ASSISTANCE CIRCULATOIRE PAR PROTHÈSE VENTRICULAIRE GAUCHE POSITION DU PROBLÈME ET ÉVOLUTION DES IDÉES

PAR R. DEVIN, J. TORRESANI, H. BRANDONE,
F. BENADY, J. MARTIN, B. GARABEDIAN,
E. HENRY ET A. JOUVE *
Assistance technique : G. BENOIST

Malgré l'efficacité des traitements médicamenteux, un grand nombre de cardiaques meurent chaque année par défaillance de leur ventricule gauche. Il était tentant d'assimiler le rôle de cet organe à celui d'une pompe et d'essayer de suppléer sa fonction par une prothèse aspirante et refoulante asservie par un mécanisme. On a pu, certes, envisager de supprimer le cœur et de le remplacer en totalité par un mécanisme adéquat. Plus simplement, les recherches se sont concentrées sur des systèmes destinés à soulager le travail cardiaque (assistance cardiaque) et branchés en série ou en parallèle sur le cœur laissé en place. De nombreux procédés ont été utilisés. Le nôtre est inspiré des travaux de Liotta (1962).

Cet auteur a décrit un système d'assistance circulatoire branché entre l'auricule gauche et l'aorte, c'est-à-dire en parallèle par rapport au cœur. Le sang, aspiré dans l'oreillette gauche est réinjecté sous pression dans l'aorte. Le système fonctionne grâce à de l'air comprimé. Il est, bien entendu, nécessaire que l'onde liquidienne délivrée ne soit pas en compétition avec celle fournie par le cœur du sujet, par conséquent, il faut que le cœur artificiel fonctionne dans les intervalles libres diastoliques de la révolution cardiaque. Ce problème rejoint comme on le voit, celui de la contre-pulsation diastolique.

Le travail du ventricule gauche se trouve soulagé grâce au temps d'aspiration qui diminue le volume brassé par le ventricule gauche et l'éjection du système (systole artificielle) améliore la perfusion coronaire et celle des artères périphériques. Il

s'agit, en somme, d'un « by-pass » partiel du ventricule gauche.

Appareillage utilisé

La prothèse ventriculaire que nous avons utilisée est constituée de la façon suivante : un cylindre creux, en plexiglas (fig. 2 et 3) est oblitéré à chaque extrémité par un raccord conique démontable. Deux valves de Starr assurent un sens unique au système. Un orifice latéral permet de relier le cylindre avec le dispositif d'asservissement mécani-

* Centre Cantini, Marseille.

2/

3/

4/

5/

que (*). La prothèse a été calculée pour être placée à l'intérieur de l'hémithorax gauche du chien. Cependant, pour des raisons de facilité opératoire, et pendant la période de rodage, nous avons jugé préférable d'allonger les connexions et de placer le système en dehors du thorax de l'animal. Les essais faits *in vitro* en utilisant du sérum ou du sang conservé, ont montré l'excellent fonctionnement du système qui aspire et pulse de façon très efficace.

Protocoles expérimentaux

Douze chiens, non sélectionnés, ont été opérés avec cette technique. Sous anesthésie générale, en circuit fermé avec intubation trachéale, on procède à une thoracotomie gauche. Le péricarde est ouvert, l'animal est hépariné et une canule est insérée dans l'auricule gauche reliée immédiatement au tube plastique d'amont de l'appareil. On purge le système, par ailleurs préalablement rempli de sérum, pour éliminer les bulles d'air. Il reste alors à insérer la canule d'aval. Au début, nous avons introduit cette canule dans l'aorte thoracique; très vite, nous avons abandonné cette technique pour les raisons suivantes :

- 1° la canule d'aval fait obstacle dans l'aorte descendante, de petit calibre chez le chien, et ne permet pas une comparaison valable au point de vue hémodynamique selon que le système est en marche ou arrêté;
- 2° il est souvent nécessaire de lier l'aorte au-dessus de l'insertion de la canule distale, ce qui fausse les résultats; en effet, la pression d'amont s'élève automatiquement, car la prothèse vasculaire fait toujours plus ou moins obstacle lorsque l'appareil est arrêté, et, par conséquent, l'appréciation de la chute des pressions du ventricule gauche lorsque la prothèse est en marche, se trouve faussée. En aval, au contraire, la circulation n'est plus entretenue que par la prothèse, et il devient difficile de régler correctement le dispositif pour obtenir un effet de contre-pulsation vrai. Pour ces raisons, nous avons préféré insérer la canule distale, soit dans l'aorte abdominale, soit dans une fémorale en remontant le cathéter jusqu'au niveau de l'aorte.

Le contrôle des pressions a été assuré par un cathéter placé directement dans le ventricule gauche, un autre dans l'artère fémorale opposée, enfin nous avons pris les pressions dans le cathéter auricule-prothèse, dans le cathéter prothèse-aorte, et dans le cathéter qui va du dispositif d'asservissement à la prothèse cardiaque.

Résultats hémodynamiques

Les résultats obtenus sont illustrés par les figures 6 à 15. Dans chacune d'entre elles sont représentées, de haut en bas :

(*) Nous ne reviendrons pas sur les caractéristiques de cet appareillage qui s'apparente à celui que nous avons utilisé pour la contre-pulsation. Le signal a toujours été constitué par l'onde rapide, le réglage de la temporisation permet d'actionner la gachette électronique au moment du temps diastolique de la révolution cardiaque. Les problèmes liés à la fréquence particulièrement rapide du cœur du chien, aux extra-systoles et au déparasitage soigneux du circuit, ne nous ont pas été épargnés.

- la dérivation électrocardiographique qui sert à déclencher la synchronisation;
- la courbe de pression (ventriculaire gauche ou aortique) obtenue par un électromanomètre (barovar);
- l'électrocardiogramme de référence en dérivation 2.

L'unité de temps (une seconde) est figurée sur chaque tracé en bas et à gauche par un trait horizontal.

A - Les figures 6 à 10 correspondent à une expérience dans laquelle le « by-pass » fut placé entre l'oreillette gauche et l'aorte, ce dernier vaisseau étant ligaturé en amont de l'insertion de la prothèse. Dans ces conditions, l'extrémité distale de l'aorte ne reçoit que le sang traversant la prothèse.

La figure 6 montre l'effet de pulsations isolées (indiquées par des flèches) non synchronisées par rapport à l'activité cardiaque : chacune d'entre elles se traduit au niveau de l'aorte terminale par une onde de pression de l'ordre de 200 mm de mercure.

Sur la figure 7, le fonctionnement de la prothèse est déclenché par les contractions cardiaques. On note, dans l'aorte terminale, la succession d'ondes pulsatiles dont la pression maximale se situe autour de 120 mm de mercure. Ces ondes surviennent dans la période diastolique, après la fin de l'onde T. Il convient de remarquer que dans un tel montage, la chronologie exacte de l'onde de pression engendrée par la prothèse ne présente qu'une importance relative. En effet, l'aorte étant ligaturée, l'onde de pression ne peut s'opposer à l'éjection ventriculaire normale.

La figure 8 montre l'action sur la pression ventriculaire gauche. Lorsque l'appareil fonctionne, la pression systolique ventriculaire gauche est réduite. Le plateau est altéré par des ondes rapides qui correspondent vraisemblablement, à la transmission d'ondes de choc dues aux mouvements des billes. Lorsque l'appareil cesse de fonctionner (flèche) la pression ventriculaire gauche retrouve son niveau normal. Ceci est plus apparent sur un tracé enregistré à vitesse plus lente (fig. 9).

9/

10/

11/

B - Les figures 10 à 15 correspondent à des expériences dans lesquelles l'aorte n'a pas été clampée entre son origine et l'insertion distale de la prothèse.

Il est relativement facile d'obtenir la modification du tracé artériel périphérique et la création d'une onde de pression s'inscrivant pendant la période diastolique. La figure 10 permet de comparer un tracé avant (à gauche) et pendant (à droite) le fonctionnement de la prothèse. Il existe un deuxième sommet diastolique. Le pic systolique n'est pratiquement pas abaissé. Cependant, dans certains cas (fig. 11), il est impossible d'obtenir de tels tracés en raison de la tachycardie. La fréquence de 160 /mn semble représenter la limite supérieure tolérable en fonction des possibilités de notre appareillage et des réactions de l'appareil vasculaire. Ces difficultés ne sont pas propres à ce genre de prothèse; elles sont communes à tous les types d'assistance circulatoire synchronisée.

— L'effet sur la pression ventriculaire gauche est plus inconstant. Dans le tracé numéro 12 (même expérience que la figure 10) aucun abaissement de la pression ventriculaire, n'a été obtenu, alors que la courbe de tension artérielle périphérique était nettement modifiée. *Les deux phénomènes ne paraissent donc pas entièrement liés entre eux.*

Les figures 13 et 13 bis correspondant à un tracé continu montrent que la réduction de la pression ventriculaire gauche peut être obtenue de façon irrégulière. Ceci semble être imputable en grande partie à la canule auriculaire gauche : suivant la position, un drainage plus ou moins efficace est réalisé.

Les figures 14 et 14 bis (tracé continu) semblent confirmer cette hypothèse : l'abaissement de la pression ventriculaire gauche est rapidement obtenu dès la mise en marche de l'appareil (flèche); une systole isolée se produit sans que les paramètres aient été modifiés. Lors de l'arrêt de l'appareil (flèche), les pressions ventriculaires gauches ne retrouvent pas immédiate-

ment leur valeur; ceci semblerait indiquer que la canule auriculaire gauche obstrue la valvule mitrale.

Enfin, la figure 15 montre que la survenue de troubles du rythme cardiaque peut perturber de façon importante le fonctionnement de la prothèse et rendre difficile l'interprétation des résultats.

De ces tracés pris à titre d'exemple, on ne peut tirer encore de conclusions définitives. Cependant, quelques notions peuvent être retenues :

- en l'absence de contre-pression en aval de la prothèse (ligature de l'aorte), le fonctionnement du système paraît relativement simple. Dans le cas contraire, il est vraisemblable que le jeu des valves artificielles est perturbé par la présence des ondes de pression spontanées;
- la position de la canule auriculaire gauche et sa structure apparaissent comme des éléments importants;
- enfin, comme dans toute assistance synchronisée, le contrôle du rythme cardiaque, par des procédés pharmacodynamiques ou électriques apparaît souhaitable.

Interprétation des résultats : les difficultés

En pratique, il s'agit d'expériences difficiles parce que complexes.

L'insertion de la prothèse sur l'auricule gauche pose de nombreux problèmes. L'oreillette gauche du chien est petite, et la canule introduite fait plus ou moins obstacle ou aspire la paroi : phénomène qu'a d'ailleurs déjà signalé Liotta. Si la canule est coudée, ce qui facilite son insertion, elle peut se déplacer et venir bloquer la valve mitrale. On constate, alors, évidemment, que les pressions dans le ventricule gauche diminuent, mais le but expérimental n'est plus atteint. La suture de la canule à l'auricule est difficile et précaire; d'autre part, l'auricule se collabe

14/

14 bis/

15/

dès le début du temps d'aspiration. (Liotta conseille de faire une suture suspendue *autour* de l'auricule et de sectionner celui-ci.) Nous avons retrouvé cette difficulté chaque fois que nous avons tenté d'insérer la prothèse par l'intermédiaire d'un cathéter d'amont trop long. Les meilleurs résultats nous ont été donnés par une canule coudée en U, évasée en trombone, glissée dans l'auricule, celui-ci étant lié autour de celle-là. Quoi qu'il en soit, le problème est essentiel, car de lui dépend le remplissage correct de l'appareil.

Du côté périphérique, l'effet de contre-pulsation est en général assez facilement obtenu : pour pouvoir l'apprécier, il est nécessaire, bien entendu, que l'aorte ne soit pas liée.

Les difficultés mécaniques dues aux imperfections du système sont grandes. Très souvent, le cœur du chien bat à un rythme très rapide. L'inertie mécanique du système est telle que l'ensemble ne suit plus; l'embrayage « colle » en permanence et l'effet de contre-pulsation destiné avant tout à éviter la compétition avec le ventricule gauche ne se fait plus. Les tentatives pharmacodynamiques de ralentissement du rythme cardiaque ne nous ont donné que des déboires. L'infiltration ou la ligature du faisceau de His est impossible par voie gauche, et une nouvelle thoracotomie droite compliquerait encore un protocole expérimental déjà complexe. Nous avons tenté de ralentir le cœur par stimulation électrique couplée (pace-maker bi-pulsé). Les « spikes » ainsi créés sont évidemment captés par le système électro-cardiographique amplifié et provoquent des signaux sur lesquels il est possible d'effectuer le réglage.

En pratique, les difficultés s'ajoutent les unes aux autres et il est difficile d'obtenir l'efficacité régulière de l'appareil. Il est pratiquement impossible, par le simple contrôle des pressions, de savoir si le système remplit son rôle. Nous disposons, en effet, en tout et pour tout d'un système d'asservissement qui réalise une pression négative et une pression positive d'égale importance par le simple aller-retour d'un piston; or, les conditions

d'application se font sur des régimes de pression tout à fait différents. La dépression agit sur l'oreillette gauche dont les pressions physiologiques n'excèdent pas 5 à 10 cm d'eau. La brutale aspiration peut créer un collapsus des tuyaux ou l'oblitération de la canule elle-même par un effet de succion sur les parois d'une cavité très réduite. L'appareil se remplit mal et tout se passe, dans certains cas, comme si l'adduction était clampée, (ce fait fut vérifié plusieurs fois en cours d'expérience). En aval, au contraire, l'effet de pulsion se fait contre un système dans lequel les pressions s'évaluent en centimètres de mercure, 14 à 18 chez le chien en moyenne, et l'effet de contre-pulsation est presque toujours obtenu.

De nombreux progrès sont donc à faire, ils doivent porter :

- 1° sur le système mécanique d'asservissement, qui doit être beaucoup plus souple, assurant un temps d'aspiration doux et progressif qui remplira réellement le cylindre, tout en assurant une éjection rapide et, bien entendu, synchronisée et temporisée par rapport à l'éjection naturelle du ventricule gauche. On peut, certes, en partie, tourner cette difficulté en utilisant une voie d'adduction (oreillette-prothèse) d'un calibre beaucoup plus gros que celui de la voie d'éjection. Là, encore, les servitudes anatomiques liées au cœur du chien empêchent une disproportion de calibre assez importante pour pallier complètement les imperfections du système de pompage. Nous sommes en train de terminer la réalisation d'un nouveau dispositif de contre-pulsation utilisant un piston en porcelaine magnétique dont les mouvements seront commandés par des variations de champ magnétique asservies par un contrôle électronique permettant de faire varier isolément course et durée du temps aspiratif comme du temps d'éjection;
- 2° la prothèse en plexiglas est trop rigide. Le maintien du dispositif dans un hémithorax gauche rendrait impossible la réexpansion pulmonaire correcte et amènerait, sans doute, des phénomènes de refoulement et de compression cardiaques;
- 3° il n'est pas démontré que le fonctionnement sans membrane soit supérieur à l'asservissement par l'air comprimé à travers une membrane. Le brassage sanguin réalisé par notre dispositif est peut-être plus simple, car il évite les possibilités de fuites, mais sans doute plus dangereux pour les éléments figurés du sang;
- 4° le système valvulaire n'est probablement pas idéal. Les valves à billes peuvent se mettre en position indifférente et l'appareil, tout en fonctionnant, peut être inefficace. Les billes par elles-mêmes réalisent des zones de turbulence néfaste pour les éléments figurés du sang et des zones de stagnation génératrices de thromboses à long terme. Certains s'orientent actuellement vers des systèmes sans valve montés en parallèle sur la crosse de l'aorte (Kantrowitz, Akutsu, Grädel et

Chaptal). Ces dispositifs fonctionnent comme une contre-pulsation en Y branchée sur l'aorte et nécessitant la ligature de ce vaisseau entre les deux branches de la nouvelle arche aortique ainsi créée. D'autres systèmes valvulaires sont à l'étude dans de nombreux centres. Cette conjonction d'efforts permettra, sans doute, d'arriver à une solution applicable sur l'homme.

**

Notre contribution personnelle est donc très modeste, elle est probablement déjà dépassée, mais nous avons jugé utile de la faire connaître, ne serait-ce que pour éviter aux autres chercheurs certains tâtonnements et certaines erreurs et leur permettre d'approcher plus vite la solution de ce magnifique problème.

Bibliographie

- LIOTTA (D.), CRAWFORD (S.), COOLEY (D.) et DE BAKEY (M.). — Assistance prolongée du ventricule gauche par pompe implantée dans l'hémithorax gauche. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, vol. 8 (1962), p. 89-90.
- LIOTTA (D.), HALL (W.), HENLY (W.), BEALE (A.), COOLEY (D.) et DE BAKEY (M.). — Circulation assistée prolongée pendant ou après la chirurgie aortique. *Trans. A.S.A.I.O.*, vol. 9 (1963), p. 182-189.
- LIOTTA (D.), HALL (W.), COOLEY (D.) et DE BAKEY (M.). — « By-pass » ventriculaire prolongé par pompe intra-thoracique. *Trans. A.S.A.I.O.*, vol. 10 (1964), p. 154-161.
- LIOTTA (D.), MANESS (J.), BOURLAUD (H.), RODWELL (D.), HALL (W.) et DE BAKEY (M.). — Modifications récentes dans le « by-pass » du ventricule gauche implantable. *Trans. A.S.A.I.O.*, vol. 11 (1965), p. 284-288.
- GRADEL (F.), AKUTSU (T.), CHAPTAL (P.) et KANTROWITZ (A.). — Bons résultats hémodynamiques avec un nouveau ventricule gauche auxiliaire en forme de U. *Trans. A.S.A.I.O.*, vol. 11 (1965), p. 277-283.

Discussion à la page suivante.

Sur la demande de M. LATREILLE, M. DEVIN indique qu'il est difficile de mesurer le débit de la pompe de contre-pulsation *in vivo*. Le volume soustrait par chaque aspiration du ventricule surnuméraire est de l'ordre de 18 ml. En principe, le débit est donc fonction du rythme cardiaque de l'animal puisque c'est lui qui déclenche l'appareil de contre-pulsation. Ces données sont évidemment théoriques, car la brutalité de l'aspiration dans l'oreillette gauche fait qu'il n'y a pas de certitude d'un remplissage régulier de la prothèse à tous les coups.

M. LATREILLE remarque, d'après l'un des clichés présentés, que M. DEVIN agit de façon fort intéressante et efficace sur la pression intra-ventriculaire, qui est réduite d'un tiers et parfois même de moitié, ce qui est considérable. Ceci peut paraître un peu en contradiction avec ce que disait hier M. HINGLAIS pour diminuer le travail du cœur, mais celui-ci parlait de consommation d'oxygène.

M. LATREILLE, s'étant fait préciser par M. DEVIN que la ligature de l'aorte était faite du côté afférent de la prothèse, par conséquent du côté thoracique, au-dessus de la crosse, croit que la dérivation n'était pas totale, mais seulement des deux tiers.

M. HINGLAIS pense qu'il est difficile d'apprécier le débit effectivement pris en charge par la prothèse dans le protocole expérimental de M. DEVIN. Il y a à cela deux raisons :

- 1° M. DEVIN n'a pas contrôlé la valeur de la pression aortique dans le territoire supérieur, au-dessus de la ligature;
- 2° Les difficultés d'une aspiration pulsatile dans l'oreillette gauche, difficultés signalées par M. DEVIN lui-même, rendent très improbable le fonctionnement de la prothèse à son plein volume.

M. DEVIN explique, par deux schémas faits au tableau, les différences fondamentales de la prothèse cardiaque selon que l'aorte est liée ou non liée.

Il précise que la ligature de l'aorte a été utilisée pour sa facilité technique, mais dans un certain nombre d'expériences, la réinjection a été faite à la périphérie par une fémorale ou par l'extrémité de l'aorte abdominale. Il pense que les systèmes d'assistance circulatoire doivent s'orienter vers des dispositifs ne s'accompagnant pas de ligature de l'aorte, surtout si celle-ci est placée entre l'origine de l'aorte, et l'insertion de la prothèse. En effet, dans ce dernier cas, les problèmes hémodynamiques sont totalement différents puisque les résistances périphériques sont considérablement diminuées par la ligature aortique et que, somme toute, l'appareil ne peut jamais travailler contre le ventricule gauche.

On ne doit pas perdre de vue l'application humaine ultérieure visant à soulager le travail du ventricule gauche par une intervention aussi simple que possible et, bien entendu, à conserver les possibilités de repli, par conséquent à éviter l'interruption de l'artère maitresse de l'organisme.

Sur ces problèmes de technique expérimentale, M. HINGLAIS voudrait faire deux remarques :

- 1° Une canulation en T de l'aorte thoracique basse devrait sans doute assurer des conditions expérimentales plus satisfaisantes;
- 2° Au cours d'expérimentations aiguës de dérivation du cœur gauche, l'aspiration dans l'oreillette gauche est apparue bien plus aisée à réaliser lorsque la canule est placée par abord droit de l'oreillette (c'est-à-dire dans l'axe des cavités gauches) que par abord gauche.

M. HINGLAIS indique qu'il a réalisé une expérience de dérivation ventriculaire gauche identique à celle qu'il a évoquée hier, c'est-à-dire d'aspiration dans l'oreillette gauche et de rejet au plus près du cœur dans l'aorte ascendante, mais par un système qui était pulsé, de façon à créer une perfusion élective dans la diastole cardiaque, et couplé, de façon à pouvoir comparer parfaitement les effets de la réinjection de dérivation du débit cardiaque partiel ou total soit avec une pompe soit par clampage à l'exclusion de cette pompe, avec un système éjectant uniquement au temps diastolique.

M. HINGLAIS dit qu'il n'a observé aucune différence valable des consommations d'oxygène du myocarde lorsque cette dérivation ventriculaire gauche, qu'elle soit partielle ou totale, était réalisée de façon continue ou bien électivement dans la diastole. M. HINGLAIS insiste enfin sur le point que, sur des cœurs sains et dans des conditions hémodynamiques normales, il n'a pas retrouvé le phénomène de compétition, et qu'il n'a pas objectivé d'amélioration avec une réinjection diastolique pure.

M. HINGLAIS présente enfin une figure de sa communication et souligne les effets obtenus avec cette réinjection :

- dans le cas de dérivation partielle, avec abaissement de la pression ventriculaire gauche, on observe la bosse de réinjection diastolique qui se place au niveau de l'aorte ascendante;
- lorsqu'on arrive aux dérivations totales, on a la mauvaise surprise de voir une bosse diastolique d'un degré excessivement modéré qui n'apporte rien de plus à la circulation coronaire, et qui s'explique par le fait que la dérivation totale du ventricule à injection diastolique n'agit pas différemment du ventricule naturel, c'est-à-dire qu'il éjecte brutalement dans une aorte tout le débit cardiaque.

La figure projetée montre le ventricule gauche totalement vide et au repos (pression à 20 mm de mercure).

M. BANAL dit que l'intérêt hydraulique de la contre-pulsation, utilisant une pompe à piston avec ouverture supplémentaire à la sortie pour diminuer la pression dans la machine, lui avait paru plus évident que le système proposé dans la communication de M. DEVIN qui consiste à retirer du fluide côté aspiration. Cela dépend, évidemment de la manière dont le piston est mû.

D'autre part, une des difficultés rencontrées dans la contre-pulsation est celle de créer un orifice supplémentaire très près du ventricule, car il paraît beaucoup plus facile de faire un trou dans l'oreillette que dans le ventricule.

M. VADOR s'associe à la remarque de M. BANAL mais pense que l'idée de M. DEVIN a, au moins, le mérite de faire une aspiration au niveau de l'oreillette gauche, alors que le système de la contre-pulsation classique serait entièrement du côté artériel, donc aurait moins de possibilité d'action sur le remplissage du ventricule gauche; il n'en a même pratiquement pas.

M. BANAL pense que le remplissage partiel du ventricule gauche ne peut diminuer sa pression, mais peut gêner son fonctionnement comme dans une pompe à piston.

M. VADOR pense qu'il faut considérer ici le mécanisme de mise en tension du myocarde consécutif à son excitation. Cette mise en tension ne peut se faire qu'à partir d'un certain degré de remplissage ventriculaire tel que les valves mitrales puissent se fermer (effet possible de la tension des cordages et de la contraction des piliers).

M. VADOR a l'impression qu'il y a là une sorte de mécanisme d'amorçage : les contractions consécutives au remplissage du ventricule avec un volume relativement faible (1/4 du volume systolique), et révélées par l'électrocardiogramme, se font sans dépense d'énergie; puis, à un moment donné, ce volume devient suffisamment grand pour que les valves mitrales puissent se fermer sous l'effet d'un léger flux de retour; après la fermeture des valves, il y a une augmentation brutale de la pression dans le ventricule et il faut, ensuite, un certain temps pour que le mécanisme recommence.

M. BANAL objecte que de toute manière, le ventricule est plein de sang.

M. DEVIN propose une explication plus simple. La canule introduite dans l'oreillette, est coudée en épingle à cheveux. Ceci facilite son introduction mais, par contre, si le dispositif se déplace légèrement, cette canule, évasée en tromblon, peut venir boucher l'orifice mitral et dans cette position aspirer à plein goulot le sang du ventricule gauche. Bien entendu, à ce moment-là, les pressions ventriculaires gauches tombent d'une façon impressionnante, mais il suffit

que la canule se déplace un peu pour que la pression rede-vienne normale.

Pour répondre à la remarque de M. BANAL, M. DEVIN précise que le but de son travail, appelé « *assistance circulatoire* » n'est pas de suppléer totalement à la fonction du ventricule gauche mais seulement de permettre aux nombreux malades, atteints de défaillance ventriculaire gauche à la suite d'infarctus du myocarde de « passer un cap », de vivre pendant quelques semaines ou quelques mois pour que les lésions du muscle cardiaque se cicatrisent, ou régénèrent.

Le succès de cette opération, qui pourrait sauver la vie à de nombreux patients, dépend des possibilités techniques, ce qui sous-entend que, sur des malades fatigués, il faudra éviter bien entendu de leur ouvrir les deux thorax et l'abdomen, et faire un geste chirurgical aussi minime que possible, en passant uniquement par l'hémithorax gauche.

D'autre part, il semble, au point de vue de « l'hydraulique du chirurgien », que si l'on soustrait une partie du sang qui va entrer dans le ventricule gauche, on diminue le travail de cet organe.

M. LAURENT explique ainsi le point de vue exposé par M. HINGLAIS : comme tout organe d'énergie animale, le cœur consomme de l'oxygène non seulement s'il travaille effectivement mais aussi lorsqu'il ne travaille pas. Il n'y a pas un parallélisme direct entre l'énergie fournie au cœur sous forme de consommation d'oxygène et l'énergie qui se retrouve sous forme de production de débit.

M. CARA confirme l'explication de M. LAURENT. Le travail du cœur, comme tout travail animal, ne peut être directement assimilé à celui d'une machine. Outre le travail mécanique effectué, il y a un travail métabolique indépendant du travail fourni. Exactement comme le travail mécanique effectué par un cheval n'est pas le principal facteur intervenant dans sa consommation alimentaire journalière. Même s'il travaille peu, il doit manger. Le cœur fait de même.

M. DU CAILAR estime, lui aussi, qu'il n'est pas possible de ramener les notions de consommation d'oxygène aux seuls facteurs débit et pressions. Il faut tenir compte aussi de la consommation basale et d'autre part du travail des fibres. Il rappelle que Bing a montré qu'un cœur qui fibrille (débit nul) consomme autant qu'un cœur qui travaille.

M. VADOT interprétant les résultats de M. HINGLAIS, considère que la contraction cardiaque présente deux phases : d'abord, une phase de concentration isométrique des fibres, qui est essentiellement la phase consommatrice d'énergie au niveau myocardique du point de vue métabolique et, ensuite la phase d'éjection, qui est la phase génératrice d'énergie. C'est, en somme, comme si l'on commençait par comprimer un ressort (phase isométrique) et qu'ensuite on le fasse ou on ne le fasse pas travailler (phase d'éjection). Or, c'est à la contraction des fibres que se produit le mécanisme des échanges actine-myosine $\rightarrow$ actomyosine et la consommation d'oxygène serait donc, en accord avec M. HINGLAIS, indépendante du volume.

M. BANAL ne voit pas très bien l'intérêt du système qui consiste à prélever une partie de ce volume à l'avance.

M. VADOT indique qu'il s'agit là d'un autre mécanisme dont M. LATREILLE a parlé tout à l'heure.

M. DEVIN remercie tous les orateurs qui ont bien voulu prendre la parole et se déclare un peu confus de la présentation simpliste des phénomènes par des chirurgiens, devant une assemblée de physiologistes, de cardiologues et d'hydrauliciens, habitués à une analyse plus fine. Cependant M. DEVIN estime que beaucoup de suggestions, celle de M. HINGLAIS en particulier, seront très utiles pour l'avenir.

M. MARION voudrait que M. BANAL précise sa manière de soulager une pompe ventriculaire.

M. BANAL répond que, si le piston a un mouvement indépendant, la pression dépend de la résistance (ou perte de charge) à la sortie de la pompe. Mais si, contrairement à ce qui avait été dit hier par M. HINGLAIS, il faut, aussi, réduire le volume, on peut obtenir ce résultat en réduisant la course de l'excentrique et en maintenant la vitesse constante, ce qui réduit en même temps le débit instantané et la perte de charge. Par contre, le système du clamping de l'aorte augmente la perte de charge tout en réduisant le débit et cela n'est guère à conseiller.

En réalité, il faudrait savoir quel type de moteur assure l'entraînement du cœur et si c'est uniquement la pression qu'il faut réduire ou le produit de la pression par le débit.

M. MARION précise que, dans les défaillances cardiaques, c'est, en général, le cylindre de pompe qui s'est élargi et le piston qui jouerait dedans.

M. MARION demande à M. BANAL ce qu'il pense de la façon de soulager consistant à prendre du sang à l'entrée de la pompe et à l'envoyer dans le périphérique en faisant une ligature.

M. BANAL confirme que ce système lui paraît peu satisfaisant *a priori* pour réduire la pression, puisque le ventricule reste plein de liquide et que la pression maximale doit dépendre assez peu de ce volume initial.

M. BONNIN pense que la réponse dépend des caractéristiques de la pompe.

M. DU CAILAR ne pense pas que la notion de modification de la résistance périphérique dans un cas par rapport à l'autre joue un rôle, car dans le cas du ventricule auxiliaire placé à l'origine de l'aorte, la pression tombe pendant la systole dans des conditions analogues à celles de la contre-pulsation périphérique. D'ailleurs, M. DU CAILAR rappelle que les derniers travaux de Chaptal et Kantrovitch comportent durant le temps de systole l'interférence au niveau du ventricule auxiliaire d'une pression négative pour faciliter la vidange du ventricule gauche.

M. MORET observe que le rendement cardiaque diminue également, ce qui peut expliquer peut-être le peu de changement que l'on constate dans la consommation d'oxygène. Si l'on diminue le retour du sang dans le ventricule gauche, comme on a cherché à le faire en soustrayant une certaine quantité de sang de l'oreillette gauche, on ne diminuera pas sensiblement la consommation d'énergie pour autant qu'on ne change pas la pression, c'est-à-dire l'éjection et la résistance, parce que le cœur diminuera de volume et le rendement de la machine baissera.

Pour une même quantité d'oxygène consommée, un cœur qui reçoit un gros afflux se dilate et va faire le même travail parce que son rendement augmente. C'est une des caractéristiques de la fibre myocardique.

M. HINGLAIS pense que les expériences de dérivation du ventricule gauche illustrent assez bien ces problèmes. Lorsqu'au cours de ces expériences, on aspire dans l'oreillette gauche la totalité du débit cardiaque pour le réinjecter dans le lit aortique en aval du ventricule gauche, le sang ainsi dérivé vient buter contre les valves aortiques qui demeurent closes en permanence; le ventricule gauche continue à battre, mais son volume est réduit et la pression intra-ventriculaire à chacune de ses contractions est faible, toujours inférieure à la pression assurée dans l'aorte par la dérivation. Si, à l'occasion d'une extra-systole par exemple, le ventricule gauche, ayant eu l'occasion de se remplir plus, développe une contraction plus puissante dont la pression est supérieure à la pression aortique, le débit coronaire enregistré marque aussitôt une élévation transitoire témoin de l'augmentation de la consommation myocardique d'oxygène pour cette unique contraction à pression plus élevée.

On peut opposer les résultats obtenus sous dérivation du cœur gauche à thorax fermé. Pour réaliser cette technique, inspirée de Dennis et coll., une canule métallique d'aspiration est descendue par la veine jugulaire jusqu'à l'oreillette droite et de là, à travers le septum inter-auriculaire, son extrémité est introduite dans l'oreillette gauche. Pour obtenir plus aisément une dérivation totale, M. HINGLAIS a le plus souvent poussé la canule jusqu'à l'orée du ventricule gauche. L'injection de produit de contraste radiologique dans le ventricule gauche permet d'observer les variations de volume ventriculaire gauche. Sous dérivation totale, des injections brutales de doses relativement importantes de produit de contraste dans le ventricule gauche totalement « court-circuité » par la pompe extracorporelle provoquent un brusque accroissement du volume ventriculaire, aussitôt suivi d'une forte contraction ramenant le ventricule à son faible volume antérieur. Mais ici, cette contraction brutale se fait vers l'oreillette gauche (du fait de la position de la canule de drainage), donc à faible pression (aucun pic de pression intra-ventriculaire n'est enregistré) et le débit coronaire ne varie pas.

PROJECTION D'UN FILM DE M. HINGLAIS :

M. HINGLAIS montre un film radiologique illustrant ces faits. On voit successivement :

1. La mise en place de la canule métallique de drainage dans l'oreillette gauche.

2. Des injections de produit de contraste soit dans l'artère pulmonaire, soit dans le ventricule gauche, montrant, sous dérivation, que la totalité du débit arrivant au cœur gauche est drainé par la canule; après 15 s environ, temps de cheminement dans le circuit extracorporel, le produit de contraste apparaît remontant de bas en haut dans l'aorte et vient buter sur les valves aortiques closes en permanence, irriguant longuement les artères coronaires.

3. Sans dérivation, des injections témoins dans le ventricule gauche montrent son volume et son activité contractile.

4. Comparativement, sous dérivation totale, le volume ventriculaire gauche est considérablement réduit et son activité mécanique faiblement apparente.

5. Des injections de doses croissantes de produit de contraste dans le ventricule gauche dérivé montrent, pour 10 ml, le contour de la cavité sans augmentation de son volume; 15, 20 et 30 ml provoquent des degrés croissants de distension ventriculaire, suivie d'un seul battement puissant qui refoule le produit de contraste vers l'oreillette gauche.

M. le Président suggère une pompe d'un type spécial, susceptible d'être adapté aux assistances circulatoires :

« J'ai remarqué que les pompes utilisées dans les divers dispositifs d'assistance circulatoire sont généralement du type volumétrique, et je pense que ce choix repose sur d'excellentes raisons. Toutefois, en tant qu'«hydraulicien» je voudrais rappeler le principe d'un modèle de pompe assez peu connu⁽¹⁾ : la pompe solénoïde, dont les caractéristiques très particulières pourraient, semble-t-il, être utilisées dans certains dispositifs, décrits au cours de la présente session.

« En voici le principe. Considérons (fig. 1) un tuyau de

section circulaire de petit diamètre, façonné de façon à former dans un plan vertical une spire circulaire « complète » dont les extrémités A et B sont d'abord ramenées vers le centre et ensuite coudées de façon à matérialiser l'axe de symétrie perpendiculaire au plan de ladite spire; l'arbre ainsi constitué repose sur deux paliers situés de part et d'autre de ce plan, et un dispositif (bielle et manivelle ou moteur-couple électrique) permet de faire osciller la « spire-tuyau » dans son plan, à la façon du balancier d'une montre autour de son pivot.

« Remplissons la spire de liquide et relierons-la, par un tuyau élastique formant joint de torsion, à un manomètre à colonnes liquides (fig. 1). On démontre que si Ω est la vitesse angulaire instantanée de la spire et S l'aire πR^2 de celle-ci, la dénivellation hydraulique instantanée engendrée par le mouvement oscillant de la spire dans son plan a pour expression⁽²⁾ :

$$P_A - P_B = KS \frac{d\Omega}{dt}$$

« K est une constante.

« Si, comme on peut le réaliser très sensiblement par une commande bielle-manivelle, la vitesse Ω est une fonction sinusoïdale du temps de la forme $\Omega = \Omega_m \sin \omega t$, la différence de pression hydraulique $P_A - P_B$ est elle-même sinusoïdale et de même pulsation ω . En montant, en série, plusieurs pompes solénoïdes de caractéristiques différentes on peut — au moins théoriquement — par superposition des ondes de pression engendrées par chacune d'elles, obtenir, entre les extrémités d'un groupe de pompes judicieusement établi, une loi de pulsation des débits et des pressions choisie à volonté *a priori* (représentation d'une fonction périodique par une série de Fourier). Peut-être serait-il possible de reproduire ainsi assez fidèlement la gamme des amplitudes et des fréquences des pulsations du cœur, au moyen d'une pompe solénoïde ne comportant aucun clapet susceptible de léser les globules sanguins et n'engendrant pas de forces d'inertie supérieures à celles produites par le cœur.

« Les possibilités d'un tel système semblent, *a priori*, limitées par la difficulté d'obtenir, avec la fréquence relativement faible des pulsations du cœur, des pressions $P_A - P_B$ suffisamment grandes au moyen d'un nombre limité de « spires liquides » d'un diamètre raisonnable. Mais seule une étude assez détaillée du dispositif permettrait de juger de son intérêt pour telle ou telle application envisagée. »

⁽¹⁾ Voir L. BERGERON : Machines hydrauliques, Dunod, (1928). On trouvera dans l'ouvrage de M. J. VALENBOIS : La mesure des pressions variables, Herman, Paris (1948), un exemple de pompe solénoïde réalisée au Laboratoire de Beauvert de la Société Hydro-technique de France.

⁽²⁾ Cette formule est analogue à celle donnant la force électromotrice induite dans une spire de section S , par une variation de flux magnétique $d\Phi/dt$ (homologue ici à l'accélération $d\Omega/dt$). On peut augmenter $P_A - P_B$ (pour une valeur constante de l'accélération) en réalisant un solénoïde hydraulique comportant de nombreuses spires.