



(43) Date de la publication internationale
9 janvier 2014 (09.01.2014)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2014/006277 A2

(51) Classification internationale des brevets :

A61B 5/087 (2006.01) A61B 5/113 (2006.01)
G01F 1/48 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)
G01F 1/50 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2013/000162

(22) Date de dépôt international :

26 juin 2013 (26.06.2013)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

12/01901 5 juillet 2012 (05.07.2012) FR

(71) Déposant : ISP SYSTEM [FR/FR]; Zone Industrielle de la Herray, F-65500 Vic-en-Bigorre (FR).

(72) Inventeurs : SAUVAGEOT, Paul; c/o ISP System, Zone Industrielle de la Herray, F-65500 Vic-en-Bigorre (FR). BRESCON, David; c/o ISP System, Zone Industrielle de la Herray, F-65500 Vic-en-Bigorre (FR). CAZALET, Jean-Marc; c/o ISP System, Zone Industrielle de la Herray, F-65500 Vic-en-Bigorre (FR).

(74) Mandataire : CELANIE, Christian; Cabinet Célanie, 5 avenue de Saint Cloud, BP 214, F-78002 Versailles Cedex (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

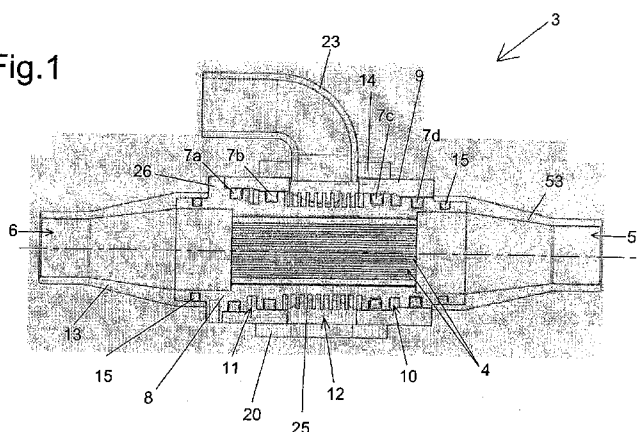
Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport (règle 48.2.g)

(54) Title : DEVICE FOR MEASURING A GAS FLOW FOR MEDICAL IMAGERY

(54) Titre : DISPOSITIF DE MESURE D'UN FLUX GAZEUX POUR L'IMAGERIE MEDICALE

Fig.1



(57) Abstract : The invention concerns a measuring device (3) for generating a differential pressure representative of the flow rate of a gas flow for medical imaging, comprising: a central body (8) provided with longitudinal channels (4) in communication with an inlet (5) and an outlet (6) of the gas stream, a casing (9) surrounding the central body, and seals (7a, 7b, 7c, 7d) delimiting a first space (10) for measuring an upstream pressure and a second space (11) for measuring a downstream pressure, each in communication with at least one of the longitudinal channels, and a third space (12) for heating up the central body. The invention also concerns a device for detecting the position of a moving area of the body of a patient, analysed by medical imaging, and a medical imaging apparatus incorporating such a detection device.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]



L'invention concerne un dispositif de mesure (3) pour générer une pression différentielle représentative du débit d'un flux gazeux pour l'imagerie médicale, comprenant; un corps central (8) muni de canaux (4) longitudinaux en communication avec une entrée (5) et une sortie (6) du flux gazeux, une enveloppe (9) entourant le corps central, et des joints d'étanchéité (7a, 7b, 7c, 7d) délimitant un premier espace (10) de mesure d'une pression amont et un deuxième espace (11) de mesure d'une pression aval, chacun en communication avec au moins un des canaux longitudinaux, et un troisième espace (12) de mise en température du corps central. L'invention concerne aussi un dispositif de détection de la position d'une zone en mouvement, analysée par imagerie médicale, du corps d'un patient, ainsi qu'un ensemble d'imagerie médicale intégrant un tel dispositif de détection.

DISPOSITIF DE MESURE D'UN FLUX GAZEUX POUR L'IMAGERIE MEDICALE

Le secteur technique de la présente invention est celui
5 des appareils pour la mesure de flux gazeux. La présente invention concerne notamment l'application de la mesure de flux gazeux au domaine médical.

On connaît le principe des cellules de Fleisch pour la mesure d'un flux gazeux à partir d'une pression
10 différentielle entre une pression amont et une pression aval.

Un inconvénient des dispositifs formant une cellule de Fleisch, utilisés dans des appareils médicaux, est qu'ils sont particulièrement onéreux compte tenu du fait qu'ils doivent généralement être jetés après une seule utilisation
15 pour des raisons sanitaires.

Un autre inconvénient des dispositifs formant une cellule de Fleisch est qu'ils ne peuvent généralement pas être utilisés dans des espaces médicaux d'analyse soumis à des normes de sécurité sévères du fait qu'ils comprennent une
20 résistance électrique chauffante agencée au voisinage du conduit par lequel respire le patient. D'une part, un examen médical peut imposer l'absence d'ondes électromagnétiques ou l'absence de courants électriques ou encore l'absence de masses métalliques denses dans l'espace d'analyse. D'autre
25 part, les normes de sécurisé imposent généralement des restrictions et des conditions d'isolation électrique sévères concernant la circulation d'un courant électrique à proximité d'un élément en contact avec le patient.

Le but de la présente invention est de pallier un ou
30 plusieurs des inconvénients de l'art antérieur en fournissant un nouveau dispositif pour la mesure d'une pression différentielle représentative du débit d'un flux gazeux.

L'invention a donc pour objet un dispositif de mesure pour générer une pression différentielle représentative du
35 débit d'un flux gazeux pour l'imagerie médicale, caractérisé en ce qu'il comprend au moins:

- un corps central comprenant des canaux longitudinaux en communication avec une entrée du flux gazeux et une sortie du flux gazeux,

- une enveloppe entourant le corps central, et
 - des joints d'étanchéité disposés entre l'enveloppe et le corps central de façon à délimiter un premier espace de mesure d'une pression amont et un deuxième espace de mesure
- 5 d'une pression aval, chacun en communication avec au moins un des canaux longitudinaux, et un troisième espace alimenté en fluide à température contrôlée pour une mise en température du corps central.

Selon une caractéristique de l'invention, le corps

10 central et l'enveloppe sont démontables l'un par rapport à l'autre et s'emboîtent l'un dans l'autre selon leur axe longitudinal.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le corps central comprend des rainures périphériques délimitant des

15 logements pour les joints et délimitant les premier, deuxième et troisième espaces.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le corps central comprend des ailettes de transmission de la chaleur en saillie dans le troisième espace.

20 Selon une autre caractéristique de l'invention, le dispositif de mesure comprend quatre joints annulaires d'étanchéité délimitant, entre eux, successivement le premier espace, le troisième espace et le deuxième espace.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le

25 dispositif de mesure comprend un système électrique de chauffage de l'air disposé dans un conduit d'air extérieur à l'enveloppe et en communication avec le troisième espace.

Un autre objet de l'invention concerne un dispositif de détection de la position d'au moins une zone en mouvement,

30 analysée par imagerie médicale, du corps d'un patient, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de mesure et un module électronique de gestion agencé de façon à fournir des données représentatives de la mesure de la pression différentielle entre la pression amont et la pression aval,

35 ces données étant traitées pour générer un signal numérique de données représentatives d'un volume respiratoire du patient en concordance de temps avec un signal numérique de synchronisation entrant ou sortant.

Selon une caractéristique de l'invention, le dispositif

de détection comprend un boîtier portable de logement du dispositif de mesure et du module électronique de gestion, le boîtier étant décalé par rapport à la zone analysée. Toutes les parties électriques du dispositif de détection peuvent
5 ainsi être logées dans le boîtier.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le dispositif de détection comprend un inhalateur par lequel respire le patient, cet inhalateur étant relié à un tube de liaison avec un connecteur de branchement à l'entrée du
10 dispositif de mesure dont la sortie débouche dans un espace ouvert à l'air libre, le connecteur et le dispositif de mesure étant décalés par rapport à la zone analysée. Le connecteur de branchement et le dispositif de mesure sont de préférence agencés au plus proche de la source de
15 respiration.

Un autre objet de l'invention concerne un ensemble d'imagerie médicale comprenant au moins un dispositif d'imagerie médicale du type dispositif d'acquisition tomographique par émission de positons, dispositif
20 d'acquisition tomodensitométrique ou dispositif d'imagerie par résonance magnétique, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de détection selon l'invention pour la détection de la position d'au moins une zone en mouvement du corps d'un patient, cette zone étant analysée par le dispositif
25 d'imagerie médicale en liaison de communication avec le dispositif de détection.

Un tout premier avantage de l'invention réside dans le fait que le dispositif de mesure peut être démonté pour être stérilisé avant une autre utilisation, dans les cas où c'est
30 nécessaire.

Un autre avantage réside encore dans le fait que les paramètres physiques du dispositif de mesure produisant la pression différentielle restant constants lors des différentes mesures, il n'est pas nécessaire d'effectuer un
35 calibrage avant chaque mesure.

Un autre avantage de l'invention réside dans le fait qu'aucune fuite de courant électrique ne peut avoir lieu dans le conduit par lequel le patient respire, notamment du fait que le système électrique de chauffage de l'air est déporté

par rapport au dispositif de mesure.

Un autre avantage réside encore dans le fait que le dispositif de détection peut être utilisé en imagerie médicale sans génération d'artefacts et d'atténuations.

5 D'autres caractéristiques, avantages et détails de l'invention seront mieux compris à la lecture du complément de description qui va suivre de modes de réalisation donnés à titre d'exemple en relation avec des dessins sur lesquels :

- la figure 1 représente une vue en coupe longitudinale
10 d'un dispositif de mesure générant des pressions différentielles;

- la figure 2 représente une vue en perspective de la coupe longitudinale du dispositif générant des pressions différentielles de la figure 1;

15 - la figure 3 représente une vue en perspective éclatée du dispositif de mesure générant les pressions différentielles de la figure 1;

- la figure 4 représente une vue en perspective du dispositif de mesure générant les pressions différentielles
20 de la figure 1 en connexion avec des conduits pour les mesures de pression;

- la figure 5 représente une vue en perspective de l'intérieur d'un dispositif de détection de la position du thorax d'un patient;

25 - la figure 6 représente une vue en perspective de l'avant du dispositif de détection de la figure 5;

- la figure 7 est une vue en perspective de l'arrière du dispositif de détection de la figure 5;

- la figure 8 est une vue en perspective montrant le haut
30 du corps d'un patient et le dispositif de détection de la figure 5 disposés en bout d'une table médicale mobile;

- la figure 9 représente une vue en perspective du patient allongé sur la table médicale mobile de la figure 8 entrant, avec le dispositif de détection de la position de
35 son corps, dans un dispositif d'imagerie médicale ;

- la figure 10 représente un schéma montrant un patient allongé sur une table médicale mobile elle-même disposée avec le dispositif de détection de la position du corps du patient, dans un dispositif d'imagerie médicale ;

- La figure 11 représente un schéma d'un module de gestion pour le traitement des données et la génération des signaux de sorties ; et

- la figure 12 représente un dispositif de détection de la position du corps d'un patient branché sur un dispositif de calibration.

L'invention va à présent être décrite avec davantage de détails.

La figure 1 représente une vue en coupe longitudinale d'un dispositif de mesure 3 générant une pression différentielle représentative du débit d'un flux gazeux. Ce dispositif de mesure 3 comprend une entrée 5 et une sortie 6 pour le flux gazeux dont le débit doit être mesuré.

Les termes désignant l'entrée 5 et la sortie 6 pour le flux gazeux ne sont pas limitatifs. On désignera de même les mesures faites en amont ou respectivement en aval réalisées proches de l'entrée ou respectivement de la sortie. Dans le cas où le patient expire, le flux gazeux rentre par l'entrée 5 et ressort par la sortie 6, le flux s'écoulant d'amont en aval.

A l'inverse lorsque le patient inspire, le flux gazeux s'inverse et rentre par la sortie pour ensuite passer par l'entrée 5.

L'entrée 5 du flux gazeux est disposée vers le patient et la sortie 6 flux gazeux est disposée vers un espace mis à l'air libre. Les formes des événements 5 et 6 d'entrée et de sortie sont symétriques et sont de conicité et de longueur calculées pour obtenir la même réponse de mesure de débit qu'il soit entrant ou sortant.

Le dispositif de mesure 3 comprend un corps central 8 entouré par une enveloppe 9. Les extrémités du corps dépassent de part et d'autre de l'enveloppe. Un connecteur creux 53 de branchement à l'entrée 5 et connecteur creux 13 de branchement à la sortie 6 sont fixés aux extrémités du corps central 8. Le corps central 8 comprend des canaux 4 longitudinaux en communication d'une part avec l'entrée 5 du flux gazeux et d'autre part avec la sortie 6 du flux gazeux. Des joints d'étanchéité 15 sont disposés entre le corps central 8 et les connecteurs 53 et 13 en entrée et en sortie.

Les connecteurs 13 et 53 sont emmanchés sur le corps 8.

Des joints d'étanchéité 7a, 7b, 7c, et 7d disposés entre l'enveloppe 9 et le corps central 8 délimitent un premier espace 10 de mesure d'une pression en amont et un deuxième espace 11 de mesure d'une pression en aval. Les joints d'étanchéité 7b et 7c disposés entre l'enveloppe 9 et le corps central 8 délimitent aussi un troisième espace 12 de mise en température du corps central 8, ce troisième espace 12 étant alimenté en fluide à température contrôlée.

Les joints d'étanchéité sont par exemple des joints toriques. On peut choisir tout type de joints annulaires, c'est-à-dire de section non circulaire, tels des joints quadrilobes.

Quatre joints 7a, 7b, 7c et 7d délimitent successivement, entre eux, le premier espace 10, le troisième espace 12 et le deuxième espace 11.

L'enveloppe 9 comprend un logement interne dans lequel est disposé le corps central 8, ce logement interne formant plusieurs paliers contre chacun desquels un joint vient réaliser un contact étanche. Les paliers successifs réalisés dans l'enveloppe 9 sont réalisés avec un diamètre décroissant en allant d'une extrémité de l'enveloppe venant en butée contre une collerette périphérique saillante 26 du corps central 8 à l'autre extrémité de l'enveloppe 9 par laquelle ressort le corps central 8. L'insertion du corps central 8 équipé des joints d'étanchéité est ainsi facilitée.

L'enveloppe 9 entourant le corps central 8 forme deux accès à l'espace 12 de mise en température du corps central 8. Des plaquettes 14 et 20 fixées à l'enveloppe 9 comprennent une ouverture dans laquelle peut être bloqué un conduit. Ces plaquettes 14 et 20 sont fixées à l'enveloppe par vissage. Sur la figure 1, seul un conduit de raccordement 23 est fixé à l'enveloppe 9 au moyen d'une plaquette 14, l'accès dans l'autre plaquette 20 étant laissé libre. Un conduit d'évacuation se raccordant à cette autre plaquette 20 sera décrit par la suite. Le conduit de raccordement 23 est destiné à être alimenté en fluide à température contrôlée.

Des ailettes 25 de conduction de la chaleur sont aménagées dans le corps central 8 et font saillie dans

l'espace 12 de mise en température.

Comme représenté à la figure 2, ces ailettes 25 se présentent sous la forme de couronnes parallèles les unes aux autres et délimitent entre elles des rainures périphérique du corps central 8. Sur les figures, les mêmes références sont
5 utilisées pour désigner les mêmes éléments.

De l'air chauffé est par exemple injecté dans le conduit de raccordement 23 puis passe par l'ouverture 21 réalisée dans l'enveloppe pour arriver dans l'espace 12 de mise en
10 température. L'air chaud réchauffe ainsi le corps central 8. Les ailettes 25 permettent une meilleure diffusion de la chaleur dans le corps central 8. L'air de chauffage injecté dans l'espace 12 de mise en température ressort ensuite par l'ouverture 22 réalisée dans l'enveloppe 9. Cet air chaud
15 évacué est canalisé dans un conduit d'évacuation comme il sera décrit par la suite. Un conduit d'évacuation est alors fixé, dans l'ouverture de la plaquette 20 de fixation et en communication avec le troisième espace 12 de mise en température.

20 Le réchauffement du corps central 8 permet d'éviter une condensation de l'air expiré par un patient et circulant dans le corps central 8.

Le corps central 8 comprend un réseau de canaux 4 parallèles entre eux. Ces canaux longitudinaux 4 sont
25 répartis sur tout le diamètre du passage pour le flux d'air aménagé dans le corps central.

Le flux d'air passant dans ces canaux longitudinaux 4 crée de la pression dans les canaux longitudinaux.

Des conduits radiaux 17 et 18 sont réalisés dans le corps
30 central 8 pour relier un ou des canaux longitudinaux avec les espaces 10 et 11 de mesure des pressions en amont et en aval.

Des conduits radiaux 17 relient des canaux longitudinaux 4 externes avec l'espace 11 de mesure de la pression aval. Des canaux radiaux 18 relient des canaux longitudinaux 4
35 externes avec l'espace 10 de mesure de la pression amont.

Les espaces 10 et 11 de mesure de la pression étant fermés, la mesure de leur pression interne correspond à celle en amont et en aval dans les canaux longitudinaux. Ces mesures de pression peuvent ainsi être utilisées pour une

mesure du débit du flux d'air. Les espaces de mesure 10 et 11 de la pression en amont et en aval sont délimités par le corps central 8 et l'enveloppe 9 et comme il sera décrit par la suite, des conduits reliés à ces espaces permettent une
5 propagation de leur pression interne. Comme il sera décrit par la suite, un capteur de pression différentielle en liaison avec ces premier et deuxième espaces 10 et 11 de mesure de la pression, permet de générer une donnée représentative de la pression différentielle.

10 Le chauffage du corps central 8 précédemment décrit permet d'éviter une condensation de l'air et l'apparition de gouttes d'eau pouvant boucher des canaux longitudinaux 4 ou les conduits radiaux 17 et 18, ce qui fausserait les mesures de pression.

15 La figure 3 représente une vue éclatée du dispositif de mesure.

L'extérieur de l'enveloppe 9 délimite un parallélépipède rectangle comprenant des chanfreins longitudinaux. La face supérieure 71 comprend une ouverture 21 d'accès à l'espace 12
20 de mise en température et est reliée à la plaquette 14 de fixation du conduit de raccordement 23.

La face inférieure 72 comprend une ouverture d'accès à l'espace 12 de mise en température et est reliée à la plaquette 20 de fixation du conduit d'évacuation.

25 La face 73 avant telle que représentée à la figure 3, comprend des passages radiaux 28 débouchant en vis-à-vis des espaces de mesure de la pression en amont et en aval. Des connecteurs 29 sont prévus pour s'insérer dans ces passages radiaux 28 et se fixer à cette face 73. Ces connecteurs 29
30 sont de forme adaptée pour le branchement de deux conduits de propagation de la pression jusqu'à un capteur de mesure de la pression différentielle.

La face arrière 74 telle qu'indiquée à la figure 3, est équipée par exemple de trous filetés pour la fixation d'un
35 socle de support du dispositif de mesure.

Des logements 24a, 24b, 24c et 24d pour les joints 7a, 7b, 7c et 7d d'étanchéité se présentent sous la forme de rainures périphériques extérieures. Le corps central 8 comprend également des logements, sous la forme de rainures

périphériques extérieures, délimitant les espaces de mesure de la pression. Des rainures périphériques extérieures réalisées sur le corps central 8 délimitent par ailleurs les ailettes 25 de refroidissement.

5 Les joints 7a, 7b, 7c et 7d sont montés dans les logements 24a, 24b, 24c et 24d du corps central 8, puis celui-ci est inséré dans l'enveloppe 9 jusqu'à ce que la collerette 26 vienne en butée contre l'enveloppe 9. Le corps central 8 et l'enveloppe 9 s'emboîtent l'un dans l'autre
10 selon leur axe longitudinal. L'enveloppe 9 et la collerette 26 sont fixées par vissage.

Des joints 15 sont disposés dans des logements réalisés dans les collets d'extrémité sur lesquels s'emmanchent les connecteurs 13 et 53 d'entrée et de sortie.

15 Les différents éléments constitutifs du dispositif de mesure peuvent ainsi être démontés notamment pour être stérilisés. En particulier, le corps central 8 et les connecteurs 13 et 53 d'entrée et de sortie peuvent être stérilisés. Les joints d'étanchéité peuvent être stérilisés
20 ou remplacés.

La figure 4 représente une vue en perspective du dispositif de mesure auquel est raccordé un conduit 38 de fourniture d'air à température contrôlée, un conduit 32 d'évacuation de l'air et des conduits 33 et 34 de propagation
25 de la pression. Les espaces 10 et 11 annulaires de mesure des pressions différentielles ont été représentés en traits pointillés. Les connecteurs 29 sont disposés dans les passages 28 en communication avec les espaces 10 et 11 de mesure des pressions en amont et en aval. Ces connecteurs 29
30 sont par ailleurs branchés à un conduit 33 de propagation de la pression en aval et à un conduit 34 de propagation de la pression en amont.

Les deux conduits 33 et 34 de propagation de la pression sont reliés à un capteur 37 de pression différentielle
35 déporté par rapport au dispositif de mesure 3. Les conduits 33 et 34 de propagation de la pression présentent par exemple une longueur de quelques centimètres ou quelques dizaines de centimètres. Le capteur 37 de pression différentielle ferme chacun des conduits 33 et 34 de propagation de la pression et

comprend un équipement de fourniture de données représentatives de la pression différentielle. Le capteur 37 de pression différentielle fournit ainsi des données représentatives de la différence de pression entre la
5 pression en amont et la pression en aval dans le dispositif de mesure. Ces données se présentent par exemple sous la forme d'une tension électrique analogique ou sous la forme de données numériques codées.

Pour la mise en température du corps central, un système
10 de pulsation d'air chaud permet le chauffage du corps central, l'air étant ensuite évacué par un conduit d'évacuation 32.

Le système de pulsation d'air chaud, déporté par rapport au dispositif de mesure, comprend une résistance électrique
15 46 de chauffage de l'air disposée dans un conduit 38 de fourniture d'air chauffé. La résistance chauffante 46 est alimentée en énergie électrique par un module de chauffage 45. Ce module de chauffage 45 peut lui-même être commandé par un module de gestion.

20 Le conduit 38 de fourniture d'air chauffé est par exemple réalisé en matériau non électriquement conducteur de façon à éviter tout risque de fuite de courant. Ce conduit 38 est branché au conduit 23 de raccordement en communication avec l'espace 12 de mise en température. L'air pénètre dans le
25 conduit 38 de fourniture d'air chauffé par une arrivée d'air 48. Avantagusement, aucun courant ne circule à proximité de la conduite par laquelle respire le patient dont on souhaite mesurer le flux respiratoire.

L'air aspiré par l'arrivée d'air 48 est entraîné par un
30 ventilateur 43 mis en mouvement par un actionneur 39. L'actionneur 39 peut être lui-même piloté par un module de gestion ou il peut être mis en marche dès la mise sous tension du dispositif de détection dans lequel le dispositif de mesure est installé.

35 Un capteur de température 47 est disposé dans le conduit 38 de fourniture d'air chauffé et est relié à un module de contrôle 44 de la température. Ce module de contrôle 44 fournit par exemple, au module de gestion, des données représentatives de la température de l'air envoyé vers le

corps central. Le contrôle de la température de l'air de chauffage permet ainsi d'éviter une surchauffe du corps central pour éviter ainsi une surchauffe de l'air inspiré par le patient.

5 Le module de gestion commande par exemple le module 45 de chauffage pour un arrêt du chauffage, lorsque le module de contrôle 44 fournit des données représentatives du dépassement d'une température seuil de sécurité stockée en mémoire par le module de gestion.

10 L'arrêt du chauffage peut aussi être commandé par un bilame servant de capteur de température de l'air chauffé et monté en série dans le circuit électrique d'alimentation de la résistance électrique de chauffage. On peut aussi prévoir un bilame fixé sur une face de l'enveloppe 9 ou dans le
15 conduit d'évacuation de l'air de chauffage. L'état en court-circuit ou en circuit ouvert du bilame peut aussi être contrôlé par le module de gestion.

Après que l'air chauffé ait circulé entre les ailettes du corps central pour le réchauffer, l'air de chauffage est
20 évacué de l'enveloppe 9 par un conduit d'évacuation 32. Le conduit d'évacuation 32 permet notamment de guider l'air de chauffage hors d'une coque extérieure d'habillage et de protection.

La figure 5 représente un dispositif de détection 1 de la
25 position d'au moins une zone en mouvement, analysée par imagerie médicale, du corps d'un patient où la coque extérieure 50 du boîtier est représentée en transparence.

La coque 50 est fixée sur une plaque de fond 49 pour former un boîtier de logement. Des ouvertures sont aménagées
30 dans le boîtier et notamment une ouverture 55 pour l'expulsion d'air chauffé via le conduit d'évacuation 32, des ouvertures 56 pour des arrivées d'air pouvant pénétrer à l'intérieur du boîtier et une ouverture pour une mise à l'air libre d'un espace 54 par lequel respire le patient.

35 La plaque de support 49 a une forme en U, le patient mettant sa tête entre les pattes du U. La coque 50 s'étend au-dessus de la plaque 49 de support. Une sangle 57 de fixation du dispositif de détection 1 est attachée sur la tranche de la plaque de support 49 et passe sous la face

inférieure de la plaque de support 49. La sangle 57 permet une fixation par exemple à une table médicale mobile. Le dispositif de détection est avantageusement portable.

Le boîtier permet le logement du dispositif de mesure dont le connecteur d'entrée 53 est saillant par rapport à la coque 50 du boîtier. On peut ainsi brancher un tube par lequel respire le patient. Le connecteur 13 en sortie est en communication avec l'espace 54 à l'air libre, par lequel respire le patient.

10 Le dispositif de mesure est fixé à un socle 31 lui-même fixé à la plaque de support 49. En démontant la coque 50, on peut accéder au dispositif de mesure et le démonter, notamment pour le stériliser.

Les conduits 33 et 34 de propagation de la pression sont 15 disposés entièrement dans le boîtier, de même que le conduit 38 d'alimentation en air chauffé. L'ouverture d'arrivée d'air 48 est disposée à l'intérieur du boîtier. Lorsque l'air chauffé est envoyé vers le corps central du dispositif de mesure, l'air à l'extérieur de la coque pénètre dans le 20 boîtier par les ouvertures 56 pour l'aération puis est aspiré par l'ouverture d'arrivée d'air 48. La mise en mouvement de l'air est due notamment au ventilateur 43 activé dans le conduit 38 d'alimentation en air chauffé. Le chauffage de l'air est réalisé par la résistance 46 sous le contrôle du 25 capteur de température 47.

Après être passé autour du corps central, l'air chauffé est évacué, par le conduit d'évacuation 32, à l'extérieur du boîtier.

Le boîtier comprend un module électronique de gestion 30 30 agencé de façon à fournir des données représentatives de la mesure de la pression différentielle entre la pression amont et la pression aval, ces données étant traitées pour générer un signal numérique 40 de données représentatives d'un volume respiratoire du patient en concordance de temps avec un 35 signal numérique de synchronisation entrant 41 ou sortant 42.

Le module de gestion 30 comprend par exemple au moins un circuit imprimé. Le module de gestion 30 comprend par exemple un bus de données, un bus d'adresse et un bus de contrôle reliant entre eux des composants de traitement, des

composants de mémorisation et des composants d'interface. Les composants mémoire sont par exemple des mémoires volatiles ou non volatiles. Les composants de traitement sont par exemple du type FPGA (Field Programmable Gate Array), DSP (Digital
5 Signal Processor) ou ASIC (Application Specific Integrated Circuit). Les signaux électriques sont par exemple du type TTL ou CMOS. On désignera par un module, tel que le module de gestion ou le module de chauffage, un ensemble fonctionnel comprenant un programme ou un sous-programme mémorisé et
10 exécuté pour traiter des données ou produire des données et pouvant utiliser un espace mémoire de travail.

Le dispositif de détection 1 est relié à un câble d'alimentation 19 en énergie électrique.

Le dispositif de détection 1 est relié à une liaison de
15 communication fournissant un signal numérique sortant 42 de synchronisation. Ce signal de synchronisation 42 est produit par le module de gestion 30 à partir des données représentatives du débit mesuré du flux d'air.

Le dispositif de détection 1 est relié à une liaison de
20 communication recevant un signal numérique entrant 41 de synchronisation.

Le dispositif de détection 1 est relié à une liaison de communication et fournit, sur cette ligne, un signal numérique sortant 40 représentatif du volume respiratoire du
25 patient, en concordance de temps avec un signal de synchronisation. Ce signal de synchronisation est le signal de synchronisation entrant ou sortant.

Pour la génération de ce signal 40, le module de gestion génère des données représentatives du volume respiratoire du
30 patient à partir des données représentatives du débit mesuré du flux d'air.

Un exemple de traitement des données produites notamment par le capteur 37 de pression différentielle sera décrit par la suite, en relation avec la figure 11.

35 Les figures 6 et 7 représentent des vues en perspective de l'avant et de l'arrière du dispositif de détection. Un ensemble 58 de cales en mousse est prévu pour que le patient y appuie sa tête. L'ensemble 58 de cales en mousse comprend une portion inférieure se prolongeant par deux portions

latérales épousant la forme de la coque 50 du dispositif de détection. Ces deux portions latérales viennent contre les portions de la coque 50 formant les pattes du U.

Le connecteur 53 d'entrée est saillant au-dessus de la coque 50, les autres éléments constitutifs du dispositif de mesure étant disposés sous la coque 50. La coque 50 couvre également le module électronique de gestion.

L'inhalateur 51 est relié au connecteur d'entrée via un tube de liaison 52. L'inhalateur se présente par exemple sous la forme d'un masque couvrant le nez et la bouche et comprenant un filtre antibactérien par lequel respire le patient. Le masque est maintenu sur la tête du patient par un élastique.

Le patient respire ainsi par l'inhalateur en liaison avec le tube de liaison 52 et le dispositif de mesure débouchant à l'air libre.

Le connecteur et le dispositif de mesure sont décalés par rapport à la zone analysée pour rester en dehors de cette zone mais au plus proche de la source de respiration.

L'espace 54 à l'air libre par lequel respire le patient est notamment représenté à la figure 7.

La portabilité du dispositif de détection permet ainsi un positionnement du dispositif de mesure, par lequel le patient respire, au plus près du patient. Ainsi, le circuit d'air par lequel respire le patient est de faible longueur. Le positionnement du dispositif de mesure latéralement par rapport à la tête du patient permet encore de réduire le circuit d'air par lequel le patient respire. La longueur réduite du circuit d'air permet d'avoir un volume d'air non entièrement renouvelé tolérable pour le patient qui respire par ce circuit d'air pendant toute la durée de l'examen.

La sangle inférieure 57 de fixation passe dans des boucles fixées sous la coque.

La figure 8 représente un dispositif de détection fixé sur une table d'examen 59 au moyen de la sangle inférieure 57 du boîtier. La tête du patient 2 repose contre les mousses de calage 58 et entre la coque 50 en U. Le patient est allongé sur la table 59. La table 59 est par exemple mobile en translation horizontalement pour être insérée dans un

appareil d'imagerie médicale. Tout au long de l'examen médical, le patient respire via l'inhalateur 51, le tuyau de liaison 52 et le dispositif de mesure débouchant dans l'espace 54 à l'air libre.

5 Une zone 60 analysée au cours de l'examen a été représentée au niveau de la cage thoracique du patient 2.

En fonction du type de dispositif d'imagerie médicale utilisé, on peut prévoir un blindage de toutes les parties électroniques. Une coque 50 blindée peut bloquer les
10 rayonnements générés lors de cet examen notamment les rayonnements magnétiques utilisés dans l'imagerie IRM.

Comme représenté à la figure 9, le dispositif de détection 1 fixé à la table médicale 59 est déplacé dans le dispositif d'imagerie médicale 35 en même temps que le
15 patient 2. L'espace formé par la coque 50 et les coussins 58 de calage sera prévu suffisant pour que le patient y positionne sa tête et ses mains. La position du patient avec les bras relevés et les mains bloquées derrière la tête permet en effet une meilleure visualisation de la zone 60 à
20 analyser. La forme en U du dispositif de détection permet de ne pas gêner le procédé d'imagerie médicale. Le connecteur d'entrée 53 est notamment décalé par rapport à la tête du patient et à la zone 60 du patient analysée par imagerie médicale.

25 La figure 10 montre un patient allongé sur une table médicale mobile elle-même disposée avec le dispositif de détection 1 de la position du corps du patient, dans un ensemble d'imagerie médicale. A cette table est associé un dispositif de détection 1 de la position de la zone en
30 mouvement du corps 2 du patient analysée par imagerie médicale.

Le dispositif d'imagerie comprend un dispositif 61 de stimulation et de détection, schématisé par un anneau 61, en liaison avec un boîtier 62 de commande et d'acquisition des
35 données représentatives d'images médicales. Les données d'imagerie médicale 64 sont transmises par une liaison de communication à une station de traitement 140. On prévoit un espace de stockage 141 de ces données qui pourront être exploitées par la suite.

Les signaux transmis par le dispositif d'imagerie médicale et reçus par la station de traitement 140 correspondent à des données représentatives d'images médicales en concordance de temps avec le signal de synchronisation fourni par le dispositif de détection ou transmis à celui-ci.

Les liaisons de communication entre les différentes stations ou dispositifs sont couplées par une interface optique permettant une isolation électrique.

Le dispositif d'imagerie médicale est par exemple du type dispositif d'acquisition tomographique par émission de positons, dispositif d'acquisition tomodensitométrique ou dispositif d'imagerie par résonance magnétique.

Le dispositif d'imagerie médicale est relié par une liaison de communication 63 avec le dispositif de détection 1, par laquelle est transmis un signal de synchronisation. Ce signal de synchronisation peut être un signal de synchronisation entrant ou sortant pour le dispositif de détection 1.

Le dispositif de détection 1 est relié par son câble d'alimentation 19 à un boîtier d'alimentation 66. Ce boîtier d'alimentation est branché au réseau électrique de distribution via un transformateur d'isolement 124.

Les câbles de communication ou d'alimentation en liaison avec le dispositif de détection 1 sont choisis d'une longueur suffisante pour permettre la translation de la table médicale dans le dispositif d'imagerie médicale.

Le dispositif de détection 1 est relié également à sa station de traitement 65 à laquelle il transmet des données 40 représentatives du volume respiratoire en concordance de temps avec le signal de synchronisation entrant ou sortant. On prévoit un espace de stockage 142 de ces données qui pourront être exploitées par la suite.

Les stations de traitement 65 ou 140 sont par exemple des ordinateurs équipés de programmes de traitement et comprenant une interface utilisateur. L'interface utilisateur comprend un écran et un clavier. Les stations de traitement 140 et 65 sont alimentées par le réseau électrique de distribution via un transformateur d'isolement 124.

La figure 11 représente schématiquement un exemple d'agencement du module de gestion 30.

Le module de gestion 30 comprend un capteur 37 de pression différentielle relié aux conduits 33 et 34 de propagation de la pression. Le capteur 37 de pression différentielle fournit des données représentatives de la pression différentielle mesurée lues par un module 116 de calcul arithmétique fournissant lui-même des données représentatives du débit mesuré. Le module de calcul arithmétique 116 réalise par exemple une multiplication des données représentatives d'une pression différentielle pour calculer des données représentatives d'un débit. Les données représentatives du débit mesurées sont stockées dans un espace mémoire de stockage 112.

L'espace mémoire 112 de stockage des données représentatives du débit mesuré est lu par un module 113 de génération d'un signal de synchronisation sortant. Ce module 113 réalise par exemple des comparaisons entre les valeurs successives et détermine des maximums ou des minimums de débit mesuré correspondant à des fronts de synchronisation stockés dans un espace mémoire 114 de stockage du signal de synchronisation sortant.

L'espace mémoire 114 de stockage du signal de synchronisation sortant est lu notamment par une interface 105 fournissant le signal 42 de synchronisation sortant.

L'espace mémoire 112 de stockage des données représentatives du débit mesuré est lu par un module 111 de paramétrage d'un modèle de respiration. Ce module 111 de paramétrage accède à un espace mémoire 110 de stockage d'un modèle de respiration non paramétré. Le modèle de respiration correspond à une courbe représentative d'un volume d'air inspiré et expiré par un être humain. Le modèle non paramétré 110 doit donc être paramétré en fonction de chaque examen. Le module 111 de paramétrage du modèle de respiration réalise ainsi un accès aux données 110 représentatives du modèle de respiration non paramétré et aux données 112 représentatives du débit mesuré pour générer des données 109 représentatives du modèle de respiration paramétré, ces données étant stockées dans un espace mémoire 109.

Le module de paramétrage 111 du modèle de respiration réalise un ajustement sur un nombre déterminé de cycles de respiration. Une temporisation de quelques dizaines de secondes est par exemple prévue pour le paramétrage du modèle
5 de respiration. Une temporisation de quelques minutes peut être prévue au cours de laquelle il est prévu que le patient trouve un rythme régulier de respiration.

Le module 111 de paramétrage du modèle de respiration paramétré comprend notamment un sous-programme de réglage des
10 paramètres du modèle.

On peut prévoir d'autres sous-programmes pour le paramétrage du modèle tels qu'un programme d'auto-apprentissage réalisant des ajustements successifs et des évaluations d'erreurs entre chaque ajustement.

15 Le modèle de respiration est par exemple un modèle dit de LUJAN exprimé sous la forme :

$$Z(t) = Z_0 - B.(\cos(\pi.t/\tau - \phi))^{2N}$$

Dans cette fonction, la position en mètre d'un organe est donnée par $Z(t)$.

20 Z_0 est un paramètre réglable correspondant à la position à l'expiration.

B est un paramètre réglable correspondant à l'amplitude de respiration.

$\cos$ est la fonction mathématique cosinus.

25 π est la constante valant environ 3,14.

t est la variable temps exprimée en secondes.

τ est un paramètre réglable correspondant à la période du cycle respiratoire.

ϕ est un paramètre réglable correspondant à un déphasage.

30 N est un paramètre réglable correspondant à un degré d'asymétrie du modèle.

Ces paramètres réglables sont par exemple déterminés par plusieurs échantillonnages et une ou plusieurs résolutions de systèmes d'équations.

35 On peut combiner la détermination par des systèmes d'équations avec des sous-programmes d'auto-apprentissage ou des programmes de calcul de valeurs moyennes.

On peut aussi utiliser d'autres modèles de respiration.

Après la mémorisation du modèle de respiration paramétré

109, un module 115 de génération de données représentatives du volume respiratoire réalise un accès en mémoire au modèle de respiration paramétré 109 et aux données 112 représentatives du débit de respiration. Ce module 115 génère
5 et inscrit dans un espace mémoire 118, les données représentatives du volume respiratoire du patient.

Pour la génération des données 118 représentatives du volume respiratoire, le module 115 qui les génère comprend notamment un sous-programme d'intégration numérique du débit.

10 Le module de gestion 30 comprend une interface 103 de réception d'un signal de synchronisation entrant 41. Les données représentatives du signal de synchronisation entrant sont inscrites, par cette interface 103, dans un espace mémoire 108 de stockage.

15 Le module de gestion 30 comprend une interface 102 de réception d'au moins un signal de commande 101 pour la sélection de synchronisation avec un signal entrant ou avec un signal sortant. D'autres commandes peuvent être reçues pour le pilotage du module de gestion 30. Les données
20 représentatives de cette commande de sélection sont inscrites, par cette interface 102, dans un espace mémoire 107 de stockage.

Le module de gestion 30 comprend un module 119 de génération des données représentatives du volume respiratoire
25 du patient en concordance de temps avec un signal de synchronisation entrant ou sortant, ces données étant stockées dans un espace mémoire 106. Cet espace mémoire 106 est lu par une interface 104 générant le signal de sortie 40 de transmission des données représentatives du volume
30 respiratoire en concordance de temps avec le signal de synchronisation entrant ou sortant.

Le module 119 accède notamment aux données 118 représentatives du volume respiratoire et aux données 108 de synchronisation entrante ou aux données 114 de
35 synchronisation sortante pour générer les données 106 de volume respiratoire en concordance de temps avec le signal de synchronisation entrant ou sortant. Ce module 119 de génération comprend notamment un sous-programme de concaténation des données. La combinaison des données de

volume respiratoire 118 avec les données 108 de synchronisation entrante ou avec les données 114 de synchronisation sortante est réalisée en fonction de l'état de l'espace mémoire 107, accédé par le module 119 de
5 génération des données 106 de volume respiratoire en concordance de temps avec le signal de synchronisation entrant ou sortant. L'espace mémoire 107 est mis dans un état déterminé correspondant au signal de synchronisation entrant ou sortant utilisé.

10 Le temps de réponse pour traiter une variation de pression différentielle traduite en données représentatives d'une variation du volume respiratoire synchronisée avec un des signaux de synchronisation, est par exemple inférieur à 12ms, ce qui peut correspondre à la fréquence
15 d'échantillonnage normale pour un capteur de pression différentielle déterminé. Le capteur de pression différentielle est choisi en fonction des besoins. On peut aussi prévoir un agencement du module de gestion de façon à avoir ce temps de réponse de 15 ms ou de 30 ms. On a ainsi un
20 système temps réel.

On peut aussi prévoir la génération de données représentatives d'une autorisation d'activation pour le module 119 de génération des données 106 de volume respiratoire en concordance de temps avec le signal de
25 synchronisation entrant ou sortant. Une telle autorisation est par exemple générée par un module 117 de gestion de la température de fonctionnement.

Le module 117 de gestion de la température de fonctionnement réalise des accès en lecture et en écriture
30 dans des espaces mémoire de travail du module 44 de contrôle de la température, du module 45 de chauffage et d'un module 67 de commande de l'actionneur 39 du ventilateur.

Le module 117 de gestion de la température comprend par exemple un sous-programme de temporisation en fonction d'un
35 temps de chauffage du dispositif de mesure et un sous-programme de commande du chauffage à une température cible mémorisée en fonction d'une température mesurée. Le module 119 de génération des données de volume respiratoire synchronisé, accède par exemple à un espace mémoire

d'autorisation dans le module 117 de gestion de la température.

La figure 12 représente un outil 68 de calibration du dispositif de détection 1. Un piston 126 commandé en translation délimite une chambre 127 comprenant un orifice 128 relié, par un tuyau de liaison 69, au connecteur d'entrée 53 du dispositif de détection 1. En commandant le mouvement du piston 126 selon des cycles déterminés produisant des flux d'air déterminés, on peut ainsi calibrer le dispositif de détection 1. L'outil de calibration est par exemple utilisé dans le cas d'une installation d'un nouveau dispositif de mesure ou dans le cas d'une mise à jour d'un logiciel de traitement du dispositif de détection ou dans le cas d'ajustement de paramètres de traitement. La calibration concerne également la synchronisation des horloges du spiromètre et des dispositifs d'imagerie médicale ainsi que celle des cellules de Fleisch. On peut également réaliser un contrôle à titre de précaution.

Il doit être évident pour l'homme du métier que la présente invention permet d'autres variantes de réalisation. Par conséquent, les présents modes de réalisation doivent être considérés comme illustrant l'invention définie par les revendications jointes.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de mesure (3) pour générer une pression différentielle représentative du débit d'un flux gazeux pour l'imagerie médicale, caractérisé en ce qu'il comprend au moins:

- un corps central (8) comprenant des canaux (4) longitudinaux en communication avec une entrée (5) du flux gazeux et une sortie (6) du flux gazeux,
- une enveloppe (9) entourant le corps central (8), et
- 10 - des joints d'étanchéité (7a, 7b, 7c, 7d) disposés entre l'enveloppe (9) et le corps central (8) de façon à délimiter un premier espace (10) de mesure d'une pression amont et un deuxième espace (11) de mesure d'une pression aval, chacun en communication avec au moins un des canaux (4) longitudinaux,
- 15 et un troisième espace (12) alimenté en fluide à température contrôlée pour une mise en température du corps central (8).

2. Dispositif de mesure (3) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que le corps central (8) et l'enveloppe (9) sont démontables l'un par rapport à l'autre et s'emboîtent l'un dans l'autre selon leur axe longitudinal.

3. Dispositif de mesure (3) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le corps central (8) comprend des rainures périphériques délimitant des logements (24a, 24b, 24c, 24d) pour les joints (7a, 7b, 7c, 7d) et délimitant les premier, deuxième et troisième espaces (10, 11, 12).

4. Dispositif de mesure (3) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le corps central (8) comprend des ailettes (25) de transmission de la chaleur en saillie dans le troisième espace (12).

5. Dispositif de mesure (3) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend quatre joints (7a, 7b, 7c, 7d) annulaires d'étanchéité délimitant, entre eux, successivement le premier espace (10), le troisième espace (12) et le deuxième espace (11).

6. Dispositif de mesure (3) selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend un système électrique de chauffage de l'air (43, 46, 47) disposé dans un conduit d'air (38) extérieur à l'enveloppe

(9) et en communication avec le troisième espace (12).

7. Dispositif de détection (1) de la position d'au moins une zone (60) en mouvement, analysée par imagerie médicale, du corps (2) d'un patient, caractérisé en ce qu'il comprend
5 un dispositif de mesure (3) selon l'une des revendications précédentes et en ce qu'il comprend un module électronique de gestion (30) agencé de façon à fournir des données représentatives de la mesure de la pression différentielle entre la pression amont et la pression aval, ces données
10 étant traitées pour générer un signal numérique (40) de données représentatives d'un volume respiratoire du patient en concordance de temps avec un signal numérique de synchronisation entrant (41) ou sortant (42).

8. Dispositif de détection (1) selon la revendication 7,
15 caractérisé en ce qu'il comprend un boîtier portable (49, 50) de logement du dispositif de mesure (3) et du module électronique de gestion (30), le boîtier (49, 50) étant décalé par rapport à la zone analysée.

9. Dispositif de détection (1) selon la revendication 7
20 ou 8, caractérisé en ce qu'il comprend un inhalateur (51) par lequel respire le patient, cet inhalateur (51) étant relié à un tube (52) de liaison avec un connecteur (53) de branchement à l'entrée (5) du dispositif de mesure (3) dont la sortie (6) débouche dans un espace (54) ouvert à l'air
25 libre, le connecteur (53) et le dispositif de mesure (3) étant décalés par rapport à la zone analysée (60).

10. Ensemble d'imagerie médicale (35) comprenant au moins un dispositif d'imagerie médicale (36) du type dispositif d'acquisition tomographique par émission de positons,
30 dispositif d'acquisition tomodensitométrique ou dispositif d'imagerie par résonance magnétique, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de détection (1) selon l'une des revendications 7 à 9 pour la détection de la position d'au moins une zone (60) en mouvement du corps d'un patient, cette
35 zone (60) étant analysée par le dispositif d'imagerie médicale (35) en liaison de communication avec le dispositif de détection (3).

Fig.1

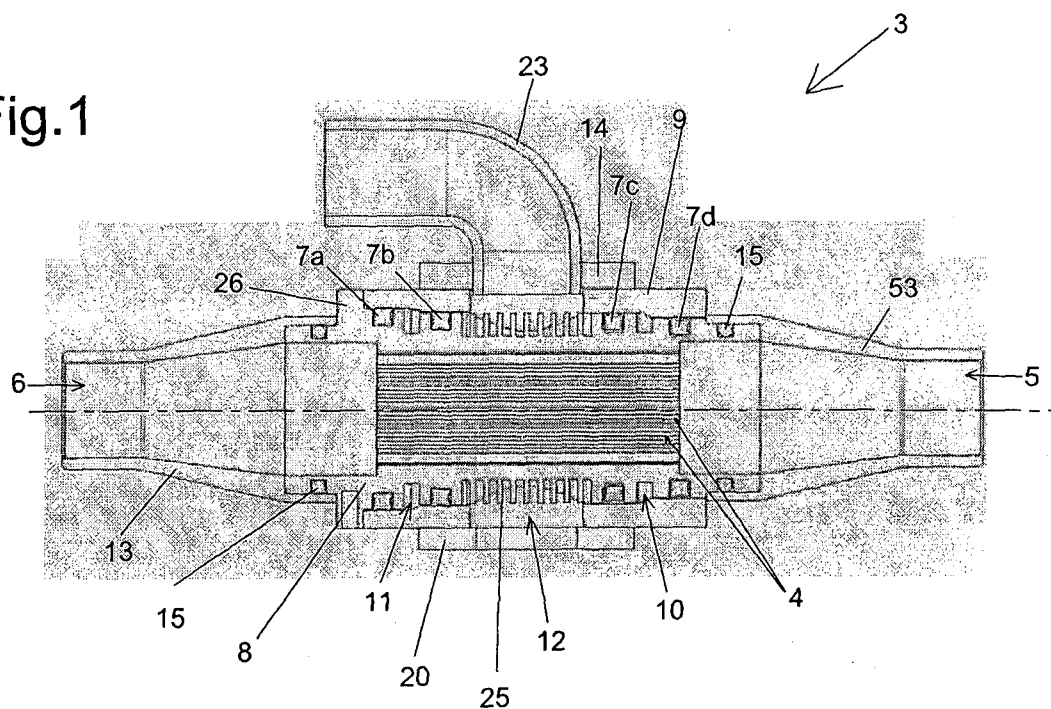


Fig.2

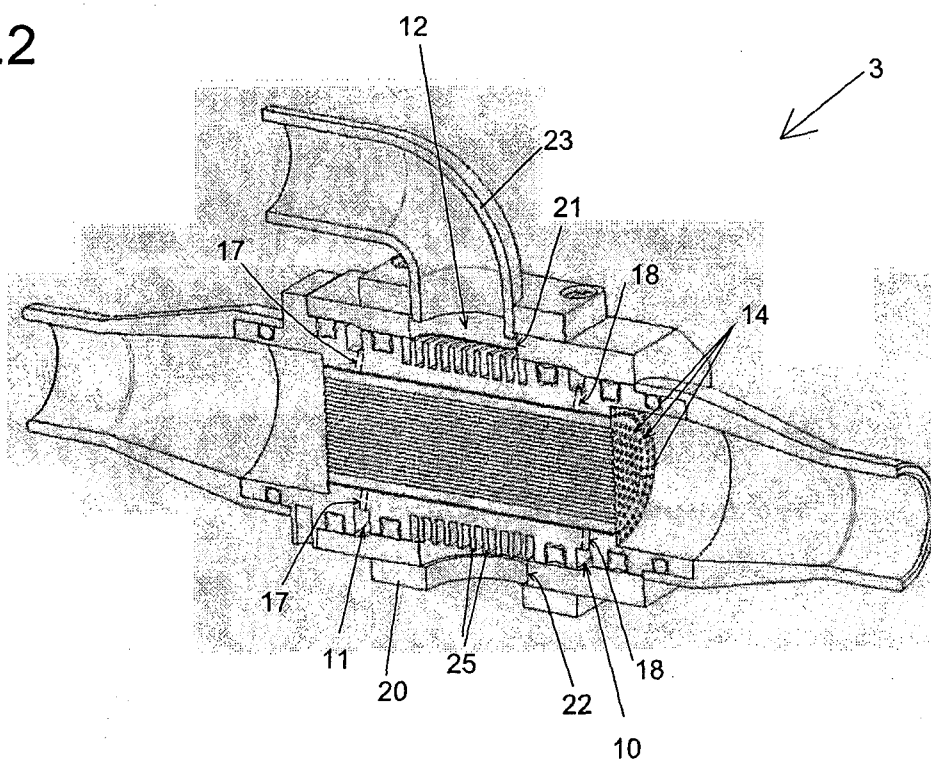


Fig.3

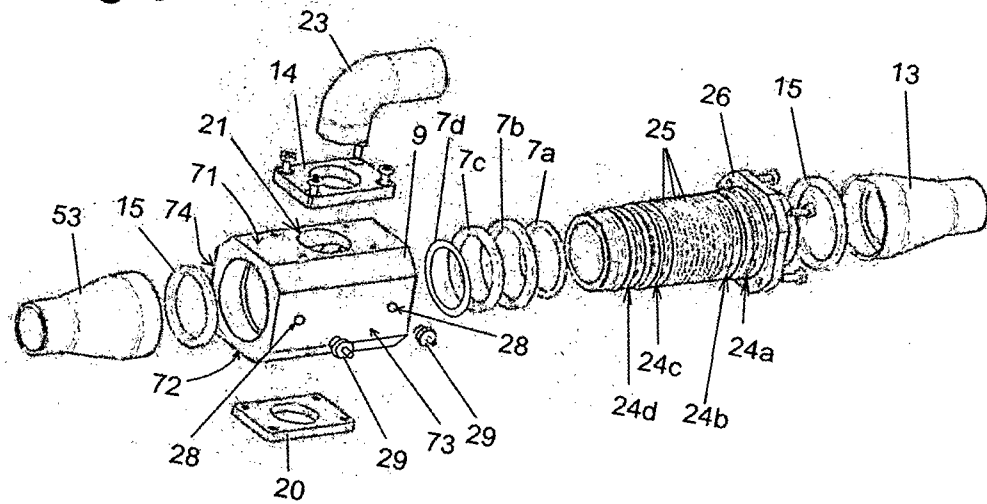
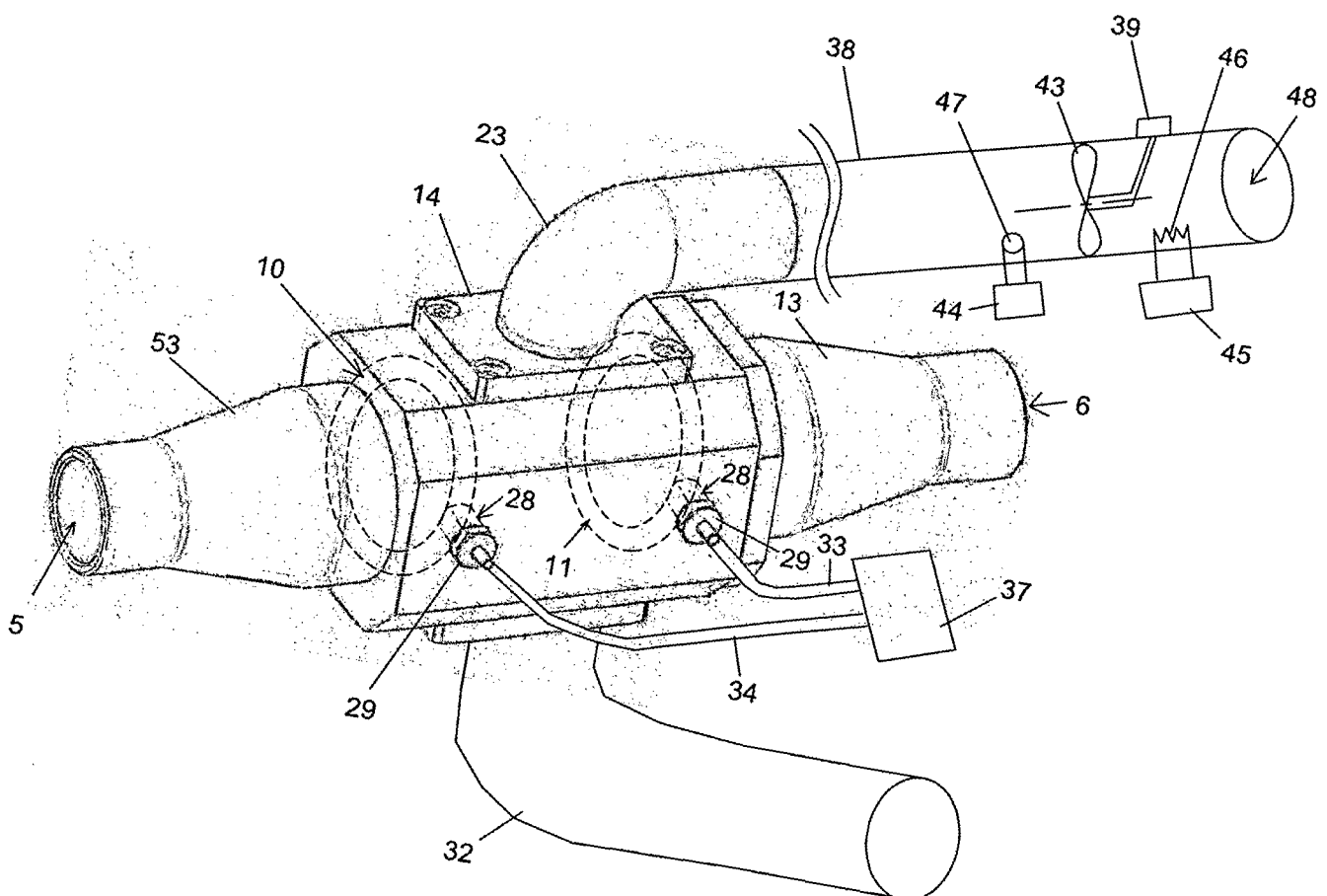


Fig.4



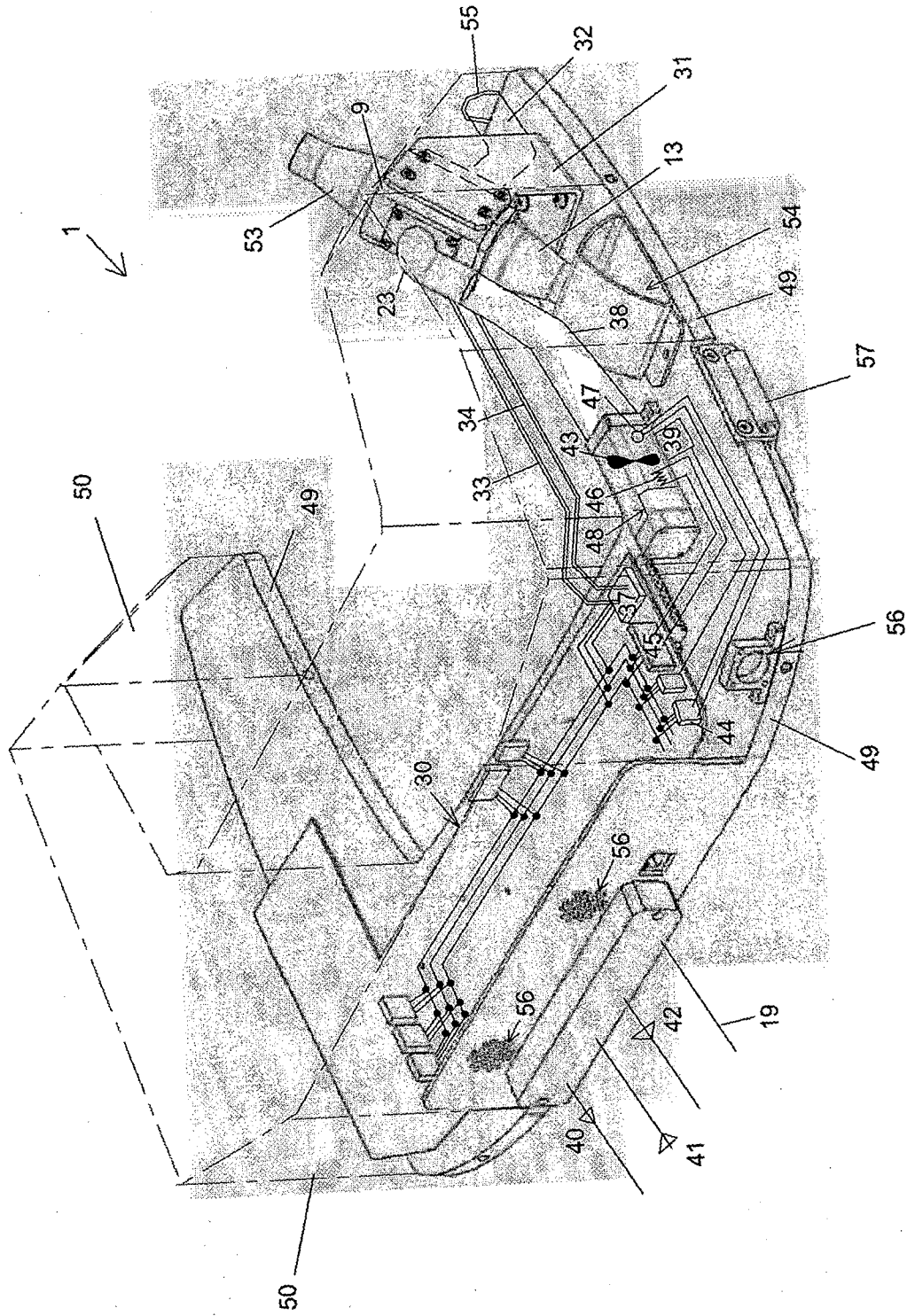


Fig.5

Fig.6

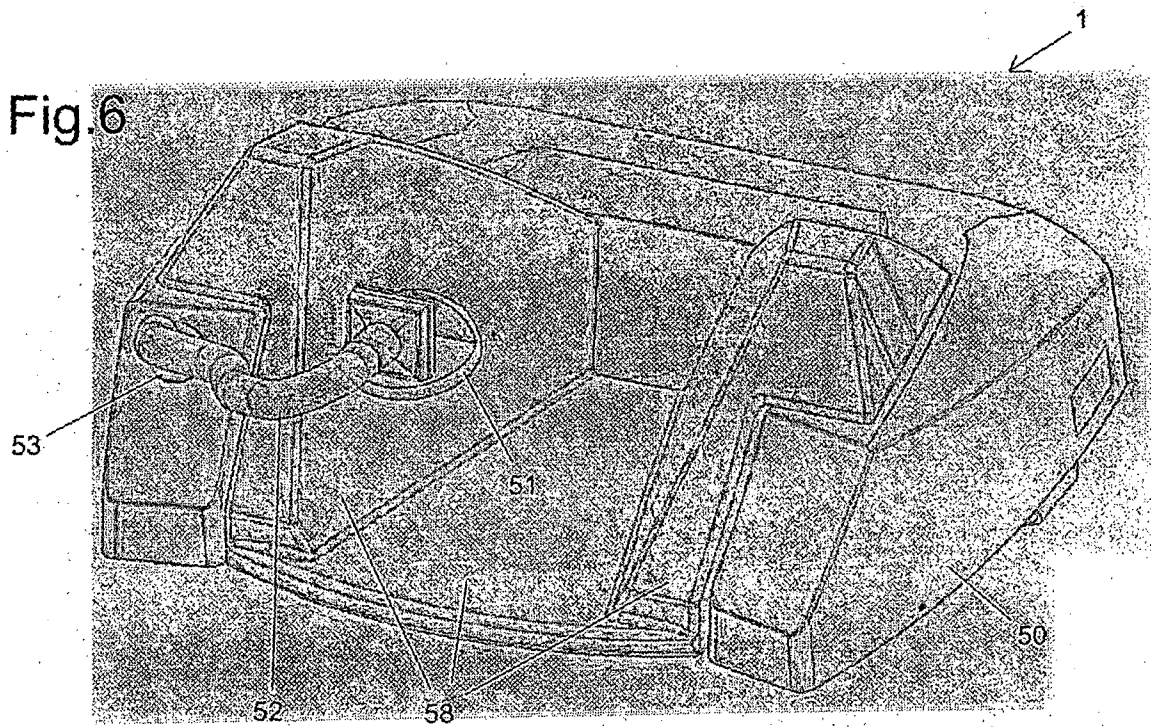
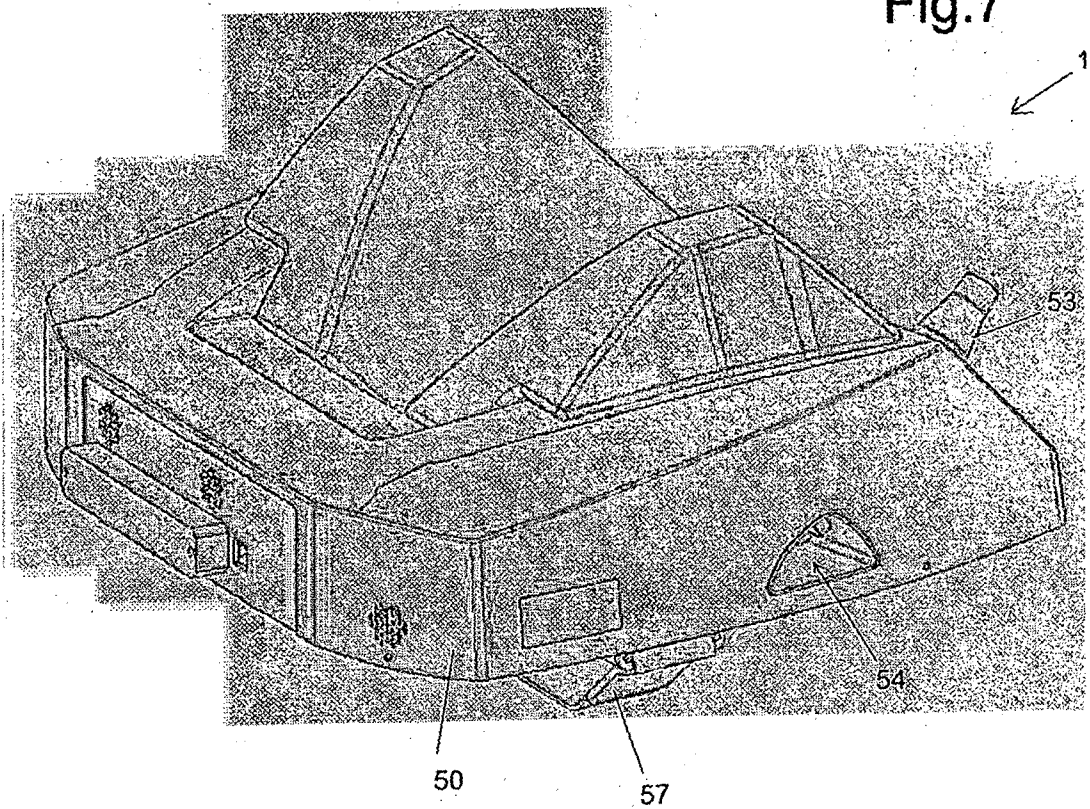


Fig.7



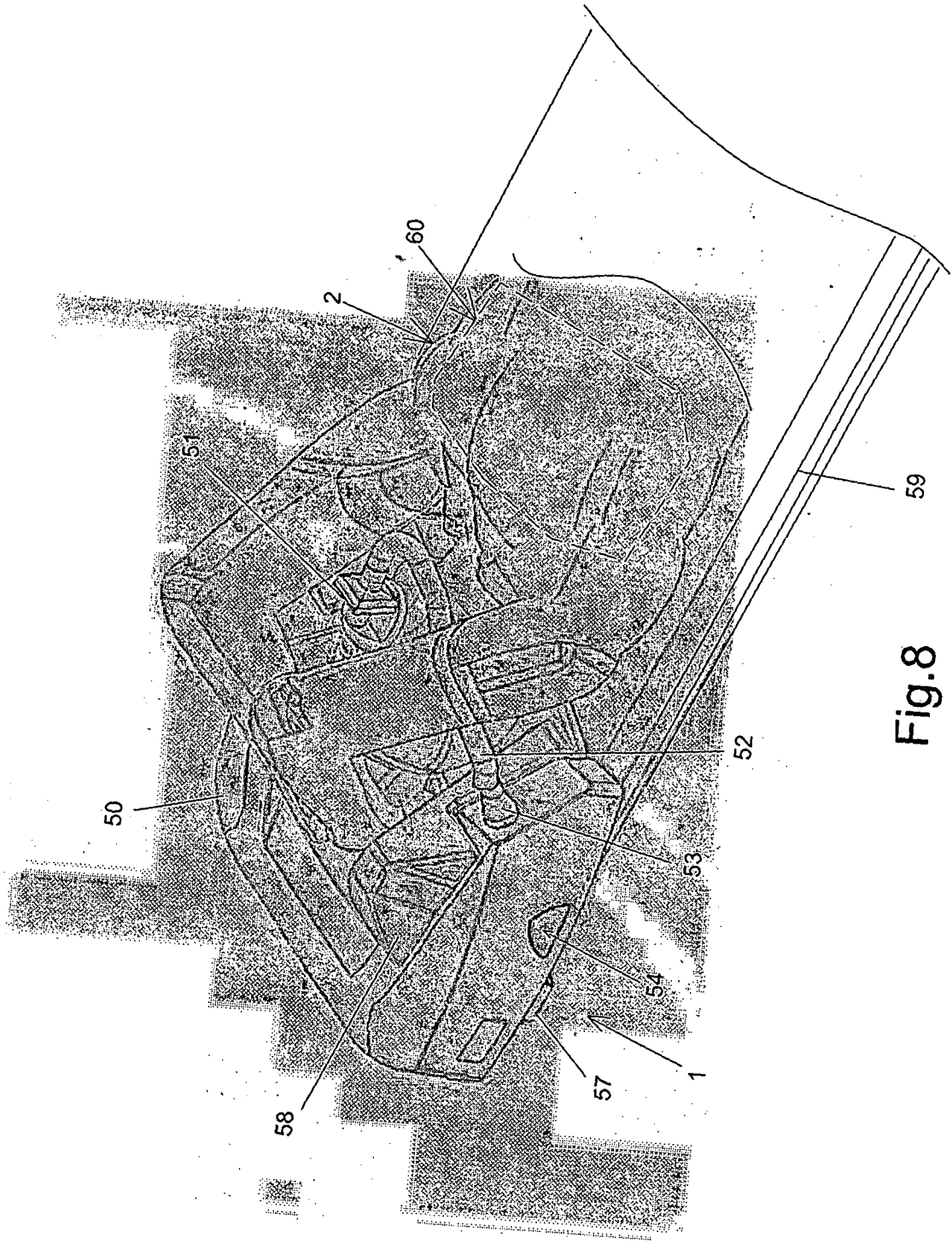


Fig. 8

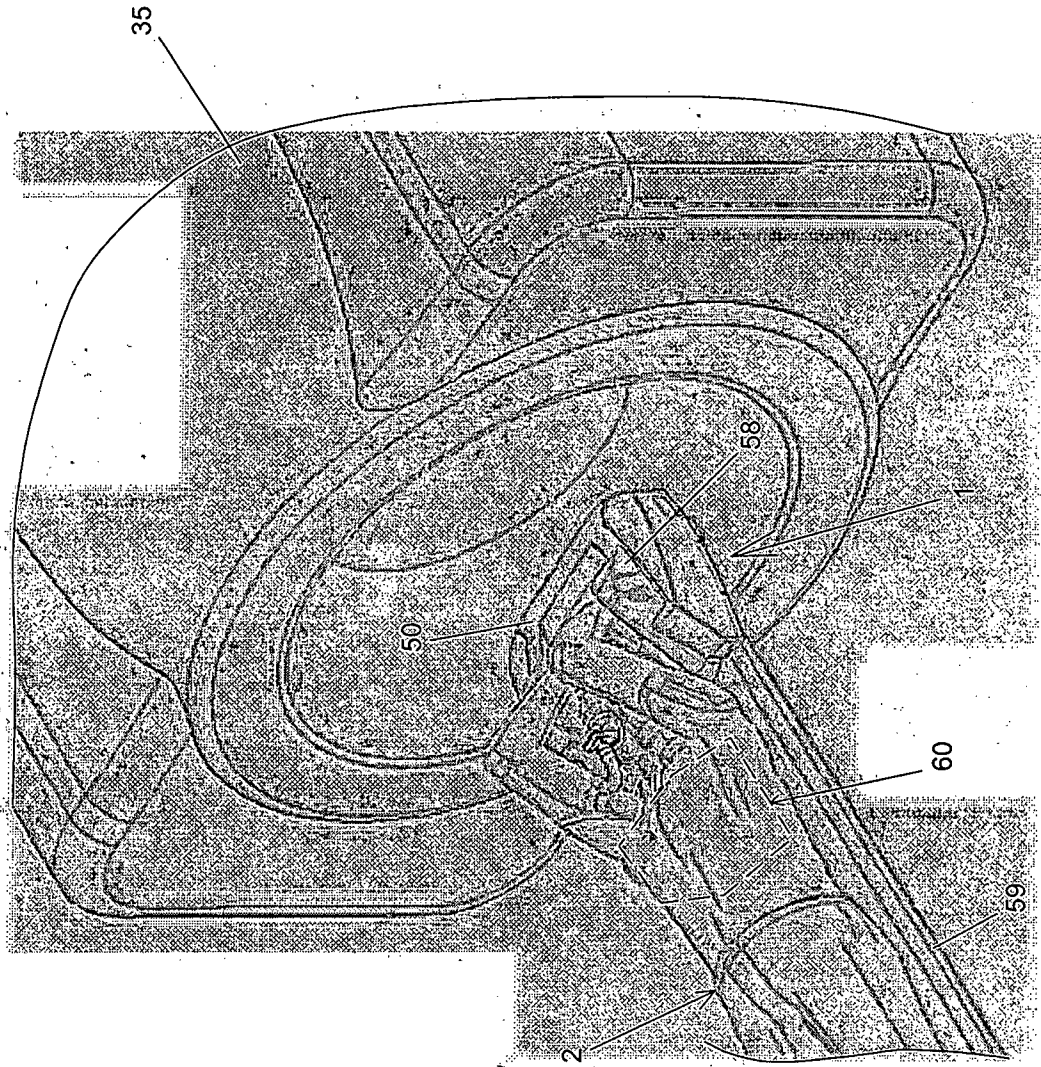
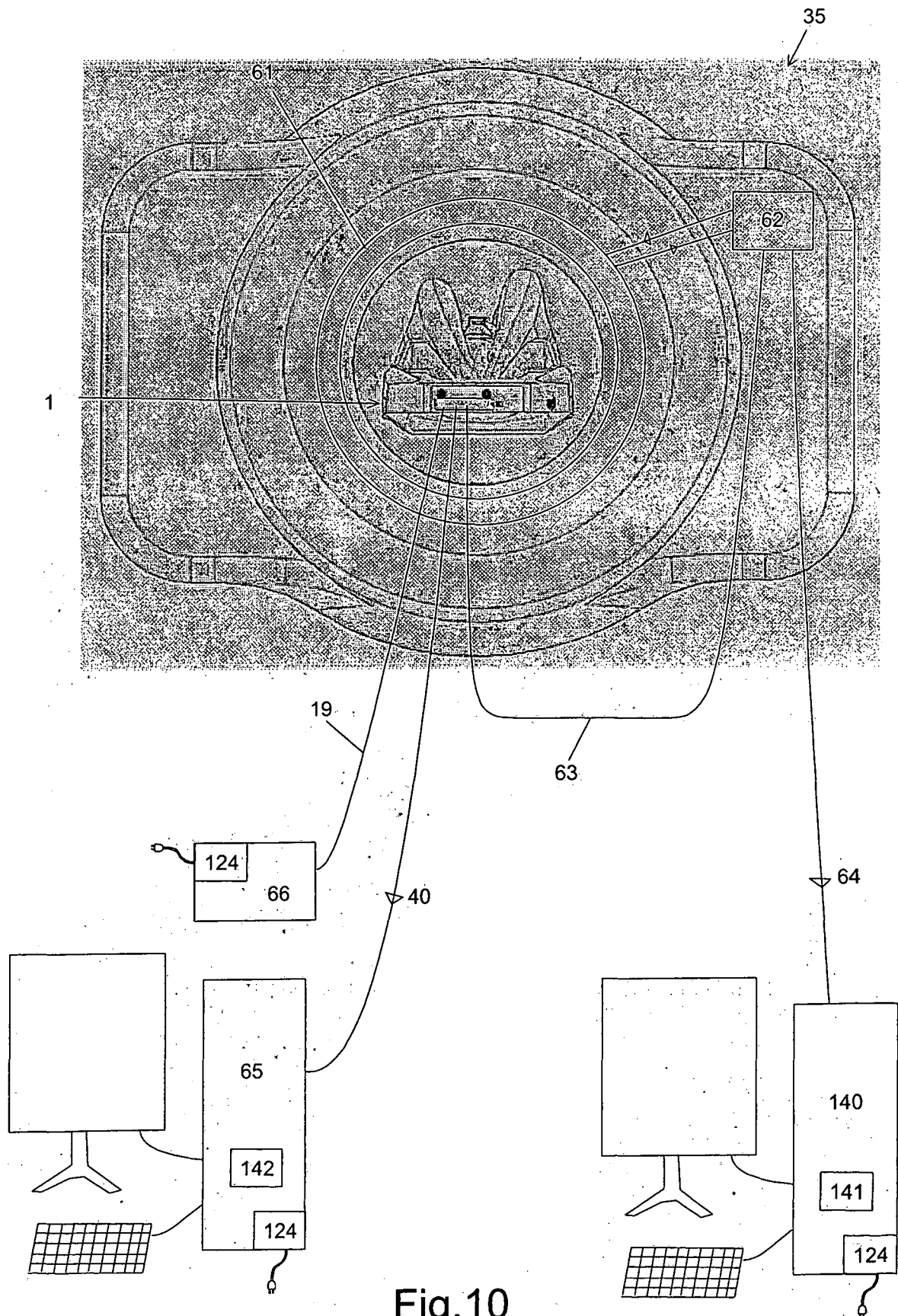


Fig.9



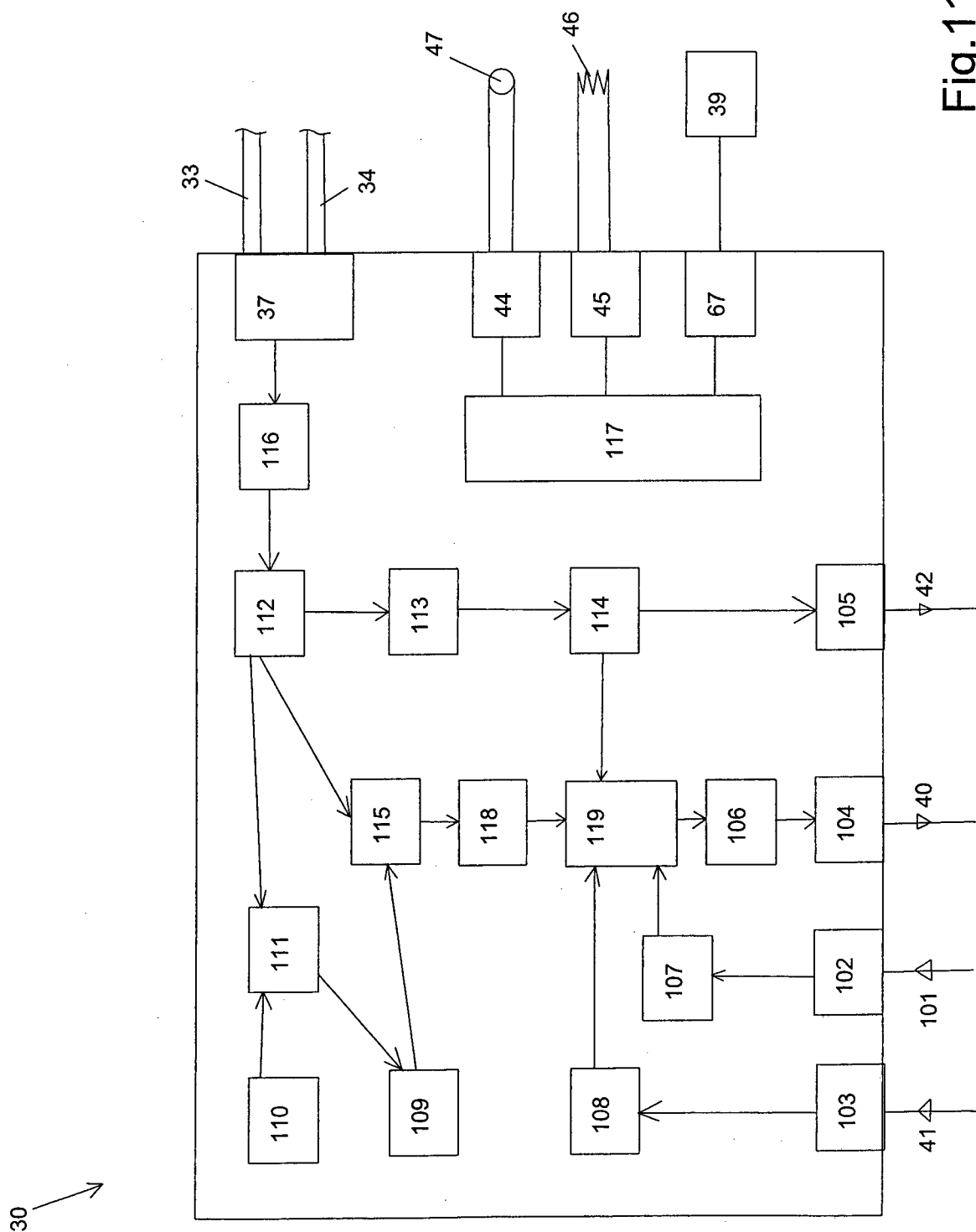


Fig. 11

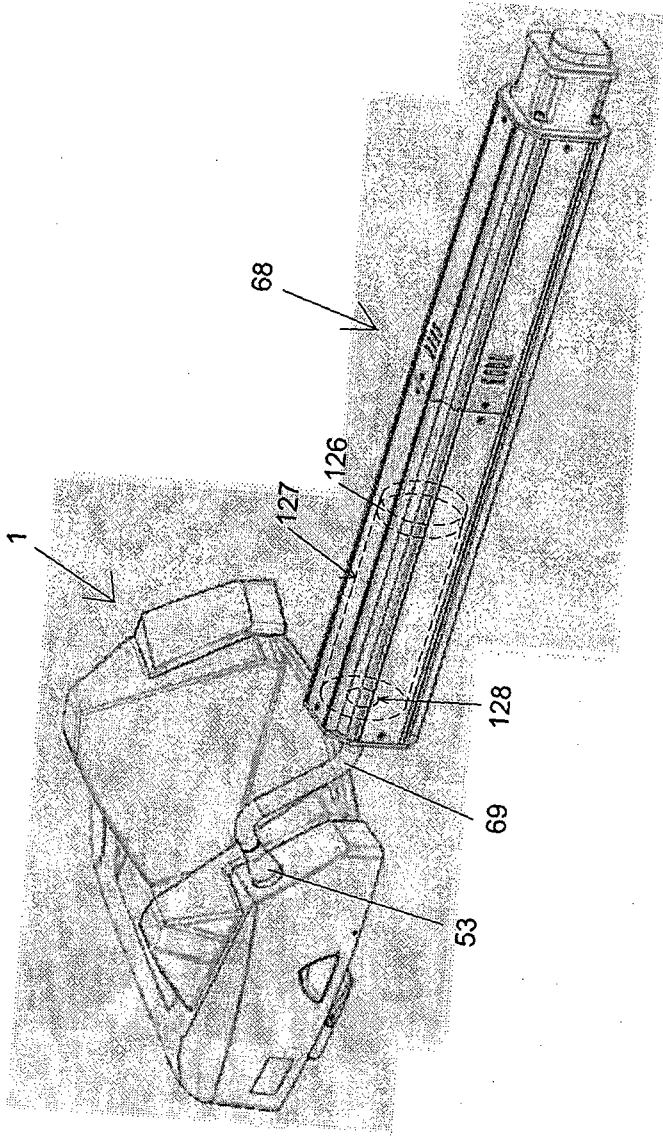


Fig.12