PROBLÈMES POSÉS PAR L'ASSISTANCE PAR CONTRE-PULSATION ET PAR CŒUR IMPLANTABLE LEUR ÉTUDE EXPÉRIMENTALE AU MOYEN DE MODÈLES HÉMODYNAMIQUES

PAR P. MARION
L. VADOT ET J.-F. ESTANOVE *

Qu'il me soit permis de féliciter M. le Président et MM. les membres du Bureau de la S.H.F. de leur initiative de réunir ingénieurs et médecins pour discuter de problèmes hémodynamiques.

La présence autour d'une même table du Président des hydrotechniciens français, du Président de la Société de chirurgie thoracique, et d'un Professeur de physiologie de la Faculté de Paris, est une preuve de l'intérêt qu'a suscité cette initiative tant chez les médecins que chez les ingénieurs qui ont répondu nombreux à votre appel.

Dix ans de collaboration avec mon ami Louis Vadot m'autorisent, je crois, à témoigner des immenses services que peut rendre à un chirurgien, un spécialiste de la mécanique des fluides intégré dans une équipe de chirurgie cardio-vasculaire.

Certes, l'idée n'est pas neuve d'une collaboration entre ingénieurs et médecins. Mais, en pratique, les difficultés apparaissent pour trouver le terrain de rencontre.

Les réunions comme celle-ci sont évidemment indispensables, mais elles sont le fruit d'un travail en commun qui suppose des prises de contact préalables. Où travailler?

Personnellement, je vois cette collaboration :

— soit dans nos laboratoires de physiologie ou de chirurgie expérimentale, afin que l'ingénieur s'adapte aux techniques biologiques et à l'observation suivant les règles de Claude Bernard;

— soit, en salle d'opération, conçue suivant les idées de Leriche, comme un véritable laboratoire où, dans le respect de la sécurité du malade endormi, les moyens d'information sont mis au service d'une recherche particulière.

Ainsi, Messieurs, familiarisés à nos problèmes, adaptés à nos techniques opératoires, vous pourrez ensuite, dans le calme de vos laboratoires, trouver les solutions aux problèmes que chirurgiens et médecins vous auront soumis.

Avant de laisser la parole à Louis Vadot, je voudrais évoquer les deux orientations des recherches entreprises dans le but de réaliser le cœur artificiel implantable.

1. L'assistance d'un cœur défaillant pendant quelques heures ou quelques jours se pose souvent après des opérations intra-cardiaques complexes pratiquées chez des patients dont le myocarde est insuffisant. Elle se pose également après des infarctus cardiaques gravissimes qui entraînent la mort en quelques heures ou quelques jours.

Chez de tels malades ou opérés, on est en droit d'imaginer qu'une pompe auxiliaire pourrait utilement aider le cœur et les sauver.

2. Lorsque les difficultés technologiques d'assistance cardiaque seront résolues, il est logique de penser que le cœur pourrait être remplacé par une petite machine implantée dans le thorax, alimentée par une source d'énergie autonome externe ou interne miniaturisée.

En réalité, sous l'angle hémodynamique, le cœur auxiliaire d'appoint pose des problèmes plus difficiles à résoudre que le remplacement total de cet organe.

Ainsi, si l'on veut suivre le programme logique des applications humaines :

1° assistance cardiaque,

2° remplacement,

force est donc de s'attaquer à la partie hémodynamique la plus difficile.

* Centre de Chirurgie cardio-vasculaire Paul-Santy (Lyon).

Article published by SHF and available at http://www.shf-lhb.org or http://dx.doi.org/10.1051/lhb/1966007

C'est pourquoi avec L. Vadot et J.-F. Estanove, nous pensons que des études préalables sur la mécanique du sang dans l'aorte et les gros troncs sont indispensables, et que des progrès dans cette connaissance peuvent être apportés par les modèles hémodynamiques.

Pour terminer je voudrais rappeler que ce problème du cœur artificiel implantable est de plus en plus étudié par de nombreuses équipes. Par exemple, le Congrès annuel des A.S.A.I.O. (Société Américaine des Organes Artificiels) a consacré en 1965 plus de la moitié de son programme au cœur artificiel implantable. Aux U.S.A., les services du Ministère de la Santé viennent d'établir et de financer un plan national de recherche, échelonné sur plusieurs années. Les industries américaines sont invitées à collaborer avec les laboratoires médicaux, comme elles l'ont été pour l'astronautique.

Les multiples travaux sur ce sujet dont certains atteignent les limites de la science fiction, témoignent d'un labeur acharné et d'une foi inébranlable dans cette réussite. Je souhaite que les communications que nous allons entendre soient la source d'une émulation parmi les spécialistes français de la mécanique des fluides.

***

Parmi les solutions qui se présentent pour assister un cœur défaillant, nous avons été amenés à faire un choix. Il s'agissait pour nous de répondre à deux besoins :

1° L'assistance cardiaque dont l'indication se pose en dehors de toute intervention;

2° L'assistance cardiaque liée à une intervention intrathoracique.

Ce dernier problème peut revêtir lui-même des aspects d'importance différente allant de l'assistance temporaire d'un seul ventricule, à l'assistance des deux ventricules et même au remplacement total de l'organe par un appareil mécanique. Le but étant défini, restait à fixer les solutions pour l'atteindre.

En ce qui concerne l'assistance en dehors d'une intervention, notre choix s'est arrêté sur la contrepulsation artérielle. En ce qui concerne l'assistance à thorax ouvert, c'est le cœur implantable du type Kolff, Liotta, Hall, de Bakey, qui a retenu notre attention.

Une raison particulière nous a orientés vers ce double choix. C'est une certaine similitude de nature des problèmes et une identité de réalisation de certains des appareils nécessaires. Cette similitude apparaît si on regarde le problème, non pas sous l'angle clinique, mais sous l'angle de son étude physiologique, mécanique et technologique.

Les principes des deux procédés d'assistance envisagés sont relativement simples.

Le cœur implantable intrathoracique est constitué par un ventricule en matière plastique avec valves d'entrée et de sortie, reliées, l'une à l'oreillette gauche (pour l'assistance du cœur gauche) et l'autre en un point de l'aorte. Ce ventricule en plastique étant animé de contractions rythmiques, travaillera en parallèle avec le ventricule gauche naturel. En réglant le volume systolique du ventricule artificiel, on réglera la fraction du débit sanguin total qui passera par le cœur implantable, et par conséquent l'énergie qui sera demandée au cœur naturel. Il est ainsi facile de passer progressivement d'une assistance complète à une assistance partielle ou nulle, au fur et à mesure que le cœur initialement insuffisant aura repris de la tonicité.

Les contractions du ventricule artificiel en plastique s'obtiennent de la manière suivante : le ventricule en plastique est fixé à l'intérieur d'une boîte rigide elle-même en communication par un tube avec un pulseur situé à l'extérieur du thorax. Au moyen du pulseur, et du tube, on crée des pulsations de pression dans l'espace compris entre la boîte rigide et le ventricule de plastique. Celui-ci se comprime lorsque le pulseur envoie du fluide dans l'espace compris entre ventricule et paroi rigide. Il se dilate au contraire lorsque le pulseur aspire le fluide. De cette manière, on réalise une pompe intrathoracique en communication avec l'extérieur par un tube qui traverse la paroi thoracique à la manière d'un drain.

L'emploi de ce dispositif pose des problèmes hémodynamique de synchronisation et d'adaptation de l'onde systolique artificielle avec l'onde systolique naturelle. En particulier, deux modes de fonctionnement très différents peuvent être envisagés :

1° les deux systoles peuvent être synchrones et en phase (le synchronisme étant assuré au moyen d'un dispositif électronique captant l'onde R de l'E.C.G.); on réalise alors une assistance de débit;

2° les deux systoles, tout en ayant la même fréquence, sont en opposition de phase, à la manière du procédé de contrepulsation dont on va parler, et on réalise alors une assistance de pression.

Toutes sortes de déphasages intermédiaires peuvent d'ailleurs être envisagés.

Lorsqu'on sait que le cœur naturel est sujet à d'importantes variations de fréquence, voire à des périodes d'arythmie, on imagine que le couplage des deux cœurs soit assez délicat.

Le procédé de la contre-pulsation s'appuie sur un principe différent. Imaginons qu'en un point quelconque de l'aorte soit implantée une capacité élastique en communication libre avec l'intérieur de l'aorte, à la manière d'une poire en caoutchouc qui serait rythmiquement comprimée et dilatée, à la même fréquence que le cœur. Supposons que l'on effectue la dilatation de la capacité élastique au moment de l'éjection systolique du cœur à assister et la compression pendant la diastole lorsque les valves aortiques sont fermées. On aura d'une part réduit la pression d'éjection demandée au ventricule, mais par contre, on peut augmenter la pression aortique moyenne en superposant à l'onde artérielle normale une deuxième onde située dans la dépression diastolique. Par ce procédé, on aura en quelque sorte séparé les deux éléments constitutifs de l'énergie. Le débit restera fourni par le cœur, la pression sera fournie par la capacité élastique.

Du point de vue technologique, un dispositif analogue à celui du cœur implantable peut être utilisé avec pulseur et synchronisateur électronique à partir de l'onde R de l'E.C.G.

Deux points toutefois différencient ce procédé de celui du cœur implantable. Tout d'abord, il est nécessaire que le cœur conserve une certaine activité puisque la fonction de transfert de sang lui

est toujours confiée. D'autre part, le dispositif relié au réseau aortique sera beaucoup plus simple; il ne comporte pas de valves ni aucune capacité implantable, celle-ci pouvant rester à l'extérieur du corps. Seule, une canule placée en un point convenable du réseau aortique assurera la liaison entre système vasculaire et système artificiel.

Au premier abord, ce procédé paraît simple et séduisant; son étude montre qu'il pose des problèmes très complexes.

Le rapide exposé qui vient d'être fait laisse entrevoir les liens existant entre les deux procédés. Quant aux problèmes qu'ils posent, disons qu'ils sont de trois sortes :

1° chirurgicaux (point d'implantation, suture, etc.);

2° technologiques (pulseurs, synchronisateur);

3° hémodynamiques.

Ce sont uniquement ces derniers que nous examinerons ici. Les questions à considérer sont les suivantes :

— propagation des ondes de débit et de pression dans un système vasculaire complexe;
— combinaison de deux systèmes d'ondes périodiques;
— comportement du myocarde en présence d'un système présentant un régime périodique de pression en cours d'évolution.

La tradition physiologique conduit à effectuer d'emblée des expériences et des mesures sur l'animal. Cette méthode nous a paru inadaptée à la complexité du problème, étant donné d'une part la difficulté qu'il y a à maintenir constants les principaux paramètres (en particulier rythme, résistance et tonicité vasculaire), d'autre part la difficulté qu'il y a à faire varier à volonté un paramètre déterminé. En outre, le chien, animal classique de laboratoire, présente un rythme cardiaque rapide compliquant la réalisation des appareils.

Nous avons préféré aborder le problème par l'expérience sur modèles. Dans ce but, deux modèles ont été réalisés. Le premier est un modèle partiel d'aorte ou de réseau artériel. Le deuxième un modèle complet de contre-pulsation.

Combinaison ventricule-aorte

De nombreuses raisons nous amènent à penser que le fonctionnement du ventricule et de ses valves ne peut être envisagé isolément, mais par contre, il convient de considérer l'ensemble ventricule et réseau artériel comme formant un tout. En particulier l'aorte qui est un système élastique doit être considérée comme un résonateur placé à la sortie d'un émetteur de pulsations périodiques. Suivant la valeur de la fréquence propre de l'aorte par rapport à la fréquence cardiaque, le système sera en résonance ou non, ce qui aura pour effet de modifier l'énergie demandée au cœur.

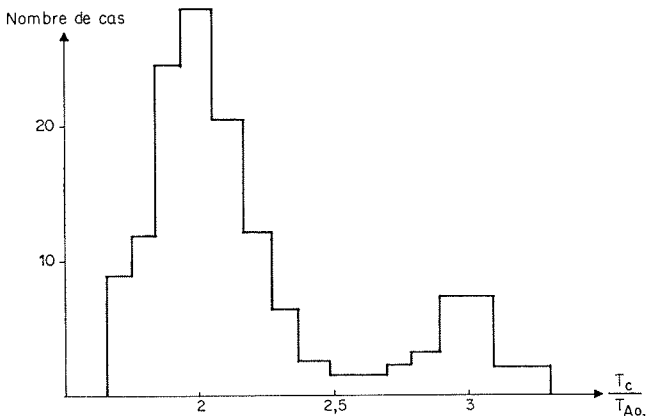
Très schématiquement, on peut considérer l'aorte comme un tube élastique d'une certaine longueur terminée par une résistance importante par rapport à la perte de charge linéaire. Une onde émise à une extrémité de ce tube se propage avec une certaine vitesse, se réfléchit à l'extrémité du tube et revient à son point de départ, après un certain temps dit temps d'aller-retour de l'onde.

Si l'hypothèse que nous venons de formuler de l'existence d'une résonance entre ventricule et aorte est exacte, il doit exister un rapport constant entre période cardiaque et temps d'aller-retour d'onde, ou période de l'aorte. Or, ceci paraît se vérifier par l'expérience, ainsi que le montrent les résultats des mesures effectuées par Millahn de l'Université de Rostock sur des jeunes gens de 14 à 19 ans. La période aortique était mesurée par enregistrement du pouls en deux points : carotide et fémorale, puis comparée à la période cardiaque. Les résultats de 146 examens montrent que, dans la majorité des cas, la période cardiaque est double de la durée d'aller-retour d'onde, ce qui, compte tenu du rapport systole/diastole, montre que la fermeture des valves aortiques en fin de systole a lieu au moment du retour de l'onde de pression après réflexion à la périphérie. Ce mode de fonctionnement paraît être énergétiquement le plus avantageux; c'est d'ailleurs dans cette catégorie de sujets que se situent les sujets sportifs.

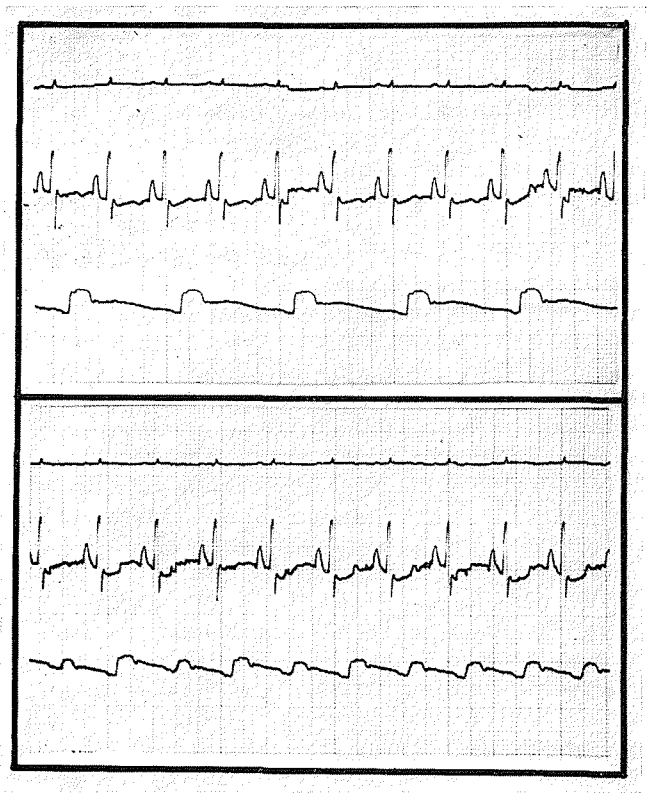
Un certain nombre de sujets ont une période cardiaque triple de la période aortique, c'est-à-dire que l'aorte vibre en harmonique 3 par rapport au cœur. Cette disposition moins fréquente est d'ailleurs moins favorable.

Un autre exemple de la mise en résonance du système cœur-aorte est donné par les variations brusques de rythme hémodynamique que l'on observe parfois sans modification apparente de l'E.C.G. On peut ainsi passer brusquement d'un régime à une onde de pression par onde électrique cardiaque à un régime comportant une onde de pression pour deux ondes électriques cardiaques et vice versa. Il y a en quelque sorte accrochage sur l'harmonique 1 ou sur l'harmonique 2. Ce phénomène est assez fréquent sur le chien, il s'observe également chez l'homme. Le mécanisme classique du pouls alternant peut également s'expliquer par une mise en résonance sur une harmonique paire.

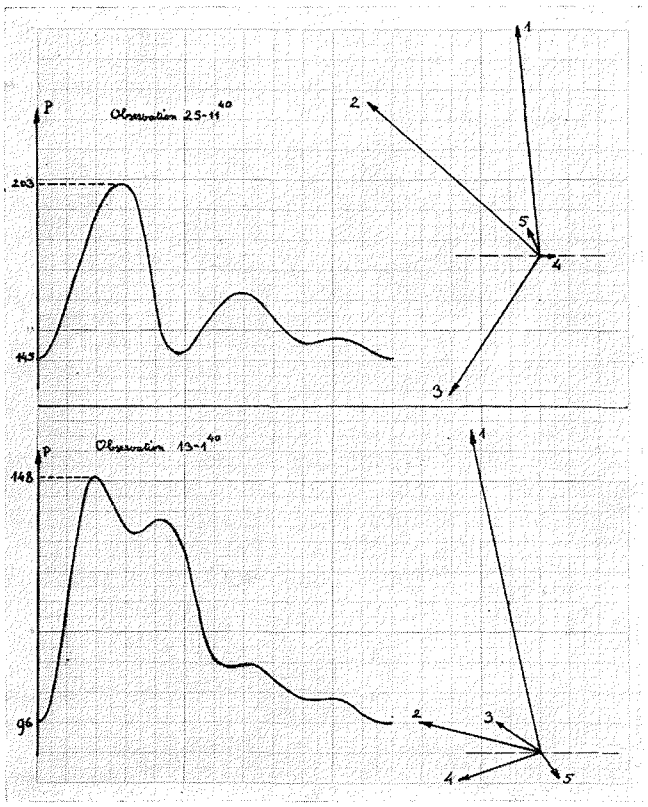
En fait, la réalité physiologique est beaucoup plus complexe que le schéma simple du tube avec résistance terminale. En effet, pour un même sujet, la vitesse de propagation d'onde n'est pas constante, mais varie le long de l'aorte du simple au



1/ Répartition du rapport de la période cardiaque à la période de l'aorte pour 146 sujets de 14 à 19 ans, d'après Millahn.



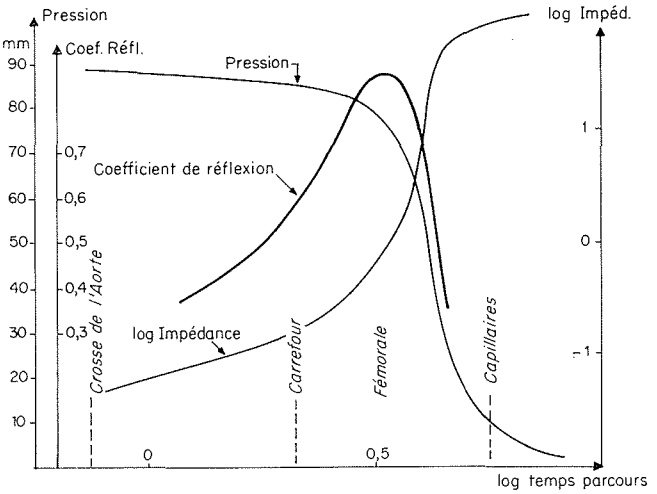
2/ Modification du rythme hémodynamique pour un même rythme électrique chez le chien.



4/ Analyse harmonique de deux types d'ondes artérielle.

double environ. Un amortissement important et non uniformément réparti intervient. Enfin, le coefficient de réflexion n'est pas localisé en un point, mais réparti avec toutefois un maximum très net au niveau des artères fémorales; de nombreuses réflexions secondaires interviennent enfin au niveau des bifurcations.

Avant d'aborder la réalisation d'un modèle d'aorte, il était nécessaire de bien connaître le type d'onde à reproduire. Or, la forme des ondes de pression artérielle varie d'un sujet à l'autre suivant l'évolution de ses caractéristiques vasculaires. Nous nous sommes alors livré à une analyse harmonique d'un grand nombre d'enregistrements de pression intra-aortique ou intra-artérielle. Il n'entre pas dans notre sujet de décrire les différents types d'ondes rencontrées, ni leur rapport avec les états pathologiques. Disons qu'il suffit en général de considérer les cinq premiers termes d'une décomposition en série de Fourier, pour avoir une bonne représentation du phénomène. Une onde systolique sera alors figurée par un ensemble de cinq vecteurs dont les



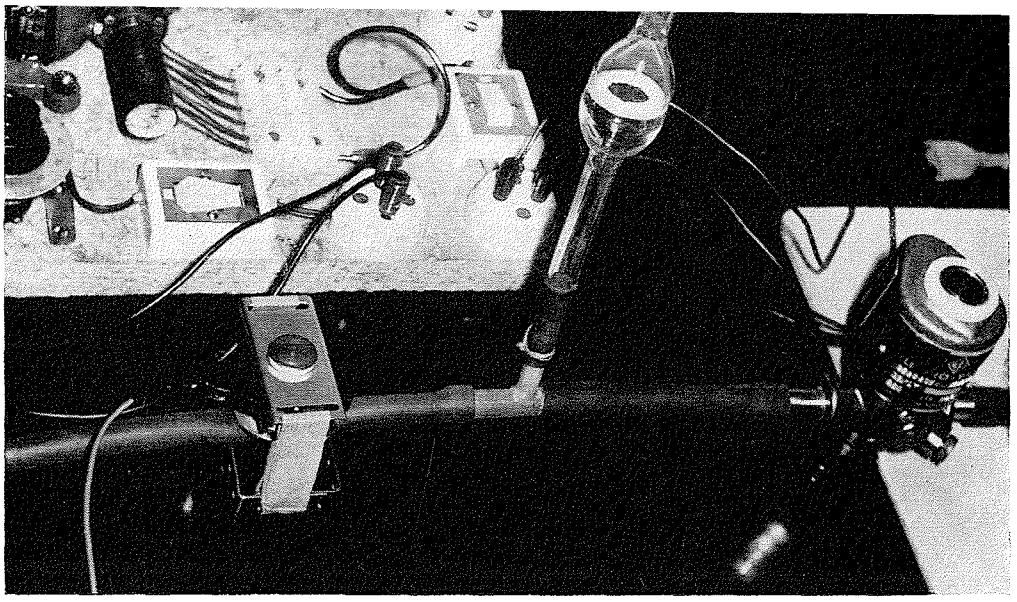
3/ Evolution, le long de l'aorte, des pressions, de l'impédance et du coefficient de réflexion.

modules et les angles de phases constituent les éléments caractéristiques. Notons en passant que l'onde présentant une harmonique 3 très accentuée se rencontre fréquemment dans le cas d'insuffisance cardiaque; elle paraît marquer une inadaptation de la résistance périphérique à la force de contraction ventriculaire.

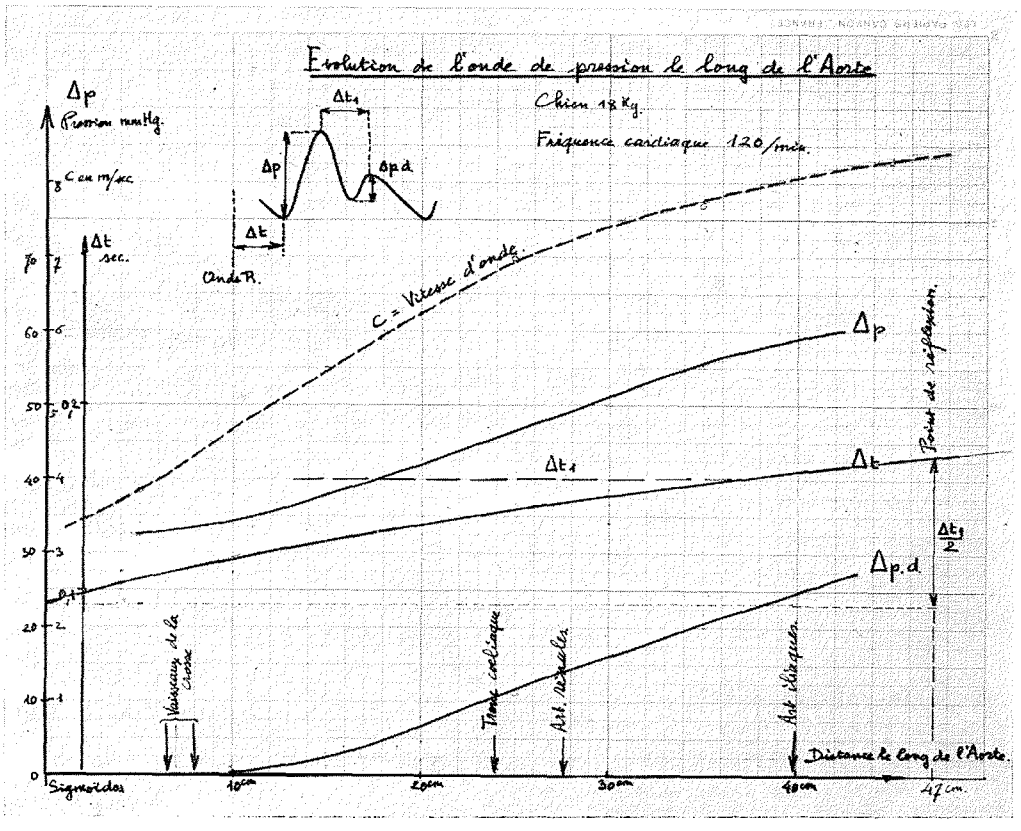
L'onde systolique enfin, évolue le long de l'aorte de façon significative. La différentielle (différence entre le sommet systolique et le creux diastolique) augmente quand on avance de la crosse vers les fémorales. En outre, l'accident appelé onde dicrote, change de forme et se creuse. Il existe également différents types d'évolution qui sont assez bien caractérisés par l'évolution des modules des harmoniques et des angles de phase.

Modèle d'aorte

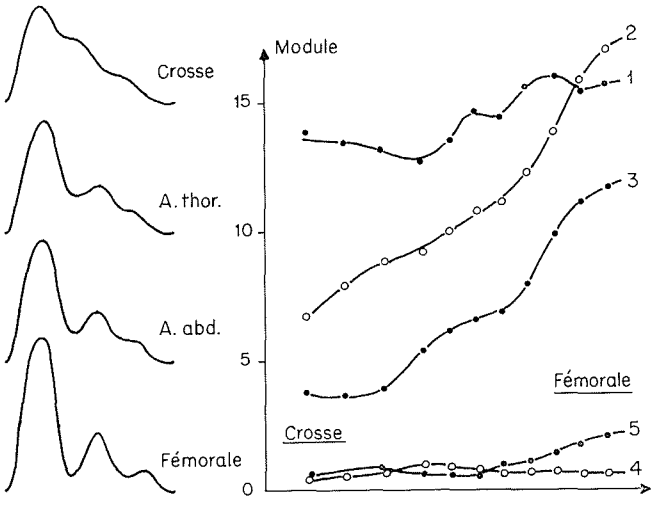
Le but de ce modèle est, d'une part de compléter l'analyse déjà amorcée des ondes artérielles, d'autre part de déterminer les caractéristiques du modèle



5/ Modèle d'aorte : électrovanne, windkessel, programmateur.



6/ Evolution, le long de l'aorte, des caractéristiques de l'onde de pression, ainsi que de la vitesse de propagation d'onde.

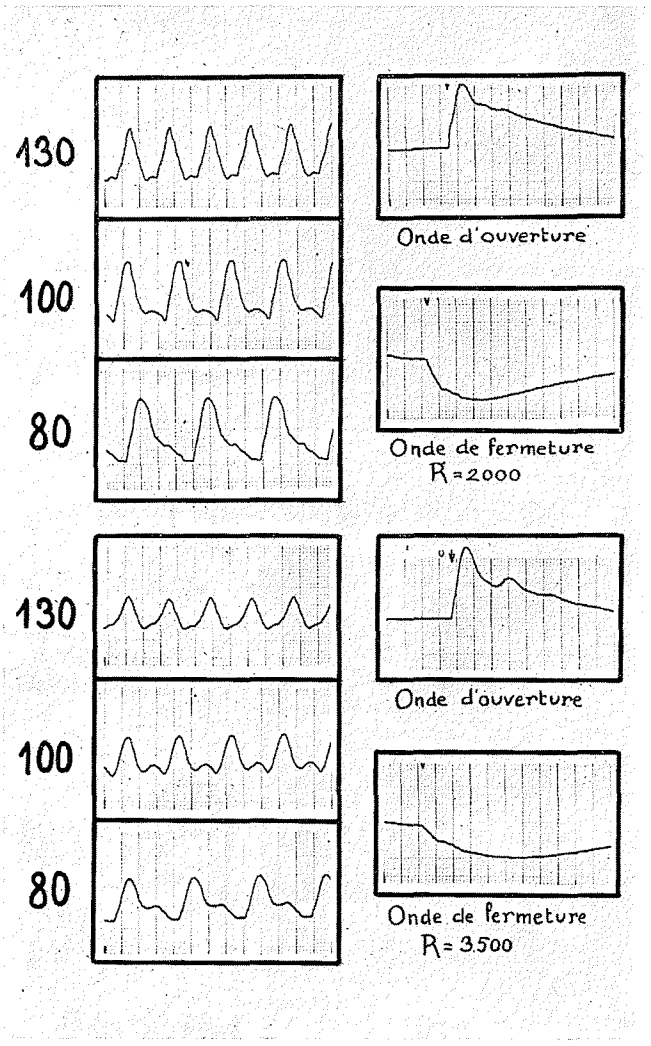


7/ Evolution, le long de l'aorte, des composantes harmoniques de l'onde.

de canalisation qui sera utilisé sur le modèle de contre-pulsation pour figurer l'aorte.

Le modèle d'aorte est constitué par un tube de gomme relié d'une part au système d'alimentation, d'autre part à une résistance réglable de type laminaire. Une windkessel (suivant le terme consacré) ou chambre à air de volume réglable, est montée en dérivation en un point de l'aorte. Le système d'alimentation est constitué par un réservoir à niveau constant, relié au tube par une électrovanne, dont l'ouverture et la fermeture rythmiques sont commandées par un programmeur à contact tournant. On peut ainsi réaliser des ondes systoliques de fréquence voulue pour différentes valeurs du rapport systole/diastole.

L'exploitation de ce modèle a permis de reproduire les principaux types d'ondes rencontrés dans la nature en jouant sur les trois paramètres : fréquence, élasticité, résistance périphérique. Ici



8/ Ondes de tension artérielle obtenues sur le modèle d'aorte.

encore, une notion nouvelle s'est imposée à nous : les trois paramètres précédents ne peuvent être choisis de façon quelconque. L'obtention d'une onde artérielle à morphologie normale pour une fréquence donnée paraît résulter d'une certaine combinaison entre élasticité et résistance périphérique. Le choix de la résistance périphérique, en particulier, paraît avoir une influence très sensible sur la forme de l'onde. Les ondes de type cœur insuffisant s'obtiennent, soit par un accroissement de la résistance périphérique, soit par une réduction de la rigidité des parois aortiques.

Un des éléments essentiels de l'onde artérielle est sa partie diastolique et en particulier l'onde dicrote. On est arrivé à une meilleure compréhension de l'évolution des pressions en décomposant l'onde systolique en ses deux éléments : l'onde d'ouverture et l'onde de fermeture. Il est apparu dans la grande majorité des cas que l'onde dicrote n'était pas, comme on l'admet généralement, un accident dû à la fermeture des valves aortiques, mais bien au contraire, une onde correspondant à la réflexion de l'onde d'ouverture sur la résistance périphérique. On retrouve ici, par un autre côté, l'idée initiale émise suivant laquelle la fermeture des valves aortiques coïncide avec le retour du front d'onde systolique après réflexion périphérique, idée qui renforce la notion de résonance entre ventricule et aorte.

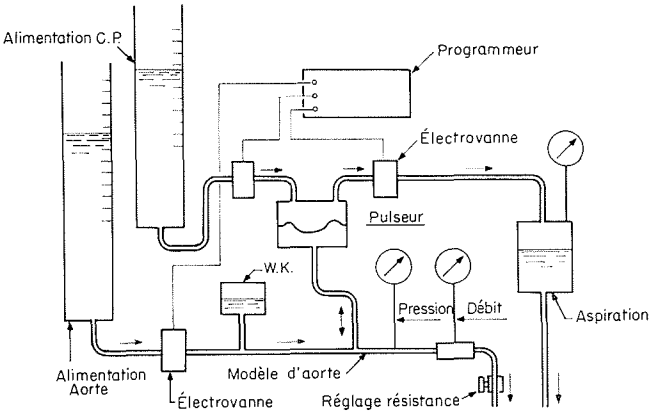
Modèle de contre-pulsation

Le mode de figuration de l'aorte étant connu, il devient possible de réaliser un modèle complet avec représentation des systoles cardiaques et des systoles de contre-pulsation. Le même dispositif que précédemment est utilisé pour les systoles cardiaques. Les systoles de contre-pulsation sont obtenues à l'aide d'un pulseur à membrane relié par deux électro-vannes à un réservoir de pression et un réservoir d'aspiration. Un programmeur commande la manœuvre des électrovannes; celui-ci peut être soit du type à contacts tournants, soit réalisé au moyen d'un montage électronique permettant la synchronisation à partir de l'onde R d'un E.C.G. Ce dernier dispostif est utilisé pour les expériences non plus sur modèle d'aorte, mais directement sur l'animal. Des enregistrements de pression et de débit peuvent être faits en différents points du circuit. Le nombre des paramètres à envisager ici est grand, ce qui justifie l'emploi du modèle pour dégrossir le problème.

Partant d'une systole cardiaque à fréquence, amplitude et durée données (c'est-à-dire un cœur dans des conditions constantes de fonctionnement), la contre-pulsation surajoutée présentera des caractéristiques systématiquement variables en amplitude, durée et angle de déphasage. Il conviendra alors pour la systole cardiaque considérée et par conséquent pour le réglage du modèle d'aorte considéré, de rechercher les valeurs des paramètres de la contre-pulsation, qui donneront la plus grande efficacité.

Le paramètre le plus sensible est l'angle de déphasage; sa variation conduit à des types d'ondes très différents, ainsi qu'à de grosses variations de débit et d'énergie d'appoint.

Outre le dessin de l'onde de pression, il faut considérer la valeur de la pression moyenne obtenue; or, l'évolution de celle-ci paraît dépendre outre du déphasage, du type d'onde cardiaque initiale. En particulier, une diastole longue par rapport à la systole est très favorable. Une diastole courte est beaucoup moins favorable, c'est malheureusement ce qui se passera dans les tachycardies.

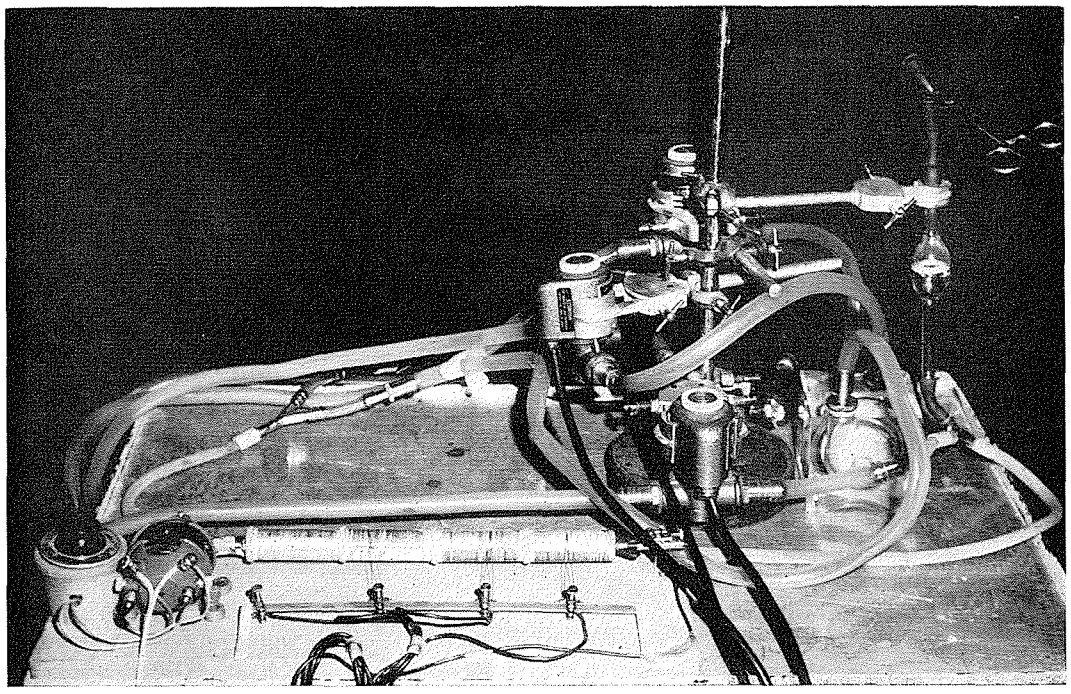


9/ Schéma du modèle de contre-pulsation.

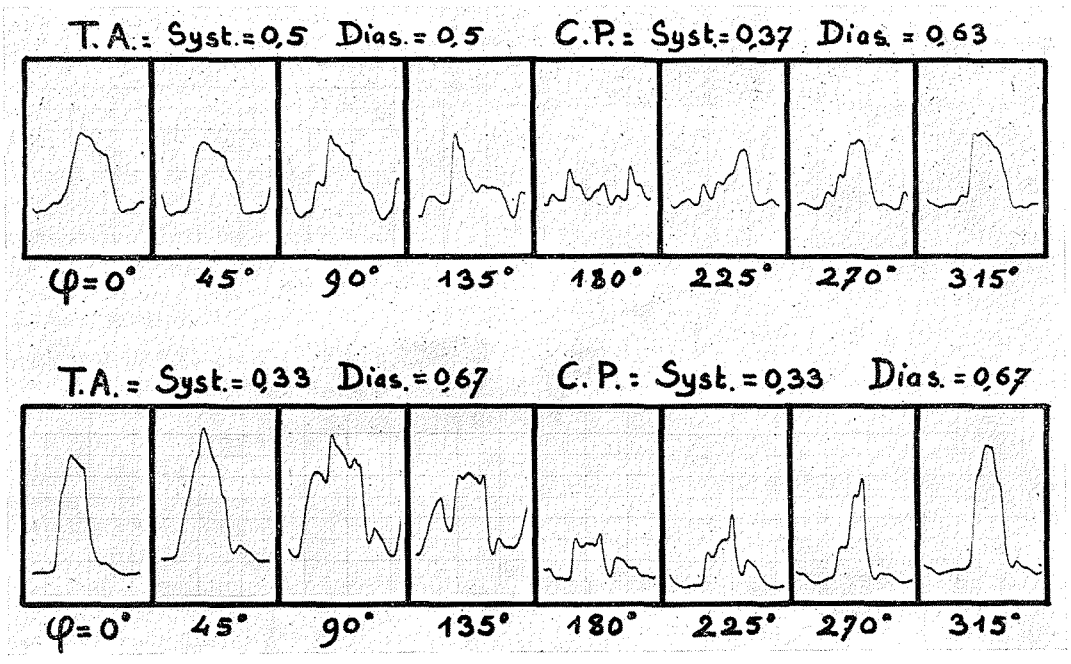
10/ Modèle de contre-pulsation : électro-vanne et pulseur.

11/ Variation de la forme de l'onde de pression en fonction du déphasage de la contre-pulsation.

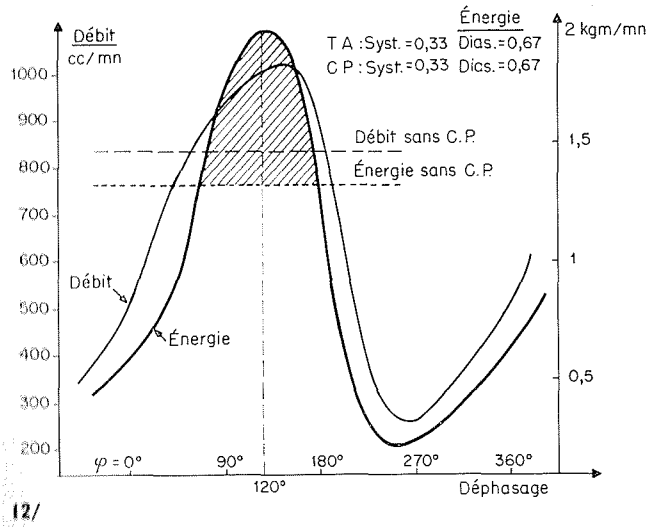
12/ Variation du débit et de l'énergie avec l'angle de déphasage de la contre-pulsation.



/10



/11

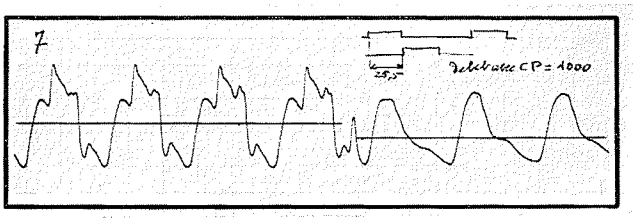


12/

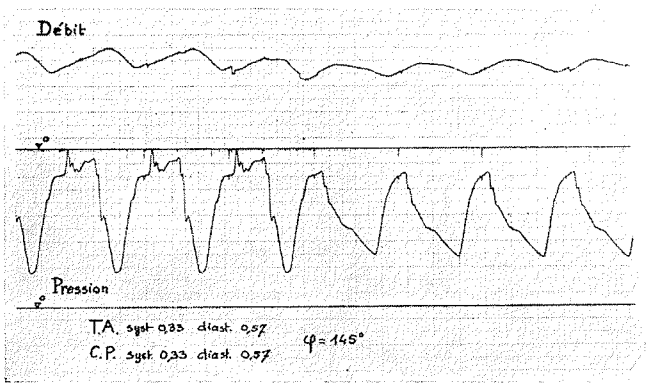
L'exemple présenté montre bien la différence obtenue lorsque le rapport systole-diastole passe de 1 à 0,5.

Le débit est considérablement modifié par l'angle de déphasage de la contre-pulsation. Il n'existe qu'un bande assez étroite de valeurs de l'angle de déphasage φ, pour lesquelles le débit obtenu avec contre-pulsation est plus grand que le débit sans contre-pulsation. Pour toutes les autres valeurs, il y a baisse importante du débit.

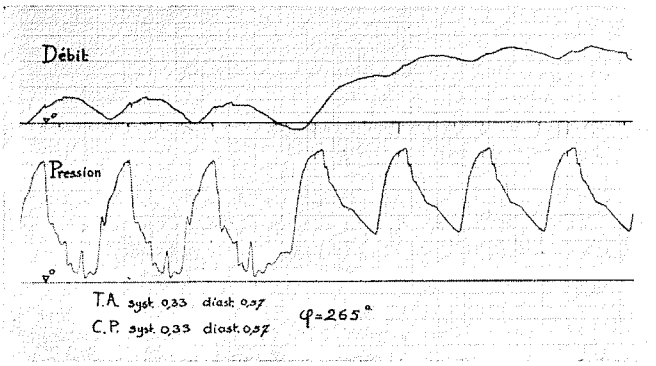
L'énergie totale par cycle subit avec l'angle de déphasage des variations encore plus marquées que le débit. En particulier, la bande des valeurs pour lesquelles il y a gain d'énergie est encore plus étroite. Pour le cas présenté par exemple, on aura un gain d'énergie pour φ compris entre 65 et 180° avec un maximum de 1,5 (soit un gain de 50 %) pour un angle de 120°. En dehors de ces valeurs,



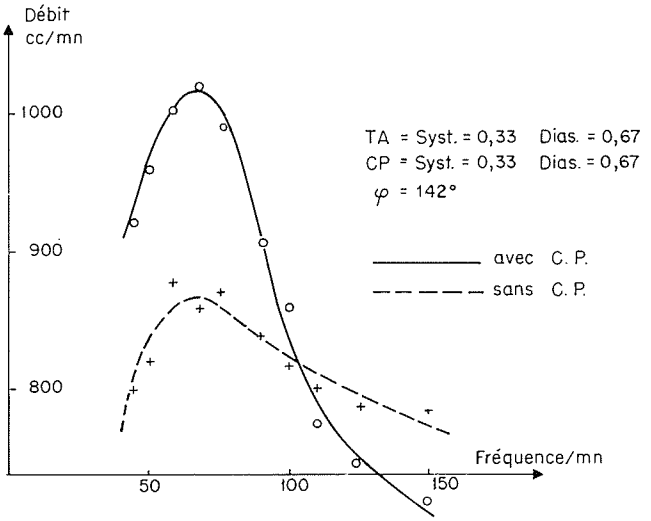
13/ Enregistrement de pression avec et sans contre-pulsation au maximum d'apport d'énergie.



14/ Enregistrements de pressions et de débits périphériques au voisinage du maximum d'énergie.



15/ Enregistrements de pressions et de débits périphériques au voisinage du minimum d'énergie.



16/ Variation du débit avec et sans contre-pulsation en fonction de la fréquence au voisinage du maximum d'énergie.

l'énergie du système avec contre-pulsation sera plus faible. Il faut noter en particulier la chute très rapide d'énergie qui suit le maximum, et le minimum très bas obtenu pour un fonctionnement du pulseur en opposition de phase. L'examen de la courbe d'énergie montre que, si le procédé de la contre-pulsation peut être très efficace, il peut être aussi remarquablement nocif si le déphasage n'est pas choisi de façon convenable.

Trois exemples d'enregistrements illustrent les possibilités du procédé. Tous trois sont faits dans les mêmes conditions, avec un même rapport systole/diastole; seul l'angle de déphasage variant de l'un à l'autre.

Le premier est un enregistrement de pression correspondant au sommet de la courbe d'énergie. L'arrêt brutal de la contre-pulsation permet de comparer les résultats obtenus avec et sans contre-pulsation. On remarquera que le gain en pression moyenne est nettement plus important que le gain en débit, ce qui est particulièrement favorable du point de vue cardiaque, puisque l'on sait que le cœur est plus sensible aux effets de pression qu'aux effets de débit.

Le deuxième enregistrement fait au voisinage du maximum de gain d'énergie, représente l'évolution des pressions et des débits, ceux-ci étant mesurés vers la périphérie dans la zone d'irrigation des organes. L'arrêt brutal de la contre-pulsation fait ressortir le gain en pression plus fort que le gain en débit, ainsi que l'abaissement de la pression au début de la systole cardiaque.

Le troisième enregistrement enfin, montre l'effet catastrophique d'un déphasage mal choisi. Pression et débit sont considérablement plus bas avec que sans contre-pulsation.

La fréquence du rythme cardiaque joue également un rôle important. Son effet, sur le débit, toutes choses égales d'ailleurs, montre les difficultés que l'on rencontrera aux fréquences élevées. La solution de ce problème consistera peut-être à adopter, pour la contre-pulsation, à partir d'une certaine fréquence cardiaque, une fréquence moitié de celle du cœur. On reproduirait alors artificiellement le phénomène de passage d'un rythme 1/1 à un rythme 1/2, dont il a été question il y a un instant, à propos de la résonance aortique sur une harmonique 2.

Les possibilités d'application du procédé dépendront sans doute du point du réseau artériel où sera effectué la liaison avec le pulseur. Tout en évitant une thoracotomie, deux points peuvent être envisagés. Le plus simple de beaucoup est l'artère fémorale; l'autre serait l'artère axillaire gauche, ou la sous-claviaire gauche qui donne directement accès à la crosse de l'aorte. La voie fémorale a pour elle la facilité d'accès, mais contre elle la grande distance à la crosse de l'aorte avec la difficulté de propagation d'onde que cela comporte. La voie sous-claviaire est d'un abord délicat, mais conduit à une efficacité hémodynamique bien supérieure.

Il est encore trop tôt pour tirer des conclusions de cette étude. Notre but, en travaillant sur un modèle, a été avant tout de comprendre le phénomène en examinant séparément l'influence de chaque paramètre. L'expérimentation sur l'animal qui

fera suite, pourra être réduite aux seuls cas intéressants. L'application clinique enfin doit bénéficier de ce travail d'analyse.

Si dès maintenant on peut affirmer que la contrepulsation est susceptible d'apporter une aide efficace à un cœur défaillant et de l'apporter sous la forme la plus favorable de l'assistance de pression, rien par contre ne permet de dire que la contrepulsation sera applicable dans tous les cas. Les cœurs rapides présentant des rapports systole/diastole défavorables ne paraissent pas dans l'immédiat pouvoir bénéficier utilement de la méthode. La recherche d'une résonance sur une harmonique est peut-être une solution utilisable.

Discussion

Président : M. le Docteur HERTZOG

M. MORET fait projeter trois clichés illustrant ce que vient de dire M. VADOT sur les questions de résonance, de fréquence cardiaque et de pression moyenne aortique.

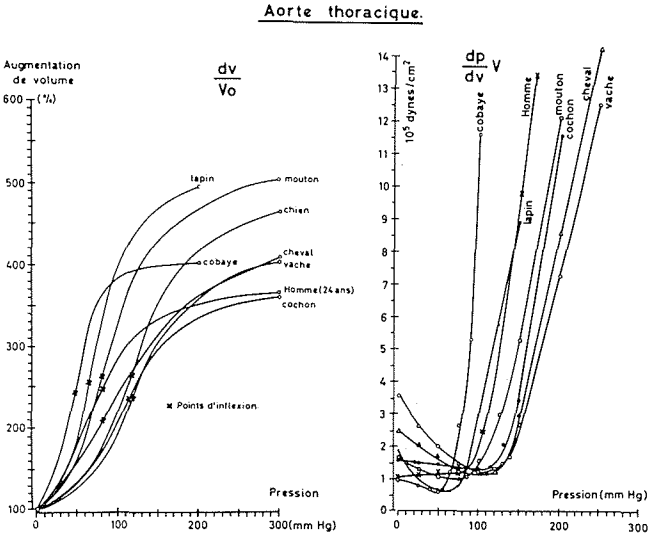
Ces clichés sont tirés d'études faites sur différents animaux de la zoologie comparée, notamment sur l'élasticité. On s'est demandé pourquoi les animaux différents avaient des fréquences cardiaques différentes (chez l'homme : 60 à 80, chez l'oiseau : 500 à 600) et pourquoi leurs pressions aortiques étaient plus basses ou plus hautes. Ceci a conduit à en retirer des informations très utiles sur l'aérodynamique humaine.

La figure 1 montre différentes courbes d'élasticité : lapin, cobaye, cochon, cheval, vache, chien, mouton et d'homme. Les courbes d'élasticité sont très semblables les unes aux autres. La première constatation faite est que le rapport $(dp/dv).V$ (module d'extensibilité en hémodynamique), varie en fonction de la pression interne. L'élasticité d'une artère n'est pas constante contrairement à un tuyau de caoutchouc.

Le module d'extensibilité des aortes est minimum pour des pressions de 50 à 120 mm Hg, quel que soit l'animal considéré et l'on constate immédiatement que la pression moyenne qui règne dans le lit aortique est ajustée au maximum d'extensibilité de l'aorte. Ceci est important, car si l'on augmente la pression moyenne aortique, le cœur aura un surplus de travail énorme à faire. Si l'on va trop bas, l'élasticité augmente à nouveau. Ceci veut dire que, pour chaque animal, il y a un optimum pour lequel le cœur cherche à s'adapter.

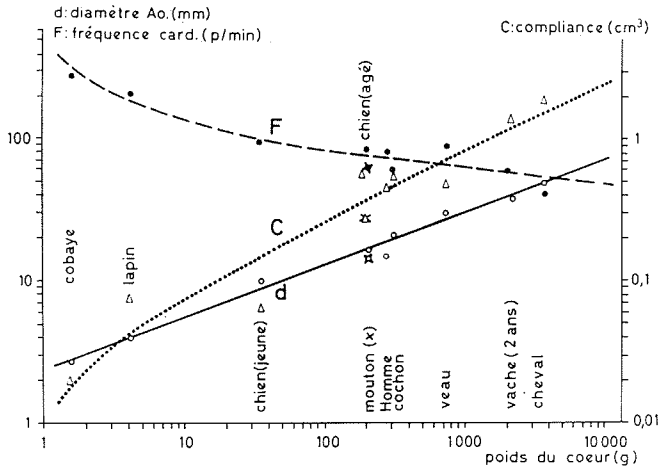
Le tableau ci-dessous donne différentes valeurs comparées chez différents animaux : poids du cœur, diamètre de l'aorte, fréquence cardiaque, ondée systolique.

Ce tableau représente différentes valeurs obtenues chez divers animaux. Les compliances données sur ce tableau correspondent aux compliances maximales, mesurées expérimentalement *in vitro,* et les pressions moyennes indiquées dans la colonne, sont celles qui correspondent à ces compliances maximales. On constate d'emblée que, comme « par hasard », ces pressions moyennes, que l'on pourrait appeler optimales, correspondent de façon étonnante à celles mesurées *in vivo* (colonne 8). La pression moyenne aortique serait donc ajustée non pas tellement en fonction des conditions circulatoires périphériques, mais en fonction de la compliance aortique, dans le but de réduire le travail cardiaque au minimum. La résistance périphérique globale serait donc réglée en fonction de la compliance du tronc aorto-fémoral qui compose la chambre de compression et la caisse de résonance principale du système vasculaire. Si l'on considère maintenant la fréquence cardiaque, on constate que cette fréquence cardiaque est également réglée en fonction de cette compliance aortique, pour que d'une part l'éjection systolique se fasse dans des zones d'élasticité aortique maximale, mais également en fonction de l'élasticité propre de l'aorte, comme cela ressort mieux sur la



1/ *A gauche :* courbex pression-volume aortique pour des animaux différents. Noter la similitude dans la forme des courbes. Le volume est exprimé en pour cent par rapport à la valeur de départ. *A droite :* courbe d'élasticité en fonction de la pression interne; en ordonnée : le module de distensibilité $(dp/dv).V$, qui représente assez bien les problèmes élastiques de la paroi artérielle. Remarquer que ce module varie en fonction de la pression interne, il est minimum pour des pressions correspondant aux pressions régnant habituellement dans le système vasculaire *in vivo.*

Espèce	Poids du cœur (g)	Diamètre aortique (mm)	Compliance maximale (dv/dp)	Module de distensibilité maximale [(dp/dv).V]	Pression artérielle définie in vitro et correspondant à la compliance maximale	Fréquence cardiaque	Volume systolique (cm³)	Pression artérielle moyenne mesurée in vivo (mm Hg)	Résistance artérielle globale mesurée in vivo (dynes.s.cm⁻⁵)
CHEVAL. . . .	3 650	36,5	2,0	1,43	80	37	250-840	75	600
VACHE.	2 215	28,5	1,43	1,34	120	72	330-722	135	363
COCHON. . . .	315	19,1	0,59	1,44	115	70	60-100	120	1 720
MOUTON. . . .	198	14,5	0,63	1,14	90	70	53- 95	110	1 700
HOMME. . . .	275	13,8	0,44	1,39	75	75	60- 80	90	1 440
CHIEN.	185	10,8	0,28	1,18	120	84	22- 29	124	4 650
LAPIN.	7,5	4,5	0,08	0,61	65	218	1,63	95	21 100
COBAYE. . . .	1,6	1,5	0,02	0,58	50	290	0,2	55	80 000



2/ Relations entre la fréquence cardiaque, la compliance maximale, le poids du cœur et le diamètre de l'aorte (voir texte).

figure 2. Cette figure représente sur des ordonnées logarithmiques le rapport entre la fréquence cardiaque et la compliance aortique maximale. Si l'on fait l'analyse plus détaillée de ces courbes que nous ne pouvons faire ici, on s'aperçoit que la fréquence cardiaque est ajustée de façon surprenante aux propriétés élastiques de la paroi aortique de chacun des animaux étudiés ici. La fréquence cardiaque est une fonction de l'élasticité propre de la paroi aortique, comme si la fréquence cardiaque se mettait en harmonie avec les possibilités de résonance de l'aorte.

Toutes ces études brièvement résumées, confirment par la zoologie comparée, qu'il existe dans la nature une harmonie surprenante et que dans le système vasculaire, rien n'est laissé au hasard : la pression aortique et la fréquence cardiaque sont déterminées par ce couple inséparable que constitue le cœur et le système vasculaire dans son ensemble.

M. Devin souligne que l'expérimentation, sur l'animal, des prothèses cardiaques et de la contre-pulsation est longue et difficile. Il serait donc très important de mettre au point des bancs d'essai (Mock-System des Américains) permettant de tester ces prothèses *in vitro*.

L'étude du fonctionnement des valves est facilitée par l'utilisation de liquides transparents, comparables par leur composition, à celle du sang et tels qu'ils sont utilisés couramment en pratique humaine.

Bien entendu ces bancs d'essai pour prothèses cardiaques seront plus compliqués à établir que ceux utilisés pour tester une simple valve. En effet, à peu près tous les systèmes de prothèses cardiaques comprennent une chambre intermédiaire confrontant trois régimes de pression : pression d'amont, en général la pression de l'oreillette gauche; la pression d'aval : pression aortique; et la pression engendrée par le dispositif mécanique d'asservissement.

Ceci justifie tout à fait la confrontation d'aujourd'hui, et comme l'a suggéré M. le Professeur Marion, les hydrauliciens peuvent apporter aux médecins un concours inappréciable dans la confection des bancs d'essai pour prothèses, ce qui permettra un progrès rapide.

D'autre part, M. Devin indique qu'il a été très intéressé par les recherches du Professeur Moret et de M. Vadot sur la morphologie de la courbe d'éjection systolique qu'ils essaient de reproduire dans ses moindres détails. Ces raffinements, vus du point de vue du chirurgien, sont-ils indispensables à l'échelle de la pratique humaine?

Au début de la chirurgie à cœur ouvert, les premiers appareils cœur-poumon artificiels s'acharnaient à reconstituer une ondée systolique avec une courbe aussi proche que possible de la normale. On s'est aperçu, par la suite, qu'il était plus simple d'avoir des pompes à galet qui, si elles ne produisaient pas une ondée systolique exactement comparable à l'ondée humaine, permettaient un fonctionnement tout à fait satisfaisant dans la pratique journalière de la chirurgie à cœur ouvert. En outre, on a pu observer le comportement de sujets conscients sur lesquels a été appliquée la méthode de la contre-pulsation. M. Devin et ses collaborateurs étaient curieux de connaître quelles étaient les réactions générales et tissulaires d'un sujet qui reçoit une ondée systolique décapitée à laquelle s'ajoute une ondée diastolique entièrement artificielle. Du point de vue histologique, ils ont pu vérifier sur l'animal qu'il n'y a aucune altération tissulaire imputable à ce nouveau régime hémodynamique et, quant aux malades, ils n'ont éprouvé aucune gêne pendant l'application de cette méthode.

M. Vadot répond qu'effectivement la forme de l'onde est un peu sans importance; ce qui compte est essentiellement le flux sanguin apporté et le niveau de la pression auquel il est apporté.

Par contre, lorsqu'il s'agit de se placer au niveau de la crosse de l'aorte ou, plus précisément, entre les sigmoïdes et le point où est implanté le contre-pulseur, il y a lieu de connaître le mécanisme des allers et retours d'onde, car c'est lui qui joue le rôle le plus grand. Si l'on veut pouvoir assurer une irrigation convenable au niveau capillaire et coronaire, il faut que le contre-pulseur présente un synchronisme et un déphasage convenables et précis, d'où la nécessité de bien connaître le mécanisme de l'onde aortique.

M. Marion pense que le problème est une question de durée. L'action que peut avoir un cœur artificiel pendant une intervention cardiaque peut durer deux ou trois heures actuellement.

On cherche à avoir une durée d'appareillage de plusieurs mois ou années, car les effets nocifs apparaîtront sans doute, si la pulsation n'est pas bonne, au bout de quelques semaines.

M. Cara mentionne qu'il a eu, dans d'autres domaines, celui de la respiration artificielle, l'exemple d'efforts considérables pour obtenir des respirateurs « physiologiques » quant à leur cycle. En réalité, ces recherches compliquent l'appareillage et le rendent difficilement maniable et surtout peu fiable; par contre des appareils ayant un haut rendement et ayant fait leurs preuves font abstraction de ces complications. Il semble donc qu'en matière d'hémodynamique on doive tomber sur des résultats analogues dans l'utilisation clinique : la similitude physiologique n'est pas un critère d'efficacité.

M. Banal remarque qu'il n'est pas surpris qu'on s'efforce actuellement de reproduire des phénomènes dans toute leur complexité, même si l'on se doute que certains détails sont inutiles. Comme dans les autres domaines de l'hydraulique et de la mécanique, la simplification et la schématisation ne peuvent résulter que du progrès des connaissances.