Physique des fluides appliquée à la dynamique des valves cardiaques

Applications of fluids physics to cardiac valves dynamics

Christian Oddou, Philippe Dantan, François Laurent, Florent de Vernejoul et Philippe Brun

Laboratoire de Biorhéologie et d'Hydrodynamique Physiologique
Université Paris VII, 2, place Jussieu, 75005 Paris
Service de Physiologie et d'Exploration Fonctionnelle
(Groupe de Recherche U 138 INSERM) CHU Henri Mondor, 94000 Créteil

Introduction

Les problèmes en mécanique et hydrodynamique cardiaque sont liés à l'étude de la performance cardiaque : Comment fonctionne le muscle cardiaque ? Quelles sont ses propriétés rhéologiques dans les phases actives et passives ? Quels sont les types d'écoulements que son mouvement engendre ? Comment mesurer les débits et pressions cardiaques ? Quels types d'écoulement rencontre-t-on à l'intérieur du cœur ? Comment fonctionnent les valves et en quoi sont-elles efficaces ?, etc. sont autant de questions qui sont posées aux physiologistes et médecins. Dans la réponse à ces questions, ces derniers peuvent être aidés par des hydrodynamiciens et il est intéressant de passer brièvement en revue les modèles et solutions qu'ils peuvent apporter. En particulier la fonction essentielle des valves cardiaques est de maintenir un flux unidirectionnel de sang aux entrées et sorties des cavités ventriculaires. Cette fonction peut être très altérée dans les cas pathologiques dus à des malformations génétiques ou à des agressions d'origines diverses. Les deux classes d'altérations fonctionnelles des valves que l'on peut rencontrer sont : (i) l'insuffisance (écoulement bi-directionnel) causée par une fermeture incomplète dont l'origine est un durcissement et un raccourcissement des feuillets valvulaires et (ii) la sténose (rétrécissement) de l'orifice valvulaire.

Depuis environ quinze ans, le remplacement des valves est devenu un procédé chirurgical relativement courant, ce qui a amélioré considérablement les conditions de vie et les chances de survie de nombreux patients. Cependant, en général, les résultats à long terme sont loin d'être satisfaisants et les incidents rencontrés dans les cas de prothèses valvulaires peuvent être attribués à l'un ou plusieurs des facteurs suivants, dans l'étude desquels la physique des fluides peut intervenir efficacement : – (i) mécaniques (champs d'écoulements inhabituels au voisinage des structures valvulaires, fermeture incomplète des prothèses dans les conditions de pression physiologique, blocage du système d'obstruction) – (ii) biologiques (dégradation des globules rouges dans les champs locaux de cisaillement intenses et instationnaires, agrégation d'éléments figurés composants du sang dans des régions de stagnation ou de basse vitesse avec formation de thrombus, agression microbienne, infection et rejet physiologique) et – (iii) physique des biomatériaux (défauts de résistance et problèmes de fatigue des matériaux aux tensions physiologiques imposées de façon cyclique et pendant un temps très long de l'ordre de 4.10^7 cycles par an, changements dans les propriétés du matériau après une longue exposition aux fluides biologiques et problèmes de la neutralité des matériaux vis-à-vis des fluides biologiques et de leur hémocompatibilité).

Ces différents phénomènes sont intimement reliés et le développement des prothèses valvulaires cardiaques, efficaces et durables, passe par la connaissance détaillée à la fois de la structure anatomique des valves naturelles et de leur fonctionnement mécanique associé à la physique du fluide environnant.

Fonctionnement du cœur(1) (du point de vue de l'hydrodynamicien)

De façon très schématique, le coeur est constitué de deux pompes pulsatiles, placées en série, ayant un débit moyen d'environ 6 l/mn. L'une fonctionne à basse pres-

(1) Il serait nécessaire de consulter pour une description plus détaillée, dépassant le cadre de cet article, des ouvrages classiques d'anatomie, de physiologie et de physiopathologie du système cardio-vasculaire (par exemple Burton, 1968 ; Duboucher, 1974 ; Guyton, 1974 ; Ruch & Patton, 1974 ; Rushmer, 1970 ; Netter, 1963).

Article published by SHF and available at http://www.shf-lhb.org or http://dx.doi.org/10.1051/lhb/1978007

sion (~ 10 mmHg, coeur droit) et l'autre à haute pression (~ 100 mmHg, coeur gauche), cf. Fig. 1. De ce fait, le travail fourni par le muscle cardiaque correspondant à la partie gauche étant très supérieur à celui de la partie droite, la physiopathologie du coeur gauche a été généralement plus étudiée. Chaque moitié du coeur est divisée en deux chambres : la chambre supérieure collectrice (oreillette) et la chambre inférieure motrice (ventricule).

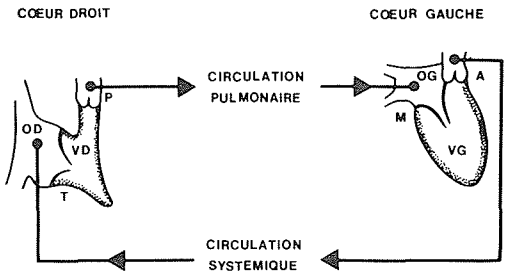


Figure 1 – Schéma de la circulation : OD, oreillette droite. VD, ventricule droit. T, valve tricuspide. P, valve pulmonaire. OG, oreillette gauche. VG, ventricule gauche, M, valve mitrale. A, valve aortique.

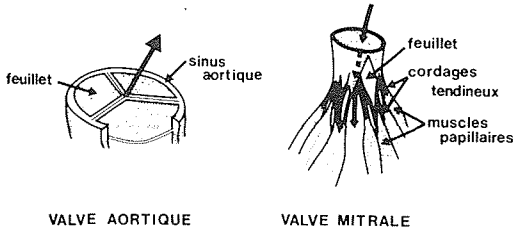


Figure 2 – Structure des valves du cœur gauche.

Le sang pénètre dans le ventricule gauche qui alimente le corps en sang oxygéné à travers une "valve d'entrée", bicuspide (valve mitrale) à deux feuillets. Pendant la contraction ventriculaire, le sang est éjecté de la cavité ventriculaire gauche à travers une "valve de sortie" à trois feuillets semi-lunaires (valve aortique), cf. Fig. 2. A partir du coeur gauche, le sang est alors éjecté dans la ligne de distribution que forme l'aorte et les grosses artères. Cette ligne, par analogie à une ligne de transmission, est essentiellement réactive (selfique ou inductive, par la masse du fluide, et capacitive par l'élasticité de la paroi artérielle) et un peu résistive (pertes dues non pas à la viscosité du fluide mais essentiellement à la partie viscosité de la viscoélasticité de la paroi). De plus, elle n'est pas homogène mais a des constantes plus ou moins réparties (sites de réflexions dus aux différents branchements, coudes et rétrécissements) et conduit à un réseau de distribution très complexe, la principale perte de charge s'effectuant au niveau de la circulation systémique.

La forme du ventricule gauche peut être assimilée à celle d'un ellipsoïde tronqué (cf. Fig. 3). Les fibres musculaires encerclent la cavité ventriculaire d'une façon relativement complexe (ressemblant à la structure d'une pelote de laine ou aux enroulements d'un turban). Dans les conditions "normales" de fonctionnement, cette structure se comporte comme un générateur efficace à débit constant, quelque soit l'impédance du circuit de

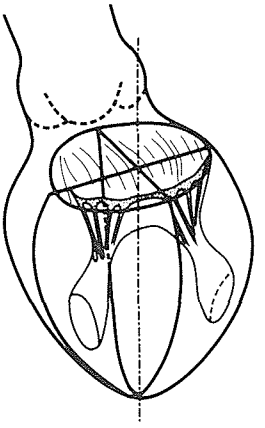


Figure 3 – Dessin illustrant la forme ellipsoïdale de la cavité ventriculaire gauche et les positions relatives des feuillets, cordages et muscles papillaires de la valve mitrale ainsi que celles des feuillets de la valve aortique.

sortie. La valve mitrale logée à la jonction auriculo-ventriculaire gauche est une structure fine (épaisseur de l'ordre de 0,5 mm) ayant l'aspect de deux voiles qui entrent profondément dans le ventricule et sont de tailles inégales. Ces deux feuillets sont joints à leur base formant une seule et même structure en forme d'anneau fibreux qui recouvre les bords de l'ouverture (anneau mitral). Les extrémités des feuillets sont attachées par des cordages à deux petites excroissances musculaires (piliers) prenant naissance sur le mur postérieur du ventricule. La valve aortique est logée à la base de l'aorte et est constituée de trois feuillets très minces (approximativement 0,3 mm d'épaisseur) et très flexibles attachés au conduit de sortie, l'aorte (d'environ 25 mm de diamètre chez l'homme). Les attaches arrondies sont également espacées le long d'un diamètre et il correspond, à chaque feuillet, un renflement du mur aortique (sinus aortique). A l'intérieur de ces renflements sont situés les entrées des artères coronaires alimentant en sang le muscle carcardiaque.

Ces valves s'ouvrent et se ferment à une fréquence voisine du Hz et sont soumises à une différence de pression d'environ 100 mmHg quand elles sont fermées. Elles fonctionnent pendant 70 ans en moyenne sans altérations ni pannes et travaillent de façon si efficace que l'on note très peu de régurgitation à chaque battement. Le comportement rhéologique des feuillets valvulaires, très peu étudié (Clark, 1973), est celui d'un matériau composite et inhomogène (fibres de collagène et d'élastine imprégnés d'eau et recouvertes d'une fine couche de cellules) caractérisé par une anisotropie et une non linéarité importantes. Un tel comportement permet l'obtention de tensions relativement faibles à l'intérieur des tissus valvulaires, dans les conditions physiologiques normales, et peut expliquer la longévité du fonctionnement des valves naturelles. Cependant pour étudier la dynamique des feuillets valvulaires il y a lieu de tenir compte des structures complètes valvulaires et des composants non linéaires et viscoélastiques dans lesquelles elles sont insérées (anneau coronal et paroi du sinus aortique pour la valve aortique, tendons et muscles papillaires pour la valve mitrale).

On peut noter au cours du cycle cardiaque différents événements mécaniques induits et précédés par des phénomènes électriques et se traduisant par des variations des pressions aortiques, ventriculaires et auriculaires du volume ventriculaire et du débit aortique et la génération de bruits caractéristiques. De la chronologie de ces événements représentés sur la Fig. 4 on retiendra particulièrement :

(i) La systole (contraction du muscle cardiaque) importante du point de vue de la dynamique de la valve aortique et qui comprend : – une phase d'éjection rapide (C) postérieure à l'ouverture de la valve aortique, phase pendant laquelle aorte et ventricule ne forment qu'un récipient et où le volume ventriculaire décroît rapidement – et une phase d'éjection lente (D) pendant laquelle le débit aortique décroît rapidement, les fibres musculaires ayant atteint une longueur critique et se contractant sans générer une pression supérieure à la pression aortique ;

(ii) La diastole (relaxation du muscle ventriculaire) pendant laquelle la dynamique de la valve mitrale est à considérer et où peuvent être distingués : – les phases de remplissage rapide et lente du ventricule (F et G) pendant lesquelles le sang pénètre dans le ventricule gauche par la valve mitrale et, – la contraction auriculaire (A) à la fin du remplissage lent.

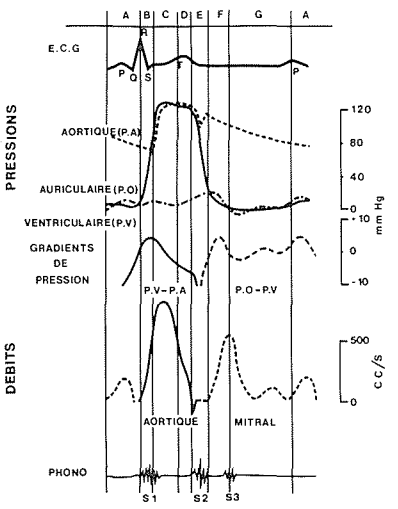


Figure 4 – Chronologie des évènements hémodynamiques caractéristiques du cœur gauche : les variations temporelles des pressions et débits au cours du cycle cardiaque sont montrées ainsi que les relevés de routine classiques en phono et électrocardiographie. On distingue différentes phases séparées par des lignes verticales : contraction auriculaire (A) pendant la phase de remplissage lent du ventricule. Contraction isovolumétrique du ventricule (B). Phase d'éjection rapide (C), phase d'éjection lente (D) – relaxation isovolumétrique (E) du ventricule. Remplissage rapide (F) du ventricule. Phase de remplissage lent (G) terminée par la contraction auriculaire (A).

Modèles concernant le fonctionnement des valves cardiaques

L'étude de la structure et rhéologie de la paroi cardiaque et des valves est un facteur primordial dans la connaissance de la performance cardiaque. De même, l'étude des phénomènes hydrodynamiques locaux au niveau des feuillets valvulaires, sinus aortiques et cavités cardiaques est très importante. L'ouverture et la fermeture des valves est un mécanisme essentiellement passif dans lequel les forces agissant sur la structure valvulaires sont dues aux mouvements du sang dans le voisinage des feuillets valvulaires. Ces tissus présentent des surfaces très résistantes et lisses dues à la présence d'une proportion élevée de fibres de collagène et ont une densité très voisine de celle du sang. Il n'existe donc pratiquement pas de résistances inertielles dans les mouvements des feuillets. Ces derniers "flottent" librement dans les champs d'écoulement imposés par les gradients de pression locaux et il ne semble pas y avoir d'instabilités hydrodynamiques générées par d'éventuelles rugosités de ces parois. Toutefois, l'hypothèse de non interaction entre les feuillets et le champ d'écoulement n'est certainement pas justifiée à tous les instants du cycle cardiaque, en particulier dans les phases de fermeture.

Bien que jouant un rôle fondamental en physiologie, génie biologique et médical et en pathologie, l'état de l'écoulement au voisinage des valves est très mal connu et est l'objet de sérieuses controverses à cause des difficultés d'accessibilité expérimentale et du caractère instationnaire de l'écoulement. En effet, la structure d'un tel écoulement est un facteur important dans la dynamique des valves et la connaissance des tensions auxquelles sont soumis les feuillets ainsi que les éléments figurés du sang (hématies, globules rouges, plaquettes). Dans les conditions physiologiques "normales" la caractéristique des écoulements intracardiaques généralement rapportée est l'absence de turbulence complétement développée (Taylor & Wade, 1973) bien que les nombres de Reynolds instantanés puissent atteindre 10^4. Des mesures de vitesse dans l'aorte ascendante humaine ou canine montrent que l'écoulement est plutôt laminaire ou faiblement instable (Nerem & al., 1972). De même les observations effectuées in vivo (Hwang et al., 1977) ou sur modèles hydrodynamiques utilisant des valves naturelles ou artificielles montrent que pendant la phase initiale d'accélération (remplissage rapide du ventricule gauche ou phase initiale de l'éjection systolique) les champs de vitesse présentent un caractère d'écoulement à potentiel. Néanmoins, des simulations récentes tendent à montrer qu'en plus de la structure du jet et la présence d'écoulements de recirculation il peut y avoir un phénomène de "détachement des tourbillons" au voisinage des couches limites. Ce phénomène est initié par la présence de parois à forte courbure et d'instants dans la phase du cycle cardiaque où l'écoulement est fortement décéléré, phénomènes de gradients de pression inverse pouvant favoriser les détachements de couche limite et générer des situations favorables à l'apparition de turbulence (Honji, 1975).

Un certain nombre de chercheurs (un des pionniers étant Léonard de Vinci, cf. Keele, 1513) ont tenté d'expliquer la mécanique du fluide intracardiaque et en particulier le mécanisme de fermeture des valves. La plupart des premières interprétations étaient basées sur de fausses hypothèses concernant soit la structure anatomique des valves, soit les relations pression-débit caractérisant les événements hémodynamiques associés au fonctionnement du cœur. Depuis une décennie environ, le développement des techniques utilisées en exploration fonctionnelle et plus généralement en biophysique à permis d'étudier en détail l'importance de ces deux facteurs. Il y a néanmoins encore de nombreux points obscurs dans l'interprétation des phénomènes hydrodynamiques observés ainsi que quelques controverses sur l'importance relative des facteurs anatomiques et hydrodynamiques impliqués dans ces mécanismes.

Les différentes observations cliniques et expérimentations animales montrent un fonctionnement remarquable des valves : celles-ci, dans la phase d'écoulement direct, s'ouvrent très rapidement et largement, opposant une impédance négligeable au courant. Dans la phase d'écoulement retour, elles présentent une très faible régurgitation, suggérant ainsi que la valve est presque fermée avant la fin de la systole (pour la valve aortique dans la phase d'éjection ventricule) ou de la diastole (pour la valve mitrale dans la phase de remplissage du ventricule). Les mécanismes d'interaction qui dans les différents instants du cycle cardiaque conduisent aux caractéristiques précédemment décrites ont été l'objet de différentes études que l'on se propose de passer brièvement en revue maintenant en soulignant dès à présent le point fondamental qui différencie les modèles et études, concernant l'hydrodynamique des valves dans leurs interprétations possibles des phénomènes d'interaction feuillet-valvulaire-fluide : (i) dans le mécanisme de fermeture la génération d'un système de vortex est le phénomène principal d'où découle la dynamique de la valve ou (ii) la formation de ces écoulement de recirculation n'est qu'un effet secondaire du gradient de pression local, la structure d'écoulement engendré pouvant être très différente suivant la géométrie de l'écoulement considéré.

a) Les modèles hydromécaniques

Les premières expériences illustratives du fonctionnement des valves dans leur phase de fermeture datent du début du siècle (Henderson et Johnson, 1912). Elles étaient destinées à montrer que le mouvement de fermeture des valves est lié à "un phénomène qui apparaît au moment ou l'écoulement s'arrête brusquement", c'est-à-dire au phénomène d'accélération-décélération dans lequel les gradients de pression engendrent un mécanisme de "brise jet". Ainsi le jet produit par accélération gravitationnelle d'un liquide coloré contenu dans un tube verticalement plongé dans une cuve conserve-t-il son impulsion verticale et se brise lorsque l'écoulement du tube est brusquement stoppé (Fig. 5a). Répétant l'expérience en fixant à la partie inférieure du tube plongé dans la cuve un manchon de caoutchouc, un brusque pincement du tuyau collabable et un arrêt du liquide sont observés dès que le niveau du liquide dans le

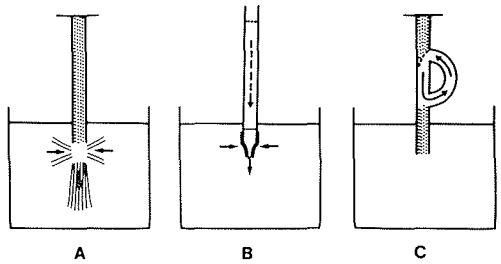


Figure 5 – Observations expérimentales d'Henderson et Johnson:
A. – "cassure de jet" après arrêt brusque de l'écoulement du tube.
B. – fermeture du tuyau collabable dès que le niveau du liquide dans le tube est inférieur à celui de la cuve.
C. – formation d'un écoulement de recirculation dans le shunt semi-circulaire après arrêt brusque de l'écoulement et fermeture du clapet de caoutchouc.

tube est inférieur au niveau dans la cuve (Fig. 5b). Ces expériences destinées à illustrer le fonctionnement de la valve mitrale sont intéressantes car elles peuvent s'interpréter en termes de forces dues aux répartitions instantanées de pression à l'intérieur et à l'extérieur du tube. Il est ainsi concevable que les valves opèrent efficacement sans le développement d'une structure organisée d'écoulement de recirculation autour des feuillets avant que ceux-ci ne se ferment. Le mouvement centripète de fluide s'engouffrant dans la trainée du jet dans ces expériences doit être considéré comme une conséquence des gradients de pressions locaux générés par ce mouvement d'accélération-décélération. Les mêmes conclusions s'appliquent aux résultats d'une troisième expérience destinée à illustrer le fonctionnement de la valve aortique : un mouvement de recirculation dans le shunt semi-circulaire implanté sur le tube vertical est observé après l'arrêt brusque de l'écoulement principal alors que le clapet de caoutchouc (en pointillé sur la figure 5c) est en position de fermeture.

Tel n'est pas le point de vue des chercheurs d'Oxford (Bellhouse & al., 1969., 1969a, b, c, 1972a, 1973a), après leurs observations expérimentales sur des modèles hydromécaniques de valve aortique et de valve mitrale qui les conduisent à postuler un mécanisme de contrôle du fonctionnement de ces valves basé sur l'existence de tourbillons piégés dans les cavités du ventricule et des sinus (cf. Fig. 6a et b).

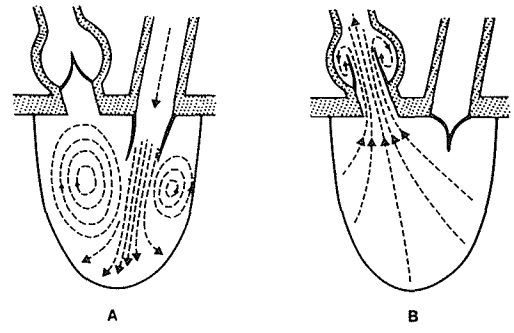


Figure 6 – Champs d'écoulement dans les modèles valvulaires et ventriculaires du groupe d'Oxford (BELLHOUSE and al.)
A – Remplissage du ventricule dans la phase diastolique du cycle cardiaque. Noter l'asymétrie du tourbillon annulaire.
B. – Phase d'éjection systolique avec génération convective de tourbillons dans les sinus aortiques.

Une copie d'une valve aortique humaine insérée dans un modèle d'aorte et de sinus rigides en plexiglass a été testée sur un banc hydrodynamique. Les modèles de feuillets étaient faits avec un bas de nylon imprégné de silicone, le tout donnant une épaisseur, une souplesse et une résistance à la rupture équivalentes aux caractéristiques des valves naturelles. Deux modèles de base de l'aorte ont été testés dont l'un est simplement un tube droit dans lequel est inséré le système valvulaire. Des visualisations de filets colorés ainsi que des films du mouvement des valves, des mesures de pression au voisinage des feuillets valvulaires.et des mesures de vitesses à l'intérieur des sinus ont été effectuées. Avec un écoulement de 3 l/mn et une fréquence de 1 Hz la valve en présence des sinus se fermait lentement avec une régurgitation d'environ 4 % mais par contre dans les mêmes conditions d'écoulement, la valve, en l'absence des sinus, n'a pas de mouvement de fermeture dès la décélération du fluide. Elle semble rester collée aux parois de l'aorte et il faut attendre que l'écoulement retour ait atteint 23 % de l'écoulement direct pour que la valve se ferme, auquel cas elle a un mouvement de fermeture brusque. Dans les sinus, des mouvements tourbillonnaires étaient mis en évidence et leurs distributions de vitesses et pressions caractéristiques analysées.

Par ailleurs, le concept de "vortex" dominant les mécanismes de fonctionnement de la valve aortique fut généralisé au cas de la valve mitrale par expérimentation d'un modèle de ventricule contenant une valve mitrale et aortique artificielles.

Ce modèle consiste en une base rigide de plexiglass soutenant les valves et une poche transparente élastique. Il est fixé à l'intérieur d'un réservoir transparent en plexiglass rempli d'eau et relié à une pompe générant un écoulement oscillant. De même que pour la valve aortique, la valve mitrale artificielle est faire en tissu de nylon recouvert de silicone et représente deux feuillets de 0,1 mm d'épaisseur et de 28 mn de longueur. Leur forme est celle d'un cône divergent (de demi-angle 14°) tronqué au niveau de l'anneau mitral. Les bords libres des feuillets sont reliés par des fils à un support fixe situé à 45 mm de l'anneau mitral ce qui empêche le repliement de la valve pendant la systole. Dans cette expérience l'action de la systole auriculaire peut être simulée par une seconde pompe auxiliaire à air comprimé synchronisée à la pompe principale, de sorte que la durée et l'amplitude de la systole auriculaire peuvent varier. Des mesures de la position de la valve sont effectuées à l'aide de prise d'un film à 50 images/seconde au travers d'un système de visualisation, ainsi que des mesures de pressions et de vitesses en différentes localisations du ventricule. A l'aide de la visualisation de petites particules de polystyrène, l'hydrodynamique du remplissage du ventricule est ainsi décrite : au début de la relaxation du ventricule, la valve mitrale s'ouvre rapidement et le jet rentrant frappe l'apex du ventricule et se répand à l'extérieur en remontant le long des parois jusqu'aux feuillets de la valve et génère ainsi un fort tourbillon dans le ventricule en expansion. D'autre part, dès que l'écoulement d'entrée décélère, les feuillets commencent à se fermer et la valve mitrale est presque complètement fermée avant que la systole auriculaire ne commence.

Dans les situations particulières de ces modélisations, le mauvais fonctionnement des valves se traduit par une fermeture tardive et une importante régurgitation en l'absence de tourbillons dans les cas où (i) les sinus aortiques sont absents ou bien (ii) le vortex ventriculaire est peu intense ou inexistant (cas d'un volume télé-systolique très grand par rapport au volume de remplissage). Ces situations permettent de mettre en évidence le rôle fondamental joué par les vortex annulaires situés derrière les feuillets qui tendent à fermer les valves et doivent être associés au phénomène d'accélération et de décélération de l'écoulement passant à l'intérieur des feuillets.

Une analyse théorique (Bellhouse et Talbot, 1969, Bellhouse, 1972b) permettant de calculer la position des feuillets et leur vitesse ainsi que la distribution des pressions à l'intérieur des cavités (ventriculaires ou sinus aortiques) à partir de la donnée du débit de l'écoulement (débit mitral lors du remplissage ventriculaire ou débit aortique lors de l'éjection systolique) a été proposée. Elle est basée sur une solution en fluide parfait des champs d'écoulement instationnaires participant à la dynamique cardiaque. Ce traitement peut être justifié par le fait que pendant le temps caractéristique de variation de ces écoulements (période cardiaque $T \sim 1$ s) les phénomènes connectifs (dont le temps caractéristique est $t_c = L/U \sim 10^{-2}$ s, avec L dimension des cavités 1 cm et U vitesse caractéristique des écoulements $\sim 10^2$ cm/s) dominent les processus diffusifs (dont le temps caractéristique est $t_D = L^2/\nu \sim 10^2$ s, avec ν viscosité cinématique du sang $\sim 10^{-2}$ cm^2/s). La physique du fluide intracardiaque est donc dominée par les effets convectifs ($t_c < T < t_D$), comme le traduit les valeurs des paramètres fondamentaux de la dynamique de tels écoulements.

Nombre de Reynolds :

$$R_e = \frac{t_D}{t_c} + \frac{UL}{\nu} \sim 10^4 \gg 1 \qquad (1)$$

Paramètre de fréquence :

$$\alpha^2 = \frac{t_D}{T} = \frac{L}{UT} \sim 10^2 \gg 1 \qquad (2)$$

Nombre de Strouhal :

$$S_t = \frac{t_c}{T} = \frac{L}{UT} = \frac{\alpha^2}{R_e} \sim 10^{-2} \ll 1 \qquad (3)$$

Il en résulte que l'écoulement à l'intérieur de la cavité ventriculaire et de chaque sinus aortique est décrit par un vortex annulaire généré par convection au moment de l'ouverture de la valve. Dans l'hypothèse d'une variation lente de l'écoulement, le mouvement de ce tourbillon est représenté par la solution classique du mouvement stationnaire d'un fluide parfait rotationnel, connu sous le nom de "vortex sphérique de Hill" (Batchelor, 1970) tel que la vorticité ω (vecteur dirigé dans la direction azimutale dans le cas d'un écoulement axysymétrique) divisée par la distance $r \sin \vartheta$ à l'axe soit constante :

$$\frac{\omega}{r \sin \vartheta} = C^{te} = A \qquad (4)$$

La fonction courant ψ (qui traduit le potentiel des vitesses d'où se déduisent les vitesses) prend alors la forme suivante (solution de $\Delta\psi = -\omega$ en coordonnées sphériques)

$$\psi = \frac{A}{10}(a^2 - r^2) r^2 \sin^2\vartheta \qquad (5)$$

où a est le rayon caractéristique du sinus aortique (ou de la cavité ventriculaire) , A est une constante, r et ϑ les coordonnées radiales et tangentielles dans ce système de coordonnées polaires sphériques. Les composantes des vitesses sont alors :

$$v_r = \frac{1}{r^2 \sin\vartheta}\frac{\partial\psi}{\partial\vartheta} = \frac{A}{5}(a^2 - r^2)\cos\vartheta \qquad (6)$$

$$v_\vartheta = \frac{1}{r\sin\vartheta}\frac{\partial\psi}{\partial r} = -\frac{A}{5}(a^2 - 2r^2)\sin\vartheta \qquad (7)$$

Les points de stagnation du vortex de Hill sont situés en $r = a$ sur la paroi du sinus (ou sur l'endocarde, surface intérieure du ventricule) et $\vartheta = 0$ et $\vartheta = \pi$. Il y a aussi une ligne annulaire de points de stagnation sur le cercle $r = a/\sqrt{2}$ et $\vartheta = \pi/2$. Cette ligne représente le coeur du tourbillon (où la vorticité est égale à $\omega_0 = Aa/\sqrt{2}$). En l'absence de forces extérieures et de viscosité, l'évolution de la pression H totale par unité de masse (pression statique + cinétique, $H = p/\rho + 1/2\, v^2$ où $v^2 = v_r^2 + v_\vartheta^2$) est donnée par l'équation du mouvement :

$$\vec{v} \times \vec{\omega} = \vec{\nabla} H + \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \qquad (8)$$

Il est supposé que le terme d'accélération est négligeable dans cette équation (ce qui n'est justifié en toute rigueur qu'en fin d'accélération et début de décélération du mouvement, au pic d'éjection systolique pour la valve aortique et au pic de débit mitral dans le cas du remplissage du ventricule gauche). L'intégration de cette équation donne alors :

$$H = -\frac{1}{10}A^2(a^2r^2 - r^4)\sin^2\vartheta + C \qquad (9)$$

La constante d'intégration C est évaluée en fixant à p_0 la pression des points de stagnation situés en $r = a$, $\vartheta = 0$ ou π. Soit $H\ (r = a,\ \vartheta = 0 \text{ ou } \pi) = p_0/\rho) = C$. D'où l'expression de la pression totale :

$$H = \frac{p_0}{\rho} = \frac{1}{10}A^2(a^2r^2 - r^4)\sin^2\vartheta \qquad (10)$$

Ce traitement analytique s'applique à la fois au cas de l'écoulement à l'intérieur des sinus aortiques et de la cavité ventriculaire. Le calcul diffère seulement par la manière dont la solution vortex est adaptée à la solution écoulement à travers la valve. Pour la valve mitrale la force du tourbillon caractérisé par le paramètre A est déterminée par la loi de conservation de l'énergie appliquée au ventricule dans son ensemble. Il en résulte que la pression au centre du vortex est prise égale à celle de l'orifice de la valve. En toute rigueur, dans le cas de la valve aortique un tel bilan d'énergie ne peut être effectué puisque le vortex des sinus est engendré par une fraction inconnue de l'écoulement interceptée par les sinus aortiques. Dans ce cas, les pressions de stagnation du vortex et de l'écoulement entre les feuillets étaient prises égales ainsi que la vitesse maximum dans le tourbillon et dans le conduit aortique.

Ainsi, à partir de la connaissance de la variation temporelle de la vitesse au niveau de l'anneau mitral ou à la sortie du ventricule et des dimensions des cavités (ventriculaires ou des sinus aortiques) il est possible de calculer la position des feuillets valvulaires et la distribution des pressions et vitesses à l'intérieur du ventricule (pendant le remplissage diastolique) ou à l'intérieur des sinus (pendant la phase d'éjection systolique). Les mesures des diamètres d'ouverture des valves ainsi que des distributions des pressions dans les expériences de modélisations hydromécaniques furent comparées et jugées d'un accord satisfaisant avec les résultats théoriques, démontrant ainsi que le mouvement des valves est dû à l'action conjuguée de trois processus :

1. L'action du vortex, situé à l'extérieur de l'écoulement d'entrée (derrière les feuillets de la valve mitrale et dans les sinus aortiques) et tendant à fermer les valves ;
2. L'accélération ou la décélération du jet d'entrée (à travers l'anneau mitral ou à la sortie du ventricule) qui s'oppose ou aide la fermeture de la valve ;
3. Un effet Venturi qui tend à maintenir les feuillets parallèles.

Bien que l'importance de l'écoulement de recirculation dans les cavités cardiaques ait été confirmée (Wieting and al., 1971, Spaan and al. 1975) par des études in vitro (chambre test rigide respectant l'anatomie de la cavité ventriculaire dans laquelle étaient placées deux valves naturelles, ou modèle d'écoulement bi-dimensionnel au travers de la valve aortique) et in vivo (expériences d'anémométrie et de cinéangiographie dans le ventricule gauche de chiens et de veaux), elle semble être très controversée par les résultats de récentes modélisations hydromécaniques. En effet, l'interprétation des chercheurs d'Oxford selon laquelle le mauvais fonctionnement des valves aortiques en l'absence de sinus est dû à la non intervention du vortex, est contradictoire avec leurs observations (Bellhouse et al., 1973b) concernant la faible influence des géométries et taille des sinus sur le fonctionnement des valves. En fait, en l'absence de sinus, les feuillets de la valve aortique en position ouverte sont situés dans la couche limite visqueuse au voisinage des parois et donc "collés par effet de viscosité" sans possibilité d'action de l'écoulement retour lors de la phase de décélération.

Ainsi, les expériences du groupe d'Oxford ont été reprises avec des modèles différents de valve (Talbot and Lee, 1975) . Des valves aortiques similaires à celles précédemment décrites, mais avec des feuillets plus rigides, de sorte que l'aire d'ouverture maximum corresponde à environ 70 % de la section de l'aorte, ont été testées. D'autre part des modèles de valve mitrale à deux feuillets plans en plexiglass permettent de mieux visualiser les mouvements valvulaires (Lee, 1977 – cf. Fig. 7). Ces études expérimentales et leurs interprétations théoriques conduisent aux conclusions suivantes : les mouvements des valves cardiaques humaines dépendent principalement de la dynamique du fluide

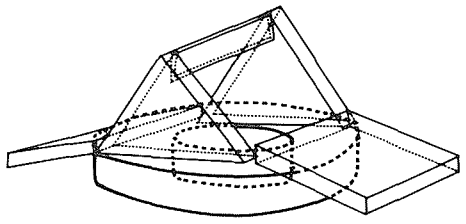


Figure 7 – Schéma de la valve tricuspide rigide testée par LEE et TALBOT. Cette structure en plexiglass est constituée de deux feuillets montés sur un bâti constitué de deux triangles reposant sur un anneau de 2,5 cm d'ouverture.

situé à l'intérieur des feuillets, bien que dans le cas de la valve mitrale, ils dépendent légérement des forces de pression s'exerçant sur la partie extérieure de ces feuillets, forces dûes aux processus de transformation, à l'intérieur du ventricule, de l'énergie cinétique du jet d'entrée. Dans la phase d'accélération de l'écoulement,les feuillets valvulaires, repoussés par le jet formé à l'orifice d'entrée, tendent à prendre une position parallèle au jet sans intervention de forces extérieures pour empêcher leur mouvement. Dans la phase de décélération le mécanisme prédominant dans la fermeture efficace de la valve est l'action du gradient de pression inverse . Contrairement aux observations de Bellhouse, les vortex du modèle de ventricule de Lee disparaissent pratiquement avant la fermeture de la valve et de ce fait n'influencent que très partiellement le mécanisme de fermeture. Par ailleurs la taille du ventricule n'affecte en rien l'efficacité de la fermeture valvulaire, bien qu'ayant une légère influence sur la dynamique de la fermeture dans le cas d'une faible décélération de l'écoulement. Néanmoins des variations spécifiques dans la géométrie valvulaire et son environnement ventriculaire et auriculaire peuvent affecter le champ d'écoulement transvalvulaire et par là agir sur le fonctionnement des valves.

C'est la même conclusion à laquelle aboutissent les chercheurs d'Aix la Chapelle (H. Reul et N. Talukder, 1977) en ce qui concerne le fonctionnement de leur modèle de valve aortique . L'écoulement de recirculation apparaissant dans la phase précoce d'éjection systolique n'est pas dû à l'interception par le bord aval du sinus aortique d'une partie du jet d'entrée mais à l'effet de l'écoulement retour dans la couche limite instationnaire. En accord avec une analyse photographique du mouvement de la valve aortique dans son environnement naturel (Padula et al., 1968), au maximum du débit aortique, le jet d'entrée s'effectue à travers une réduction sténotique de l'ordre de 30 %. La dynamique de la valve est essentiellement dûe à l'action de l'onde de pression et le rôle des sinus interprété en terme de structure permettant d'absorber les tensions exercées sur les feuillets (Swanson, 1975). Il est à noter dans ce modèle l'observation d'un important vortex tournant dans le sens opposé de celui décrit par le groupe de Bellhouse et généré au moment de la fermeture de la valve aortique (cf. Fig. 8).

b) Les modèles numériques

Les traitements analytiques permettant d'interpréter le comportement de tels écoulements cardiovasculaires ne peuvent être que très simplifiés et ne traduisent pas entièrement la complexité physiologique liée à la non uniformité et non stationnarité de ces écoulements tri-dimensionnels. De plus, les systèmes, même dans le cas de leurs modélisations hydromécaniques les plus simples présentent des difficultés d'expérimentation certaines, ce qui requiert l'établissement de nouvelles méthodes d'investigation. Parmi ces dernières, le développement récent de simulations numériques est appelé à jouer un rôle important dans l'étude des phénomènes d'écoulement cardio-vasculaire. Dans ce nouveau champ d'investigations, on retrouve la même controverse concernant l'interprétation des résultats et le rôle joué par la dynamique des tourbillons générés au sein des cavités.

Ainsi, la possibilité d'interprétation différente de celle de Bellhouse, quant à la détermination des phénomènes physiques prépondérants à l'intérieur des cavités auriculo-ventriculaires dans la phase diastolique du cycle cardiaque, a été évoquée en se basant sur les résultats d'une approche numérique à l'aide d'une modélisation bi-dimensionnelle (Peskin, 1972). Ce modèle de l'ensemble auriculo-ventriculaire tient compte partiellement de l'action des cordages et des interactions entre le fluide et les parois ventriculaires auriculaires et valvulaires. Ceci est accompli en remplaçant l'interaction paroi-fluide par un champ de force localisé au nœud du maillage d'un domaine rectangulaire, champ de force calculé à partir de la configuration instantanée de la paroi. Bien que restreinte à des nombres de Reynolds très inférieurs à ceux rencontrés en phy-

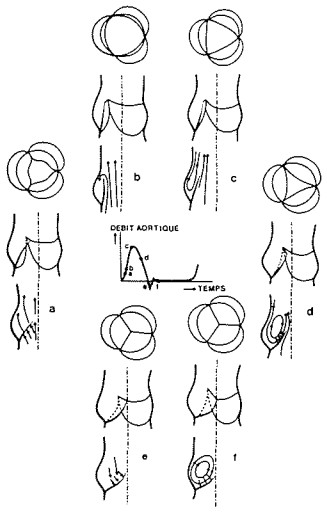


Figure 8 – Les différentes phases du mouvement des feuillets de la valve aortique et de l'écoulement à travers cette structure observées dans les modèles hydro-mécaniques du groupe d'Aix La Chapelle (REUL et TALUKDER) : on notera en particulier l'aire d'ouverture restreinte de la valve, la formation tardive d'un tourbillon par effet d'écoulement retour dans la couche limite après renversement du gradient de pression et, dès la fermeture de la valve, la présence d'un tourbillon plus intense circulant dans le sens opposé du précédent.

siologie humaine, (à cause des instabilités numériques introduites par cette méthode de prise en compte des interactions fluide-paroi), cette analyse rend compte de façon satisfaisante du mouvement des feuillets de la valve mitrale et de l'hydrodynamique qui lui est associée. En particulier un rôle fondamental est attribué à la formation d'un écoulement à point de stagnation similaire à l'effet de "cassure de jet", précédemment mentionné. Dans cette étude la formation très localisée de tourbillons n'est qu'une conséquence des forces de cisaillement prenant naissance dans le fluide au niveau des feuillets et est indépendante de la géométrie et de la taille de la cavité ventriculaire.

Néanmoins un calcul numérique de l'écoulement à l'intérieur des sinus aortiques (Gillani et Swanson, 1976) montre une génération convective précoce, lors de la phase d'accélération, d'un écoulement de recirculation prenant naissance à l'entrée des sinus. Le vortex annulaire ainsi formé croit rapidement jusqu'à occuper tout le volume de la cavité. Ce calcul numérique est basé sur la méthode aux différences finies pour la résolution des équations fondamentales de la dynamique des fluides écrites en termes de fonctions vorticité et courant. La présence et le mouvement des feuillets valvulaires ne sont pris en compte que dans la mesure où ces structures ne présentent qu'une impédance négligeable pour l'écoulement (début de la phase d'accélération). L'utilisation d'un maillage de dimension variable selon les différents domaines du champs d'écoulement, un maillage plus fin étant établi au voisinage des parois, permet une étude détaillée des écoulements secondaires présents à l'intérieur de la cavité.

Récemment, la formation et la dynamique des écoulements de recirculation en fluide incompressible intervenant dans le remplissage d'une cavité axi-symétrique, modèle du ventricule gauche humain, ont été analysées numériquement à partir des équations fondamentales de la dynamique des fluides, en utilisant la même méthode aux différences finies basée sur la fonction courant et la vorticité. Les évolutions temporelles des champs des vitesses et pressions ont été obtenues pour des paramètres de l'écoulement voisins de ceux rencontrés chez l'homme (Oddou et Al. a et b). La dynamique du fluide intracardiaque est interprétée en terme d'écoulement à travers l'élargissement brusque d'entrée cylindrique simulant l'anneau mitral dont on néglige le changement de dimension au cours de la diastole (Fig. 9A). Il en résulte une interaction dynamique entre l'écoulement principal et les écoulements de recirculation générés dans le coin amont. Les parois latérales de la cavité cylindrique sont supposées rigides, négligeant ainsi pendant cette phase diastolique les effets d'élargissement diamétral de la cavité ainsi que les interactions fluide-paroi latérales ventriculaires. Le mouvement du fluide à l'intérieur de cette cavité est imposé par le déplacement de la base mobile du cylindre située à l'aval. Dans le mouvement de cette paroi (cf. Fig. 9C), déterminé à partir des données cinéangiographiques et des échogrammes des parois ventriculaires, peuvent être distinguées deux phases : le remplissage rapide du ventricule gauche, correspondant à un débit mitral important (cf. Fig. 9D)

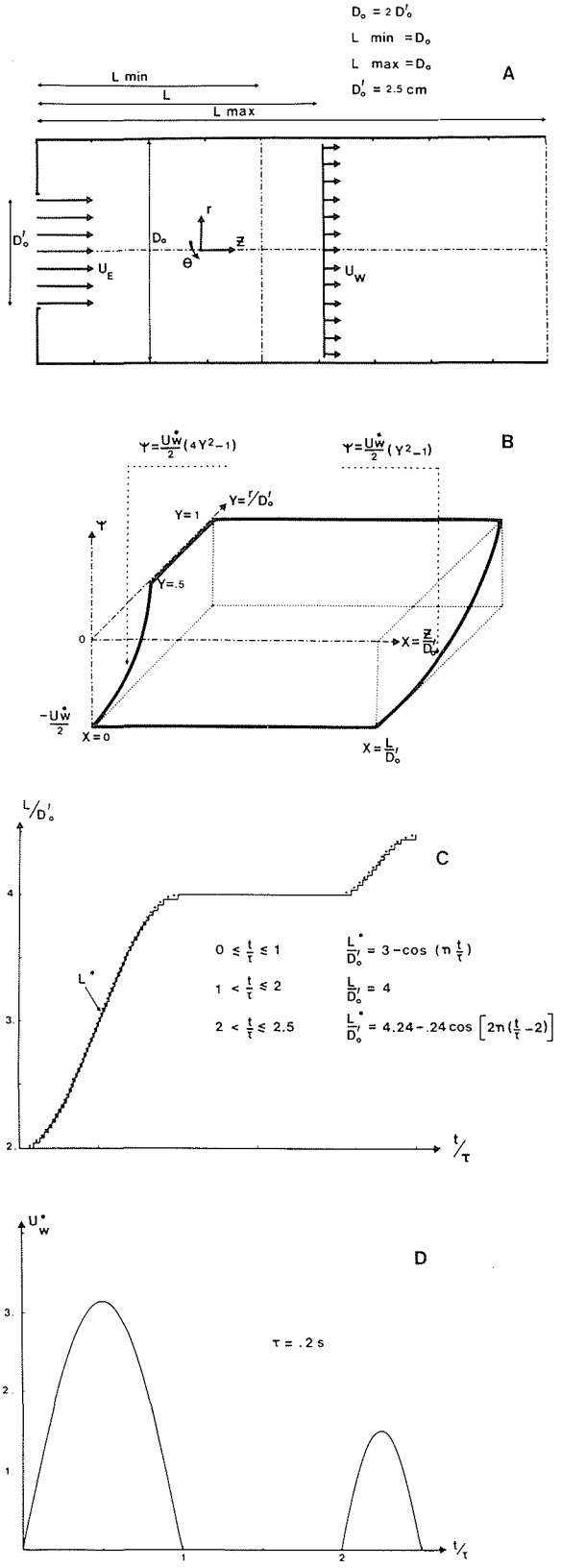


Figure 9 – Données d'entrée du modèle numérique de cavité ventriculaire cylindrique (ODDOU et Al.).
A. – Modèle de cavité cylindrique du ventricule gauche humain (U_W vitesse de la paroi mobile, U_E vitesse du fluide à l'entrée).
B. – Conditions aux limites imposées à la fonction courant Ψ ($U_W^* = U_W/U$ avec $U = D_0'/\tau$).
C. – Variation temporelle de la longueur réduite de la cavité.
D. – Vitesse réduite du fluide U_W^* à la paroi mobile.

et le remplissage lent terminé par l'effet de la contraction auriculaire. L'effet de cette dernière est non seulement un remplissage partiel supplémentaire du ventricule (augmentation de l'ordre de 20 % du volume) mais aussi comme le montrent les résultats du modèle une fermeture plus efficace des feuillets de la valve mitrale. Les conditions de non-glissement à la paroi mobile, et d'incompressibilité du fluide ainsi que les observations expérimentales d'un profil des vitesses plat à l'entrée imposent (compte tenu de sa définition en fonction de la vitesse du fluide et de son interprétation en terme de débit volumique) la valeur de la fonction courant comme conditions aux limites (cf. Fig. 9 B).

Un exemple de lignes iso-courant et iso-vorticité calculées à partir de ce modèle numérique est donné sur la figure 10 pour différents temps réduits $T = t/\tau$ tout au long de la phase de remplissage de la cavité. Les résultats montrent clairement les différentes phases suivantes de la dynamique des tourbillons dans l'écoulement intracardiaque :

(i) génération très précoce dans le coin d'entrée d'un vortex annulaire, la séparation de l'écoulement ayant lieu à $T \simeq 0{,}12$ puis déplacement dans la direction aval de cette zone de recirculation ;

(ii) alors qu'un tourbillon secondaire de sens opposé est engendré dans le coin amont à $T \simeq 0{,}45$, croissance très rapide en taille et en dimension de la zone primaire de recirculation, particulièrement sensible dans la phase de décélération de l'écoulement principal ;

(iii) relaxation et atténuation par viscosité de l'écoulement tourbillonnaire au début de la phase de remplissage lent alors que l'écoulement principal a cessé ;

(iv) pendant la systole auriculaire, nouvelle génération et croissance d'un vortex annulaire de plus faible intensité que le tourbillon généré dans la phase précédente et qui reste localisé dans la zone amont du champs d'écoulement, interagissant ainsi continuellement avec la structure des feuillets de la valve mitrale.

Le mouvement des feuillets valvulaires est calculé à partir du champ d'écoulement par la méthode suivante : les feuillets, supposés sans masse, infiniment souples et flottant librement au sein du fluide, ne présentent dans leurs déplacements d'ouverture aucune résistance à l'écoulement. En conséquence le profil de la valve dans une section méridienne de la cavité est approché par le calcul de la position instantanée de onze maillons élémentaires rigides de mêmes dimensions, pouvant pivoter librement autours de leurs jonctions et le premier de ces maillons étant fixé par l'une de ses extrémités au coin d'entrée de la cavité. Le mouvement de chaque maillon individuel est calculé à partir de la connaissance de la vitesse locale du fluide ne prenant en considération que les effets de tensions normales. Cette approche est certainement réaliste uniquement pendant la phase d'ouverture de la valve où l'on obtient un profil sigmoïde caractéristique et un mouvement analogue à celui d'un fouet. Cependant dans l'analyse numérique, aucune contrainte n'est imposée pour empêcher certaines parties de la valve de pénétrer à l'intérieur de la zone de recirculation où les effets de tensions longitudinales deviennent prépondérants. Il est supposé alors que dans la phase tardive d'ouverture et dans la phase consécutive de fermeture, la valve tend à s'aligner dans une position d'équilibre dynamique correspondant à la zone de séparation (ligne

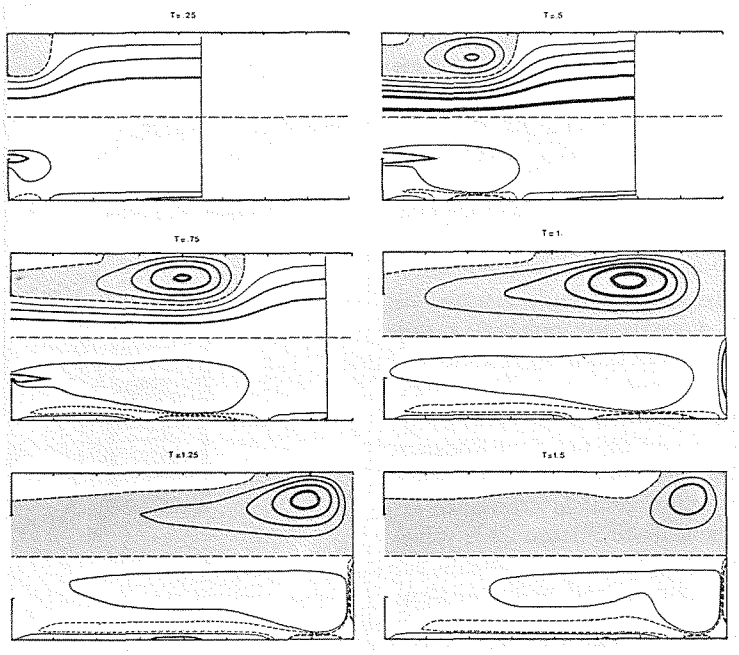


Figure 10 – Champs d'écoulement instantanés à différents temps réduits $T = t/\tau$ obtenus dans le modèle numérique de cavité ventriculaire cylindrique. haut : lignes iso-courant Ψ (en unités D_0^2/τ) = ▬ ± 1.5 ; ▬ ± 1.2 ; — ± .9 ; — ± .6 ; — ± .3 ; - - - - - - 0. bas : lignes iso-vorticité ω (en unités τ^{-1}) = ▬ 10^2 ; — 10 ; - - - - - - 10^{-1} • • • • 10^{-2}.

de courant $\psi = 0$, issues du coin d'entrée, séparant l'écoulement principal et la région de recirculation, cf. Fig. 10). On peut ainsi déterminer le mouvement du feuillet pendant toute la phase de remplissage du ventricule et déduire l'évolution temporelle du diamètre d'ouverture, ainsi que la position du bord libre du feuillet.

Observations cliniques et expérimentation animale

Les méthodes conventionnelles de mesure des débits et pressions intracardiaques, limitées à des études d'état physiologique stable, ont été récemment améliorées par l'utilisation de cathéters spéciaux multicapteurs (Murgo, 1975). Des sondes de pression du type transistor à effet de champs et des sondes miniaturisées de débitmétrie électromagnétique peuvent être placées en bout de cathéter afin de relever simultanément en différents points du système cardiovasculaire de l'homme pressions et débits locaux. Ces relevés multiples de haute qualité concernant l'évolution temporelle des pressions et de leurs gradients et des vitesses du champ d'écoulement à l'intérieur des cavités cardiaques et de leurs sorties artérielles permettent une meilleure connaissance des événements hémodynamiques pendant l'ensemble du cycle cardiaque. Ces mesures sont généralement associées à des techniques de cinéangiographies qui, non seulement, donnent des informations sur la forme instantanée prise par les structures occupées par le sang opacifié, mais dans certaines conditions certains renseignements sur les champs d'écoulement du sang.

Cette technique radiologique (cf. Fig. 11) couramment utilisée en exploration fonctionnelle, consiste en l'enregistrement rapide (de l'ordre de 100 images/s), sous deux incidences biplanes (antéro-postérieure et latérale) des images des cavités cardiaques et conduits vasculaires rendus opaques par injection d'un produit de contraste. Ces images sont obtenues par transmission d'un faisceau discontinu de rayons X (émission très brève de 3 ms déclenchée par l'obturateur d'une des deux caméras situées derrière les amplificateurs de luminance à contrôle automatique de gain). Après injection du produit radio-opaque à la dose d'environ 1 ml par kg de poids dans le ventricule gauche, les troubles du rythme qui apparaissent obligent à une observation tardive dans des conditions où le contraste est généralement faible. Bien que d'une méthodologie délicate pour des études de dynamique du fluide intracardiaque cette technique permet de mettre en évidence une zone de recirculation apparaissant dans la phase de décélération du débit mitral dont la croissance rapide est reliée au mouvement de fermeture de la valve. Un second vortex moins intense et moins étendu est observé au voisinage du feuillet mitral antérieur dans la phase de la contraction auriculaire lors de la réouverture maximum de la valve (cf. Fig. 12). Dans l'état actuel des observations il est difficile d'évaluer l'effet de l'interaction de ce second tourbillon avec le feuillet valvulaire dans la cinétique de fermeture de la mitrale.

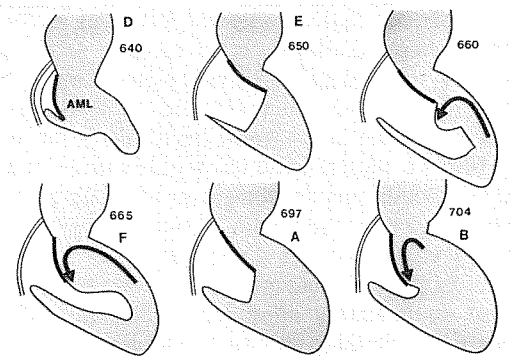


Figure 11 – Schéma illustrant la technique cinéangiographique bi-plane appliquée à l'exploration fonctionnelle du ventricule gauche.

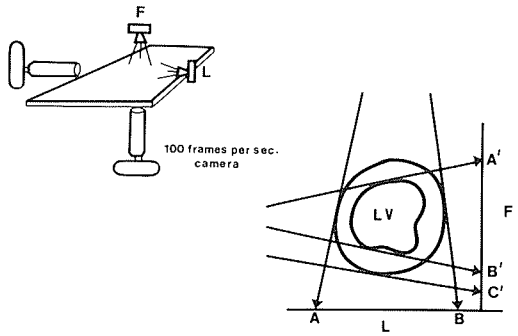
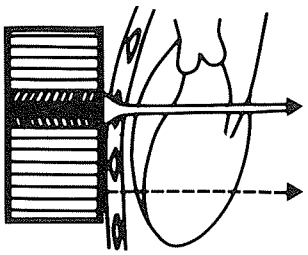


Figure 12 – Dessins du ventricule gauche observé en cinéangiographie (vue latérale) à différents instants dans la phase diastolique (les nombres situés à gauche sont les repères temporels des vues cinématographiques séparées par 8 ms, les lettres à droite sont les notations usuelles de l'échocardiographie). A.M.L. : feuillet mitral antérieur – Les flèches représentent les trajectoires de particule fluide non opaque.

Cependant le récent développement de la technique d'échocardiographie, en particulier la possibilité d'utiliser des multi-sondes (cf. Fig. 13) afin d'obtenir après traitement du signal l'évolution temporelle des structures cardiaques est d'une importance majeure dans les recherches cliniques : en effet avec cette technique la mesure des longueurs caractéristiques instantanées de la cavité ventriculaire gauche est possible ainsi que l'observation détaillée de la cinétique de la valve mi-



MULTISCAN

Emission-réception multitransducteur

Image dynamique

Fréquence-image rapide

Bonne définition latérale

Figure 13 – Schéma de la technique échocardiographique à multisonde et relevé de ses principaux avantages du point de vue de l'investigation clinique.

trale (Brun et Al. 1977a ; cf. Fig. 14). L'enregistrement continu des positions du feuillet antérieur de la valve mitrale et des cordages qui lui sont associés peut être effectuée tout au long du cycle cardiaque en utilisant les signaux provenant de chacune des sondes élémentaires du transducteur échocardiographique (technique multi TM). La numérisation et le traitement sur un calculateur pour tenir compte du mouvement d'ensemble de l'appareil mitral, anneau et piliers compris, permet l'obtention du profil instantané du feuillet dans la phase de remplissage rapide du ventricule (cf. Fig. 15).

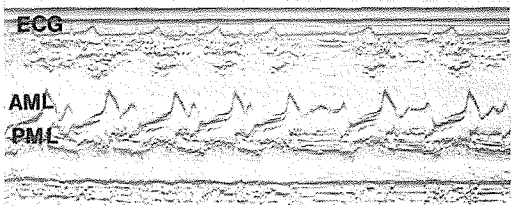


Figure 14 – Données échocardiographiques : Enregistrement montrant les traces correspondant au mouvement des feuillets valvulaires antérieurs (A.M.L.) et postérieurs (P.M.M.) et des parois ventriculaires. Sur ce document est enregistré, à fin de synchronisation le signal d'électrocardiographie (E.C.G.).

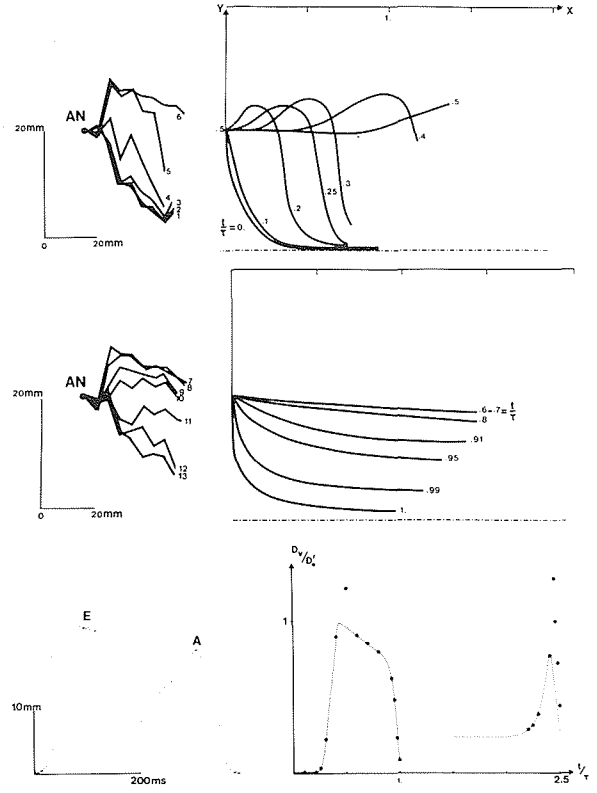


Figure 15 – Comparaison entre les données échographiques concernant le mouvement et le profil instantané du feuillet antérieur de la valve mitrale et les résultats du modèle numérique de cavité cylindrique ventriculaire : les positions instantanées des feuillets (1. 2. . . . . 13) sont séparées par 16 ms et correspondent au profil pendant le mouvement d'ouverture (intervalle D.E., haut gauche) et de fermeture (intervalle E.F., milieu gauche) de la phase de remplissage rapide. Elles peuvent être confrontées aux résultats du modèle pour les profils instantanés aux temps adimensionnés indiqués sur les figures (haut et milieu, droite). Les enregistrements des mouvements d'une partie du feuillet valvulaire (bas gauche) peuvent être comparés aux résultats du modèle numérique (bas droite) concernant le diamètre d'ouverture et la position du bord libre du feuillet (D, E, F, A cf Nomenclature échocardiographique).

Parallèlement aux progrès effectués en investigations cliniques s'est développée dans le domaine cardiovasculaire une expérimentation animale basée sur la technique de capteurs implantés (débimétrie mitrale par sondage ultrasonore et électromagnétique, Laniado and Yellin, 1976, mouvement des feuillets par visualisation de petites billes de plomb insérées dans les structures, Tsakiris, 1976). Ces techniques permettent une connaissance plus détaillée des caractéristiques de la dynamique valvulaire et des paramètres hémodynamiques qui lui sont associés.

Conclusion

Cependant, les difficultés de mesures précises et très localisées, dans des conditions physiologiques normales, relatives aux champs des vitesses et pressions ainsi qu'aux propriétés rhéologiques des structures valvulaires et parois ventriculaires ou artérielles, sont à l'origine des interprétations différentes et controversées concernant la cinétique des valves cardiaques. Bien qu'une simulation parfaite du mouvement de ces valves ne semble pas encore être possible actuellement, l'ensemble des modèles étudiés a permis de dégager l'importance respective des différents phénomènes hydromécaniques liés aux caractéristiques anatomiques dans le fonctionnement efficace de ces structures. En particulier, le fait que ces structures valvulaires présentent, à la fois, une impédance négligeable dans le sens de l'écoulement direct et une fermeture parfaite lors d'une inversion de cet écoulement, doit être pris en considération dans la conception de nouvelles prothèses valvulaires. De même, et bien que cette revue ait mis l'accent sur les similarités de fonctionnement et l'unicité des processus physiques à l'origine du mouvement des valves aortique et mitrale, il y a lieu de tenir compte de la spécifité anatomique et physiologique de chacune de ces valves. En effet toute prothèse dont la géométrie s'éloigne trop de la structure bicuspide de la valve mitrale ou tricuspide de la valve aortique, telles les valves à bille ou à disque, est source d'écoulements "anormaux". Dans de tels écoulements régnent des zones à fort cisaillement (où les membranes des globules rouges peuvent être endommagées voire détruites, phénomène d'hémolyse) et des régions "d'eaux mortes" (où les éléments figurés du sang peuvent stagner et s'aggréger, phénomène de thrombogénèse). Ainsi la tendance actuelle dans le domaine de la conception de nouvelles prothèses valvulaires est-elle vers une simulation de plus en plus parfaite des propriétés géométriques, mécaniques et biochimiques des valves naturelles reliée à une connaissance de plus en plus précise des différents phénomènes hémodynamiques mis en jeu.

Bibliographie

BATCHELOR G.K. (1970) – *An Introduction to fluid dynamics.* Cambridge University Press.

BELLHOUSE B.J. and BELLHOUSE F.H. (1968) – Mechanism of closure of the aortic valve. *Nature* 217, 86.87.

BELLHOUSE B.J. (1969 a) – Velocity and pressure distributions in the aortic valve. *J. Fluid Mech.* 37 (3), 587-600.

BELLHOUSE B.J. and BELLHOUSE F.H. (1969 b) – Fluid mechanics of the mitral valve. *Nature* 224, 615-616.

BELLHOUSE B.J. and BELLHOUSE F.H. (1969 c) – Fluid Mechanics of model normal and stenosed aortic valves. *Circulation Research* 25, 693-704.

BELLHOUSE B.J. and TALBOT L. (1969) – Fluid mechanics of the aortic valve. *J. Fluid Mech.* 35, 721.

BELLHOUSE B.J. (1972 a) – The fluid mechanics of heart valves in *Cardiovascular Fluid Dynamics.* Bergel D.H. ed. Academic Press Vol a, 261-285.

BELLHOUSE B.J. (1972 b) – Fluid mechanics of a model mitral valve and left ventricle. *Cardiovascular Research* 6 (2), 199-210.

BELLHOUSE B.J., BELLHOUSE F.H. and GUNNING A.J. (1973 a) – Studies of a model mitral valve with three cusps. *British Heart Journal* 35 (10), 1075-1079.

BELLHOUSE B.J., BELLHOUSE F.H., ABBOTT J.A. and TALBOT L. (1973) – Mechanism of valvular incompetence in aortic sinus dilatation. *Cardiovascular Res.* 4, 490.

BRUN P., ODDOU C., BELRALDO E., KULAS A., LAURENT F., PHILIPPON A., De VERNEJOUL F. (1977 a) – Quantitative analysis of left ventricular filling phase by echocardiography. Symposium on Echocardiography, Lund, Sweden. (A paraître dans *Acta Medica Scandinavia*).

BRUN P., ODDOU C., KULAS A., LAURENT F. (1977 b) – Small computer development of echographic information related to left ventricle and mitral valve in diastole. *Computers in Cardiology,* IEEE Catalog n° 77 CH 1 254-2C pp. 267-273.

BURTON A.C. (1968) – *Physiologie et Biophysique de la circulation.* Masson & Cie, Ed. Paris.

CLARK R.E. (1975) – Stress-strain characteristics of fresh and frozen human aortic and mitral leaflets and chordae tendineae. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 66 (2), 202-208.

DUBOUCHER G. (1974) – *Physique cardiovasculaire.* Masson & Cie, Ed. Paris.

GILLANI N.V. and SWANSON W.N. (1976) – Time dependant laminar incompressible flow through a spherical cavity. *J. Fluid Mech.* 78 (1), 99.

GUYTON A.C. (1974) – *Physiologie de l'homme* – H.R.W. Ed., Montréal.

HENDERSSON Y. ans JOHNSON F.E. (1912) – Two modes of closure of the heart valves. *Heart* 4, 69.

HONJI H. (1975) – The starding flow down a step. *J. Fluid Mech.* 69 (2), 229.

HWANG N.H.C., HUSSAIN H.K.M.F., HUI P.W. ans STRIPLING T. (1977) – Turbulent flow through a natural human mitral valve. *J. Biomechanics* 10, 59-77.

KEELE K.D. (1952) – *Leonardo da Vinci on the movement of the heart and blood.* J.B. Lippincott, London.

LANIADO S. and YELLIN E.L. (1976) – Simultaneous recording of mitral valve echogram and transmitral flow. In *The Mitral Valve,* Kalmanson D. Ed., Edward Arnolds, p. 155.

LEE C.S.F. (1977) – *Fluid mechanical studies of mitral valve motion.* Ph D. Thesis – University of California.

MURGO J.P. (1975) – Techniques nouvelles en cathétérisme cardiaque : avantages des catheters à capteurs multiples. *Proc. of Biocapt.* 75, Paris, Vol. 2, p. 41-46.

NEREM R.M., SEED W.A. and WOOD N.B. (1972) – An experimental study of the velocity, distribution and transition to turbulence in the aorta. *J. Fluid Mech.* 52, 137-161.

NETTER F.H. (1969) – *Heart.* The Ciba collection of medical illustrations, Vol. 5. Ciba, ed. Summit, N.J.

ODDOU C., BRUN P., DANTAN P., BERALDO E., KULAS A., De VERNEJOUL F. (1977 a) – Fluid mechanics in the human left ventricle during cardiac filling phase. Euromech 92, *Dynamique cardiovasculaire et pulmonaire.* Ed. M.Y. Jaffrin. Serie des colloques INSERM.

ODDOU C., BRUN P., DANTAN P., KULAS A. (1977 b) – Relation entre mécanique du fluide intracardiaque et dynamique de la valve mitrale. *J. Fr. biophys. et med. nucl.* 1, pp. 61-67.

PADULA R.T., COWAN J.M., CAMISHION R.C. (1968) – Photographic analysis of the active and passive components of cardiac valvular action. *J. Thor. and Cardiovasc. Surg.* 56, 6.

PESKIK C.S. (1972) – Flow pattern around heart valves : a numerical method. *J. of computational physics* 10 (2), 252.

RUEL H., TALUKDER N. (1977). *Heart valve mechanics.* Paper presented at the NATO-ASI. Conference on "Engineering Principles in Cardiovascular Research".

RUCH T.C. and PATTON H.D. (1974) – *Physiology and Biophysics.* W.B. Saunders Company, Philadelphia.

RUSHMER R.F. (1970) – *Cardiovascular dynamics.* W.G. Saunders Company, Philadelphia.

SPAAN J.A.E., STEENHOVEN A.V., SCHARR P.J., DONGEN M.E.H., SMULDERS P.T., LILIVELD W.H. (1975) – Hydrodynamics factors causing large mechanical tension peaks in leaflets of artificial triple leaflet valves. *Trans. Amerc. Soc. Artif. Int. Organs,* 21, 396-403.

SWANSON W.M. (1975) – *Sinuses of Valsalva : Structural and flow evaluation.* Proc. of the 28 th ACEMB, New-Orleans, 259.

TALBOT L. and LEE C.S.F. (1976) – Some observations on the motion of a two dimensional mitral valve. In *The Mitral Valve,* Kalmanson D. Ed., Edward Arnold, p. 111.

TAYLOR D.E.M. and WADE J.D. (1973) – Pattern of blood flow within the heart : a stable system. *Cardiovascular Research* 7, 14-21.

TSAKIRIS A.G. (1976) – The physiology of the mitral valve annulus. In *The Mitral Valve.* Kalmanson D. Ed., Edward Arnold, p. 21.

WIETING P.W., HWANG N.H.C. and KENNEDY J.H. (1971) – Fluid mechanics of the human mitral valve. *AIAA paper* N° 71-102. New-York, N.Y.

Discussion

Président : M.J. HINGLAIS

Le Président remercie M. ODDOU de son exposé et invite les "fluidiciens" à ouvrir la discussion.

M. VADOT remarque certaines divergences dans les conclusions ou les observations concernant le sens de rotation des tourbillons associés au fonctionnement des valves.

M. ODDOU précise que le cas de la valve mitrale et de l'écoulement à l'intérieur du cœur est relativement clair. Par contre, les expériences menées par BELLHOUSE à Oxford et par le groupe de REUL à Aix-la-Chapelle sur l'écoulement aortique donnent, à cet égard, des résultats contradictoires tenant apparemment à la façon dont a été collée la valve aortique qui – suivant le cas – s'ouvre plus ou moins largement. A sa connaissance les médecins n'ont encore donné aucun résultat d'observation permettant de savoir lequel des deux sens de rotation correspond à ce qui se passe effectivement dans les sinus aortiques.

Le Président observe que c'est là une question très souvent débattue en raison de l'influence que pourrait avoir ce tourbillon sur le remplissage des artères coronaires qui naissent précisément dans les sinus.

M. JAFFRIN demande des éclaircissements sur le rôle attribué au sinus aortique dans l'hypothèse de la fermeture par gradient de pression adoptée par l'Ecole d'Aix-la-Chapelle.

M. ODDOU rappelle que c'est une équipe de "mécaniciens des solides" qui justifie le rôle du sinus par l'existence d'un angle encaissant les tensions qui se développent au niveau du feuillet.

A la suite d'une observation de M. COLLINS, un bref débat s'engage concernant le sens des tourbillons et la mécanique des valves.

M. ODDOU précise que le véritable problème est de savoir si la valve s'ouvre plus ou moins largement. L'interprétation du sens du tourbillon en découle. En réponse à une question de M. BONIS, le Président indique que les observations tendent à faire admettre que les valves sont naturellement "flottantes" au repos et que leur structure anatomique ne leur confère aucune sorte de force de rappel élastique. Il indique, à cette occasion, que l'on a pu faire des mesures de pression dans la circulation "au repos". Alors que les pressions enregistrées en régime normal, parties de 100 mm de mercure, tombent à 5 mm dans la circulation veineuse, ou à 30 mm dans la circulation pulmonaire, tout cela s'égalise "au repos" au niveau de 10 mm de mercure environ.

M. KOPP demande comment ces incertitudes sont levées pour les valves artérielles. M. ODDOU indique que cela varie suivant les modèles.

Une question de M. BOYER sur l'interprétation que ces travaux pourraient donner aux souffles cardiaques ouvre un bref débat sur la nature de l'écoulement à l'intérieur du cœur.

Pour le Président, la circulation semble avoir été conçue pour ne pas provoquer de frottements et de vibrations. Dès que les orifices se rétrécissent et parce que les débits tendent à rester constants pour les besoins constants de l'organisme, il y a des vitesse plus élevées, turbulences et apparition d'un souffle.

M. ODDOU remarque cependant que de nombreuses observations – cinéangiographies notamment – ne révèlent pas tellement de diffusion turbulente et feraient plutôt penser à des écoulements instationnaires mais laminaires.

Le Président évoque pourtant les expériences faites par M. PERONNEAU avec les ultra-sons au-dessous d'une sténose dans un modèle calibré ou sur un animal : un bruit particulier est émis à l'endroit où se produit le phénomène de vortex mélangé de turbulence et où le stéthoscope révèle un souffle.

M. COMOLET remarque, à ce sujet, que M. PERONNEAU n'enregistre pas des sons mais des vitesses "transformées en sons".

Une remarque du Président concernant les échanges nutritionnels entre le sang et la paroi amène M. ODDOU à préciser qu'à son avis ce problème n'est pas essentiellement hydrodynamique : il est bien vrai que la couche limite de diffusion et son épaisseur dépendent du type d'écoulement mais ce qui importe surtout c'est la barrière au passage de grosses molécules que constitue la première sous-couche endothéliale.

M. KOPP ayant demandé des précisions sur le signal Doppler utilisé par M. PERONNEAU et évoqué précédemment, le Président indique qu'il s'agissait d'un Doppler à émission pulsée. M. KOPP rapporte les observations qu'il a pu faire – lors des mesures au Laser sur des volumes très petits – concernant l'influence, sur le signal enregistré, des gradients de vitesse et du volume de mesure : la distinction entre un écoulement laminaire ou turbulent s'avère parfois très difficile.

M. le Président remercie M. ODDOU.