



HAL
open science

**ÉTUDE HYDRAULIQUE DU CŒUR ARTIFICIEL
IMPLANTABLE JARVIK-7-100 SUR UN BANC
EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA CIRCULATION
SANGUINE: LE “ MOCK-CIRCULATION ”. Première
partie: Étude des courbes caractéristiques des
ventricules et des conduites artérielles.**

Richard Venet, T. Dupont, Philippe Léger, Alain Pavie

► **To cite this version:**

Richard Venet, T. Dupont, Philippe Léger, Alain Pavie. ÉTUDE HYDRAULIQUE DU CŒUR ARTIFICIEL IMPLANTABLE JARVIK-7-100 SUR UN BANC EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA CIRCULATION SANGUINE: LE “ MOCK-CIRCULATION ”. Première partie: Étude des courbes caractéristiques des ventricules et des conduites artérielles.. 2006. hal-00175662v5

HAL Id: hal-00175662

<https://hal.science/hal-00175662v5>

Preprint submitted on 21 Dec 2007 (v5), last revised 9 Feb 2008 (v6)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ÉTUDE HYDRAULIQUE DU CŒUR ARTIFICIEL IMPLANTABLE JARVIK-7-100 SUR UN BANC EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA CIRCULATION SANGUINE : LE « MOCK-CIRCULATION ». **Première partie** : Étude des courbes caractéristiques des ventricules et des conduites artérielles.

HYDRAULIC HEART STUDY OF ARTIFICIAL JARVIK-7-100 ON A EXPERIMENTAL BENCH: "MOCK-CIRCULATION." Part I: Study of characteristic curves of the ventricles and pipes arteries.

R. VENET, T. DUPONT, P. LEGER, A. PAVIE.

Service de chirurgie cardiaque. Institut du cœur (Pr Gandjbakhch). Hôpital Pitié-Salpêtrière 75013 Paris.

Résumé. Propos. Connaissant les résultats d'un cathétérisme cardiaque, peut-on calculer les performances des ventricules gauche et droit ? Pour cela nous avons appliqué les principes de l'hydraulique des pompes au cœur artificiel Jarvik-7-100 monté sur un banc expérimental.

Matériels et méthodes. Description du cœur artificiel et du banc hydraulique. Calcul de la pression nette H_n et de la pression de Torricelli H_{tor} . Représentations graphiques des courbes caractéristiques H_n des ventricules et des conduites artérielles H_{tor} en fonction du débit.

Résultats. Les courbes caractéristiques des ventricules sont des droites de pente négative, mais leur détermination chez l'homme est impossible. Les courbes caractéristiques H_{tor} de la conduite artérielle systémique sont les seules représentatives des différents régimes hydrauliques. Le débit cardiaque est sous la dépendance étroite du retour veineux pulmonaire et de la performance du ventricule droit. Conclusion. La résistance artérielle est reliée à la pression de Torricelli et au débit par une loi parabolique. Les courbes caractéristiques des ventricules sont des droites de pente négative qui se modifient selon le niveau des résistances artérielles pulmonaires. Le cœur est composé de deux pompes montées en série rendant impossible l'application des lois hydrauliques des pompes en physiologie humaine. Notre travail ouvre le chantier à deux autres parties consacrées à l'association des pompes en parallèle et en série.

I. INTRODUCTION.

La **transplantation cardiaque**, qui est le traitement de référence de l'insuffisance cardiaque avancée, est malheureusement limitée par la pénurie croissante de **greffons**. L'allongement

des délais d'attente des patients inscrits sur liste de transplantation est donc responsable d'une détérioration de leur état clinique et d'un risque de décès accru. C'est dans le but de **suppléer** l'action d'un ou des deux ventricules cardiaques, et **dans l'attente** soit d'une récupération fonctionnelle soit d'une transplantation, qu'ont été développés différents dispositifs **d'assistance ventriculaire** extra ou intracorporels. Devant une défaillance **bi-ventriculaire**, il est des cas où une assistance uni-ventriculaire gauche suffit avec un effet bénéfique sur la fonction ventriculaire droite : augmentation de la compliance ventriculaire droite, diminution de la post-charge du ventricule droit secondaire à la décharge du ventricule gauche, augmentation de la pression artérielle et donc de la pression de perfusion coronaire. Devant une défaillance **uni-ventriculaire droite**, on ne posera en revanche que très rarement une assistance uni-ventriculaire droite, car l'augmentation du retour veineux pulmonaire à l'oreillette gauche du fait de l'assistance droite, entraîne généralement l'apparition d'une défaillance ventriculaire gauche. **Maintenant, et c'est le cas de figure le plus fréquent, devant une défaillance uni ventriculaire gauche**, il semblerait logique de proposer une assistance uni-ventriculaire gauche, mais voilà, il nous est impossible de connaître précisément la fonctionnalité potentielle réelle du ventricule droit *a priori* sain. Se pose alors la question : faut-il poser une assistance gauche-gauche, une assistance bi-ventriculaire, ou enfin un cœur artificiel totalement implantable ? L'ambition de ce travail est d'essayer d'apporter une réponse au chirurgien qui se trouve devant ce dilemme. Le cœur est assimilé à une pompe sans que nous connaissions son mode de fonctionnement. D'où l'idée d'appliquer au cœur la méthode des courbes caractéristiques des pompes et des conduites, empruntées à l'hydraulique générale. Ce travail est composé de trois parties qui se décomposent ainsi :

- a. Les courbes caractéristiques des conduites artérielles et des ventricules
- b. Les courbes caractéristiques de l'assistance ventriculaire : pompes en parallèle.
- c. Les courbes caractéristiques des ventricules en série.

C'est lors de l'étude de la troisième partie que nous aboutirons à énoncer une loi du cœur, et ainsi de connaître les performances de chaque ventricule. Le chirurgien peut savoir alors s'il existe ou non une insuffisance d'un des deux ventricules, ou des deux et agir en conséquence.

II. MATERIELS

A. DESCRIPTION DU «MOCK CIRCULATION ». Figure 1.

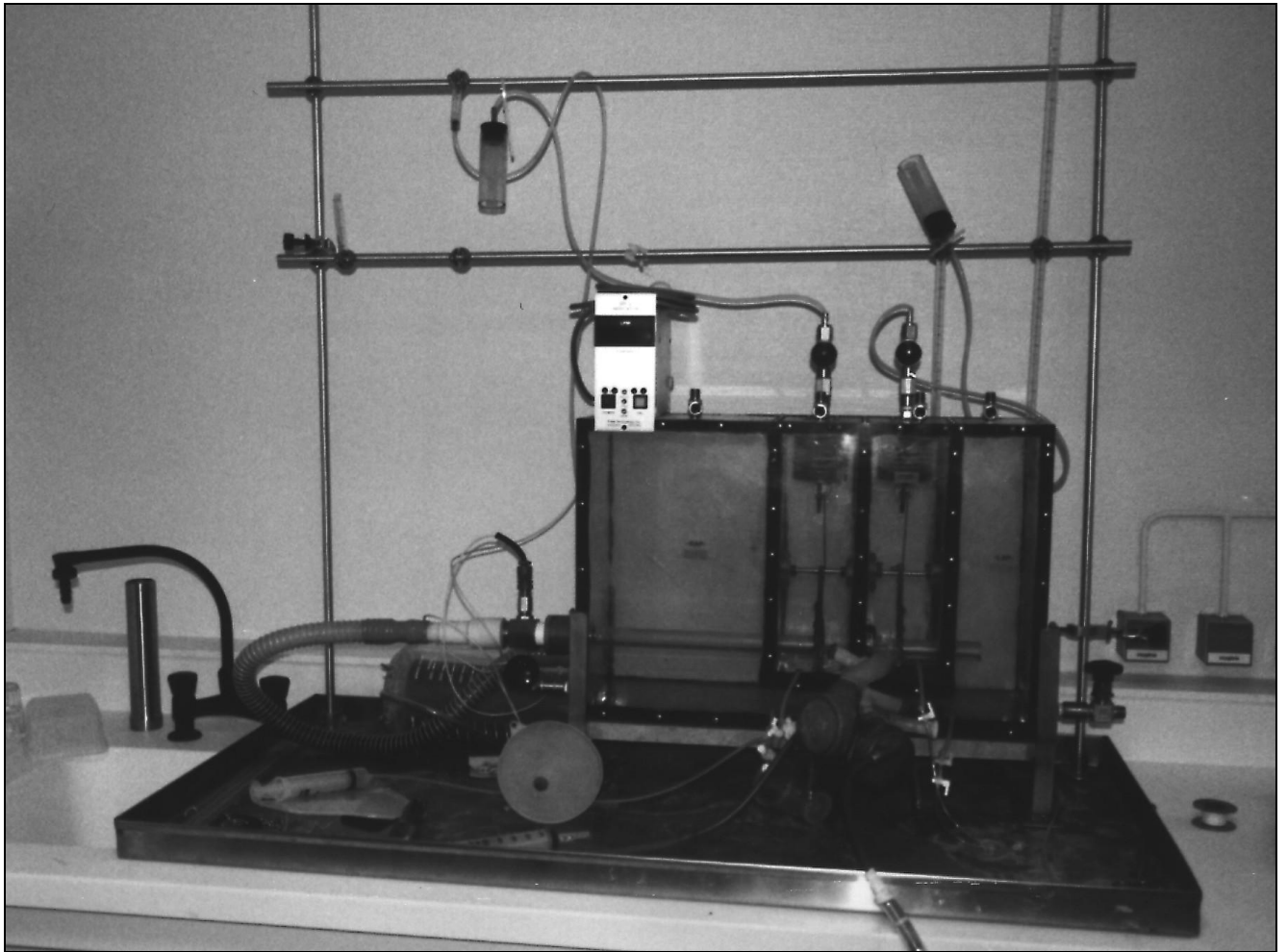


Figure 1

Le « mock-circulation » est un banc expérimental fourni par le constructeur du cœur artificiel Jarvik-7-100 pour l'entraînement des équipes chirurgicales agréées pour cette technique. Le terme vient du verbe anglais to mock = se moquer, simuler.

Le « MOCK CIRCULATION » est un parallélépipède en Plexiglas de dimensions hors tout de 610*410*200 millimètres (mm). La figure 2 représente son épure.

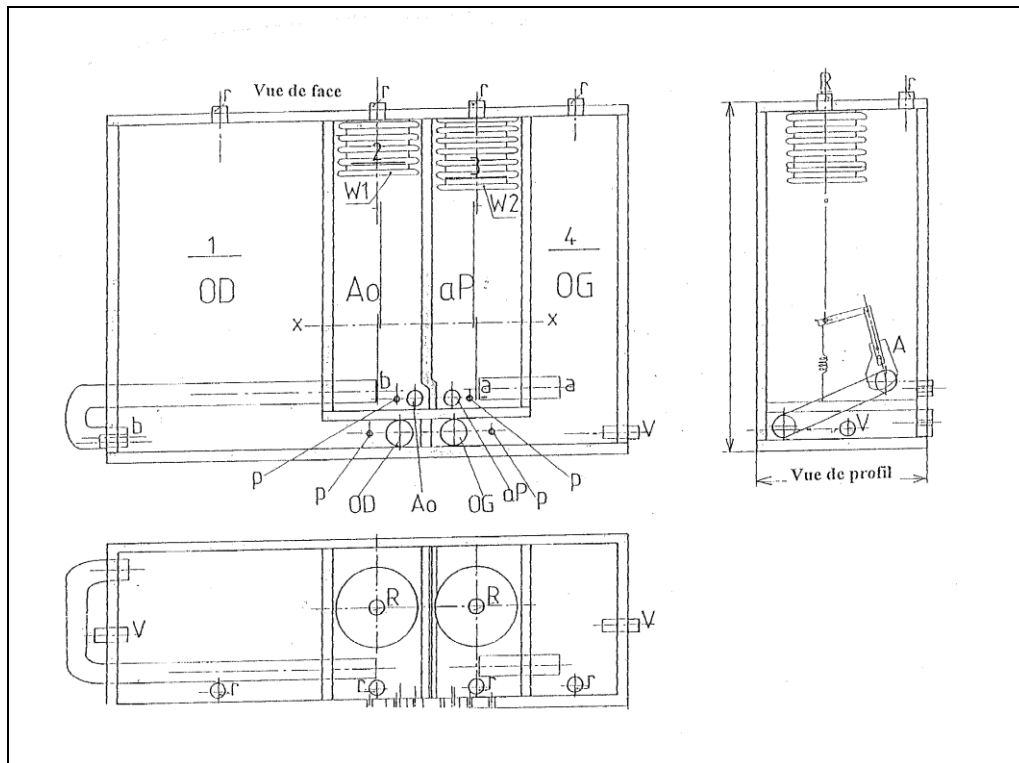


Figure 2.

Le parallélépipède est divisé en quatre chambres par des cloisons en Plexiglas de 5 mm d'épaisseur selon la représentation suivante de gauche à droite :

*La chambre auriculaire droite (OD) : chambre n° 1

*La chambre aortique (Ao) : chambre n° 2

*La chambre pulmonaire (aP) : chambre n° 3

*La chambre auriculaire gauche (OG) : chambre n° 4

Au niveau de chaque chambre est gravé un repère horizontal numéroté, marquant la limite du liquide de remplissage (figure 2) :

1. Niveau 1 : remplissage de la chambre auriculaire droite
2. Niveau 2 : remplissage de la chambre aortique
3. Niveau 3 : remplissage de la chambre pulmonaire
4. Niveau 4 : remplissage de la chambre auriculaire gauche

Sur la face antérieure du MOCK sont percés huit orifices permettant de les relier au cœur artificiel JARVIK-7-100 :

- Deux orifices de 33 mm de diamètre sont percés au niveau de la chambre auriculaire droite (OD) et de la chambre auriculaire gauche (OG).
- Deux orifices de 21 mm de diamètre sont percés au niveau des chambres aortique (Ao) et pulmonaire (aP).

Quatre orifices (p) sont percés à une certaine distance des orifices précédents qui permettent de relier les quatre chambres à des manomètres hydrostatiques (tubes piézométriques) ou à des têtes de pression.

Installation générale du « MOCK CIRCULATION » (Figure 2)

La chambre pulmonaire 3 communique avec la chambre auriculaire gauche 4 par l'intermédiaire d'une conduite de Plexiglas (aa) de 33 mm de diamètre et de 8 cm de longueur. La chambre aortique 2 communique avec la chambre auriculaire droite 1 par une conduite en Plexiglas (bb) de 33 mm de diamètre et d'environ 100 cm de long. La conduite bb traverse de part en part la chambre auriculaire droite 1, sort vers l'extérieur, se coude à 180 degrés et revient s'y aboucher. La sortie extérieure de la conduite (bb) permet d'y installer un débitmètre à moulinet

Quatre orifices (r) permettent de faire communiquer les chambres avec l'atmosphère ambiante, notamment lors du remplissage du « MOCK CIRCULATION ».

Deux orifices R communiquent avec deux soufflets en cuivre W1 et W2. Chaque soufflet (figure 3) est muni à sa partie supérieure d'un tube court en laiton sur lequel sont montées une molette (m) et un levier (t).

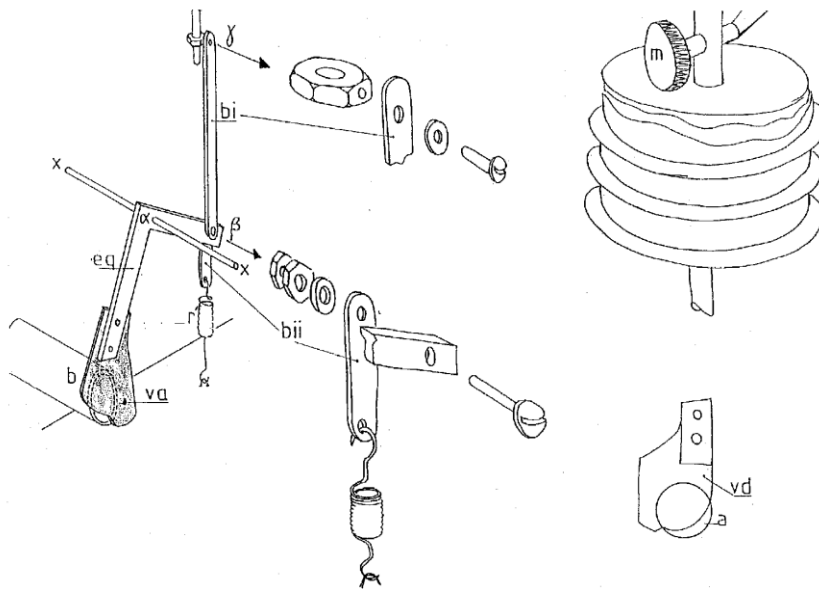


Figure 3

Ce tube de laiton est prolongé par un tube souple en PVC, lui-même relié à un réservoir en Plexiglas (figure 4).

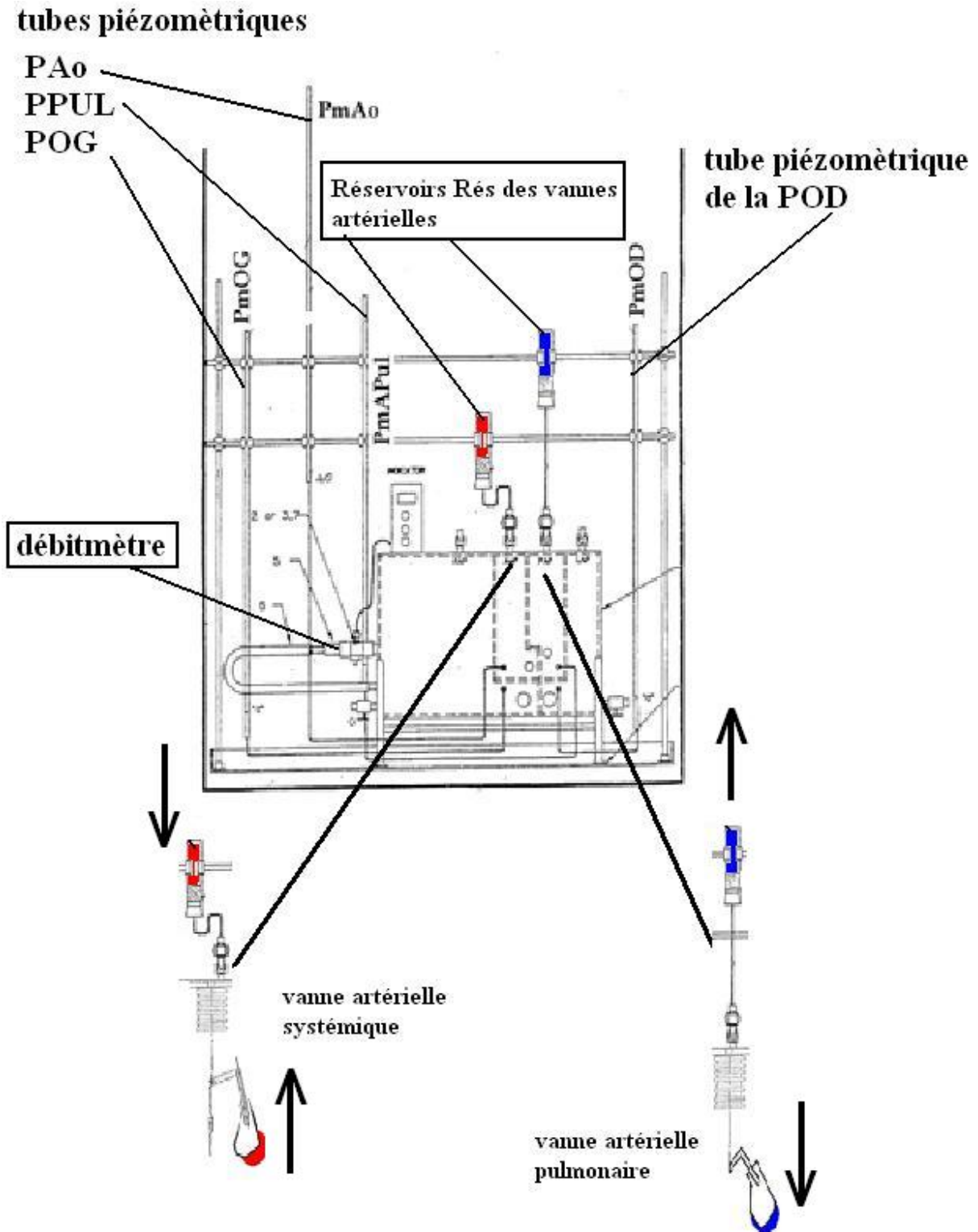


Figure 4. Ouverture des vannes artérielles par les réservoirs des chambres à air. Chaque soufflet est rempli d'eau par le réservoir qui le surmonte, celui-ci étant rempli jusqu'au tiers inférieur environ. En élevant ou en abaissant ce réservoir, on augmente ou diminue la pression dans le soufflet (flèches).

Description et fonctionnement du système bielle manivelle des vannes aortique et

pulmonaire (Figures 3 et 4) :

Description : La figure 3 montre qu'en-dessous de W1 est fixée une petite tige filetée sur laquelle est vissé un écrou (γ). Cet écrou est lui-même percé d'un orifice fileté permettant de fixer une tige rigide (bi) par l'intermédiaire d'une rondelle et d'une vis.

L'extrémité inférieure de bi s'articule avec deux éléments :

1. Une tige rigide (bii),
2. Une équerre (eq) tournant autour d'un axe fixe (xx)

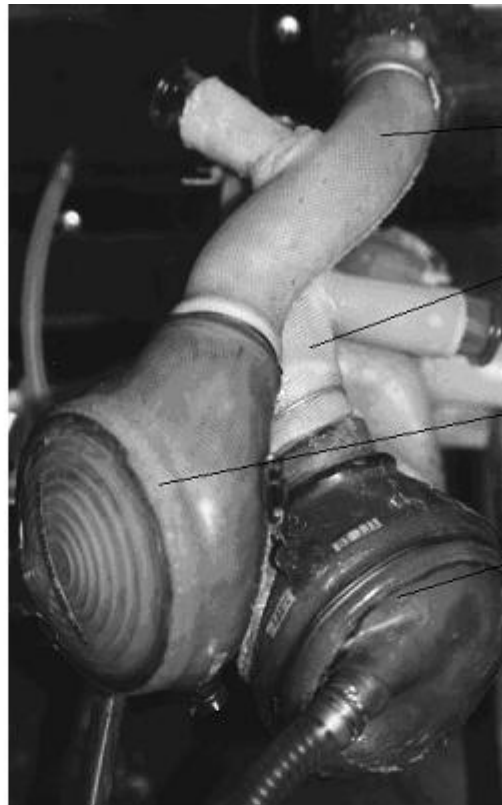
L'extrémité inférieure de bii est reliée au plancher du parallélépipède par un ressort de rappel (r). Enfin, l'équerre est munie à son extrémité inférieure d'une pièce métallique représentant la vanne aortique va. Cette vanne est ici représentée avec la conduite bb qu'elle ferme plus ou moins

Fonctionnement : Le soufflet (W1) est soumis à une certaine pression par le réservoir W de la figure 3. Cette pression va augmenter la pression dans W1, c'est à dire que le fond du soufflet va s'abaisser comme un accordéon. De ce fait, la tige bi va s'abaisser aussi. Par l'intermédiaire de eq, la vanne va avoir tendance à tourner vers la gauche, et à refermer la section de la conduite bb comme le montre la figure 4.

Le rôle du Mock pour les chirurgiens est de simuler des courbes de pression et de débit analogue à celui de la physiologie humaine. Lors de l'utilisation pour simuler des cas cliniques, les 2 vannes sont libres de se mouvoir. Pour notre étude, au contraire, nous immobiliserons les vannes pour fixer la valeur de la résistance de chaque vanne. Pour cela on augmente ou on diminue la hauteur des réservoirs **Rés** de la figure 4, puis à l'aide du levier (t) on bloque l'ouverture de la vanne étudiée. Hélas ce procédé fait que l'on ne peut pas choisir l'ouverture de la vanne, et donc que l'on ne peut pas revenir exactement aux ouvertures antérieurement choisies.

B. DESCRIPTION DU CŒUR ARTIFICIEL TOTALEMENT IMPLANTABLE JARVIK-7-100 (Figure 5 en haut).

**coeur
Jarvik-7**



**console de
commande du
coeur Jarvik-7**

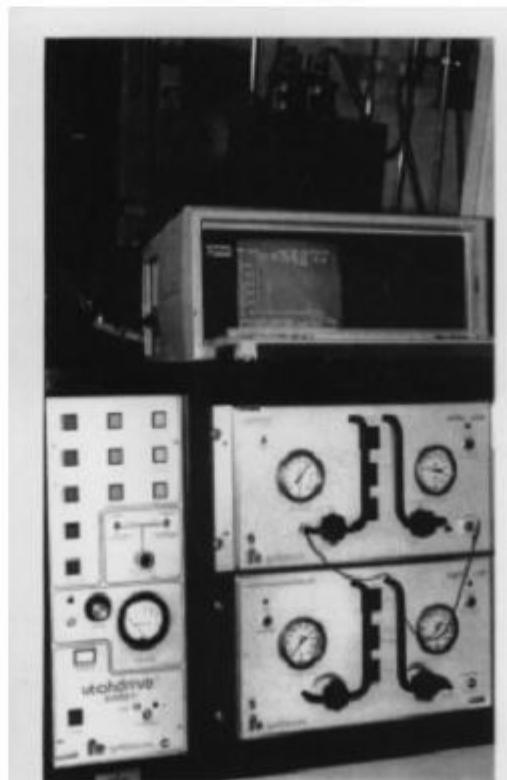


Figure 5

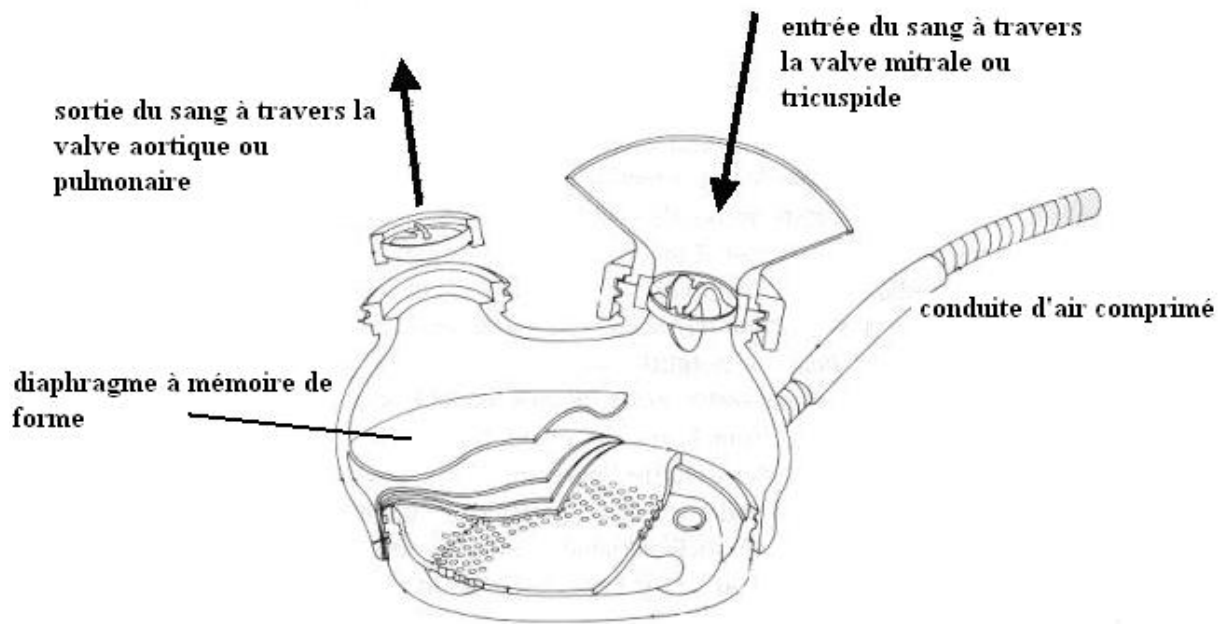


Figure 6.

B.1 DESCRIPTION GENERALE.

Le ventricule JARVIK est un ventricule pneumatique implantable en intra-thoracique de septième génération de volume maximum 100 ml d'où le nom JARVIK 7-100. Son matériau de base est un copolymère lisse composé de polyuréthane segmenté en siloxane (Avcothane, avco Evreu, Massachusetts, USA). Chaque ventricule est muni de deux valves unidirectionnelles à disque d'entrée et de sortie HALL-KASTER™ des laboratoires METRODONIC (figure 6).

B.2 PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT.

L'eau remplit la chambre ventriculaire par différence de pression entre les cavités auriculaire et ventriculaire séparés par un diaphragme (figure 6). Le ventricule étant rempli, de l'air comprimé est alors injecté dans la chambre aérienne. Quand l'éjection ventriculaire est terminée, le compartiment aérien, comprimé, est alors mis en communication avec la pression atmosphérique, et peut donc se détendre et s'écouler dans l'atmosphère. Le diaphragme ventriculaire revient dans sa position initiale diastolique (mémoire de forme), et la pression dans l'oreillette est alors supérieure à la pression dans le ventricule, ainsi la valve d'entrée s'ouvre et le sang remplit progressivement le ventricule. Pour faciliter le remplissage, il existe une possibilité d'aide par l'utilisation du vide lors de la phase diastolique ; nous ne l'utiliserons jamais dans notre étude.

B.3 CONSOLE DE COMMANDE DU COEUR JARVIK-7-100 (Figure 5 en bas).

Chaque ventricule est piloté par la console de commande UTAH DRIVE. Le tableau de commande se compose pour chaque ventricule d'une manette de variation d'air comprimé, et d'un manomètre, à gauche et à droite, indiquant la pression d'air comprimé, pression appelée pression d'activation. Pour des raisons de sécurité, la commande que nous venons de décrire succinctement est doublée.

Entre les deux cadrans se trouvent deux boutons de réglage :

- Le premier règle la fréquence cardiaque N (battements par minute) sur une amplitude de 10 à 199.
- Le second contrôle la durée de systole, exprimée en pourcentage de la période cardiaque (%).

Dans notre étude, les deux ventricules sont synchrones. Afin que le débit ne soit pas trop faible, quand la durée de systole est inférieure à 100 millisecondes (ms), la console prend alors la commande et impose une durée de systole au minimum de 100 ms. Un voyant rouge signale cette prise de commande (La durée de systole est fonction de la fréquence cardiaque et du pourcentage affichés).

Le COMDU (Cardiac output monitor and diagnostic unit) est un monitoring non invasif, utilisé pour évaluer les formes des ondes de pression et de débit aérien alimentant le cœur artificiel. Il s'agit des renseignements fournis par l'ordinateur figuré sur la figure 5 en bas.

Un ordinateur Compaq computer permet de visualiser les courbes de débit et de pression du fluide moteur (l'air comprimé), en fonction du temps. Sur l'écran figurent, en plus, les volumes de remplissage gauche et droit, désignés par FV pour Filling Volume, ainsi que les débits cardiaques gauches (LCO pour Left Cardiac Output) et droit (RCO pour Right Cardiac output.)

RACCORDEMENT DU COEUR JARVIK AU MOCK.

Chaque ventricule et chaque oreillette sont reliés au Mock par deux conduites souples d'environ dix centimètres de longueur. La figure 7 représente un cœur Jarvik muni de ses 4 conduites principales.

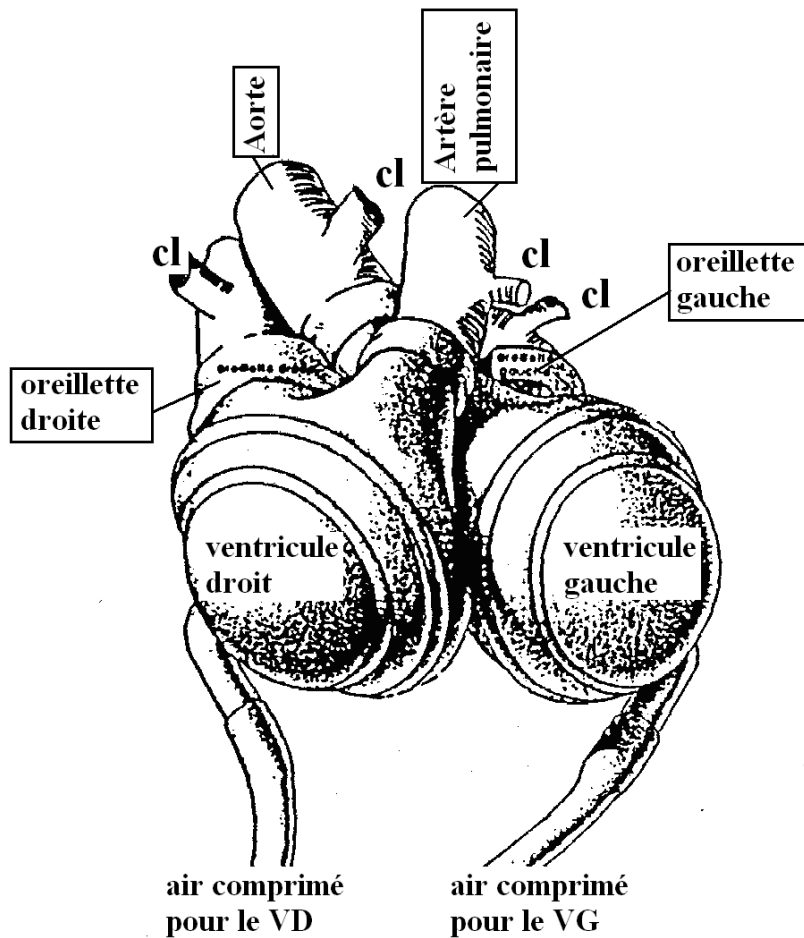


Figure 7

Chaque conduite principale est munie perpendiculairement à deux conduites latérales (cl) qui sont clampées pendant les expériences. Ces conduites latérales permettent d'interposer des pompes d'assistance en dérivation

II. METHODES

Comme nous avons utilisé les mêmes critères hydrauliques que la théorie générale des pompes centrifuges nous rappellerons le plus simplement possible les éléments des lois qui régissent celle-ci.

I. Rappels de l'hydraulique des pompes centrifuges. Courbes caractéristiques^{1,2,3,4}.

Généralités. Les données hydrauliques sont celles du régime permanent : on choisit pour cela les pressions et les débits moyens. Chaque pompe centrifuge est caractérisée par sa courbe

caractéristique particulière qui est la relation entre son débit et sa hauteur d'élévation. Cette représentation graphique, c'est-à-dire la transposition de ce rapport à l'intérieur d'un graphique cartésien, représente la meilleure façon de savoir quel sera le débit obtenu pour une hauteur d'élévation donnée (et réciproquement). Une pompe centrifuge se compose d'un tambour mobile, coupé par des aubes symétriquement distribuées qui tournent dans un tambour mobile⁴. Ce type de pompe aspire un liquide en amont et le refoule en aval. Pour comprendre comment on détermine les courbes caractéristiques reportons nous à la figure 8. Sur cette figure sont représentés :

- la pompe centrifuge
- le réservoir amont R1 de hauteur d'aspiration H_a
- le réservoir aval de refoulement R2 de hauteur de refoulement H_r
- l'injecteur qui est une **vanne à section variable** par l'intermédiaire d'un robinet pointeau
- la turbine Pelton

On calcule le débit qui sort de la pompe à la sortie de la vanne, en fonction de chaque section déterminée par le robinet pointeau. Les pressions seront exprimées en hauteur de liquide. La pression en aval H_r est mesurée avant la vanne au niveau de la prise de pression indiquée sur la figure 8. On calcule alors la hauteur nette¹ $H_n = H_a + H_r$. Comme la courbe caractéristique de la pompe nous renseigne sur ses performances hydrauliques, nous retiendrons cette mesure :

- pour le ventricule gauche H_{nVG} = pression moyenne de la chambre aortique – pression moyenne de la chambre auriculaire gauche
- pour le ventricule droit H_{nVD} = pression moyenne de la chambre pulmonaire – pression moyenne de la chambre auriculaire droite

On reporte alors sur un graphe (figure 9) la pression nette H_n en ordonnée en fonction du débit en abscisse, pour chaque niveau de section. Appelons « point de fonctionnement de la pompe » l'intersection du débit et de la hauteur nette pour chaque niveau d'ouverture de la vanne. Quand la vanne est grande ouverte la section est de 100%, et le point de fonctionnement est E. Puis on ferme progressivement la vanne à 80%, 60%, 40% et 20%. On obtient respectivement les points de fonctionnement D, C, B et A. Si on relie ces cinq points on trace la **courbe caractéristique de la pompe centrifuge pour une vitesse de rotation de**

2650 tours par minute. Cette courbe est une **parabole**. On remarque de cette manière que plus la section diminue plus la hauteur nette augmente et le débit diminue. Si maintenant on diminue la vitesse de la pompe à 1500 tours par minute et que l'on refasse le même type d'expérience, les nouveaux points de fonctionnement seront **a, b, g, d** et **e**. La courbe caractéristique CC2 est une parabole homothétique à CC1, avec des valeurs plus basses pour H_n et le débit.

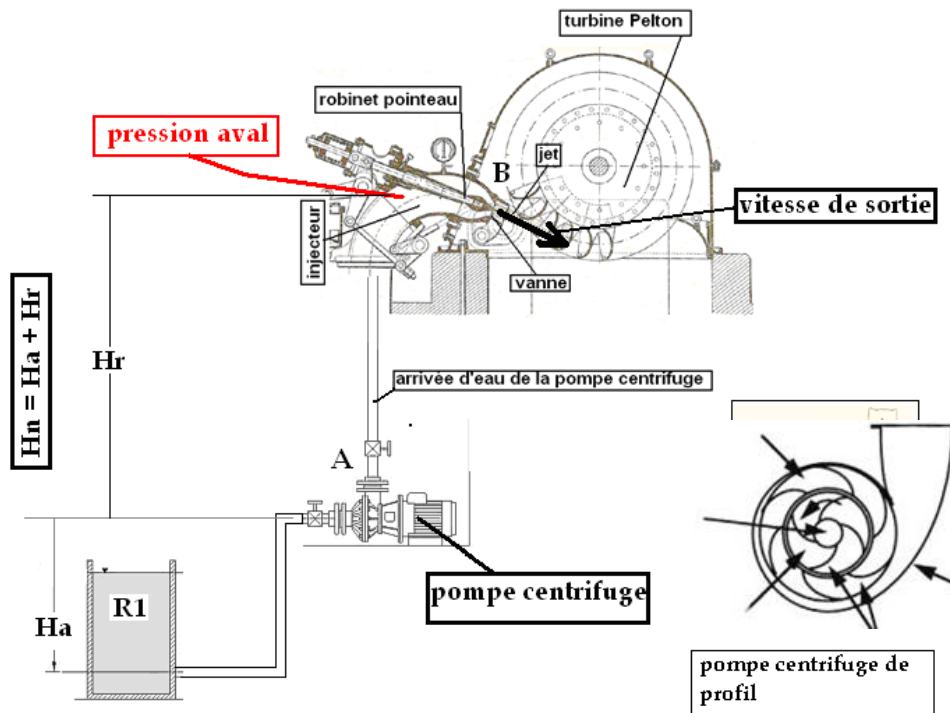


Figure 8. Pompe centrifuge reliée à un injecteur de turbine Pelton.

II. Rappels de l'hydraulique des pompes centrifuges. Courbes caractéristiques^{1,2,3,4}.

Sur la figure 9 on remarque aussi que par les points de fonctionnement A, B, C, D et E passent des paraboles⁴ toutes issues de l'origine 0. Ces cinq paraboles sont **les courbes caractéristiques de la conduite AB**. Pour maintenir un débit permanent Q dans une conduite en charge (sous pression), il faut et il suffit que l'on maintienne une différence de pression constante H dont la grandeur dépend uniquement de Q et de la constitution de cette conduite.

Les différentes valeurs de H portées en ordonnées, et celles de Q en abscisses, donneront donc une courbe qui caractérisera cette conduite, et que l'on nomme pour cette raison « courbe caractéristique de la conduite ». Aucun point de fonctionnement permanent n'est possible pour elle en dehors de sa courbe caractéristique.

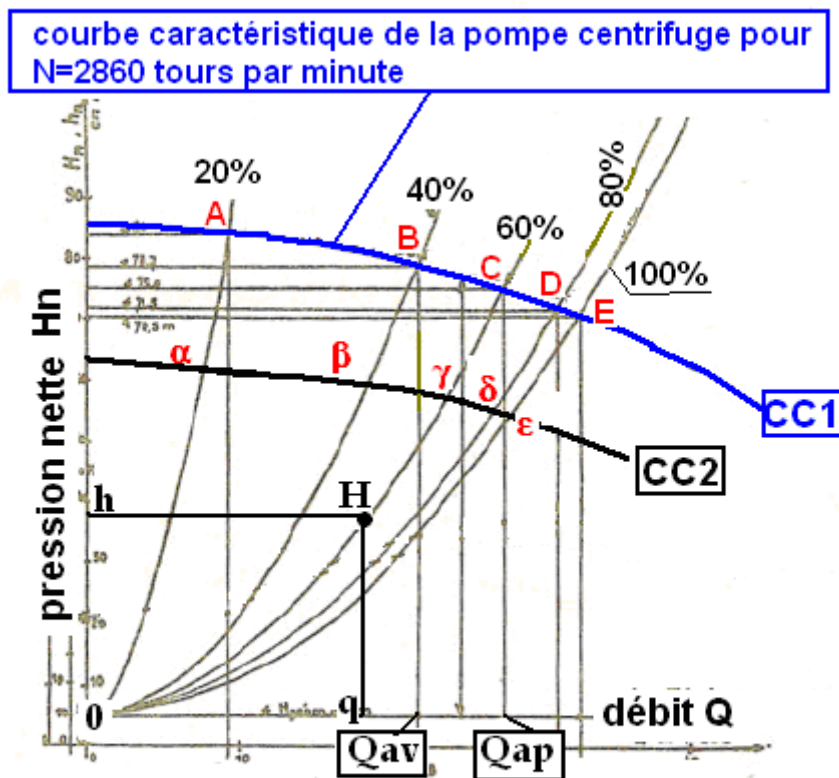


Figure 9. Courbes caractéristiques de la pompe centrifuge pour deux vitesses de rotation, à 2650 tours par minute (CC1) pour la courbe en bleu et 1500 tours par minute pour la courbe en noir (CC2). Ces courbes caractéristiques, pour des pompes centrifuges sont de type parabolique. D'après Tenot⁴.

Rappel de la Loi de Torricelli⁵.

Nous supposons dans cet exemple et les suivants que les pertes de charge (c'est-à-dire pertes de pression, donc de débit, au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la pompe) par frottement sur la longueur de la conduite sont négligeables, et qu'il en est de même pour l'énergie

cinétique absorbée par la mise en vitesse du liquide de la conduite. Dès lors la pression est, en hauteur de liquide : H.

C'est en 1643 que Torricelli écrivit la relation entre la pression et la vitesse d'un liquide enregistrée à la sortie d'un orifice percé à la base d'un réservoir. Un réservoir R (Figure 10 A) est percé à sa base par un orifice de diamètre D très grand devant l'épaisseur de la paroi du réservoir (mince paroi), et rempli d'eau à une hauteur constante H. La vitesse de l'eau qui sort du réservoir à la pression atmosphérique est déterminée par la relation de Torricelli $v = \sqrt{2gH}$ où g représente la constante universelle de gravitation (9.81 ms^{-2}). Si le réservoir R rempli d'eau à la hauteur h se déverse dans un deuxième réservoir R' dans lequel le liquide est à la hauteur h' (figure 10 B), alors la vitesse sera donnée par la différence de pression (H – h). Si on représente sur un graphe la vitesse du liquide V en fonction de la hauteur du liquide H, on obtient une parabole passant par l'origine 0 (Figure 10 C). La vitesse est alors donnée par la relation $v = \sqrt{2g(h - h')}$ ou encore $Q = SV = S\sqrt{2g(h - h')}$. Nous utiliserons cette dernière relation pour calculer la courbe caractéristique des conduites artérielles, que nous appellerons hauteur de Torricelli **Htor** :

- Pour le ventricule gauche H_{torVG} = Pression moyenne dans la chambre aortique – pression moyenne de la chambre auriculaire droite.
- Pour le ventricule droit H_{torVD} = Pression moyenne dans la chambre pulmonaire – pression moyenne de la chambre auriculaire gauche.

Représentons sur un même graphique (figure 10 D) les trois paraboles de section S1, S2 et S3 avec $S1 > S2 > S3$. La section S1 engendre la parabole R1, la section S2 engendre la parabole R2 et la section S3 engendre la parabole R3. **Pour une hauteur constante Hm dans le réservoir** de la figure 9, le débit augmentant proportionnellement à la section de l'orifice, le **débit sera d'autant plus élevé que la section sera plus grande, donc $Q1 > Q2 > Q3$** . Elevons au carré, la loi devient : $Q^2 = S^2(2gH)$ ou bien $H = Q^2 \frac{2g}{S^2}$. Le

rapport $\frac{1}{2g}$ est constant. Appelons S la section de la vanne de sortie. Pour une section S

de la vanne de sortie donnée on peut écrire : $\frac{1}{2gS^2} = \text{constante} = R_{és}$. Appelons cette

constante $R_{és}$ la « **Résistance à l'écoulement** ». En conséquence, la résistance à

l'écoulement diminue lorsque la section de la vanne augmente. L'équation : $H = \frac{Q^2}{2g S^2}$

peut aussi s'écrire : $H = R e s^2 Q^2$ d'où : $R e s = \frac{\sqrt{H}}{Q}$. Ainsi la résistance à

l'écoulement est donc de type parabolique et non pas de type linéaire comme il est écrit dans de nombreux ouvrages⁶.

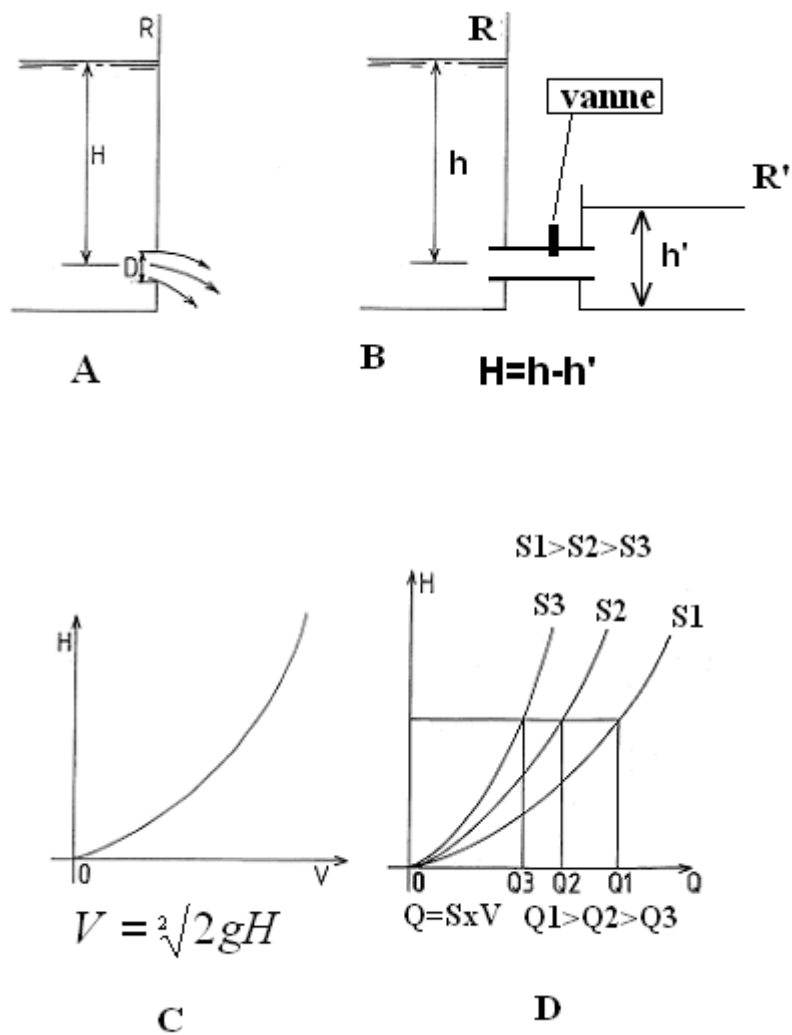


Figure 10.

A. Courbes caractéristiques des conduites artérielles et des ventricules.

Schématisons le mock-circulation selon la figure 11.

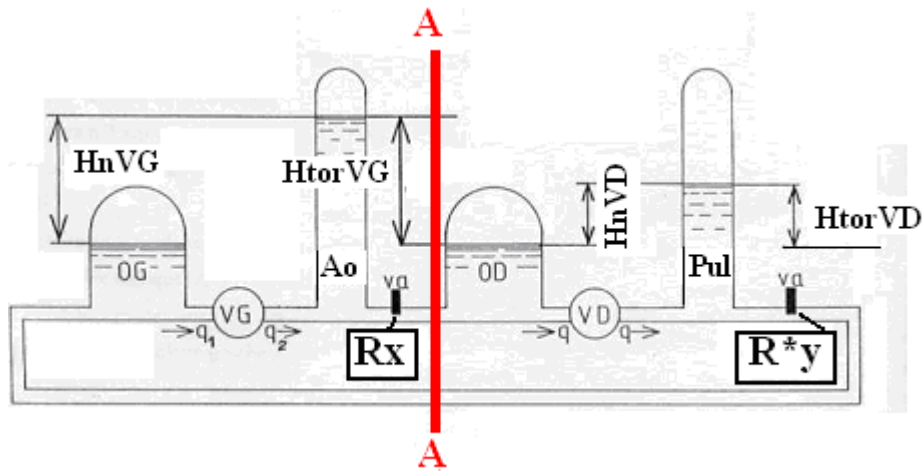


Figure 11 : Schématisation du banc expérimental. Schéma du « mock-circulation ». OG=chambre auriculaire gauche. VG=ventricule gauche. Ao=chambre artérielle systémique. OD=chambre auriculaire droite. VD=ventricule droit. Va=vanne. Rx=résistance systémique. R*y=résistance pulmonaire. q=débit. HnVG = Hauteur nette du ventricule gauche = PAo – POG. HnVD = Hauteur nette du ventricule droit = PPul – POD. HtorVG = Hauteur de Torricelli du ventricule gauche = PAo – POD. HtorVD = Hauteur de Torricelli du ventricule droit = PPul – POG.

Reportons-nous au schéma de la maquette de la circulation du « mock » de la figure 11. On étudie la variation du débit quand la résistance artérielle systémique R_x ou pulmonaire R^*_y varie, en laissant l'autre fixe.

Dans chaque cas :

1. On fait varier la fréquence N de 60 à 120 coups par minute avec un pas de 10 coups par minute, soit 7 niveaux de fréquence.
2. Pour chaque fréquence on fait varier la durée de systole % de 20% à 50% par pas de 5%, soit 7 niveaux de durée de systole.
3. Au total, pour un niveau de résistance donné, on obtient 49 mesures ($7*7$), repérées par le point de régime de fonctionnement ($N, \%$).

A.1. Vanne artérielle systémique fixe R_x =constante, effets de la résistance artérielle pulmonaire R^*_y .

On laisse alors fixe la résistance artérielle R_1 , et on diminue progressivement l'ouverture de la vanne pulmonaire c'est-à-dire qu'on augmente la résistance de R^*_1 à R^*_3 , avec $R^*_3 > R^*_2 > R^*_1$. Ensuite on augmente la résistance artérielle systémique à R_2 puis à R_3

avec $R_3 > R_2 > R_1$. Pour chaque résistance artérielle systémique fixe R_1 , R_2 et R_3 on augmente la résistance pulmonaire de R^*1 à R^*2 et R^*3 avec $R^*3 > R^*2 > R^*1$.

Les mesures.

1. les pressions moyennes auriculaires gauche (POG) et droite (POD)
2. les pressions artérielles systémiques moyennes (PAo).
3. les pressions artérielles pulmonaires moyennes (PPul).
4. le débit moyen (Q)
5. on détermine la hauteur nette¹ $HnVG = PAo - POG$ et $HnVD = PPul - POD$
6. on détermine la hauteur de Torricelli $HtorVG = PAo - POD$ $HtorVD = PPul - POG$

Les pressions sont mesurées à l'aide des tubes piézométriques de la figure 4, et exprimées. Les tubes sont gradués et étalonnés en mm d'Hg.

Le débit est donné par un débitmètre à moulinet (figure 4) exprimé en l/mn.

A.2. Courbes caractéristiques des ventricules.

i. Courbe caractéristique du ventricule gauche. On se fixe à la fois la résistance artérielle pulmonaire R^*x1 , une fréquence de battement N et une durée de systole % pour une pression d'activation du ventricule gauche de 165 mm d'Hg. On augmente la résistance artérielle systémique de R_1 à R_5 . Après avoir déterminé les points de régime hydraulique on augmente la résistance pulmonaire à R^*x2 que l'on fixe, puis on augmente la résistance artérielle systémique de R_1 à R_5 .

ii. Courbe caractéristique du ventricule droit. On se fixe à la fois une fréquence de battement N et une durée de systole % pour une pression d'activation du ventricule gauche de 120 mm d'Hg. On augmente la résistance artérielle systémique de R_1 à R_5 .

IV. RESULTATS.

Définition importante : On appelle « **point de régime hydraulique**^{1,2,3,4} » le point déterminé par son débit en abscisse et sa pression Hn en ordonnée. Les pressions sont exprimées en « hauteur de liquide », généralement en mm de mercure (mm d'Hg).

Les tableaux I et II résumant les résultats expérimentaux obtenus sur le Mock-circulation des mesures de Hn et $Htor$ pour les ventricules gauche et droit.

A) RESULTATS DE LA HAUTEUR NETTE Hn POUR LE VENTRICULE GAUCHE.

Sur la figure 9 sont représentées les courbes d'évolution de la pression nette H_n en fonction du débit Q , pour chaque fréquence N et chaque durée de systole %, et pour trois niveaux de résistance artérielle systémique différents R_1 , R_2 et R_3 avec $R_3 > R_2 > R_1$.

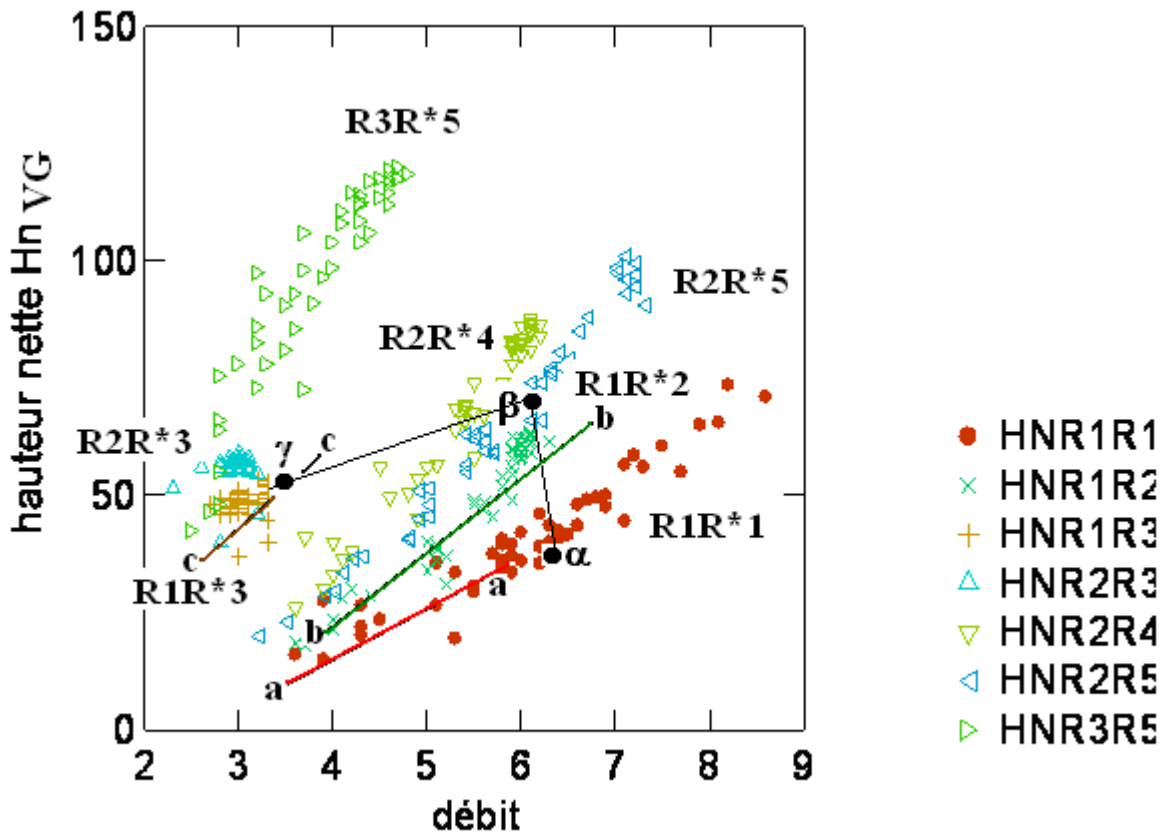


Figure 12. Evolution des points de régime hydraulique de la hauteur nette H_n en fonction du débit et de la résistance artérielle systémique R_x de la résistance artérielle pulmonaire R^*y pour le **ventricule gauche**. Les points α , β et γ décrivent une droite brisée, alors qu'on s'attendait à un point unique α pour une résistance systémique fixe R_1 .

On remarque sur cette figure que pour une même résistance systémique R_1 il existe 3 groupes de points de régime **aa**, **bb** et **cc**, un pour chaque niveau de résistance pulmonaire R^*1 , R^*2 et R^*3 . Prenons un point de régime particulier α . Si on applique le principe illustré par la figure 9, on doit s'attendre à avoir un point unique, mais selon la résistance pulmonaire ce point va se trouver en β ou en γ . Ces résultats sont en contradiction avec la théorie générale.

B) RESULTATS DE LA HAUTEUR DE TORRICELLI H_{tor} POUR LE VENTRICULE GAUCHE (figure 13).

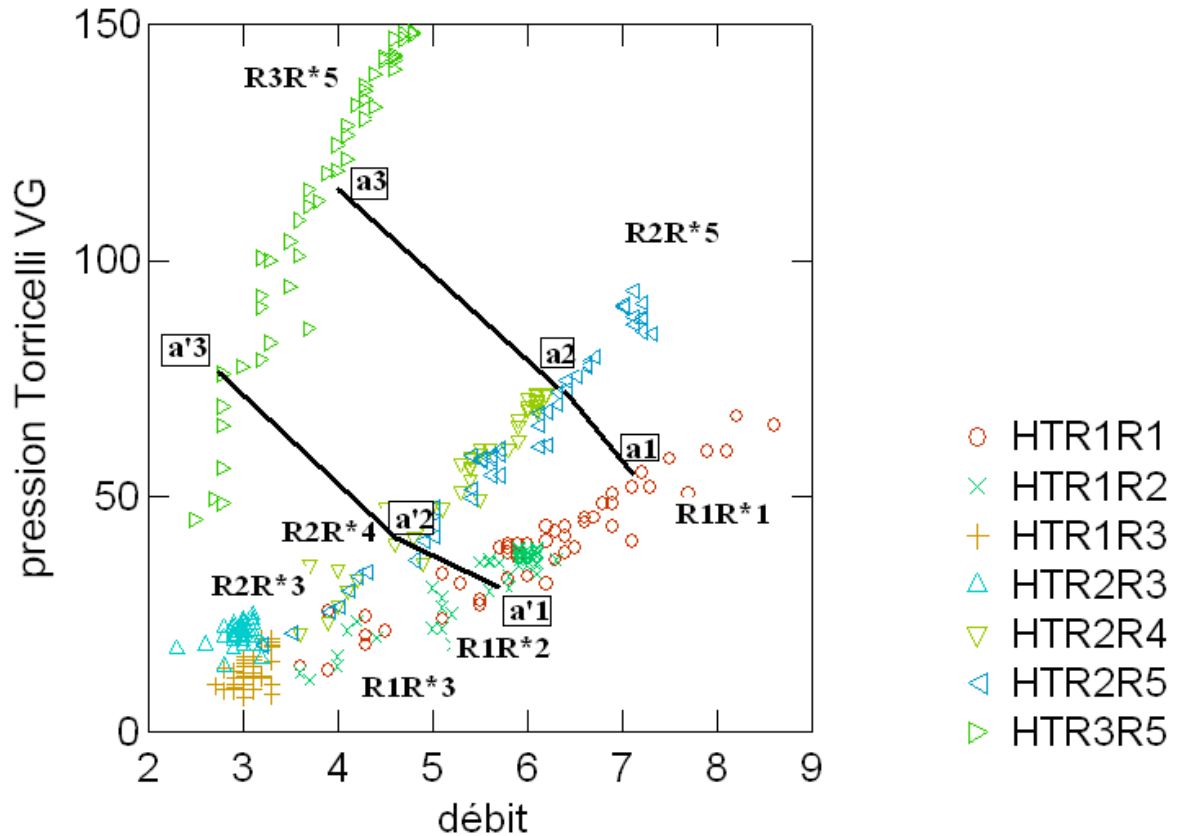


Figure 13. Pression de Torricelli Htor = PAo – POD en fonction du débit

Sur cette figure les points de régime suivent bien la courbe de leurs résistances artérielles fixes R1, R2 et R3. Ces courbes des points de régime de la hauteur de Torricelli doivent représenter une parabole puisqu'il s'agit, d'après les hydrauliciens, de la transformation d'une énergie potentielle en énergie cinétique¹. Prenons un point de régime dont la fréquence de battement et la durée de systole restent **fixes** pour un niveau de résistance R1R*1. Soit **a1** ce point. Augmentons alors la résistance artérielle à R2 ($R2 > R1$), en maintenant fixe la résistance pulmonaire R*1. Le nouveau point va se placer en **a2**. Augmentons encore la résistance artérielle à R3 avec $R3 > R2$, tandis que la résistance pulmonaire reste R*1. Alors le nouveau point de régime devient **a3**, puis relier les points **a1-a2-a3**. **C'est le principe de construction des courbes caractéristiques proposé par les hydrauliciens. Ces trois points dessinent la courbe caractéristique du ventricule gauche pour une résistance pulmonaire donnée R*1.** On remarque que quand la résistance artérielle systémique augmente, la pression artérielle s'élève et le débit chute.

Revenons au point de régime **a1**. On maintient la résistance artérielle R1 fixe. Augmentons la résistance pulmonaire à R*2, alors le point de régime devient **a'1**. Gardons la nouvelle

résistance pulmonaire R^*2 fixe et augmentons la résistance systémique à $R2$ puis à $R3$. On obtient les points $a'2$ et $a'3$. Si on réunit les points $a'1$ - $a'2$ - $a'3$ on obtient une nouvelle courbe caractéristique pour le ventricule gauche. On a ainsi autant de courbes caractéristiques pour le ventricule gauche pour une résistance donnée qu'il y a de résistances pulmonaires. Là encore cette méthode n'est pas applicable pour le cœur artificiel donc pour le cœur humain.

Représentons maintenant les points de régime hydraulique, exprimés par la racine carrée de la hauteur de Torricelli H_{tor} en fonction du débit (figure 14).

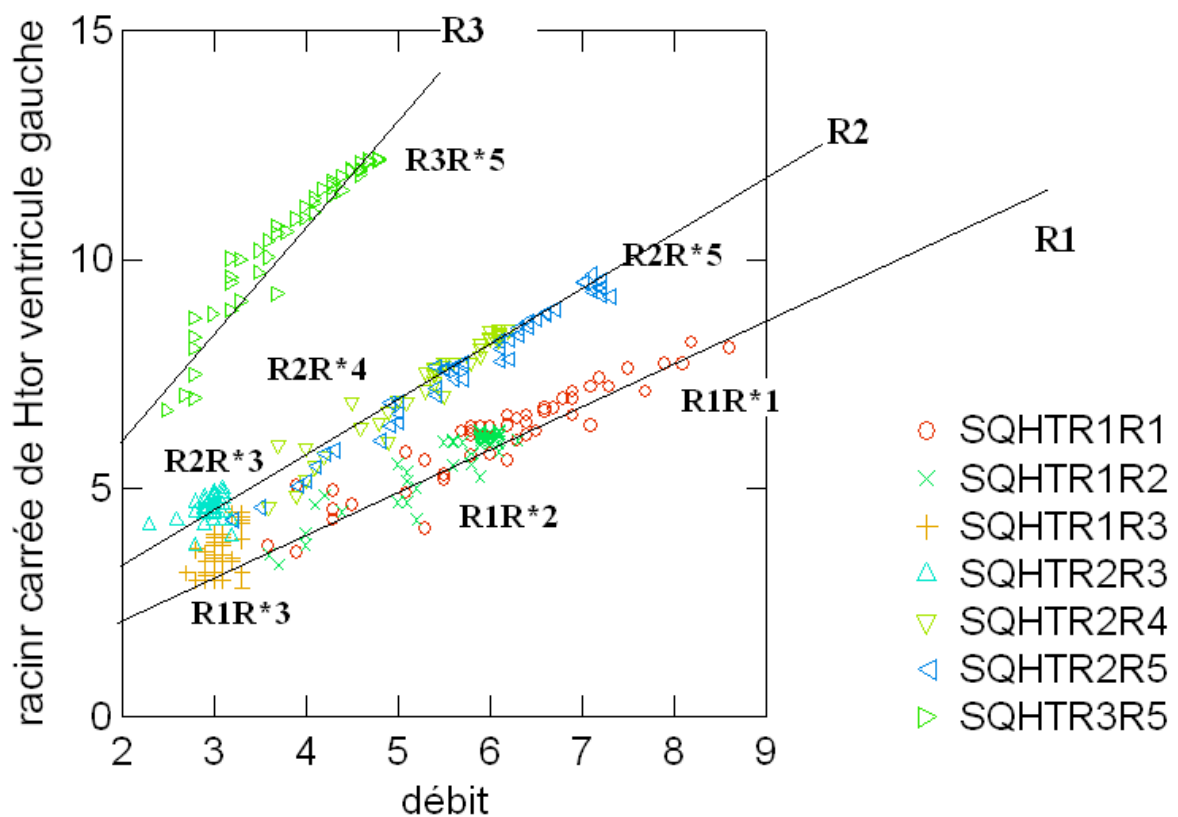


Figure 14. Racine carrée de la pression de Torricelli $\sqrt{H_{tor} = P_{Ao} - P_{OD}}$ en fonction du débit.

L'analyse de corrélation linéaire des groupes de points prouve que les courbes de la figure 11 sont bien des **arcs de paraboles**. On appelle Q le débit et r le coefficient de corrélation de Pearson. Les équations des droites sont les suivantes :

$$R1R^*1 : H_{tor} = 0.87 Q + 0.8 \quad (r=0.94)$$

$$R1R*2 : H_{tor} = Q - 0.01 \quad (r=0.92)$$

$$R1R*3 : H_{tor} = 1.7 Q - 1.7 \quad (r=0.55)$$

$$R2R*3 : H_{tor} = 0.6 Q + 4.9 \quad (r=0.31)$$

$$R2R*4 : H_{tor} = 1.3 Q + 0.02 \quad (r=0.31)$$

$$R2R*5 : H_{tor} = 1.3 Q + 0.1 \quad (r=0.99)$$

$$R3R*5 : H_{tor} = 2.2 Q + 2 \quad (r=0.96)$$

Les points R1R*1, R1R*2 sont alignés, alors que les points R1R*3 forment un groupe situé néanmoins à un niveau de débit inférieur à celui de R1R*2 ($Q_{R1R*3} < Q_{R1R*2}$). C'est-à-dire que pour un même niveau de résistance systémique quand la résistance pulmonaire augmente ($R*3 > R*2 > R*1$) le débit diminue. La faible corrélation pour R1R*3 est due à la trop forte augmentation de la résistance pulmonaire, il n'y a plus assez de retour veineux pulmonaire pour assurer le débit cardiaque. On remarque donc déjà le rôle prédominant du ventricule droit et de la résistance pulmonaire sur le contrôle du débit cardiaque, déjà bien démontré par les travaux de Guyton^{7,8}. Cette figure 14 représente de manière très lisible les différents niveaux de résistance des vannes artérielles systémique (Rx) et pulmonaire (R*y).

C) LES RESULTATS DE Hn ET DE Htor POUR LE VENTRICULE DROIT.

Les représentations des hauteurs nettes et de Torricelli en fonction du débit sont identiques à celles du ventricule gauche, avec des ordonnées beaucoup plus petites compte tenu des faibles pressions pulmonaires.

Au total, seules les courbes caractéristiques de la **pression de Torricelli du ventricule gauche** offrent une importance à notre étude car elles offrent une analogie aux courbes caractéristiques de la hauteur nette de l'hydraulique générale des pompes.

D) COURBES CARACTERISTIQUES DES VENTRICULES GAUCHE ET DROIT.

Sur la figure 15 sont représentées les courbes caractéristiques du ventricule gauche avec une pression d'activation normale à 165 mm d'Hg (droite AB) et avec une pression d'air comprimé à 120 mm d'Hg simulant une insuffisance ventriculaire (droite CD). Les points B et D représentent le débit maximum qu'éjecterait le ventricule si la résistance à l'écoulement était nulle. Les points A et C représentent la pression nette maximale si le ventricule éjectait contre une résistance infinie avec un débit nul. Si on diminue encore la pression d'activation à 65 mm d'Hg, on obtient la courbe caractéristique du ventricule droit (EF). En diminuant encore la pression d'activation on simule une insuffisance ventriculaire droite (GH). On remarque alors la chute impressionnante du débit cardiaque.

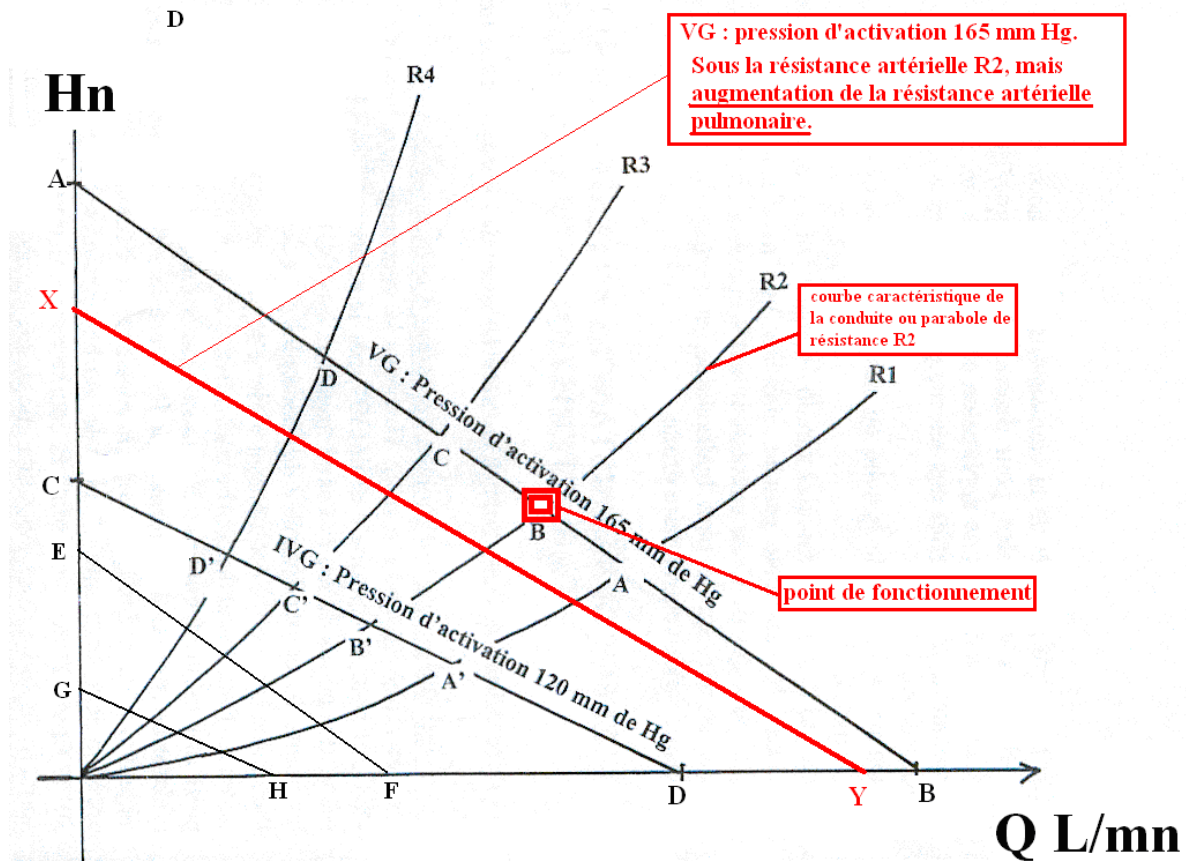


Figure 15. Courbes caractéristiques du ventricule gauche (AB), du ventricule droit (CD). Après augmentation de la résistance pulmonaire, la courbe caractéristique du ventricule gauche devient XY.

Revenons à la courbe caractéristique du ventricule gauche AB. Si la résistance pulmonaire augmente, alors la droite caractéristique du ventricule gauche change de pente et d'ordonnée à l'origine et décrit la droite XY

V. DISCUSSION.

Le régime hydraulique imposé par le cœur pneumatique est périodique. Pour appliquer les lois de l'hydraulique des pompes, on doit considérer le régime comme permanent, C'est la raison pour laquelle on calcule les pressions et les débits moyens.

La résistance artérielle est souvent mesurée par les praticiens par le rapport de la pression artérielle moyenne sur le débit cardiaque. Nos résultats contredisent ce calcul. En conformité avec les lois de l'hydraulique, et notamment de la loi de Torricelli, la pression à l'origine de l'écoulement est égale à la différence entre la pression artérielle moyenne amont et la pression auriculaire moyenne aval. Nous avons appelé cette pression « pression de Torricelli » H_{tor} . La loi de Torricelli ne s'applique que pour des orifices en paroi mince,

c'est-à-dire quand le diamètre de l'orifice de sortie est petit par rapport avec l'épaisseur de la paroi du réservoir. Dans le cas du « mock », ou de la circulation sanguine, l'écoulement se fait dans une conduite, donc on doit tenir compte des pertes de charge et appliquer la loi de Bernouilli⁵. Cette loi tient compte de la perte de charge (de pression) utilisée pour entretenir la vitesse dans la conduite. Cette perte de charge doit être additionnée à la pression enregistrée par l'expérience. Dans des conduites de très petit diamètre les pertes de charge sont calculées par la loi de Poiseuille⁵. Dans les conduites de plus grand diamètre les hydrauliciens utilisent la formule de Dupuit⁴, où ces pertes de pression varient en fonction du carré de la vitesse du fluide. Dans la formule de Bernouilli⁵ la perte de charge J est donnée par l'équation $J = \frac{V^2}{2g}$. Prenons un exemple : si le débit moyen est de 5 l/mn et le diamètre

de la conduite artérielle du « mock » est de 33 mm, la vitesse moyenne du liquide est de 0.7 cm/s. la perte de charge est de $2.5 \cdot 10^{-6}$ m d'eau, c'est-à-dire une mesure microscopique. Il faut diviser cette valeur par 13.6 pour obtenir la perte de pression en mm d'Hg, donc négligeable. Nous pouvons donc appliquer la loi de Torricelli sans problème. Comme nous l'avons aussi signalé on ne tient pas compte des pertes de charge singulières qui sont proportionnelles au carré de la vitesse moyenne du liquide.

Le résultat emblématique de notre étude est l'influence majeure du retour veineux pulmonaire sur le contrôle du débit cardiaque. Ces résultats sont conformes avec les travaux de Guyton^{7,8} sur le retour veineux. Ce dernier a montré qu'en augmentant d'un même pourcentage la résistance artérielle ou veineuse, le débit cardiaque est divisé par huit dans le cas d'augmentation des résistances veineuses (figure 16). Par exemple, si on augmente de 300% (point **a**) la résistance artérielle systémique, le débit cardiaque passe de la valeur 100% à la valeur 80% environ. Pour une même augmentation **a** de la résistance veineuse le débit cardiaque se réduit à 20% environ du débit cardiaque.

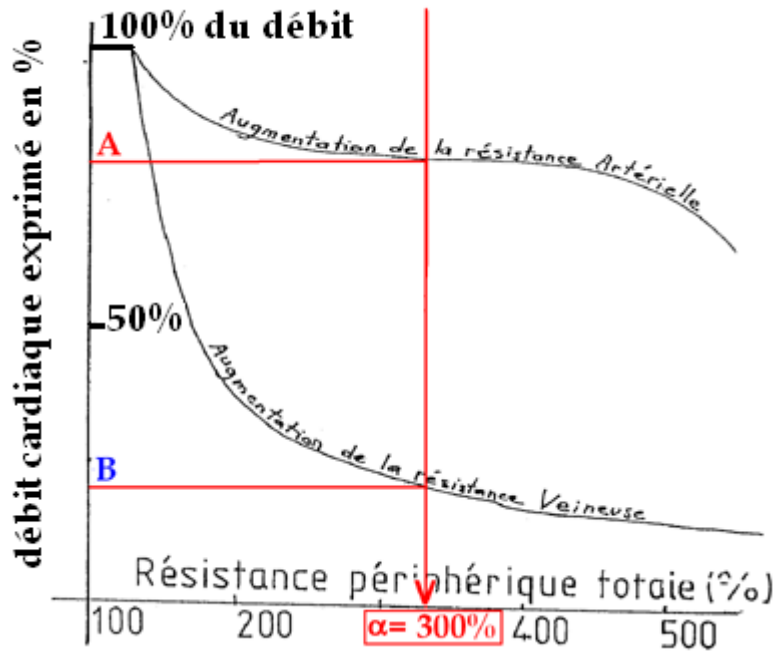


Figure 16. Résultats des travaux de Guyton^{7,8}. En ordonnée le débit cardiaque est représenté en %. C'est-à-dire que le débit cardiaque de départ est ramené à 100%. Si on augmente la résistance artérielle systémique de 300%, le débit cardiaque chute au point A (représentant 80% du débit cardiaque initial). Si on augmente la résistance artérielle pulmonaire de la même valeur 300%, le débit cardiaque chute au point B (représentant 20% du débit cardiaque initial). D'après Guyton^{7,8}.

Les travaux de Guyton^{7,8} sont mieux interprétés par l'utilisation des points de régime de la hauteur de Torricelli en fonction du débit de la figure 17.

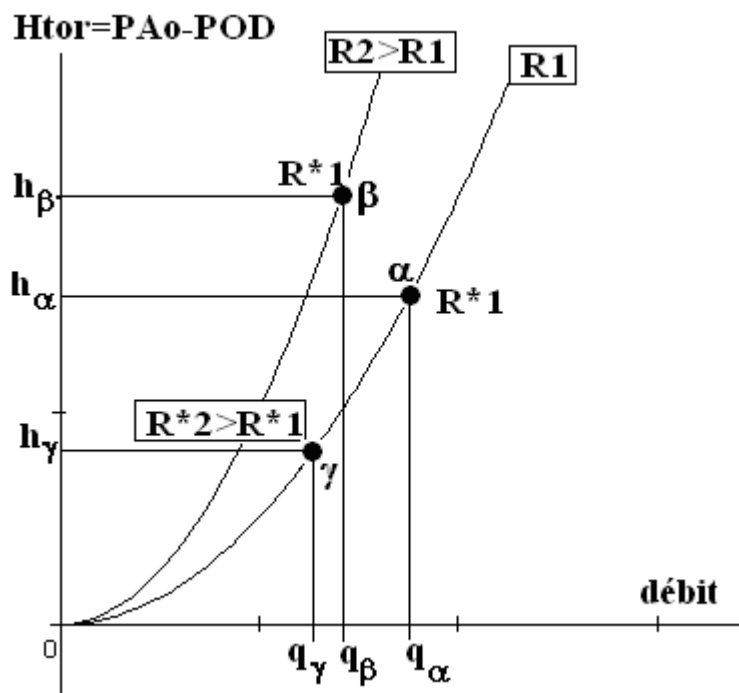


Figure 17

Sur cette figure nous avons représenté les paraboles de la résistance artérielle systémique R_1 et R_2 avec $R_2 > R_1$. Considérons le point de régime hydraulique α de débit q_α et de pression h_α . Si on augmente la résistance à R_2 de $x\%$, le point α devient β de débit $q_\beta < q_\alpha$ et de pression $h_\beta > h_\alpha$. Revenons au point α et laissons la résistance systémique fixe à R_1 . Augmentons alors la résistance artérielle pulmonaire de la même quantité $x\%$ que précédemment. Alors le point α devient γ de débit $q_\gamma < q_\beta$ et de pression $h_\gamma > h_\alpha$.

Notre représentation graphique à un avantage de simplicité par rapports aux différentes courbes de Guyton^{7,8}.

Mais, hélas, l'utilisation des courbes caractéristiques n'a pas résolu le problème du calcul des performances de chaque ventricule. En effet pour que l'énergie de la pompe ventriculaire soit prise mesurée, il faut calculer la hauteur nette H_n , qui prend en compte la différence d'énergie entre le remplissage et l'éjection du liquide. Or les points de régime de H_n en fonction du débit varient pour une même résistance artérielle systémique en fonction de la résistance artérielle pulmonaire. D'autre part seuls les points de régime de la pression de Torricelli décrivent le mieux les paraboles de résistance, mais dans ce cas l'énergie de la pompe n'est pas prise en compte.

Le résultat le plus important de notre étude est :

Que la courbe caractéristique du ventricule gauche est une droite de pente négative, dont l'allure générale se modifie avec le débit cardiaque. Le débit cardiaque est sous la dépendance du retour veineux pulmonaire qui dépend de la résistance artérielle pulmonaire et de la performance du ventricule droit. Cette remarque nous fait comprendre que le cœur n'est pas une pompe mais l'association de deux pompes à clapets à remplissage passif, montées en série sur un circuit fermé. L'utilisation des courbes caractéristiques permet de résoudre le problème de deux pompes centrifuges montées en parallèle ou en série. Nous allons entreprendre dans deux articles futurs la résolution de l'assistance en parallèle ventriculaire gauche et la mise en série de deux ventricules.

VI. CONCLUSION

En reprenant les termes de Bergeron⁹ pour le cœur artificiel, on peut conclure en disant qu'un ventricule pneumatique n'est pas défini suffisamment par son point de régime. La connaissance de sa caractéristique complète, au moins à la fréquence et à la durée de systole auxquelles il est utilisé, paraît indispensable.

Les courbes caractéristiques des ventricules sont des droites de pente négative mais sous l'influence des résistances artérielles pulmonaires. L'application humaine de ces courbes est impossible à réaliser parce que l'on ne peut pas faire varier les résistances artérielles tout en fixant la fréquence et la durée d'éjection.

Les courbes caractéristiques des conduites artérielles sont des paraboles passant par l'origine et dont la dérivée seconde représente la résistance à l'écoulement. Ceci suppose que la loi qui relie la résistance artérielle **Res** à la pression artérielle moyenne **H** et au débit moyen **Q** est

une loi parabolique donnée par $Res = \frac{\sqrt{H}}{Q}$. En cherchant d'autres relations entre la pression

nette H_n , la pression de Torricelli H_{tor} et le débit Q , seules les courbes caractéristiques de la pression de Torricelli du ventricule gauche en fonction du débit nous renseignent sur les niveaux de résistance artérielle systémique et pulmonaire et nous indiquent que le débit cardiaque est sous l'influence du retour veineux pulmonaire comme l'a depuis longtemps montré Guyton^{7,8}.

Toutes ces remarques impliquent que le cœur n'est pas une pompe unique, mais l'association de deux pompes à clapets à remplissage passif montées en série sur un circuit fermé. D'autres travaux, qui englobent les autres applications des courbes caractéristiques, ont été mis en œuvre sur l'assistance ventriculaire gauche en parallèle et sur l'association des ventricules en série et feront l'objet de publications ultérieures.

BIBLIOGRAPHIE

1. BERGERON L. Machines hydrauliques. Dunod Editeur, Paris, 1928.
2. BRUN E., MARTINOT-LAGARDE A., MATHIEU J. Mécanique des fluides. Tome 2. Dunod, Paris, 1968; 3-33
3. SEDILLE M. Courbes caractéristiques des pompes. In Turbomachines hydrauliques et thermiques. Masson Editeurs, Paris, 1967 ; 235.
4. TENOT A. Hydraulique et hémodynamique. In Exercices numériques de mécanique des fluides en vue des applications industrielles. Albert Blanchard, 1961 ; 244-288.
5. BOUASSE H. Jets, tubes et canaux. Delagrave éditeur, Paris, 1923, 286.
6. Mac DONALD D. A. Blood flow in arteries. Edward Arnold, London, 1974, 78-103.

7. GUYTON A.C. Venous return. In Handbook of physiology, Hamilton and Dow, Washington, Circulation, 1963; II ; 1099-1127.
8. GUYTON A.C. ABERNATY B ., LANGSTON J.B., KAUFMAN B.N., FAIRCHILD H.M. : Relative importance of venous and arterial resistances in controlling venous return and cardiac output. Am. J. of Phys., 1959; 196: 1008-1014.
9. BERGERON L. Du coup de bélier en hydraulique au coup de foudre en électricité. Dunod éditeur, Paris, 1950, 316.

Tableau I. Hauteur nette (Hn) pour le ventricule gauche.

$$\mathbf{Hn = PAo - POG}$$

Les indices $\mathbf{R_x R^*_y}$ se lisent de la manière suivante :

\mathbf{x} = résistance artérielle systémique de l'expérience \mathbf{x} .

\mathbf{y} = résistance artérielle pulmonaire de l'expérience \mathbf{y} .

Ainsi $\mathbf{R1R^*2}$ signifie résistance systémique $\mathbf{R1}$ et résistance artérielle pulmonaire $\mathbf{R^*2}$.

\mathbf{N} = fréquence cardiaque en coups par minute

$\mathbf{\%}$ = durée de systole en pourcentage de la durée du cycle

\mathbf{Q} = débit cardiaque en litre par minute (l/mn).

\mathbf{Hn} = hauteur nette du Ventricule Gauche en mm de mercure (Hg).

N	%	HnR1R*1	HnR1R*2	HnR1R*3	HnR2R*3	HnR2R*4	HnR2R*5	HnR3R*5
60	20	27,5	30	53	58	41	37	78
60	25	35,5	40	53,5	59	56	51,5	97,5
60	30	39,5	49	53	58	68	62	106
60	35	37	48	52,5	58	69	61,5	108
60	40	37,5	47	52	58	68	64	114,5
60	45	36	47	50,5	58	67,5	59,5	117
60	50	33,5	45,5	49,5	56	67	59	117,5
70	20	26,5	28	50	57	40	36,5	75,5
70	25	33,5	38,5	51	57	56,5	51	93
70	30	42	54,5	50,5	56,5	74	63	72,5

70	35	40,5	62,5	50	57	82,5	74	110,5
70	40	39,5	60,5	49	57,5	81,5	76	114
70	45	39	60	49	57	82	77,5	117,5
70	50	38	58	49	57	80	79	120
80	20	23,5	28,5	49,5	56,5	38	33,5	48
80	25	34,5	39,5	50	56	56	48	86
80	30	41,5	57,5	50	57	68,5	63	98
80	35	46	63	49,5	56,5	83	74	108
80	40	43,5	63	49	57	85	88	112
80	45	42,5	61	49	57	84,5	94,5	117,5
80	50	43,5	59	48,5	55,5	81	96	119,5
90	20	22	23,5	48,5	54,5	36,5	29,5	64
90	25	30,5	37	49	56	53,5	45,5	82,5
90	30	40,5	54	48	56	69,5	59	93
90	35	48	63,5	49	56	82	71	104
90	40	50	63	48,5	55,5	86	85	112,5
90	45	49,5	61	48	57	86,5	97	116,5
90	50	50	59,5	48	57	83,5	98,5	120
100	20	20	21,5	44,5	51,5	33	28,5	55
100	25	29,5	36	48,5	57	50,5	45	78
100	30	40	52	48	56	66	59,5	90,5
100	35	49	62,5	48	56	81	71,5	98,5
100	40	56	62,5	48	57	87	85	108,5
100	45	58,5	59,5	47,5	56,5	85,5	97	114,5
100	50	60,5	59	47	56	85	99,5	118,5
110	20	16	18,5	40	46	30	23	46,5
110	25	26,5	34	48	56	49,5	40,5	73
110	30	36	48,5	47,5	55,5	64	56,5	85,5
110	35	47,5	61,5	47	56	78	66	96,5
110	40	56,5	62,5	47	57	87	80,5	106
110	45	65	61	47	57	85	90,5	113,5
110	50	71	58	46	56	84	101	118,5
120	20	15	18	37	40	26	20	42,5
120	25	19,5	31	47	55	45	41	66
120	30	35,5	49	46,5	55,5	58	55	81
120	35	44,5	59	46,5	55	74	66	91
120	40	55	61,5	46	56	86,5	77	104
120	45	65,5	60	46	56	87,5	93	112
120	50	73,5	56	46	55,5	82,5	97,5	117,5

Tableau II. Hauteur de Torricelli (Htor) pour le ventricule gauche.

$$H_{tor} = PA_o - POD$$

Les indices $R_x R_y^*$ se lisent de la manière suivante :

x = résistance artérielle systémique de l'expérience x .

y = résistance artérielle pulmonaire de l'expérience y .

Ainsi $R1R*2$ signifie résistance systémique $R1$ et résistance artérielle pulmonaire $R*2$.

N = fréquence cardiaque en coups par minute

% = durée de systole en pourcentage de la durée du cycle

Q = débit cardiaque en litre par minute (l/mn).

Htor = hauteur de Torricelli du Ventricule Gauche en mm de mercure (Hg).

HtorR1R*2	HtorR1R*3	HtorR2R*3	HtorR2R*4	HtorR2R*5	HtorR3R*5
23,5	19	23	35,5	34	77,5
30,5	20	24	47,5	47,5	100,5
36	20	23	56,5	57,5	115
36	20	24	58,5	58,5	121,5
36	20	24	58	58	133
36,5	18,5	25	59	59	139,5
36	18	24	60	60	143
21,5	15	22	34,5	33	76
28,5	16	22	47,5	47	100
38	16	22	60	58,5	85,5
39	16	23	66,5	68	128,5
38	15,5	23,5	66,5	69,5	136
38,5	15,5	23	68,5	72,5	142,5
37,5	15,5	23	68,5	75,5	147
20	13,5	20,5	32,5	30	48,5
26,5	14,5	20,5	48	44	92,5
35,5	14,5	21,5	57	58	111,5
38,5	14	21,5	66,5	67,5	126,5
39	14	22	68,5	79,5	134
38	14	22	69,5	85	143
38	14	21	68	88	147
16	12	18,5	30	26,5	65
25	13	20	44,5	41,5	90
33	11,5	20	56	54,5	108,5
38	12,5	20	65	65	124,5
38,5	12,5	21	69	77,5	137
37,5	12,5	22	71,5	87,5	143,5
37,5	12,5	22	71	90	148
14	10	17,5	27	25,5	56
22	12	20	41,5	40,5	82,5
30,5	11,5	20	53,5	54,5	104
36	11,5	20	65	65	119
37	11,5	21	70	78	134
36,5	11,5	21	70	88	142,5
38	11,5	21	71,5	91	148,5
12,5	8	15,5	23,5	21	49,5
22	10	18,5	40	36,5	79
30	10	18,5	51	51,5	101
36,5	10	20	62	60,5	118,5
37	10	21	70	74,5	132,5
37	10	21	70,5	84,5	143
36,5	10	21	72	93,5	148
11	7,5	14	21	18,5	45
18,5	9,5	17,5	36	36,5	69

27,5	9	18,5	49,5	49,5	94,5
33,5	9	18,5	60	61	112,5
35,5	9	20	70	72	130
36,5	9	19,5	72	86,5	140,5
35,5	9	19,5	71	90,5	148