

①②

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 20.12.00.

③⑦ Priorité : 26.11.97 US 08978670.

④③ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 22.06.01 Bulletin 01/25.

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

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux
apparentés : Division demandée le 20/12/00 béné-
ficiant de la date de dépôt du 25/11/98 de la
demande initiale n° 98 14838.

⑦① Demandeur(s) : VASCOR INC — US.

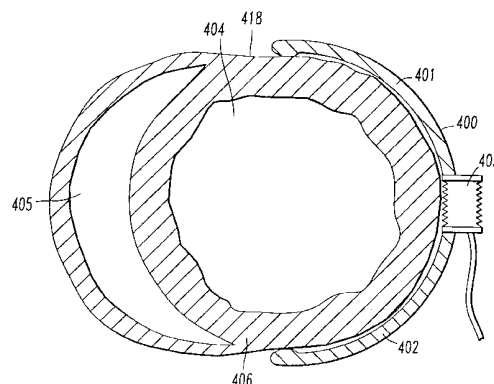
⑦② Inventeur(s) : PREM EDWARD KARL.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : RINUY SANTARELLI.

⑤④ APPAREIL POUR FAIRE FONCTIONNER UNE POMPE A SANG A UN DEBIT D'ECOLEMENT REGULE.

⑤⑦ L'appareil comporte un régulateur de débit d'écou-
lement commandant la pompe à sang pour qu'elle pompe du
sang à un débit d'écoulement; et un élément de mesure du
cœur (400) associé fonctionnellement au régulateur de dé-
bit d'écoulement et pouvant être fixé à un ventricule d'un
cœur qui est assisté par la pompe à sang; l'élément de me-
sure du cœur mesurant au moins l'une d'une distension et
d'une contraction du ventricule; et le régulateur du débit
d'écoulement utilisant la mesure de la distension ou de la
contraction ou des deux pour régler le débit d'écoulement.



L'invention concerne de manière générale les pompes qui utilisent des moyens magnétiques de suspension et de rotation pour le pompage du sang, et plus particulièrement une pompe à sang suspendue et mise en rotation de façon magnétique, qui ne comporte aucun palier mécanique ou joint d'étanchéité mécaniques et qui comporte un moyen de pompage supporté magnétiquement dans les directions radiale et axiale.

L'utilisation de pompes tournantes (c'est-à-dire axiales, centrifuges, à écoulement mélangé) pour pomper des fluides et en particulier du sang est bien connue des spécialistes de la technique. Une pompe tournante comprend généralement un corps extérieur, ayant des orifices d'entrée et de sortie, et un organe d'impulsion monté sur un arbre (avec des paliers mécaniques et des joints d'étanchéité) à l'intérieur du corps extérieur afin de tourner autour d'un axe. Des paliers mécaniques sont sujets à l'usure et à une défaillance prématurée et peuvent produire suffisamment de chaleur et de contraintes mécaniques pour provoquer une détérioration inacceptable du sang. Les joints d'étanchéité de l'arbre sont également sujets à l'usure et au dégagement de chaleur, ce qui peut aboutir à une fuite, à la formation de caillots sanguins, à un grippage des paliers et à une croissance bactérienne. Des exemples de pompes tournantes utilisant des organes d'impulsion montés sur un arbre, avec des paliers et des joints d'étanchéité, sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique N° 4 135 253, N° 4 403 911, N° 4 704 121 et N° 4 927 407.

De nombreuses pompes ont été conçues pour résoudre les problèmes ci-dessus en utilisant un nettoyage par courant de lubrifiant des paliers mécaniques des pompes tournantes. Des exemples de telles pompes sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique N° 4 944 722 et N° 4 846 152. Ces types de pompes peuvent poser plusieurs problèmes comprenant l'impossibilité d'être complètement

implantables du fait de la nécessité d'une conduite d'alimentation percutanée et d'un réservoir extérieur pour réaliser le nettoyage des paliers par circulation de fluide. De plus, le risque d'infection et de fuite existe du fait du fluide de
5 nettoyage et des conduites percutanées. En outre, les paliers mécaniques peuvent nécessiter encore un remplacement au bout d'un certain temps car ils sont en contact direct avec d'autres structures de la pompe pendant le fonctionnement.

En utilisant une pompe tournante à fluide à
10 organe d'impulsion suspendu magnétiquement, on peut éviter tous les problèmes mentionnés ci-dessus. Des exemples de telles pompes sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique N° 5 326 344, N° 4 688 998 et N° 4 779 614. Un problème qui peut être associé à toutes les inventions citées
15 est qu'un seul intervalle est utilisé à la fois pour le trajet d'écoulement du sang à travers la pompe et pour la suspension et la rotation magnétiques de l'organe d'impulsion. Ces deux fonctions imposent des exigences directement opposées à la dimension de l'intervalle. En ce qui concerne
20 un trajet d'écoulement du sang, l'intervalle doit être grand pour éviter une détérioration du sang. En ce qui concerne l'intervalle de suspension et de rotation magnétique, il doit être faible pour minimiser la dimension des pièces de suspension et de rotation magnétiques et pour permettre aussi
25 une utilisation efficace de l'énergie pour parvenir à la suspension et la rotation de l'organe d'impulsion. Par conséquent, pour ces types de pompes, toute dimension d'intervalle choisi peut aboutir à un compromis indésirable entre la détérioration du sang, la dimension du dispositif et
30 les exigences en énergie.

Des exemples de pompes ayant des espaces séparés pour l'écoulement principal du sang et la rotation de l'organe d'impulsion sont décrits dans les brevets des Etats-Unis d'Amérique N° 5 324 177 et N° 5 049 134. Cependant, ces
35 pompes utilisent aussi l'espace de rotation pour réaliser des

paliers de suspension hydrodynamiques pour le rotor. Ces paliers hydrodynamiques peuvent soumettre le sang à des contraintes de cisaillement excessives qui peuvent dégrader de façon inacceptable les constituants fragiles du sang. De plus, les pompes des brevets N° 5 324 177 et N° 5 049 134 précitées placent les constituants magnétiques fixes à l'intérieur d'un alésage central d'un ensemble tournant. De telles configurations ont généralement pour résultat de rendre la masse et l'inertie de rotation de l'ensemble tournant supérieures à celles d'un système dans lequel les constituants magnétiques fixes sont placés autour de la surface extérieure de l'ensemble tournant. Des ensembles tournants ayant de grandes masses et de grandes inerties de rotation peuvent être indésirables car les éléments de paliers axiaux et radiaux peuvent être réalisés dans des dimensions relativement grandes pour maintenir un alignement approprié de l'ensemble tournant lors de chocs, de vibrations et d'accéléérations.

Le débit d'écoulement de pompes à sang, capables d'engendrer des pressions d'entrée négatives, doit être réglé de façon dynamique pour correspondre au débit d'écoulement du sang arrivant dans le ventricule du coeur, habituellement le ventricule gauche. Si un trop faible écoulement est produit par la pompe à sang, les tissus et organes du corps peuvent être mal irrigués, et la pression du sang dans le ventricule gauche monte, créant un risque de pression pulmonaire excessive et de congestion. Inversement, si le débit d'écoulement de la pompe est trop grand, une pression négative excessive peut être engendrée dans le ventricule gauche et dans l'entrée de la pompe. Une pression sanguine négative excessive est indésirable pour les raisons suivantes : 1) des niveaux inacceptables de dégradation du sang peuvent être provoqués par cavitation ; 2) la pompe peut être endommagée par cavitation ; 3) les parois du ventricule peuvent s'affaïssir et être endommagées ; et 4) les parois du ventricule

peuvent s'affaïsser et boucher le trajet d'écoulement du sang vers la pompe.

En utilisant un système de commande pour commander de façon dynamique le débit d'écoulement de la pompe
5 afin d'éviter une pression sanguine excessive, on peut éviter les problèmes mentionnés ci-dessus. Un exemple d'un tel système de commande est décrit dans le brevet des Etats-Unis d'Amérique N° 5 326 344. Celui-ci décrit un procédé de commande dynamique du débit d'écoulement d'une pompe basé sur
10 un signal provenant d'un capteur unique de pression placé à l'intérieur de l'entrée de la pompe. Un problème qui peut être associé à un tel système de détection de pression est la difficulté à obtenir une stabilité à long terme d'un tel capteur, compte tenu en particulier des pressions relative-
15 ment basses (0 à 20 mm de Hg) qui doivent être résolues et de l'environnement hostile dans lequel le capteur fonctionne. Un autre problème pouvant être associé à un tel système de détection de pression est que l'effet d'une variation de la pression atmosphérique peut provoquer une détection imprécise
20 de la pression nécessaire pour commander convenablement la pompe.

De nombreux patients, qui ont besoin d'une assistance cardiaque du fait de l'incapacité de leur coeur à fournir un écoulement de sang approprié, sont également
25 prédisposés à des arythmies cardiaques. De telles arythmies peuvent nuire à l'écoulement du sang lorsqu'un dispositif d'assistance cardiaque est utilisé, en particulier lorsque seulement une assistance cardiaque monoventriculaire est prévue. En combinant un système de lutte contre l'arythmie
30 avec un système d'assistance cardiaque, on peut éliminer les problèmes mentionnés ci-dessus. Un exemple d'un tel système combiné d'assistance cardiaque et de lutte contre l'arythmie est décrit dans le brevet des Etats-Unis d'Amérique N° 4 925 443. Celui-ci décrit un dispositif d'assistance cardiaque qui
35 comprime directement le myocarde pour augmenter le débit

d'écoulement du sang, en combinaison avec un système lutte contre l'arythmie. Certains problèmes pouvant être associés à une compression directe du myocarde peuvent comprendre la difficulté à se conformer à une large gamme de formes et dimensions du coeur, une difficulté à raccorder convenablement de tels dispositifs au coeur, et une détérioration du myocarde sous l'effet d'une compression et d'une abrasion.

On a donc besoin d'une pompe à sang qui surmonte les problèmes mentionnés ci-dessus pouvant être associés à des pompes à sang classiques, ainsi que d'un système de commande dynamique d'une telle pompe à sang pour éviter les problèmes décrits précédemment qui peuvent apparaître avec des systèmes de commande utilisant des capteurs de pression. De plus, cette pompe à sang et ce système de commande doivent pouvoir coopérer avec un système de lutte contre l'arythmie pour améliorer le traitement de l'arythmie cardiaque.

Il est proposé un appareil à pompe à sang qui peut comprendre un élément de stator contenant un élément de rotor suspendu et mis en rotation de façon magnétique. Le rotor peut être avantageusement suspendu de façon magnétique dans le stator à la fois radialement et axialement. La pompe à sang peut également comporter un système associé de commande de suspension magnétique, un système de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang et un système de lutte contre l'arythmie. La pompe à sang peut être avantageusement une pompe centrifuge dans laquelle un organe d'impulsion aspire du sang à partir du ventricule gauche du coeur et il le débite vers l'aorte, abaissant ainsi la pression devant être générée par le ventricule gauche. La pompe à sang peut également être de dimensions relativement faibles, afin de pouvoir être complètement implantée dans le corps humain. Si une assistance cardiaque biventriculaire est nécessaire, une seconde pompe à sang identique peut être implantée pour assister le ventricule droit. L'organe d'impulsion de la

pompe centrifuge peut être une partie formée d'un seul bloc avec un ensemble à rotor. L'ensemble à rotor peut être avantageusement suspendu par des paliers radiaux à aimant permanent et par un palier axial à force de Laplace. Le
5 palier axial à force de Laplace peut générer des forces axiales bidirectionnelles en réponse à un courant appliqué. La pompe à sang peut également comporter un capteur de position axiale et un dispositif de réglage de position axiale. Le capteur de position axiale peut contrôler la
10 position axiale du rotor et appliquer une rétroaction au dispositif de réglage pour maintenir la position axiale du rotor. Le dispositif de réglage de la position axiale peut également ajuster la position axiale du rotor afin que des charges axiales en régime permanent, dues à la pesanteur, à
15 une accélération ou à l'organe d'impulsion de la pompe centrifuge, soient compensées par les forces axiales propres générées par les paliers radiaux à aimants permanents. En compensant les forces axiales en régime permanent au moyen du dispositif de réglage de la position axiale, on minimise la
20 puissance demandée par le palier axial à force de Laplace. L'ensemble à rotor peut être mis en rotation par un moteur électrique.

Un trajet d'entrée d'écoulement primaire du sang peut être avantageusement établi de façon à passer par un
25 alésage central relativement grand prévu dans le rotor. Un trajet d'entrée d'écoulement secondaire du sang peut être établi à travers un espace annulaire qui est formé entre le rotor et le stator de la pompe par suite de la suspension magnétique radiale. Pour minimiser la dimension du disposi-
30 tif, toutes les forces magnétiques de suspension et de rotation peuvent être appliquées à travers l'espace annulaire relativement petit. Toutes les surfaces de la pompe en contact avec le sang sont lavées en continu pour éviter la formation de caillots sanguins et le dépôt de protéines.

La vitesse de la pompe centrifuge peut être commandée de façon dynamique pour éviter une pression négative excessive dans le ventricule gauche. Le système de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang peut
5 comprendre un calibre cardiaque électronique. Le calibre cardiaque peut être fixé fonctionnellement à la surface extérieure du coeur et peut procurer une rétroaction au système de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang. Le calibre cardiaque peut être utilisé pour contrôler la
10 dimension extérieure du ventricule gauche. Le système de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang peut fonctionner avantageusement dans deux modes, continu et pulsatoire. Dans le mode de fonctionnement continu, la vitesse de la pompe peut être réglée pour maintenir à un
15 point de consigne défini la dimension captée du ventricule gauche. Dans le mode de fonctionnement pulsatoire, la vitesse de la pompe peut être ajustée de façon dynamique pour faire alterner la dimension captée du ventricule gauche entre deux points de consigne prédéfinis.

20 La pompe à sang peut également être utilisée pour améliorer le fonctionnement d'un système de lutte contre l'arythmie. Les électrodes placées dans le coeur ou sur sa surface, combinées à un système associé de lutte contre l'arythmie, peuvent être prévues pour détecter et traiter des
25 arythmies cardiaques comprenant la bradycardie, la tachycardie et la fibrillation. Pour réduire l'énergie nécessaire au système de lutte contre l'arythmie pour traiter la fibrillation, le système de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang peut être utilisé afin de réduire à dessein la
30 dimension radiale du ventricule avant d'appliquer une impulsion de défibrillation. En minimisant la quantité de sang à l'intérieur de la chambre du ventricule (ce qui résulte directement d'une réduction de sa dimension radiale), une plus grande fraction de l'énergie de défibrillation
35 fournie par le système de lutte contre l'arythmie est

délivrée au myocarde, où cette énergie est nécessaire, et une fraction plus petite de l'énergie est délivrée au sang où elle est inutile.

L'invention sera décrite plus en détail en regard
5 des dessins annexés à titre d'exemples nullement limitatifs
et sur lesquels :

la figure 1 est une vue en coupe transversale
d'une forme de réalisation de la pompe à sang ayant un
ensemble à rotor suspendu et mis en rotation de façon
10 magnétique ;

la figure 2 est une vue de la pompe à sang de la
figure 1 suivant la ligne II-II ;

la figure 3 est une vue de la pompe à sang
représentée sur la figure 2 ayant une configuration en volute
15 double ;

la figure 4 est une vue en perspective de la
pompe à sang de la figure 1 raccordée à un système cir-
culatoire ;

la figure 5 est un schéma d'un circuit destiné à
20 capter la position axiale d'un ensemble à rotor suspendu
magnétiquement ;

la figure 6 est un schéma simplifié d'un disposi-
tif de réglage de la position axiale ;

la figure 7 est une illustration graphique d'un
25 procédé de réglage de la position axiale à puissance minimale
;

la figure 8a est une vue en coupe d'un calibre
cardiaque relié à un ventricule distendu ;

la figure 8b est une vue en coupe d'un calibre
30 cardiaque relié à un ventricule contracté ;

la figure 9 est une vue en coupe à échelle
agrandie d'un appareil destiné à mesurer électroniquement
l'angle formé entre les deux bras du calibre représentés sur
les figures 8a et 8b ;

la figure 10a est une vue en coupe d'un calibre cardiaque basé sur la sonomicrométrie, relié à un ventricule distendu ;

la figure 10b est une vue en coupe d'un calibre cardiaque basé sur la sonomicrométrie relié à un ventricule contracté ;

la figure 11 est une illustration graphique d'un procédé pour régler le débit d'écoulement en régime permanent de la pompe à sang ; et

10 la figure 12 est une illustration graphique d'un procédé de réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang en mode pulsatoire.

En référence à présent aux figures des dessins sur lesquels les mêmes références numériques désignent les 15 mêmes pièces sur les multiples vues, la figure 1 montre une forme de réalisation actuellement préférée d'un appareil à pompe à sang ayant un ensemble à stator 1 et un ensemble à rotor 2.

L'ensemble à stator 1 peut comporter une 20 carcasse extérieure 3 de stator, un corps de volute intérieur 4, un corps de volute extérieur 5 et une garniture de stator 6 à paroi mince. La carcasse 3 de stator, le corps de volute intérieur 4 et la garniture 6 du stator peuvent chacun être réalisés en titane. La garniture 6 de stator 25 peut avoir une épaisseur d'environ 0,127 à 0,381 mm, et elle est avantageusement d'environ 0,254 mm. La carcasse extérieure 3 du stator, le corps de volute intérieur 4 et la garniture 6 de stator peuvent être avantageusement soudés ensemble pour former une chambre annulaire 54 de stator 30 scellée hermétiquement. Les constituants magnétiques fixes de suspension et de moteur peuvent être logés avantageusement dans la chambre 54 du stator.

L'ensemble à rotor 2 peut avoir un alésage central 20 relativement grand qui peut être le circuit 35 d'écoulement primaire 20' du sang à travers la pompe. L'alé-

sage central 20 est avantageusement d'environ 12,7 mm. L'ensemble à rotor 2 peut comprendre un manchon intérieur 7 de support du rotor, un chapeau d'extrémité 8 de rotor et une garniture 9 de rotor à paroi mince. Le manchon de support 5 intérieur 7 du rotor, le chapeau d'extrémité 8 du rotor et la garniture 9 du rotor peuvent être formés chacun en titane. La garniture 9 du rotor peut avoir une épaisseur d'environ 0,127 à 0,381 mm et celle-ci peut être avantageusement d'environ 0,254 mm. Le manchon de support 7 du rotor, le chapeau d'extrémité 8 du rotor et la garniture du rotor peuvent être avantageusement soudés entre eux pour former une chambre annulaire 55 du rotor scellée hermétiquement. Les constituants magnétiques rotatifs de suspension et du moteur peuvent être logés avantageusement 15 dans la chambre 55 du rotor. Le manchon de support intérieur 7 du rotor peut être fabriqué de façon à être d'une seule pièce avec un organe d'impulsion 10 ou bien, en variante, l'organe d'impulsion 10 peut être fabriqué indépendamment, puis soudé ou lié au manchon de support 7 du rotor.

20 Les surfaces de la pompe à sang entrant en contact avec le sang peuvent être revêtues d'un film de carbone sous forme de diamant ou d'un film de céramique. Ces films renforcent la biocomptabilité à long terme des surfaces en améliorant leur finition superficielle et leur résistance à l'abrasion. Des 25 compagnies capables de fournir de tels films comprennent Diamonex Performance Products, Allentown, PA, and Implant Sciences Corporation, Wakefield, MA.

Le circuit d'écoulement principal 20' du sang d'entrée peut passer par l'alésage central 20 du manchon de support 30 intérieur 7 du rotor. Un circuit d'écoulement d'entrée secondaire 21' du sang peut passer par l'espace annulaire 21 qui est l'entrefer magnétique radial de suspension entre la garniture 6 du stator et la garniture 7 du rotor. L'entrefer ou espace annulaire 21 peut être 35 avantageusement d'environ 0,508 mm. Les aubes de l'organe 10

d'impulsion peuvent comprendre des parties extérieures 52, qui aspirent à dessein du sang dans le circuit d'écoulement d'entrée secondaire 21' de sang, et des parties intérieures 53 qui aspirent à dessein du sang dans le circuit 5 d'écoulement d'entrée primaire 20 du sang.

Sous une polarisation telle qu'indiquée sur la figure 1, des forces magnétiques radiales de répulsion sont générées entre des aimants permanents 11, montés dans la chambre 54 du stator, et des aimants permanents 12 montés 10 dans la chambre 55 du rotor. Pendant que l'ensemble à rotor 2 est déplacé radialement vers le bas par rapport à l'ensemble à stator 1, la force de répulsion entre les parties inférieures des aimants permanents 11 et 12 augmente tandis que la force de répulsion entre les parties supérieures des 15 aimants permanents 11 et 12 diminue. Une force nette orientée vers le haut est ainsi engendrée, laquelle tend à ramener l'ensemble à rotor 2 dans une position alignée radialement. De la même manière, pendant que l'ensemble à rotor 2 est déplacé radialement vers le haut par rapport à l'ensemble à 20 stator 1, la force de répulsion entre les parties supérieures des aimants permanents 11 et 12 augmente tandis que la force de répulsion entre les parties inférieures des aimants permanents 11 et 12 diminue. Une force nette orientée vers le bas est ainsi engendrée, laquelle tend à ramener l'ensemble à 25 rotor 2 dans la position alignée radialement. Les forces de répulsion radiales tendent à maintenir l'ensemble à rotor 2 en suspension radiale par rapport à l'ensemble à stator 1. Les aimants permanents 11 et 12 peuvent être avantageusement fabriqués d'une matière à aimantation dure ayant un produit 30 d'énergie (produit BH) relativement élevé tel qu'un alliage néodyme-fer-bore.

Un assemblage d'aimants permanents 13, 14, de bobines 16, 17 et de contre-fers 15, 18 coopère pour former un actionneur à force de Laplace qui peut être utilisé en 35 tant que palier axial pour supporter axialement l'ensemble à

rotor 2. Les aimants permanents 13 et 14 provoquent la mise en circulation d'un flux magnétique 19 radialement depuis la surface extérieure de l'aimant 13, radialement à travers le circuit d'écoulement secondaire 21' du sang, radialement à 5 travers la bobine 16, axialement à travers le contre-fer d'actionneur fixe 18, radialement à travers la bobine 17, radialement à travers le circuit d'écoulement secondaire 21' de sang, radialement à travers l'aimant 14, axialement à travers le contre-fer d'actionneur tournant 15 et radialement à travers 10 l'aimant 13. Les aimants 13 et 14 peuvent être avantageusement fabriqués en matière à aimantation dure ayant un produit d'énergie BH maximale relativement élevé tel qu'un alliage néodyme-fer-bore, et ils peuvent être avantageusement liés au contre-fer actionneur tournant 15, lequel, à son tour, peut 15 être avantageusement lié au manchon de support intérieur 7 du rotor. Le contre-fer d'actionneur fixe 18 et le contre-fer actionneur tournant 15 peuvent être avantageusement fabriqués en matière faiblement magnétique ayant une densité élevée de flux de saturation. Une telle matière est constituée de 48 % 20 de fer, 48 % de cobalt et 2 % de vanadium et disponible sous la désignation "HIPERCO®" 50A, auprès de Carpenter Technolgy Corporation Reading PA. Les bobines 16 et 17 peuvent être fabriquées en fil de cuivre ou d'argent et elles peuvent être avantageusement liées au contre-fer d'actionneur fixe 18 qui, 25 lui-même, peut être lié à la carcasse extérieure 3 du stator. Lorsque les bobines 16 et 17 sont excitées de manière qu'un courant circule dans le sens des aiguilles d'une montre dans la bobine 16 et dans le sens inverse de la bobine 17, comme vu depuis l'entrée 20 de la pompe, une force axiale nette 30 de Laplace est générée, laquelle tend à déplacer l'ensemble à rotor 2 vers la droite. Si on inverse le sens des courants dans les bobines 16 et 17 de manière qu'un courant circule dans le sens inverse de celui des aiguilles d'une montre dans la bobine 16 et dans le sens des aiguilles 35 d'une montre dans la bobine 17, comme vu

depuis l'entrée 20 de la pompe, une force axiale nette de Laplace est générée, laquelle tend à déplacer l'ensemble à rotor 2 vers la gauche. L'actionneur à force de Laplace tel que décrit peut être préférable aux actionneurs ferromagnétiques à attraction car : un actionneur simple à force de Laplace est capable de produire des forces bidirectionnelles ; la force produite en sortie est une fonction linéaire du courant d'entrée ; la bande passante est plus large ; la force radiale d'attraction entre les parties mobile et fixe de l'actionneur est relativement faible ; et la force générée est parallèle à l'entrefer axial formé entre les parties mobile et fixe de l'actionneur.

Un aimant permanent 31, des enroulements 32 d'induit et un contre-fer 33 coopèrent pour former un moteur à courant continu sans encoches, sans balais, à induit sans noyau. De tels moteurs sans encoches, sans noyau sont bien connus des spécialistes de la technique et sont décrits dans le brevet des Etats-Unis d'Amérique N° 4 130 769. Un aimant permanent annulaire 31 à deux pôles fait circuler un flux magnétique radialement depuis son pôle Nord 34, à travers l'espace d'écoulement secondaire 21 de sang, radialement à travers les enroulements d'induit 32, circonférentiellement dans le contre-fer de stator 33, radialement à travers les enroulements d'induit 32, radialement à travers l'entrefer d'écoulement secondaire 21 de sang jusqu'au pôle Sud 35 de l'aimant permanent annulaire 31. Une interaction entre un courant axial circulant dans les enroulements d'induit 32 et le flux magnétique radial produit un couple entre l'ensemble à rotor 2 et l'ensemble à stator 1. L'aimant permanent annulaire 31 peut être avantageusement fabriqué en matière fortement magnétique ayant un produit d'énergie maximale relativement élevé tel que néodyme-fer-bore. En variante, l'aimant annulaire 31 peut être remplacé par des ensembles à aimants permanents annulaires ayant plus de deux pôles pour réduire la dimension et/ou accroître le rendement du moteur.

L'ensemble à contre-fer de stator 33 peut être fabriqué d'un empilage de tôles annulaires faiblement magnétiques ayant avantageusement une haute résistivité et une haute densité de flux de saturation. Une telle matière comprend 48 % de fer, 5 48 % de cobalt et 2 % de vanadium et est disponible sous la désignation "HIPERCO®" 50A, auprès de Carpenter Technology Corporation Reading PA. Des tôles électriquement isolées sont utilisées dans l'ensemble à contre-fer de stator 33 pour minimiser les pertes de puissance provoquées par des courants 10 de Foucault qui sont induits par le champ magnétique tournant produit par l'aimant permanent annulaire 31. On comprendra qu'un moteur à courant continu sans balais, à pôles saillants, classique, pourrait être utilisé à la place du moteur décrit ; cependant, un moteur sans encoches, sans noyau, peut 15 être préférable car le couple discontinu peut être éliminé dans des moteurs sans encoches permettant un fonctionnement plus doux et plus silencieux en comparaison avec des moteurs à courant continu sans balais à pôles saillants et des moteurs sans encoches, sans noyau, ont généralement des 20 entrefers radiaux plus grands entre les aimants permanents dans le rotor et le contre-fer de stator, ce qui aboutit à des forces radiales d'attraction plus faibles. Des forces radiales d'attraction générées par le moteur peuvent être indésirables, car elles tendent à s'opposer aux forces 25 radiales de répulsion de la suspension, générées par les aimants permanents de palier radial, ce qui aboutit à une raideur radiale réduite de la suspension. De tels moteurs à courant continu sans encoches, sans balais, sans noyau, sont disponibles auprès de compagnies telles que Electric 30 Indicator Company, Inc. Norwalk CT ; Portescap U.S., Inc., Hauppauge NY ; Maxon Precision Motors, Inc., Fall River MA ; et MicroMo Electronics, Inc., Clearwater FL.

Un assemblage de bobines 23, 24 et de bagues ferromagnétiques 25, 26 coopérantes forme un capteur de 35 position axiale qui est utilisé pour contrôler la position

axiale de l'ensemble à rotor 2 par rapport à l'ensemble à stator 1. Les deux bobines 23, 24 peuvent être fabriquées en fil de cuivre. Une première bague ferromagnétique 25 provoque un accroissement de l'inductance d'une première bobine 23 et 5 une diminution de l'inductance de la seconde bobine 24 lorsqu'elle est déplacée vers la gauche. De la même manière, l'inductance de la première bobine 23 diminue et l'inductance de la seconde bobine 24 augmente lorsque la première bague ferromagnétique 25 est déplacée vers la droite. Une seconde 10 bague ferromagnétique 26 peut servir à la fois à protéger magnétiquement et augmenter le facteur Q des bobines 23, 24. Les deux bagues ferromagnétiques 25, 26 peuvent être avantageusement formées d'une matière du type ferrite à haute perméabilité à la fréquence d'excitation des bobines 23, 24. Une 15 telle matière est la matière désignée "MATERIAL-W®", disponible auprès de Magnetics, Division of Spang & Co. Butler PA. Deux entretroises 27, 28 peuvent être utilisées pour positionner radialement les deux bagues ferromagnétiques 25, 26.

Une chambre annulaire de pompage ayant un 20 passage à volute simple est montrée sur la figure 2. La chambre annulaire de pompage est représentée comme ayant un corps de volute extérieur 5 et un corps de volute intérieur 4. L'organe d'impulsion 10 tourne à l'intérieur de la chambre de pompage autour d'une saillie du corps de volute 25 extérieur 5 et à l'intérieur du corps de volute intérieur 4. Une série d'aubes 36 de l'organe d'impulsion propulsent le sang depuis le circuit d'écoulement primaire 20' de sang, de façon centrifuge dans le passage en volute 37, et vers l'extérieur de l'orifice 38 de refoulement.

30 La pompe centrifuge à volute unique illustrée sur la figure 2 développe par sa nature une force radiale sur l'organe d'impulsion, laquelle doit être compensée par les paliers 11, 12 à aimants permanents, montrés sur la figure 1. Pour minimiser cette force radiale, en variante, une con- 35 figuration à volute double, comme montré sur la figure 3,

peut être utilisée. Un passage en volute double peut être formé dans la chambre annulaire de la pompe par l'interposition d'une cloison 56 dans le passage à volute simple 37 (montré sur la figure 2) pour former deux passages en volute 39, 40 qui sont radialement opposés. On comprendra que les dimensions globales des passages à volutes doubles et de la sortie 42 peuvent être plus grandes que celles du passage à volute simple 37 et de la sortie 31 pour loger la cloison 56 et permettre un écoulement convenable du sang dans la chambre annulaire de pompage. Les volutes 39, 40, radialement opposés, produisent des forces d'impulsion opposées qui s'équilibrent mutuellement et minimisent donc la force radiale devant être compensée par les paliers radiaux 11, 12 à aimants permanents. Dans la configuration à volute double, similairement à la conception à volute simple, l'organe d'impulsion tourne autour d'une saillie du corps de volute extérieur 5 et à l'intérieur du corps de volute intérieur 4. Cependant, les aubes 36 de l'organe d'impulsion propulsent à présent le sang depuis le circuit d'écoulement primaire 20' de sang à travers les deux passages 39, 40 de volutes centrifuges. Le sang s'écoulant séparément dans chaque passage en volute 39, 40 se combine à un point de confluence 41 et est délivré à la sortie 42. On doit comprendre que d'autres agencements d'organes d'impulsion et volute peuvent être imaginés par les spécialistes de la technique et que l'invention n'est pas limitée aux configurations particulières illustrées et décrites ici.

En référence à présent à la figure 4, un procédé pour raccorder la pompe à sang 51 au système circulatoire est illustré schématiquement. Plusieurs canules 44, 46, 49 peuvent être prévues pour brancher la pompe 51 entre le ventricule gauche du coeur et l'aorte. Un trou est creusé dans la pointe du ventricule gauche en un emplacement 43, et une canule 44 dirige du sang depuis la cavité ventriculaire gauche jusqu'à l'entrée 45 de la pompe. Une autre canule 46

dirige du sang depuis la sortie 47 de la pompe jusqu'à un ensemble 48 à valves cardiaques artificielles, en ligne. En variante, une électrovalve pourrait être utilisée à la place de l'ensemble à valves 48. L'ensemble à valves cardiaques artificielles 48 peut être avantageusement prévu pour empêcher le reflux de sang depuis l'aorte, à travers la pompe et jusque dans le ventricule gauche dans le cas d'une défaillance de la pompe à sang ou d'un système de commande associé. Une autre canule 49 dirige le sang depuis la sortie de l'ensemble à valves cardiaques 48 jusqu'à l'aorte ascendante 50. Pour une assistance cardiaque biventriculaire, une seconde pompe pourrait être branchée de la même manière entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire.

Un sous-ensemble 141 de détection de position axiale peut comporter le circuit montré sur la figure 5. Le sous-ensemble 141 peut utiliser le rapport des inductances des bobines 23 et 24 pour mesurer la position axiale de l'ensemble à rotor 2. Le sous-ensemble 141 peut comprendre un oscillateur 100 à onde sinusoïdale stabilisée en amplitude, qui est utilisé pour exciter les bobines 23 et 24 montées en demi-pont 101, et un démodulateur synchrone 102. La démodulation synchrone est utilisée pour détecter les signaux d'amplitude relativement basse sortant du circuit en demi-pont 101, car la technique de démodulation synchrone filtre de façon efficace les bruits électriques à toutes fréquences à l'exception de celles centrées sur la fréquence d'excitation. Un oscillateur 103 génère en sortie une onde carrée 104 qui est utilisée pour commander un commutateur analogique 105. Le signal de sortie 106 du commutateur analogique 105 est une onde carrée qui alterne entre la tension de sortie 107 de l'amplificateur opérationnel 108 et la masse. Un condensateur 109 et une résistance 110 forment un filtre passe-haut qui élimine le décalage en courant continu du signal 106. Un filtre passe-bas 111 atténue les harmoniques supérieurs du signal d'entrée 112, ce qui aboutit à un signal

de sortie sinusoïdal 113. Le filtre passe-bas 111 est d'un ordre et d'un type suffisants pour atténuer de 40 décibels ou plus le troisième harmonique du signal d'entrée 112 à onde carrée. Une configuration possible pour le filtre pas-bas 111
5 est un type Butterworth de 5ème ordre. Un condensateur 114 élimine tout décalage à courant continu du signal de sortie 113 du filtre passe-bas 111. Une onde sinusoïdale 115 de courant alternatif est utilisée pour exciter le réseau en demi-pont 101. Deux résistances 116, 117 et un amplificateur
10 opérationnel 118 forment un circuit d'inversion d'un gain de - 1. Un comparateur 119 détecte le signe du signal sinusoïdal 115 d'excitation. Le signal de sortie 120 du comparateur 119 est utilisé pour commander le commutateur analogique 121. Lorsque le signe de l'onde sinusoïdale 115 est négatif, le
15 signal de sortie 122 du commutateur analogique 121 est appliqué au signal sinusoïdale 115 non inversé. Lorsque le signe de l'onde sinusoïdal 115 est positif, le signal de sortie 122 du commutateur analogique 121 est appliqué au signal sinusoïdal inversé 123. Le signal de sortie 122 est
20 donc la représentation redressée double alternance, inversée, du signal sinusoïdal 115 d'excitation. Un amplificateur opérationnel 108, deux résistances 124, 144 et un condensateur 125 forment un amplificateur d'intégration de différence. Le signal de sortie 107 de l'amplificateur opérationnel 108
25 augmente si la représentation redressée double alternance, moyenne, du signal sinusoïdal d'excitation 115 est inférieure à la tension de référence de précision appliquée 126. De la même manière, le signal de sortie 107 de l'amplificateur opérationnel 108 diminue si la représentation redressée double
30 alternance, moyenne, du signal sinusoïdale d'excitation 115 est plus grande que la tension de référence de précision appliquée 126. Par l'action d'intégration décrite, on règle l'amplitude du signal alternatif 106 comme demandé pour maintenir la représentation redressée double
35 alternance moyenne du signal sinusoïdal d'excitation 115 à

une valeur égale à celle de la tension de référence de précision appliquée 126. Comme décrit précédemment, le rapport des inductances des bobines 23 et 24 est une fonction de la position axiale de l'ensemble à rotor 2 montrée sur la figure 1. L'amplitude du signal de sortie 127 du circuit en demi-pont 101 formé par les bobines 23 et 24 varie donc avec la position axiale de l'ensemble à rotor 2. Deux résistances 128, 129 et un amplificateur opérationnel 130 forment un circuit d'inversion de gain -1. Le signal de sortie 120 du comparateur 119 est utilisé pour commander un commutateur analogique 131. Lorsque le signe de l'onde sinusoïdale 115 est négatif, le signal de sortie 132 du commutateur analogique 131 est appliqué au signal de sortie non inversé 127 du circuit en demi-pont 101. Lorsque le signal de l'onde sinusoïdale 115 est positif, le signal de sortie 132 du commutateur analogique 131 est appliqué au signal de sortie inversé 133 du circuit en demi-pont 101. Le signal de sortie 132 est donc la représentation redressée double alternance, inversée, du signal de sortie 127 du circuit en demi-pont 101. Un filtre passe-bas 134 atténue les composantes alternatives du signal de sortie 132. Une configuration possible du filtre passe-bas 134 est un type Butterworth du 8ème ordre. Plusieurs résistances 135, 136, 137, ainsi qu'un amplificateur opérationnel 138 et une tension de référence de précision 126, décalent et proportionnent le signal de sortie 139 du filtre passe-bas 134, comme demandé par des circuits situés en aval. Le signal de sortie 140 de l'amplificateur opérationnel 138 est donc une représentation de la position axiale de l'ensemble à rotor 2. Par conséquent, des variations du signal de sortie 140 donnent une mesure du mouvement axial de l'ensemble à rotor 2. Le circuit illustré sur la figure 5 ne constitue qu'un exemple d'un circuit pouvant être utilisé pour détecter des variations du rapport des inductances des bobines 23 et 24. On doit comprendre que d'autres circuits acceptables peuvent être imaginés par les spécialis-

tes de la technique.

En utilisant le signal de sortie 140 du sous-ensemble 141 de détection de position axiale, un dispositif 200 de réglage de la position axiale, montrée sur la figure 6, peut être utilisée à la fois pour maintenir la position axiale du rotor à un point de consigne défini de la position axiale et pour régler le point de consigne de la position axiale afin de minimiser la dissipation de puissance dans l'actionneur à force de Laplace. Le régulateur 200 de position axiale peut comporter le circuit de base montré sur la figure 6, comprenant un circuit 201 qui maintient le rotor à un point de consigne d'une position axiale définie et un circuit 202 qui ajuste le point de consigne de la position axiale pour une dissipation minimale de puissance dans les bobines 16, 17 de l'actionneur à force de Laplace. Le circuit 201 de maintien du point de consigne de la position axiale est constitué du sous-ensemble 141 de détection de position axiale décrit précédemment, d'un circuit 203 de compensation de gain et d'asservissement, d'un amplificateur 204 de puissance à commutation, de l'actionneur 205 à force de Laplace et de l'ensemble à rotor 2. Le sous-ensemble 141 de détection de position axiale délivre en sortie un signal 140 proportionnel à la position axiale 215 de l'ensemble à rotor 2. Plusieurs résistances 207, 208, 209 ainsi qu'un condensateur 210 et un amplificateur opérationnel 211 forment un réseau 203 de compensation de gain et d'avance qui modifie le gain et la phase du signal 140 comme demandé pour empêcher une oscillation instable de l'ensemble à rotor 2. La conception de tels réseaux de compensation de gain et d'avance est bien connue des spécialistes de la technique dans le domaine des systèmes d'asservissement. La tension de sortie 212 du réseau 203 de compensation de gain et d'avance est appliquée en entrée à l'amplificateur de puissance à commutation 204. L'amplificateur de puissance à commutation 204 délivre en sortie un signal de courant 213 qui est propor-

tionnel à la tension d'entrée 212. La conception de tels amplificateurs à commutation à transconductance est bien connue des spécialistes de la technique. Le signal de courant 213 est appliqué aux bobines 16, 17 de l'actionneur 205 à force de Laplace. L'actionneur 205 à force de Laplace produit une force axiale 214 proportionnelle au signal de courant appliqué 213. La force axiale 214 est appliquée à l'ensemble à rotor 2. La position axiale 215 de l'ensemble à rotor 2 change en réponse à la force axiale appliquée 214. La polarité d'ensemble de la boucle d'asservissement décrite 201 est telle que la force produite par l'actionneur à force de Laplace s'oppose au déplacement de l'ensemble à rotor à partir du point de consigne défini. Les spécialistes de la technique reconnaîtront que les fonctions du circuit analogique 203 de compensation de gain et d'asservissement peuvent être exécutées par un logiciel fonctionnant sur un microprocesseur ou un processeur de signaux numériques.

La figure 7 illustre le procédé à puissance de commande axiale minimale décrit. L'axe 300 des X du graphique représente la position axiale de l'ensemble à rotor 2 par rapport à l'ensemble à stator 1, comme montré sur la figure 1. L'axe 301 des Y du graphique représente la force axiale appliquée à l'ensemble à rotor 2. Une ligne 302 représente les forces axiales inhérentes générées par les aimants permanents 11, 12 pour de faibles déplacements axiaux de l'ensemble à rotor 2. En un point 303 du graphique, les aimants permanents 11, 12 sont alignés magnétiquement et ne génèrent aucune force axiale. La pente de la courbe 302 dépend de la conception des aimants permanents 11, 12 et elle peut être comprise entre 90,8 g/0,0254 mm et 454 g/0,0254 mm. La ligne 304 de la figure 7 représente une charge axiale en régime permanent appliquée à l'ensemble à rotor 2. La charge axiale 304 en régime permanent peut être due à la gravité, à une accélération, à l'organe d'impulsion de la pompe centrifuge, etc. La ligne 305 de la figure 7 correspond à l'addi-

tion des lignes 302 et 304 et représente la force nette en fonction de la position axiale de l'ensemble à rotor 2 lorsque la charge 304 en régime permanent est appliquée. Un point 306 définit la position axiale de l'ensemble à rotor où la force de la charge en régime permanent est annulée par la force axiale produite par les aimants permanents 11, 12. En ajustant le point de réglage de la position axiale de l'ensemble à rotor 2 sur la position axiale définie par le point 306, on met à zéro la force délivrée en sortie par l'actionneur en régime permanent, demandée pour maintenir le point de consigne axial. Etant donné que la puissance dissipée par l'actionneur à force de Laplace est proportionnelle au carré de sa force de sortie, la puissance nette dissipée par l'actionneur est minimisée lorsque l'ensemble à rotor fonctionne dans la position axiale définie par le point 306. De la même manière, si aucune force de charge en régime permanent n'est appliquée, la puissance nette dissipée par l'actionneur est minimisée lorsque l'ensemble à rotor fonctionne dans la position axiale définie par le point 303.

Le circuit 202 montré sur la figure 6 peut être utilisé pour ajuster efficacement la position du point de réglage axial de l'ensemble à rotor 2 pour une dissipation minimale de puissance dans l'actionneur 205 à force de Laplace en utilisant le procédé décrit précédemment. Le point de consigne de la position axiale en régime permanent peut être réglé par la tension de sortie 216 de l'amplificateur opérationnel 217 et de la résistance 218. Le circuit formé par la résistance 219, le condensateur 220 et l'amplificateur opérationnel 217 inverse et intègre la tension de sortie 212 du réseau 203 de compensation de gain et d'avance. Le signal 212 est directement proportionnel au courant circulant dans les bobines 16, 17 de l'actionneur à force de Laplace. Si la tension moyenne du signal 212 est positive, indiquant qu'un courant positif net circule dans les bobines 16, 17 de l'actionneur, le signal de sortie 216 de l'amplificateur

opérationnel 217 diminue et décale la position du point de consigne axiale de l'ensemble à rotor 2 jusqu'à ce que le courant moyen circulant dans les bobines 16, 17 de l'actionneur soit nul. De la même manière, si la tension moyenne du signal 212 est négative, indiquant qu'un courant négatif net circule dans les bobines 16, 17 de l'actionneur, le signal de sortie 216 de l'amplificateur opérationnel 217 augmente et décale la position du point de consigne axiale de l'ensemble à rotor 2 jusqu'à ce que le courant moyen circulant dans les bobines 16, 17 de l'actionneur soit nul. La position du point de consigne axiale en régime permanent de l'ensemble à rotor 2 est donc ajustée comme demandé pour une dissipation minimale de puissance dans l'actionneur 205 à force de Laplace. Les spécialistes de la technique reconnaîtront que la fonction du circuit analogique 202 d'ajustement automatique du point de consigne peut être exécutée par un logiciel travaillant sur un microprocesseur ou un processeur de signaux numériques.

Le débit d'écoulement de toute pompe à sang capable d'engendrer des pressions d'entrée négative doit être ajusté de façon dynamique pour s'adapter au débit d'écoulement du sang arrivant dans le ventricule gauche. Si un trop faible débit d'écoulement est produit par la pompe à sang, les tissus et organes du corps peuvent être irrigués de façon incorrecte, et la pression du sang dans le ventricule gauche monte - ce qui peut provoquer une pression pulmonaire excessive et une congestion. Inversement, si le débit d'écoulement de la pompe à sang est trop élevé, une pression négative excessive peut être engendrée dans le ventricule gauche et dans l'entrée de la pompe. Une pression sanguine négative excessive est indésirable pour les raisons suivantes : 1) Des niveaux inacceptables de détérioration du sang peuvent être provoqués par cavitation, 2) la pompe peut être endommagée par cavitation, 3) les parois du ventricule peuvent s'affaïsser et être endommagées, et 4) les parois du

ventricule peuvent s'affaïsser et boucher le trajet d'écoulement du sang vers la pompe. Le débit d'écoulement de la pompe à sang peut être avantageusement réglé de façon dynamique pour éviter ces problèmes.

5 On peut prévoir un régulateur du débit d'écoulement de la pompe à sang afin qu'il fasse fonctionner la pompe de manière que le débit d'écoulement ne distende ou ne contracte pas excessivement le ventricule. Un appareil de mesure cardiaque peut avantageusement fournir au régulateur
10 du débit d'écoulement une information concernant la dimension du ventricule lors d'une distorsion et d'une contraction normales. Un appareil de mesure cardiaque peut être un calibre cardiaque électronique dont deux types sont illustrés sur les figures 8a à 10b.

15 La figure 8a représente une coupe d'un coeur comprenant un ventricule droit 405 et un ventricule gauche 404 qui est distendu de façon maximale par la pression du sang qu'il contient. Sur la figure 8b, la pression du ventricule gauche 404 a été partiellement abaissée. Pendant
20 que du sang est prélevé du ventricule gauche 404, la dimension radiale de la surface extérieure 418 du coeur diminue. En ajustant de façon dynamique le débit d'écoulement de la pompe à sang pour éviter une distension ou une contraction excessive du ventricule gauche, comme indiqué par la dimension radiale de la surface extérieure du ventricule gauche,
25 on peut régler le débit d'écoulement moyen de la pompe à sang pour qu'il soit adapté au débit d'écoulement du sang arrivant dans le ventricule gauche. Une forme de réalisation d'un calibre cardiaque électronique 400 est représentée, laquelle
30 peut être utilisée pour mesurer la dimension radiale de la surface extérieure 418 du coeur. Le calibre cardiaque 400 comprend deux bras 401, 402 qui peuvent être convenablement fixés à la surface extérieure 418 du coeur et qui pivotent autour d'un point pouvant être placé avantageusement à
35 l'intérieur d'un boîtier 403 scellé de façon hermétique. Une

mesure de la dimension radiale du ventricule gauche 404 peut être réalisée par une mesure électronique de l'angle formé entre les bras 401, 402 du calibre. Un appareil de mesure angulaire qui peut être utilisé pour mesurer l'angle formé 5 entre les bras 401, 402 du calibre est illustré sur la figure 9. L'appareil de mesure d'angle peut avantageusement être contenu dans un boîtier 403 scellé hermétiquement pour que les constituants intérieurs soient protégés des tissus et des fluides du corps. Un soufflet 407 et des chapeaux extrêmes 10 408, 409 peuvent être avantageusement soudés entre eux pour former une chambre scellée hermétiquement. Le soufflet 407 et les chapeaux extrêmes 408, 409 sont avantageusement réalisés en titane. Une traversée électrique hermétique 410, qui peut utiliser un isolateur céramique brasé ou en verre 411, peut 15 être installée dans le chapeau extrême 409 en titane. Les bras 401, 402 du calibre peuvent être reliés efficacement à un élément de pivot 415 par l'intermédiaire des chapeaux extrêmes respectifs 408, 409 et des bras de commande respectifs 414, 416. Le bras 401 du calibre, le chapeau extrême 408 et le bras 20 de commande 416 peuvent être usinés dans une seule pièce de titane ou peuvent être fabriqués individuellement et soudés ou liés entre eux. De la même manière, le bras 402 du calibre, le chapeau extrême 409 et le bras de commande 414 peuvent être usinés dans une seule pièce de titane ou peuvent être réalisés 25 individuellement et soudés ou liés entre eux. Un pivot 415 limite le mouvement des bras 401, 402 du calibre à un arc dans un plan unique. Lorsque les bras 401, 402 du calibre se déplacent sous l'effet d'une distorsion ou d'une contraction du ventricule gauche, le prolongement 419 du bras de commande 30 416 se rapproche ou s'éloigne respectivement d'un capteur 417 de position basé sur les courants de Foucault, lequel capteur peut être relié au bras de commande 414. Le capteur 417 de position basé sur les courants de Foucault peut être fabriqué à partir d'un noyau 412 à pot de ferrite miniature et 35 d'une bobine de cuivre 413. De tels noyaux à pot

de ferrite miniature sont disponibles auprès de Siemens Components, Inc., Iselin, NJ. La bobine du capteur à courant de Foucault peut être connectée à deux traversées électriques (une seule des deux traversées, 410, est montrée sur la figure 9). Lorsque le bras métallique de commande 416 se rapproche du capteur 417 de position basé sur les courants de Foucault, la charge résistive efficace de la bobine augmente, provoquant une diminution du facteur Q de la bobine (le facteur Q est défini dans la technique comme étant le rapport de la réactance à la résistance série effective d'une bobine). Un circuit électronique peut être utilisé pour mesurer la variation du facteur Q de la bobine et produire un signal qui correspond à la position relative des bras 401, 402 du calibre. Des circuits électroniques tels que décrits pour la mesure des variations du facteur Q sont bien connus dans la technique.

Les figures 10a et 10b montrent une variante de réalisation d'un calibre cardiaque électronique 500. Similairement aux figures 8a et 8b, la figure 10a représente un ventricule gauche qui est distendu de façon maximale par la pression du sang qu'il contient et la figure 10b montre le ventricule gauche dont la pression a été partiellement relâchée. Le calibre cardiaque 500 peut comporter deux bras 501, 502 qui peuvent être convenablement reliés à la surface extérieure du coeur et qui pivotent autour d'un point pouvant avantageusement être placé à l'intérieur d'un boîtier 503 scellé hermétiquement. Une mesure de la dimension radiale du ventricule gauche peut être réalisée par une mesure du temps qu'il faut à une impulsion d'ultrasons pour passer d'un transducteur 504 à sonomicromètre se trouvant sur un bras 501 du calibre à un transducteur opposé 505 à sonomicromètre situé sur l'autre bras 502 de calibre. Des transducteurs à sonomicromètres convenant à une utilisation dans un tel calibre cardiaque sont disponibles auprès de compagnies telles que Triton Technolgy, Inc., San Diego CA et Etalon,

Inc., Lebanon IN. Les détails de la sonomicrométrie sont bien connus des spécialistes de la technique. On doit comprendre que d'autres méthodes convenables pour mesurer la distension et la contraction relatives des ventricules, telle qu'une
5 mesure d'impédance et conductance du ventricule, peuvent être déduites par les spécialistes de la technique et que l'invention n'est pas limitée aux méthodes particulières décrites.

Une façon d'exécuter le régulateur du débit d'écoulement pour régler le débit d'écoulement de la pompe à
10 sang afin d'éviter une distension ou contraction excessive du ventricule gauche est illustrée graphiquement sur la figure 11. L'axe 600 des x représente le temps. Une ligne 601 représente un point de consigne pour la dimension radiale du ventricule gauche, qui est défini lorsque le système est
15 initialement implanté et qui peut être mis à jour périodiquement de façon non invasive en utilisant une imagerie par ultrasons. Une courbe 602 représente la dimension radiale du ventricule gauche telle que captée par l'un des calibres cardiaques électroniques 400, 500 décrits précédemment. Une
20 courbe 603 représente la vitesse angulaire de l'organe d'impulsion de la pompe centrifuge décrite. Le débit d'écoulement de la pompe centrifuge décrite varie avec la vitesse angulaire de son organe d'impulsion. Lorsque la dimension radiale captée dépasse le point de consigne de la dimension
25 radiale, comme illustré par un point 604, la vitesse angulaire de la pompe centrifuge peut être augmentée comme illustré par un point 605. La vitesse angulaire représentée de la pompe centrifuge provoque un accroissement du débit d'écoulement de celle-ci et une évacuation plus rapide du
30 sang à partir du ventricule gauche, ce qui, par suite, provoque une diminution de la dimension radiale du ventricule gauche vers la ligne 601 du point de consigne de la dimension radiale. De la même manière, lorsque la dimension radiale captée est inférieure au point de consigne de la dimension
35 radiale comme illustré par un point 606, la vitesse angulaire

de la pompe centrifuge peut être diminuée comme illustré par un point 607. La vitesse angulaire diminuée de la pompe centrifuge provoque une diminution de son débit d'écoulement et réduit la vitesse à laquelle le sang est évacué du
5 ventricule gauche, ce qui, par suite, provoque une augmentation de la dimension radiale du ventricule gauche vers la ligne du point de consigne 601 de la dimension radiale.

Une autre façon de mettre en oeuvre le régulateur de débit d'écoulement pour régler le débit d'écoulement de la
10 pompe à sang afin d'éviter une distension ou contraction excessive du ventricule gauche et de produire aussi un écoulement de sang pulsatoire, est illustrée graphiquement sur la figure 12. Un débit d'écoulement pulsatoire ressemble plus étroitement aux caractéristiques d'écoulement du sang
15 d'un coeur naturel. Sur la figure 12, l'axe 608 des x représente le temps. Des lignes 609 et 610 représentent respectivement des points de consigne de dimensions radiales supérieure et inférieure du ventricule gauche qui sont définis lorsque le système est initialement implanté et qui
20 peuvent être mis à jour périodiquement de façon non invasive par utilisation d'une imagerie par ultrasons. Une courbe 611 représente la dimension radiale du ventricule gauche telle que captée par l'un des calibres cardiaques électroniques 400, 500 décrits précédemment. Une courbe 612 représente la
25 vitesse angulaire de l'organe d'impulsion de la pompe centrifuge décrite. La vitesse angulaire de la pompe centrifuge peut être augmentée périodiquement comme indiqué pendant une période de temps 613. La vitesse angulaire augmentée de la pompe pendant la période de temps 613 provoque une évacua-
30 tion plus rapide du sang à partir du coeur ce qui, par suite, provoque une réduction de la dimension radiale du ventricule gauche vers la ligne du point de consigne inférieur 610 de la dimension radiale. La vitesse angulaire de la pompe centrifuge peut être réduite comme indiqué pendant une période de
35 temps 614 une fois que la dimension radiale captée du

ventricule gauche devient approximativement égale à la ligne du point de consigne inférieure 610 de la dimension radiale. La vitesse angulaire réduite de la pompe pendant la période de temps 615 provoque une réduction de la vitesse à laquelle le sang est évacué du ventricule gauche, ce qui, par suite, provoque un accroissement de la dimension radiale du ventricule gauche vers la ligne du point de consigne supérieur 609 de la dimension radiale. La vitesse angulaire de la pompe centrifuge peut de nouveau être augmentée comme indiqué pendant une période de temps 616 une fois que la dimension radiale captée du ventricule gauche devient approximativement à la ligne du point de consigne supérieur 609 de la dimension radiale. Le débit d'écoulement pulsatoire décrit de la pompe sert à imiter les caractéristiques d'écoulement du sang du coeur naturel.

En tant que partie d'un appareil pour détecter et traiter automatiquement des arythmies cardiaques, des électrodes peuvent être placées dans ou sur la surface du coeur et sont associées fonctionnellement au circuit de commande de l'appareil. La conception et le fonctionnement de tels systèmes de détection et de traitement automatiques des arythmies sont bien connus dans la technique. Pour réduire l'énergie nécessaire à un tel appareil pour traiter une fibrillation, la dimension radiale du ventricule peut être réduite à dessein juste avant que l'appareil délivre une impulsion de défibrillation. La dimension radiale du coeur peut être réduite par un réglage du débit d'écoulement de la pompe à sang décrite précédemment afin que le volume de sang contenu dans la chambre ventriculaire soit minimisé. En minimisant le volume du sang à l'intérieur de la chambre ventriculaire avant l'application d'une impulsion d'énergie de défibrillation, on peut délivrer au myocarde une plus grande fraction de l'énergie de défibrillation fournie, où elle est nécessaire, et une plus faible fraction de l'énergie de défibrillation fournie est délivrée au sang, où elle est

inutile.

Il va de soi que de nombreuses modifications peuvent être apportées à la pompe et au système décrit et représenté sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1.Appareil pour faire fonctionner une pompe à sang à un débit d'écoulement régulé, caractérisé en ce qu'il
5 comporte un régulateur de débit d'écoulement commandant la pompe à sang pour qu'elle pompe du sang à un débit d'écoulement ; un élément de mesure du cœur (400) associé fonctionnellement au régulateur de débit d'écoulement et pouvant être fixé à un ventricule d'un cœur qui est assisté
10 par la pompe à sang ; l'élément de mesure du cœur mesurant au moins l'une d'une distension et d'une contraction du ventricule ; et le régulateur du débit d'écoulement utilisant la mesure de la distension ou de la contraction ou des deux pour régler le débit d'écoulement.

15 2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que le débit d'écoulement est un débit d'écoulement pulsatoire.

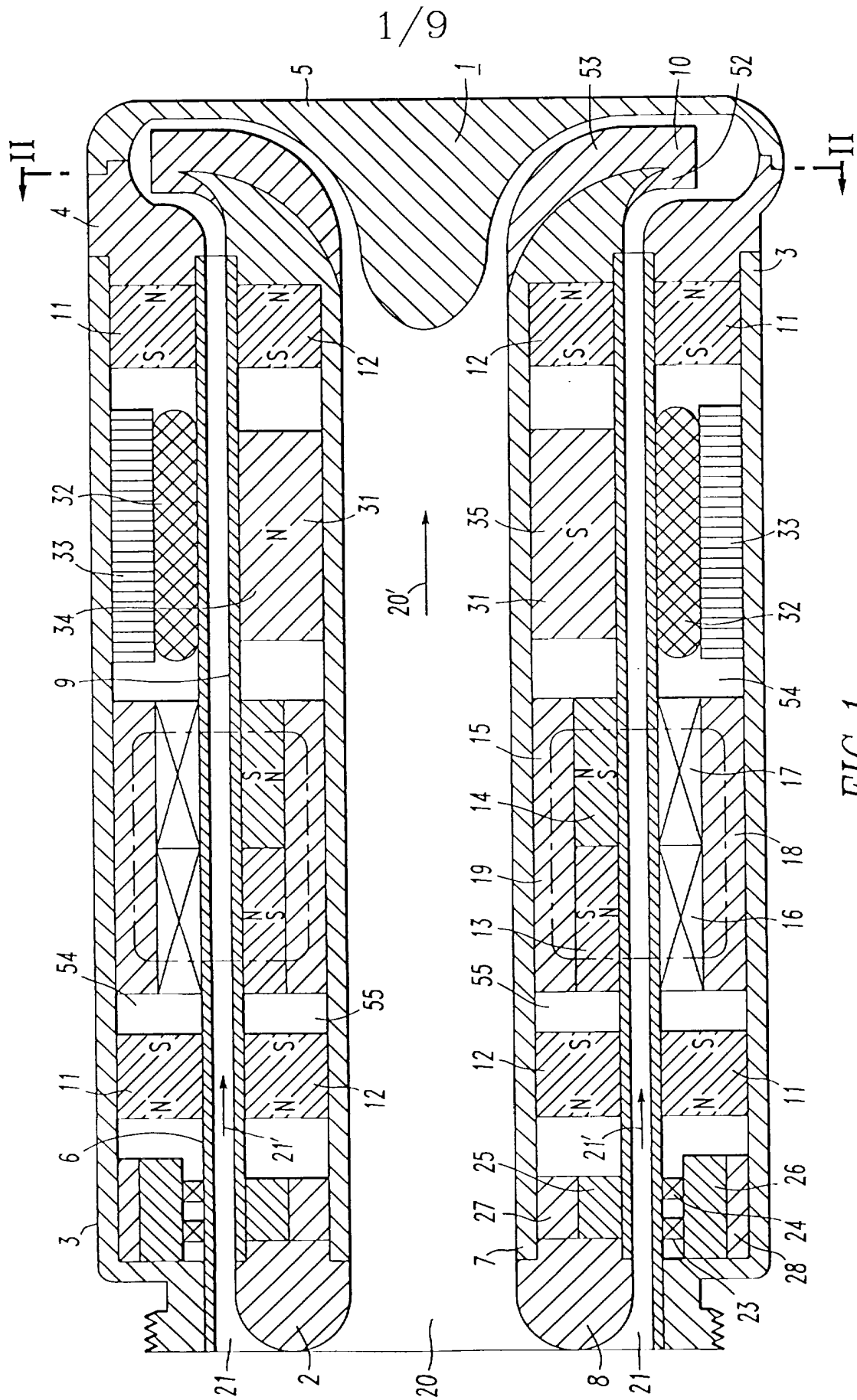
3.Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que le régulateur de débit d'écoulement comporte en
20 outre un élément de mesure du cœur pouvant être fixé à un ventricule d'un cœur qui est assisté par la pompe à sang, l'élément de mesure du cœur mesurant au moins l'une d'une distension et d'une contraction du ventricule, et le régulateur de débit d'écoulement utilisant lesdites
25 dimensions pour régler le débit d'écoulement de la pompe à sang.

4.Appareil selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'élément de mesure du cœur comporte un calibre cardiaque (400) ayant deux bras (401, 402) pouvant pivoter
30 l'un par rapport à l'autre, chacun des bras ayant une extrémité pouvant être fixée à une surface extérieure (418) du ventricule et une extrémité opposée reliée à un point de pivotement (415), et un dispositif (417) de mesure angulaire mesurant des variations de position angulaire entre chacun
35 des deux bras.

5.Appareil selon la revendication 4, caractérisé en ce que le dispositif de mesure angulaire comporte un

capteur électronique (417) de position à courants de Foucault mesurant des variations de la position angulaire entre les bras.

5 6.Appareil selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'élément de mesure du cœur comporte deux transducteurs à ultrasons (504, 505) positionnés sur des côtés globalement opposés du ventricule et mesurant une dimension radiale du ventricule sur la base d'un temps
10 écoulé mis par une impulsion à ultrasons pour parcourir la distance comprise entre les deux transducteurs.



2/9

FIG. 2

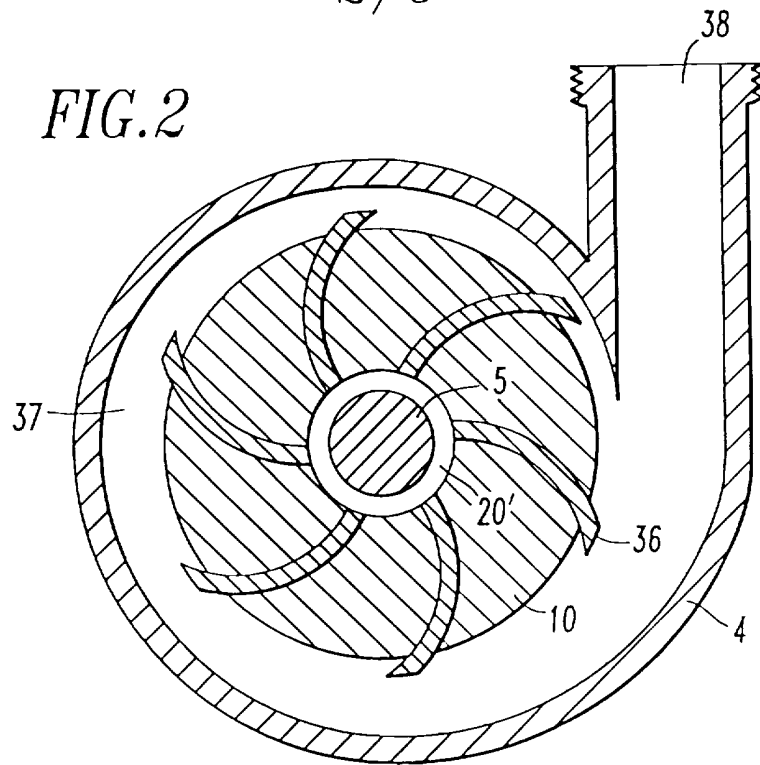
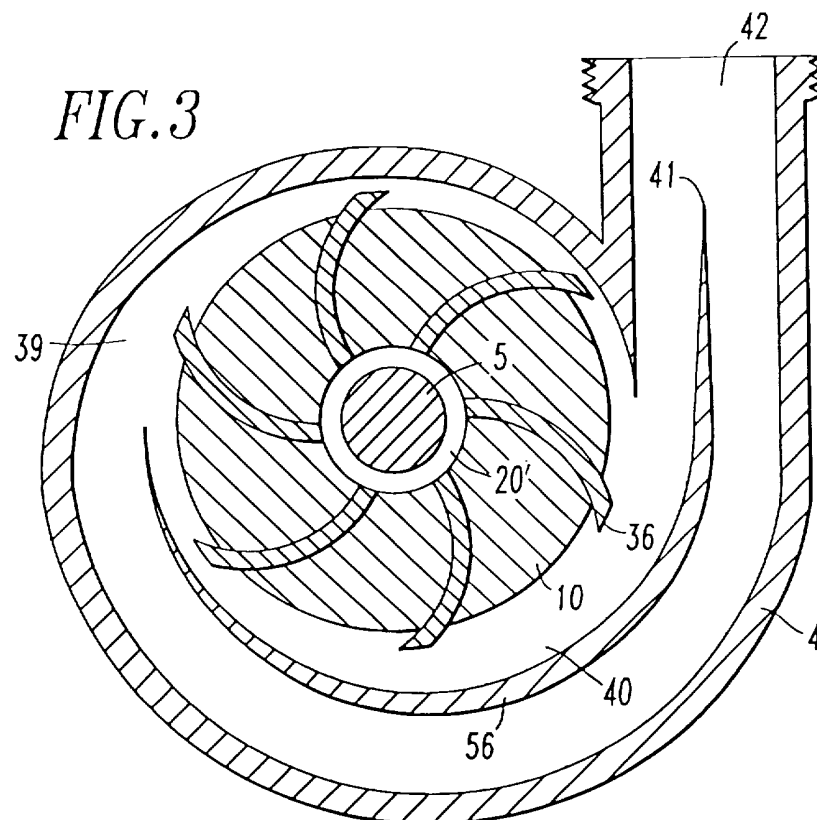
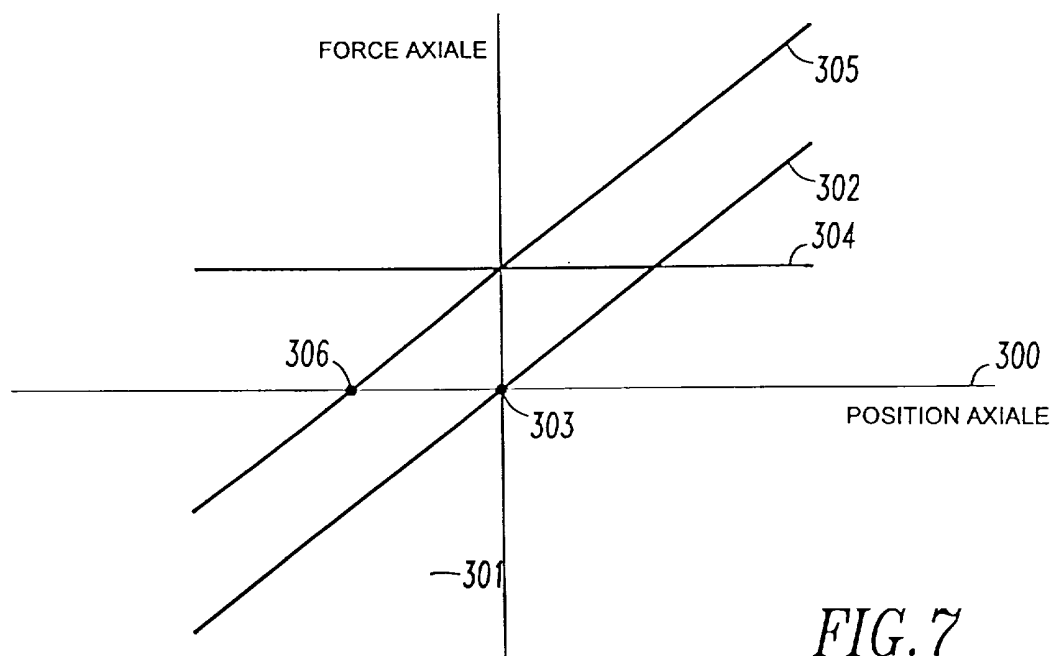
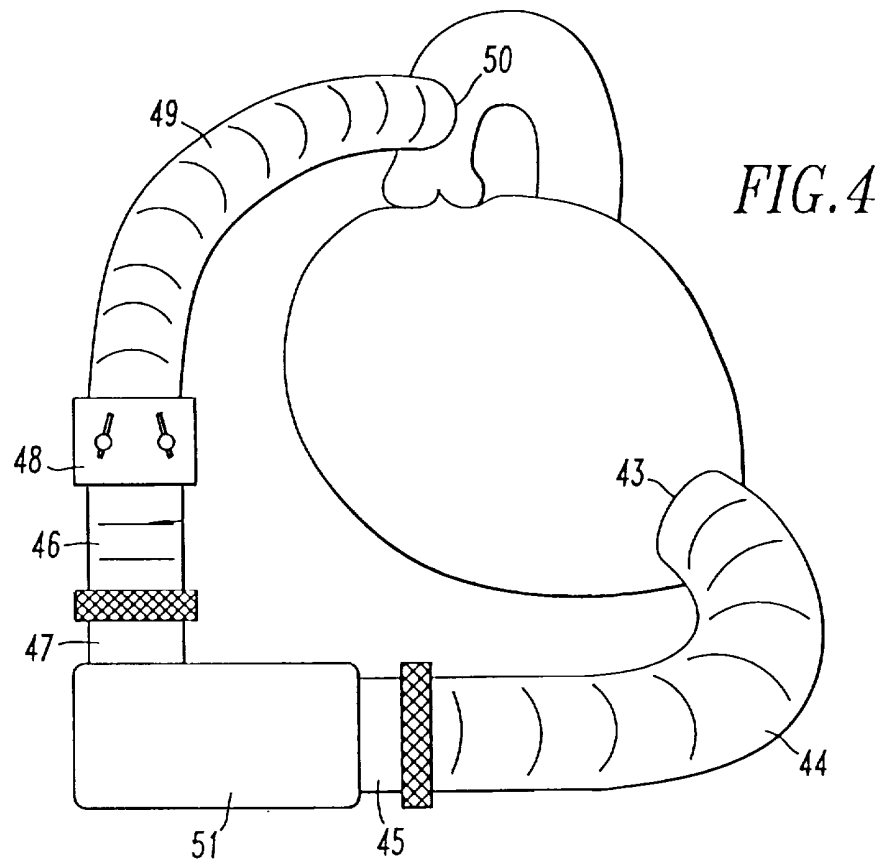


FIG. 3



3/9



4/9

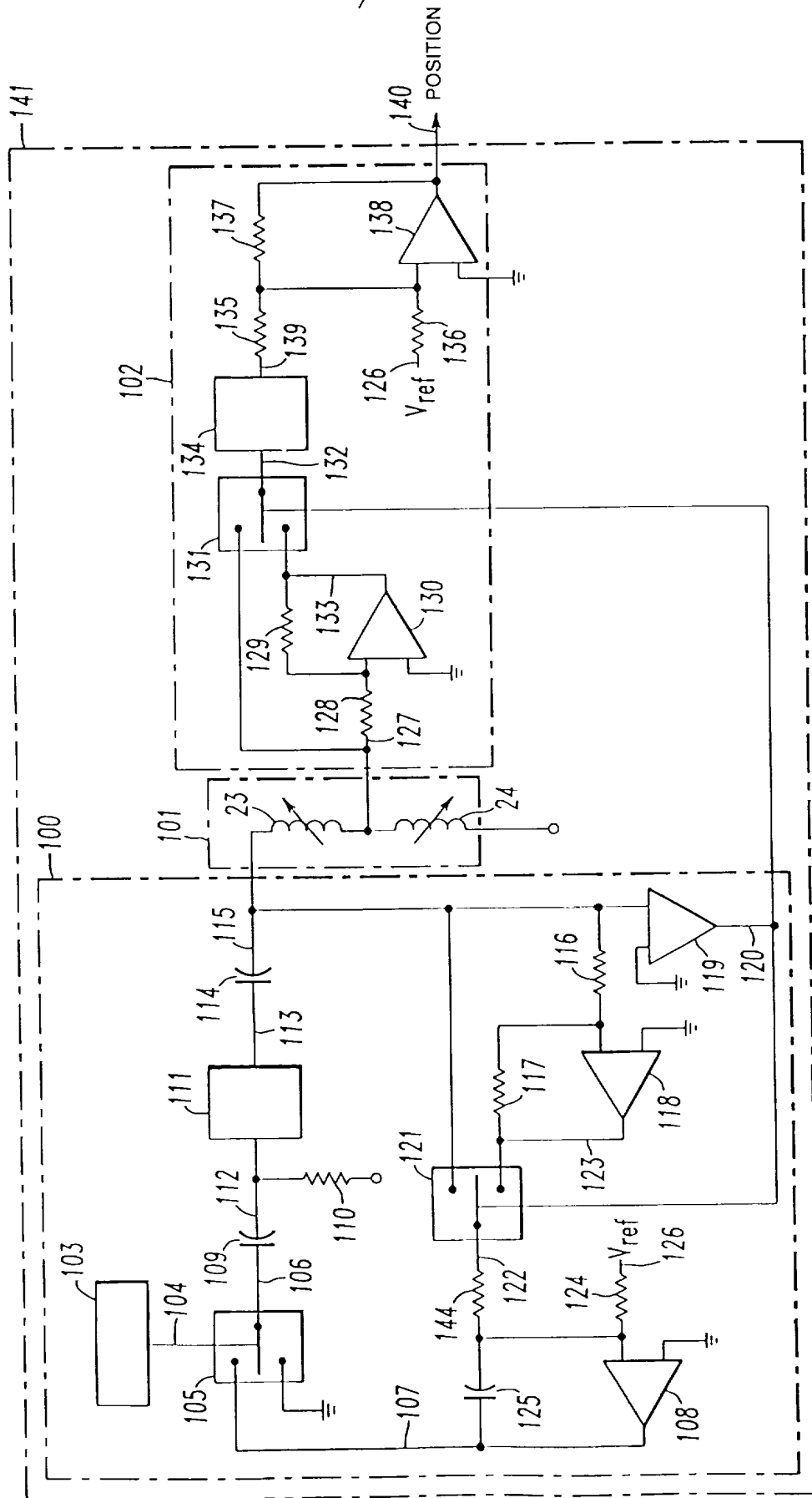


FIG. 5

5/9

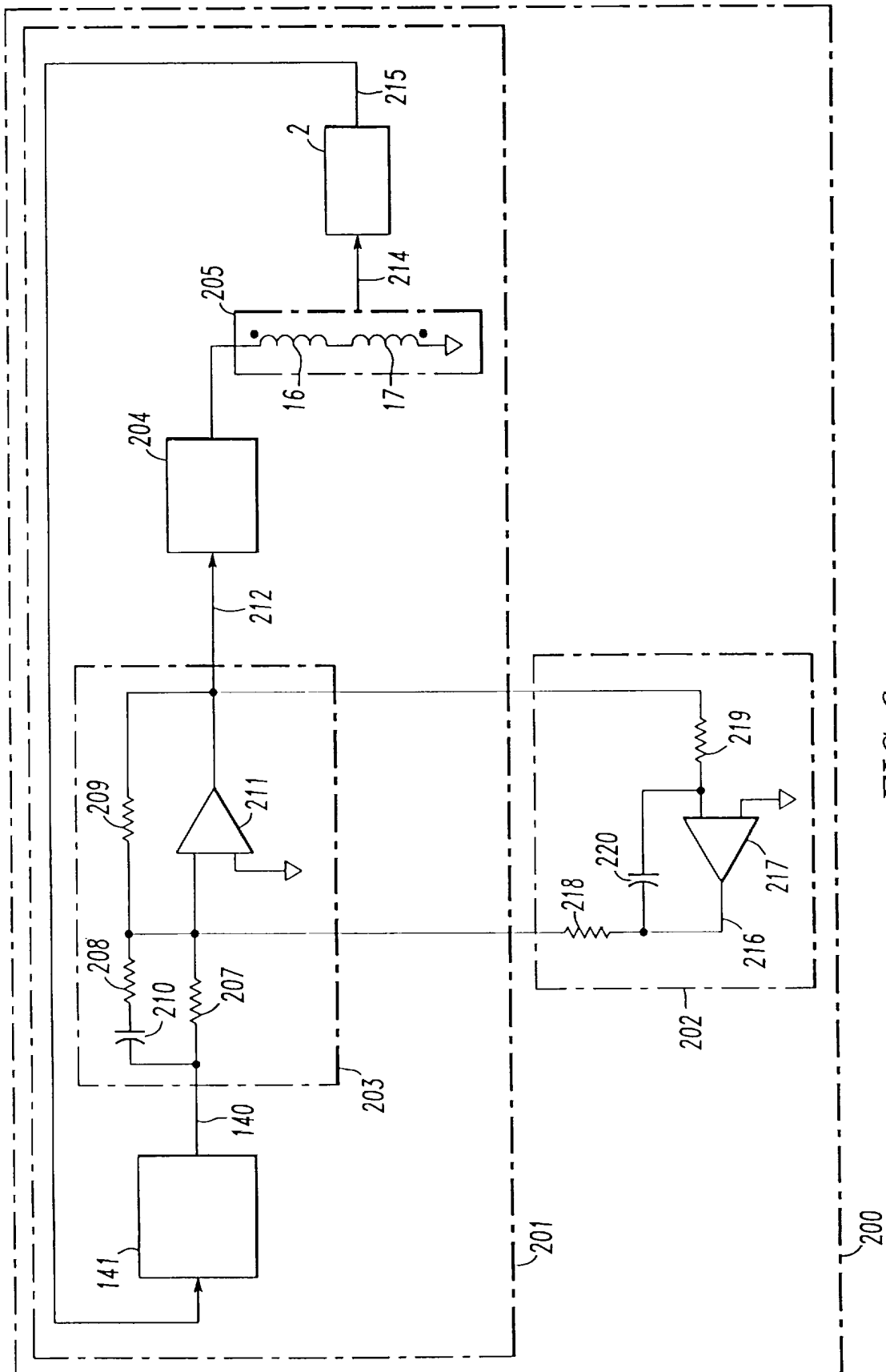


FIG. 6

6/9

FIG. 8a

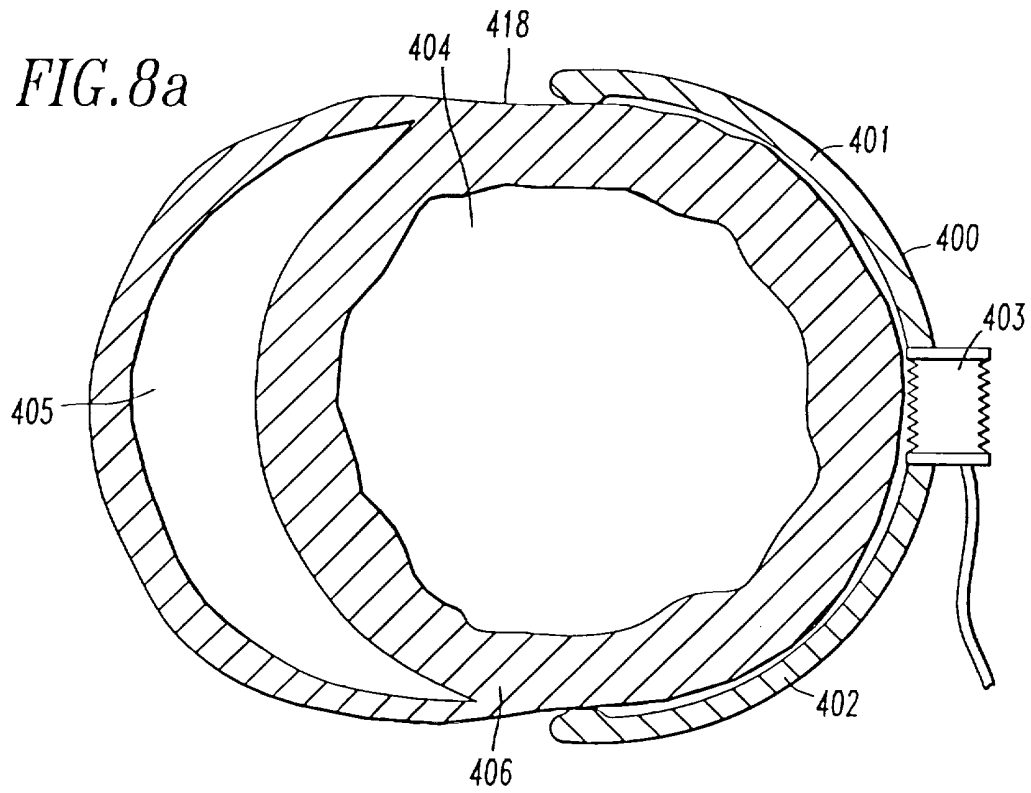
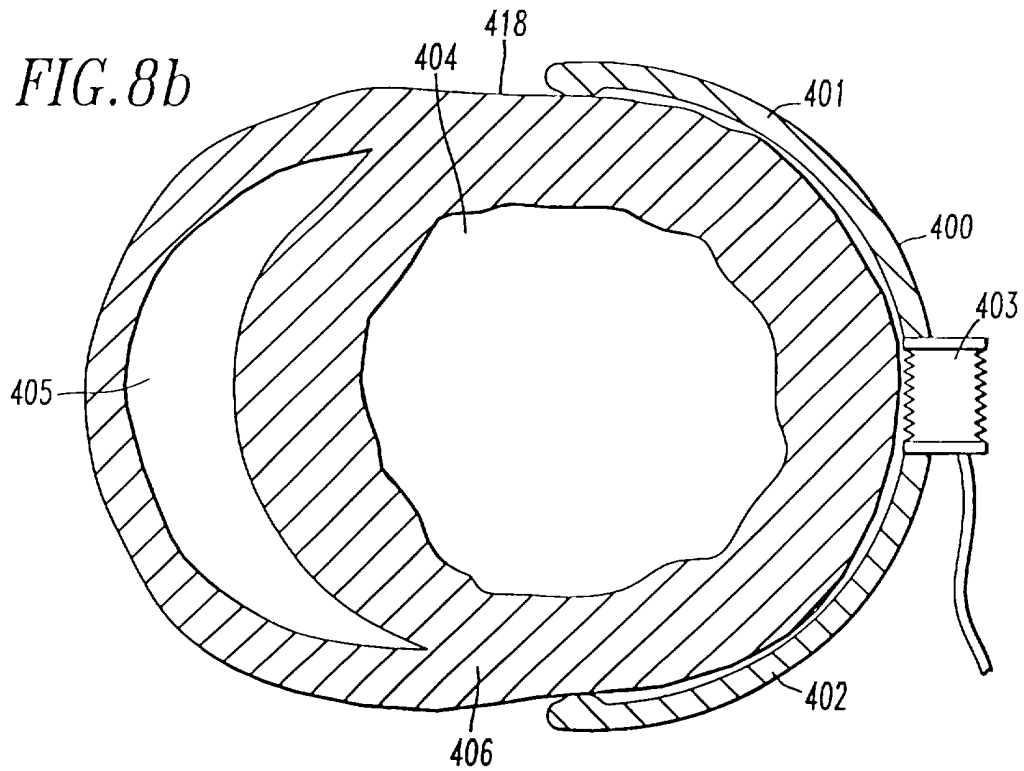


FIG. 8b



8/9

FIG. 10a

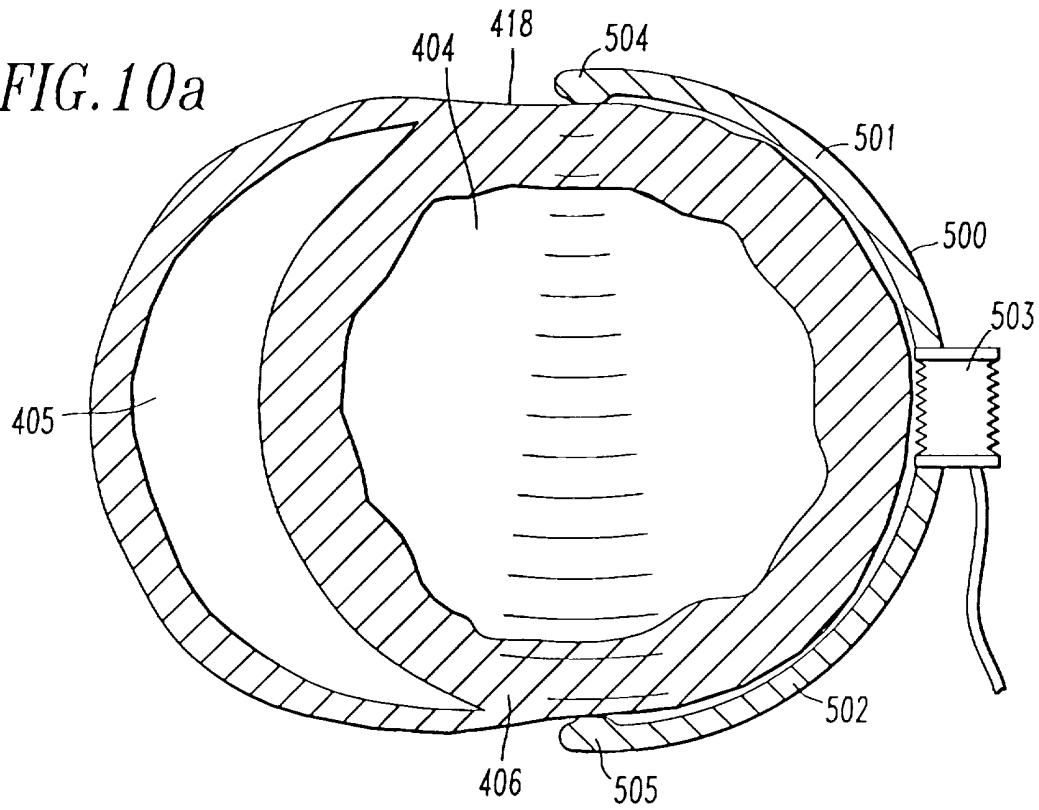
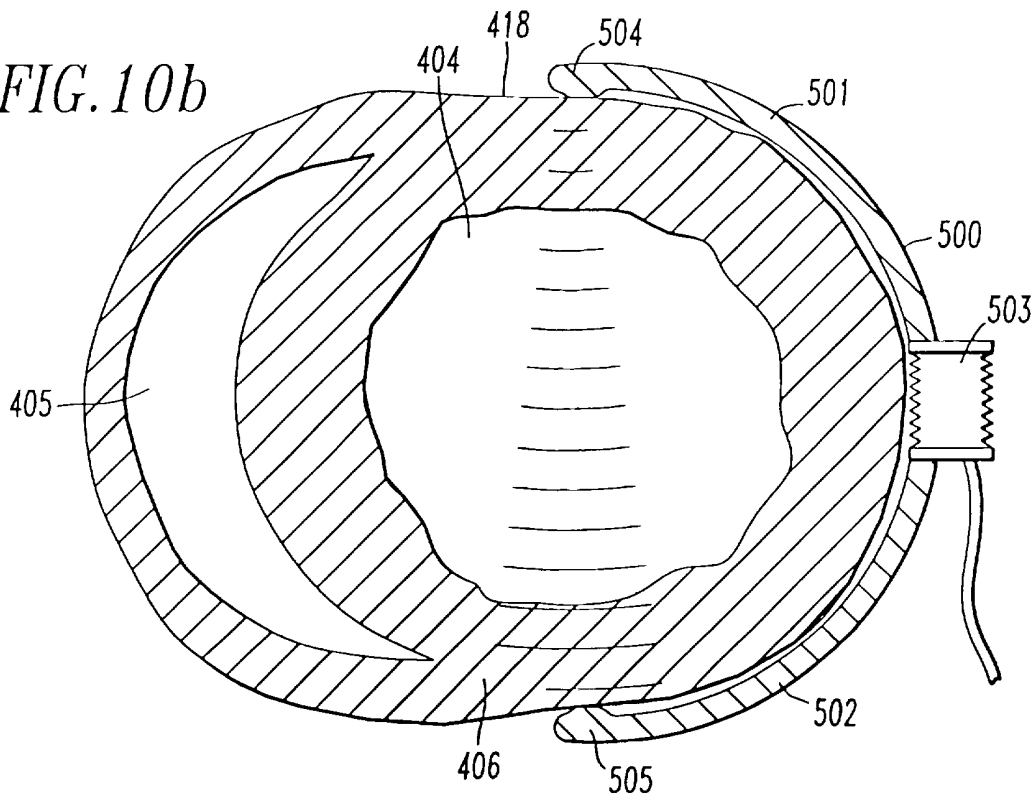


FIG. 10b



9/9

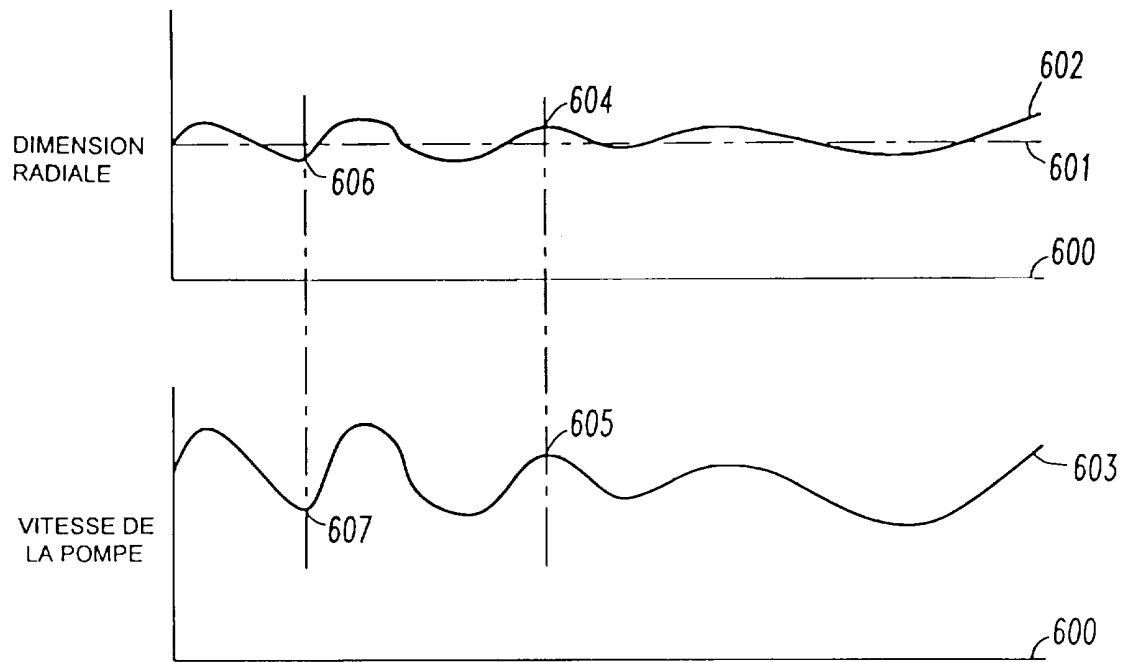


FIG. 11

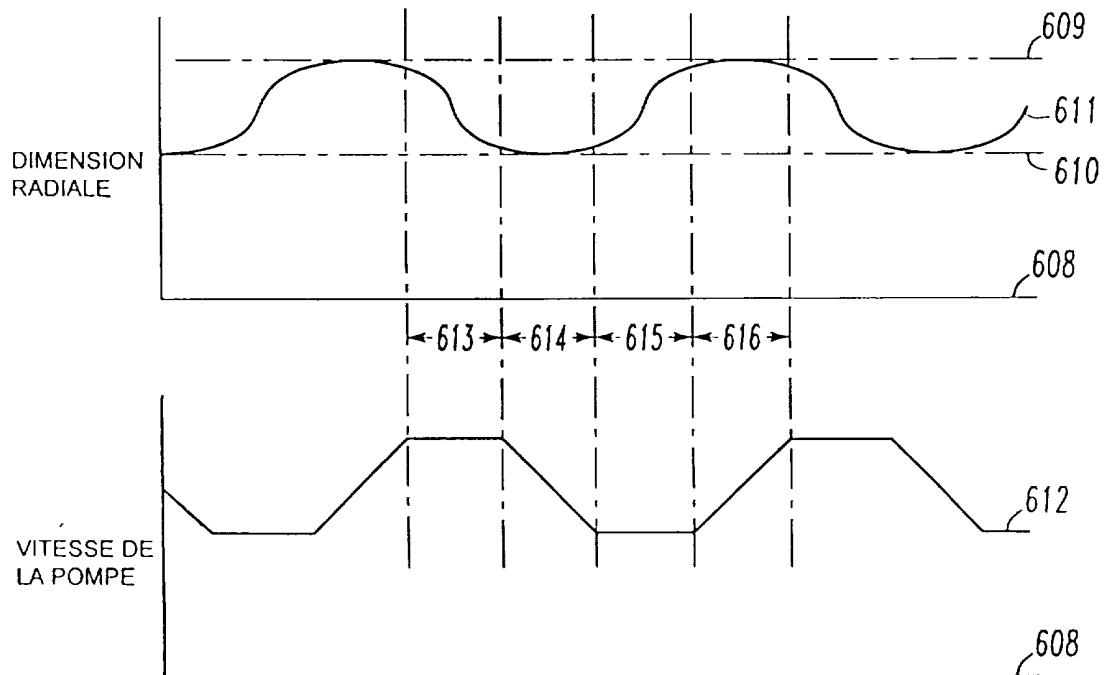


FIG. 12