(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) **N° de publication :** **2 767 565**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) **N° d'enregistrement national :** **97 10504**

(51) Int Cl^6 : **F 04 B 43/00,** F 15 B 3/00, A 61 M 1/12

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 20.08.97.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de mise à la disposition du public de la demande :** 26.02.99 Bulletin 99/08.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Se reporter à la fin du présent fascicule*

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE ETABLISS DE CARACT SCIENT TECH ET INDUST* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** GRUSS JEAN ANTOINE, LOCATELLI MARCEL et BOUVIER ALAIN.

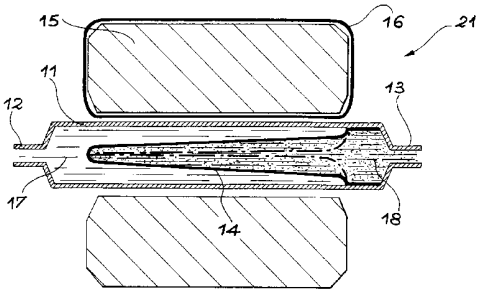
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** BREVATOME.

(54) ACTIONNEUR A FERROFLUIDE ET SON APPLICATION A UN DISPOSITIF D'ASSISTANCE CARDIAQUE.

(57) L'invention concerne un actionneur à ferrofluide (21) permettant une transmission d'énergie hydraulique avec une surface d'échange d'un élément extérieur, comprenant un ferrofluide (18) et des moyens (15, 16) d'application d'un champ magnétique au ferrofluide. L'actionneur (21) comprend également un fluide non magnétique dit fluide intermédiaire (17), des moyens (14) permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire, tout en évitant leur mélange, et des moyens (11, 12, 13) permettant au fluide intermédiaire d'assurer ladite transmission d'énergie avec la surface d'échange.

Cet actionneur peut notamment être utilisé dans un dispositif d'assistance cardiaque ventriculaire à contre-pulsation.



FR 2 767 565 - A1

ACTIONNEUR A FERROFLUIDE ET SON APPLICATION A UN DISPOSITIF D'ASSISTANCE CARDIAQUE

Domaine technique

La présente invention se rapporte à un actionneur à ferrofluide. Cet actionneur peut constituer un dispositif de stockage et de génération d'énergie hydraulique pulsative. Il peut en particulier être utilisé comme composant d'un appareil autonome d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation.

Etat de la technique antérieure

Les dispositifs d'assistance cardiaque actuellement utilisés, tels que le système NOVACOR® NP 100 de la société BAXTER et le HEARTMATE® IP de la société TCI utilisent une pompe cardiaque comprenant un actionneur et une chambre souple ou poche. La chambre souple se remplit ou se vide périodiquement de sang sous l'action de l'actionneur. Cet actionneur est soit un électro-aimant, soit un moteur électrique avec transformation, au moyen d'une came, du mouvement circulaire fourni par le moteur électrique en mouvement linéaire. L'action mécanique se fait sur la poche (en polyuréthanne) placée en dérivation sur le ventricule gauche du patient. Des valves, permettant une circulation unidirectionnelle du sang, sont placées à l'entrée et à la sortie de la poche.

Ces dispositifs posent un certain nombre de problèmes. Leur fonctionnement, en parallèle avec le coeur natif, entraîne un fonctionnement non synergique de celui-ci avec pour conséquence, dans la plupart des

cas, une dégradation des fonctions du coeur. Le dispositif d'assistance doit donc suppléer en totalité au ventricule gauche du patient ce qui, associé à un rendement moyen des actionneurs, implique une puissance électrique élevée (de l'ordre de 25 W). Il en résulte que l'alimentation électrique nécessaire pour assurer une autonomie d'une journée doit être fournie par des batteries relativement volumineuses, non implantables dans le corps humain. Ces batteries sont extérieures au corps. Elles sont portées en bandoulière ou à la ceinture, la liaison électrique avec le dispositif implanté se faisant par un câble transcutané.

Ces dispositifs causent aussi des micro ou macro-thromboembolismes qui sont dus notamment à la grande surface d'échange synthétique et à la conception hydraulique induisant des zones de turbulence ou de stase. Les actionneurs et les vannes induisent un bruit important, entraînant une gêne pour le patient et son entourage. La sécurité de ces dispositifs est sujette à caution. Une déchirure de la poche peut entraîner une hémorragie ou une embolie gazeuse. Une panne quelconque peut avoir des conséquences fatales en quelques secondes car le coeur natif ne travaille plus.

La mise en place d'un tel dispositif nécessite une circulation extracorporelle totale ainsi qu'une incision de l'apex du coeur pour la pose d'une canule. Ces opérations sont toujours invalidantes pour le coeur natif.

On connaît également des projets de dispositifs utilisant des muscles squelettiques tels que le latissimus dorsi en tant qu'actionneur. Le muscle peut être enroulé autour de l'aorte (aortomyoplastie) ou du coeur (cardiomyoplastie). Il peut également actionner indirectement une poche à sang à l'aide d'une transformation mécanique ou hydraulique.

Le muscle est dans ce cas actionné périodiquement à l'aide d'un appareil de type stimulateur de manière à exercer une action mécanique sur le système cardio-vasculaire. Ces dispositifs présentent un certain nombre d'inconvénients. Leur mise en place nécessite une opération chirurgicale lourde et invalidante pour un patient déjà affaibli. La transformation physiologique du muscle pour le rendre apte à un fonctionnement cyclique rapide nécessite un apprentissage de plusieurs semaines, ce qui fait que le dispositif d'assistance cardiaque n'est pas opérationnel immédiatement après l'opération. Deux opérations sous anesthésie générale sont nécessaires pour mettre en place définitivement le système. A terme, des problèmes de fatigue du muscle peuvent apparaître. Enfin, l'efficacité du système du point de vue de la mortalité à long terme est controversée.

On connaît par ailleurs des dispositifs d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation. Les pompes à ballonnet intra-aortique (IABP) sont utilisées cliniquement depuis les années 1960 en récupération de choc cardiaque. Le ballonnet est inséré dans l'aorte du patient, généralement par l'artère fémorale. Une console extérieure permet de gonfler et de dégonfler le ballonnet, avec de l'hélium, en synchronisme avec le coeur. Le ballonnet est gonflé en diastole et dégonflé en systole. Le dégonflage du ballonnet diminue la post-charge du coeur qui, de ce fait, éjecte plus de sang. Le gonflage du ballonnet en diastole remonte la pression aortique et force le sang dans le circuit artériel. Néanmoins, les IABP ne sont pas adaptés à une assistance à long terme pour au moins deux raisons. D'une part, le ballonnet n'y résisterait pas d'un point de vue mécanique. D'autre part, le fonctionnement nécessite une console et un stockage de

gaz externe peu compatible avec une vie normale. De plus, le passage percutané des tubulures pneumatiques constitue une source d'infection importante.

On peut aussi utiliser l'aortomyoplastie pour exercer l'action de contre-pulsation, en enroulant un muscle squelettique (généralement le latissimus dorsi) autour de l'aorte. Ce procédé présente les inconvénients mentionnés plus haut quant à l'utilisation des muscles squelettiques. De plus, on peut craindre une lésion de la paroi aortique à cause des compressions répétées de l'aorte.

L'article de A. KANTROWITZ et al. intitulé "A Mechanical Auxiliary Ventricle. Histologic Responses to Long-term, Intermittent Pumping in Calves", paru dans la revue Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, Vol. 41, pages M340-M345, 1995, décrit un projet expérimenté chez l'animal. Un ballon extra-aortique est mis en action selon le même principe que l'IABP. Ce système présente toujours l'inconvénient de nécessiter une source d'énergie pneumatique portable, mais extérieure.

D'autres projets, utilisant le principe de la contre-pulsation, ont été divulgués. Ils sont décrits dans les documents WO 93/05827, EP-A-0 216 042, WO 92/08500 et US-A-4 979 936.

Dans US-A-4 938 766, R.K. JARVIK décrit des dispositifs implantés sur l'aorte et réalisant un stockage hydraulique passif avec transfert d'énergie hydraulique entre la phase systole et la phase diastole. Les systèmes de stockage décrits sont soit mécaniques (à l'aide d'une structure ressort), soit magnétiques (à l'aide d'aimants permanents). Ces dispositifs n'ont apparemment pas été testés pratiquement. De toutes façons, le gain réel de débit

cardiaque devrait être limité, les dispositifs n'apportant aucune énergie au système cardiaque.

On connaît par ailleurs les liquides magnétiques ou ferrofluides. Ces fluides sont constitués à partir d'une suspension colloïdale de particules magnétiques dans un liquide porteur. On connaît en particulier l'effet de pression magnétique présent à l'interface d'un ferrofluide plongé dans un champ magnétique. Le brevet US-A-4 967 831 décrit une application des ferrofluides pour effectuer un pompage alternatif afin d'obtenir le retour d'un liquide sur l'évaporateur d'un caloduc fonctionnant en apesanteur. Dans le domaine biomédical, les ferrofluides ont trouvé des applications en tant qu'agent de contraste pour l'imagerie médicale à résonance magnétique. Ils peuvent être utilisés dans des dispositifs jouant le rôle de muscles ou d'actionneurs artificiels comme cela est décrit dans le document EP-A-0 272 445.

Les ferrofluides peuvent aussi être utilisés dans le domaine des coeurs artificiels. Le document EP-A-0 272 445 déjà cité et le brevet US-A-4 650 485 décrivent des pompes de coeur artificiel à ferrofluide. Dans ces documents, le sang circule dans l'actionneur lui-même, ce qui amène des risques importants de thrombose et d'hémolyse du fait, d'une part des surfaces artificielles importantes en contact avec le sang, d'autre part des zones inévitables de turbulences élevées ou de stase dans la pompe. De plus, le ferrofluide et le sang ne sont séparés que par une membrane souple, amenant un risque important d'empoisonnement du sang en cas de rupture de celle-ci. Dans une variante du brevet US-A-4 650 485, le sang est même en contact direct avec le ferrofluide d'où risque supplémentaire dû à la miscibilité des fluides et la fragmentation à l'interface.

Exposé de l'invention

Pour remédier aux inconvénients de l'art antérieur mentionnés ci-dessus, on propose, selon la présente invention un actionneur à ferrofluide utilisant un liquide intermédiaire servant à transmettre de l'énergie hydraulique entre le ferrofluide et une surface d'échange considérée.

L'invention a donc pour objet un actionneur à ferrofluide permettant une transmission d'énergie hydraulique avec une surface d'échange d'un élément extérieur, comprenant un ferrofluide et des moyens d'application d'un champ magnétique au ferrofluide, caractérisé en ce qu'il comprend également un fluide non magnétique dit fluide intermédiaire, des moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire, tout en évitant leur mélange, et des moyens permettant au fluide intermédiaire d'assurer ladite transmission d'énergie avec la surface d'échange.

Selon une première variante, les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprennent une membrane ou une paroi souple.

Selon une deuxième variante, les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprennent des canaux capillaires et un fluide tampon non miscible avec le fluide intermédiaire et le ferrofluide, le fluide tampon étant interposé entre le fluide intermédiaire et le ferrofluide, les zones de contact entre fluides étant situées dans les canaux capillaires.

Selon une troisième variante, les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le

ferrofluide et le fluide intermédiaire comprennent un noyau formant piston dans une partie de l'actionneur en forme de tube, le ferrofluide formant joint entre le noyau et le tube pour assurer l'étanchéité et la sustentation du noyau.

Préférentiellement, les moyens d'application d'un champ magnétique comprennent une bobine d'induction.

Dans le cas où la surface d'échange est susceptible de transmettre une énergie hydraulique vers l'actionneur, celui-ci possède des moyens de stockage de cette énergie.

Ces moyens de stockage peuvent être des moyens de stockage mécanique. Si les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprennent une membrane ou une paroi souple, les moyens de stockage mécanique peuvent être constitués de renforts flexibles situés sur la membrane ou la paroi souple. En variante, les moyens de stockage mécanique peuvent être constitués par la membrane ou la paroi souple elles-mêmes qui sont métalliques. Si les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprennent un noyau formant piston, les moyens de stockage mécanique peuvent être constitués par un ressort relié au noyau.

Ces moyens de stockage peuvent aussi être des moyens de stockage magnétique. Ils peuvent comprendre un aimant permanent générant une force magnétique de rappel sur le ferrofluide.

L'invention a aussi pour objet un dispositif de transmission d'énergie hydraulique, caractérisé en ce qu'il comprend un actionneur à ferrofluide tel que défini ci-dessus, pour lequel l'action mécanique entre le ferrofluide et le fluide

intermédiaire se fait dans un volume déterminé, et une chambre de compliance en communication de fluide avec le ferrofluide de l'actionneur, la chambre de compliance contenant un fluide et servant à compenser les variations du volume de ferrofluide dans l'actionneur. Si le fluide de compensation de la chambre de compliance est un gaz, il est prévu des moyens séparateurs pour éviter le mélange entre le ferrofluide et le gaz.

L'invention a encore pour objet un dispositif d'assistance cardiaque ventriculaire à contre-pulsation, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de transmission d'énergie hydraulique tel que défini ci-dessus, ladite surface d'échange étant constituée par une membrane insérée sur l'aorte d'un patient.

Brève description des dessins

L'invention sera mieux comprise et d'autres avantages et particularités apparaîtront à la lecture de la description qui va suivre, donnée à titre d'exemple non limitatif, accompagnée des dessins annexés parmi lesquels :

- la figure 1 est une vue en coupe longitudinale d'un actionneur à ferrofluide et à membrane selon la présente invention,
- la figure 2 est une vue en coupe longitudinale d'un autre actionneur à ferrofluide et à membrane selon la présente invention,
- la figure 3 est une vue en coupe longitudinale d'un actionneur à ferrofluide et à canaux capillaires selon la présente invention,

- la figure 4 est une vue en coupe longitudinale d'un actionneur à ferrofluide et à noyau formant piston selon la présente invention,

- la figure 5 est une vue en coupe transversale de l'actionneur représenté à la figure 1,

- la figure 6 est une vue en coupe transversale d'un actionneur à ferrofluide et à membrane selon la présente invention,

- la figure 7 est une vue en perspective, avec arrachement, d'un actionneur à ferrofluide et à membrane plate selon la présente invention,

- la figure 8 représente un dispositif d'assistance cardiaque ventriculaire à contre-pulsation utilisant un actionneur selon la présente invention.

Description détaillée de modes de réalisation de l'invention

L'actionneur 21, représenté en coupe longitudinale à la figure 1, est vu en coupe transversale à la figure 5. L'actionneur 21 comprend une enceinte cylindrique 11 dont les extrémités forment des tubulures 12 et 13 permettant une communication de fluide avec des éléments extérieurs. Une membrane souple 14, en forme de doigt de gant, sépare l'intérieur de l'enceinte 11 en deux parties. La membrane 14 est fixée de manière étanche à la paroi interne de l'enceinte 11 par sa partie formant la base du doigt de gant. Elle est maintenue, par sa partie formant extrémité du doigt, dans la position montré sur la figure 1 grâce à un moyen de maintien non représenté pour une meilleure compréhension de la figure. L'enceinte 11 est placée dans l'entrefer d'un circuit magnétique 15 formé d'un assemblage de tôles en forme de C. Une bobine d'induction symbolisée par la boucle

16 permet, par passage d'un courant électrique, de générer un champ magnétique dans l'entrefer du circuit magnétique 15.

La vue en coupe transversale représentée à la figure 5 montre la bobine d'induction 160 montée sur le circuit magnétique 15. Le reste de l'entrefer non occupé par l'enceinte 11 est comblé par un matériau amagnétique 55.

En utilisation, la tubulure 12 est raccordée par un conduit à un élément extérieur possédant une surface d'échange d'énergie hydraulique. Le volume intérieur compris entre cette surface d'échange et la membrane 14 est rempli d'un fluide non magnétique ou fluide intermédiaire 17. Dans le cas d'une utilisation dans un dispositif d'assistance cardiaque comme celui représenté à la figure 7, ce fluide intermédiaire est de préférence du sérum physiologique ou un substitut du sang tel que le DEXTRAN®. La tubulure 13 est raccordée par un conduit à un élément formant réservoir. En variante, ce conduit peut par lui-même faire office de réservoir. Ce côté de la membrane 14 est rempli d'un ferrofluide 18.

En trait mixte, on a représenté sur la figure 1 la forme que prend la membrane en l'absence de champ magnétique appliqué. Le ferrofluide 18 occupe donc un volume minimum à l'intérieur de l'enceinte 11 et le fluide intermédiaire 17 un volume maximum. En trait plein, on a représenté la forme que prend la membrane en présence d'un champ magnétique généré par la bobine d'induction. Le ferrofluide 18 occupe alors un volume plus important que précédemment dans l'enceinte 11 et un volume correspondant de fluide intermédiaire 17 est expulsé par la tubulure 12 vers la surface d'échange d'énergie hydraulique.

L'actionneur 22, représenté en coupe longitudinale à la figure 2, est constitué d'un certain nombre d'éléments identiques à ceux de l'actionneur représenté à la figure 1. Ces éléments identiques portent les mêmes références. Alors que pour l'actionneur de la figure 1 le ferrofluide est contenu dans le doigt de gant, pour l'actionneur de la figure 2 c'est le fluide intermédiaire 17 qui est contenu dans le doigt de gant formé par la membrane 19. La fixation de la membrane 19 dans l'enceinte 11 se fait de manière similaire au cas de l'actionneur représenté en figure 1.

En trait plein, on a représenté sur la figure 2 la forme que prend la membrane en l'absence de champ magnétique appliqué. Le ferrofluide 18 occupe donc un volume minimum à l'intérieur de l'enceinte 11 et le fluide intermédiaire 17 un volume maximum. En trait mixte, on a représenté la forme que prend la membrane en présence d'un champ magnétique généré par la bobine d'induction. Le ferrofluide 18 occupe alors un volume plus important que précédemment dans l'enceinte 11 et un volume correspondant de fluide intermédiaire 17 est expulsé par la tubulure 12 vers la surface d'échange d'énergie hydraulique.

Dans une variante de réalisation, le doigt de gant peut prendre une forme aplatie (en bec de canard) au lieu d'une forme cylindrique. La figure 6 est une vue en coupe transversale qui illustre cette variante. On y reconnaît le circuit magnétique 15 et la bobine d'induction 160. La membrane 56 est maintenue par pincement de ses bords par des éléments 57 en matériau amagnétique rattachés au circuit magnétique. La membrane a été représentée dans un état où le fluide intermédiaire 17 occupe une partie réduite de

l'enceinte et où le ferrofluide 18 occupe la partie la plus importante.

L'actionneur 23, représenté en coupe longitudinale partielle à la figure 3, présente une variante de réalisation permettant d'éviter l'emploi d'une membrane séparatrice entre fluide intermédiaire et ferrofluide. Le circuit magnétique 15 et la bobine d'induction sont identiques à ceux des actionneurs des figures 1 et 2. L'enceinte 30, dont on n'a représenté que la partie centrale, se termine par des tubulures comme pour les actionneurs des figures 1 et 2. La partie centrale de l'enceinte 30 est constitué de canaux capillaires 31 très fins, occupés d'un côté par le fluide intermédiaire 17 et de l'autre par le ferrofluide 18. Entre ces deux fluides est prévu un fluide tampon 32. Il existe donc une zone de contact 33 entre le ferrofluide 18 et le fluide tampon 32 et une zone de contact 34 entre le fluide intermédiaire 17 et le fluide tampon 32.

En utilisant un fluide tampon tel que de l'huile silicone, on rend le fluide tampon non miscible avec un ferrofluide aqueux et avec le fluide intermédiaire tel qu'il a été choisi plus haut. Les zones de contact entre fluide se faisant dans les canaux capillaires, on évite le risque de mélange des fluides par gravité ou fragmentation sous l'effet des forces magnétiques. La tension interfaciale entre les fluides de l'actionneur, associée à un rayon très faible des canaux capillaires, permet de générer des forces superficielles s'opposant aux forces de gravité et aux risques de fragmentation à l'interface des fluides sous l'effet de la pression magnétique.

Les canaux capillaires 31 sont représentés linéaires sur la figure 3 mais ils peuvent prendre une autre forme, par exemple en colimaçon.

L'actionneur 24, représenté à la figure 4, a une configuration d'électro-aimant, le noyau 36 faisant office de piston dans la partie centrale de l'enceinte 11. Le noyau 36 comprend un corps 37 de forme générale cylindrique et de diamètre adapté au diamètre intérieur de l'enceinte 11. Ses extrémités sont pourvues de gorges annulaires recevant des anneaux de ferrofluide 38 et 39. Ces anneaux de ferrofluide assurent la sustentation du noyau sans frottement à l'intérieur de l'enceinte. Ils assurent en outre l'étanchéité du système. Un aimant permanent 47, inséré sur le corps 37, assure le maintien des anneaux de ferrofluide 38 et 39 par force magnétique. Le noyau est d'un côté en contact avec le fluide intermédiaire 17 et de l'autre côté en contact avec un volume de gaz 35.

La figure 7 représente un actionneur 21 possédant une membrane plate 26. Le fluide intermédiaire 17 et le ferrofluide, séparés par la membrane 26, sont logés dans une enceinte 27 en forme de disque dont les faces principales sont définies par une plaque 28 en métal magnétique. La plaque 28 est pratiquement recourbée sur elle-même et le coude de la courbure reçoit la bobine d'induction 160. La partie de l'enceinte recevant le fluide intermédiaire 17 communique avec l'extérieur par la tubulure 20. La partie de l'enceinte recevant le ferrofluide 18 communique avec l'extérieur par la tubulure 21.

En fonctionnement, sous l'action d'un champ magnétique généré par la bobine 160 et appliqué au ferrofluide 18 par la plaque 28, servant de circuit magnétique, le ferrofluide expulse plus ou moins de fluide intermédiaire par la tubulure 20 vers la surface d'échange d'énergie hydraulique.

L'actionneur selon l'invention permet le stockage d'énergie hydraulique en provenance de la

surface d'échange. Dans le cas d'une utilisation dans un dispositif d'assistance cardiaque, l'actionneur peut servir à réaliser le stockage de l'énergie hydraulique provenant du sang pendant la systole, et la restitution de cette énergie pendant la diastole.

Le stockage d'énergie hydraulique peut se faire mécaniquement. Pour les actionneurs à doigt de gant décrits aux figures 1 et 2, on peut par exemple renforcer le doigt de gant par des renforts métalliques flexibles surmoulés faisant office de ressort. Pour l'actionneur à membrane décrit à la figure 7, on peut aussi renforcer la membrane souple par des renforts métalliques flexibles. On peut également utiliser une membrane métallique intégrale (par exemple du type membrane de baromètre). Pour l'actionneur à noyau d'électro-aimant décrit à la figure 4, on peut utiliser un ressort métallique à boudin 45 fixé par l'une de ses extrémités au corps 37 du noyau, et par son autre extrémité à l'enceinte 11. Cette dernière fixation peut être réglable.

Le stockage d'énergie hydraulique peut aussi se faire de manière magnétique. Dans les variantes de réalisation avec ferrofluide dans un entrefer telles que décrites par les figures 1, 2, 5 et 6, on peut placer une partie de la longueur du doigt de gant dans un champ magnétique permanent à l'aide d'un aimant permanent produisant un champ magnétique constant qui se superpose au champ magnétique variable généré par la bobine d'induction. Cet aimant permet de réaliser une pression de rappel sur le ferrofluide. Un tel aimant est par exemple placé dans le circuit magnétique 15.

Dans la variante de réalisation représentée à la figure 4, l'aimant permanent peut se présenter

sous la forme d'un anneau magnétique de rappel 60 porté par l'enceinte 11.

Pour son fonctionnement, l'actionneur peut être associé à une chambre de compliance, en particulier dans le cas d'une utilisation dans un dispositif d'assistance cardiaque ventriculaire à contre-pulsation. Dans le cas des variantes d'actionneur représentées aux figures 1, 2, 3, 5, 6 et 7, la variation de volume de fluide intermédiaire dans l'enceinte de l'actionneur se traduit par une variation du volume de ferrofluide. On peut compenser directement ce volume au niveau de la chambre de compliance qui contient alors un liquide. On peut également utiliser un séparateur ferrofluide/gaz, ce qui permet d'avoir un fluide gazeux dans la chambre de compliance. Les séparateurs possibles sont par exemple de conception similaire et symétrique au séparateur entre fluide intermédiaire et ferrofluide.

Le dispositif d'assistance cardiaque représenté à la figure 8 comprend un manchon aortique 1 placé sur l'aorte descendante 10 du patient, un actionneur 2 selon la présente invention, une chambre de compliance 3 et un circuit électrique 4 comprenant une ou plusieurs batteries d'alimentation. L'actionneur 2 est en communication de fluide avec le manchon aortique 1 grâce au conduit souple 5 raccordé à une tubulure de l'actionneur (tubulure correspondant au fluide intermédiaire). Il est également en communication de fluide avec la chambre de compliance 3 grâce au conduit souple 6. Le circuit électrique 4 alimente l'actionneur 2 grâce au cordon électrique 7.

Tous ces éléments sont bien sûr réalisés dans des matériaux biocompatibles.

Le manchon aortique 1 se substitue à un tronçon de l'aorte. Il comprend une membrane 48 située

entre deux extrémités tubulaires destinées à être greffées sur des parties correspondantes de l'aorte. La membrane 48 est en matériau souple. Le manchon aortique 1 comprend aussi une coque rigide 49, de forme générale cylindrique, scellée de manière étanche sur les extrémités tubulaires greffées sur l'aorte. Entre la coque rigide 49 et l'ensemble constitué par la membrane 48 et les extrémités tubulaires greffées sur l'aorte existe donc un espace annulaire allongé 50. Le conduit souple 5 aboutit dans cet espace annulaire 50. Le manchon aortique réalise l'action de contre-pulsation sur le sang sous l'effet du fluide intermédiaire introduit dans l'espace annulaire 50 grâce au conduit souple 5.

Il peut être prévu un accès à l'intérieur de la chambre de compliance grâce à un tube souple 8, par exemple en polymère de silicone, reliant l'intérieur de la chambre de compliance à une chambre 9, par exemple en polyoxyméthylène, pourvue d'un septum par exemple en silicone. On peut alors charger ou recharger en gaz, par voie transcutanée, la chambre de compliance.

Le dispositif peut aussi être pourvu d'un système de télé-alimentation et de télécontrôle. Ce système assure la recharge des batteries implantées préférentiellement durant les périodes de repos du patient, ainsi que la transmission de données et le télécontrôle du dispositif. Les techniques de transmission de données par induction ou par infrarouge sont bien connues et ont été expérimentées avec succès chez l'animal. Un tel système est représenté sur la figure 8. Il comprend un organe 40 situé juste sous la peau du patient et assurant deux rôles vis-à-vis d'un appareil externe 41. L'organe 40, relié au circuit électrique 4 par le cordon électrique 42, peut être

récepteur d'une onde électromagnétique permettant de charger par induction les batteries logées dans le circuit électrique 4. Il peut être émetteur de données fournies sous forme de signaux électriques par un dispositif logé dans le circuit électrique 4 et transmettant des informations sur l'état du dispositif d'assistance cardiaque et sur l'état du patient.

Parmi les avantages procurés par la présente invention on peut citer :

- une grande fiabilité puisqu'il n'y a pas de pièces mécaniques mobiles (donc pas de risque d'usure, de grippage, etc.) ;

- des bruits de fonctionnement plus faibles que les dispositifs actuels puisqu'il y a moins de vibrations et de chocs mécaniques, ce qui procure une qualité de vie meilleure pour le patient et son entourage ;

- un rendement énergétique meilleur que les solutions avec moteur électrique rotatif du fait qu'il n'y a pas de transformation de mouvement rotatif en mouvement linéaire,

- dans le cas de la variante du type électro-aimant à noyau, le rendement est plus élevé que les systèmes classiques à électro-aimant du fait des faibles frottements et du bon couplage magnétique assuré par les anneaux de ferrofluide.

REVENDICATIONS

1. Actionneur à ferrofluide permettant une transmission d'énergie hydraulique avec une surface d'échange d'un élément extérieur, comprenant un ferrofluide (18) et des moyens (15,16) d'application d'un champ magnétique au ferrofluide, caractérisé en ce qu'il comprend également un fluide non magnétique dit fluide intermédiaire (17), des moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire, tout en évitant leur mélange, et des moyens (11,12,13) permettant au fluide intermédiaire d'assurer ladite transmission d'énergie avec la surface d'échange.

2. Actionneur à ferrofluide (21,22,25) selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide (18) et le fluide intermédiaire (17) comprennent une membrane (14,19,26,56) ou une paroi souple.

3. Actionneur à ferrofluide (23) selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide (18) et le fluide intermédiaire (17) comprennent des canaux capillaires (31) et un fluide tampon (32) non miscible avec le fluide intermédiaire et le ferrofluide, le fluide tampon étant interposé entre le fluide intermédiaire et le ferrofluide, les zones de contact entre fluides (33,34) étant situées dans les canaux capillaires (31).

4. Actionneur à ferrofluide (24) selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire (17) comprennent

un noyau (36) formant piston dans une partie (11) de l'actionneur en forme de tube, le ferrofluide (38,39) formant joint entre le noyau et le tube pour assurer l'étanchéité et la sustentation du noyau (36).

5. Actionneur à ferrofluide selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les moyens d'application d'un champ magnétique comprennent une bobine d'induction (160).

6. Actionneur à ferrofluide selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que ladite surface d'échange étant susceptible de transmettre une énergie hydraulique vers l'actionneur, celui-ci possède des moyens de stockage de cette énergie.

7. Actionneur à ferrofluide selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits moyens de stockage sont des moyens de stockage mécanique.

8. Actionneur à ferrofluide selon la revendication 7, caractérisé en ce que, les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprenant une membrane ou une paroi souple, les moyens de stockage mécanique sont constitués de renforts flexibles situés sur la membrane ou la paroi souple.

9. Actionneur à ferrofluide selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire comprenant une membrane ou une paroi souple, les moyens de stockage mécanique sont constitués par la membrane ou la paroi souple elles-mêmes qui sont métalliques.

10. Actionneur à ferrofluide (24) selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens permettant d'assurer une action mécanique entre le ferrofluide (38,39) et le fluide intermédiaire (17)

comprenant un noyau (36) formant piston, les moyens de stockage mécanique sont constitués par un ressort (45) relié au noyau.

11. Actionneur à ferrofluide selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits moyens de stockage sont des moyens de stockage magnétique.

12. Actionneur à ferrofluide selon la revendication 11, caractérisé en ce que les moyens de stockage magnétique comprennent un aimant permanent (60) générant une force magnétique de rappel sur le ferrofluide.

13. Dispositif de transmission d'énergie hydraulique, caractérisé en ce qu'il comprend un actionneur à ferrofluide (2) selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, pour lequel l'action mécanique entre le ferrofluide et le fluide intermédiaire se fait dans un volume déterminé, et une chambre de compliance (3) en communication de fluide avec le ferrofluide de l'actionneur, la chambre de compliance contenant un fluide et servant à compenser les variations du volume de ferrofluide dans l'actionneur.

14. Dispositif de transmission d'énergie hydraulique selon la revendication 13, caractérisé en ce que le fluide de compensation de la chambre de compliance (3) étant un gaz, il est prévu des moyens séparateurs pour éviter le mélange entre le ferrofluide et le gaz.

15. Dispositif d'assistance cardiaque ventriculaire à contre-pulsation, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de transmission d'énergie hydraulique selon l'une des revendications 13 ou 14, ladite surface d'échange étant constituée par une membrane (48) insérée sur l'aorte (10) d'un patient.

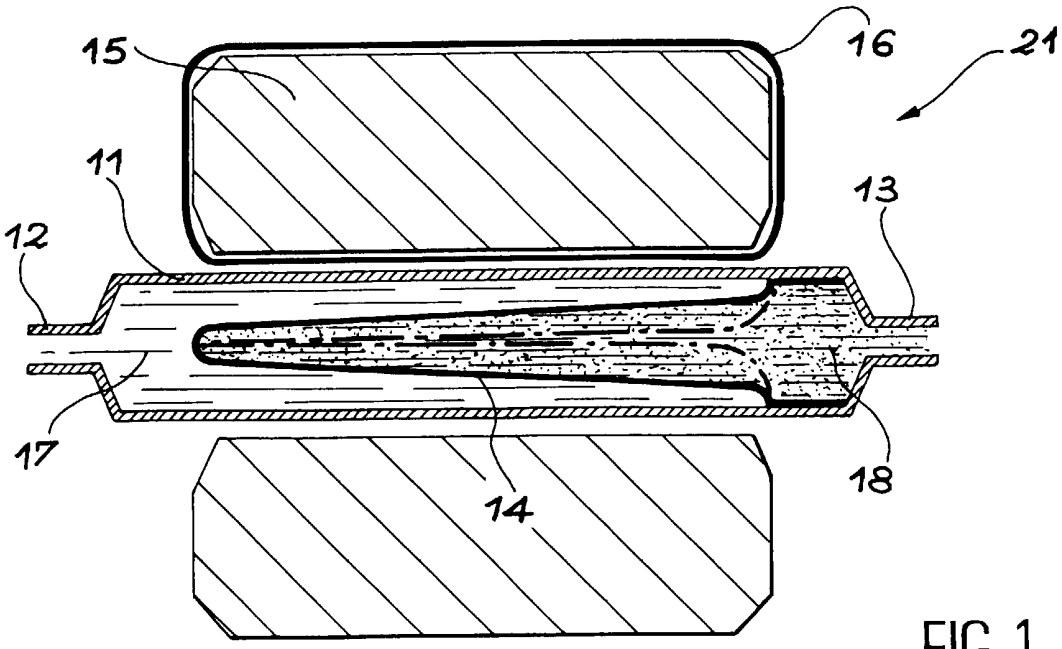


FIG. 1

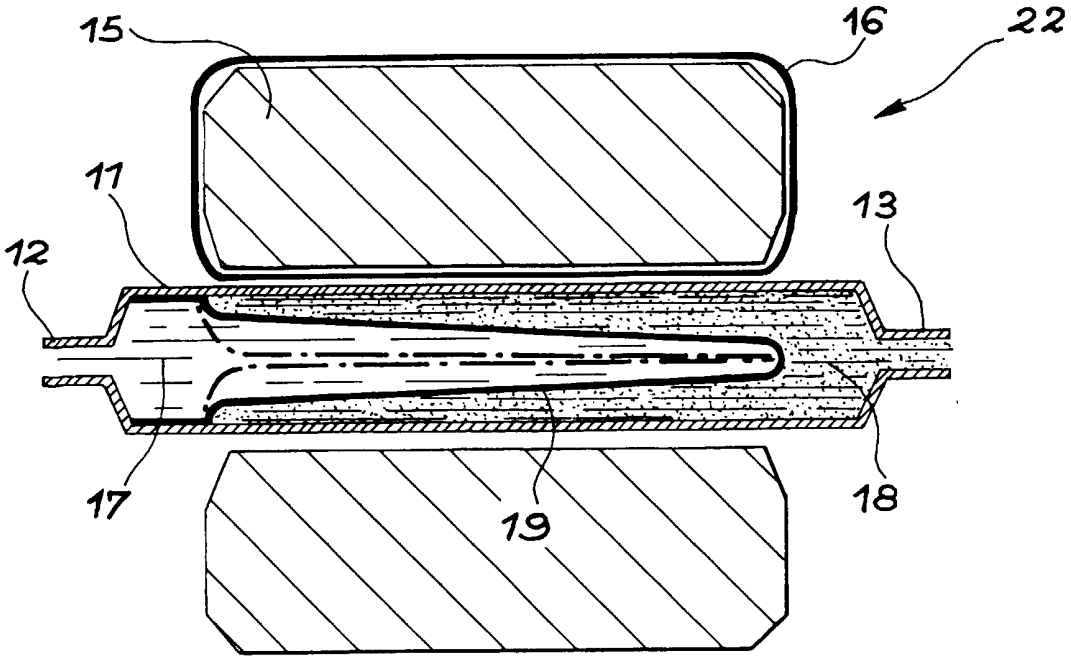


FIG. 2

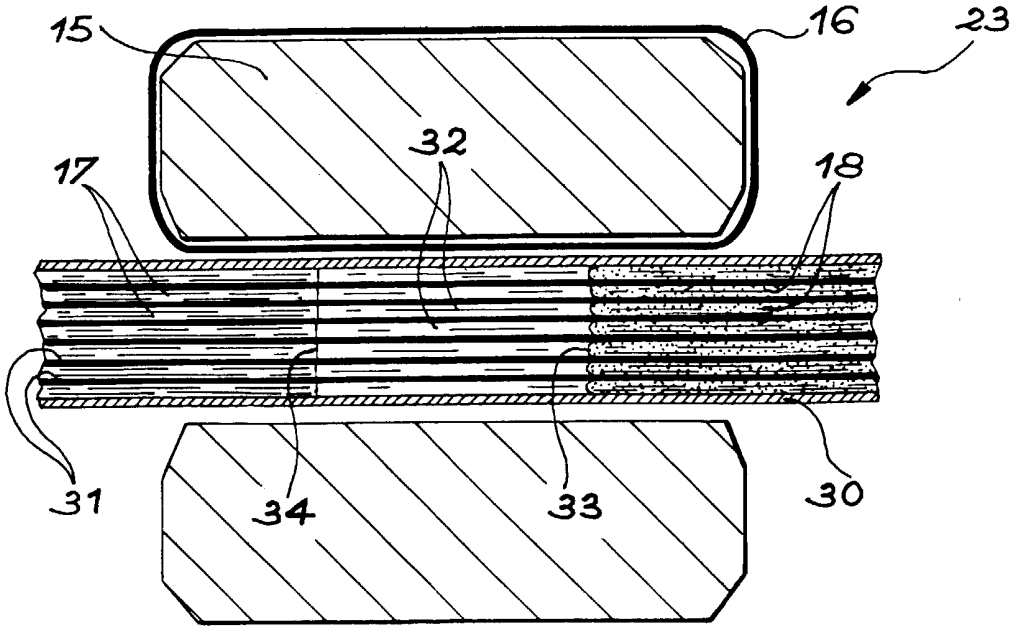


FIG. 3

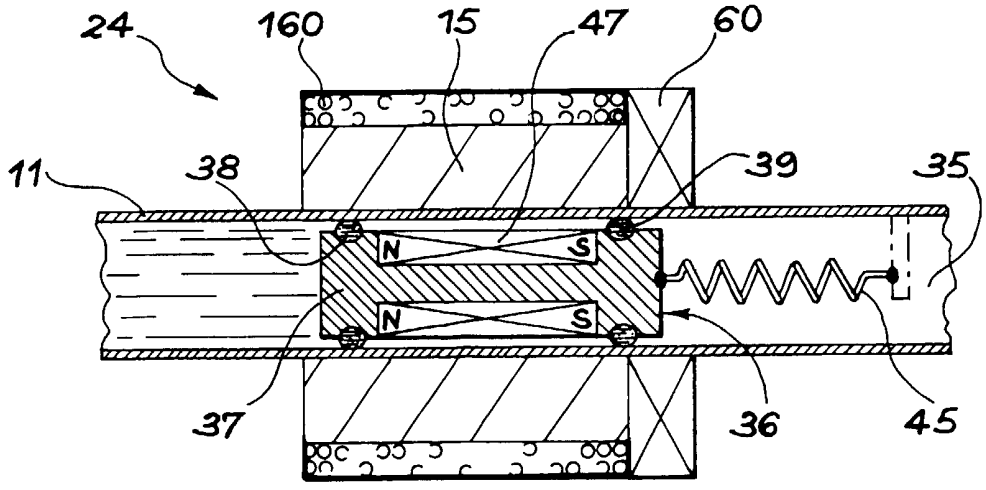


FIG. 4

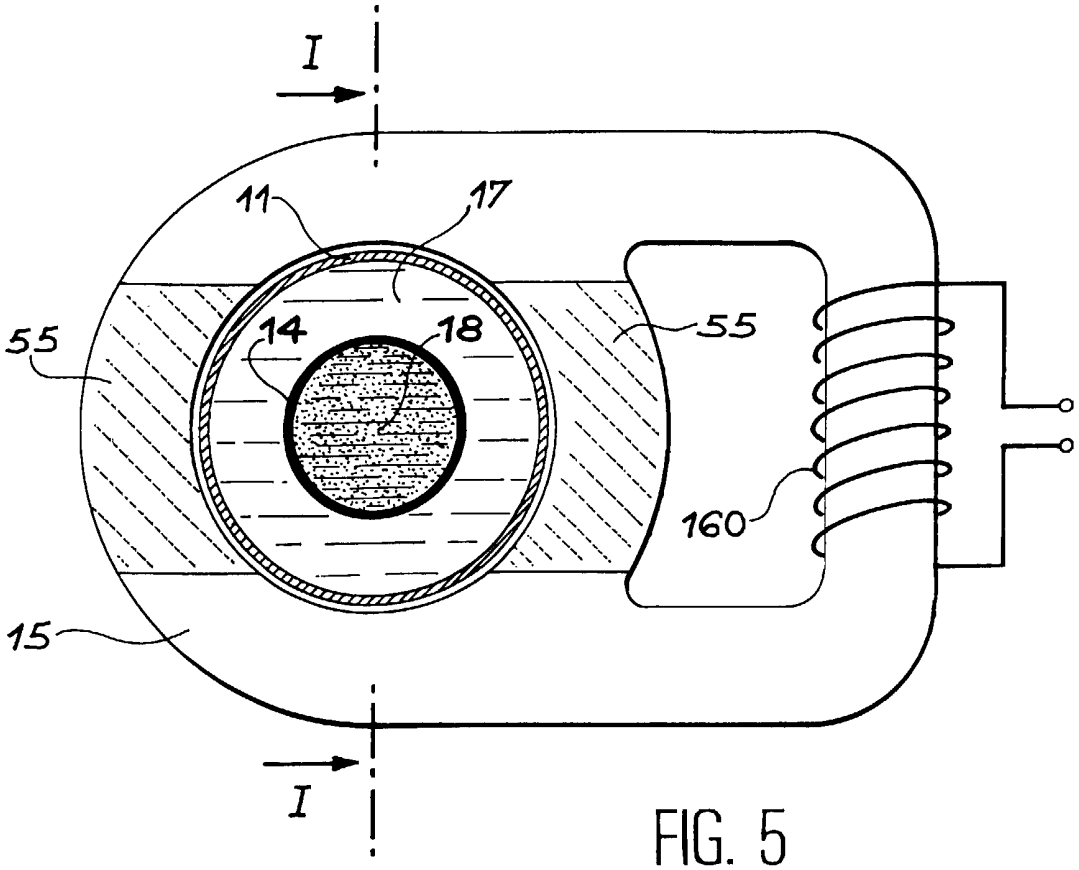


FIG. 5

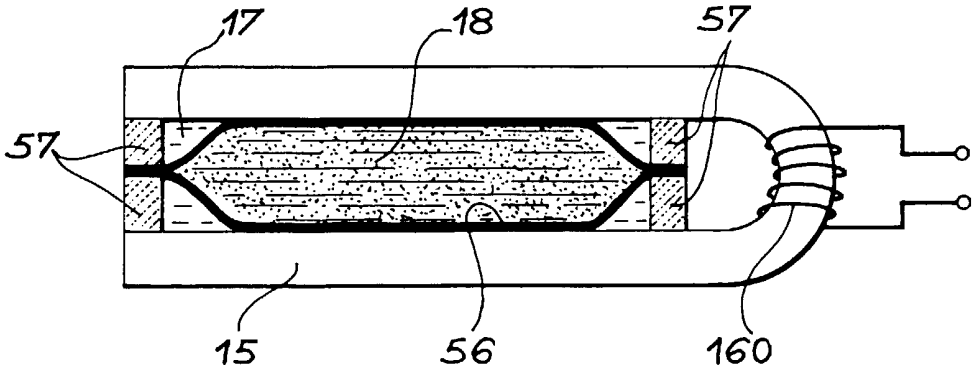


FIG. 6

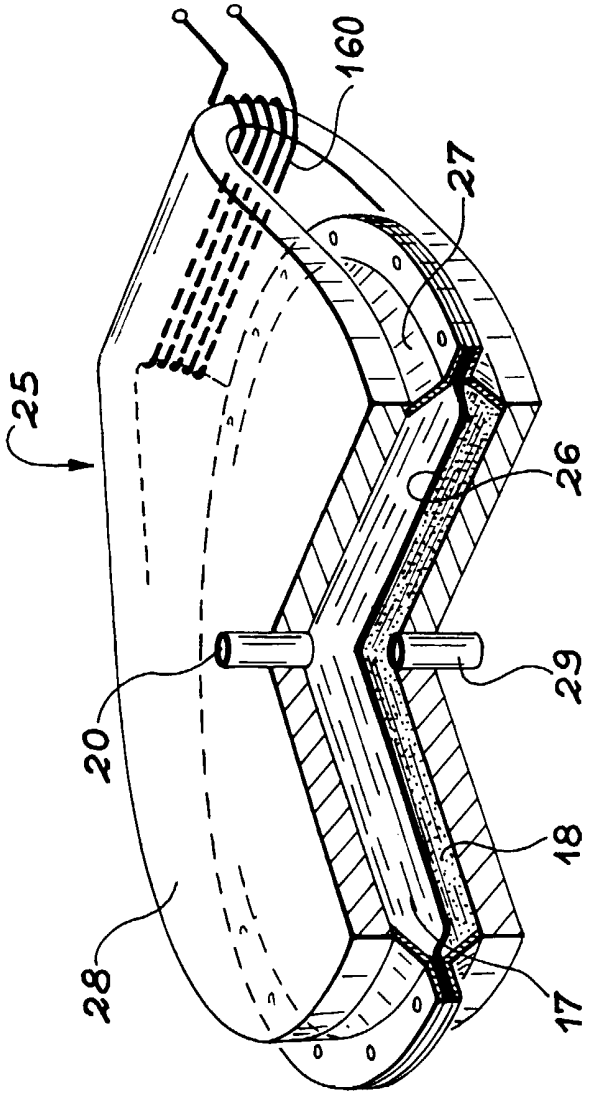


FIG. 7

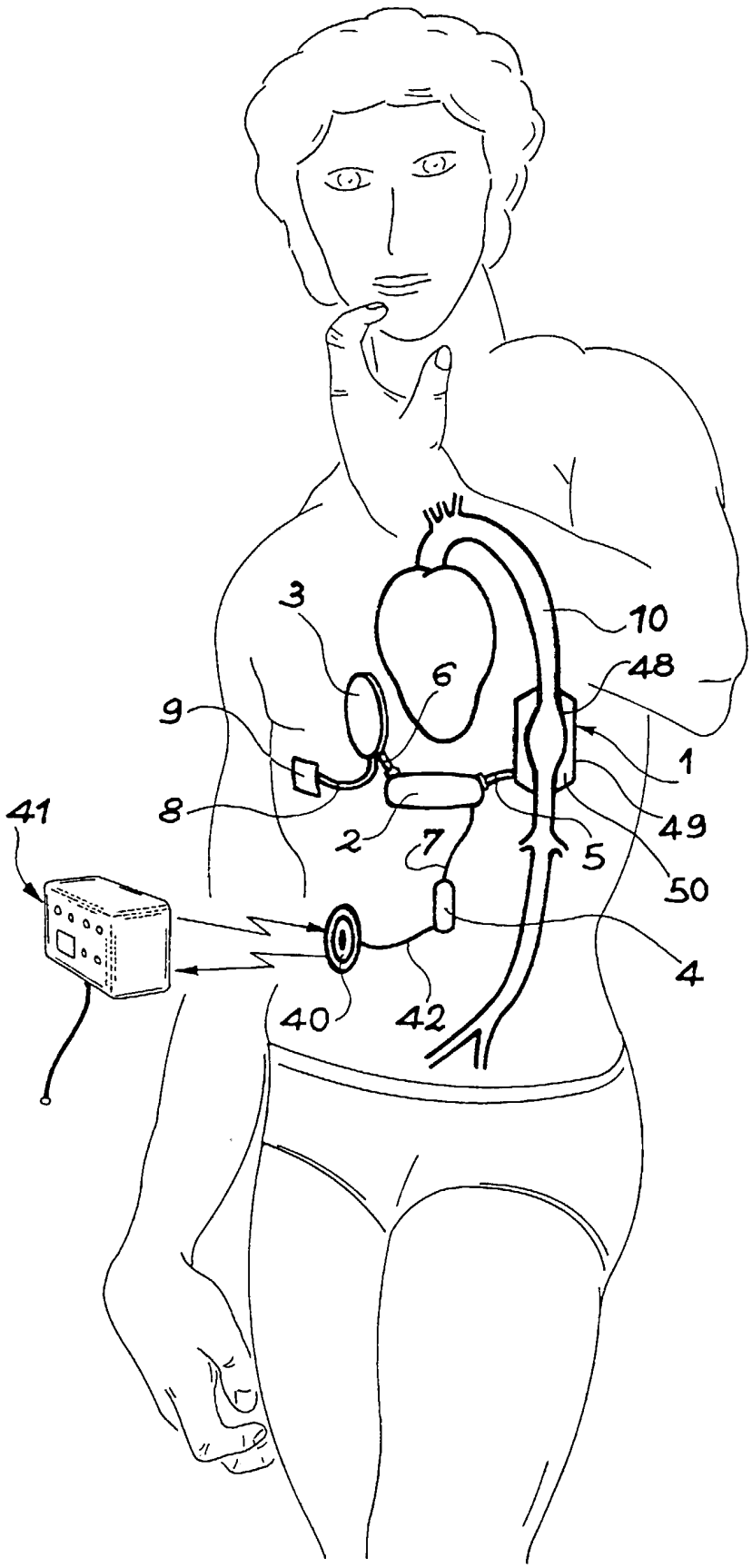


FIG. 8

REPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE PRELIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

2767565

N° d'enregistrement national

FA 546942
FR 9710504

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A,D	EP 0 272 445 A (DELLA SALA) 29 juin 1988 * revendication 1; figures * ---	1,13,15
A,D	US 4 650 485 A (DELLA SALA) 17 mars 1987 * revendication 1; figures * ---	1,13,15
A	US 3 677 667 A (MORRISON) 18 juillet 1972 * colonne 2, ligne 31 - colonne 4, ligne 30; figures * ---	1,13
A	US 3 750 067 A (FLETCHER ET AL.) 31 juillet 1973 * colonne 6, ligne 60 - colonne 7, ligne 37; figures 2,3 * ---	1,13
A	DATABASE WPI Week 8640 Derwent Publications Ltd., London, GB; AN 86-263313 XP002064688 & SU 1 210 840 A (MECH ENG CORRESPOND) , 15 février 1986 * abrégé * ---	1,13,15
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 9, no. 294 (M-431), 20 novembre 1985 & JP 60 132081 A (YUASA HAJIME), 13 juillet 1985, * abrégé * ---	1,13,15
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 16, no. 172 (C-0933), 24 avril 1992 & JP 04 017862 A (TAMURA HISAAKI), 22 janvier 1992, * abrégé * -----	1,13

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)

A61M
F04B

Date d'achèvement de la recherche: 15 mai 1998

Examinateur: Ernst, R

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 03.82 (P04C13)