

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 16 septembre 1988.

③0 Priorité : US, 16 septembre 1987, n° 098.226.

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 11 du 17 mars 1989.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : PHILLIP H. Evans. — US.

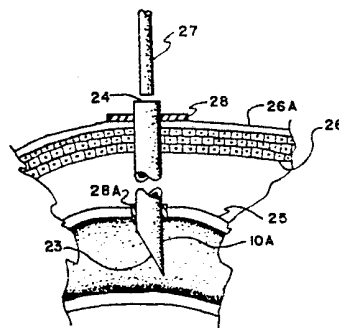
⑦2 Inventeur(s) : H. Evans Phillip.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Bureau D.A. Casalonga- Josse.

⑤4 Appareil d'évacuation de gaz et procédé pour l'application de cet appareil à un pompage cardio-vasculaire afin d'assister mécaniquement le cœur.

⑤7 L'appareil et le procédé selon la présente invention permet d'assister mécaniquement l'action de pompage du cœur humain, ce que l'on obtient à l'aide d'un moyen d'évacuation extérieur, comme par exemple une pompe, raccordée à un dispositif 10A pouvant être introduit dans la paroi 25 du cœur ou de l'aorte d'un patient et servant à évacuer du cœur les gaz en excédant, en améliorant ainsi les fonctions du cerveau et des poumons à la façon d'une boucle fermée grâce à l'accroissement de la capacité de pompage du cœur humain.



APPAREIL D'EVACUATION DE GAZ ET PROCEDE POUR L'APPLICA-
TION DE CET APPAREIL A UN POMPAGE CARDIO-VASCULAIRE
AFIN D'ASSISTER MECANIQUEMENT LE COEUR

La présente invention concerne un appareil et un
5 procédé pour la mise en oeuvre de cet appareil afin
d'obtenir un accroissement mécanique de l'action de
pompage du coeur humain. Plus spécifiquement, cet
appareil a un rapport avec un procédé pour évacuer du
coeur les gaz présents en quantité exagérée.

10 Jusqu'à présent, de nombreuses tentatives ont été
faites pour améliorer les conditions associées aux
problèmes cardiaques. Ces tentatives vont de
l'utilisation de produits chimiques, tels que la
digitaline et les diurétiques, à des dispositifs, tels
15 que des valvules artificielles et des coeurs artificiels.
Toutefois, il ne semble pas que les tentatives faites sur

des années se soient appuyées sur la constatation que la combinaison des relations d'énergie, d'une remontée de gaz dans les ventricules et de l'élimination des gaz soustituent des éléments dont on peut tenir compte pour améliorer la capacité d'un coeur à pomper du liquide, c'est-à-dire le sang. La présente invention vise à obtenir et à maintenir un état stable du coeur à l'aide de l'appareil de la présente invention en tant que moyen pour atteindre cet objectif.

Il est devenu possible de décrire de façon analytique la dynamique du coeur, ou plus spécifiquement la dynamique d'un des côtés du coeur, comme un processus dynamique d'écoulement de fluide avec un écoulement d'entrée, à savoir l'écoulement de retour, un écoulement de sortie, la différence entre l'écoulement d'entrée et l'écoulement de sortie représentant la vitesse de variation de la quantité de fluide à l'intérieur du coeur à un moment donné.

En ce qui concerne la présente invention, il faut considérer le fluide comme un fluide contenant à la fois du gaz et du liquide. En modifiant les quantités du gaz et du liquide, on peut obtenir des variations dans l'écoulement de sortie. Si, par exemple, une certaine quantité du gaz à l'entrée de l'aorte peut remonter, c'est-à-dire fuir vers l'amont, de façon répétée à travers la valvule aortique, entre chaque pulsation, la quantité de gaz à l'intérieur du coeur peut s'accroître

et ce gaz peut, de façon répétée, remonter et être pompé.

A mesure que la quantité de gaz pompé s'accroît, la quantité de liquide pompé diminue. Si ce processus a lieu longtemps, il aboutit à une réduction importante de l'écoulement du liquide et il s'ensuit un état instable
5 représentant en quelque sorte un état d'arythmie cardiaque.

Dans une certaine mesure, la description ci-dessus établit un parallèle avec une analyse du fonctionnement d'appareils de commande de fluide, tel que les systèmes
10 de commande d'injection de carburant de moteur d'aviation, car dans chaque cas, il est question de signaux d'entrée, d'écoulement d'entrée, d'écoulement de sortie et similaire. De plus, dans une certaine mesure, la description ci-dessus présente un certain parallèle avec
15 celle de certains moteurs, où l'on trouve, ici encore, des signaux d'entrée, un écoulement d'entrée et un écoulement de sortie comme dans une action de pompage.

L'action du coeur est, fondamentalement, celle d'une pompe. Les pompes fonctionnent sur la base d'une
20 énergie. Quand un mélange de gaz et de liquide est présenté à une pompe, la pompe manifeste une préférence pour un fonctionnement sur la base d'une énergie minimale. Il faut moins d'énergie pour pomper un volume donné de gaz qu'il n'en faut pour pomper le même volume de liquide.
25

Il faut moins d'énergie pour pomper un volume donné de gaz à travers un orifice ou étranglement, et dans le

cas du coeur, l'orifice est le passage à travers une valvule, à la fois quand la valvule est ouverte convenablement et quand la valvule est endommagée et est supposée être fermée mais est en réalité partiellement ouverte. Si un gaz et un liquide sont tous deux présents, le coeur a tendance à pomper de préférence un volume de gaz, ce qui diminue le volume de liquide qui peut être pompe à l'aide d'une quantité donnée d'énergie en un temps donné.

10 Si une valvule de sortie est endommagée, de manière telle qu'elle fuit, le gaz a tendance à remonter, c'est-à-dire à fuir vers l'amont, à travers la valvule. La valvule aortique, si elle est endommagée, peut se comporter comme cette valvule. Le gaz peut, de façon
15 préférentielle, être pompé vers le côté de sortie de la valvule de façon répétée pendant une multitude de fois.

La remontée du gaz à travers des valvules défectueuses, quand le processus se répète, a comme conséquence une diminution de la quantité de liquide, c'est-à-dire de sang, pompé. Cette situation du rapport
20 gaz/liquide peut se dégrader considérablement dans le cas d'un coeur défectueux tout comme avec d'autres formes de pompes, spécialement lorsque la pression à l'entrée est très basse même pendant des périodes de temps très brèves.
25 Dans des systèmes en boucle fermée, une meilleure capacité de fonctionnement d'un composant actif, comme par exemple le coeur dans ce cas, peut améliorer la

performance globale de la boucle.

Un exemple de la situation mentionnée ci-dessus est le cas dans lequel le comportement du coeur est représenté par un groupe de courbes décrivant un accroissement de pression en fonction du débit volumétrique de liquide, chaque courbe concernant un rapport différent de vapeur/liquide. Les mesures peuvent être exprimées en débit pondéral ou débit massique transformé en débit volumétrique de liquide. On connaît des procédés informatisés d'analyse par courbes de régression que l'on peut utiliser pour trier des données et effectuer des calculs associés, de manière à décrire les courbes en termes de rapport vapeur/liquide espacées par incréments égaux de rapport vapeur/liquide. On peut également établir des courbes pour d'autres parties de la boucle fermée, comme par exemple les poumons. Le taux d'absorption d'oxygène combiné des deux poumons en fonction du débit sanguin peut être représenté par une courbe. En un sens analytique, il existe un facteur qui échappe à l'analyse mais qui est important dans les systèmes en boucle fermée expliqués dans le présent exposé. Si des parties constitutives du système, comme par exemple le coeur et les poumons, sont représentées par les courbes mentionnées ci-dessus, il est possible d'établir des fonctions de transfert approximatives à la fois pour un comportement en boucle ouverte et un comportement en boucle fermée. Avec de telles fonctions

de transfert, il est possible de montrer, de façon approximative, que le comportement en boucle fermée est lié au comportement en boucle ouverte par une relation de la forme générale suivante en notation correspondant à la

5 transformer de la place :

$$\text{gain en boucle fermée} = \frac{\text{sortie}}{\text{rentrée}} = \frac{KG(s)}{1 + KG(s)}$$

où $KG(s)$ représente le gain en boucle ouverte.

On remarquera qu'en utilisant le numérateur et le
10 dénominateur par $KG(s)$ on obtient :

$$\frac{\text{sortie}}{\text{rentrée}} = \frac{1}{\frac{1}{KG(s)} + 1}$$

Le coeur normal, en tant que composant, représente
15 un gain notable, exprimé en rapport de puissance, en rapport de pression et en rapport de débit. Il en est ainsi en raison de la capacité du coeur à augmenter la pression sanguine et le débit sanguin au cours d'un fonctionnement normal. Un gaz en quantité exagérée, comme
20 décrit ci-dessus, réduit notablement ce gain. Dans un système en boucle fermée, le comportement d'un composant unique, par exemple le coeur, peut varier considérablement par rapport à sa courbe correspondant à un comportement normal sans un effet important sur le
25 comportement en boucle fermée, comme indiqué par le gain en boucle fermée. Par exemple, comme première approximation, pour un gain en boucle ouverte de 10

relatif à un coeur, un écart par rapport à la courbe du comportement du composant n'a sur le comportement en boucle fermée que le dixième de l'effet qu'il aurait sur le comportement en boucle ouverte, comme indiqué sur l'équation ci-dessus. Bien que la variable $KG(s)$ puisse contenir de nombreux facteurs représentant le coeur, les poumons, les artères, les veines, etc., c'est le coeur qui représente le facteur principal en ce qui concerne le gain, en raison de son action de pompage. Avec ce type d'analyse, on peut estimer le degré d'amélioration auquel on peut s'attendre grâce à l'évacuation des gaz, dans le cas d'une défaillance cardiaque de nature congestive. De plus, ce type d'analyse indique que le comportement normal ou (supérieur) ci-dessus, comme c'est le cas pour des athlètes, etc. est difficile à obtenir.

La présente invention concerne les appareils et les procédés d'évacuation de gaz destinés à réduire le rapport gaz/liquide et, de ce fait, à améliorer la capacité de pompage du liquide par le coeur.

Les brevets US 4.625.712, 4.493.692, 4.493.314, 4.385.637, 4.385.950, 4.355.964, 4.397.049, 3.592.183, 3.995.617, 4.014.317, 4.309.637 et 4.309.994 constituent des exemples de la technique antérieure US.

Les brevets mentionnés ci-dessus décrivent une grande diversité de moyens de désaération, d'agencement de pompes centrifuges à auto-amorçage, de pompes à engrenage capables de désaérer un fluide, de prothèses

cardiaques actionnées hydrauliquement et comportant des valvules ventriculaires à trois voies, etc. ; toutefois, les objectifs recherches dans ces brevets de la technique antérieure sont différents de celui de la présente invention. On connaît divers agencements de pompes comprenant des moyens similaires à ceux du dispositif décrit dans le présent exposé mais ces pompes ont un rapport avec des applications autres que le coeur.

Un autre document de la technique antérieure est l'article : "Designing a Simulated Laboratory" de Niles Peterson, pages 286 à 296, juin 1984 dans le magazine Byte, publié par McGraw-hill, Inc., Peterborough, New Hampshire 03458.

L'illustration figurant en page 294 à propos de la simulation de l'expérience de Otto Frank de l'année 1896 est intéressante en ce qui concerne la présente invention et son utilisation, qui met en jeu une analyse et une synthèse en boucle fermée dynamique, peut être considérée comme étant un perfectionnement et une actualisation d'expérience d'Otto Frank.

Une des références relatives aux systèmes en boucle fermée est le livre "Automatic Feedback Control system synthesis" par John G. Truxal, 1955, McGraw-Hill Book Company, Inc. Alors que des systèmes en boucle fermée ne peuvent pas être analysés facilement, le livre ci-dessus décrit un traitement relativement détaillé et rigoureux des techniques relatives aux boucles fermées.

Heureusement, pour autant que sont compris en general les concepts de boucle ouverte et de boucle fermee, une connaissance détaillée de choses telles qu'une reponse transitoire, une réponse de fréquence, un critère de stabilité et un axe imaginaire ne sont pas nécessaires
5 pour une compréhension générale de l'invention.

Ces brevets ou ces utilisations connus dans la technique antérieure enseignent et divulguent différents types de dispositifs de désaération de diverses
10 fabrications, etc., ainsi que leurs procédés de fabrication mais aucun de ces brevets, pris isolément ou en combinaison, ne divulgue les détails spécifiques de la combinaison de la présente invention.

La présente invention a pour objet principal
15 d'améliorer momentanément l'action du coeur afin que d'autres processus naturels, traitements médicaux habituels et chirurgies puissent assurer de façon plus efficace une amélioration, une guérison et un renforcement du coeur. De plus, conjointement avec ce qui
20 précède, l'appareil de la présente invention doit être utilisé pour améliorer l'action du coeur quand une méthodologie habituelle, comme par exemple une chirurgie majeure, ne pourrait pas être par ailleurs pratiquée comme, par exemple, dans le cas d'un patient âgé.

25 La présente invention a aussi pour objet principal d'obtenir et de maintenir des conditions de fonctionnement stables du coeur par application du

présent appareil de telle sorte que les gaz en quantité exagérée, comme par exemple le gaz carbonique et l'oxygène, soient éliminés afin que l'on obtienne un rapport plus faible de vapeur/liquide dans le courant sanguin. L'invention fournit un procédé et un appareil 5 permettant d'augmenter mécaniquement l'action de pompage du coeur et d'améliorer les conditions associées aux problèmes cardiaques comme, par exemple, une défaillance cardiaque de nature congestive.

10 L'appareil a pour objet de maintenir un rapport équilibré vapeur/liquide à l'intérieur du coeur. On utilise un système de relation d'énergie en boucle ouverte et en boucle fermée, c'est-à-dire entre les poumons et le coeur, grâce auquel il est possible 15 d'apporter à la capacité des poumons un petit pourcentage d'amélioration. L'invention devient alors un outil au moyen duquel on peut rééquilibrer le système quand une nouvelle pression, de nouvelles cadences d'impulsions, de nouveaux débits, etc., apparaissent, comme dans le cas de 20 blessures par accident d'automobile ou de blessures par balle, où des pertes considérables de sang ont eu lieu.

Un autre objet est d'augmenter l'écoulement du sang à travers le coeur en diminuant le rapport vapeur/liquide à l'intérieur du coeur et de l'aorte.

25 Un autre objet de l'invention est de fournir un moyen pour évacuer les gaz en quantité se trouvant en quantité exagérée dans le sang, à l'exclusion de

l'oxygène essentiel, spécialement celui associé aux globules rouges et à l'hémoglobine, étant donné que certains des éléments dans les gaz remplissent des fonctions normales et nécessaires dans le courant sanguin.

5 Un autre objet encore de l'invention est d'évacuer les gaz emprisonnés dans la mousse (c'est-à-dire les bulles d'air).

Un autre objet encore est de fournir un agencement pour un moyen d'évacuation de gaz pouvant être adapté à
10 une utilisation avec des animaux (c'est-à-dire des chiens, du bétail) etc.

Un autre objet encore est de permettre de réduire les besoins en énergie d'un coeur artificiel de telle sorte que les modules d'alimentation en courant
15 électrique et le stimulateur ou pacemaker lui-même puissent être plus compact.

Ces objets et avantages ainsi que d'autres objets et avantages de la présente invention apparaîtront dans la description donnée ci-après avec référence aux dessins
20 annexés sur lesquels :

la figure 1 est un schéma synoptique de la disposition de base d'un des côtés du coeur et comprend une désignation de l'emplacement de l'évacuation de gaz pour un mode de réalisation ;

25 *la figure 2* est un schéma synoptique relatif au côté gauche du coeur et comprend une désignation de l'emplacement de l'évacuation des gaz pour le mode de

réalisation préféré ;

la figure 3 est un schéma synoptique relatif au côté droit du coeur et comprend une désignation de l'emplacement de l'évacuation des gaz pour un autre mode de réalisation ;

la figure 4 est un schéma synoptique d'un autre mode de réalisation comprenant un séparateur liquide-gaz ;

la figure 5 est un schéma synoptique du mode de réalisation préféré et peut être utilisé conjointement avec les autres figures pour une meilleure compréhension de la présente invention ;

la figure 6 est une représentation schématique et illustrative en coupe de certains des éléments représentés sur les figures 2 et 5 pour le côté gauche du coeur naturel et désigne certains emplacements possibles de l'évacuation des gaz ;

la figure 7 est une représentation schématique et illustrative de certains des éléments représentés sur la figure 2 pour le côté gauche d'un coeur mécanique avec une valvule aortique fonctionnant mal et désigne certains emplacements supplémentaires de l'évacuation des gaz ;

la figure 8 est une vue agrandie du système d'évacuation typique de gaz de la figure 2 ;

la figure 9 est une vue agrandie d'un dispositif d'évacuation de gaz contenant une pièce rapportée ou garniture poreuse permettant aux gaz de s'échapper ; et

la figure 10 est une vue agrandie d'une variante

de l'appareil d'évacuation de gaz montrant un agencement qui contribue à le retenir dans une position appropriée, spécialement par rapport à l'intérieur du coeur.

Le système de la figure 1 comprend une partie d'un
5 coeur comprenant une valvule 1 à la sortie du ventricule 2 et une valvule 3 entre le ventricule 2 et l'oreillette 4. Cette figure est donnée d'une façon générale à des fins d'illustration et comprend un moyen 5 d'évacuation de gaz ; comme par exemple une pompe. Ce schéma
10 synoptique peut être appliqué au coeur naturel et au coeur artificiel. On va décrire ci-dessous le fonctionnement et l'utilisation du moyen 5 d'évacuation de gaz.

Il est bien connu que le coeur fonctionne
15 fondamentalement comme une pompe et qu'il est extrêmement efficace compte tenu de sa taille. Si on compare la quantité de sang pompé par unité de temps avec la quantité d'énergie utilisée pour ce pompage, on s'aperçoit que la quantité d'énergie nécessaire pour
20 pomper un volume donné de gaz est inférieure à la quantité qui est nécessaire pour pomper le même volume de liquide (c'est-à-dire le sang). Ceci peut prendre une très grande importance quand du gaz s'accumule dans le coeur. Le gaz peut aussi être contenu dans de la mousse.
25 Le gaz peut s'accumuler dans le coeur en raison de facteurs tels qu'une valvule défectueuse comme on va l'expliquer ici. L'énergie demandée pour faire s'écouler

un volume donné de gaz à travers un orifice est inférieure à celle qui est nécessaire pour faire s'écouler le même volume de liquide, c'est-à-dire du sang, à travers un orifice dans le trajet d'écoulement à travers une valvule défectueuse du coeur constitue un tel orifice. Au cours d'une séquence d'évènements, le coeur pompe, de préférence, le gaz plus efficacement que le liquide et, par conséquent, pompe un petit volume de gaz à travers la valvule 1. Pendant au moins une partie du cycle de pompage, une certaine partie du gaz fuit vers l'amont, c'est-à-dire remonte, dans le ventricule 2. On remarquera les relations d'énergie à la fois pour le pompage et pour la fuite du ventricule 2 ; après la remontée du gaz, ce dernier est pompé de nouveau en priorité. Ce type de processus peut se répéter avec des quantités plus grandes de gaz pompées. Finalement, la quantité de gaz devient si grande que la quantité de liquide, c'est-à-dire de sang, pompée à travers la valvule se trouve fâcheusement affectée. Le pompage préférentiel peut être associé, au moins en partie, à la nature théorique des liquides et des gaz qui fait que, dans un système partiellement fermé, par exemple un ventricule de coeur et sa valvule correspondante, la densité du gaz est inférieure à celle du liquide, c'est-à-dire du sang, de sorte que le gaz se trouve plus près de la valvule que ne l'est le liquide. Ceci permet au gaz d'être pompé avant une certaine partie du liquide en

laissant moins de temps à l'écoulement du liquide restant à travers la valvule de sortie pendant chaque pulsation. Essentiellement, dans ce cas, l'action musculaire sur le liquide a pour effet de pousser celui-ci contre le gaz, en expulsant le gaz tout d'abord. C'est pourquoi, dans ce type de situation, le muscle doit fournir aussi, pour pomper une quantité donnée de liquide, plus d'énergie que dans le cas d'un coeur comportant une valvule normale. Ceci met en relief une raison supplémentaire pour laquelle le coeur demande une quantité plus grande d'énergie pour pomper une quantité donnée de liquide. Par conséquent, pour une quantité donnée d'énergie, la capacité de pompage de liquide du coeur se trouve réduite. Avec un écoulement de liquide moindre, la capacité d'expulsion du gaz, du côté sortie de la valvule de sortie, se trouve réduite, ce qui se traduit par une possibilité de remontée, ou fuite vers l'amont, plus grande du gaz. Par conséquent, des quantités plus importantes de gaz peuvent être pompées. Avec un écoulement de gaz pénétrant dans l'entrée du même côté du coeur, le gaz doit être pompé d'un bout à l'autre pour se trouver dans une position où il remonte, c'est-à-dire fuit vers l'amont, à travers la valvule de sortie défectueuse, en étant repompé de ce fait à travers cette valvule. Dans ce cas, le rapport vapeur/liquide de l'écoulement traversant la valvule de sortie défectueuse affecte les besoins en énergie pour le pompage d'une

quantité donnée de liquide. De plus, si le rapport vapeur/liquide est élevé à une entrée du coeur, une énergie supplémentaire est nécessaire pour pomper une quantité donnée de liquide à travers l'oreillette et le ventricule. Un moyen 5 d'évacuation de gaz (tel qu'une pompe) est utilisé pour mettre fin à la situation ci-dessus afin que le coeur pompe plus de liquide. Grâce à cette assistance mécanique, le comportement du coeur se trouve amélioré de façon considérable. Il peut en 10 résulter d'autres améliorations pour l'ensemble du corps dans lequel le coeur, les poumons, le cerveau, les yeux, les artères, les vaisseaux sanguins, les capillaires, et autres organes du corps fonctionnent, au moins partiellement, comme une combinaison de systèmes en 15 boucle fermée.

Le système représenté sur la figure 2 est une illustration descriptive de l'agencement de la figure 1. La valvule aortique 6 se trouve à la sortie du ventricule gauche 7 et la valvule mitrale 8 se trouve entre le 20 ventricule gauche 7 et l'oreillette gauche 9. Le dispositif 10a d'évacuation de gaz et le dispositif 10b d'évacuation de gaz, c'est-à-dire un instrument tubulaire de forme allongé comportant une enveloppe ou corps analogue à une aiguille creuse, sont utilisés pour 25 évacuer les gaz. Le fonctionnement et l'utilisation du système de la figure 2 est similaire à celui de la figure 1 mais se rapporte plus spécifiquement à la valvule

aortique 6 et au ventricule gauche 7. Un exemple d'une application du système de la figure 2 est le cas d'une défaillance cardiaque de nature congestive. En présence d'une valvule aortique défectueuse 6 et d'un mauvais fonctionnement du ventricule gauche 7, il peut se produire un pompage répété du gaz qui affecte fâcheusement le volume du liquide, c'est-à-dire du sang, qui peut être pompé. On peut utiliser un ou plusieurs dispositifs 10a et/ou 10b d'évacuation de gaz.

10 L'utilisation de deux dispositifs d'évacuation de gaz présente des avantages sur l'utilisation d'un seul dispositif d'évacuation de gaz, à savoir : (1) on peut se passer de moyens auxiliaires dans le cas où l'un des dispositifs d'évacuation de gaz se colmate, (2) si la

15 différence de pression aux extrémités du dispositif d'évacuation de gaz est très faible, le déclenchement de l'écoulement de gaz dans le dispositif d'évacuation de gaz peut se révéler difficile, (3) deux dispositifs d'évacuation de gaz permettent un écoulement de gaz plus

20 grand sans augmentation de la superficie de section droite tout en obtenant l'évacuation d'une quantité plus grande de liquide, c'est-à-dire de sang, ainsi que de gaz. Pendant l'utilisation de dispositifs d'évacuation de gaz de section ronde, le diamètre de la section droite

25 minimale du passage d'écoulement est d'environ 0,25 mm à 1,5 mm, des moyens d'arrêt 11a et 11b étant utilisés pour arrêter l'écoulement à travers les dispositifs

d'évacuation de gaz dans le cas où l'écoulement du liquide prend des proportions exagérées. Comme on peut le voir sur la figure 8, un orifice oval 23, biseauté ou en sifflet, à l'extrémité inférieure du corps creux ou
5 enveloppe analogue à une aiguille creuse d'un diamètre intérieur d'environ 0.50 mm à l'ouverture située vers le dispositif d'évacuation de gaz et débouchant dans un passage d'écoulement d'un diamètre d'environ 1,5 mm serait avantageux pour éviter un colmatage.

10 La différence de pression aux extrémités de l'orifice biseauté 23, fonctionnant avec un fluide ayant tendance à colmater cet orifice, tendrait à maintenir l'orifice ouvert. Un mode de réalisation plus complexe pourrait se présenter sous la forme d'une configuration
15 plus semblable à un cathéter avec des moyens d'évacuation de gaz selon la présente invention. Ce mode de réalisation pourrait comprendre des moyens destinés à être introduits dans une veine facilement accessible. On se reportera aux figures 5, 8 et 10 pour d'autres
20 détails.

Le système de la figure 3 est pour le côté droit du coeur et est similaire à celui de la figure 2. Une valvule pneumonique défectueuse 12, avec ou sans ventricule droit fonctionnant mal, peut entraîner un
25 pompage de quantité excessive de gaz. La quantité de liquide, c'est-à-dire de sang, pompée se trouve réduite. Les relations entre l'énergie, les fuites et le pompage

sont similaires à celles expliquées à propos de la figure 2. Le fonctionnement et l'utilisation des dispositifs d'évacuation de gaz, appelés ci-après éléments 10a et 10b d'évacuation de gaz, et des moyens d'arrêt 11a et 11b sont similaires au fonctionnement et à l'utilisation des parties correspondantes de la figure 2.

Le système de la figure 4 montre une variante de réalisation dans laquelle un moyen 17 de séparation liquide-gaz est raccordé au moyen d'arrêt 11a. De cette manière, un élément de guidage, comportant une plaque destinée à recevoir un cathéter 28, le moyen d'arrêt 11a et le moyen 17 de séparation liquide-gaz, sont raccordés en séries, le moyen de séparation liquide-gaz étant utilisé pour qu'à coup sûr une quantité exagérée de liquide, c'est-à-dire de sang, ne soit pas évacuée sans avoir été envoyée. Le liquide peut être renvoyé dans le courant de sang par l'intermédiaire du moyen de renvoi 18. La figure 4 montre aussi un moyen d'aspiration 19, comme par exemple une pompe, raccordé au moyen 17 de séparation liquide-gaz. Le moyen d'aspiration facultatif 19 est utilisé pour accélérer l'évacuation du gaz.

La figure 5 représente l'appareil dans son mode de réalisation préféré où l'évacuation des gaz est effectuée à l'endroit du ventricule gauche L10 par l'intermédiaire d'un élément d'évacuation 10a. L'élément d'évacuation 10a est monté en série avec le moyen d'arrêt 11a. Le moyen d'arrêt 11a est raccordé, à son tour, au moyen 17 de

separation liquide-gaz qui est raccordé à la fois au moyen de renvoi 18 et au clapet de non retour 22. Le clapet de non retour 22, à son tour, est raccordé au moyen facultatif d'aspiration ou dispositif de pompage 19.

- 5 L'agencement de la figure 5 pourrait avoir une importance potentiellement importante en ce qui concerne une application à propos d'au moins une forme de défaillance cardiaque de nature congestive. L'évacuation des gaz, telle qu'on l'a décrite précédemment, est une fonction
- 10 importante, spécialement dans le cas d'une valvule aortique défectueuse. L'effet du rapport vapeur/liquide sur la capacité d'écoulement d'un fluide est très prononcé dans le cas d'un système en boucle ouverte avec (1) un terme $KG(s)$ d'un type représentant une valeur
- 15 élevée de rapport "pression à la sortie du coeur/pression à l'entrée du coeur" et (2) une quantité donnée d'énergie en ce qui concerne la capacité d'un muscle. Un terme $KG(s)$ élevé a un effet amplificateur qui fait que les besoins en énergie sont extrêmement sensibles au rapport
- 20 vapeur/liquide. Par conséquent, une quantité beaucoup plus grande d'énergie est nécessaire pour pomper une quantité donnée de liquide lorsque la quantité de vapeur à l'entrée est grande. De façon similaire, avec une grande quantité de vapeur dans l'oreillette, il faut une
- 25 quantité d'énergie relativement importante pour pomper une quantité donnée de liquide. Une diminution du rapport vapeur/liquide entraîne une amélioration relativement

grande dans la capacité de pompage du liquide avec une quantité donnée d'énergie fournie par le muscle. Il existe un type similaire de situation en ce qui concerne la capacité de pompage dans le cas d'une quantité excessive de gaz dans le ventricule. Il en résulte que l'évacuation du gaz selon la présente invention améliore le rapport vapeur/liquide et a un effet relativement grand, c'est-à-dire amplifié, sur la capacité de pompage de liquide du coeur. En outre, comme indiqué sur la figure 5, on peut utiliser cette évacuation des gaz selon le présent procédé comme une application possible, à savoir en dernier ressort, lorsque l'on débranche d'une personne un masque respiratoire. Dans cette application possible, l'élimination des gaz, selon la présente invention, contribue à éviter une tension sanguine exagérément élevée en empêchant une augmentation exagérée du volume de gaz et de liquide à l'intérieur du coeur. En évitant une pression sanguine exagérément élevée pendant une période importante de temps, les conditions de débranchement du masque respiratoire se trouvent améliorées.

La figure 6 est une représentation illustrative en coupe du coeur naturel pour une utilisation du dispositif représenté sur les figures 2 à 5. Les éléments d'évacuation de gaz sont placés aux endroits indiqués, à savoir l'emplacement L9a et l'emplacement L9b. D'autres emplacements d'évacuation de gaz sont indiqués par les

references alpha-numériques L10, L11, L12, L13 et L14. Le ou les fonctionnement(s) et la ou les utilisation(s) sont tels qu'indiqués à propos des descriptions des figures 1 à 10.

5 La figure 7 est une représentation schématique illustrative d'un coeur artificiel utilise avec l'appareil de la figure 5. Les parties et les emplacements correspondants aux parties et aux emplacements de la figure 6 portent les mêmes références
10 numériques.

 Si on compare l'évacuation des gaz dans le cas du coeur naturel et l'évacuation des gaz dans le cas du coeur artificiel, on voit qu'il existe une corrélation directe entre les deux cas. De plus, il convient de
15 remarquer, pour une meilleure compréhension, que le coeur artificiel agit comme une pompe et qu'il est possible de démontrer le fonctionnement du dispositif d'évacuation de gaz selon la présente invention en faisant appel à des conditions de laboratoire soigneusement contrôlées pour
20 une pompe. En réalisant des parties de la pompe ou du coeur artificiel avec des matériaux transparents, il est possible de détecter visuellement le gaz que mettent en évidence les éléments tels que des bulles, des poches de gaz, et de la mousse. Une piqure d'une ou plusieurs
25 valvules du coeur artificiel ou de la pompe peuvent entrainer physiquement une cavitation. Une cavitation peut également se produire dans le coeur naturel. Une

cavitation risque d'apparaître à l'endroit où la
superficie de section étroite diminue dans le passage
d'écoulement, par exemple par suite de dépôts ; et
lorsque, soit le coeur artificiel, soit le coeur naturel
5 produise une impulsion présentant une valeur de pression
systolique de crête élevée, cette pression systolique de
crête crée dans le fluide une pression totale élevée qui,
à son tour, donne naissance à une vitesse élevée qui se
traduit par une pression statique très faible au
10 voisinage de l'endroit où la superficie de section droite
de l'écoulement diminue. La pression statique très faible
est produite conformément au principe de Bernoulli et
quand les bulles de gaz sont présentes, il existe une
petite région dans le fluide où les bulles peuvent se
15 dilater et éclater violemment. Dans le cas du coeur
naturel, cette action violente irrite et endommage les
surfaces du passage emprunté par le fluide en délogeant
éventuellement de ce fait certains des dépôts se trouvant
sur ces surfaces.

20 La figure 8 est une vue agrandie de l'élément 10a
d'évacuation de gaz de la figure 2 et de la figure 5.
L'élément 10b d'évacuation de gaz de la figure 2 est
essentiellement le même que l'élément 10a d'évacuation de
gaz. L'élément 10a d'évacuation de gaz est,
25 fondamentalement, un tube et comporte une ouverture à son
extrémité 23 que l'on insère dans la paroi 25 de l'aorte.
Comme représenté dans le mode de réalisation préféré de

la figure 5, l'extrémité 23 d'un élément du type cathéter est située à l'intérieur du coeur, par exemple la paroi aortique 25. Le tube 24 s'étend à travers la paroi 26 du corps et la peau 26a. Le tube 24 est de préférence
5 légèrement flexible et formé d'un métal ou d'une matière plastique susceptible d'être implanté. La flexibilité permet le mouvement du coeur et le mouvement du corps. Pour une utilisation momentanée, ou en cas d'urgence, une aiguille hypodermique peut remplacer l'élément 10a
10 d'évacuation de gaz. On va décrire les dimensions préférées en se référant à la figure 2. De préférence, l'extrémité 23 est emboutie et meulée de manière à former une petite ouverture du type orifice oval biseauté à l'entrée de cette extrémité. Le moyen de guidage amovible
15 27 est facultatif et sert de moyen de support au tube 24 pendant l'insertion. Un tube et une extrémité d'un calibre légèrement plus grand permettraient une évacuation des gaz plus rapide et seraient structuralement plus solides. L'élément de guidage 28 est
20 utilisé pour fixer l'élément 10a d'évacuation de gaz aux moyens d'arrêt 11a.

La figure 9 est une vue agrandie d'une variante de réalisation de l'élément 10a d'évacuation de gaz de la figure 8. La différence principale entre la figure 8 et
25 la figure 9 est l'incorporation d'un élément poreux 30, par exemple un moyen de filtrage, utilisé pour que le gaz soit évacué à coup sûr sans excédent de sang. L'élément

rapporté poreux 30 est fixé de façon amovible dans l'enveloppe extérieure 33 qui correspond à peu près à l'élément 10a d'évacuation de gaz de la figure 8. La pièce rapportée poreuse 30 est maintenue en place entre un moyen de fixation 33b du type épaulement et un manchon cylindrique interne 29. Le gaz est évacué à travers le ou les orifice(s) 31, l'élément poreux 30 et le manchon cylindrique interne 29. L'élément poreux 30 peut être formé d'un métal poreux, d'une matière plastique poreuse ou d'une céramique poreuse. La pièce rapportée poreuse 30 peut être fixée au manchon cylindrique intérieur 29, de manière à faciliter l'enlèvement et le remplacement de l'élément rapporté poreux 30. La figure 10 montre le dispositif contribuant à retenir l'orifice 31 à l'intérieur du cœur. La tige de serrage 34 comporte une extrémité filetée 35 qui se visse avec un filetage complémentaire 36 du corps ou enveloppe extérieure 33. Le chapeau 37 est fixé à la tige de serrage 34. Comme option pour réduire le nombre de pièces, le manchon cylindrique interne 29, le chapeau 34 et la tige de serrage 34 peuvent tous être combinés sous forme d'une seule et même pièce. Lorsqu'on effectue le vissage en faisant tourner la tige de serrage 34 par rapport à l'enveloppe ou corps extérieur 33, le chapeau 37 vient porter contre l'extrémité ouverte de cette enveloppe extérieure 33 et la fait se déformer au voisinage d'une rainure interne préformée 38 constituant une nervure de retenue 39. Le

rôle de cette nervure de retenue 39 est d'agir sur le
côte intérieur de la paroi 25 du coeur pour contribuer à
maintenir l'extrémité de l'enveloppe extérieure 33,
contenant l'orifice 31, à l'intérieur du coeur. Pour
5 comprendre les emplacements tels que l'emplacement L9a et
L9b d'évacuation de gaz représentés en figure 2, le coeur
est considéré comme comprenant la région de l'aorte près
de la valvule aortique.

La description qui précède n'a été donnée qu'à
10 titre purement illustratif et non limitatif et des
variantes ou des modifications qui apparaîtront
facilement aux spécialistes de cette technique peuvent y
être apportées dans le cadre de la présente invention.

REVENDICATIONS

1. Procédé pour assister mécaniquement le coeur et améliorer, au moins momentanément, les conditions associées à une défaillance cardiaque de nature congestive et autres problèmes cardiaques similaires, caractérisé par le fait qu'il comprend :

l'insertion d'un dispositif tubulaire de forme allongée dans un compartiment du coeur pour l'évacuation, par l'intermédiaire de ce dispositif tubulaire, des gaz présents avec le sang dans ce compartiment, grâce à quoi le volume des gaz exposés au pompage du coeur se trouve réduit, tandis que le volume de liquide pompé par le coeur se trouve accru.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait que la valvule aortique défectueuse permet aux gaz de remonter, dans le ventricule gauche et l'évacuation des gaz tend à empêcher l'accumulation des gaz et de la mousse à l'intérieur du ventricule gauche et diminue la quantité de gaz et de mousse dans ce dernier.

3. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'une valve pulmonique défectueuse permet aux gaz de remonter dans le ventricule droit et ladite évacuation de gaz tend à réduire la quantité de gaz et de mousse à l'intérieur du ventricule droit et à empêcher l'accumulation de gaz et de mousse à l'intérieur de ce ventricule droit.

4. Procédé pour assister mécaniquement le coeur

et améliorer, au moins momentanément, les conditions associées à une défaillance cardiaque de nature congestive et autres problèmes cardiaques similaires, comprenant :

- 5 l'insertion d'un dispositif tubulaire de forme allongée dans un compartiment du coeur et l'injection de sang liquide dans ce compartiment du coeur, grâce à quoi le rapport vapeur/liquide des fluides pompés par le coeur se trouvent réduits, tandis que le volume du liquide
- 10 pompe par le coeur se trouve accru.

5. Procédé selon la revendication 1, *caractérisé* par le fait que l'état traité résulte d'une valvule aortique étranglée présentant un orifice plus petit qu'un orifice normal.

- 15 6. Appareil pour assister mécaniquement le coeur et améliorer au moins momentanément, les conditions associées à une défaillance cardiaque de nature congestive et autres problèmes cardiaques similaires, *caractérisé* par le fait qu'il comprend :

- 20 un dispositif tubulaire de forme allongée pouvant être inséré dans un compartiment du coeur, et

des moyens adaptés pour réduire le volume des gaz pompés par le coeur et pour augmenter le volume de liquide pompé par le coeur.

- 25 7. Appareil selon la revendication 6, *caractérisé* par le fait que le dispositif précité comprend une enveloppe ou corps analogue à une aiguille creuse

comportant une extrémité destinée à percer la peau, ladite enveloppe étant pourvue d'une entrée et d'une sortie ;

un moyen de filtrage à l'intérieur de ladite
5 enveloppe permettant le passage des gaz et empêchant le passage du liquide dans ladite enveloppe ; et

un conduit flexible communiquant avec l'intérieur de l'enveloppe pour permettre aux gaz d'être évacués vers l'extérieur du coeur.

10 8. Appareil selon la revendication 7, *caractérisé* par le fait que le conduit flexible décharge les gaz dans une région de faible pression à l'intérieur du corps du patient.

15 9. Appareil selon la revendication 8, *caractérisé* par le fait qu'il comprend :

un moyen pour retenir de façon amovible le moyen de filtrage dans une position à l'intérieur de l'enveloppe et pouvant être remplacé sans que l'on enlève de la peau l'extrémité de l'enveloppe ;

20 un moyen de guidage amovible à l'intérieur du conduit flexible ;

un moyen de fixation pour raccorder le système de pompage aspirant à une extrémité du conduit flexible à l'extérieur de la peau pour faciliter l'évacuation des
25 gaz ;

un moyen sur le conduit permettant d'observer par transparence l'écoulement afin de s'assurer qu'une

quantité exagérée de liquide n'est pas évacuée ; et

un moyen d'arrêt pour arrêter l'écoulement à travers le conduit flexible.

10. Appareil selon la revendication 8, *caractérisé*
5 par le fait qu'il comprend, en outre, un clapet de non retour dans le conduit d'évacuation pour empêcher l'écoulement dans le coeur par le conduit d'évacuation des gaz.

11. Procédé pour améliorer les fonctions du cerveau
10 en augmentant la circulation du sang à travers ce dernier, à la façon d'une boucle fermée, par accroissement de la capacité de pompage du coeur à l'aide du procédé selon la revendication 1.

12. Procédé pour améliorer les fonctions des
15 poumons, en augmentant la circulation du sang à travers ces derniers, à la façon d'une boucle fermée, par accroissement de la capacité de pompage du coeur à l'aide du procédé selon la revendication 1.

13. Procédé d'assistance mécanique du coeur,
20 destiné à être utilisé, en dernier ressort, pour contribuer à séparer une personne d'un appareil respiratoire, à l'aide du procédé selon la revendication 1, l'évacuation des gaz selon ce procédé évitant une pression sanguine exagérément élevée en empêchant une
25 accumulation exagérée du volume de gaz et de liquide à l'intérieur du coeur et comprenant un moyen pour évacuer les gaz.

14. Appareil d'assistance mécanique du coeur
destiné à être utilisé, en dernier recours, pour
faciliter l'indépendance d'une personne vis-à-vis d'un
appareil respiratoire, l'évacuation des gaz par cet
5 appareil empêchant une pression sanguine exagérément
élevée en évitant une accumulation exagérée du volume de
liquide a l'intérieur du coeur et comprenant un
dispositif pour évacuer les gaz.

FIG. 1

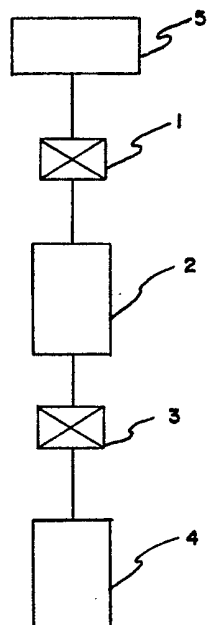


FIG. 2

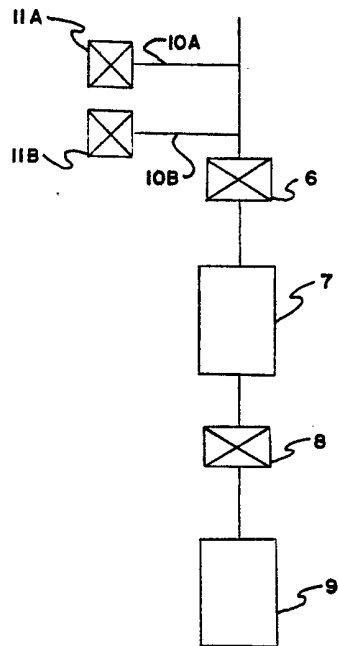


FIG. 3

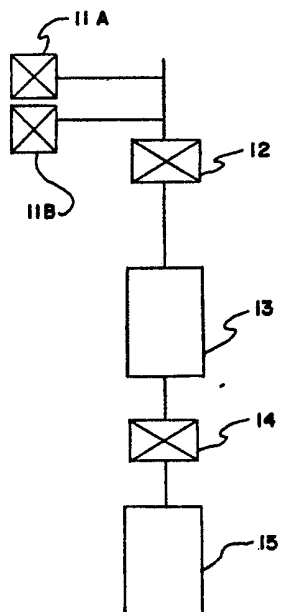
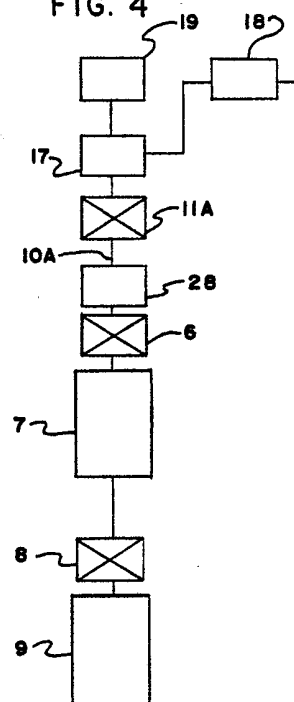
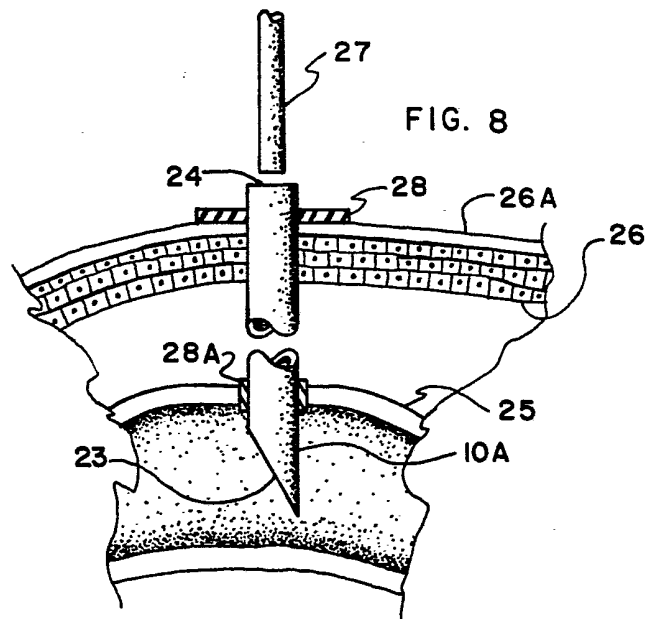
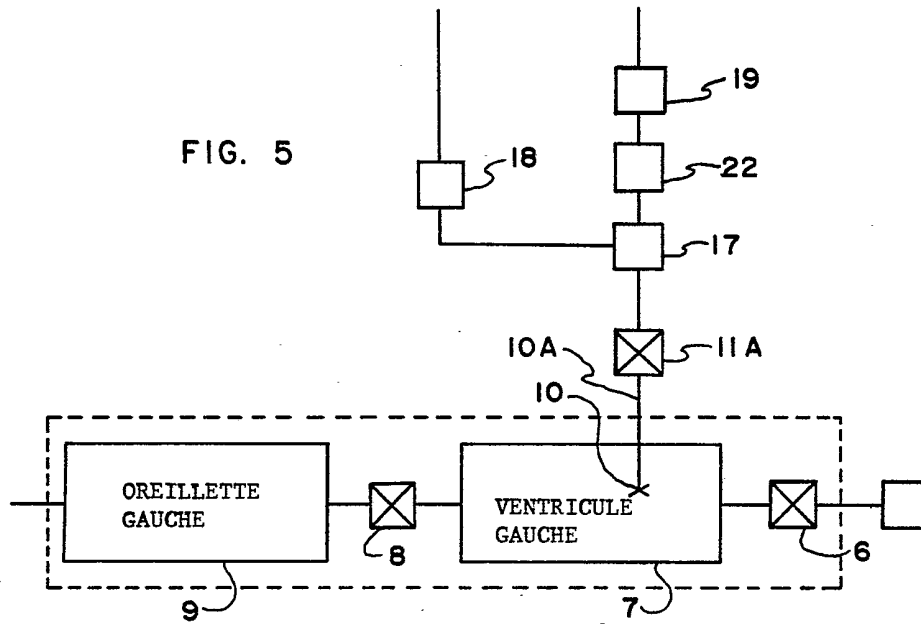
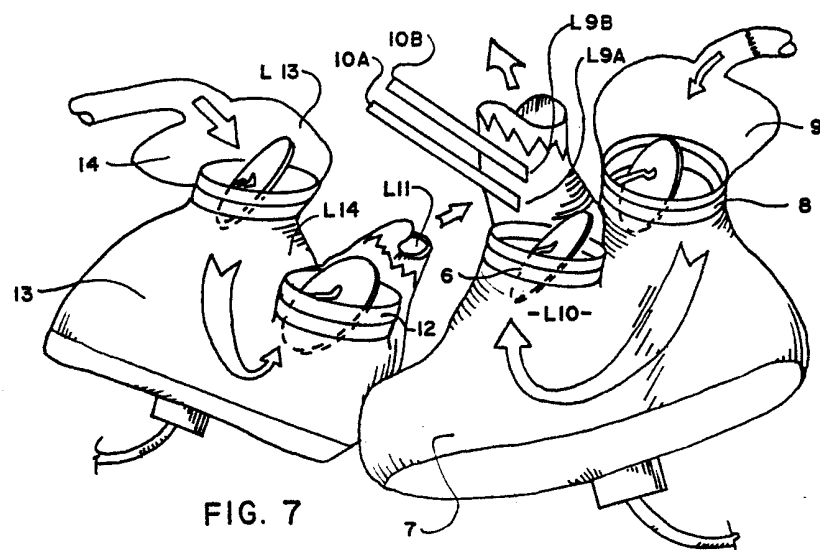
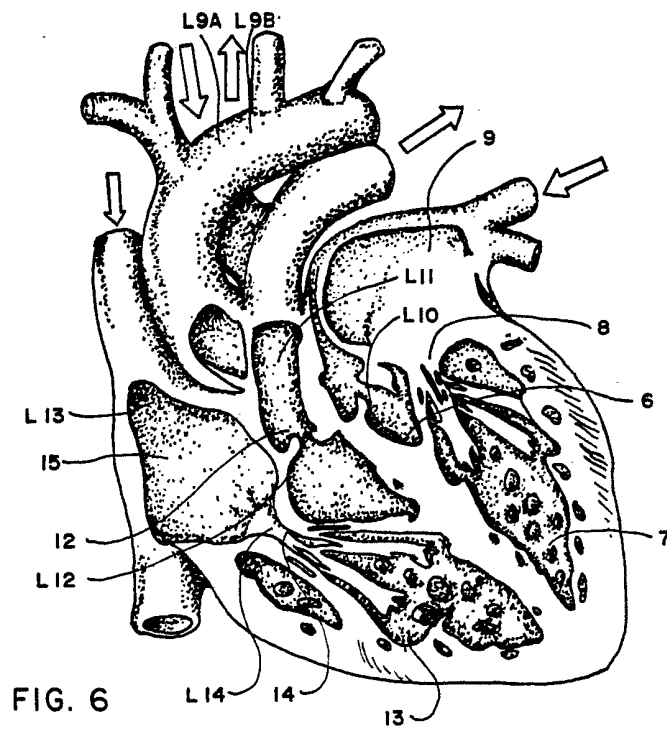


FIG. 4







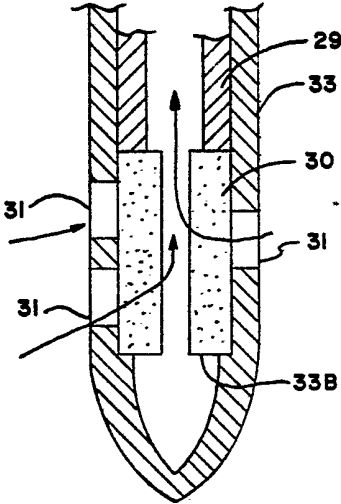


FIG. 9

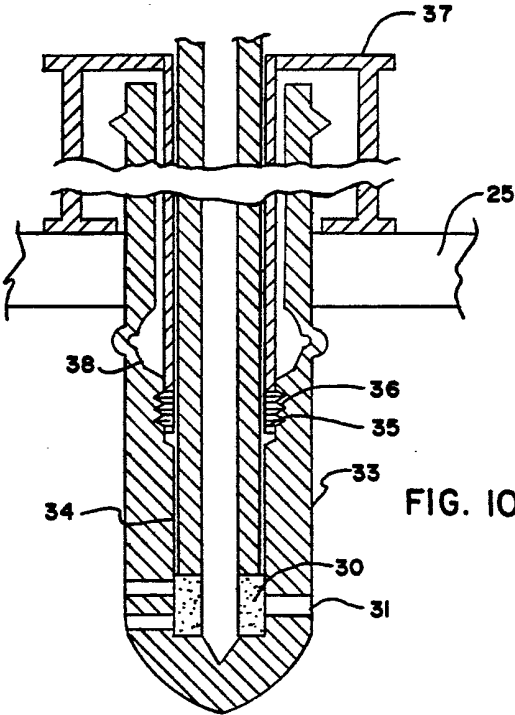


FIG. 10