



HAL
open science

ALGORITHMME PERMETTANT L'ÉVALUATION DU DYSFONCTIONNEMENT DES VENTRICULES GAUCHE ET DROIT INDÉPENDAMMENT L'UN DE L'AUTRE.

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

► **To cite this version:**

Richard Venet, T. Dupont, Alain Pavie, Philippe Leger. ALGORITHMME PERMETTANT L'ÉVALUATION DU DYSFONCTIONNEMENT DES VENTRICULES GAUCHE ET DROIT INDÉPENDAMMENT L'UN DE L'AUTRE.. 2010. hal-00510262

HAL Id: hal-00510262

<https://hal.science/hal-00510262>

Preprint submitted on 17 Aug 2010

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.

ALGORITHMME PERMETTANT L'ÉVALUATION DU DYSFONCTIONNEMENT DES VENTRICULES GAUCHE ET DROIT INDÉPENDAMMENT L'UN DE L'AUTRE.

ÉTUDE HYDRAULIQUE DU CŒUR ARTIFICIEL IMPLANTABLE JARVIK-7-100 SUR
UN BANC EXPÉRIMENTAL SIMULANT LA CIRCULATION SANGUINE : LE
« MOCK-CIRCULATION ». LOI DU CŒUR.

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

richard-venet@orange.fr

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

Résumé. 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. L'étude hydraulique, sur banc expérimental, des ventricules pneumatiques mis en mouvement par de l'air comprimé du cœur artificiel totalement implantable Jarvik nous a montré que ce sont des pompes alternatives à clapets dont les courbes caractéristiques sont des droites de pente négative et que le cœur artificiel Jarvik est composé de ces deux pompes en montées en série. A la différence des pompes centrifuges, le comportement hydraulique de ces ventricules nous fait apparaître et une loi simple entre les courbes caractéristiques d'extrémité et nous permet d'écrire un algorithme entre les débits de chaque ventricule mesurés isolément et le débit total du cœur Jarvik. En extrapolant nos résultats au cœur natif humain, nous appliquons cet algorithme à partir du cathétérisme cardiaque. Connaissant alors le débit cardiaque et les pressions moyennes aortiques et pulmonaires nous déterminons la valeur du débit de chaque

ventricule, droit et gauche. Une analyse statistique des données hémodynamiques chez 104 patients avant et après greffe cardiaque nous donne comme valeurs limites inférieures 3.1 l/mn pour le ventricule droit et 2.8 l/mn pour le ventricule gauche, en-deçà desquelles on peut affirmer l'insuffisance du ventricule.

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. Pour comprendre la relation qui existe entre le ventricule droit et le ventricule gauche nous avons décidé d'entreprendre une étude hydraulique classique du cœur, c'est-à-dire de déterminer les courbes caractéristiques des deux extrémités artérielles ainsi que les courbes caractéristiques des ventricules. Malheureusement sur le cœur natif nous ne pouvons pas faire varier les résistances artérielles ni maintenir constants la fréquence cardiaque et le temps d'éjection du ventricule. C'est pourquoi nous avons entrepris une étude hydraulique du cœur artificiel monté sur un banc hydraulique expérimental dans le but de chercher une éventuelle relation mathématique entre les débits moyens des deux ventricules pouvant aider le clinicien à affiner le diagnostic d'insuffisance ventriculaire gauche et/ou droite.

I. MATÉRIELS.

Rappel physiologique de la circulation sanguine.

- L'oreillette gauche du cœur reçoit le sang en provenance des veines pulmonaires :

c'est la petite circulation.

- Puis, après l'oreillette gauche, le sang passe dans l'aorte. Il circule ensuite dans la grande circulation (appelée circulation systémique), puis revient par l'intermédiaire des veines caves (veine cave supérieure et veine cave inférieure), dans l'oreillette droite. Dans l'ensemble de l'organisme le sang provient de l'aorte qui transporte du sang provenant lui-même des poumons. Il s'agit d'un sang fraîchement oxygéné et propulsé dans l'aorte par le ventricule gauche. À partir de l'aorte un grand nombre d'artères appelées artère systémiques prennent naissance. Ces artères deviennent des artérioles puis des lits capillaires qui parcourent l'ensemble des organes.
- De l'oreillette droite le sang passe dans le ventricule droit pour regagner la petite circulation par l'intermédiaire des artères pulmonaires. Il s'agit de la circulation pulmonaire qui va transporter le sang veineux (pauvre en oxygène) vers les poumons qui permettent l'oxygénation du sang.

I.1. DESCRIPTION DU CŒUR ARTIFICIEL TOTALEMENT IMPLANTABLE JARVIK-7-100 (Figure 1 en haut).

Le cœur artificiel implantable intra-thoracique JARVIK est composé de deux ventricules pneumatiques de septième génération, de volume maximum 100 ml d'où le nom JARVIK 7-100.

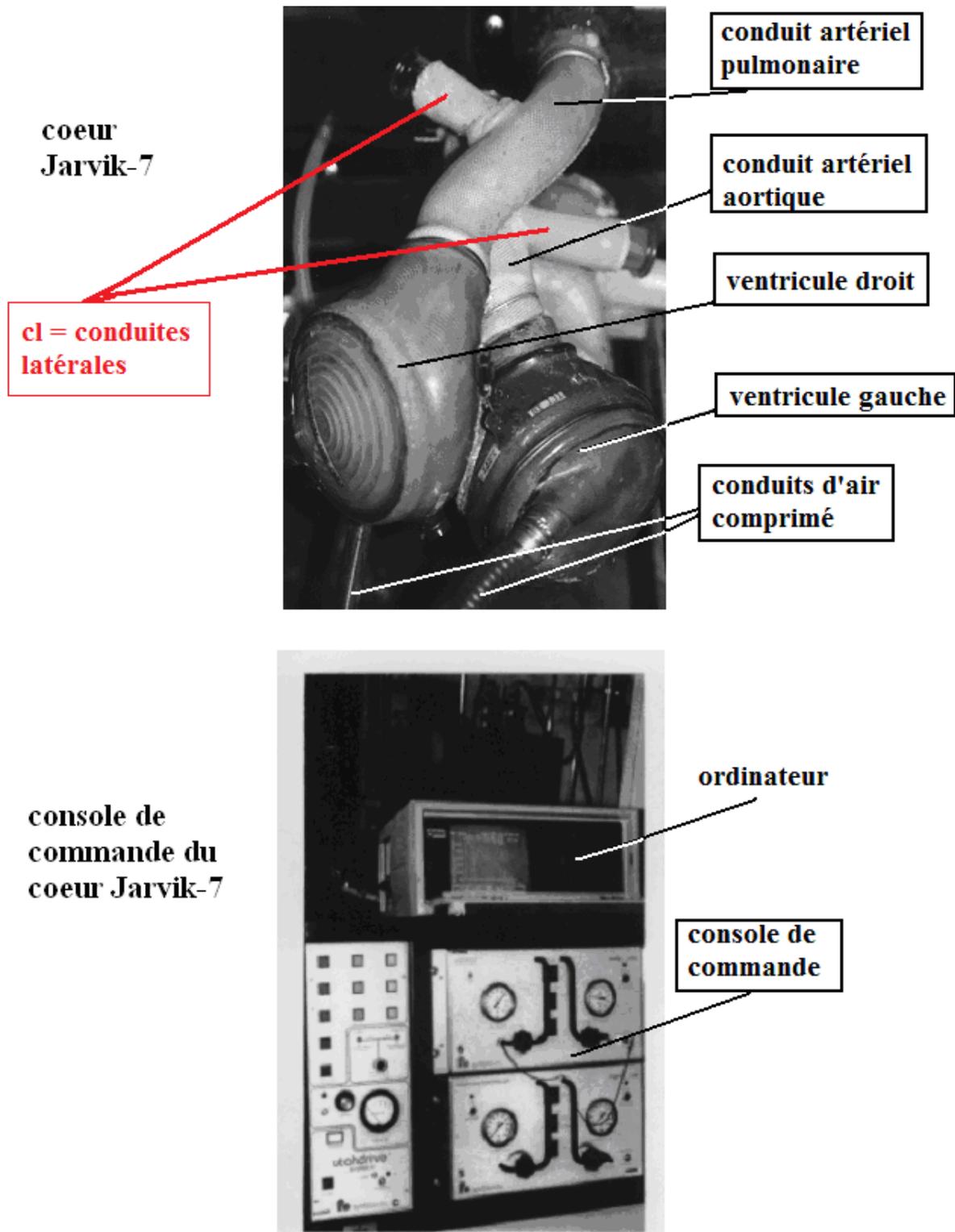


Figure 1. Le cœur artificiel Jarvik-7-100 et sa console de commande.

Chaque ventricule et chaque oreillette sont reliés au Mock par deux conduites souples d'environ dix centimètres de longueur. La figure 1 en haut représente un cœur Jarvik muni de ses 4 conduites principales. 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

I.2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT. Figure 2.

Chaque ventricule est muni de deux valves unidirectionnelles à disque d'entrée et de sortie HALL-KASTER™ des laboratoires METRODONIC.

L'eau remplit la chambre ventriculaire par différence de pression entre les cavités auriculaire et ventriculaire séparés par un diaphragme. Le remplissage des ventricules étant passifs la hauteur nette H_n est calculée par **$H_n = \text{Pression amont} - \text{Pression aval}$** . Le ventricule étant rempli, de l'air comprimé est alors injecté dans la chambre aérienne. La pression d'air comprimé (pression d'activation) pour le ventricule gauche est de 160 mm d'Hg et pour le ventricule droit de 120 mm d'Hg. 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.

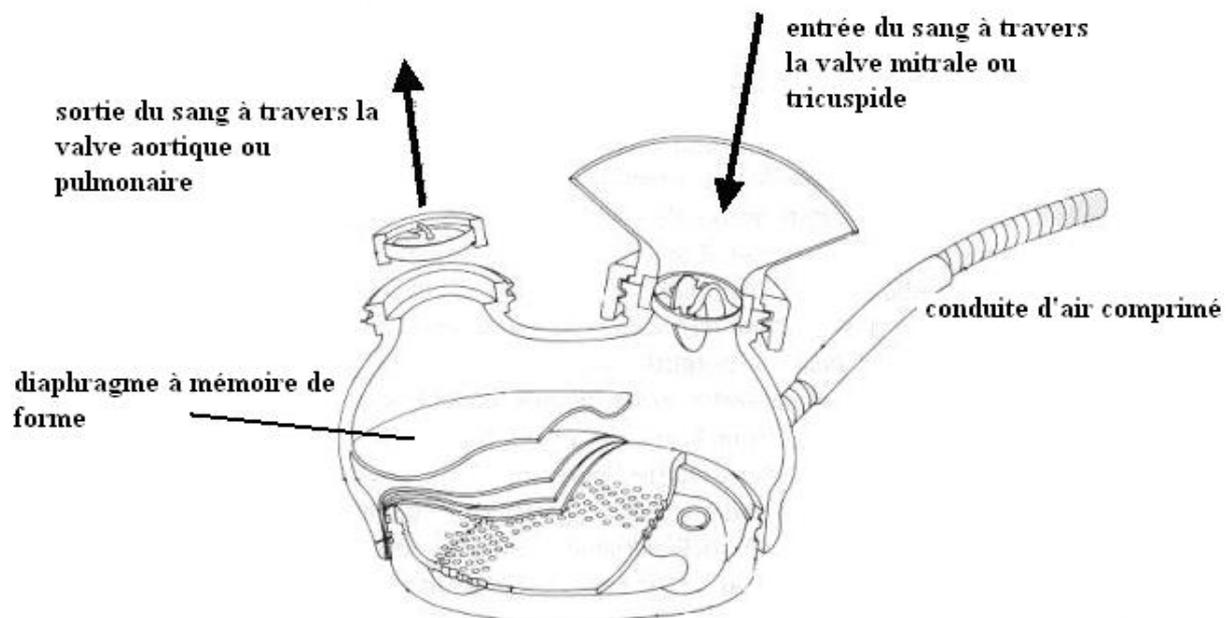


Figure 2. Description du cœur artificiel Jarvik-7-100.

I.3. CONSOLE DE COMMANDE DU COEUR JARVIK-7-100 (Figure 1 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 (temps d'éjection), 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 1 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.

I.4. DESCRIPTION DU BANC HYDRAULIQUE : «MOCK CIRCULATION ». Figure 3.

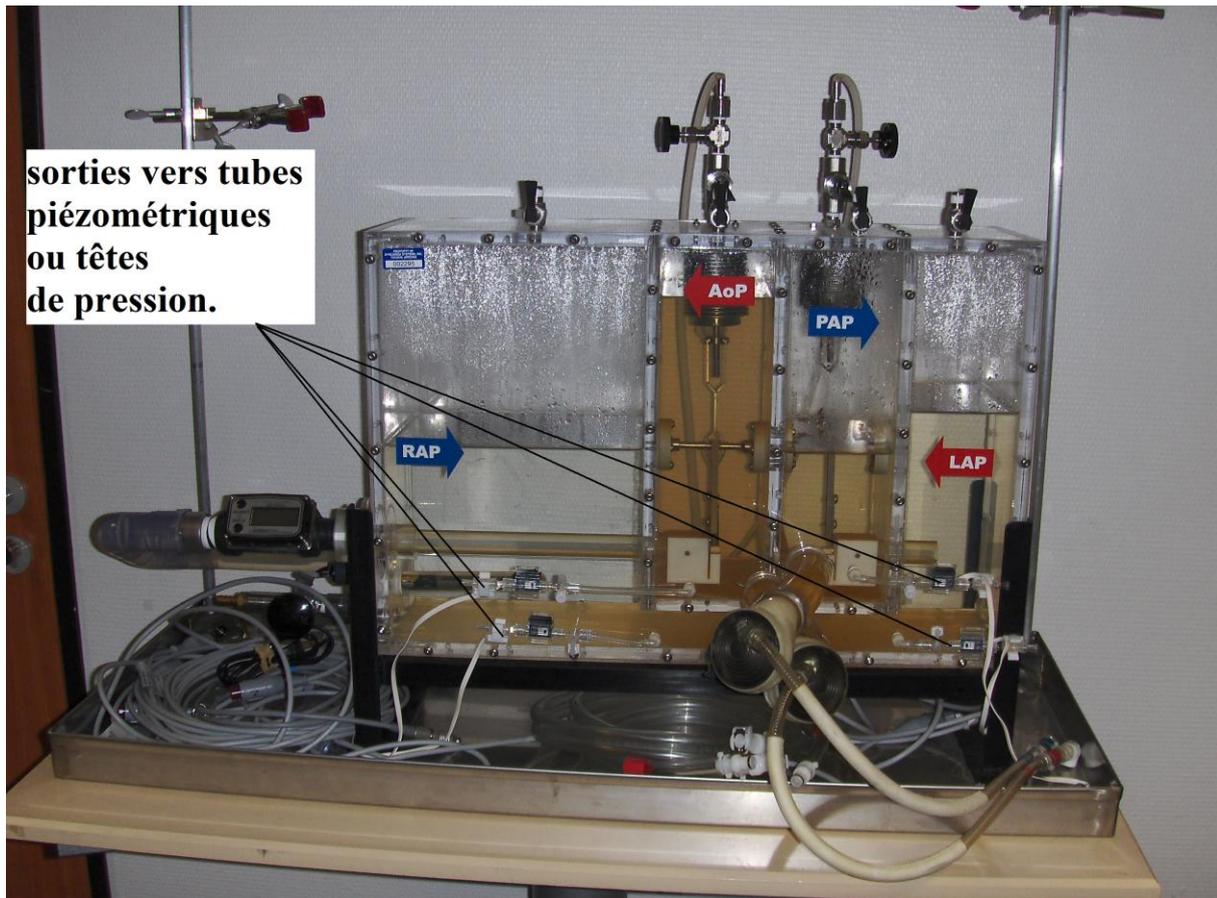


Figure 3. Le cœur artificiel Jarvik-7-100 monté sur le banc expérimental : le « mock-circulation. » AoP = chambre artérielle systémique (ou grande circulation). PAP = chambre artérielle pulmonaire. RAP = chambre auriculaire droite. LAP = chambre auriculaire gauche.

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 4 représente son épure.

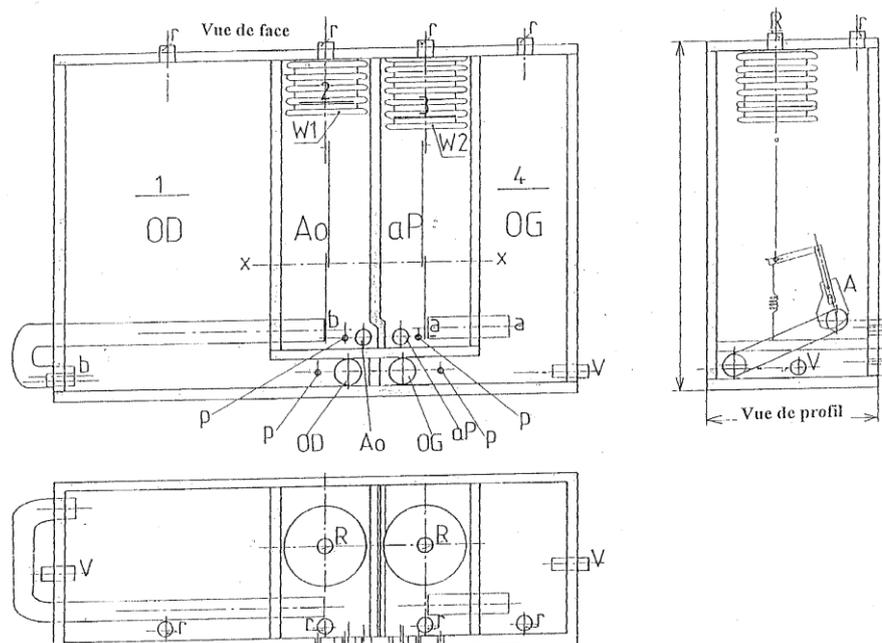


Figure 4. Schéma du Mock-circulation.

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 (figure 5).

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 4) est muni à sa partie supérieure d'un tube court en laiton sur lequel sont montées une molette (m) et un levier (t). Ces soufflets, ou Windkessel, permettent en variant la hauteur d'eau du Windkessel de simuler l'élasticité artérielle et donc de modifier la morphologie des courbes de la pression instantanée. Dans notre étude comme nous nous intéressons aux débits moyens et pressions moyennes, les vannes sont bloquées à un certain niveau d'ouverture (figure 5).

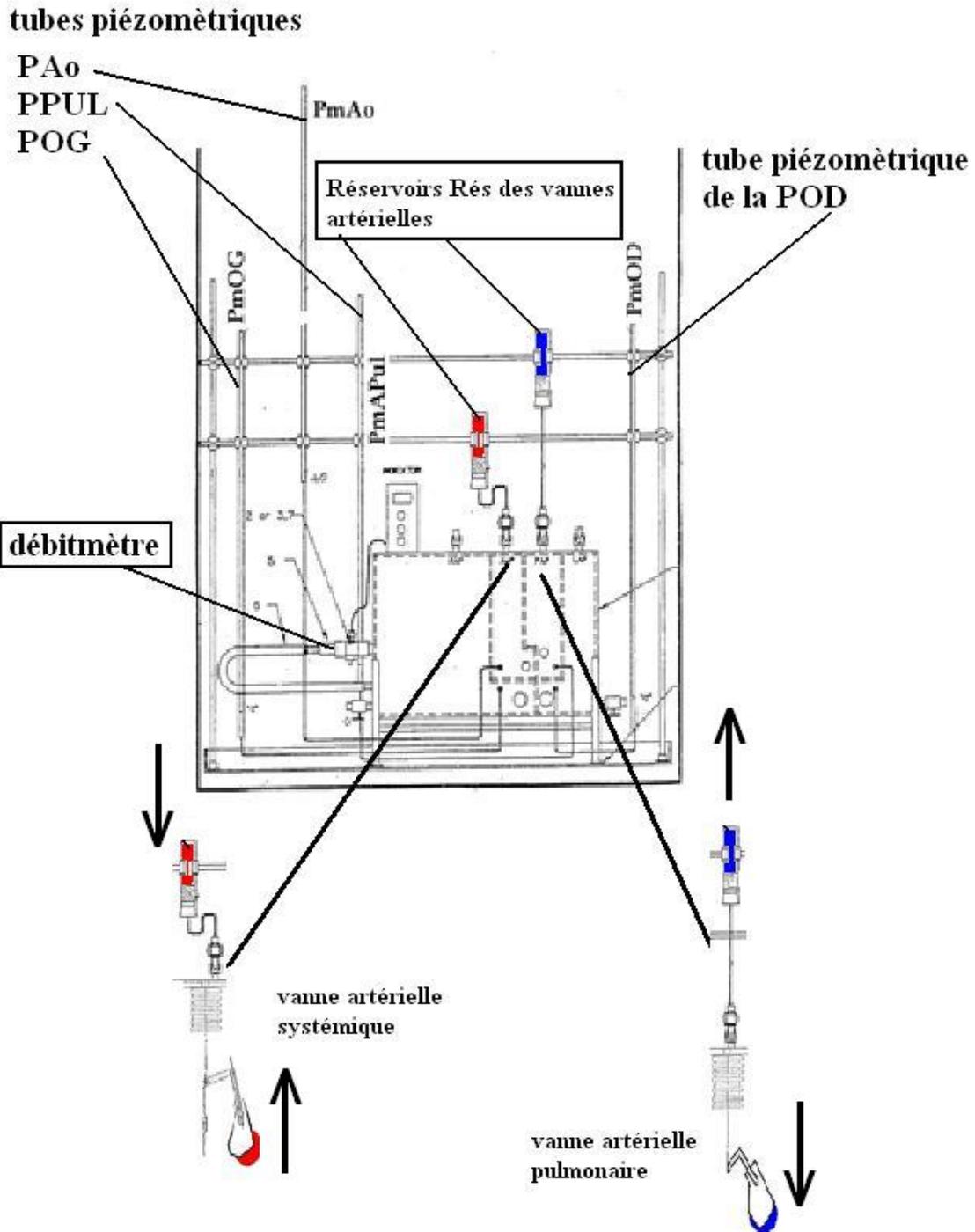


Figure 5. Ouverture des vannes artérielles par les réservoirs des chambres à air. Chaque soufflet est rempli d'eau par le réservoir qui le surmonte, celui-ci étant rempli jusqu'au tiers inférieur environ. En élevant ou en abaissant ce réservoir, on augmente ou diminue la pression dans le soufflet (flèches), c'est-à-dire on augmente ou on diminue la rigidité artérielle.

II. METHODES.

Schématisons le Mock-circulation selon la figure 6.

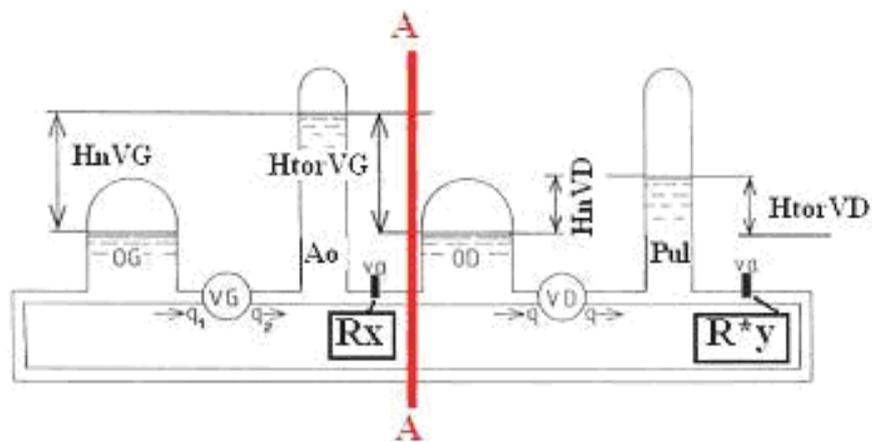


Figure 6 : Schématisation du banc expérimental « Mock-circulation ». OG=chambre auriculaire gauche. VG=ventricule gauche. Ao=chambre artérielle systémique (grande circulation). OD=chambre auriculaire droite. VD=ventricule droit. Va=vanne.

Rx=résistance systémique.

R*y=résistance pulmonaire. q=débit.

$HnVG = \text{Hauteur nette du ventricule gauche} = PAo - POG.$

$HnVD = \text{Hauteur nette du ventricule droit} = PPul - POD.$

$HtorVG = \text{Hauteur de Torricelli du ventricule gauche} = PAo - POD.$

$HtorVD = \text{Hauteur de Torricelli du ventricule droit} = PPul - POG.$

La verticale AA permet de séparer les deux circulations gauche et droite.

II.1. DETERMINATION CLASSIQUE DES COURBES CARACTERISTIQUES DES VENTRICULES PNEUMATIQUES DU CŒUR ARTIFICIEL JARVIK-7-100 ET DES CONDUITES ARTERIELLES.

II.1.a. COURBES CARACTERISTIQUES D'EXTREMITE¹ DE LA CONDUITE ARTERIELLE SYSTEMIQUE. VANNE ARTERIELLE SYSTEMIQUE FIXE ($R_x = \text{CONSTANTE}$), EFFETS DE LA RÉSISTANCE ARTÉRIELLE PULMONAIRE R^*y .

On laisse 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 fixe à R_2 et on fait varier la résistance pulmonaire de R^*_3 à R^*_5 avec $R^*_3 > R^*_4 > R^*_5$. Enfin on

augmente la résistance artérielle à R3 avec R*5.

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 Torricelli² $HtorVG = PAo - POD$ $HtorVD = PPul - POG$

Les pressions sont mesurées à l'aide des tubes piézométriques² gradués et étalonnés en mm d'Hg de la figure 5.

Le débit est donné par un débitmètre à moulinet (figure 5) exprimé en l/mn.

II.1.b. COURBES CARACTERISTIQUES DU VENTRICULE PNEUMATIQUE¹ GAUCHE.

On se fixe à la fois une résistance artérielle pulmonaire R*1, 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 alors la résistance artérielle systémique de R1 à R5. Après avoir déterminé les points de régime hydraulique on augmente la résistance pulmonaire à R*2 que l'on fixe, puis on augmente la résistance artérielle systémique de R1 à R5.

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, %).
4. on réalise les mêmes mesures qu'en II.1.a

II.2. ETUDES HYDRAULIQUE DES VENTRICULES PNEUMATIQUES GAUCHE ET DROIT ISOLES PUIS MIS EN SERIE.

II.2.a. MONTAGE EXPERIMENTAL DU VENTRICULE DROIT ISOLE (FIGURE 7).

Tout d'abord nous relierons par une ligne artérielle de 3/8 de pouce (9,2 mm de diamètre) la conduite latérale A de la conduite auriculaire droite à la conduite latérale B de la conduite auriculaire gauche. A l'aide de clamps nous dérivons le cours du liquide de la chambre auriculaire au ventricule à étudier.

Au total le liquide qui arrive de la chambre auriculaire gauche du banc expérimental est détourné directement dans l'oreillette droite puis atteint la résistance pulmonaire via le ventricule droit du Jarvik. **La résistance pulmonaire reste fixe toute la durée de l'expérimentation à un niveau R^*1 .**

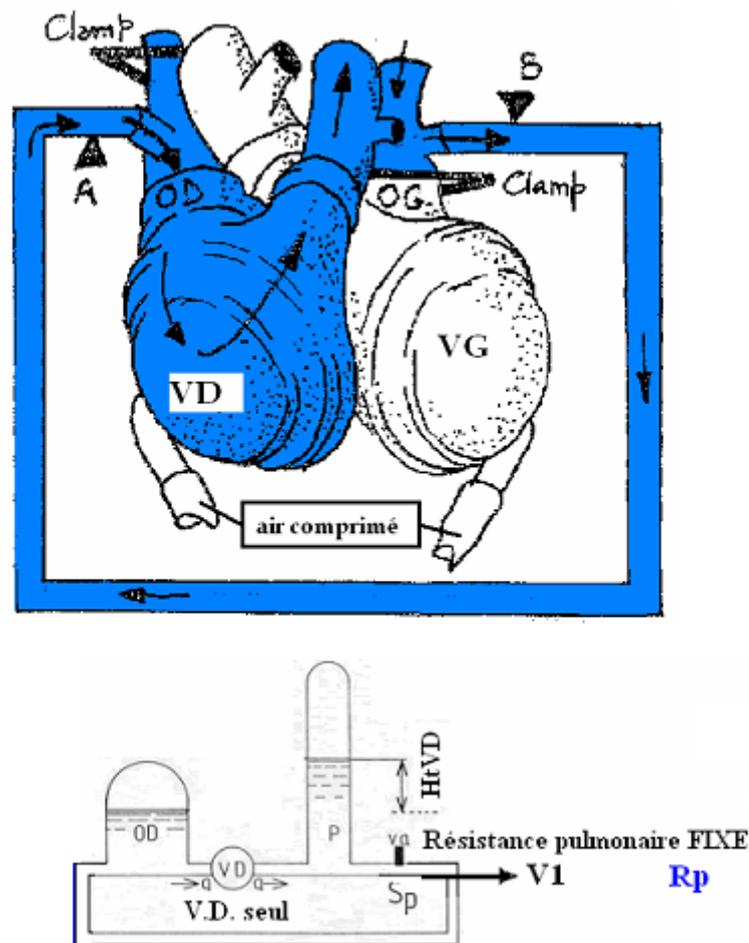


Figure 7. Montage expérimental du Ventricule Droit isolé.

II.2.b. MONTAGE EXPERIMENTAL DU VENTRICULE GAUCHE ISOLE. (FIGURE 8)

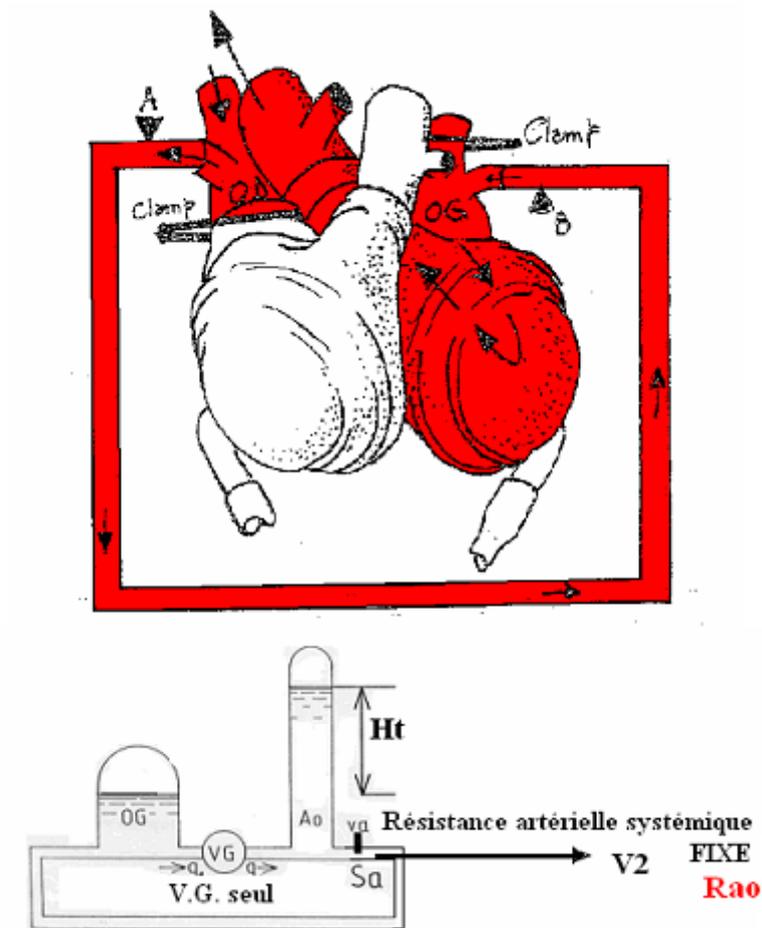


Figure 8. Montage expérimental du Ventricule Gauche isolé.

La ligne artérielle qui sert de by-pass reste en place. Les clamps sont disposés alors selon la figure 3. Au total le liquide qui arrive de la chambre auriculaire droite passe par le by-pass directement dans l'oreillette gauche et atteint la résistance artérielle de la chambre aortique via le ventricule gauche du Jarvik. Cette résistance artérielle systémique reste fixe durant toute la manipulation à un niveau $R1$ avec $R1 > R^*1$.

II.2.c. MONTAGE DES DEUX VENTRICULES EN SERIE. Les deux clamps sont retirés des conduites auriculaires et positionnée sur le by-pass en A et en B. Ainsi on retrouve la configuration normale du Jarvik et chaque ventricule éjecte sur sa propre résistance $R1$ et R^*1 .

Nous avons représenté au niveau de chaque vanne le vecteur représentant la vitesse du liquide qui sort par la vanne artérielle. La vitesse du ventricule gauche est plus grande que la vitesse du ventricule droit puisque la hauteur de Torricelli² (Htor) est plus grande à gauche qu'à droite.

La figure 3 nous permet de comprendre le montage que nous avons utilisé pour nos expériences.

II.2.d. LES MESURES.

Les pressions artérielles systémique (PAo) et pulmonaire moyennes (PPul), les pressions moyennes auriculaires gauche (POG) et droite (POD), sont enregistrées par des tubes piézométriques. On repère par des indices si les pressions sont mesurées par les ventricules isolés (*isol*) ou en série (*série*). On calcule alors les hauteurs nettes¹ $HnVG_{isol} = PAo_{isol} - POG_{isol}$, $HnVD_{isol} = PPul_{isol} - POD_{isol}$, $HnVG_{série} = PAo_{série} - POG_{série}$, $HnVD_{série} = PPul_{série} - POD_{série}$. Puis nous avons calculé la hauteur de Torricelli² HT qui donne la vitesse du liquide au niveau des résistances artérielles de la manière suivante : $HTVG_{isol} = PAo_{isol} - POD_{isol}$, $HTVD_{isol} = PPul_{isol} - POG_{isol}$, $HTVG_{série} = PAo_{série} - POD_{série}$, $HTVD_{série} = PPul_{série} - POG_{série}$. On remarque que la différence port sur une permutation des pressions auriculaires droite et gauche.

La mesure du débit moyen est affichée les débits sont donnés par l'ordinateur qui gère la pression d'air comprimé des ventricules : ils sont symbolisés par **QVGseul** et **QVDseul**. Quand les ventricules sont mis en série le débit est symbolisé par **QVGsérie**, **QVDsérie**.

Nous appelons hauteur de Torricelli **Htor** :

- Pour le ventricule gauche $HtorVG = \text{Pression moyenne dans la chambre aortique} - \text{pression moyenne de la chambre auriculaire droite}$.
- Pour le ventricule droit $HtorVD = \text{Pression moyenne dans la chambre pulmonaire} - \text{pression moyenne de la chambre auriculaire gauche}$.

III. RESULTATS.

III.1. COURBES CARACTERISTIQUES D'EXTREMITÉ DE LA CONDUITE ARTERIELLE SYSTEMIQUE¹.

Représentons les points de régime hydraulique par la racine carrée de la hauteur de Torricelli Htor en fonction du débit (figure 9). L'analyse statistique du coefficient « r » de Bravais-Pearson recherche la *relation linéaire* entre deux variables quantitatives. Cet indice « r » statistique exprime l'intensité et le sens (positif ou négatif) de la *relation linéaire*. Comme on le voit les points de

régime pour une résistance R1, R2 et R3 sont alignés avec des coefficients de corrélation élevés, donc les courbes en coordonnées cartésiennes sont bien des paraboles répondant à la loi de Torricelli.

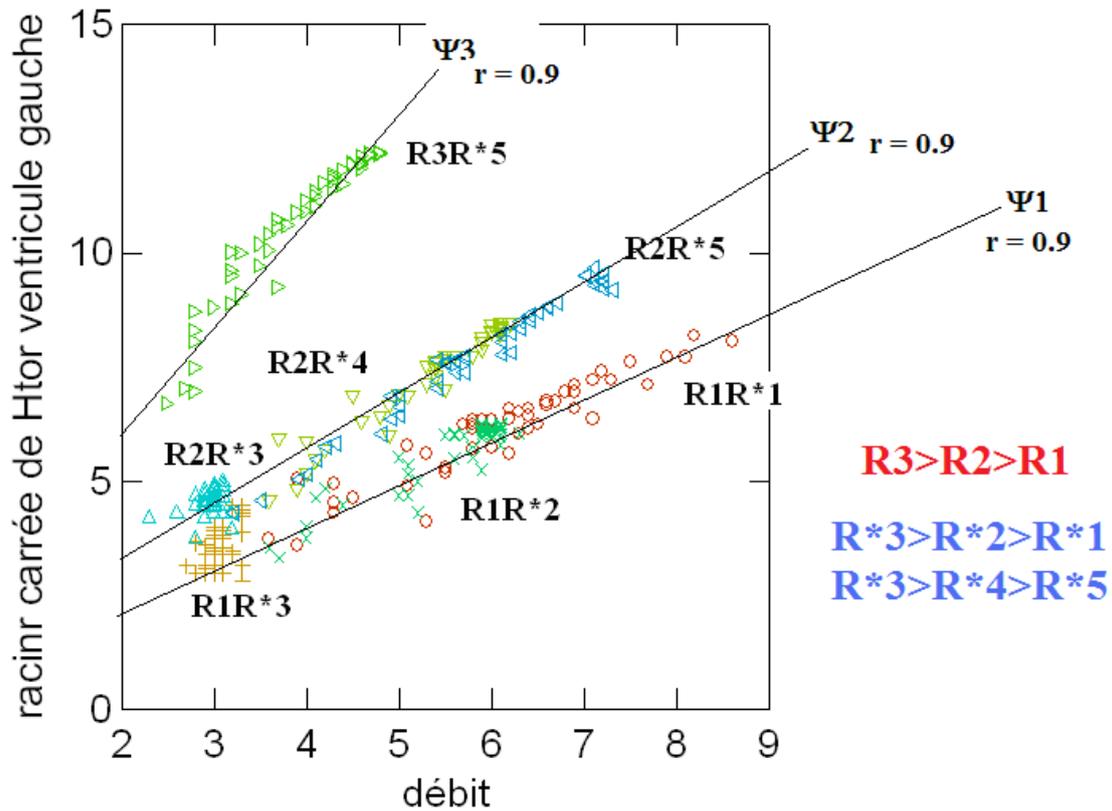


Figure 9. Racine carrée de la pression de Torricelli $\sqrt{H_{tor} = P_{Ao} - POD}$ en fonction du débit. Quand la résistance artérielle systémique (R_x) reste fixe, la variation de la résistance pulmonaire (R^*y) se traduit par une migration des points de régime sur la droite Ψ_1 , Ψ_2 ou Ψ_3 . L'augmentation de la résistance pulmonaire se traduit par une chute importante du débit. Nous avons indiqué le coefficient de corrélation de Pearson ($r=$) pour chaque droite de résistance Ψ .

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^{3,4}.

III.2. COURBES CARACTERISTIQUES DU VENTRICULE GAUCHE¹. EFFET DE LA RESISTANCE ARTERIELLE PULMONAIRE SUR LA MORPHOLOGIE DES CARACTERISTIQUES.

Sur la figure 10 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 $R_3 > R_2 > R_1$.

Les courbes caractéristiques du ventricule gauche, pour une résistance pulmonaire donnée fixe, sont des droites de pente négative. L'ordonnée à l'origine et le coefficient angulaire de chaque caractéristique dépende de la pression de l'air comprimé injecté.

Considérons le point de régime α sur la courbe de résistance R_5 (courbe caractéristique de la conduite artérielle systémique). Quand la résistance augmente à R_6 , le point de régime se déplace en δ avec comme conséquence une augmentation de la pression nette et une diminution du débit.

Si maintenant on augmente la résistance pulmonaire la nouvelle courbe caractéristique du ventricule gauche devient $A'B'$ et le point de régime devient β , c'est-à-dire que le débit et la pression nette diminuent. Si, au contraire on diminue la résistance artérielle, évidemment la droite devient $A''B''$ et le point de régime passe en γ avec une pression et débit plus grand.

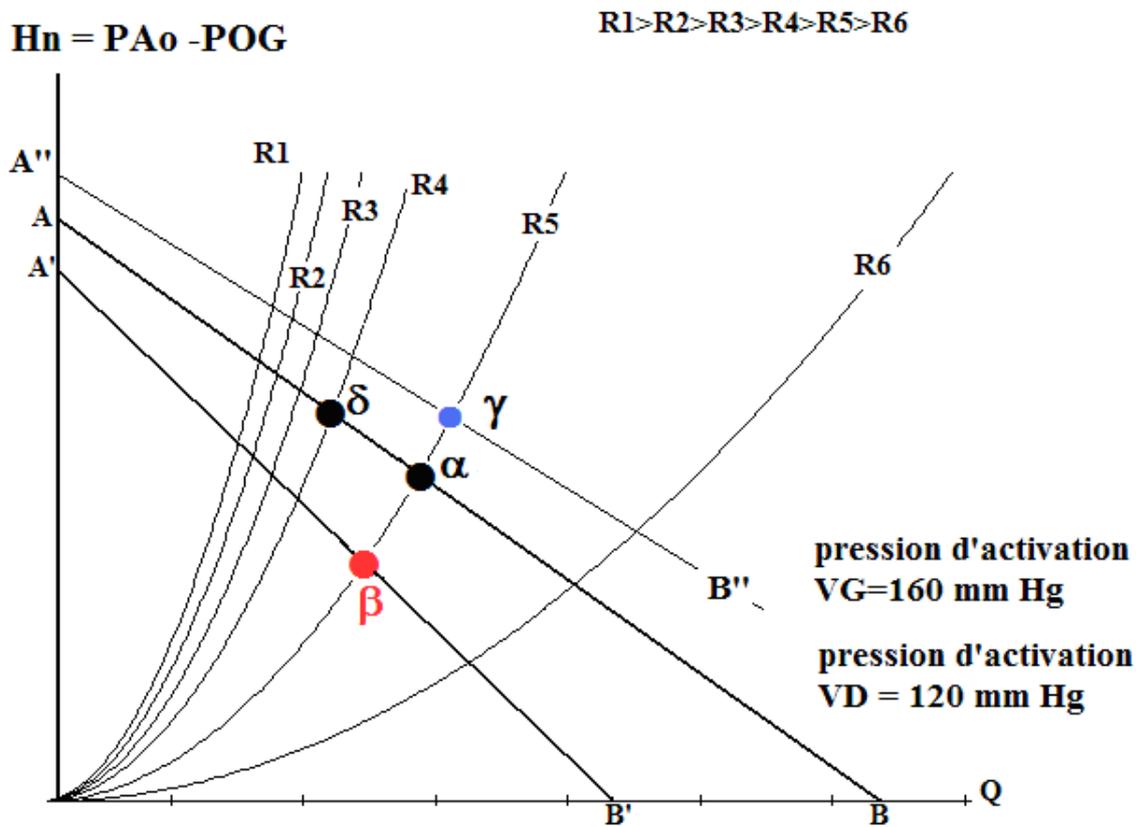


Figure 10. Courbes caractéristiques du ventricule gauche (AB) avec résistance artérielle pulmonaire fixe. Après augmentation de la résistance pulmonaire, la courbe caractéristique AB du ventricule gauche devient A'B', et le point de régime α passe au point β , avec pour conséquence une diminution du débit et de la pression nette. Nous retrouvons les résultats de Guyton^{3, 4}. Après diminution de la résistance pulmonaire le point de régime passe en γ avec une augmentation du débit et de la pression nette. En annexe I nous montrons les courbes caractéristiques des ventricules pneumatiques et des pompes volumétriques comme la pompe à galets et la pompe à engrenages, cette dernière étant utilisée sur le cœur artificiel CARMAT.

III.3. COURBES CARACTERISTIQUES D'EXTREMITÉ DES VENTRICULES ISOLEES PUIS MIS EN SERIE.

L'analyse statistique des corrélations n'a pas permis de trouver de relation entre les pressions mesurées isolément puis mis en série, de même aucune corrélation ni avec les débits mesurés isolément ou en série. Comme les relations entre les pressions et les débits sont de type

parabolique (loi de Torricelli²), nous avons étudié les comparaisons de moyenne entre les racines carrées des différents paramètres hydrauliques en utilisant le test de Student. Nous ne trouvons pas là non plus de différence significative entre les différents paramètres hydrauliques puisque les probabilités sont de l'ordre de $p=0.1$ (on rappelle que les différences sont significativement différentes pour des valeurs de $p<0.05$). Par contre si l'on compare la somme des racines carrées de la hauteur de Torricelli² **Htor** de chaque ventricule isolé avec la racine carrée de la hauteur de Torricelli du ventricule gauche en série avec le ventricule droit alors la différence des moyennes est très loin d'être significative avec une probabilité **p = 0,762**, valeur nettement plus élevée qu'avec la hauteur nette **Hn** préalablement étudiée. On peut donc postuler que la différence de moyenne des hauteurs de Torricelli **Htor** est pratiquement inexistante. On peut déjà conclure ici à l'existence d'une loi mathématique simple mais dont l'énoncé est difficile : **LOI DES PRESSIONS : *La racine carrée de la pression de Torricelli du ventricule gauche en série avec le ventricule droit est égale à la racine carrée de la pression de Torricelli du ventricule gauche mesurée isolément, augmentée de la racine carrée de la pression de Torricelli du ventricule droit mesurée isolément.***

$$\text{Ce qui s'écrit : } \sqrt{PA_{\text{omoy}} - POD} = \sqrt{HTorrVG_{\text{seul}}} - \sqrt{HTorrVD_{\text{seul}}}$$

Nous avons représenté sur un graphique avec en abscisse le débit et en ordonnée la racine carrée de la pression nette **Htor** (Figure 9).

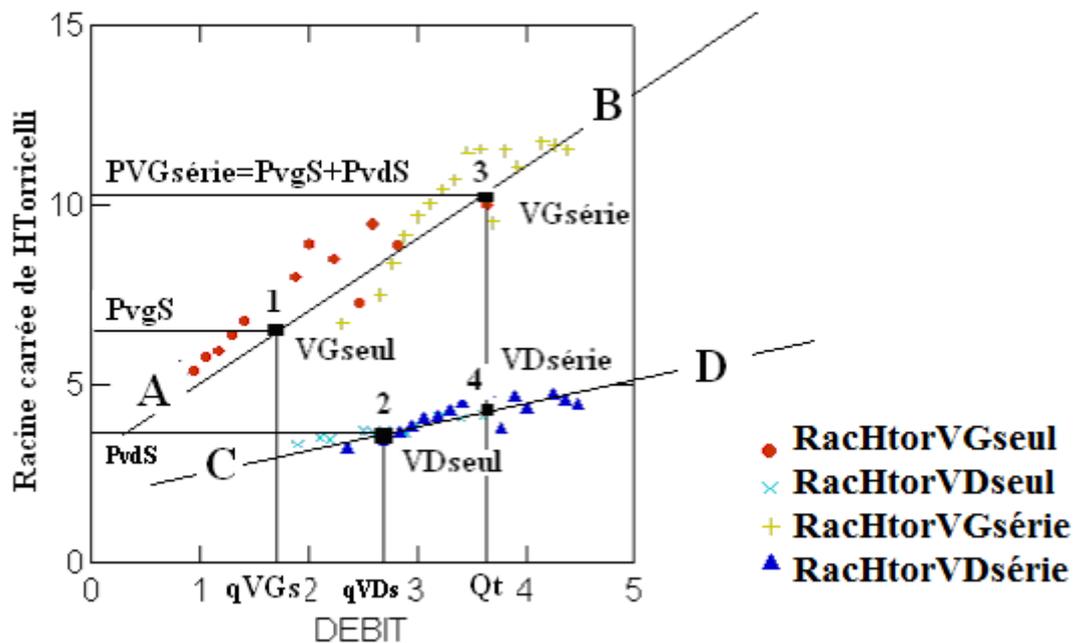


Figure 11. Résultats hydrauliques des ventricules isolés et en série. En ordonnées la racine carrée (Rac) de la pression Htor. En abscisses le débit. Vgseul = ventricule gauche isolé. Vdseul = ventricule droit isolé. Vgsérie = ventricule gauche en série avec le ventricule droit. Vdsérie = ventricule droit en série avec le ventricule gauche.

On obtient ainsi des droites **AB** et **CD** qui représentent respectivement les résistances artérielles systémique et pulmonaire. Pour le ventricule gauche les points rouges représentent les points de régimes du ventricule gauche isolé et les croix bleues représentent les points de régimes du ventricule droit isolé. Les croix jaunes représentent les points de régimes du ventricule gauche en série avec le ventricule droit et les triangles bleus représentent les points de régime du ventricule droit en série avec le ventricule gauche.

- **REMARQUE.** La moyenne du débit du ventricule gauche isolé est inférieure à celle du ventricule droit isolé.

Le problème fondamental est de savoir s'il existe une relation simple entre la pression artérielle moyenne et le débit moyen.

IV. DISCUSSION.

IV.1. Courbe caractéristique d'extrémité des conduites artérielles systémique et pulmonaire.

Elevons au carré la loi de Torricelli : $V = \sqrt{2g(h-h')}$ ou encore $Q = SV = S\sqrt{2g(h-h')}$ qui 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 :

$\frac{1}{2gS} = Rés$. Appelons cette constante Rés 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 : $H = Res^2 Q^2$ d'où :

$$Res = \frac{\sqrt{H}}{Q}$$

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 de cardiologie.

IV.2. Influence des résistances pulmonaires sur le débit cardiaque.

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^{3,4} sur le retour veineux systémique par les deux veines caves. Guyton^{3,4} a montré qu'en augmentant d'un même pourcentage la résistance artérielle ou veineuse systémiques, le débit cardiaque est divisé par huit dans le cas d'augmentation des résistances veineuses seules (figure 16). Par exemple, si on augmente de 300% (point α) la résistance artérielle systémique, le débit cardiaque passe de la valeur 100% à la valeur 80% environ. Pour une même augmentation α de la résistance veineuse le débit cardiaque se réduit à 20% environ du débit cardiaque.

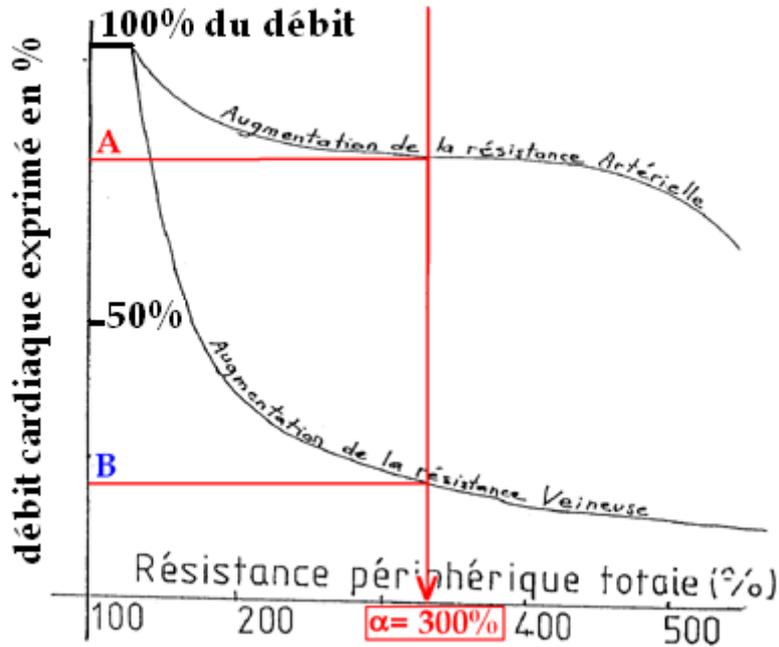


Figure 12. Résultats des travaux de Guyton^{3,4}. En ordonnée le débit cardiaque est représenté en %. C'est-à-dire que le débit cardiaque de départ est ramené à 100%. Si on augmente la résistance artérielle systémique de 300%, le débit cardiaque chute au point A (représentant 80% du débit cardiaque initial). Si on augmente la résistance veineuse systémique (en serrant progressivement les deux veines caves) de la même valeur 300%, le débit cardiaque chute au point B (représentant 20% du débit cardiaque initial). D'après Guyton^{3,4}.

Sur la figure 11 on remarque que le débit du ventricule droit isolé (Q_{vd}) est supérieur au débit du ventricule gauche isolé (Q_{vg}), alors que la pression d'activation du ventricule gauche est deux fois et demie supérieure à celle du ventricule droit. Il nous reste maintenant à trouver une loi pour les débits.

IV.2. Les ventricules en série. Loi des débits : Loi du cœur.

Revenons à la figure 11 où sont représentés les points de régime hydraulique du ventricule droit (point A d'abscisse q_{VDs} et d'ordonnée $\sqrt{HTorrVDS}$), et du ventricule gauche (point B d'abscisse q_{VGs} et d'ordonnée $\sqrt{HTorrVGS}$). Les droites OA et OB représentent respectivement les droites de résistances pulmonaires (R_p) et aortique (R_{ao}). Prolongeons la

droite OB et faisons la somme $\sqrt{HTorrVDS} + \sqrt{HTorrVGS}$, qui est égale à $\sqrt{HTorrVG2}$. Menons par cette dernière ordonnée une horizontale qui coupe la droite OB au point C. Le point C est donc l'ordonnée de la racine carrée de la pression de Torricelli du ventricule gauche en série avec le ventricule droit. La verticale abaissée du point C coupe l'axe des abscisses au point Q_T qui est donc le débit des deux ventricules en série. Ce débit est aussi le débit du ventricule droit, donc la verticale CQ_T coupe la droite OA au point D qui est le point de régime hydraulique du ventricule droit en série, puisque la résistance pulmonaire reste inchangée que le ventricule soit isolé ou en série. **Le fait que ce soient les pressions de Torricelli qui soient déterminantes et non les pressions artérielles systémique et pulmonaire est en faveur du rôle primordial des oreillettes.** Ces dernières servent de sas ou d'écluses d'amont², dont le rôle en clinique est souvent sous-estimé.

En pratique humaine le problème est le suivant : connaissant le débit cardiaque Q et les pressions moyennes des quatre chambres cardiaques, comment connaître les valeurs des points de régime de chaque ventricule pris isolément ? Pour cela rappelons le principe de la construction de la pression de Torricelli du ventricule gauche ($HTorVG = \sqrt{PAo - POD}$) et du ventricule droit ($HTorVD = \sqrt{PPul - POG}$).

Pour comprendre la méthode graphique, représentons sur un graphe (Figure 13) en ordonnées les racines carrées des pressions et en abscisses le débit.

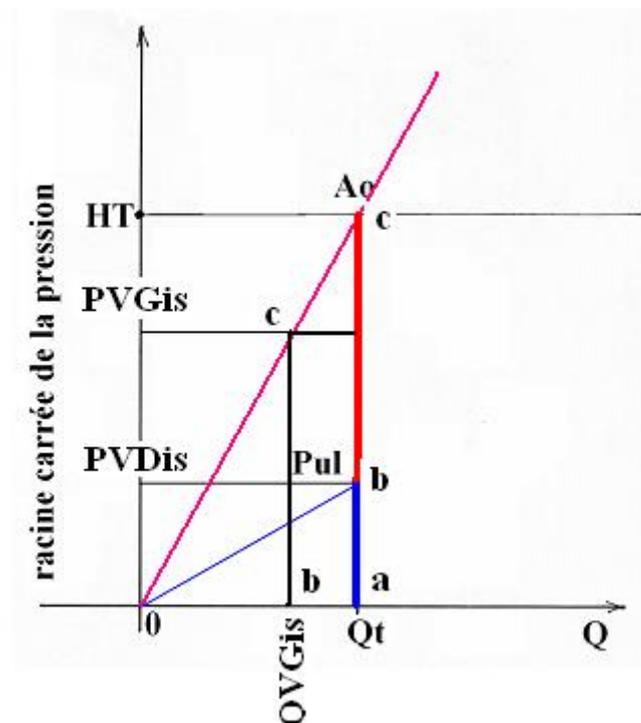


Figure 13. Ventricules équivalents.

Appelons la racine carrée de la pression de Torricelli des ventricules comme suit :

- Ventricule gauche **isolé** $PVGisol = \sqrt{PAo - POD}$
- Ventricule droit **isolé** $PVDisol = \sqrt{PaP - POG}$
- La pression ventriculaire gauche moyenne **cœur complet** $HT = PVGisol + PVDisol$
- La pression ventriculaire droite moyenne **cœur complet** $Ppul_{série}$
- La droite **0C** représente la droite de résistance artérielle systémique
- La droite **0A** représente la droite de résistance artérielle pulmonaire

C'est l'intersection de la pression **HT** avec la droite de résistance artérielle **0C** qui détermine le débit total **Qt**. L'intersection de la verticale **Qt-C** coupe alors la droite de résistance artérielle pulmonaire au point **Pul** qui représente la pression ventriculaire droite à cœur complet. Le segment de droite **Qt-C** représente lui la pression artérielle moyenne du ventricule gauche à cœur complet.

On remarque sur le graphe que le débit du ventricule droit pris isolément est supérieur au débit du ventricule gauche isolé. Le résultat de la mise en série des deux ventricules donne un compromis entre les deux débits qui est conditionné par la loi des racines carrées des pressions de Torricelli $vitesseHT = vitessePVGis + vitessePVDis$.

IV.2.1 CONNAISSANT LE DEBIT TOTAL, COMMENT CALCULER LES DEBITS DES VENTRICULES ISOLES ? NOTION DE VENTRICULE EQUIVALENT.

On admet que le débit cardiaque mesuré est le débit d'un ventricule gauche que l'on appelle ventricule gauche équivalent (Vgéqu).

La pression de Torricelli du ventricule gauche équivalent isolé est alors : $Pul - Ao = bc$.

Portons cette valeur **bc** à l'intersection de la résistance artérielle systémique représentée par la droite **0-Ao**. On obtient ainsi le débit $QVGéqu_{isol}$ en divisant la valeur du segment **bc** par la valeur de la résistance artérielle systémique ($ResAo$ en rouge), en accord avec la loi de Torricelli appliquée au débit.

Ainsi nous obtenons les points de régime hydraulique **équivalent** des ventricules isolés :

- Ventricule droit équivalent isolé Pression $VDéq_{is} = Pul$, $QVDéq_{is} = QT$.
- Ventricule gauche équivalent isolé Pression $VGéq_{is} = HT - Pul$, $QVGéq_{is} = \frac{PVGis}{ResAo}$

Voyons maintenant comment appliquer notre algorithme. On se trouve dans la situation suivante (figure 6) : on connaît la pression de Torricelli du ventricule gauche ($HT=Ao$), la pression pulmonaire (Pul) et le débit cardiaque Qt .

Traçons :

- la droite de résistance artérielle pulmonaire ($ResPul$) en bleu
- la droite de résistance artérielle systémique ($ResAo$) en rouge
- Le point de régime de fonctionnement du ventricule droit équivalent isolé est donné par $[Pul, QT]$.
- on détermine la valeur de la pression de Torricelli du $Vgisol$ qui est la valeur du segment bc .
- Portons cette valeur en ordonnées qui nous donne la valeur $[PVGisol, QVGisol]$

Reportons maintenant sur un graphe orthonormé (figure 14), sur l'axe des abscisses le débit du ventricule gauche équivalent isolé ($QVGéq_isol$), et sur l'axe des ordonnées le débit du ventricule droit équivalent isolé ($QVDéq_isol$). On obtient le point A.

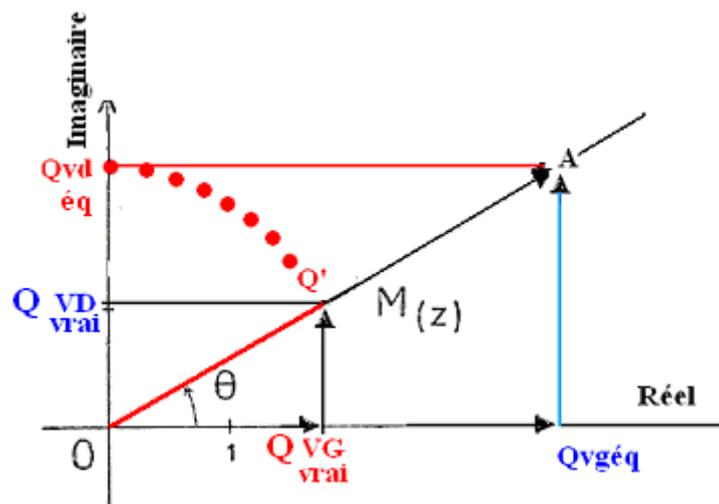


Figure 14.

Joignons la droite OA. L'angle θ est ainsi défini et est égal à l'arc qui a comme tangente le

$$\text{rapport } \tan \theta = \frac{Q_{vdéq}}{Q_{vgéq}}$$

Comme cet angle est invariant pour le sujet considéré, reportons le débit ventriculaire droit équivalent sur la droite OM. Ce débit est rappelons-le le **débit cardiaque** $QT=OQ'$.

Projetons alors le segment (ou vecteur) OQ' sur les axes. Nous aurons le **vrai débit ventriculaire droit isolé** $Q_{Vdiso_vrai} = OQ' \cdot \sin\theta = QT \cdot \sin\theta$ et le **vrai débit ventriculaire gauche isolé** $Q_{Vgiso_vrai} = OQ' \cdot \cos\theta = QT \cdot \cos\theta$. D'après le théorème de Pythagore $OQ'^2 = VDvrai^2 + VGvrai^2$

Ecrivons maintenant l'algorithme définitif de la loi du cœur.

Evidemment cette loi peut être écrite plus sobrement de la manière suivante :

$$\sqrt{PTorricelliVG_{isolé}} + \sqrt{PTorricelliVD_{isolé}} = \sqrt{PAoTorricelliSérie}$$

$$\text{Débit Cardiaque} = Qc$$

$$\text{ArcTangente}\theta = \text{ArcTN} \left(\frac{Q_{VDéq_série}}{Q_{VGéq_série}} \right)$$

$$Q_{VDvrai_{isolé}} = Qc \sin \left(\text{ArcTN} \left(\frac{Q_{VDéq_série}}{Q_{VGéq_série}} \right) \right)$$

$$Q_{VGvrai_{isolé}} = Qc \cos \left(\text{ArcTN} \left(\frac{Q_{VDéq_série}}{Q_{VGéq_série}} \right) \right)$$

$$\text{Loi de Pythagore : } Qc = \sqrt{(Q_{VDvrai_{isolé}})^2 + (Q_{VGvrai_{isolé}})^2}$$

Cette relation peut se schématiser par la figure 15.

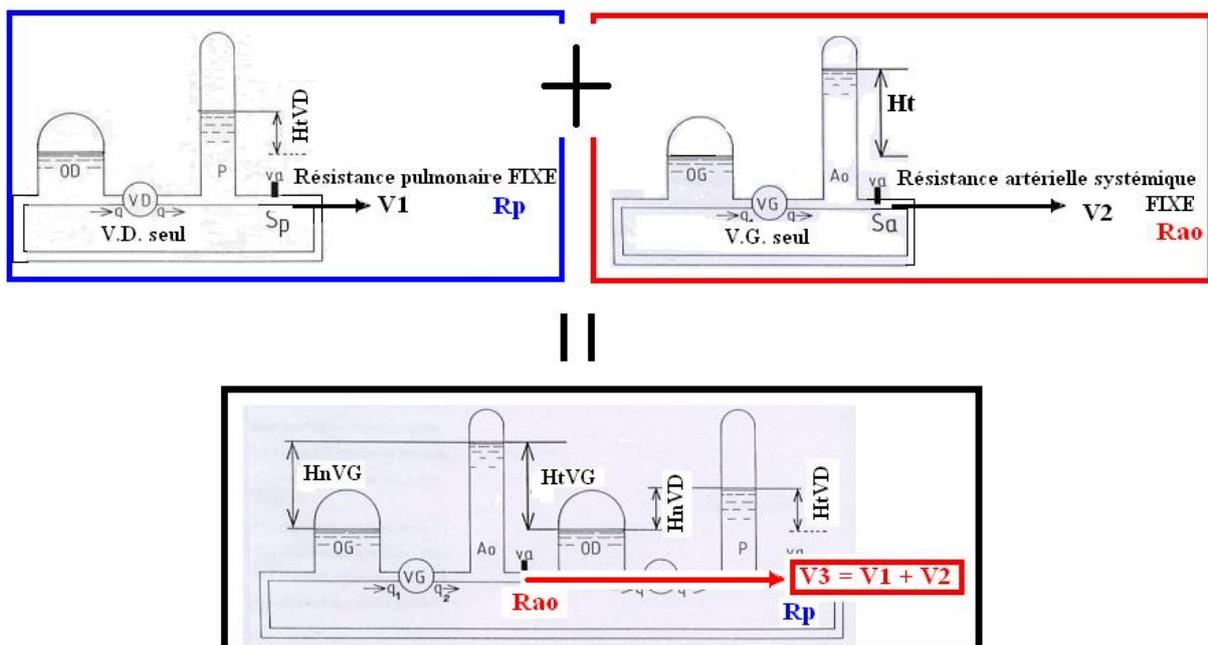
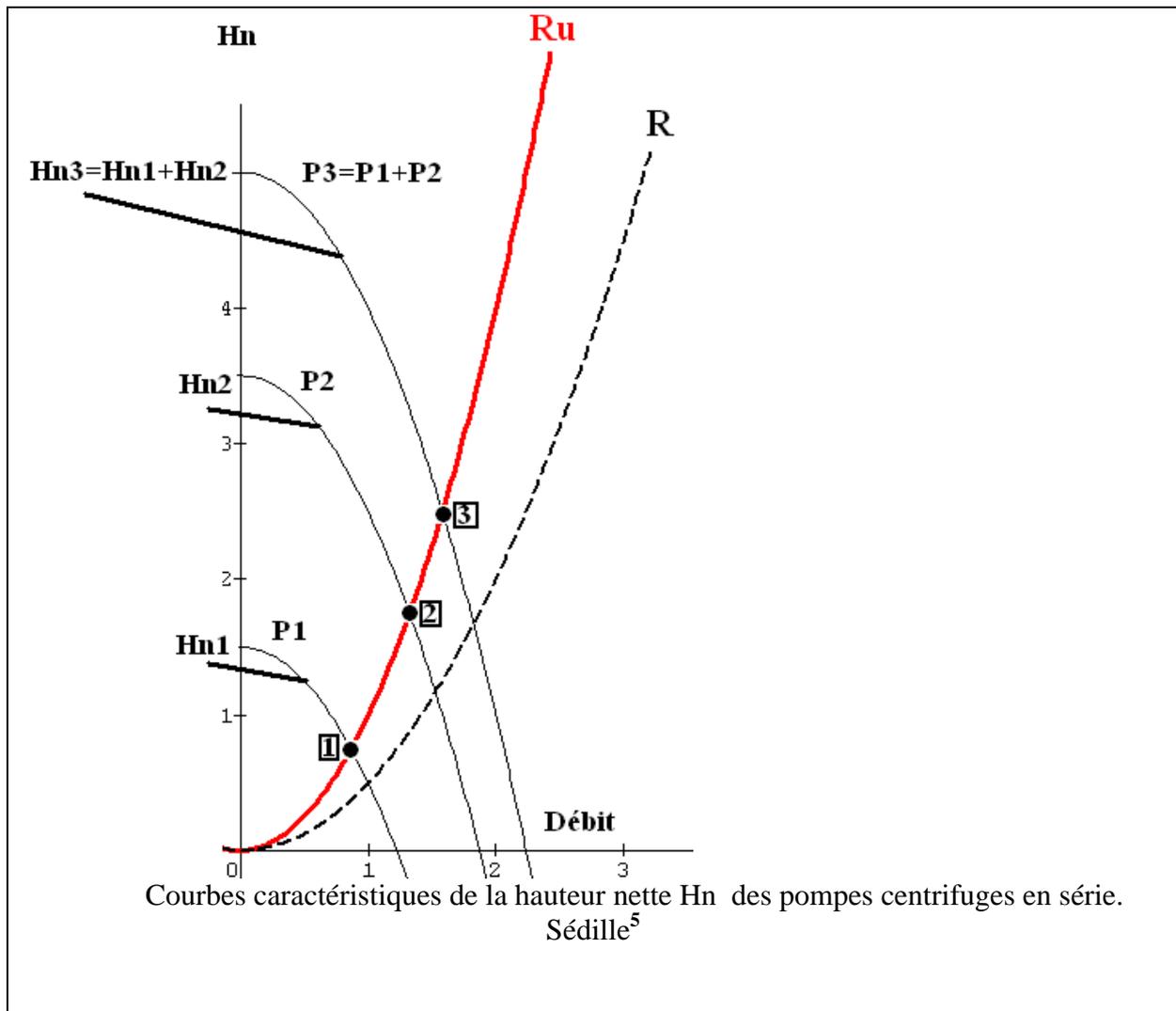


Figure 15.

IV.2.2. LES COURBES CARACTERISTIQUES D'EXTREMITE DES VENTRICULES EN SERIE.

Le problème de l'association en série des ventricules à clapets est que chaque conduite artérielle éjecte sur une résistance différente. La figure 16 en haut rappelle la construction des pompes centrifuges en série par Sédille⁵.

Dans la théorie proposée par Sédille⁵ les pompes débitent chacune sur une conduite **identique** donc sur une **résistance identique Rx**.



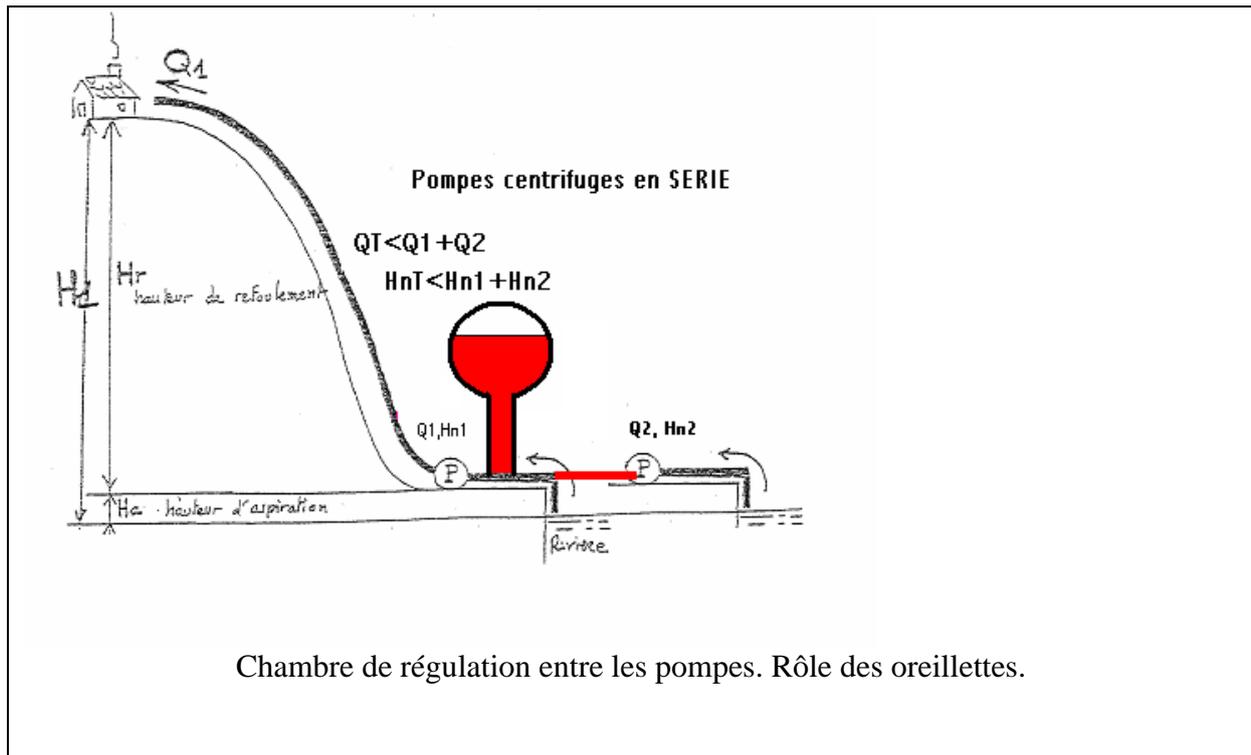


Figure 16.

Or dans le cas du cœur les conduites sont différentes ainsi que leur résistance, c'est-à-dire que l'on doit avoir deux courbes caractéristiques différentes. Par exemple, sur la figure 16, en plus de la parabole de résistance systémique R_x nous avons reporté la parabole de résistance pulmonaire R^*y . Le problème à résoudre est le suivant :

- le point de régime du ventricule gauche est le point **a**, intersection de la courbe caractéristique de la pompe P1 avec la courbe caractéristique de la conduite R_x .
- le point de régime du ventricule droit est le point **d**, intersection de la courbe caractéristique de la pompe P2 avec la courbe caractéristique de la conduite R^*y .

Le problème est impossible à résoudre, sauf s'il existe des chambres de régulation entre les pompes, d'où le rôle déterminant des oreillettes². Figure 16 en bas.

Compte tenu de cette dernière remarque représentons sur la figure 17 les résultats des courbes caractéristiques d'extrémité expérimentales de l'association des ventricules isolés puis mis en série.

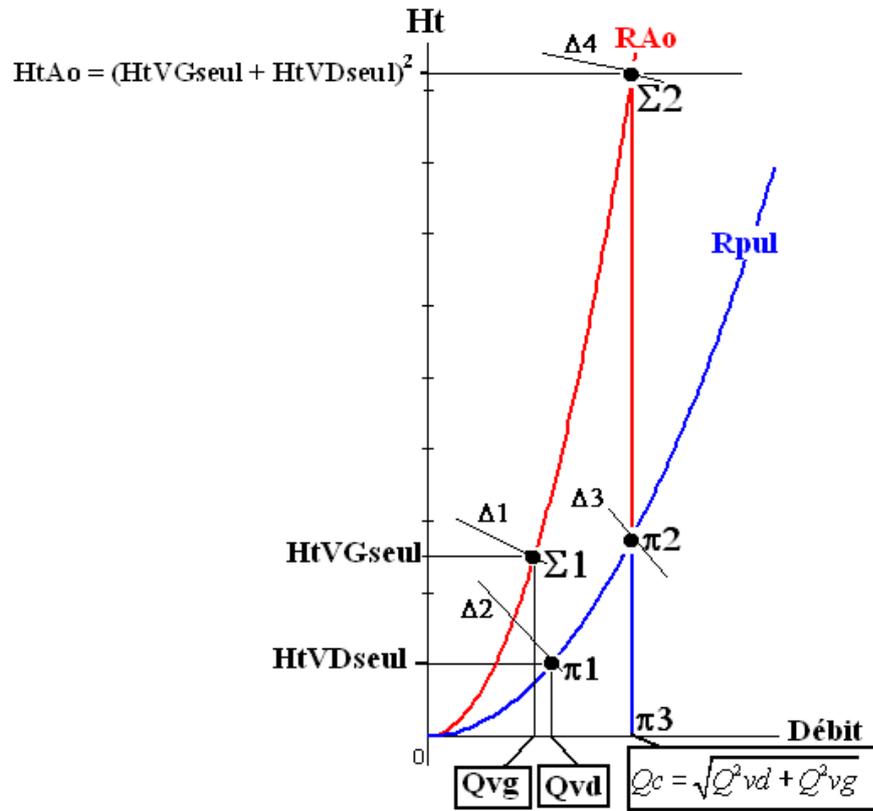


Figure 17. Courbes caractéristiques d'extrémité pour les ventricules isolés placés en série. Le résultat de la mise en série des deux ventricules est une pression (point $\Sigma 2$) très élevée au niveau de la résistance artérielle systémique (R_{Ao}). C'est la présence de clapets anti-retour des ventricules pneumatiques (et cardiaque) qui explique l'augmentation de la pression et donc du débit cardiaque résultant Q_c obéissant au théorème de Pythagore.

En abscisses nous figurons les débits, et en ordonnées les pressions de Torricelli H_t et non pas les racines carrées des pressions $\sqrt{H_t}$. Si bien que, si la pression de Torricelli du ventricule gauche est $H_{tVGseul} = P_{Ao} - P_{OD}$, et si la pression de Torricelli du ventricule droit seul est $H_{tVDseul} = P_{Pul} - P_{OG}$ seul, alors la somme des pressions s'écrit $H_{tAo} = (H_{tVGseul} + H_{tVDseul})^2$, ou en développant :

$$(P_{Ao} - P_{OD})^2 + (P_{Pul} - P_{OG})^2 + 2\sqrt{(P_{Ao} - P_{OD})(P_{Pul} - P_{OG})}.$$

Le débit cardiaque est donné en abscisses par la relation $Q_c = \sqrt{Q_{VGseul}^2 + Q_{VDseul}^2}$.

Le point de régime hydraulique du ventricule gauche isolé est $\Sigma 1$ interception de la droite caractéristique $\Delta 1$ avec la parabole de résistance R_{ao} . Le point de régime hydraulique du ventricule droit isolé est $\pi 1$ interception de la droite caractéristique $\Delta 2$ avec la parabole de résistance R_{pul} . La somme des pressions de Torricelli est égale à la pression de Torricelli du ventricule gauche des ventricules en série. Le point de régime hydraulique du ventricule gauche en est $\Sigma 2$ interception de la droite caractéristique $\Delta 4$ avec la parabole de résistance R_{ao} . On trace alors la verticale à partir de $\Sigma 2$ qui intercepte la résistance pulmonaire R_{pul} au point $\pi 2$, et l'axe des débits au point $\pi 3$ qui est le débit cardiaque cherché. Le segment $\pi 2-\pi 3$ représente la pression de Torricelli de la pression pulmonaire quand les deux ventricules sont en série. Au point de régime $\pi 2$ correspond la droite caractéristique $\Delta 3$. Comparons la figure 16 en haut à la figure 17 :

- α) La figure 16 représente la résolution du problème de l'association en série des pompes centrifuges (qui sont des pompes aspirantes et foulantes montées sur des conduites identiques de même résistance à l'écoulement) par la construction des **courbes caractéristiques des pompes centrifuges** en série, avec $P_3=P_1+P_2$ et $a < b+c$.
- β) La figure 17 représente la résolution du problème de l'association en série des ventricules (qui sont des **pompes alternatives à clapets à remplissage passif**) par la construction des **points de régime hydraulique**. Les équations des droites caractéristiques $\Delta 1$, $\Delta 2$, $\Delta 3$ et $\Delta 4$ nous sont inconnues. Le résultat de la mise en série des deux ventricules est **une pression (point $\Sigma 2$) très élevée** qui coupe la résistance artérielle systémique (R_{ao}). C'est cette pression élevée qui explique l'augmentation du débit cardiaque résultant Q_c **obéissant au théorème de Pythagore**. La pression résultante engendrée est plus grande que celle des pompes centrifuges en série parce que les ventricules sont des pompes alternatives **munis de clapets anti-retour**.
- χ) Cette association ne peut se faire que grâce à l'interposition des oreillettes qui servent de chambre de régulation.
- δ) La verticale passant par $\Sigma 2$ coupe la courbe de résistance pulmonaire R_{pul} au point $\pi 2$ pression pulmonaire du cœur complet.

IV.2.3. DETERMINATION DES VALEURS LIMITES INFÉRIEURES DES DÉBITS VENTRICULAIRES. COMPARAISON DES DONNÉES HÉMODYNAMIQUES AVANT ET APRES TRANSPLANTATION CHEZ 104 PATIENTS. CLASSEMENT HIERARCHIQUE DES PATIENTS EN ATTENTE DE GREFFE.

IV.2.3.1. LIMITES.

Nous avons relevé les résultats des cathétérismes cardiaques avant et après greffe cardiaque chez 104 patients durant la période 1995 – 2003. Nous ne discuterons que des résultats hémodynamiques, sans s'occuper des différentes pathologies. La population comprend 104 patients, d'âge moyen **47.7 ± 12.9 ans (15 – 68 ans)**, dont 18 patientes d'âge moyen **44.6 ± 11.8 ans (26 – 64 ans)**.

Nous avons été étonnés de remarquer que les pressions auriculaires gauches (POG) et droites (POD) étaient rarement enregistrées avant transplantation. Ceci tient au fait de la rapidité d'exécution du cathétérisme cardiaque compte tenu de la fragilité et l'instabilité hémodynamique des patients.

Après transplantation, 90 et 87 pressions ont été enregistrées respectivement pour les oreillettes droite et gauche. Nous avons simplifié les mesures en supprimant les pressions auriculaires :

a) **Pression réduite Torricelli ventricule droit** = $\sqrt{P_{pul}}$

b) **Pression réduite Torricelli ventricule gauche** = \sqrt{PAo}

On calcule alors les débits simplifiés à l'aide de l'algorithme. Puis par comparaison de moyenne (le test de Student est un test paramétrique qui compare la moyenne observée d'un échantillon statistique à une valeur fixée) nous avons mis en évidence les **limites inférieures des débits en-deçà desquelles on peut affirmer l'insuffisance ventriculaire**.

Limite inférieure du débit du ventricule gauche = 2.800 l/mn

Limite inférieure du débit du ventricule droit = 3.100 l/mn

IV.2.3.2. HIERARCHISATION.

Une autre application du calcul des débits ventriculaires isolés est de classer par ordre de priorité les patients en attente de transplantation.

Comme nous avons $(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2 = (Q_{cardiaque})^2$

Réalisons les rapports A et B :

$$A = \frac{(Q_{VGisolé})^2}{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2}$$

$$B = \frac{(Q_{VDisolé})^2}{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2}$$

On remarque qu'il n'existe qu'un seul classement possible, celui du débit du ventricule gauche ou droit isolé car : $A + B = 1$

$$\frac{(Q_{VGisolé})^2}{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2} + \frac{(Q_{VDisolé})^2}{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2} = \frac{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2}{(Q_{VGisolé})^2 + (Q_{VDisolé})^2} = \frac{(Q_{cardiaque})^2}{(Q_{cardiaque})^2} = 1.$$

Ainsi calculant les débits des ventricules isolés et en réalisant l'un des rapports des débits A ou B , on peut classer l'urgence d'une mise en place soit d'une assistance ventriculaire, soit d'une mise en place d'un cœur artificiel en attendant une greffe cardiaque.

On remarquera l'importance du débit ventriculaire droit dans les rapports débits A ou B . Pour un même débit ventriculaire gauche isolé, plus le débit ventriculaire droit est petit plus le pronostic est grave.

Les résultats les plus importants de notre étude sont :

- a) Que la **courbe caractéristique du ventricule du cœur artificiel total Jarvik-7-100 est une droite de pente négative**, classant le ventricule parmi les pompes à clapets à capacité variable.
- b) **Que la courbe caractéristique du ventricule gauche dépend de la résistance artérielle pulmonaire.** Cette remarque nous fait comprendre que le
- c) **Que cœur n'est pas une pompe mais l'association de deux pompes montées en série sur un circuit fermé.**
- d) Qu'il existe une relation formelle entre les débits des ventricules gauche et droit décrivant une **loi simple**.
- e) A partir de l'algorithme simplifié de la loi du cœur, l'analyse statistique des paramètres hydrauliques nous a permis de déterminer les valeurs des limites inférieures des débits de chaque ventricule en-deçà desquels on peut affirmer l'insuffisance :

Limite inférieure du débit du ventricule gauche = 2.8 l/mn

Limite inférieure du débit du ventricule droit = 3.1 l/mn

Au total, on peut schématiser nos résultats selon la figure 18. Chaque ventricule, pris isolément, travaillant sur une résistance artérielle (résistance artérielle systémique R_1 différente de la résistance artérielle pulmonaire R^*1) a un débit ventriculaire gauche ($qVGseul$) différent du débit ventriculaire droit ($qVDseul$). Mis en série, sans modifier les résistances artérielles, chaque ventricule éjecte alors le même débit, qui est le débit cardiaque Q_c , donné par la formule :

$$qVGseul^2 + qVDseul^2 = Q_c^2$$

Cette identité ne peut être réalisée que par les oreillettes qui jouent le rôle de réservoir intermédiaire permettant la régularisation du sang².

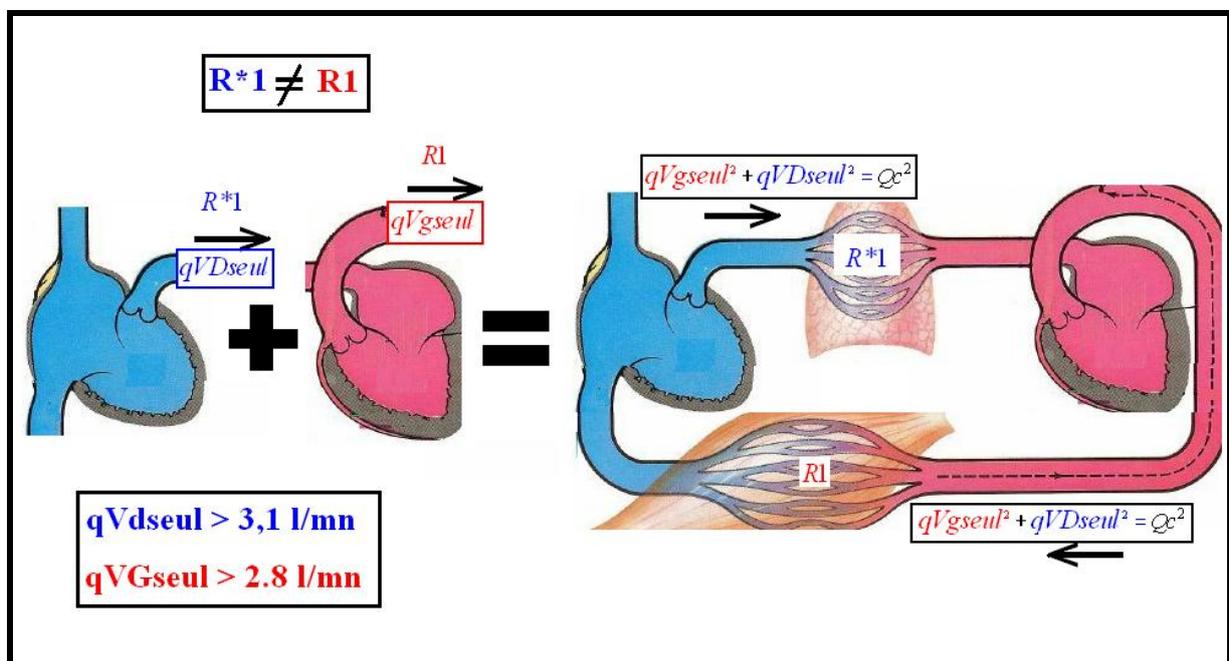


Figure 18.

Cet algorithme permet ainsi simplement de déterminer la fonction des ventricules gauche et droit indépendamment l'un de l'autre. Ainsi en cas d'insuffisance ventriculaire gauche on met facilement en évidence une **insuffisance ventriculaire droite**. La figure 19 représente l'algorithme que nous avons utilisé. On entre le débit cardiaque Q , la pression aortique P_{ao} et la pression pulmonaire P_{pul} moyennes. Le tableau de la figure 19 donne immédiatement les valeurs des ventricules gauche Q_{vgSEUL} et droit Q_{vdSEUL} .

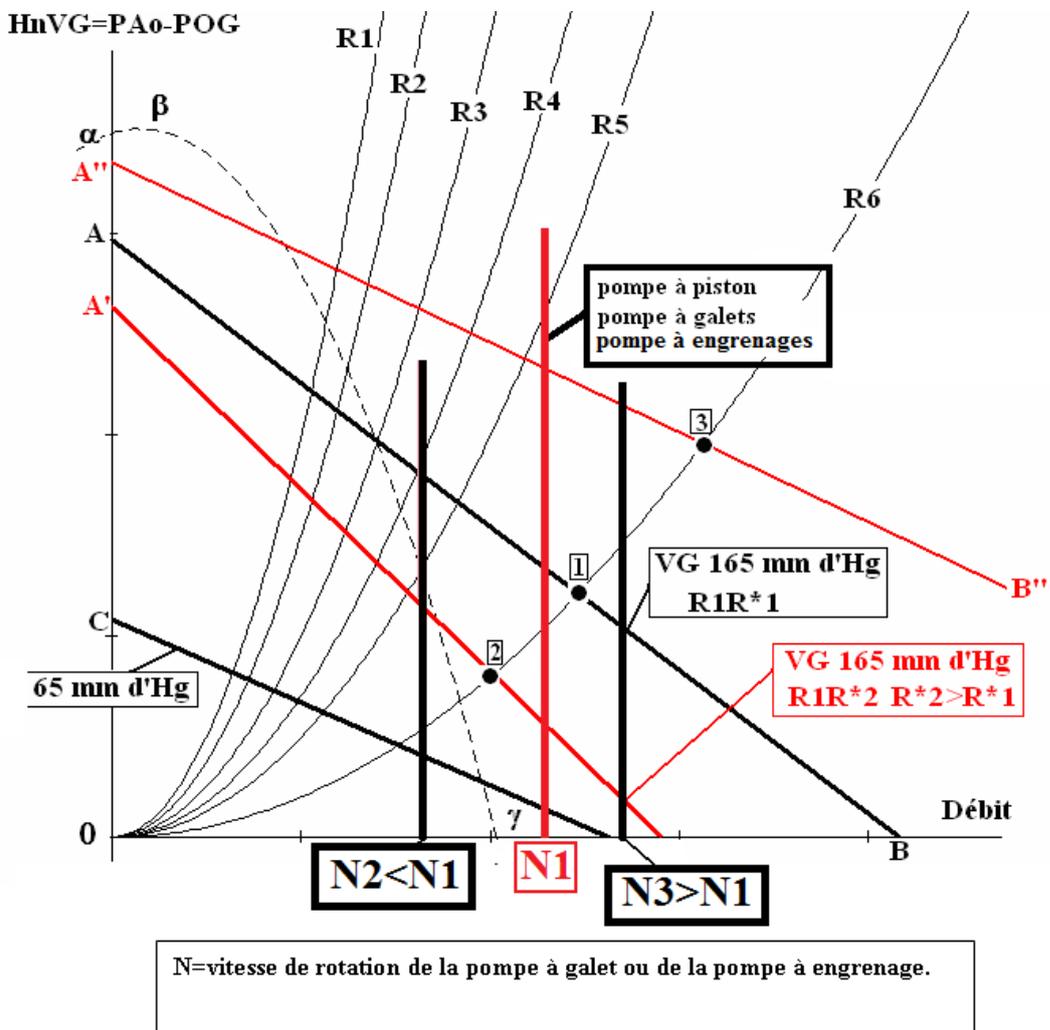
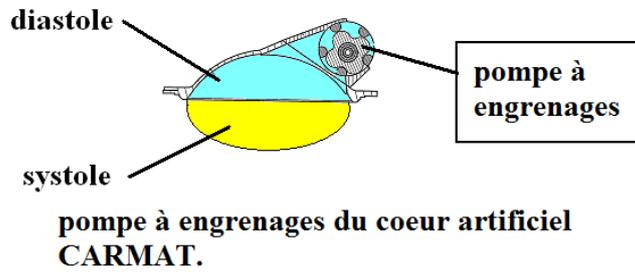
cœur humain dont on conçoit que les courbes caractéristiques ne puissent pas être des droites. Nous avons néanmoins appliqué cette loi des ventricules du cœur artificiel total chez 104 patients en attente de greffe.

Cette loi offre au chirurgien une aide à la décision quant au type d'assistance dont le patient peut bénéficier et permet un réglage précis des pressions d'activation des ventricules du cœur artificiel totalement implantable. Enfin l'hypothèse d'une loi du cœur n'a pu être évoquée que par l'utilisation des courbes caractéristiques des conduites, c'est-à-dire par l'exploitation de la théorie de l'hydraulique des pompes qui est encore rarement utilisée en cardiologie.

Enfin les résultats les plus importants de notre étude sont :

- **Que la courbe caractéristique du ventricule gauche est une droite de pente négative, dont l'allure générale se modifie avec le débit cardiaque.**
- **Que 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.**
- **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.**
- **Obtention d'un algorithme simple permettant d'évaluer la bonne fonction, ou le dysfonctionnement, des ventricules indépendamment l'un de l'autre.**

ANNEXE I.



Les courbes caractéristiques des ventricules pneumatiques sont des droites inclinées de pente négative traduisant une **diminution du débit** avec l'augmentation des résistances artérielles.

Les courbes caractéristiques des pompes volumétriques comme les pompes à engrenages sont des verticales, c'est-à-dire que quand la résistance artérielle augmente le **débit reste constant**. Ceci justifie *a priori* les meilleures performances hydrauliques du cœur artificiel CARMAT.

BIBLIOGRAPHIE

1. BERGERON L. Machines hydrauliques. Dunod. Editeur, Paris, 1928.
2. BOUASSE H. Jets, tubes et canaux. Delagrave éditeur, Paris, 1923, 286.
3. 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.
4. GUYTON A.C. Venous return. In: Handbook of physiology. Vol. 2 Circulation. Washington: Hamilton and Dow; 1963. 1099-1127.
5. SEDILLE M. Courbes caractéristiques des pompes. Turbomachines hydrauliques et thermiques. Tome II. Paris : Masson : 1967.