



(22) Date de dépôt/Filing Date: 2002/11/29

(41) Mise à la disp. pub./Open to Public Insp.: 2004/05/29

(51) Cl.Int.⁷/Int.Cl.⁷ A61M 16/00, A61M 1/00

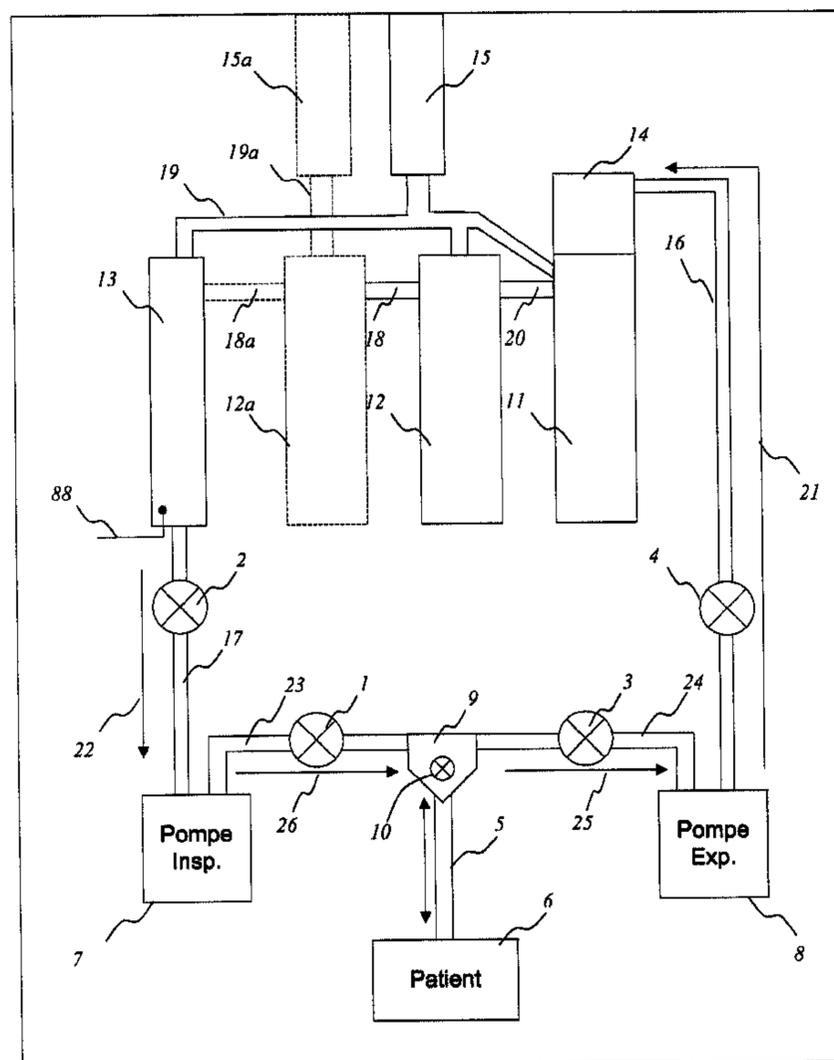
(71) Demandeur/Applicant:
UNIVERSITE DE SHERBROOKE, CA

(72) Inventeurs/Inventors:
ROBERT, RAYMOND, CA;
CYR, STEPHANE, CA;
MICHEAU, PHILIPPE, CA;
WALTI, HERVE, CA;
PRAUD, JEAN-PAUL, CA

(74) Agent: BROUILLETTE KOSIE PRINCE

(54) Titre : UN APPAREIL PERMETTANT D'EFFECTUER DES VENTILATIONS LIQUIDES TOTALES

(54) Title: APPARATUS FOR CONDUCTING TOTAL LIQUID VENTILATION



UN APPAREIL PERMETTANT D'EFFECTUER DES VENTILATIONS LIQUIDES TOTALES

5

DOMAINE DE L'INVENTION

La présente invention concerne un appareil utilisé pour effectuer des ventilations liquidiennes totales.

10

En particulier, mais non exclusivement, cet appareil utilise des oxygénateurs et des condenseurs modulaires qui permettent de s'adapter à la quantité de liquide à traiter et par le fait même au poids du patient, et permet de corriger le volume résiduel contenu dans les poumons du patient à l'aide

15

d'une mesure de la quantité de liquide dans l'appareil.

ARRIÈRE-PLAN TECHNOLOGIQUE

Trois à 5% des nouveau-nés admis à l'unité des soins intensifs sont affectés d'une détresse respiratoire, réfractaire à une ventilation artificielle optimale. L'inflammation pulmonaire est aggravée par les ventilations artificielles conventionnelles. Il en résulte une oxygénation très insuffisante du sang artériel et des différents organes, en particulier le cerveau. Une alternative prometteuse dans le traitement du syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) est la ventilation liquidienne avec l'emploi d'un liquide respirable. Les avantages de cette technique reposent sur des bases théoriques et expérimentales solides, connues depuis maintenant plusieurs années.

20

25

La ventilation liquidienne peut être réalisée de 2 façons, soit la ventilation liquide partielle (VLP) et totale (VLT). La VLP utilise un ventilateur gazeux conventionnel, après avoir rempli partiellement les poumons avec du PFC (perfluorocarbones). Cette technique ne requiert pas de ventilateur
5 spécialisé et elle a fait l'objet d'études cliniques depuis plusieurs années. Cependant, il est clair que les bénéfices optimaux de la ventilation liquide seront obtenus en utilisant la ventilation liquide totale, où les poumons sont complètement remplis de liquide respirable oxygéné de façon externe. De plus, l'idée de remettre le poumon très malade du nouveau-né dans sa
10 condition prénatale en attendant sa guérison (Praud, 2000), apparaît intuitivement très séduisante.

L'avantage considérable de la ventilation liquide par rapport à la ventilation gazeuse dans les défaillances respiratoires aiguës est la
15 possibilité, en annulant l'interface air-liquide, de permettre l'expansion et le recrutement des alvéoles pathologiques « non-compliant » à des pressions beaucoup plus basses. Le risque de volo/barotraumatisme est très diminué, la ventilation alvéolaire est plus homogène, les atelectasies sont éliminées et les inégalités ventilation/perfusion diminuées. Ces bénéfices ont été retrouvés
20 dans toutes les études réalisées sur des modèles animaux de détresse respiratoire du nouveau-né (Hirschl, 1996 ; Pedneault, 1999; Hirschl, 1995 ; Pedneault, 1999 ; Shaffer, 1983 ; Wolfson, 1992).

Les perfluorocarbones sont les plus souvent sélectionnés comme
25 liquide respirable. Ils sont non toxiques, chimiquement stables et biocompatibles. De plus, ils sont identifiés comme liquide "idéal", car ils ont une bonne diffusion dans les voies aériennes, une faible tension de surface et une solubilité importante pour les gaz respiratoires, permettant ainsi d'assurer une oxygénation et une épuration efficace du CO₂ (Clark, 1966). Les PFC
30 permettent aussi de "laver" les voies aériennes des débris et molécules inflammatoires (Wolfson, 1998), et d'administrer des médicaments à visée

locale, tels les dilatateurs d'artères pulmonaires (Wolfson, 1996). Un premier PFC, le perflubron, a été approuvé pour usage médical; d'autres, comme le perfluorobutane, sont en cours d'examen par la FDA.

5 Plusieurs types de ventilateurs liquidiens ont été développés et rendus public dans la littérature. Généralement, les études cliniques ont été réalisées avec des systèmes par gravité, utilisant un réservoir au-dessus et en dessous des poumons du patient pour réaliser l'inspiration et l'expiration. Par contre, ce type de montage ne permet pas de contrôler adéquatement tous les
10 paramètres de la ventilation.

Les laboratoires de recherches ont d'abord construits des ventilateurs liquides à partir d'équipements existants d'oxygénation et de circulation extracorporelle coûteux. Dans la plupart des cas, ils utilisaient un système de
15 pompage complexe, composé de pompes péristaltiques, de réservoirs de liquide ainsi que de plusieurs valves avec des systèmes de contournement. La problématique majeure qui a alors été soulevée par les chercheurs est de designer un ventilateur simple d'utilisation, efficace, sécuritaire et fiable pour amener la VLT dans les soins intensifs.

20 Dans le but de réduire la complexité mécanique des ventilateurs, Hirsch et al. (1996) ont développé un connecteur avec venturi qui permet à la fois d'inspirer et d'expirer sans utiliser de circuit de contournement et qui fournit un écoulement continu de liquide dans tout le système.

25 Shaffer et al. (2000) ont par la suite développé un ventilateur liquidien total qui utilise une pompe à rouleaux pour forcer le PFC au travers d'une boucle de ventilation et de régénération. Cependant, ce type de pompe génère un écoulement pulsé, ce qui induit des oscillations sur les mesures de
30 pression. Donc, les ventilateurs récemment développés (Sekin et al., Larrabe et al. 2001) utilisent une pompe à double piston, dont l'un est dédié à

l'inspiration et le second à l'expiration. Ces pistons sont déplacés simultanément par une plate-forme unique.

L'échangeur gazeux est un élément crucial dans l'efficacité de la VLT, car il doit extraire complètement le CO₂ contenu dans le PFC, pour le remplacer par de l'oxygène avant que le liquide ne soit réintroduit dans les poumons du patient. Or, il est plus facile de dissoudre du CO₂ dans le PFC que de l'oxygène. Donc, pour être en mesure d'effectuer efficacement l'échange gazeux, plusieurs ventilateurs sont équipés d'un oxygénateur sanguin extracorporel qui est coûteux. Cette pièce d'équipement renferme une membrane de silicone à double paroi, entre lesquelles un écoulement d'oxygène pur circule, l'écoulement de PFC s'effectuant à l'extérieur de celle-ci. L'inconvénient majeur est que le liquide employé extrait les huiles contenues dans le silicone, ce qui augmente les coûts de remplacement. De plus, le liquide traverse la membrane et se retrouve dans l'écoulement d'oxygène, augmentant alors les pertes de PFC.

Dans d'autres applications, la combinaison d'un atomiseur avec un bulleur a été développée pour remplacer l'oxygénateur à membrane. La colonne de cet oxygénateur est constituée principalement d'un tube relativement long où le PFC est vaporisé par une buse au haut et l'oxygène est injecté à la base par une pierre poreuse. L'échange gazeux est réalisé par contact direct entre le liquide et les bulles de gaz. L'efficacité de cet échange est accrue en insérant des grilles dans la colonne pour favoriser le temps de séjour des bulles dans le liquide (Sekin et al, 1999).

Cependant, la performance du bulleur avec atomiseur est fortement dépendante du débit. Lorsqu'il est insuffisant, la surface de la pierre poreuse ne génère pas uniformément les bulles. Dans le cas où le débit de gaz est trop important, les bulles générées se joignent pour former un amas de bulles,

ce qui diminue grandement la surface d'échange. De plus, la quantité de liquide pour remplir la colonne est élevée.

Comme alternative aux systèmes d'oxygénation à membrane et au bulleur avec atomiseur, Nugent a développé un nouveau type d'échangeur gazeux pour les liquides respirables (Voir la demande internationale WO 99/62626). Cet échangeur gazeux est constitué d'une unité de dispersion de fluide qui projette le liquide sous forme d'un mince film, mis en contact avec un écoulement d'oxygène.

10

L'écoulement d'oxygène introduit dans l'oxygénateur est évacué, entraînant avec lui le CO₂ et des vapeurs de PFC. Alors, durant la VLT, des pertes significatives de liquide sont présentes. Une analyse multifactorielle, portant sur l'efficacité des échangeurs et la conservation du liquide durant les VLTs, a démontré que les pertes de PFC sont plus importantes sur un bulleur avec atomiseur que sur les oxygénateurs à membrane (Wolfson et al., 1999). Ceci s'explique en bonne partie par le fait que le PFC atomisé est évacué sous forme de minuscules gouttelettes hors de l'oxygénateur par l'écoulement gazeux, en plus des pertes présentes par évaporation.

15
20

Globalement, les pertes de PFC doivent être minimisées, d'abord par mesure d'économie, mais aussi pour éviter d'endommager le matériel médical qui n'est pas compatible avec les vapeurs de PFC. Pour éviter cette situation, un condenseur est généralement mis en place pour récupérer les vapeurs de PFC s'échappant des oxygénateurs, tout en permettant une circulation adéquate des gaz.

25

Cependant, au lieu d'utiliser un système de condensation, un circuit fermé de recirculation des gaz pourrait permettre une rétention quasi complète des vapeurs de PFC. Faithfull et Shutt (1999) ont développé une méthode et un appareil pour ce genre de système, ce qui prolonge l'administration de

30

PFC sans pour autant avoir des pertes excessives reliées à l'évaporation. Par contre, il faut alors un système d'extraction du CO₂ du circuit fermé.

Les intervenants sont conscients que le patient peut souffrir d'une hyper distension des poumons, d'un écrasement des voies respiratoires ainsi que d'une diffusion incomplète des gaz. Donc, le ventilateur doit informer les intervenants de l'état du patient à l'aide de mesures comme la compliance, la pression dans les voies respiratoires, le volume des poumons, etc. À titre d'exemple, Shaffer et al. (1994) ont développé un procédé de contrôle pour un ventilateur liquidien, basé sur la comparaison des conditions actuelles avec un intervalle de valeurs souhaitées qui détermine l'indication d'une alarme ou l'activation d'une servo-valve sur le réseau de conduit.

Néanmoins, le problème n'est pas de décider quand indiquer une alarme, mais d'avoir une mesure continue sur le volume de liquide dans les poumons. Par exemple, si une légère erreur se produit entre le volume injecté et retiré des poumons, l'erreur à long terme fait augmenter ou diminuer le volume résiduel de liquide dans les poumons. Actuellement, il n'y a pas de moyen efficace pour mesurer en continu ce volume de liquide (en sachant que la mesure de la variation du poids du patient ne peut pas être mis en place aux soins intensifs comme moyen pratique).

SOMMAIRE DE L'INVENTION

Ainsi, la présente invention concerne un appareil pour effectuer des ventilations liquides totales, comprenant au moins un oxygénateur. L'appareil peut comprendre des pompes contrôlées indépendamment les unes des autres, des moyens pour mesurer la quantité de liquide dans l'appareil, et des moyens pour corriger le volume résiduel de liquide contenu dans les poumons du patient à l'aide de cette mesure de la quantité de liquide dans l'appareil.

L'appareil peut par ailleurs présenter une modularité qui permet de l'ajuster au poids du patient.

5 D'autres objets, avantages et caractéristiques de l'invention, ainsi que ceux qui précèdent, deviendront plus apparents à la lecture de la description non limitative qui suit d'un mode de réalisation illustratif de l'invention, donné à titre d'exemple seulement avec référence aux dessins annexés.

BRÈVE DESCRIPTION DES DESSINS

10

Dans les dessins non limitatifs ci-joints :

15 La figure 1 est un schéma du circuit liquide du mode de réalisation illustratif d'un appareil pour effectuer des ventilations liquidiennes totales conforme à l'invention, avec ses différentes composantes ;

La figure 2 illustre la séquence des actions des différentes composantes du ventilateur de la figure 1 lors d'un cycle respiratoire ;

20 La figure 3 est une vue isométrique d'un module d'oxygénation du liquide respirable faisant partie du mode de réalisation illustratif de la figure 1, ainsi que d'une coupe partielle permettant de montrer les composantes pour le chauffage, intégrées à ce dernier ;

25 La figure 4 est une vue en coupe d'un module d'oxygénation et des composantes du système chauffage faisant partie du mode de réalisation illustratif de la figure 1, qui permet de montrer la compartimentation et le parcours du PFC dans le module ;

30 La figure 5 est une vue en coupe regroupant les deux types de module d'oxygénation ainsi que des composantes du système de chauffage et de

filtration faisant partie du mode de réalisation illustratif de la figure 1, en plus de démontrer le parcours du liquide dans ces composants ;

La figure 6 est un schéma qui présente un exemple de contrôle de la
5 température du liquide dans les 2 types de modules d'oxygénation ;

La figure 7 illustre, pour fins d'exemple, un aspect modulaire des modules d'oxygénation;

10 La figure 8a est une vue en isométrie présentant un exemple de module de condensation développé pour récupérer le PFC s'échappant des modules d'oxygénation ainsi que du réservoir auxiliaire ;

La figure 8b est une vue de face présentant un exemple de parcours
15 de l'écoulement gazeux, s'échappant des modules d'oxygénation et du réservoir auxiliaire, au travers du module de condensation ;

La figure 9 est un vue isométrique illustrant un exemple d'aspect
modulaire des modules de condensation et présentant la façon dont le
20 contrôle de la température de ces modules s'effectue ;

La figure 10 est une vue en isométrie d'un exemple de pompe avec un
schéma qui décrit la façon dont le contrôle de la position du piston est
effectué ;

25

La figure 11 est une vue en isométrie d'un exemple de valve par écrasement accompagnée de son schéma de contrôle ;

La figure 12 est un schéma présentant les éléments raccordés sur le
30 PLC (Programmable logic controller) du mode de réalisation illustratif de la figure 1, ainsi que le pupitre de commande ; et

La figure 13 est un schéma présentant un exemple de contrôleur typique, employé pour asservir les systèmes de pompage, de chauffage et de condensation.

5

DESCRIPTION DÉTAILLÉE DU MODE DE RÉALISATION ILLUSTRATIF

La problématique majeure qui a été soulevée est de designer un ventilateur simple d'utilisation, efficace, sécuritaire et fiable pour amener la VLT dans les soins intensifs. Ceci implique donc le développement et l'intégration, de plusieurs composants dont la pompe, l'oxygénateur, le système de chauffage, le condenseur, le filtre et le contrôleur. De plus, dans l'optique d'utiliser cette technologie sur tous les types de patients allant du prématuré à l'adulte, cet équipement doit être en mesure de s'adapter facilement sans avoir besoin de redimensionner et changer tous ces composants.

L'aspect modulaire et intégré du mode de réalisation illustratif rencontre cette problématique. Ce mode de réalisation illustratif est constitué de différents modules intégrant à la fois le système d'oxygénation, de chauffage, de filtrage et de condensation. Ces modules peuvent être dupliqués et mis en parallèle ou en série, dans le but de traiter davantage de liquide respirable, s'il survient la nécessité de ventiler des personnes de poids supérieur.

25

De plus, le mode de réalisation illustratif permet la sélection de différents cycles qui guident les intervenants dans les phases préalables à la ventilation. Ainsi, la phase de démarrage augmente et maintient la température du volume initial de liquide à la valeur désirée en plus de l'oxygéner à 100%. La phase de remplissage, quant à elle, permet de remplir les poumons de liquide à l'aide d'une pompe sur le montage. L'appareil

30

indique alors en temps réel la quantité qui a été injectée. Finalement, le cycle de respiration est enclenché, permettant ainsi d'insérer et de retirer un volume inspiratoire et expiratoire.

5 Les paramètres temporels, volumiques et fonctionnels pour chacun de ces cycles sont entrés sur un pupitre de commande, lequel communique continuellement avec le PLC qui contrôle l'ensemble du ventilateur liquidien. Ces paramètres peuvent être modifiés pendant le déroulement des cycles. Différentes options sont aussi disponibles comme la modification des profils
10 inspiratoire et expiratoire, l'arrêt ou la mise en marche des systèmes, etc.

Pour réaliser ces cycles, le liquide est transporté jusqu'au patient à l'aide de conduits, créant un circuit liquide simple et complet. Le mode de réalisation illustratif de la présente invention contient seulement un circuit,
15 mais il donne accès à toutes les composantes actives du ventilateur développé. Cinq valves et deux pompes indépendantes, dont une valve manuelle au niveau du tube endotrachéal permettant d'isoler le circuit liquide des poumons du patient, permettent de diriger le liquide respirable dans la composante désirée.

20

Le système de pompage indépendant permet aussi de corriger le volume résiduel, contenu dans les poumons du patient pendant les cycles de respiration. Ceci n'est pas possible à réaliser si les pistons des pompes sont déplacés simultanément par la même plate-forme. La grandeur de la
25 correction à effectuer, si nécessaire, est déterminée grâce à la présence d'un réservoir auxiliaire instrumenté, indiquant le volume de liquide dans le ventilateur. Cette donnée permet de déduire la quantité de liquide dans le patient. De plus, la motorisation indépendante permet de gagner du temps d'oxygénation pendant la phase d'inspiration. Ainsi, le PFC expiré bénéficie
30 de secondes supplémentaires pour évacuer son CO₂.

Le liquide expiré entrant dans l'oxygénateur n'est pas en contact direct avec le liquide sortant de ce dernier, car l'intérieur est divisé en 2 sections distinctes, séparées par une paroi. Ainsi, le temps d'oxygénation est accru et l'élimination du CO₂ est grandement favorisée.

5

Circuit liquide

Le système de la figure 1 comprend un tube endotrachéal 5 dont une extrémité est insérée dans la trachée du patient 6. Ce tube 5 permet d'insérer
10 ou de retirer du liquide des poumons. La seconde extrémité du tube endotrachéal 5 est branchée sur un connecteur en « Y » 9, muni d'une valve manuelle 10. Lorsque cette valve 10 est fermée, elle isole le circuit liquide du ventilateur des poumons du patient 6. Il est alors possible de mettre en place des cycles qui autrement enverraient du liquide dans les poumons du patient
15 6.

Le connecteur en « Y » 9 permet de joindre l'une des extrémités des conduits 23 et 24 au tube endotrachéal 5. La seconde extrémité du conduit 23 est branchée sur la pompe d'inspiration 7, qui est reliée au réservoir auxiliaire
20 13 via le conduit 17. Finalement, la seconde extrémité du conduit 24 est reliée à la pompe d'expiration 8, qui communique au filtre 14 (intégré à l'oxygénateur 11), via le conduit 16.

Les éléments 1, 2, 3 et 4 de la figure 1 sont des valves par
25 écrasement. Lorsqu'elles sont ouvertes, elles permettent l'écoulement dans le conduit auquel elles sont associées. Ainsi, il est possible de diriger le liquide dans toutes les composantes du circuit global selon les différentes combinaisons d'ouverture et de fermeture de ces valves 1, 2, 3 et 4.

30 Le réseau de conduits 19 sert à acheminer l'écoulement gazeux s'échappant des oxygénateurs 11, 12 et du réservoir tampon 13, vers le

condenseur 15. Le PFC condensé retourne sous forme liquide, à l'oxygénateur 11, par les conduits 19.

Pour améliorer l'oxygénation, il est possible de mettre un second oxygénateur 12a en série avec l'oxygénateur 12. L'écoulement de gaz s'échappant de ce nouvel oxygénateur 12a sera dirigé par un conduit indépendant 19a vers un condenseur 15a attitré exclusivement à ce dernier.

Le conduit 20 achemine le liquide en trop de l'oxygénateur 11 vers l'oxygénateur 12. Le conduit 18, quant à lui, dirige le liquide en trop de l'oxygénateur 12 vers un troisième oxygénateur 12a ou vers le réservoir auxiliaire 13.

(Cycle avec patient)

15

Lorsque la valve 2 est ouverte et la valve 1 est fermée, la pompe d'inspiration 7 est en mesure d'aspirer du liquide contenu dans le réservoir auxiliaire 13 via le conduit 17. Le liquide circule alors dans le sens de la flèche 22. Dans le cas où la valve 1 est ouverte, les valves 2 et 3 sont fermées et la pompe d'inspiration 7 est remplie de liquide et peut alors le pomper par le conduit 23 jusqu'au « Y » 9. Ce connecteur 9 dirigera le PFC vers les poumons du patient 6 par le tube endotrachéal 5. L'écoulement suit alors le sens de la flèche 26.

25

Quand la valve 3 est ouverte et les valves 2 et 4 sont fermées, la pompe d'expiration 8 peut aspirer du liquide contenu dans les poumons du patient 6 par le tube endotrachéal 5, le « Y » 9 et le conduit 24. L'écoulement ainsi créé, suit le sens de la flèche 25. Dans le second cas où la valve 3 est fermée, la valve 4 est ouverte et la pompe 8 contient du liquide, elle peut alors l'expulser par le conduit 16 jusqu'au filtre 14, intégré à l'oxygénateur 11, dans le sens de la flèche 21.

30

(Cycle sans patient)

Lorsque les valves 1, 2 et 3 sont ouvertes et les valves 4 et 10 sont
5 fermées, la pompe d'expiration 8 peut aspirer du liquide du réservoir tampon
13 par les conduits 17, 23 et 24 et par le connecteur en « Y » 9. Dans un cas
similaire, si les valves 1, 3 et 4 sont ouvertes et les valves 10 et 2 sont
fermée, il est possible pour la pompe d'inspiration 7 d'envoyer du liquide
directement au filtre 14 par les conduits 23, 24 et 16 et par le connecteur en
10 « Y » 9.

Ainsi, la valve 10 au niveau du « Y » 9 permet de faire circuler le
liquide dans le ventilateur ou de brancher un ventilateur gazeux durant le
remplissage des poumons. De plus, elle facilite le changement de tube lors
15 des remplissages.

*Séquences**Cycle de démarrage*

20 Lors du remplissage initial de la machine, le PFC est à la température
de la pièce et renferme peu d'oxygène. Pour corriger cette situation, un cycle
de démarrage est mis en marche pour faire circuler le liquide dans les
conduits et les composants du ventilateur. Il passe alors au travers des
oxygénateurs 11 et 12 où sa concentration en oxygène est augmenté à
25 100%. Par le fait même, le PFC est réchauffé par le système de chauffage
intégré aux oxygénateurs 11 et 12. Lorsque la température visée est atteinte,
le système de chauffage ne fait que compenser les déperditions thermiques
pour maintenir la température désirée. Ce cycle permet donc d'oxygéner, de
réchauffer et de maintenir le liquide à la température désirée avant de passer
30 aux cycles de remplissage et de respiration.

Pour effectuer ce cycle, la valve 10 du « Y » 9 est fermée, les valves 1 et 2 sont ouvertes en permanence et le piston 73 (Figure 10) de la pompe d'inspiration 7 est à la position supérieure. Ensuite, la valve 4 est maintenue fermée et la valve 3 s'ouvre pour permettre à la pompe d'expiration 8 de se remplir de PFC, via les conduits 17, 23, 24 ainsi que le « Y » 9. Une fois remplie, la valve 3 se ferme tandis que la valve 4 s'ouvre pour permettre au liquide d'être injecté au niveau du filtre 14 de l'oxygénateur 11 par le conduit 16.

10

Séquence de remplissage

La séquence de remplissage est utilisée pour remplir les poumons du patient 6 à l'aide de la pompe d'expiration 8 et du circuit liquide du ventilateur. Les intervenants fixent les paramètres de remplissage sur le pupitre 97 (Figure 12), pour imposer par exemple, le débit de la pompe 8 et le volume de la CRF (capacité résiduelle fonctionnelle).

L'utilisation de la pompe d'expiration 8 permet à la pompe d'inspiration 7 de se remplir à son tour d'un volume courant déterminé par les intervenants 75 (Figure 10) durant la séquence de remplissage. Ainsi, le cycle respiratoire peut immédiatement débuter, lorsque le remplissage est terminé.

Cette séquence de remplissage débute par l'ouverture des valves 1, 2 et 3 et la fermeture des valves 4 et 10. La pompe d'expiration 8 se remplit ensuite de liquide à partir du réservoir auxiliaire 13 par l'intermédiaire des conduits 17, 23 et 24, ainsi que par le « Y » 9. Par la suite, la valve 1 est fermée et la valve 10 est ouverte. Finalement, les intervenants appuient sur un bouton pour remplir les poumons 6 du volume désiré, avec la pompe d'expiration 8.

30

Cycle de respiration

Le cycle respiratoire se divise en 4 étapes, soit l'inspiration, l'expiration
5 et les arrêts en fin d'inspiration et d'expiration. La figure 2 montre les
différentes actions exécutées par le PLC lors d'un cycle de respiration.

Les paramètres temporels et volumiques 75 (Figure 10) sont
déterminés par les intervenants et communiqués au PLC via le pupitre 97
10 (Figure 12). Ces paramètres peuvent être modifiés en cours de ventilation
pour améliorer ou corriger différentes situations rencontrées.

ÉTAPE 1 : INSPARATION

Pendant l'étape 1, la valve 1 est ouverte et la valve 2 est fermée. Le
liquide contenu dans la pompe d'inspiration 7 est acheminé par le conduit 23
15 au « Y » 9 où l'écoulement est dirigé dans les poumons du patient 6 par le
tube endotrachéal 5. La valve 1 est refermée à la fin de cette étape.

Pendant l'étape 1a, la valve 4 est ouverte et la valve 3 est fermée. La
pompe d'expiration 8 expulse alors très rapidement son liquide via le conduit
20 16 dans le filtre 14 intégré à l'oxygénateur 11. Lorsque la pompe 8 s'est
complètement vidée, la valve 4 est de nouveau fermée.

La phase 1b illustre le temps caché qui est gagné en temps
d'oxygénation, dû au fait que les pompes sont commandées individuellement.
25 Ainsi le PFC bénéficie de secondes supplémentaires pour éliminer son CO₂.

ÉTAPE 2 : TEMPS D'ARRÊT #1 - FIN D'INSPARATION

Lorsque l'étape d'inspiration 1 est terminée, il est souhaitable de faire
un temps d'arrêt pour prendre des mesures de pression au niveau des

poumons du patient 6. Ces mesures serviront à évaluer certains paramètres des poumons, dont la compliance statique.

ÉTAPE 3 : EXPIRATION

5 Durant la phase d'expiration 3, la valve 3 est ouverte et la valve 4 est maintenue fermée. La pompe d'expiration 8 retire du liquide des poumons par le tube endotrachéal 5, le « Y » 9 et le conduit 24, dans le sens indiqué par la flèche 25.

10 Durant la phase 3a, le piston 73 de la pompe d'inspiration 7 ne bouge pas et les valves 1 et 2 sont fermées. Il est alors possible de mesurer le niveau du réservoir auxiliaire 13 à l'aide du capteur 88. En sachant l'efficacité du condenseur 15, cette donnée nous informe sur la possibilité de la présence de pertes dans le circuit liquide ou d'erreurs au niveau des volumes insérés et retirés des poumons.

15

C'est seulement durant la phase 3b que la pompe d'inspiration 7 se remplit de liquide par le conduit 17 relié directement au réservoir auxiliaire 13. Pour ce faire, la valve 2 est ouverte permettant ainsi au liquide de s'écouler dans le sens de la flèche 22. Lorsque la pompe 7 est remplie au volume déterminé par les intervenants, la valve 2 est alors refermée.

20

ÉTAPE 4 : TEMPS D'ARRÊT #2 – FIN D'EXPIRATION

Lorsque la phase d'expiration 3 est terminée, il est possible de faire un second temps d'arrêt pour prendre des mesures de pression au niveau des poumons. Ces mesures serviront à évaluer certains paramètres des poumons, dont la compliance statique.

25

Le cycle retourne alors à l'étape 1 et ce, jusqu'à ce qu'un intervenant mette fin à la ventilation.

Séquence de vidange

Lorsque l'on désire vider les poumons du patient 6, il faut d'abord mettre fin au cycle de respiration. Ce dernier se termine par l'étape 5 d'expiration. Il suffit alors de fermer la valve manuelle 10, de débrancher le tube endotrachéal 5 du connecteur en « Y » 9, puis de pencher le patient 6 pour favoriser l'évacuation du liquide des poumons 6 par gravité.

Estimation de la CRF

Le capteur 88 permet de mesurer le niveau de PFC contenu dans le réservoir auxiliaire 13. En connaissant l'efficacité du condenseur 15, cette donnée nous informe sur la possibilité de la présence de pertes dans le circuit liquide ou d'erreurs au niveau des volumes injectés et retirés des poumons.

La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) théorique est calculée selon l'équation 1 tandis que la CRF estimée, est calculée selon l'équation 2. L'indice k indique les cycles.

$$V_{crf}[k+1] = V_{crf}[k] + V_{ti}[k] - V_{te}[k] \quad (1)$$

$$\hat{V}_{crf}[k+1] = V_{crf}(0) - (V_{ar}[0] * (1 - at) - V_{ar}[k]) \quad (2)$$

20

où,

- V_{crf} ; volume de la capacité résiduelle fonctionnelle (ml);
- V_{ti} , volume courant (tidal volume) dans la pompe d'inspiration 7 à l'étape 4 (ml);
- 25 - V_{te} , volume courant (tidal volume) dans la pompe d'expiration 8 à l'étape 4 (ml);
- $V_{ar}[0]$, volume initial dans le réservoir auxiliaire 13 (ml);
- a, perte au niveau du condenseur en fonction du temps (ml/s); et
- V_{ar} , volume dans le réservoir auxiliaire durant l'étape 3a (ml).

Les deux valeurs doivent concorder pour s'assurer que le volume de liquide dans le patient 6 reste constant. L'augmentation de la valeur de \hat{V}_{crf} par rapport à V_{crf} indique que le volume de liquide dans les poumons diminue.

- 5 Dans le cas contraire, la diminution de \hat{V}_{crf} par rapport à V_{crf} indique une augmentation du volume de PFC dans les poumons du patient.

La motorisation indépendante des pompes 7 et 8, permet de corriger la CRF en cours de ventilation en assignant un volume inspiratoire différent du volume expiratoire ou vice-versa. Ainsi, si l'on désire augmenter la CRF, le volume inspiré sera supérieur au volume expiré pendant un nombre de cycles déterminés. Inversement, si l'on veut diminuer la CRF, le volume inspiré sera supérieur au volume expiré pendant un nombre de cycles prescrits.

15 Ainsi :

- Le réservoir auxiliaire permet d'estimer la quantité de PFC présent dans tout le ventilateur et donc de déduire le volume résiduel de PFC dans les poumons du patient 6;
- 20 - La motorisation indépendante et asservie des deux pistons facilite la procédure de mise en fonction du ventilateur;
- La motorisation indépendante des deux pistons maximise le temps de séjour du PFC dans l'échangeur gazeux. En effet, dès que le PFC est retiré des poumons, le piston vide rapidement son contenu dans
- 25 l'échangeur gazeux à un débit supérieur au débit fourni par la pompe d'inspiration;
- La motorisation indépendante permet de corriger le volume de la CRF au cours d'un ou de plusieurs cycles de ventilation :
 - o Il est possible d'augmenter ou de diminuer le volume lors de
 - 30 l'expiration et laisser constant le volume d'inspiration; et

- o Il est possible d'augmenter ou de diminuer le volume lors de l'inspiration et laisser constant le volume expiration; et
- Il est possible de modifier les paramètres suivants en cours de ventilation :
 - 5
 - Le volume courant d'inspiration et d'expiration;
 - Le temps d'inspiration;
 - Le temps d'expiration;
 - Le temps de plateau #1 (temps d'arrêt);
 - Le temps de plateau #2 (temps d'arrêt);
 - 10
 - Le profil de l'étape d'inspiration; et
 - Le profil de l'étape d'expiration.

Oxygénateur

15 La fonction première de l'oxygénateur est de maintenir la quantité d'oxygène dans le liquide à 100%. Pour être en mesure de réaliser cet objectif, un oxygénateur de type bulleur a été développé. La figure 3 présente l'oxygénateur 12 en isométrique et la figure 4 en coupe. La figure 5 présente les oxygénateurs 11 et 12 en coupe, avec le lien qui les unit.

20

Les bulles d'oxygène pures sont générées à la base de chaque oxygénateur 11 et 12 par une membrane perforée 29 qui est maintenue fermement entre les pièces 27 et 30. L'oxygène est amené sous la membrane 29 par l'entrée 39. Les bulles ainsi générées entrent directement en contact

25 avec le PFC contenu dans les sections 35 et 40. L'écoulement gazeux, s'échappe par le haut des oxygénateurs 11 et 12 pour être acheminé au condenseur par les conduits 19. Le PFC contenu dans cet écoulement sera récupéré par le condenseur 15 et retourné sous forme liquide par les conduits 19 à l'oxygénateur 11.

30

L'intérieur de chaque l'oxygénateur 11 et 12 est divisé en deux sections, soit la section intérieure 35, délimitée par le tube 37, et la section annulaire 40 qui est délimitée par les tubes 31 et 37. Ces sections 35 et 40 communiquent entre elles au bas de l'oxygénateur, car le tube 37 ne descend pas jusqu'à la membrane 29. La capacité des sections 35 et 40 est de l'ordre d'un volume courant.

Selon le poids du patient 6 et la quantité de liquide à oxygéner, il est possible de modifier soit la section et la hauteur des tubes 31 et 37 et/ou le nombre d'oxygénateurs. L'augmentation du nombre d'oxygénateur peut se faire en série ou en parallèle selon le besoin. La figure 1 présente l'option en série tandis que la figure 7 présente l'option en parallèle.

À chaque cycle de respiration, le liquide amené par le conduit 16 traverse l'élément filtrant 55 du filtre 14 intégré à l'oxygénateur 11. Le liquide s'écoule ensuite dans la section intérieure 35 de l'oxygénateur 11. L'augmentation du volume dans la section 35 chasse le liquide déjà présent vers la section annulaire 40 en suivant le sens des flèches 79. Ceci évite que le PFC entrant soit en contact avec le PFC sortant de l'oxygénateur, favorisant l'élimination du CO₂ et le temps de séjour dans chaque oxygénateur 11 et 12.

L'écoulement, décrit précédemment par les flèches 79, tend à équilibrer le niveau des sections 35 et 40. Cependant, dès que le niveau de la section 40 atteint le conduit 20, le liquide en surplus est alors dirigé dans la section intérieure 35 du second oxygénateur 12. Ce mécanisme de transvasement maintient le niveau global des oxygénateurs 11 et 12 à la hauteur des conduits de débordement 18 et 20.

Ainsi :

- 5 - La compartimentation de l'échangeur par section impose un circuit du haut vers le bas puis du bas vers le haut au liquide avant de sortir. Ceci évite au liquide entrant d'être directement en contact avec le liquide sortant augmentant ainsi le temps de contact du PFC avec l'oxygène.
- 10 - Les échangeurs modulaires 11 et 12 sont raccordables en série ou en parallèle par de simples tuyaux, car le transfert d'un module à l'autre s'effectue par débordement.
- 15 - Le nombre d'échangeurs modulaires fixe la qualité de l'échange gazeux, et le raccord en série ou en parallèle augmente cette efficacité.
- 20 - Le nombre d'échangeurs modulaires est ajustable en fonction du poids du patient. En effet, en connaissant le poids du patient on détermine la quantité de CO₂ dissous dans le PFC par expiration, et donc le temps de séjour nécessaire dans le bulleur.
- 25 - Le filtre est d'un accès facile et peut être changé en cours de ventilation.
- Le filtre est intégré directement à l'oxygénateur, ce qui réduit la quantité de liquide nécessaire pour remplir le ventilateur en plus d'éliminer les tuyaux pour le relier aux autres composants

Système de chauffage

- 30 La fonction du système de chauffage est de réchauffer la quantité initiale de PFC dans le ventilateur et ensuite de maintenir cette température au niveau désiré. Dans le but de minimiser la quantité de liquide pour remplir

le ventilateur, ce système de chauffage est intégré à la base de chaque oxygénateur 11 et 12.

5 Selon ce qui est présenté à la figure 3, l'élément chauffant 28 de 120W, augmente la température de la pièce métallique 27 qui chauffe alors le PFC qu'elle contient. Les bulles générées par la membrane 29 assurent un brassage constant du PFC, ce qui permet d'obtenir une répartition uniforme de la température dans les sections 35 et 40. La matière isolante 33 empêche les intervenants de toucher les éléments chauds 27 et 28.

10

La figure 6 présente la façon dont l'augmentation et le maintien de la température du PFC sont réalisés. Des capteurs de température 32 sont montés sur la paroi 31 des oxygénateurs 11 et 12 et permettent de mesurer la température du PFC dans la section 40. Ces mesures de température sont
15 d'abord interprétées par un module d'entrée 41 du PLC puis la température de l'oxygénateur 12 est filtrée par un filtre discret 42. Cette donnée est ensuite transmise à un contrôleur 46 qui compare la valeur avec une température de consigne 45 indiquée par les intervenants sur le pupitre de commande 97 (Figure 12). La sortie du contrôleur 46 est finalement envoyée
20 à une électronique 48 qui module la puissance 49 fournie aux éléments chauffants 28 de chaque oxygénateur 11 et 12.

Les températures non filtrées des oxygénateurs 11 et 12 sont aussi utilisées pour indiquer des alarmes 44, comme un mauvais fonctionnement du
25 système de chauffage en situation d'incohérence entre les valeurs de température mesurées.

Par conséquent :

- 30 - L'utilisation d'un fil électrique chauffant externe au module réduit l'encombrement du système tout en permettant un contrôle précis.

- Le système est directement intégré à la base des oxygénateurs, ce qui réduit le volume de remplissage du ventilateur.

5 *Système condenseur*

Le rôle des condenseurs 15 et 15a (Figure 1) est de récupérer le PFC qui s'échappe, sous forme de vapeur et de brouillard, des oxygénateurs 11, 12 et 12a et du réservoir auxiliaire 13. Dans le mode de réalisation illustratif
10 présenté, le condenseur 15 est dédié pour les oxygénateurs 11 et 12 uniquement alors que le condenseur 15a récupère le PFC qui s'échappe de l'oxygénateur 12a lorsqu'il est en série avec l'oxygénateur 12. Lors de la mise en parallèle d'une seconde série d'oxygénateurs 11 et 12, comme présenté à la figure 7, une seconde unité 15 est nécessaire pour récupérer les vapeurs
15 de PFC. En plus, s'il survient un moment où l'écoulement de gaz à traiter dépasse la capacité d'un seul condenseur 15 ou 15a, il est alors possible de partager l'écoulement gazeux entre plusieurs condenseurs mis en parallèle, puisqu'il se présente sous forme modulaire.

20 Le condenseur 15 et 15a développé est un échangeur de chaleur à ailettes. Ces ailettes 63 et 64 (Figures 8a et 8b) sont montées sur une base métallique 61 refroidie par des modules thermoélectriques (MTE) 57 et 58. Pour maximiser la surface d'échange thermique et augmenter l'efficacité, l'alternance des ailettes courtes 63 et longues 64 bornées par les cloisons 65
25 et 67, force l'écoulement à suivre le chemin indiqué par les flèches 66. Pendant toute la durée de son parcours, la température de l'écoulement gazeux diminue et les vapeurs de PFC se condensent à la surface des ailettes 43 et 64, pour finalement s'écouler par les fentes 68 entre les ailettes 63 et 64 et retourner à l'oxygénateur 11 ou 12a selon le cas.

La figure 9 présente l'aspect modulaire du condenseur qui est exploité dans cette présente invention. La mise en série de deux unités de condensation 15 identiques a pour but d'accroître l'efficacité globale au niveau de la récupération des vapeurs de PFC contenues dans l'écoulement gazeux s'échappant des oxygénateurs 11 et 12 ou 12a. Pour ce faire, deux stratégies de contrôle sont mises en place, soit une pour le stade 98 et une seconde pour le stade 99.

Le rôle du premier stade de condensation 98 est de retirer la majeure partie des vapeurs de PFC. Le condenseur doit donc être maintenu à une température évitant toute formation de givre, mais maximisant l'efficacité de la récupération. C'est au contrôleur 52 que revient la tâche de maintenir la température idéale. Il compare alors la température mesurée par le capteur 59 avec une consigne 51 fournie par les intervenants sur le pupitre 97 et envoie le résultat de cette comparaison à une électronique 56 qui module la puissance 54 transmise aux éléments thermoélectriques 57 et 58 de ce même stade de condensation.

Le travail du second stade 99 vise l'extraction du PFC encore présent à la sortie du premier stade 98. Le contrôleur 53 effectue alors des cycles de givrage/dégivrage. Dans un premier temps, la plaque métallique 61a est refroidie à basse température pour givrer le PFC encore présent dans l'écoulement gazeux. Lorsqu'une quantité suffisante s'est accumulée sur les ailettes 63 et 64, le contrôleur 53 active l'étape de dégivrage en inversant la polarité de la tension sur les modules thermoélectriques 57a et 58a. Ils chauffent alors pendant un court instant la plaque froide 61a pour liquéfier le givre de PFC. Une fois que les ailettes 63 et 64 sont complètement déglacées, la phase de givrage est remise en marche. Le contrôleur 53 effectue ce cycle à l'aide du capteur 60 et de l'électronique de puissance 62, dédiée aux modules thermoélectriques 57a et 58a.

Par conséquent :

- Le condenseur réduit considérablement les pertes de PFC tout en assurant la bonne circulation des gaz.
- 5
- Le contrôleur du condenseur inclut des cycles de givrage/dégivrage, ce qui favorise la conservation du PFC en réduisant les pertes jusqu'à zéro et améliore l'efficacité.
- 10
- La modularité du condenseur permet différentes configurations dont une permettant de traiter un volume plus important de gaz s'échappant des oxygénateurs et une seconde augmentant l'efficacité de la récupération du PFC.
- 15
- L'intégration du condenseur à l'oxygénateur diminue les raccords aux autres composants du ventilateur le rendant ainsi plus simple.
- Le contrôle indépendant des unités de condensation permet de mettre en place différentes stratégies de contrôle dans le but d'augmenter
- 20
- l'efficacité de la récupération du PFC.

Système pompe

Les pompes 7 et 8 permettent d'insérer et de retirer une certaine

25

quantité de liquide des poumons du patient 6 selon les paramètres indiqués sur le pupitre de commande 97. Dans le présent mode de réalisation illustratif, la pompe d'expiration 8 est le miroir de la pompe d'inspiration 7, donc le fonctionnement global de chacune est décrit à partir la pompe 7. La figure 10 présente cette dernière plus en détail.

La pompe d'inspiration 7 est constituée d'un moteur 70 monté sur une boîte d'engrenage 71 qui transforme le mouvement rotatif du moteur 70 en mouvement de translation. La boîte d'engrenage met donc en translation une crémaillère 72 qui déplace à son tour un piston 73. C'est ce piston 73 qui met
5 en mouvement le liquide contenu à l'intérieur du cylindre 74. Un potentiomètre linéaire 69, monté sur la crémaillère 72 de la boîte d'engrenage 71, indique la position du piston 73 dans le cylindre 74. Le potentiomètre linéaire 69 peut être remplacé par d'autres capteurs permettant de déduire, de calculer ou de mesurer la position du piston 73.

10

Selon le poids du patient, il est possible d'augmenter le diamètre du piston 73 et du cylindre 74 pour augmenter le volume par pompe, tout en conservant ou en augmentant la longueur du cylindre 74 et par le fait même la course du piston 73. Les cylindres des pompes 74 peuvent être faits d'une
15 matière opaque ou transparente selon les besoins.

Le contrôleur

La tâche du contrôleur est d'insérer et de retirer avec précision le
20 volume, demandé par les intervenants sur le pupitre de commande 97 (Figure 12). Pour se faire, la position mesurée par le potentiomètre 69 est comparée à une référence 76 à l'intérieur du contrôleur 77. Cette référence est modifiable selon les différents paramètres 75 imposés par les intervenants sur le pupitre 97. De plus, elle peut prendre différentes formes, comme par
25 exemple un sinus, une rampe, une exponentielle, etc. et sa durée dans le temps est variable. Le résultat de cette comparaison est alors transmis au servo amplificateur 78 qui ajuste la vitesse du moteur 70.

La largeur du piston monté sur l'appareil est ajustable en fonction du poids du patient. Ainsi, le diamètre actuel convient pour un nouveau-né ou un petit nourrisson de poids inférieur à 9 kg. En doublant le diamètre du piston on peut ventiler un enfant de poids inférieur à 36 kg, et en triplant on peut
5 ventiler un adulte de 81 kg au maximum.

L'asservissement en position de chacun des pistons autorise des profils de ventilation complexes, et la motorisation indépendante des pompes permet de faire des séquences qui ne sont pas possibles autrement.
10

Systeme valve

Les éléments 1, 2, 3 et 4 de la figure 1 sont des valves par
15 écrasement. Les critères qui ont motivé ce choix sont le volume de la valve versus la force disponible et la facilité de stérilisation. Entre chaque utilisation, il n'est pas nécessaire de stériliser la valve, car il suffit simplement de changer la tuyauterie. Pour le concept global, il est tout de même possible d'utiliser d'autres types de valves qui seraient en mesure d'effectuer le même
20 travail.

Le cylindre pneumatique 80 fournit la force nécessaire pour écraser le tube 17 qui la traverse et ainsi bloquer l'écoulement. Les régulateurs de débit 82 et 83 permettent de fixer le temps de fermeture et d'ouverture de la valve,
25 évitant ainsi les sauts de pression dans le circuit liquide. Le capteur 81 monté sur le corps du cylindre 80 indique au PLC (Programmable Logic Controller) 84 si la valve est fermée. Le PLC 84 commande l'ouverture et la fermeture de la valve en envoyant une commande au distributeur 85, qui est alimenté par une source pneumatique 86.
30

La taille des tuyaux admissibles dans la valve peut varier de très petit à $\frac{3}{4}$ de pouce. Cependant, si l'on désire utiliser des tubes ayant un diamètre supérieur à $\frac{3}{4}$ de pouce, il suffit simplement d'augmenter la distance entre les pièces 100 et 101 et la course du cylindre pneumatique 80.

5

Contrôleur

Le contrôleur typique employé pour le système de chauffage, de pompage et de condensation, est présenté à la figure 13. La variable du procédé 89 est comparée à une référence 90. La différence 91 entre ces valeurs est alors multipliée par un gain proportionnel 92, intégrateur 93 et dérivateur 94. Le résultat de chaque produit est ensuite sommé par un sommateur 95 pour former la commande. Cette commande est alors envoyée au système à contrôler, par l'intermédiaire de différent médium.

15

La boîte de saturation 96 limite la commande à l'intérieur d'un intervalle prédéfini de valeurs analogiques. Pour éviter les problèmes causés par l'imposition de cette saturation, l'intégrateur 93 doit être équipé d'une bouche « anti wind-up ».

20

Avantages

Un premier avantage de l'invention est l'échangeur gazeux modulaire qui permet d'ajuster l'appareil au poids du patient. L'intérêt du module pour enfant est qu'il est optimisé pour traiter un débit de PFC correspondant à un patient de 9 kg (prototype actuel). Avec deux (2) et quatre (4) modules pour enfant en parallèle, l'appareil peut ventiler un patient respectivement de 18 et de 36 kg. Pour les adultes, un module dont la surface d'échange gazeux est le double du module pour enfant permet de prendre en charge 36 kg de masse corporelle. Ainsi, avec trois (3) modules pour adulte, l'appareil peut ventiler un patient pesant jusqu'à 108 kg.

25

30

Un autre avantage provient du système de pompage avec pompes indépendantes et d'un réservoir auxiliaire instrumenté. Cette configuration permet d'estimer avec précision le volume complet de PFC dans le ventilateur, et donc d'en déduire le volume de PFC dans les poumons du patient. Elle permet aussi d'optimiser le temps de séjour du PFC dans l'échangeur gazeux, de modifier et/ou corriger le volume pulmonaire en cours de ventilation, et de planifier des profils de ventilation variés. In fine, cela permet au clinicien de moduler et d'optimiser les échanges gazeux grâce à une interface utilisateur/machine performante et simple d'accès.

Ainsi, jusqu'à maintenant, les ventilateurs liquidiens développés résultent de l'assemblage de plusieurs composants disparates: une pompe, un système de chauffage, une unité de contrôle, un condenseur et un oxygénateur. Bien que ce choix de conception peut donner des résultats acceptables pour la ventilation de nouveau-nés qui nécessite de traiter de faibles débits de PFC il s'avère délicat à mettre en oeuvre pour la ventilation liquide totale des adultes car les débits de PFC peuvent être dix fois plus importants. La présente invention répond à ce problème par l'intégration du condenseur et de l'élément chauffant dans ce qu'on appelle un oxygénateur modulaire. Par modularité on entend que l'oxygénateur peut être raccordé en série ou en parallèle avec d'autres oxygénateurs modulaires afin de traiter de grandes quantités de PFC sans avoir à les redimensionner. De plus, la mise en oeuvre de deux pompes contrôlées indépendamment l'une de l'autre et d'un moyen pour mesurer la quantité de liquide dans l'appareil permet d'estimer en tout temps le liquide contenu dans les poumons, et de corriger le volume résiduel de PFC (volume de PFC contenu dans les poumons à la fin de l'expiration).

Bibliographie

Hirschl RB et al. (1995) Liquid ventilation in adults, children and full-term neonates. *Lancet* 346:1201-2.

5 Hirschl RB, Tooley R, Parent A, Johnson K, Bartlett RH. (1996) Evaluation of gas exchange, pulmonary compliance, and lung injury during total and partial liquid ventilation in the acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 24:1001-8.

10 Wolfson MR, Greenspan JS, Deoras KS, Rubenstein SD, Shaffer TH. (1992) Comparison of gas and liquid ventilation: clinical, physiological, and histological correlates. *J Appl Physiol* 72:1024-31.

Wolfson MR, Greenspan JS, Shaffer TH. (1996) Pulmonary administration of vasoactive substances by perfluorochemical ventilation. *Pediatrics* 97:449-55.

Wolfson MR, Greenspan JS, Shaffer, TH. (1998) Liquid-assisted ventilation: an alternative respiratory modality. *Pediatr Pulmonol* 26: 42-63.

15 Pedneault C, Renolleau S, Gosselin R, Letourneau P, Praud JP. (1999) Total liquid ventilation using a modified extra-corporeal gas exchange circuit: preliminary results in lambs. *Pediatr Pulmonol Suppl* 18: A241.

20 Larrabe JL., Alvarez FJ., Gatiadoro Cuesta E., Valls-i-Solers A., Alfonso LF., Arnaiz A., Fernandez MB., Loureiro B., Publicover NG., Roman L., Casle JA., Gomez MA. (2001), Development of a time-cycled volume -controlled Pressure-limited respirator and lung mechanics system for total liquid ventilation., *IEEE Transactions on Biomedical engineering* 48:1134-1144

25 Sekins KM, Nugent L, Mazzoni M, Flanagan C, Neer L, Rozenberg A, Hoffman J. (1999) Recent innovations in total liquid ventilation system and component design. *Biomed Instrum Technol* 33 :277-84.

1/13

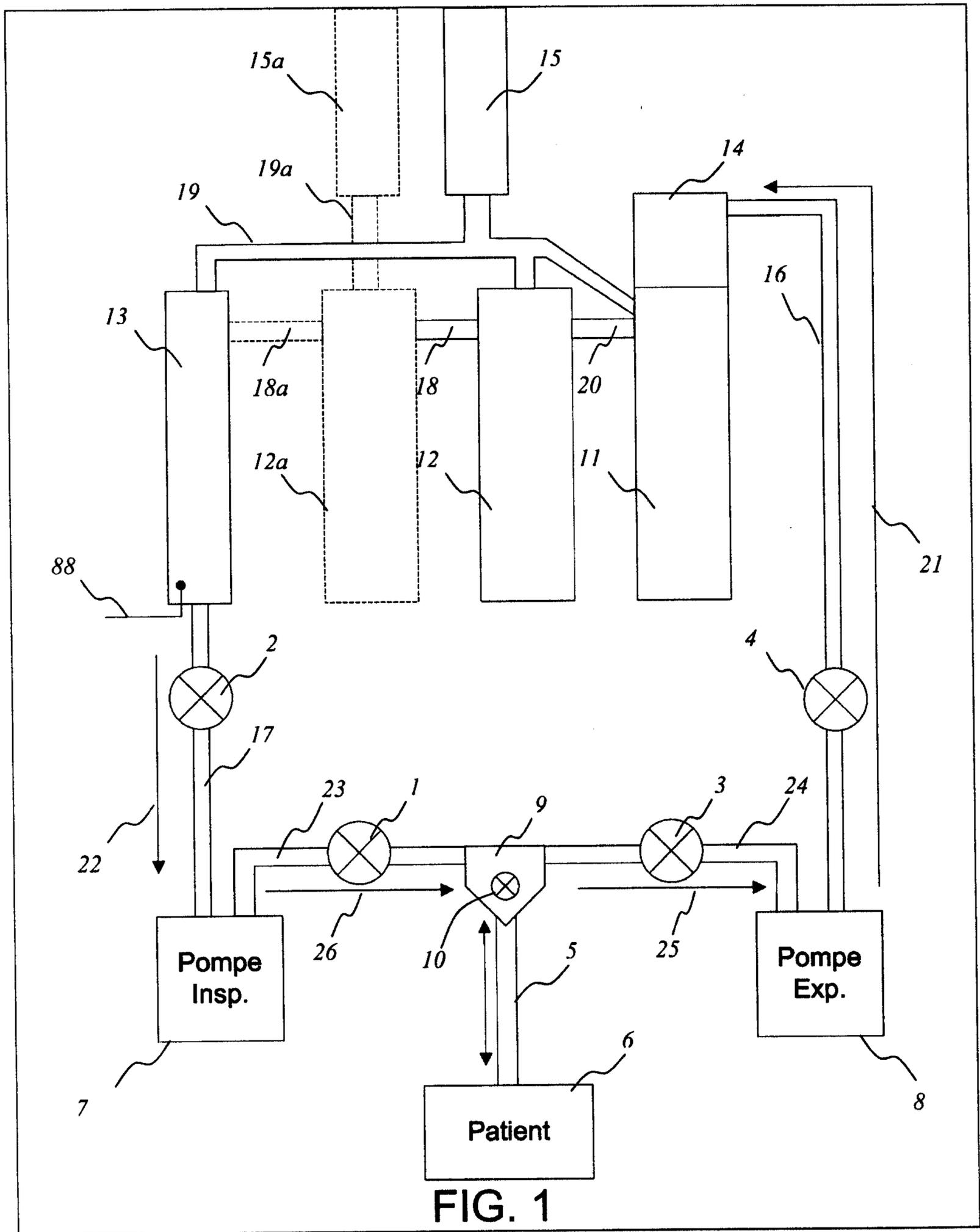


FIG. 1

2/13

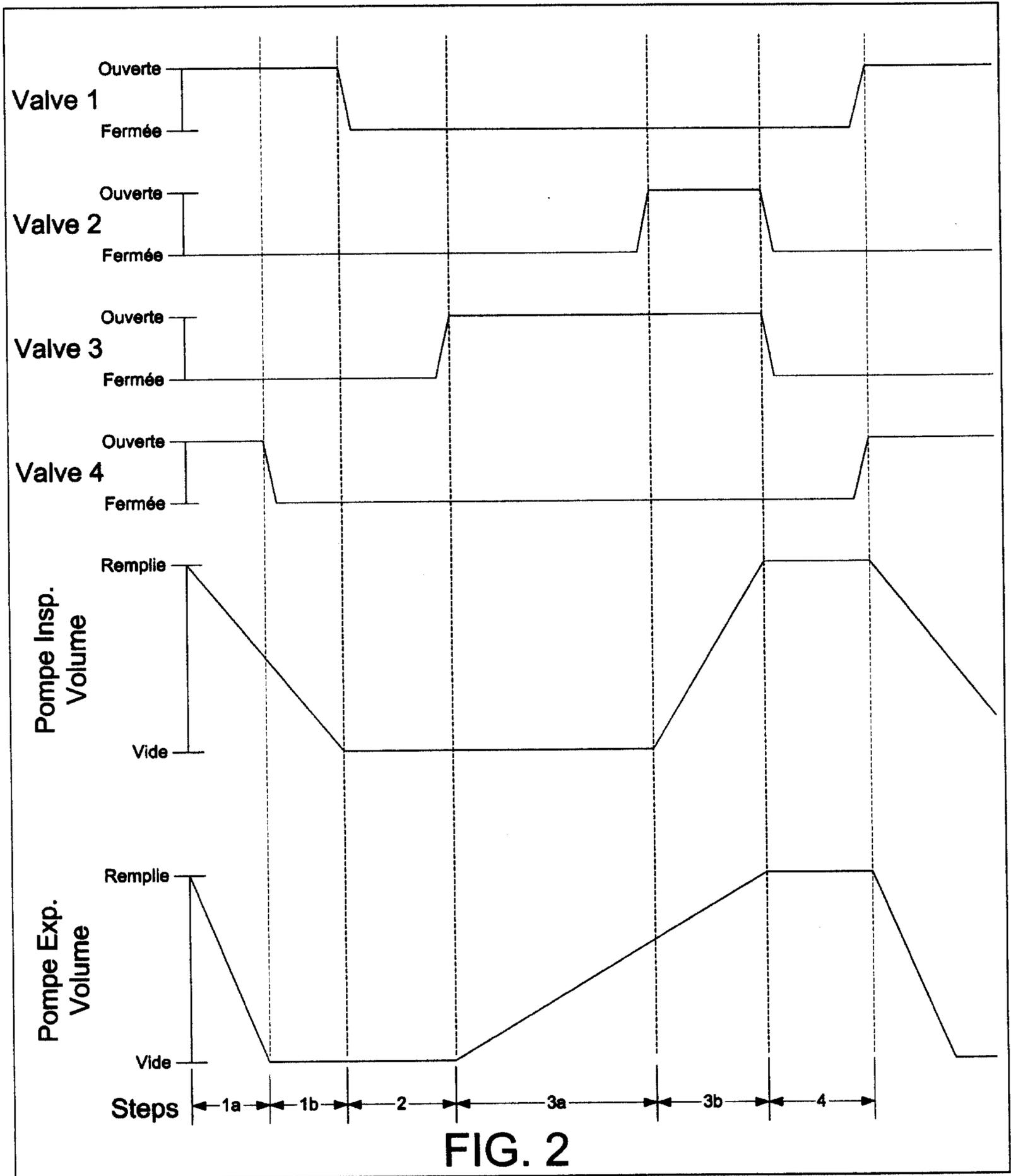


FIG. 2

3/13

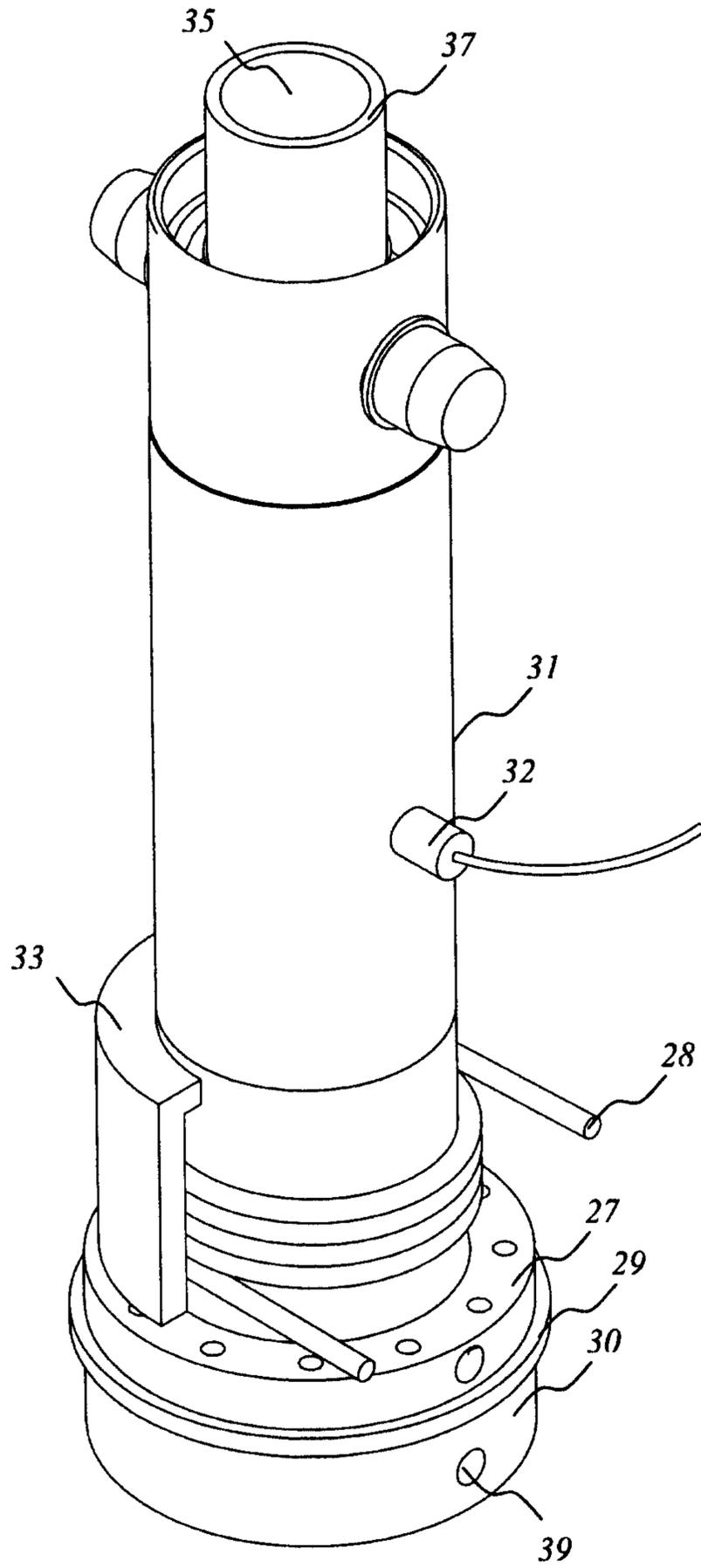


FIG. 3

4/13

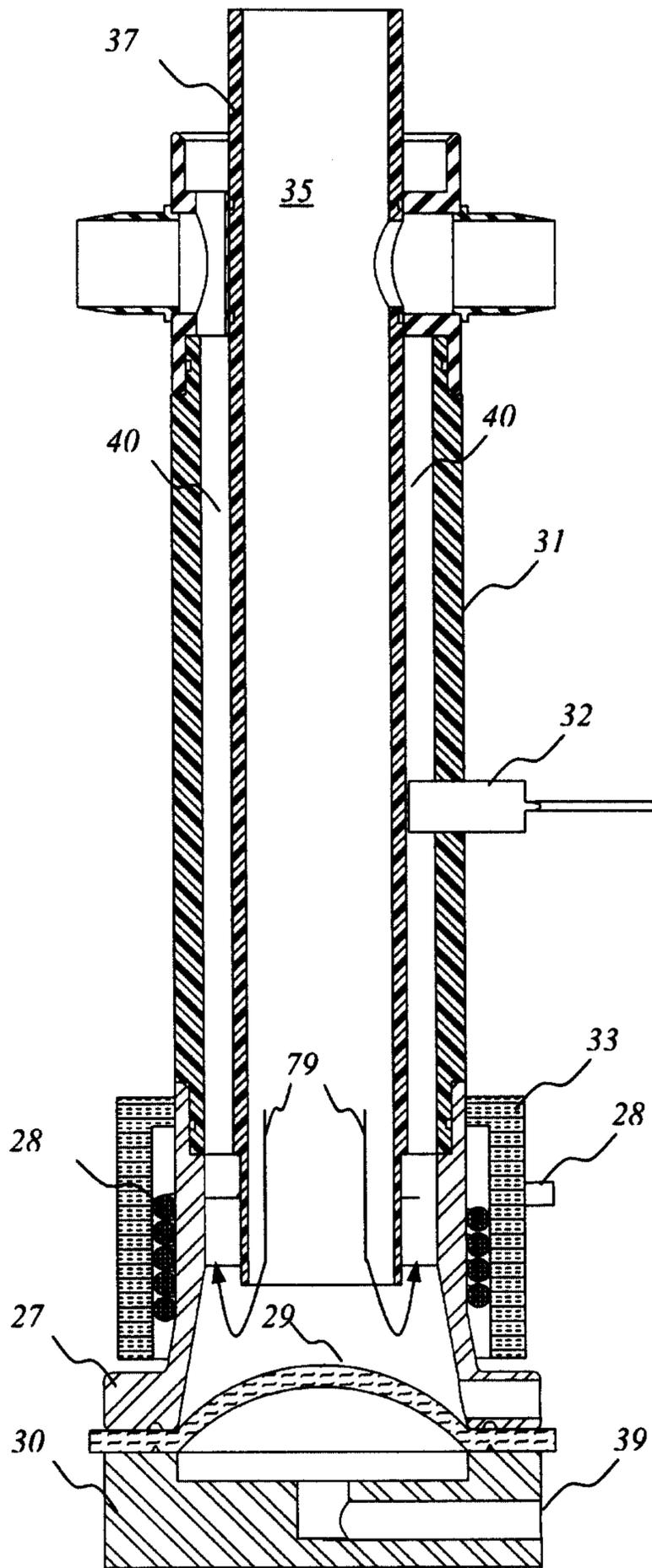


FIG. 4

5/13

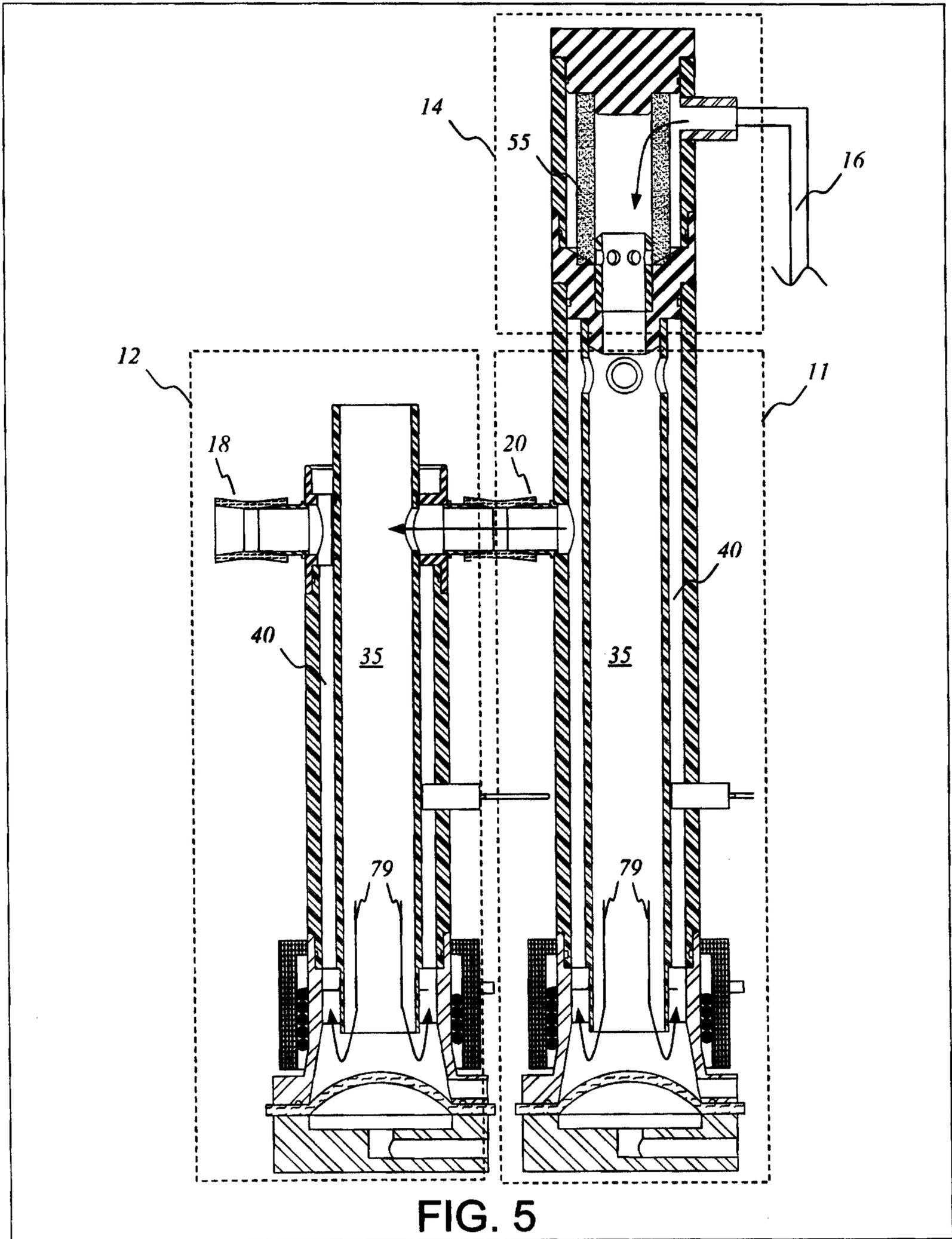


FIG. 5

6/13

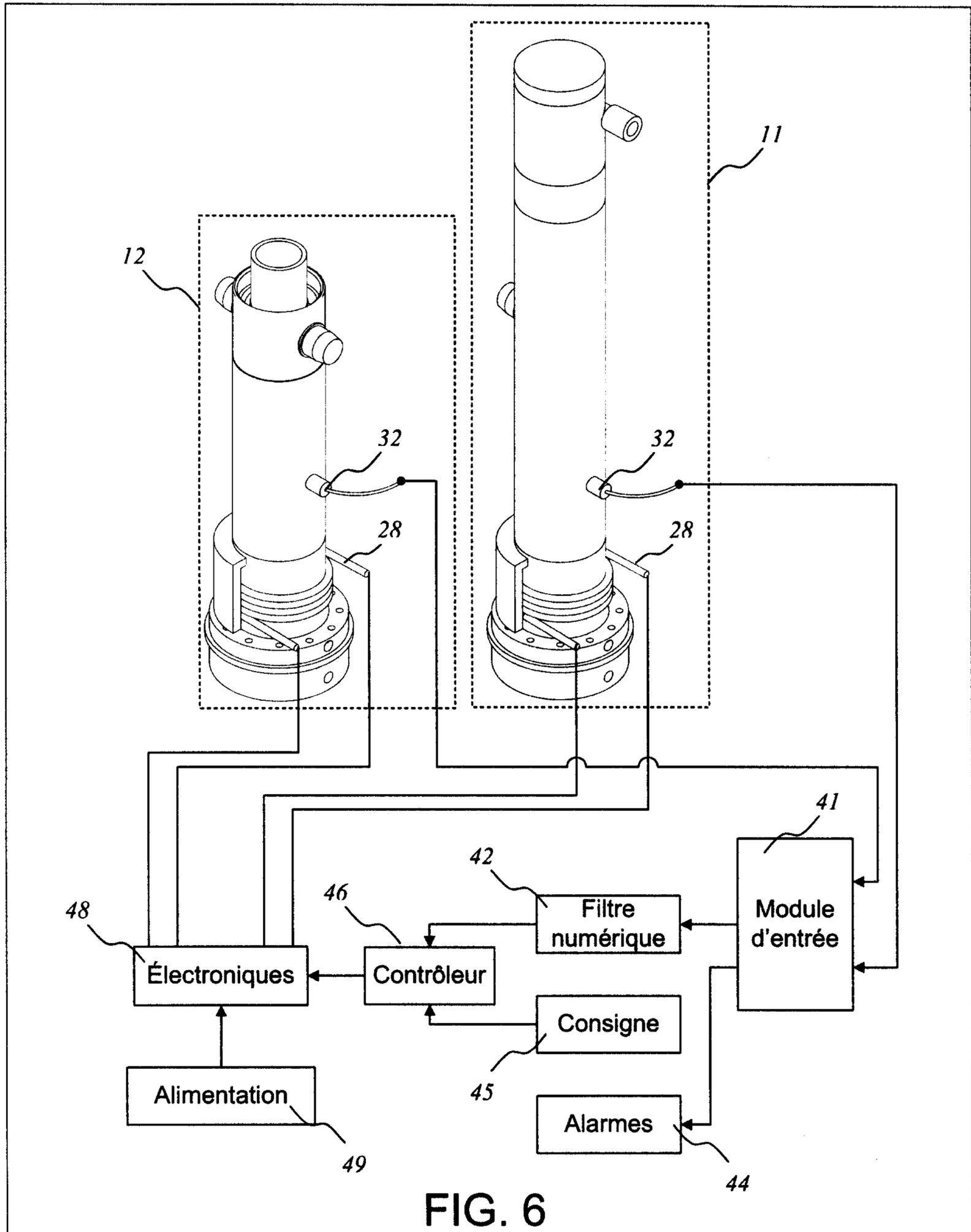


FIG. 6

7/13

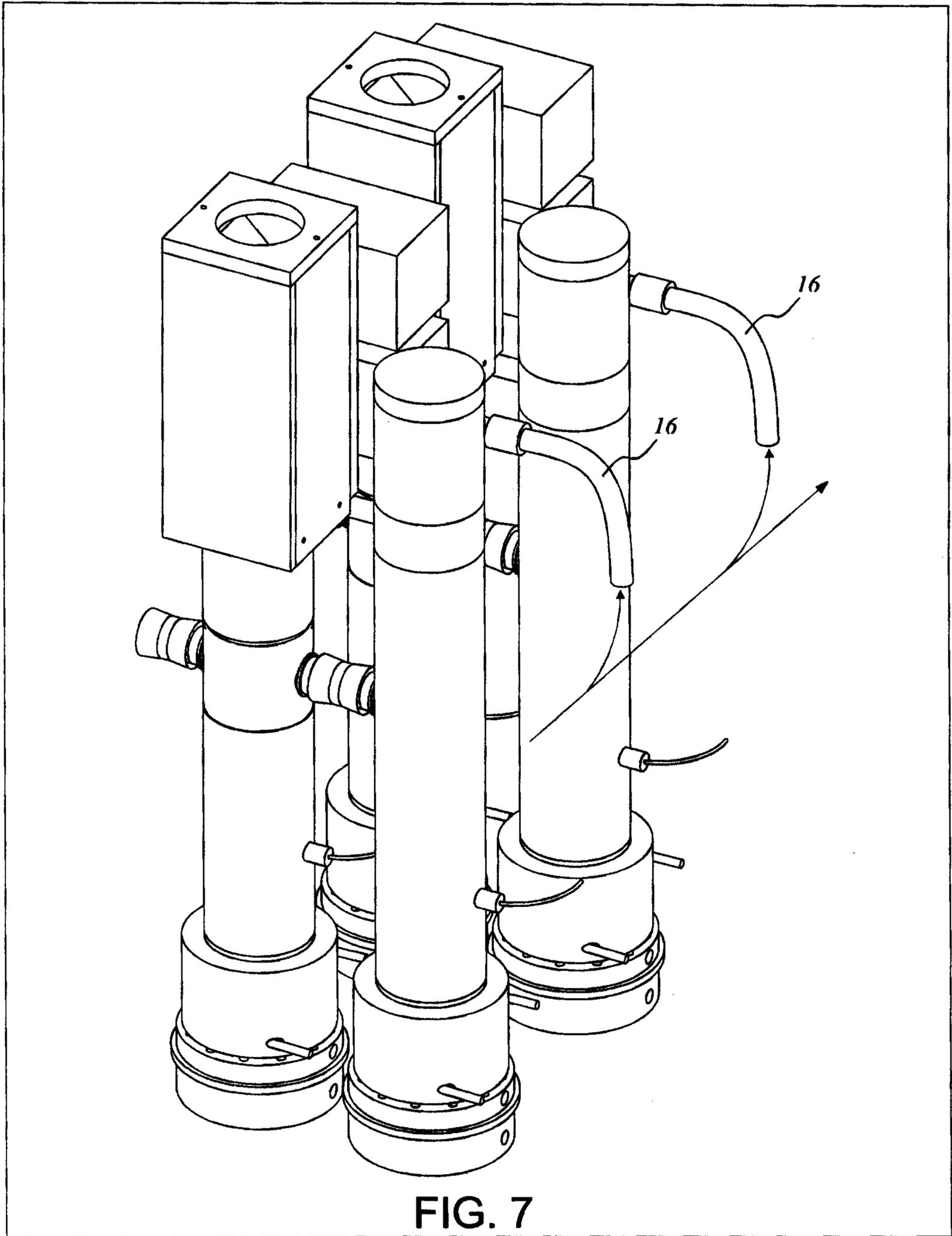
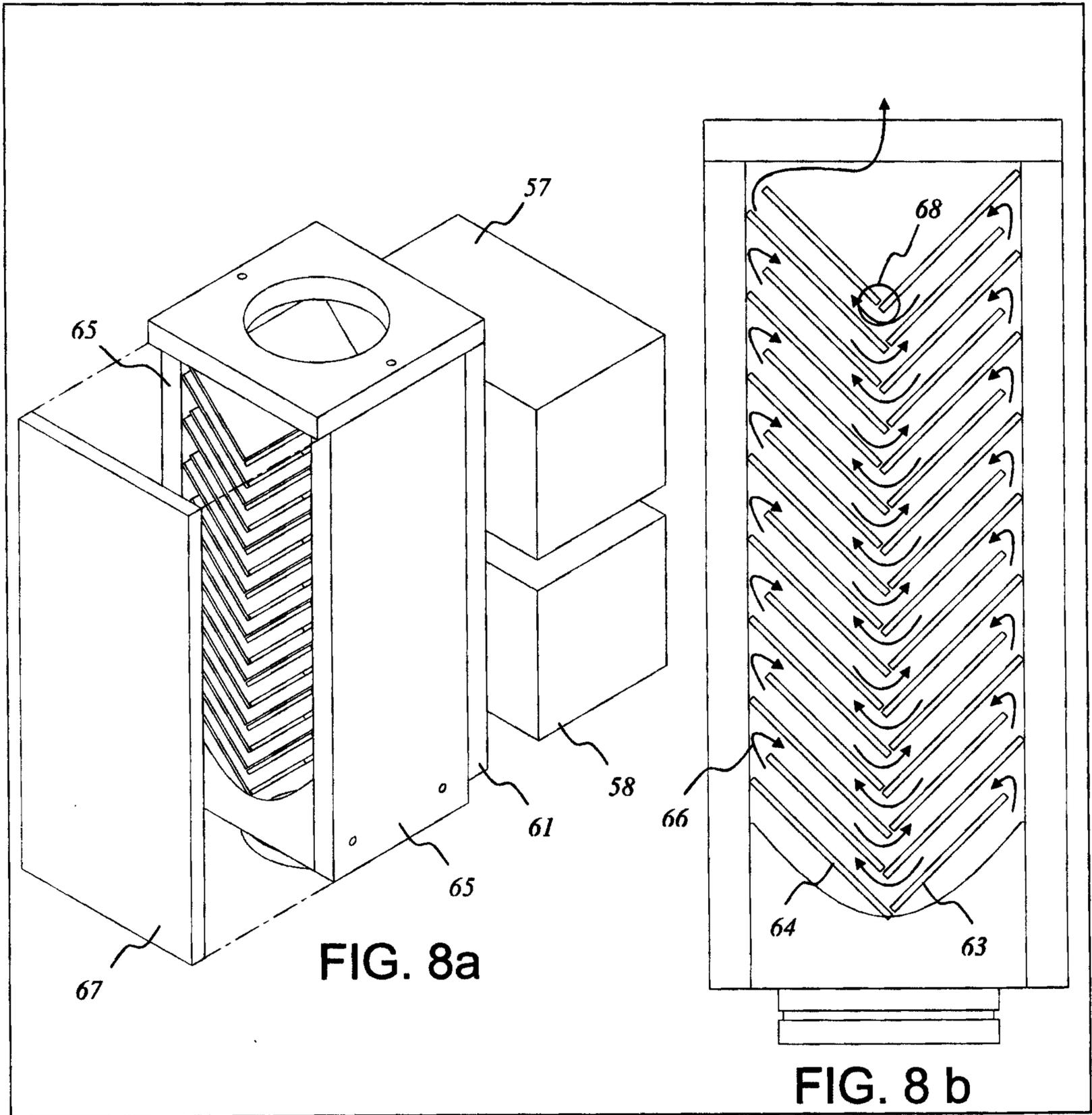


FIG. 7

8/13



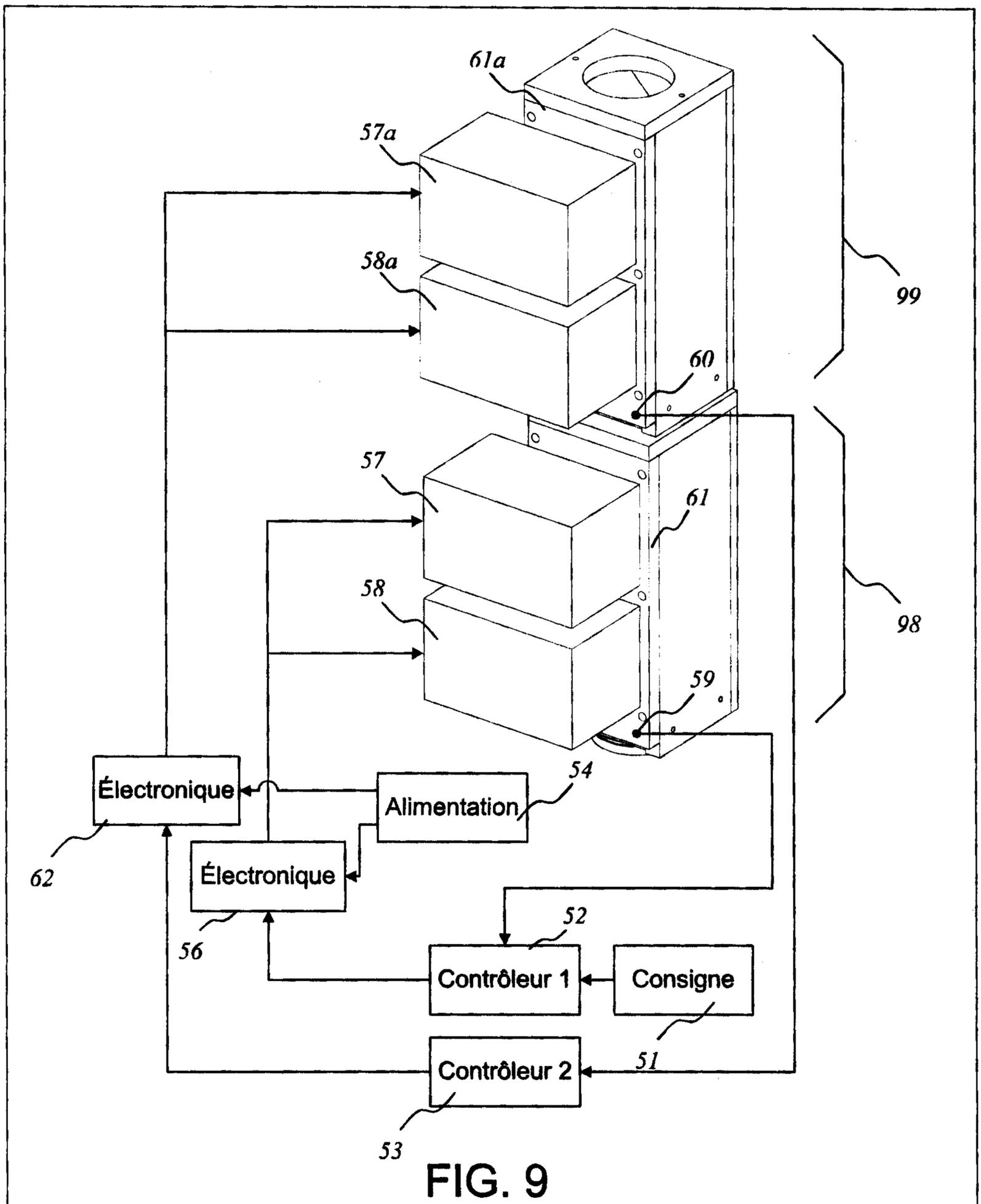
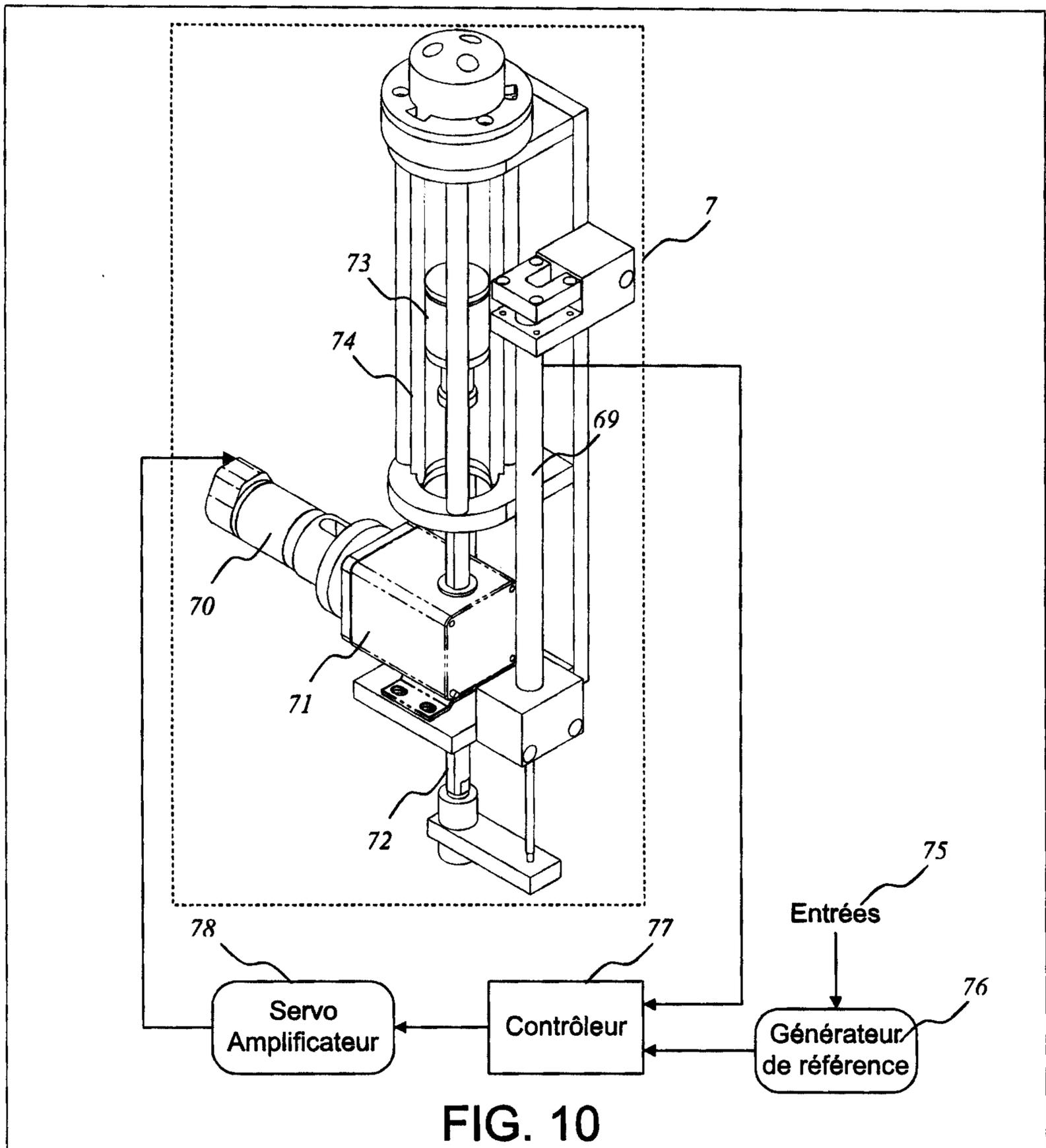
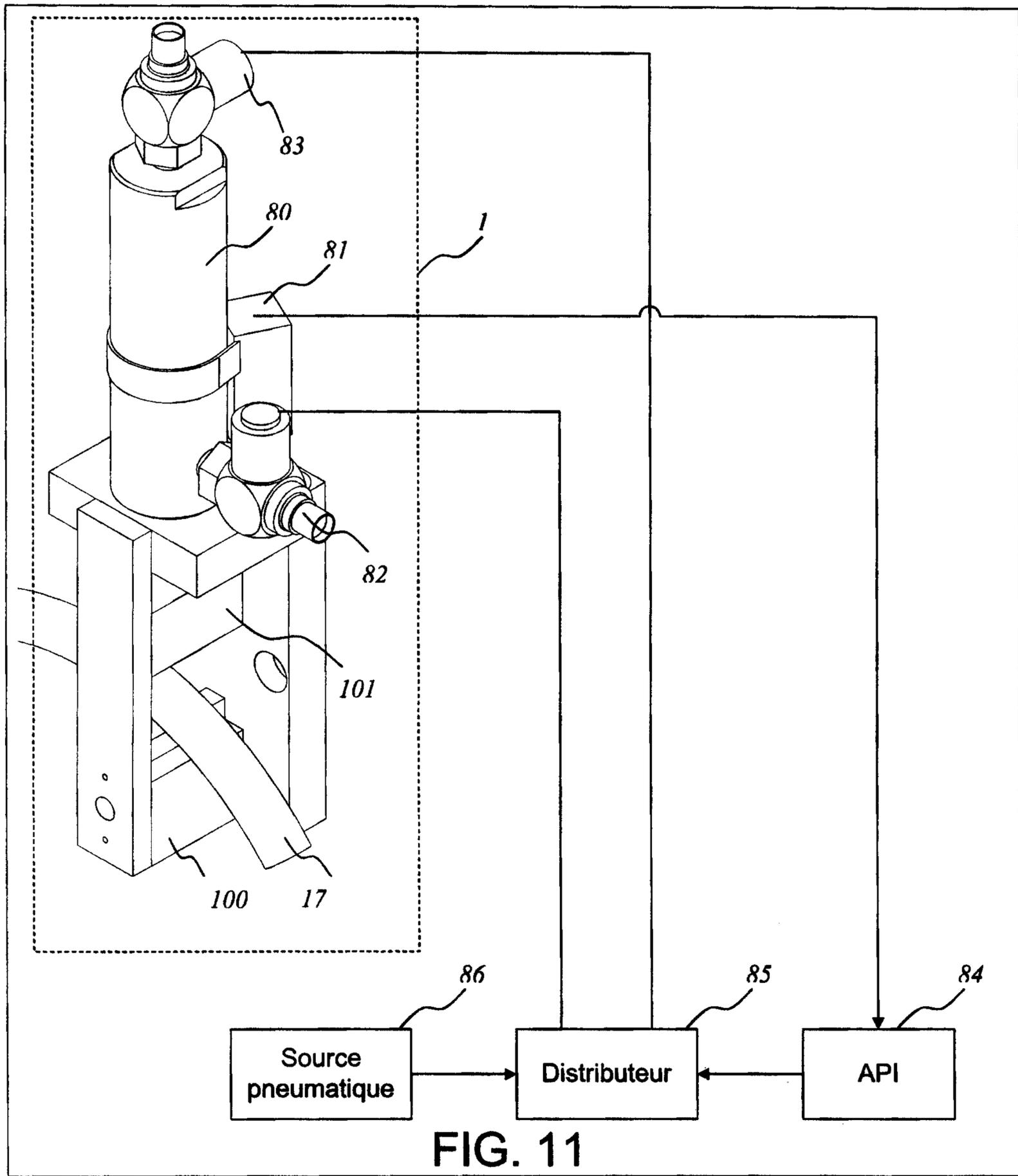


FIG. 9

10/13



11/13



12/13

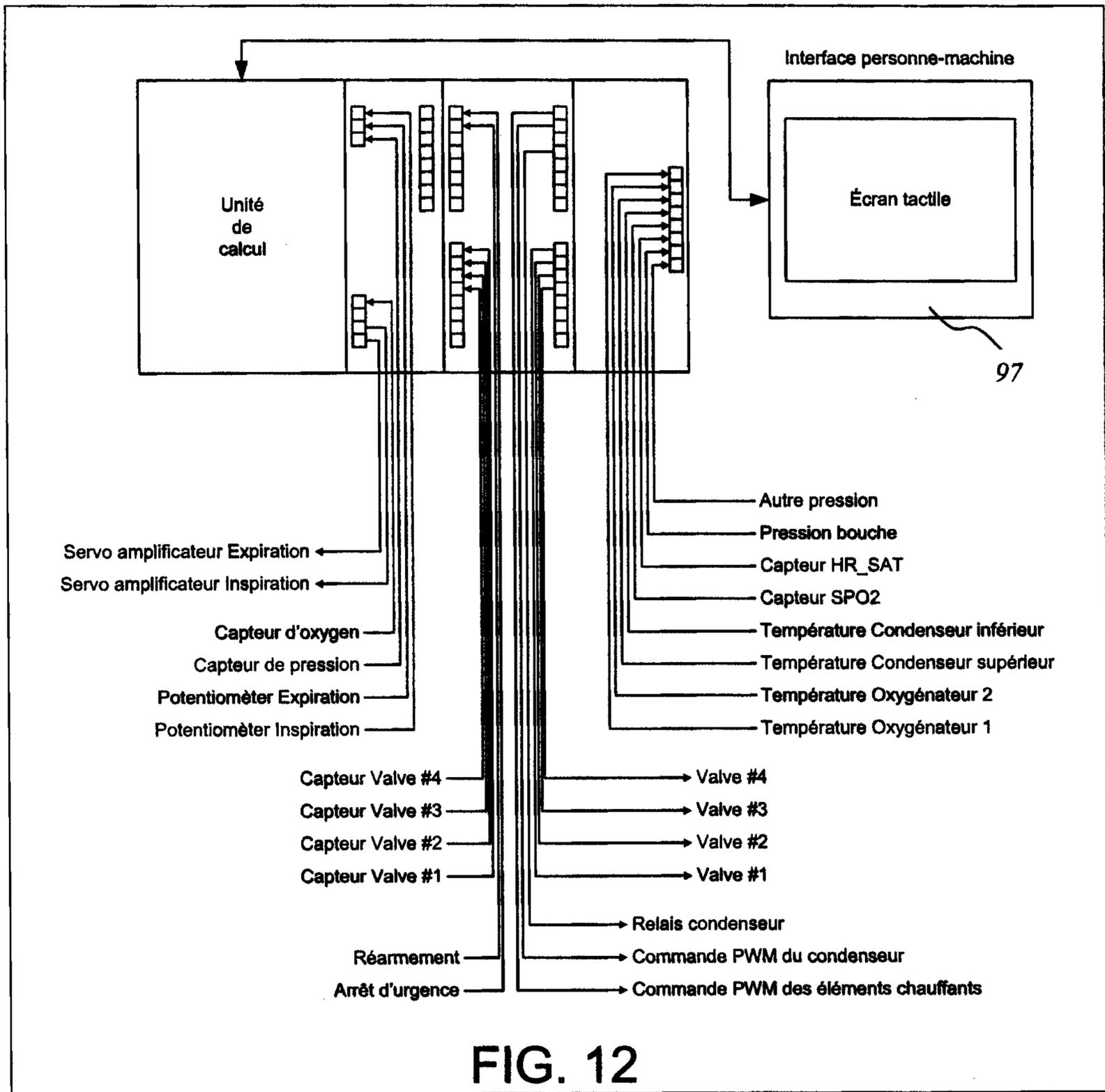


FIG. 12

13/13

