par rapport à l'autre

b) les premier et deuxième filaments pouvant, chacun, être chauffés par une source de courant qui leur est associée,

c) un corps soumis à la résistance de l'air est monté à proximité du deuxième filament

d) un troisième filament est monté dans le boîtier, à distance des premier et deuxième filaments et sert à déterminer la température du courant respiratoire par l'intermédiaire d'un dispositif de mesure associé, destiné à la résistance électrique variable avec la température,

e) une unité centrale de commande et d'évaluation est raccordée aux sources de courant et au dispositif de mesure et compense une modification de la température du courant respiratoire, captée au moyen du troisième filament, en faisant varier le courant chauffant à travers les premier et deuxième filaments, de sorte que ces filaments, de sorte que ces filaments
5 présentent une température de service définie, supérieure à la température du courant respiratoire, et

f) l'unité centrale de commande et d'évaluation indique, à partir de la mesure des courants chauffants à travers les premier et deuxième filaments,
10 l'intensité et la direction du courant respiratoire qui circule à travers le boîtier.

Avantageusement, l'unité de commande et d'évaluation est reliée à un analyseur de gaz destiné à déterminer la composition et la concentration du courant respiratoire mesuré, de sorte que l'intensité du courant respiratoire est déterminée par l'unité d'évaluation de façon spécifique pour chaque gaz.

15 Selon un mode de réalisation de l'invention, l'unité de commande et d'évaluation est raccordée, du côté de la sortie, à l'unité de commande (31) d'un appareil d'assistance respiratoire ou d'anesthésie.

Suivant une possibilité, les premier et deuxième filaments sont montés de façon sensiblement parallèle l'un à l'autre.

20 Suivant une autre possibilité, le troisième filament est monté de façon sensiblement parallèle à la direction du courant respiratoire dans le boîtier.

De façon préférée, le corps soumis à la résistance de l'air est monté entre le premier et le deuxième filament.

25 De façon avantageuse, le deuxième filament et le corps soumis à la résistance de l'air forment un plan à distance du premier filament.

Avantageusement, les filaments sont maintenus au moyen de chevilles.

De préférence, le troisième filament présente un élément formant
30 résistance électrique variable avec la température.

Suivant une possibilité, les premier et deuxième filaments présentent une température de service constante de 140 à 180 degrés Celsius, supérieure à celle du courant respiratoire.

Un avantage essentiel apporté par l'invention réside dans la nature
35 compacte du dispositif, dépourvu de composants mobiles, ce qui permet de le monter à proximité du patient, sur le tube qui conduit à ce dernier, ou sur le

masque d'assistance respiratoire d'un patient. Il est particulièrement souhaitable de monter le dispositif à proximité du patient car les fuites ou les éventuels volumes tampon, dans l'appareil d'assistance respiratoire ou dans l'appareil d'anesthésie, ne jouent ainsi aucun rôle et ne peuvent fausser la
5 mesure.

Un exemple d'exécution de l'invention va maintenant être expliqué à l'aide des figures.

La figure 1 est une représentation schématique, vue de dessus, d'un détecteur de courant respiratoire selon l'invention, ainsi que de ses
10 composants les plus importants et

la figure 2 est une vue en coupe longitudinale, perpendiculairement à la vue de dessus de la figure 1, du détecteur de courant respiratoire.

A l'intérieur d'un boîtier 1 en métal ou en matière synthétique, traversé par un courant respiratoire en direction du patient et en provenance du patient (flèches 8 et 9), sont montés deux filaments 4, 5 identiques, un premier
15 et un deuxième, d'une longueur, respectivement, d'approximativement 4 millimètres et d'un diamètre de 15 micromètres, qui sont espacés l'un par rapport à l'autre d'approximativement 4 millimètres. Les premier et deuxième filaments 4, 5, qui sont constitués en platine ou en alliage de platine, sont
20 susceptibles d'être chauffés par des sources de courant 26, 27 qui leur sont respectivement associées. Un corps 6 soumis à la résistance de l'air est monté entre les premier et deuxième filaments 4, 5 et à proximité du deuxième filament 5, de sorte que l'écart entre les deux filaments 4, 5 est nettement plus grand que l'écart entre le corps 6 soumis à la résistance de l'air et le deuxième
25 filament 5. Dans l'exemple d'exécution, l'écart entre le corps 6 soumis à la résistance de l'air et le deuxième filament 5 est d'approximativement 0,5 millimètre. Un troisième filament 7 est monté à distance du premier et du deuxième filament 4, 5, dans la direction longitudinale du boîtier 1 et sert à déterminer et à compenser la température du courant respiratoire, au moyen
30 d'un dispositif de mesure 25 de la résistance électrique, laquelle dépend de la température. Une unité centrale de commande et d'évaluation 28 est reliée aux sources de courant 26, 27, au dispositif de mesure 25 et à un analyseur de gaz 30 servant à déterminer la composition et la concentration des composants gazeux du courant respiratoire mesuré. L'unité centrale de commande et
35 d'évaluation 28 compense une modification de température du courant respiratoire, captée au moyen du troisième filament 7 en faisant varier le

courant chauffant, par l'intermédiaire des premier et deuxième filaments 4, 5, de sorte que les deux filaments 4, 5 présentent une température de service définie, constamment supérieure à la température du courant respiratoire. L'unité centrale de commande et d'évaluation 28 contient des paires de valeurs caractéristiques, préalablement déterminées et stockées dans l'unité, concernant le courant volumique du gaz et la tension électrique mesurée, associée, du premier filament 4. Lors de l'opération de mesure, la tension de mesure détectée, qui sert à fournir la puissance électrique de chauffage du premier filament 4, est déterminée en continu et, sur la base des paires de valeurs en mémoire, est affichée et/ou extraite par l'unité de commande et d'évaluation 28 comme valeur de courant volumique du gaz associée.

Dans le courant respiratoire, la température du gaz varie, dans la pratique, entre, par exemple, 20 degrés Celsius pour le gaz inspiré et, par exemple, 35 degrés Celsius pour le gaz expiré, c'est-à-dire que la différence de température est d'approximativement 15 degrés Celsius. Dans les détecteurs de courant respiratoire connus jusqu'à présent, une température de service des filaments 4, 5 supérieure d'approximativement 700 degrés Celsius à la température du gaz respiratoire est produite, de sorte que les variations de température du gaz respiratoire mentionnées ci-dessus entraînent une erreur de mesure relative, inférieure à 5 % et acceptable, de ce fait.

Le détecteur de courant respiratoire selon l'invention fonctionne avec une température de service d'approximativement 150 degrés Celsius seulement, de sorte que, d'une part, les gaz anesthésiants ne sont pas décomposés et que, d'autre part, la durée de vie des filaments chauffés et, par conséquent, la durée d'utilisation du détecteur de courant respiratoire sont prolongées. La faible température de service souhaitée a cependant pour conséquence que l'erreur de mesure relative du courant volumique du gaz indiqué est d'une importance inacceptable, en raison des variations de la température du gaz respiratoire. En conséquence, il convient de tenir compte des variations de température du gaz respiratoire lorsqu'on mesure le courant respiratoire. A cet effet, le troisième filament 7 est équipé d'une résistance électrique variable avec la température, se présentant par exemple sous la forme d'un élément formant résistance. Le dispositif électronique de mesure mesure la résistance électrique et produit un signal proportionnel à la variation de température. L'unité centrale de commande et d'évaluation 28, à l'aide de ce signal et par l'intermédiaire des sources de courant 26, 27, commande la

température des filaments 4, 5 de telle sorte que la différence de température entre la température instantanée du gaz respiratoire et la température du filament chauffant soit tout le temps constante, c'est-à-dire qu'il y a compensation de la température.

5 Les signaux de mesure des filaments 4, 5 dépendent fortement de la conductibilité thermique du mélange gazeux, qui dépend de la composition du gaz respiratoire. Afin de compenser ce phénomène, on mesure la composition instantanée du gaz et la concentration des composants gazeux. A cet effet, un échantillon de gaz respiratoire est prélevé en continu, au moyen
10 d'une pompe, par exemple par l'intermédiaire d'un connecteur Luer 29 monté sur le détecteur de courant respiratoire, et cet échantillon est analysé dans un analyseur de gaz 30. Un analyseur de gaz 30 de ce type repose, en particulier, sur le principe d'une mesure optique d'absorption de lumière par infrarouge, et permet de déterminer les composants gazeux et leur concentration dans un
15 mélange de gaz respiratoire.

Dans l'unité centrale de mesure et d'évaluation 28 sont mémorisées des valeurs de correction pour le courant respiratoire mesuré, c'est-à-dire le courant volumique du gaz, en fonction de la composition mesurée et de la concentration des composants gazeux, de sorte que le
20 courant respiratoire mesuré, après avoir été corrigé, est affiché ou envoyé à l'unité de commande 31 d'un appareil d'anesthésie, par exemple. Dès que le courant respiratoire mesuré d'un patient dépasse une valeur seuil prédéterminée, mémorisée dans l'unité de commande et d'évaluation 28, qui est par exemple de 2 litres par minute, dans la direction de l'inspiration, l'unité
25 de commande et d'évaluation 28 envoie un signal déclencheur à l'unité de commande 31 de l'appareil d'anesthésie. L'appareil d'anesthésie réagit à ce signal par une augmentation de la pression, suivant un modèle respiratoire du gaz respiratoire fourni, qui est programmé et dépendant du temps, afin de soutenir les efforts respiratoires du patient.

30 Dans l'exemple d'exécution, le corps 6 soumis à la résistance de l'air présente un diamètre de 0,8 millimètres, se présente sous la forme d'un demi-cylindre, et est orienté sensiblement parallèlement aux filaments 4, 5 et sensiblement perpendiculairement au troisième filament 7 et à la direction d'écoulement du gaz respiratoire à travers le boîtier 1. Les filaments 4, 5, 7
35 sont maintenus, par paires, au moyen des chevilles 13, 15 ; 14, 17 et 16, 18.

Afin de déterminer la direction d'écoulement du courant respiratoire, les tensions de mesure des deux filaments 4, 5 sont détectées en continu, et leur quotient est calculé. L'unité centrale de commande et d'évaluation 28 contient, en mémoire, des valeurs de référence pour les
5 quotients qui, en fonction de la composition et de la concentration du gaz respiratoire, déterminent la direction d'écoulement instantanée. Le résultat est affiché et/ou sorti par l'unité de commande et d'évaluation 28.

Dans l'exemple d'exécution, le détecteur de courant respiratoire est utilisé pour déterminer le courant volumique du gaz ; cependant , le dispositif
10 selon l'invention est tout aussi adapté, en principe, à afficher ou à sortir des valeurs de masse du flux gazeux, si l'on configure de façon adaptée les valeurs de conversion stockées dans l'unité centrale de commande et d'évaluation 28.

A la figure 2, on distingue, au milieu du boîtier 1 et sous ce dernier, un raccord enfichable 40 de contour de forme rectangulaire, destiné à assurer
15 la liaison électrique avec les composants de la figure 1 situés en-dehors du boîtier 1. On distingue également, à la figure 2, que les premier et deuxième filaments 4, 5 sont décalés en hauteur, d'une part l'un par rapport à l'autre, mais également, et surtout, vis-à-vis du troisième filament 7, afin d'exclure,
20 autant que possible, les interférences réciproques des signaux et afin que le corps 6 soumis à la résistance de l'air ne puisse agir que sur le deuxième filament 5.

REVENDECATIONS

1. Détecteur de courant respiratoire, caractérisé en ce que :

a) dans un boîtier (1) traversé par le courant respiratoire sont montés deux filaments identiques, un premier et un deuxième (4, 5), de façon
5 espacée l'un par rapport à l'autre,

b) les premier et deuxième filaments (4, 5) pouvant, chacun, être chauffés par une source de courant (26, 27) qui leur est associée,

c) un corps soumis à la résistance de l'air (6) est monté à proximité du deuxième filament (5)

10 d) un troisième filament (7) est monté dans le boîtier (1), à distance des premier et deuxième filaments (4, 5) et sert à déterminer la température du courant respiratoire par l'intermédiaire d'un dispositif de mesure (25) de la résistance électrique, laquelle dépend de la température,

e) une unité centrale de commande et d'évaluation (28) est
15 raccordée aux sources de courant (26, 27) et au dispositif de mesure (25) et compense une variation de la température du courant respiratoire, captée au moyen du troisième filament (7), en faisant varier le courant chauffant à travers les premier et deuxième filaments (4, 5), de sorte que ces filaments présentent une température de fonctionnement définie, supérieure à la température du
20 courant respiratoire, et

f) l'unité centrale de commande et d'évaluation (28) indique, à partir de la mesure des courants chauffants à travers les premier et deuxième filaments (4, 5), l'intensité et la direction du courant respiratoire qui circule à travers le boîtier (1).

25 2. Détecteur de courant respiratoire selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'unité de commande et d'évaluation (28) est reliée à un analyseur de gaz (30) destiné à déterminer la composition et la concentration du courant respiratoire mesuré, de sorte que l'intensité du courant respiratoire est déterminée par l'unité d'évaluation (28) de façon spécifique pour chaque
30 gaz.

3. Détecteur de courant respiratoire selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que l'unité de commande et d'évaluation (28) est raccordée, du côté de la sortie, à l'unité de commande (31) d'un appareil d'assistance respiratoire ou d'anesthésie.

4. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les premier et deuxième filaments (4, 5) sont montés de façon sensiblement parallèle l'un à l'autre.

5. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le troisième filament (7) est monté de façon sensiblement parallèle à la direction du courant respiratoire dans le boîtier (1).

6. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le corps soumis à la résistance de l'air (6) est monté entre le premier et le deuxième filament (4, 5).

7. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le deuxième filament (5) et le corps soumis à la résistance de l'air (6) forment un plan à distance du premier filament (4).

8. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que les filaments sont maintenus au moyen de chevilles (13, 15 ; 14, 17 ; 16, 18).

9. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le troisième filament (7) présente un élément dont la résistance électrique dépend de la température.

10. Détecteur de courant respiratoire selon au moins l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que les premier et deuxième filaments (4, 5) présentent une température de service constante de 140 à 180 degrés Celsius, supérieure à celle du courant respiratoire.

Fig. 1

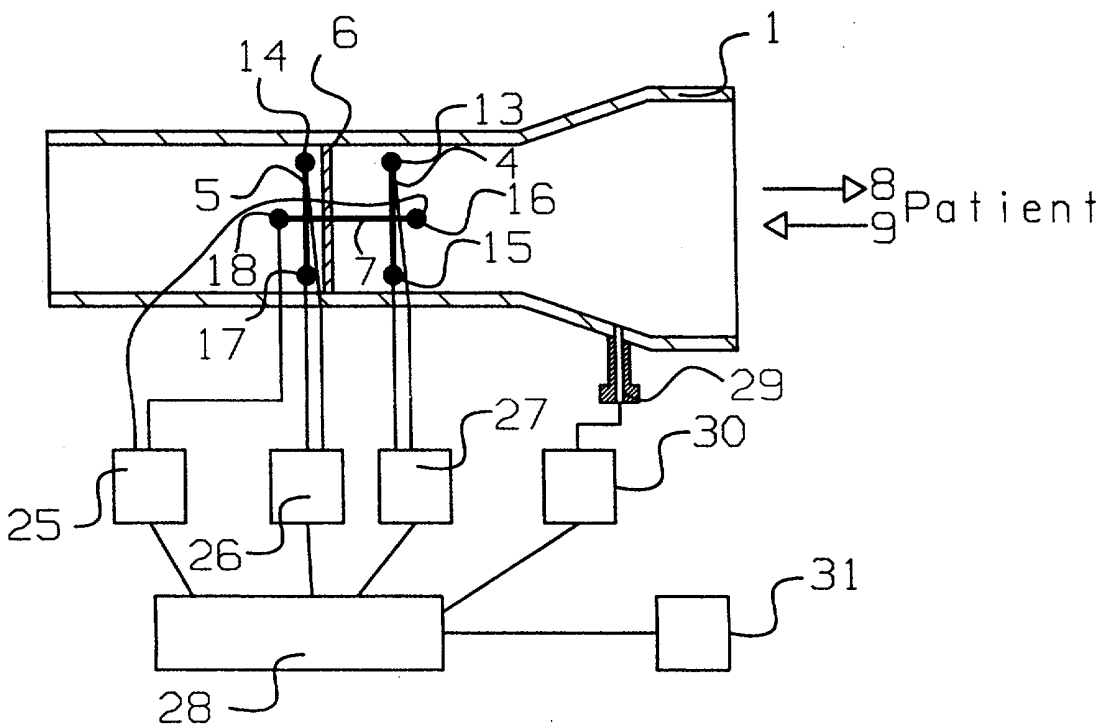


Fig. 2

