LA CONTRE-PULSATION DIASTOLIQUE ÉVOLUTION DES TECHNIQUES

**PAR J. TORRESANI,
R. DEVIN, H. BRANDONE,
F. BENADY, J. MARTIN,
B. GARABEDIAN,
E. HENRY, A. JOUVE,
G. BENOIST
ET J.-P. LARY ***

Dans le cadre des circulations extra-corporelles d'assistance, la contre-pulsation diastolique s'est nettement individualisée comme une technique originale, séduisante dans son principe, relativement simple dans sa réalisation pratique. À l'inverse des autres procédés utilisant un shunt veino-artériel, il semblait que cette méthode pouvait trouver d'intéressantes applications cliniques, notamment lors des défaillances ventriculaires gauches, et dans les cas d'infarctus myocardique.

Or, si les premiers travaux expérimentaux remontent à 1961, les observations cliniques sont à l'heure actuelle encore exceptionnelles, plusieurs problèmes techniques étant encore imparfaitement résolus.

Nous exposerons successivement :

- le bilan des travaux actuellement publiés;
- notre technique personnelle;
- et discuterons les divers problèmes posés.

La contre-pulsation diastolique Principe et réalisation

Le principe de la contre-pulsation diastolique est simple : une canule placée dans une artère de gros calibre est reliée à une poche souple, véritable ventricule supplémentaire, dont on peut faire varier le volume de façon rythmique. Les contractions et les aspirations de ce ventricule sont déphasées par rapport à l'activité cardiaque normale, de telle sorte que l'aspiration de l'appareil est contemporaine de la systole cardiaque, sa contraction se produisant pendant la diastole.

* Centre Cantini, Marseille.

Selon Clauss et Harken, si une certaine quantité de sang est retirée du système artériel à l'instant de la contraction isométrique du ventricule ou peu après, la pression utile au moment de la période d'éjection ventriculaire maximale est réduite de façon considérable. Il est donc possible, par une aspiration convenablement réalisée à un moment précis du cycle cardiaque, de réduire le travail mécanique du ventricule gauche.

Par ailleurs, si la même quantité de sang est réinjectée dans la circulation artérielle au temps diastolique, le débit cardiaque n'est pas modifié. L'appareil de contre-pulsation prend à sa charge une certaine partie du travail mécanique du ventricule gauche.

De plus, la réinjection du sang pendant la diastole favorise la perfusion coronaire.

Dans une remarquable série de travaux expérimentaux, l'équipe de Harken a démontré que la contre-pulsation diastolique :

- réduisait effectivement le travail du ventricule gauche;
- augmentait le débit coronaire;
- réduisait de façon considérable le taux de mortalité au cours de l'infarctus expérimental du chien.

L'appareil utilisé est une pompe à commande pneumatique relié le plus souvent à l'une des artères fémorales ou plus rarement aux deux.

La même méthode a été utilisée au Canada par Cronin et Calatayud sous le nom de « synchronous arterio-arterial pumping ». Ces auteurs ont pu constater qu'il était possible de réduire de 20 à 30 % le travail mécanique du ventricule gauche.

Watkins et Duchesne, sous le nom de « coordinated post systolic myocardial augmentation combined with systolic neutralization » se sont livrés à des études analogues et concluent à l'efficacité de la méthode, en particulier au cours des états de choc.

Plus récemment, Callaghan a étudié un procédé comparable sous le nom de « post systolic myocardial augmentation ». Il utilise une pompe à commande hydraulique dont le système de déclenchement électronique est particulièrement précis, et permet d'éviter les effets défavorables des troubles du rythme cardiaque. Callaghan a particulièrement étudié la chronologie des divers temps d'aspiration et de pulsation de la pompe par rapport à la révolution cardiaque.

Travaux personnels

A - L'appareillage a été entièrement réalisé dans le laboratoire de Chirurgie expérimentale (Pr Henry) grâce à MM. Benoist et J. P. Lary.

Nous en rappellerons simplement les caractéristiques essentielles. Le « ventricule supplémentaire » est fait d'un tube de polyéthylène ou de tygon de 20 mm de diamètre, fermé à une de ses extrémités, et relié par l'autre extrémité à la canule artérielle. Sa capacité peut varier de 40 à 100 ml.

Ce « ventricule » est placé dans une cuve étanche en plexiglas remplie d'eau, et dans laquelle un piston crée alternativement une pression et une dépression. Le piston est solidaire d'un vilebrequin à rayon variable entraîné par un moteur électrique (1/6 de ch donnant une vitesse moyenne de 360 tr/mn) par l'intermédiaire d'un embrayage électromagnétique.

L'asservissement est réalisé par une « gachette électronique » recueillant l'électrocardiogramme et permettant de mobiliser le piston à chaque contraction cardiaque.

Le fonctionnement est donc le suivant :

Le moteur électrique tourne en continu. L'onde R de l'électrocardiogramme est recueillie par le dispositif électronique, qui émet alors, avec un retard réglable, une impulsion. Cette impulsion fait coller l'embrayage électromagnétique : le piston effectue alors un mouvement de va-et-vient. L'alimentation de l'embrayage est interrompue par une came d'arrêt, de telle sorte que chaque impulsion ne peut provoquer qu'une rotation.

Divers paramètres peuvent être modifiés :

- la course du piston, qui détermine le volume de sang aspiré et rejeté à chaque déplacement du piston;
- la vitesse de rotation du moteur qui détermine le temps d'éjection et d'aspiration;
- le délai de temporisation par rapport à l'électrocardiogramme;
- enfin, selon le calage du vilebrequin, le temps initial de la pompe peut être soit une compression, soit une aspiration.

Par rapport aux appareils utilisés par les divers auteurs, notre appareil comporte des caractéristiques particulières :

- commandes hydraulique et mécanique;

1/ Schéma de l'appareil.

— égalité des temps d'aspiration et de compression qui sont tous deux des temps actifs.

Ces caractéristiques conditionnent dans une certaine mesure les résultats expérimentaux obtenus.

B - Le protocole expérimental a été exposé en détail dans la thèse de J. P. Poirier. Il sera simplement rappelé.

Quarante chiens ont été utilisés. Après anesthésie général par pentothal intra-veineux et intubation trachéale, la canule de contre-pulsation est mise en place. Plusieurs montages ont été utilisés :

- la mise en place d'une canule de gros calibre dans l'aorte abdominale, au niveau de la trifurcation;
- la mise en place de petites canules courtes, métalliques au niveau de l'artère fémorale;
- l'introduction par l'artère fémorale ou iliaque d'un cathéter Bardic, poussé ensuite jusqu'au niveau de l'aorte abdominale.

Cette dernière technique semble préférable, car elle correspond aux possibilités exactes d'application en clinique humaine.

Les contrôles ont été les suivants :

- électrocardiogramme;
- mesure de la pression artérielle périphérique par dénudation d'une artère humérale. Nous avons pris soin de mesurer ces pressions en un point très éloigné de la canule de contre-pulsation, pour juger vraiment de l'effet périphérique;
- mesure de la pression ventriculaire gauche grâce à un cathéter introduit par la carotide;
- des contrôles d'hémolyse, des contrôles histologiques hépatiques et rénaux.

Une difficulté majeure réside dans le rythme cardiaque très rapide du chien. Nous avons, pour obtenir un rythme plus acceptable et compatible avec les caractéristiques de notre appareillage, utilisé plusieurs procédés :

- arrêt cardiaque temporaire par injection d'acétylcholine;

- ralentissement par injections de doses importantes de Lanatoside C;
- création d'un bloc auriculo-ventriculaire expérimental et entraînement par stimulateur électrique. Cette technique nous a permis d'étudier la contre-pulsation pour des rythmes cardiaques très variés. Cependant, nécessitant une thoracotomie et une intervention plus longue, cette méthode n'est pas idéale.

Plus récemment, nous avons utilisé une technique nouvelle de ralentissement cardiaque par un stimulateur à double impulsion. Un simple cathétérisme veineux permet d'introduire une sonde bipolaire dans le ventricule droit et de réduire de près de 50 % la fréquence cardiaque. L'allongement de la période diastolique ainsi obtenu est favorable à la réalisation de la contre-pulsation diastolique. Cependant, la stimulation par double impulsion, par un effet de potentialisation, augmente la force contractile du myocarde.

Ceci peut avoir un intérêt majeur dans les applications cliniques de la contre-pulsation, mais gêne l'évaluation expérimentale des effets myocardiques de la contre-pulsation.

C - Les résultats expérimentaux.

- a) Nous avons pu, en utilisant l'appareil décrit plus haut, modifier de façon sensible le tracé de pression artérielle.

Les courbes obtenues ont un aspect caractéristique et comportent deux sommets distincts : le premier correspondant à la systole, le second à la pulsation artificielle.

Les rapports chronologiques entre les deux dépendent essentiellement du délai de temporisation réalisé par l'appareil. Lorsque la temporisation est réduite au minimum, l'onde diastolique est précoce. Le sommet de l'onde systolique est dépité. Le sommet de l'onde diastolique est légèrement plus élevé. Lorsque au contraire la pulsation survient tard dans la diastole, le sommet systolique paraît intact.

Ces aspects morphologiques sont particulièrement nets lorsque le cœur est relativement lent. En cas de tachycardie, les deux accidents ont tendance

à se chevaucher. Nous avons cependant obtenu des tracés interprétables, présentant un aspect diphasique, pour des fréquences cardiaques voisines de 140 par minute.

- b) La tension artérielle moyenne reste inchangée, parfois augmentée, jamais diminuée;
- c) Les pressions ventriculaires gauches sont souvent modifiées lorsque la courbe artérielle périphérique présente les caractéristiques décrites ci-dessus. La pression systolique ventriculaire gauche est réduite d'un tiers ou de moitié, le plateau systolique est raccourci;
- d) Les pressions ventriculaires droites ne sont pas modifiées par la contre-pulsation;
- e) Action sur le débit coronaire: nous avons mesuré le débit coronaire par la technique directe. Nous avons pu constater une augmentation de 15 à 30 % du débit du sinus coronaire, lors de périodes brèves de contre-pulsation.

Discussion

La contre-pulsation diastolique, en tant que méthode d'assistance cardiaque, se propose d'agir selon deux modalités :

- la création d'une onde diastolique;
- la diminution du travail ventriculaire gauche.

Chacun de ces deux points mérite d'être examiné isolément.

A - L'onde de pression diastolique est pratiquement toujours obtenue, à condition que la fréquence cardiaque ne soit pas excessive. Lorsque la diastole est suffisamment longue, il est facile de créer dans cette période une onde de pression. Ceci est réalisable, même lorsqu'on utilise un appareil dont le temps d'aspiration est passif.

Cette onde diastolique doit survenir, dans la révolution cardiaque, après la fermeture des sigmoïdes. Sa durée optimale est fonction de la durée de la diastole. Elle peut théoriquement se prolonger jusqu'à la période télé-diastolique. Mais la durée de la diastole est extrêmement variable selon le rythme cardiaque. Estimée à 0,53 s pour une fréquence de 75, elle atteindrait 0,33 s lorsque le cœur bat à 100 par minute. On conçoit donc l'intérêt du système permettant l'ajustement de la durée de l'onde diastolique en fonction de la fréquence cardiaque.

Un autre problème a été soulevé par Callaghan, concernant la propagation de l'onde diastolique artificielle. Cet auteur considère que l'onde survient à un moment précis de la diastole, en un point déterminé du système vasculaire, mais que la chronologie exacte n'est pas la même sur toute l'étendue du système vasculaire. Ceci constitue un problème majeur; en effet, nous cherchons à créer une onde de pression diastolique au niveau de l'origine des coronaires. Dans les conditions habituelles de contrôle, et à plus forte raison au cours des applications cliniques, nous vérifions l'emplacement exact de cette onde de pression sur un tracé recueilli dans une artère périphérique.

Cependant, les tracés que nous avons pu recueillir

2/ Branchement de l'appareil.

3/ Action de la contre-pulsation diastolique sur la courbe de tension artérielle. Lorsque l'appareil fonctionne la courbe comporte deux sommets distincts. La pression systolique est abaissée; le sommet diastolique (D) correspond à l'onde de contre-pulsation.

simultanément dans l'origine de l'aorte et dans l'artère humérale ne nous ont pas montré, avec la technique que nous utilisons, de déphasage des deux ondes. Il est possible que, dans des conditions expérimentales différentes, ce déphasage puisse être plus net. On connaît assez bien la propagation normale des ondes de pression dans le système vasculaire (3 à 14 m par seconde selon Wiggers). Mais aucune étude n'a été pour l'instant à la propagation rétrograde d'ondes artificielles.

B - La diminution du travail ventriculaire gauche est le deuxième but de la contre-pulsation diastolique.

Selon Wiggers, l'énergie mécanique du cœur est utilisée pour éjecter une certaine quantité de sang dans l'aorte, contre une certaine résistance, et à imprimer une énergie anétique au sang.

L'expression mathématique en est la suivante :

$$W = QR \frac{mV^2}{2}$$

Q : volume de l'éjection systolique;

R : résistance (assimilée à la pression artérielle moyenne);

m : masse de sang éjectée;

V : vitesse moyenne.

Dans les conditions basales :

Q : 60 ml;

R : 100 mm Hg;

V : 500 mm/s, pour une fréquence cardiaque de 72/mn;

W : 6 kgm/mn.

On peut admettre que si R est réduit de moitié pendant la systole, les autres facteurs demeurant constants, le travail du cœur peut être réduit de moitié.

Cependant, pour que cette réduction du travail cardiaque soit réelle, il convient que la diminution de la résistance à l'éjection ventriculaire survienne en un point précis de la révolution cardiaque, pendant la phase de contraction isométrique du ventricule.

Or, cette période est très brève, puisque Wiggers l'évalue à 0,05 s. Elle est contemporaine de la fin du complexe rapide de l'électrocardiogramme. Elle n'est pratiquement pas affectée par les variations du rythme cardiaque.

Selon Callaghan, la chronologie du temps aspiratif doit être soigneusement précisée, une variation de l'ordre de 50 ms réduisant de façon majeure son efficacité.

Ces quelques réflexions nous permettent de situer le problème actuel de la contre-pulsation diastolique.

Le principe même de la contre-pulsation est séduisant et un grand nombre d'applications expérimentales en démontrent la validité.

Cependant des problèmes plus complexes apparaissent dans le détail.

S'il est relativement facile de créer une onde

- 4/ Modification du délai de temporisation. Lorsqu'on réduit progressivement le déphasage de la pulsation diastolique par rapport à la systole normale du cœur, l'onde diastolique s'intègre peu à peu dans le versant descendant de l'onde systolique. De plus, on note l'apparition d'une dépression précédant l'ondée systolique (d). Ceci s'explique par le fait que le temps initial d'aspiration de la pompe précède le début de la systole cardiaque.

- 5/ Le tracé du bas représente l'enregistrement de la pression artérielle périphérique. Le tracé du centre représente une courbe de pression enregistrée en retirant le cathéter du ventricule gauche dans l'aorte sus-sigmoïdienne. On peut constater qu'il n'existe pas de déphasage important entre l'onde diastolique périphérique et l'onde diastolique aortique.

diastolique, d'amplitude et de chronologie convenables, il apparaît beaucoup plus difficile d'abaisser de façon constante et régulière les pressions ventriculaires gauches. Sur les courbes que nous avons pu enregistrer, nous avons pu constater que

l'obtention d'un tracé artériel comportant un effet diastolique majeur ne correspondait pas toujours à un abaissement notable des pressions ventriculaires gauches. En d'autres termes, dans nos conditions expérimentales, les deux phénomènes ne

nous paraissent pas absolument liés. Or, dans notre appareil, les deux temps d'aspiration et d'expulsion sont égaux, et seule varie la chronologie par rapport à la révolution cardiaque. Il nous apparaît essentiel que le temps aspiratif soit très exactement synchronisé sur la phase de contraction isométrique ventriculaire. Sa durée optimale reste encore à préciser; elle n'est pas *a priori* identique à la durée optimale de la pulsation diastolique. Il nous paraît souhaitable de disposer d'un appareil permettant le réglage indépendant des deux temps de la contre-pulsation.

Dans de telles conditions, le contrôle artificiel, du rythme cardiaque apparaît sinon indispensable, du moins hautement souhaitable.

Ces quelques considérations définissent l'orientation de nos recherches actuelles dans le domaine de la contre-pulsation, déjà amplement justifiées par des résultats expérimentaux encourageants.

Bibliographie

- BIRTWELL (W.C.), SCROFF (H.S.), WALL (E.), BISBERG (A.), LEVINE (H.J.) et DETERLING (R.A.). — Assisted circulation. I: An improved method for counterpulsation. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, G.E. Schreiner, editor, 8 (1962), 35.
- BRAUNWALD (E.), SARNOFF (S.S.), CASO (R.B.), STAINSBY (W.N.) et WELCH (G.E.). — Hemodynamics determinants of coronary flow effect of changes in aortic pressure and cardiac output in the relationship between myocardial oxygen consumption and coronary flow. *Amer. J. Physiol.*, 192 (1958), 157.
- CLAUSS (R.H.), BIRTWELL (W.C.), ALBERTAL (G.), LUNZER (S.), TAYLOR (A.J.), FOSBERG (A.M.) et HARKEN (D.). — Assisted circulation. I: The arterial counterpulsation. *J. Thor. Cardiovasc. Surg.*, 41 (1961), 447.
- COURBIER (R.) et TORRESANI (J.). — L'arrêt circulatoire. Masson éd., Paris, (1964).
- CALLAGHAN (P.B.), CHESNUT (M.G.) et WATKINS (D.H.). — A computer-automated servo mechanism for assisted circulation. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Org.*, XI (1965), 36.
- CRONIN (R.) et CALATAYUD (J.). — Hemodynamic effects of synchronous arterial pumping after experimental myocardial infarction. *Amer. J. Cardiol.*, 11, 8, 768-773.
- DENNIS (C.), MORENO (J.R.), HALL (M.P.), CROES (C.), ROSS (S.M.), WESOŁOWSKI (S.A.) et SENNING (A.). — Studies on external counterpulsation as a potential measure for acute left heart failure. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, G.E. Schreiner, editor, 9 (1963), 186.
- GALETTI (P.). — Physiologic principles of partial extracorporeal circulation for mechanical assistance to the failing heart. *Amer. J. Cardiol.*, (1961), 227.
- HARKEN (D.). — Communication personnelle.
- JACOBNEY (J.), TAYLOR (W.), SMITH (G.), GORLIN (R.) et HARKEN (D.). — A new therapeutic approach to acute coronary occlusion. I: Production of standardised coronary occlusion with microspheres. *Amer. J. Cardiol.*, 9 (1962).
- JACOBNEY (J.), TAYLOR (W.), SMITH (G.), GORLIN (R.) et HARKEN (D.). — A new therapeutic of acute coronary occlusion. II: Opening dormant coronary collateral by counterpulsation. *Amer. J. Cardiol.*, 11 (1963), 218.
- JOUBE (A.), HENRY (E.), DEVIN (R.), TORRESANI (J.) et JOBIN (A.). — Assistance cardiaque par contre-pulsation diastolique. Etude expérimentale. Applications cliniques. Congrès de la Société Italienne de Cardiologie, Rome (mai 1964).
- KOLFF (W.J.). — An integrated progress for treatment of patients in desperate heart failure. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, G.E. Schreiner, editor, 7 (1961), 343.
- KUHN (L.). — Extracorporeal circulatory support in cardiac disease. *Amer. J. Cardiol.*, 10 (1962), 149.
- LEFEMINE (A.), LOW (H.), COHEN (M.) et HARKEN (D.). — Assisted circulation. II: The effect of heart rate on synchronised arterial counterpulsation. *Amer. Heart. J.*, 64 (1962), 119.
- LEFEMINE (A.), LOW (H.), COHEN (M.), LUNZER (S.) et HARKEN (D.). — Assisted circulation. III: The effect of synchronized counterpulsation on myocardial oxygen consumption and coronary flow. *Amer. Heart. J.*, 64 (1962), 189.
- MURPHY (W.P.). — The cardiac programmer to trigger an arterial pump. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, G.E. Schreiner, editor, 7 (1961), 361.
- POIRIER (J.P.). — Assistance cardiaque par la méthode de la contre-pulsation artérielle. Thèse (1964), Marseille.
- SCHENK (W.), DELIN (A.), CAMP (F.), McDONALD (K.), POLLOCK (L.), GAGE (A.) et CHARDACK (W.). — Assisted circulation. An experimental evolution of counterpulsation. *Arch. Surg.*, 88 (1964), 321.
- SALISBUSRY (P.), CROSS (C.), RIEBEN (A.) et LEWIN (R.). — Comparison of two types of mechanical assistance in experimental heart failure. *Circul. Res.*, 8 (1960), 431.
- SARNOFF (S.J.), BRAUNWALD (E.), WELCH (G.H.), CASE (R.B.), STAINSBY (W.N.) et MACRURY (R.). — Hemodynamics determinants of oxygens consumption of the heart with special reference to the tension-time index. *Amer. J. Physiol.*, 192 (1958), 148.
- TORRESANI (J.), DEVIN (R.), JOBIN (A.), JUHAN (C.), OHRESER (P.), HENRY (E.) et JOUBE (A.). — Assistance cardiaque par contre-pulsation diastolique. Applications cliniques. (Société Médicale des Hôpitaux de Marseille, 28 avril 1964). *Marseille Méd.*, 101 (1964), 471.
- TORRESANI (J.), JOBIN (A.), POIRIER (J.P.) et JOUBE (A.). — Contre-pulsation diastolique. IV^e Réunion Rhodanienne des Cardiologues, Lausanne, (6 juin 1964).
- TORRESANI (J.), JOBIN (A.), DEVIN (R.), HENRY (E.) et JOUBE (A.). (collaboration technique: BENOIST (G.) et LARY (J.P.). — Assistance cardiaque par la méthode de la contre-pulsation. I: Premiers résultats expérimentaux. Société Française de Cardiologie, (15 décembre 1963). *Arch. Mal. Cœur et Vais.*, 57, n° 1 (1964), 108-109.
- WATKINS (D.H.), DUCHESNE (E.R.) et POLLOCK (B.E.). — Coordinated post-systolic myocardial augmentation with systolic neutralisation development and clinical applications to the failing heart. *J. Thor. Cardiovasc. Surg.*, 43 (1962), 1.
- WILMAN (W.L.), COOPER (T.), RIBERI (A.) et HANLON (C.T.). — Cardiac assistance by diastolic augmentation: hemodynamic evaluation in doge with complete heart block. *Trans. Amer. Soc. Art. Int. Organs.*, G.E. Schreiner, editor, 7 (1961), 198.

Discussion

Président : M. le Docteur HERTZOG

M. GOURGON prend la parole en ces mots :

« En remerciant M. TORRESANI de son exposé et en lui rappelant que la visite que nous lui avons faite dans son laboratoire fut pour nous très instructive, nous voudrions cependant lui dire que nous ne partageons pas totalement son opinion concernant les conditions de réalisation d'une contre-pulsion artérielle efficace. En effet, il faudrait :

« — soit réaliser une aspiration d'une très grande vitesse (référence à l'exposé précédent du Dr MORER);

« — soit réaliser des débits extra-corporels très élevés (référence aux courbes pression-volume du réseau artériel, même en tenant compte des conditions relativement plus favorables existantes dans une artère sénile) permettant une saignée artérielle suffisante à obtenir des diminutions nettes de la pression artérielle télé-diastolique (référence à notre propre expérimentation).

« Ces conditions nous paraissent difficilement réalisables avec une canulation périphérique se limitant à l'artère fémorale superficielle telle qu'elle est préconisée par Callaghan en fonction de son expérience clinique et des dangers d'une canulation poussée plus haut. En effet, dans ce cas, il faut tenir compte de la survenue d'un collapsus artériel en amont de la canule, au moment de l'aspiration extra-corporelle.

« Il est possible qu'une stimulation cardiaque synchrone imposant des fréquences hémodynamiques plus basses, qu'une meilleure souplesse d'utilisation des pompes extra-corporelles réalisant une réinjection proto-diastolique et une aspiration freinée, relativement prolongée, permettent d'améliorer l'efficacité de la contre-pulsion, mais cela ne nous paraît pas devoir être obligatoirement suffisant. »

M. DEVIN précise que les courbes qui ont été projetées furent obtenues grâce à des cathéters « Bardic », glissés dans la fémorale du chien et remontés au niveau de l'aorte abdominale.

D'autre part, la question d'appareillage intervient sûrement. En effet, il n'a jamais été observé, avec des cathéters « Bardic », de phénomènes d'aspiration ou de collage de la paroi artérielle.

M. GOURGON ajoute que l'équipe dont il fait partie n'a jamais rencontré de difficultés d'aspiration avec une canule poussée au niveau des rénales. Mais, même avec des aspirations peu puissantes, on est frappé, sur des angiographies, par le rétrécissement de l'aorte. Peut-être que l'appareillage utilisé par le Professeur DEVIN permet de travailler avec une canulation périphérique poussée jusque dans l'aorte terminale.

Mais, puisque Callaghan dit qu'il n'ose pas canuler plus haut que la fémorale et que le seul cas de décès qu'il ait enregistré s'est produit au cours d'une tentative de canulation plus haut poussée, M. GOURGON se demande si l'on pourra facilement continuer.

M. TORRESANI dit qu'il y a, avant tout, une question d'appareillage. Tous les appareillages de Harken sont à commande pneumatique alors que seul Callaghan utilise un appareillage hydraulique et mécanique.

Sur une question, soulevée par M. GOURGON, relative à l'onde pulsatile, M. MORER signale que la perte d'élasticité de l'aorte chez l'homme va peut-être rendre un grand service, et fait projeter une figure.

En haut de la figure est représenté le tronc aorto-fémoral sous la forme de chambre de compression.

Les courbes au-dessous représentent les courbes volume/pression d'un segment d'aorte de même longueur (10 cm), mais d'âges différents : 24 ans, 47 ans et 73 ans. Pour une aorte d'un sujet de 24 ans, on a un volume de départ qui est petit parce que le diamètre est petit et parce que l'aorte a une bonne élasticité. Pour une aorte d'un sujet de 47 ans, le volume interne de départ est plus grand puisque les aortes se dilatent avec l'âge. Pour l'aorte d'un sujet de 73 ans, on a un volume de départ encore beaucoup plus grand.

Supposons maintenant le cas de ces trois aortes prises avec une pression moyenne de 75 mm de Hg, pression

1/ Cette figure schématise les relations entre l'extensibilité de l'aorte et les pressions internes. L'addition ou la soustraction d'un même volume de liquide ($\pm 10 \text{ cm}^3$) provoque des modifications de pression tout à fait différentes selon l'âge.

moyenne à peu près physiologique. Si l'on soustrait 10 cm^3 de sang chez le sujet de 24 ans, sa pression va chuter de 20 mm de Hg environ, chez le sujet de 47 ans, sa pression va chuter à 50 mm de Hg, et pour un sujet de 73 ans, cela va faire tomber sa pression à zéro pratiquement. Donc, chez une personne âgée, il faudra soustraire une quantité de sang bien inférieure à celle que l'on devra soustraire chez un sujet jeune pour produire la même chute de pression.

C'est là un phénomène très important dans le problème de contre-pulsion dont on doit tenir compte.

M. BANAL a été passionné par tous ces exposés et regrette que les hydrauliciens n'aient pas pris part davantage aux discussions. Cela doit venir du fait qu'au départ le problème de contre-pulsion leur paraissait évident hydrauliquement et mécaniquement et que les explications données par les exposés ont montré que les choses n'étaient pas aussi simples. Trop de précipitation dans les commentaires sur cette question risquait de les pousser à des extrapolations hasardeuses.

Mais les hydrauliciens vont continuer à réfléchir à ces questions, essayer d'assimiler ce qu'ils ont entendu, et, ainsi, en tirer profit en vue d'être utiles aux médecins, puisque c'est un des buts de cette réunion.

M. le Président remercie les conférenciers et lève la séance.

Passage en fibrillation ventriculaire au début d'une hypothermie chez un malade atteint d'insuffisance aortique. Les deux enregistrements électrocardiographiques D₁ et D₂ font nettement apparaître la très courte phase de flutter qui précède la fibrillation. L'apparition de cette fibrillation s'accompagne de l'arrêt de l'activité systolique facilement observé sur l'enregistrement de tension artérielle ainsi que d'une augmentation de pression veineuse visible sur l'enregistrement supérieur.

(Enregistrement obtenu au Centre de Chirurgie cardio-vasculaire « Paul SANTY », à Lyon, sur appareil Hellige.)