Classification
Physics Abstracts
6.390 — 7.280 — 9.780

DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL POUR LA MODÉLISATION DE L'ÉCOULEMENT SANGUIN DANS LES ARTÈRES (*)

P. FLAUD, D. GEIGER, C. ODDOU et D. QUEMADA

L. B. H. P., Université Paris VII, 2, place Jussieu, 75221 Paris Cedex 05, France

(Reçu le 27 juin 1974, révisé le 6 septembre 1974)

Résumé. — On décrit la mise en œuvre d'un banc de simulation hydromécanique qui permet d'aborder divers problèmes liés à l'hémodynamique artérielle. Le montage employé permet d'engendrer des ondes de pression de formes arbitraires (simulation des pressions intra-aortiques ou ventriculaires ; superposition d'ondes) à l'intérieur d'un tuyau viscoélastique, grâce à un dispositif de conception originale. L'appareillage de mesure associé, comportant des capteurs de pression et de déplacement ainsi qu'un dispositif de vélocimétrie ultra-sonore, est brièvement décrit. Une des premières applications envisagées concerne l'étude d'une méthode de détermination indirecte des paramètres rhéologiques de la paroi des vaisseaux. Quelques résultats préliminaires sont présentés.

Abstract. — In order to study problems in arterial haemodynamics, the conception and realisation of an hydromechanical bench is described. With an original pumping device, the experimental arrangement permits the generation of pressure pulses of arbitrary wave form (simulation of natural ventricular or aortic pressure and superposition of wave trains) inside a viscoelastic tube. The associated measurements of pressure, parietal displacements and ultrasonic pulsed velocimetry are briefly described. One of the applications is the study of a method for indirect measurements of the vessels rheological parameters. Some preliminary results are presented.

1. Introduction. — De nombreux modèles théoriques d'écoulements, reliés aux problèmes rencontrés dans la physiologie du système cardio-vasculaire, ont été proposés, mais la majorité de ces travaux n'a pas reçu de confirmations expérimentales satisfaisantes lors d'expériences *in vivo* (propagation d'impulsions de pression dans les artères ; impédance hydrodynamique et phénomènes de réflexion ; écoulements pulsatiles en présence de coudes, de branchements, de rétrécissements ou de valves ; conditions d'utilisation des appareils d'assistance circulatoire...) [1]. Ces expériences *in vivo* souffrent en effet d'une mauvaise reproductibilité ainsi que d'une gamme trop réduite de variation des paramètres qui les conditionnent. Bien qu'insuffisamment développée, la simulation hydromécanique d'un certain nombre de phénomènes circulatoires, permet au contraire des mesures plus aisées que l'expérimentation sur l'animal, et les expériences sont alors effectuées dans des conditions reproductibles sur une grande gamme de valeurs des paramètres. En cela, elle s'avère très utile pour tester la validité de modèles théoriques d'hydrodynamique physiologique et est d'un grand intérêt pour la mise au point de méthodes physiques de diagnostics en génie biologique et médical.

Afin, entre autres problèmes, de définir une méthode atraumatique de détermination des propriétés rhéologiques des parois artérielles, basée sur l'étude des caractéristiques de propagation des ondes artificielles [2], un banc constituant un modèle hydrodynamique pour l'analyse des problèmes rencontrés en circulation artérielle, a été réalisé. On présente ici quelques considérations d'ordre à la fois théorique et pratique, entrant dans le choix des éléments constitutifs du banc (pompes, section d'étude, circuit de retour) et des moyens de mesures associés (pression, vitesse du fluide, déplacements des parois). On remarquera que les résultats expérimentaux préliminaires obtenus soulignent l'intérêt de ce modèle pour la résolution d'un certain nombre de problèmes de physique médicale liés à la circulation sanguine : (i) Etude des différents modes de propagation des ondes de pression. (ii) Influence des paramètres géométriques, rhéologiques et mécaniques sur la dispersion et l'atténuation de ces modes, et en particulier l'influence des tensions statiques longitudinales et azimutales imposées [3]. (iii) Rôle des phénomènes non linéaires liés à la dynamique de l'écoulement (problèmes d'entrée) et à la rhéologie du matériau de la paroi.

(*) Effectué avec l'aide de la D. G. R. S. T. (Contrat GBM n° 72.7.0792).

2. Banc hydrodynamique pulsé. — 2.1 OBTENTION DES PRESSIONS. — Afin de réaliser en laboratoire un

TABLEAU I

Données relatives à l'analyse harmonique de la pression dans l'aorte ascendante chez l'homme (d'après [6])

Fréquence (Hz)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Pression (10^2 Pa)	74	15,2	5,8	2,9	1,7	1,9	0,9	0,5	1,1	0,2	0,3
Phase ($^\circ$)	—	305	241	197	185	125	41	115	0	200	325

modèle hydrodynamique ayant les caractéristiques rencontrées dans les écoulements artériels, il est nécessaire d'engendrer des pressions stationnaires dont la fréquence et l'amplitude sont de même ordre de grandeur que celles rencontrées en physiologie animale (cf. Tableau I). Néanmoins, pour simuler, d'une part, les écoulements physiologiques, et d'autre part, la propagation d'ondes induites artificielles, la dynamique et la bande spectrale de la pression ont été augmentées (cf. Tableau II).

TABLEAU II

Pressions maximales pouvant être générées par la pompe

Fréquence (Hz)	0	70	80	90	100	200	300
Pression (10^2 Pa)	500	100	50	35	15	5	1

Certaines solutions adoptées jusqu'à présent pour la génération d'écoulements pulsatiles simulant les conditions physiologiques se sont révélées d'une grande complexité technologique, et ne permettaient pas d'obtenir des variations temporelles arbitraires de la pression. C'est le cas par exemple, de l'utilisation d'un moteur électrique excitant, par couplage hydromécanique, une poche en caoutchouc munie en ses extrémités de deux valves à clapet [4]. Il existe aussi d'autres systèmes beaucoup plus simples, mais qui offrent alors des possibilités trop réduites de variations des paramètres : par exemple, un débit pulsatile, quasi sinusoïdal de basse fréquence, est obtenu à l'aide d'un piston

entraîné par un moteur électrique muni d'un arbre à cames [5].

Pour obtenir des pressions, de variations arbitraires d'amplitude, en s'affranchissant des problèmes posés par la présence de valves, un générateur de pression, de conception originale, a été réalisé (cf. Fig. 1). Cet appareillage comprend un amplificateur de puissance A (amplificateur de puissance A 436 Prodera) qui transforme une tension analogique $e(t)$ en un courant $I(t)$. L'excitation $e(t)$, appliquée à l'entrée de l'amplificateur A, peut être choisie sous des formes différentes : soit un signal simple, directement produit par un générateur de fréquence, soit un signal arbitraire préalablement enregistré sur bande magnétique, soit enfin la superposition de ces deux types de signaux.

Le courant $I(t)$, appliqué à un excitateur de vibration Ex (Excitateur 20 JE 20 C Prodera), engendre une force qui lui est proportionnelle. Par l'intermédiaire d'un piston et d'une membrane souple (membrane Bellofram, classe A) qui assure l'étanchéité avec un minimum de frottements, cette force induit des pressions dans le corps de pompe B_0 .

Deux suspensions assurent un guidage correct de la tige de l'excitateur ; par leur raideur importante (5 000 N/m), elles rendent les forces engendrées dépendantes du déplacement de la tige. Afin d'éviter cet inconvénient, cause de déphasages, un capteur d_0 à réluctance variable mesure les déplacements de cette tige, et son signal de sortie est, après amplification convenable, ajouté à $e(t)$, à l'entrée de l'amplificateur A (cf. Fig. 1). De cette façon, pour une excursion de la

FIG. 1. — Schéma du banc hydrodynamique pulsé. e , signal d'excitation ; A, amplificateur de puissance ; Ex, excitateur de vibrations ; B_0 , corps de pompe ; B_1 , B_2 , charges (compliances + résistances) ; R_1 , R_2 , résistances ; p_0 , p_1 , p_2 , p_3 , capteurs de pression ; d_0 , capteur de déplacement à réluctance ; d_1 , capteur optique de déplacement ; V, capteur ultrasonore de vitesse ; B, cuve ; f, système de traction.

tige inférieure ou égale à 2 cm, les forces $F(t)$ sont indépendantes des déplacements.

Compte tenu (i) de la force maximale que peut alors délivrer l'excitateur $Ex (\pm 200 \text{ N})$, (ii) de la course de sa tige, (iii) des gammes de pression et de débit que l'on désire obtenir, une surface optimale du piston peut être évaluée : les valeurs des diamètres des membranes étant normalisées, on aboutit ainsi à un diamètre de 9 cm pour le piston. En fait, à cause de la présence de frottements, d'effets mécaniques et hydro-mécaniques, la pression dans le corps de pompe n'est pas proportionnelle à la force délivrée par l'excitateur, donc au signal $e(t)$ (distorsions harmoniques, déphasages et atténuations). Il a donc été nécessaire de réaliser une boucle de réaction à partir du capteur de pression placé dans le corps de pompe (cf. Fig. 2), boucle qui

FIG. 2. — Schéma de principe de l'asservissement. ① Élimination du bruit parasite de l'amplificateur A. ② Boucle d'asservissement en pression.

permet d'obtenir pour le système global une fonction de transfert d'amplitude égale à 1 et linéaire en phase jusqu'à 70 Hz.

Pour créer un signal complexe de pression, il suffit alors d'envoyer sur le système la tension analogique correspondante : pour le signal représentant, par exemple, l'évolution de la pression lors d'une pulsation cardiaque, on a utilisé les données physiologiques [6] relatives à l'analyse harmonique du signal de pression au niveau de l'aorte ascendante chez l'homme. Un enregistreur magnétique (FR 2000 Ampex) à 14 pistes permet alors d'effectuer à partir de ces données (amplitude et phase relatives à chaque fréquence) l'analyse et la synthèse de Fourier du signal après propagation. Enfin, on peut superposer à ce signal, en un instant arbitrairement choisi du cycle cardiaque, un train d'ondes de plus haute fréquence, de courte durée, et de faible amplitude (cf. Fig. 3, signal P_0).

2.2 SECTION D'ÉTUDE. — Les conduits élastiques utilisés sont en silicone (Silicone Scurasil Rhône-Poulenc) de géométrie cylindrique et de 6 m de longueur. Deux valeurs de diamètre ont été retenues (diamètres interne-externe, 18-22 (Tube T 1) et 21-22 mm (Tube T 2)). L'acquisition du tuyau T 2 de faible épaisseur, objet d'une fabrication spéciale, a été motivée par la nécessité d'avoir des longueurs d'onde faibles devant les dimensions longitudinales du système. En effet, un ordre de grandeur convenable de la vitesse de propaga-

FIG. 3. — Enregistrements représentatifs de l'évolution spatio-temporelle de la pression. p_0 , pression dans le corps de pompe. Le signal de pression représente une impulsion cardiaque sur laquelle est superposé un train d'ondes de 4 périodes à 30 Hz. p_1 et p_2 , pression relevée par les deux capteurs respectivement situés à 0,20 et 1 m du corps de pompe (Tube T 1).

tion C_0 des ondes de pression peut être obtenu à partir de la formule de Moens-Korteweg [1] :

$$C_0 = \left(\frac{Eh}{2\rho_f a} \right)^{1/2} \quad (1)$$

où E est le module d'Young du matériau pariétal, h son épaisseur, a le rayon du tuyau et ρ_f la densité du fluide. On voit ainsi qu'une diminution de h implique une diminution de la vitesse de phase, donc de la longueur d'onde associée.

Le choix du matériau de la paroi a été motivé par le désir d'obtenir des propriétés rhéologiques semblables à celles des artères, en particulier en ce qui concerne le module d'Young. C'est le cas du silicone qui a, pour des extensions de quelques %, un module d'Young de $E \simeq 10^6 \text{ N/m}^2$ [2], valeur proche de celle relative aux artères [7]. De plus, le silicone utilisé est un matériau viscoélastique et sa réponse aux grandes déformations est non linéaire. Il rend assez bien compte des différentes propriétés rhéologiques des parois artérielles comme on a pu s'en assurer à l'aide de mesures rhéologiques directes (effectuées sur un banc annexe).

Le tuyau est placé dans une cuve remplie d'un fluide dont la densité est choisie telle qu'il soit sustenté en équilibre indifférent. De ce fait, des déformations à symétrie cylindrique, radiales et longitudinales peuvent exister. L'étanchéité de la cuve est assurée par des membranes souples qui laissent passer librement le tuyau longitudinalement. La tension statique longitudinale est exercée par l'intermédiaire d'une membrane mince de silicone adhérent à une circonférence du tuyau, et reliée à un système de traction (Fig. 1f) : de la sorte, aucune transition brutale n'est imposée, les variations de diamètre du tuyau ne sont que peu perturbées au niveau de l'attache et une atténuation importante des ondes réfléchies est observée.

La grande inertie thermique de la cuve (300 l d'eau comportant un sel en solution dans un banc en U constitué par un matériau mauvais conducteur de la chaleur), permet d'obtenir une bonne stabilité de la température de l'ensemble fluide-tuyau, donc, en particulier, une constance satisfaisante des propriétés rhéologiques du fluide et du matériau de la paroi. Le fluide, à l'intérieur du tuyau, est constitué d'un mélange eau-glycérine auquel on a adjoint une suspension de carbonate de magnésium (4 ‰, dimensions des grains 2-20 μm). Pour un mélange eau-glycérine à 50 ‰, on obtient une viscosité cinématique de $5 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$.

2.3 CIRCUIT DE RETOUR. — En aval du tuyau visco-élastique, une charge d'impédance variable a été réalisée. Elle comprend une compliance ⁽¹⁾ ajustable B_1 (réservoir fermé dans lequel le fluide est surmonté par une certaine masse de gaz sous une pression donnée) en série avec une résistance variable R_1 (passage à travers un matériau poreux élastique plus ou moins comprimé) et un bac B_2 ouvert à la pression atmosphérique. La composante pulsatile de l'écoulement est rendue pratiquement nulle après le passage à travers ce système.

Au sortir de cette charge, une pompe de retour P refoule dans le corps de pompe principal sous une pression de $1,5 \times 10^5 \text{ Pa}$, à travers une charge R_2 de grande résistance. Cette charge, qui abaisse la pression du fluide à la valeur de la pression moyenne qui règne dans le corps de pompe, a une forte impédance par rapport à l'impédance du banc d'étude ; de ce fait, ce dernier se comporte pour les pressions alternatives comme un shunt vis-à-vis du système de retour : ainsi, les variations de pression alternatives dans le corps de pompe principal sont peu ressenties au niveau de la pompe de retour, et celle-ci garde un débit constant ; ce débit peut être réglé par la tension continue variable qui commande cette pompe.

3. Mesures effectuées et résultats préliminaires. —

3.1 MESURES DE PRESSION. — Deux types de capteurs de pression sont utilisés pour effectuer les mesures. Dans un premier temps, des capteurs de type piézo-capacitif (Kistler 412, bande passante 750 Hz ; respiration $1,3 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Pa}$), associés à des amplificateurs de charge et reliés au tuyau par un tube souple de faible diamètre (2 mm) et de faible longueur (quelques centimètres) ont été testés. Dans ce cas, pour effectuer des mesures absolues, il est nécessaire de connaître la fonction de transfert hydromécanique de l'ensemble raccord souple et chambre du capteur, fonction difficilement accessible. Des capteurs mis au point plus récemment permettent d'éviter cet inconvénient ; leur élément actif est un transistor à effet de champ (Telco CPH 6, bande passante 2 kHz) de faible masse (environ

2 g) ; placés directement sur le tuyau, ils ne pénètrent pas dans la veine fluide et ne perturbent donc pas l'écoulement.

Lors de la simulation de pressions intra-aortiques, les signaux de pression de grande amplitude sont difficiles à analyser mathématiquement si leur comportement dépend de phénomènes non linéaires : il n'est alors plus possible d'étudier la propagation d'un signal complexe par l'analyse de Fourier de l'excitation et la synthèse des réponses à chacune de ses composantes harmoniques ; de plus, pour les composantes de basse fréquence de ce signal, des effets d'ondes stationnaires sont à prévoir, du fait de leur faible atténuation et l'importance de leur longueur d'onde vis-à-vis des dimensions du système. Pour ces raisons, un signal représentant les variations de pression dues aux pulsations cardiaques, est déformé de manière importante au cours de sa propagation (cf. Fig. 3).

Au contraire, dans le cas d'ondes artificielles, en accord avec les hypothèses de l'analyse théorique, l'amplitude des ondes peut être choisie suffisamment petite pour que l'on puisse rester dans le domaine linéaire, et les longueurs d'ondes suffisamment courtes par rapport à la longueur du système pour éviter la formation d'ondes stationnaires. On peut d'ailleurs s'affranchir des phénomènes de réflexions en propageant des trains d'ondes de courte durée et en effectuant l'analyse de la réponse du système avant que les ondes réfléchies ne soient venues interférer avec les ondes directes. C'est pourquoi, expérimentalement, la propagation de trains d'ondes de courte durée a été testée, trains d'ondes sinusoïdaux contenant 4 périodes, correspondant à une fréquence centrale de 30 Hz, détectés par les capteurs P_1 et P_2 situés respectivement à 90 cm et 100 cm du corps de pompe (cf. Fig. 3).

La mesure du déphasage et de l'atténuation des petits trains d'ondes permet de déterminer la vitesse de phase et l'atténuation relatives à ces ondes de pression. Dans les conditions de la figure 3, la vitesse de phase mesurée :

$$c_0 \simeq 10 \text{ ms}^{-1}$$

est en bon accord avec la valeur théorique obtenue à partir de (1) et de la valeur du module d'Young E mesurée directement. D'autre part, le coefficient d'atténuation k est défini à partir des rapports d'amplitude des ondes de pression :

$$\frac{P_1}{P_2} = \exp\left(-k \frac{\Delta x}{\lambda}\right). \quad (2)$$

Pour les pressions mesurées par les deux capteurs situés à $\Delta x = 10 \text{ cm}$ et le cas d'une longueur d'onde $\lambda = c_0/f$ de la perturbation à la fréquence 30 Hz, ce coefficient est évalué dans les conditions expérimentales à :

$$k \simeq 0,5.$$

Il est à remarquer que ces valeurs sont comparables aux caractéristiques de propagation des ondes artifi-

⁽¹⁾ On désigne ici sous le terme *compliance*, l'analogue, pour l'impédance mécanique, d'une capacitance, qui intervient dans l'impédance électrique complexe.

cielles observées *in vivo* sur l'animal [9] : ($c_0 \approx 3$ à 10 ms^{-1} , $k \approx 0,9$).

3.2 MESURE DES VITESSES. — L'appareil utilisé pour ces mesures est un vélocimètre à effet Doppler ultrasonore (Roche Bioélectronique) dont le principe de fonctionnement est le suivant [10] : des signaux électriques de 4 ou 8 MHz, engendrés avec une fréquence de récurrence de 15 ou 30 kHz et une largeur de $0,5$ à $2 \mu\text{s}$, excitent un émetteur ultrasonore constitué d'une céramique piézoélectrique placée contre le tuyau contenant le fluide. Les ondes ultrasonores engendrées se propagent à travers la paroi puis dans le fluide et sont alors diffusées par les particules en suspension ; la vitesse de ces particules modifie par effet Doppler la fréquence des ondes diffusées qui sont reçues par le même capteur pendant les blancs d'émission. Une porte analogique, de retard variable par rapport aux impulsions d'émission et de durée également variable, permet de localiser les particules qui ont engendré l'onde diffusée. Le signal reçu pendant l'ouverture de cette porte est alors démodulé en fréquence pour restituer une tension proportionnelle à la valeur de la composante de la vitesse de ces particules selon la direction de propagation des ondes U. S.

Dans l'expérience décrite ici, l'écoulement est pulsatile et, dans ces conditions, la mesure et le tracé des profils transversaux des vitesses instantanées ⁽²⁾ nécessitent un traitement approprié du signal (cf. Fig. 4). Le signal dont on dispose en sortie de l'appareil représente la valeur instantanée de la vitesse locale dans la mesure où cette vitesse ne présente pas une variation temporelle trop rapide ($f \leq 50 \text{ Hz}$).

⁽²⁾ Il s'agit ici de la répartition instantanée de la vitesse, le long d'un diamètre d'une section fixée du tuyau.

Cette valeur est alors échantillonnée de manière synchrone à la pulsation cardiaque à l'aide d'une porte d'échantillonnage (retard b), puis moyennée sur une vingtaine de cycles pour améliorer le rapport signal sur bruit. En faisant varier la position de cette porte d'échantillonnage, on peut alors calculer la vitesse locale en tout instant du cycle, et par suite en déduire sa répartition radiale dans une section du tuyau.

A titre d'illustration, deux profils d'écoulement pulsé semblables à ceux rencontrés dans les expériences *in vivo* [11] sont présentés ici (cf. Fig. 5). Ils ont été effectués dans la section d'étude à une distance $L=4 \text{ m}$ de la pompe lorsque l'écoulement présente une composante sinusoïdale à 1 Hz dont l'amplitude du débit est sensiblement égale à celle du débit continu. Ils correspondent à deux états caractéristiques de l'écoulement : l'un est effectué à l'instant où la vitesse sur l'axe du tuyau est maximale, et l'autre à l'instant où sa valeur algébrique est minimale. On notera le caractère partiellement *bouchon* de ces profils dû essentiellement à la composante alternative de l'écoulement. En effet, dans ces conditions expérimentales, l'épaisseur de la couche limite oscillante [12] :

$$\delta_s \sim \sqrt{\nu/\omega} \quad (3)$$

est de l'ordre de 10^{-3} m à la fréquence de 1 Hz et pour une viscosité

$$\nu = 5 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}.$$

Au contraire, la longueur d'entrée en régime continu :

$$L_e \sim 0,16 \frac{Ua^2}{\nu} \quad (4)$$

est de l'ordre de $0,3 \text{ m}$ (pour une vitesse moyenne U de

FIG. 4. — Synoptique du traitement du signal vélocimétrique. En régime pulsé, le signal issu du vélocimètre V est traité de manière à obtenir le profil des vitesses dans une section du tuyau, à une phase φ donnée de l'écoulement. Pour améliorer le rapport signal sur bruit, une moyenne est faite sur un grand nombre de cycles. Une impulsion de synchronisation a , en phase avec l'excitation en pression, sert d'horloge au traitement du signal de vitesse. Ce signal est analysé pendant un temps c court devant la période de la pulsation et retardé (b) d'une quantité qui fixe la phase dans le cycle d'analyse. Une horloge R_3 synchronisée avec a , assure

l'inscription de la vitesse sur la table traçante (e), la remise à zéro de l'échantillonneur (f), et l'avance au pas suivant du calcul (d).

La rampe qui permet l'exploration dans une section du tube est fournie par la table traçante.

FIG. 5. — Enregistrements caractéristiques des profils de vitesse en écoulements pulsés. L'écoulement dans le tube T 1 présente une composante continue et une composante pulsatile sinusoïdale à 1 Hz. Ces profils correspondent aux deux instants où, d'une part, la vitesse est maximale au centre ($\varphi = 0$) et, d'autre part, cette vitesse est algébriquement minimale ($\varphi = \pi$). Les profils présentés ici donnent la projection de la vitesse totale sur la direction d'observation, en fonction de la distance au capteur. On notera le caractère dissymétrique des profils obtenus et la dispersion de la réponse de l'appareil dans la zone proche du capteur (effet de la paroi sur laquelle est fixé le capteur).

l'ordre de 0,1 m/s) donc très inférieure à L , abscisse du capteur, l'entrée du tuyau étant prise comme origine. A cette abscisse L , la composante continue de l'écoulement conduit à un profil de Poiseuille comme on a pu le vérifier expérimentalement.

3.3 MESURE DE DÉPLACEMENTS. — Des pléthysmographes à jauge de mercure ont d'abord été utilisés pour la mesure des déplacements radiaux de la paroi. Le capteur lui-même est constitué d'un tube de silastène d'un demi-millimètre de diamètre, contenant du mercure et collé sur le tuyau d'étude. Sous l'effet des variations radiales de ce dernier, la jauge se déforme et sa résistance électrique change. La variation de résistance, proportionnelle à l'allongement de la jauge, dans la limite des petites déformations, est mesurée à l'aide d'un pont électrique alternatif. L'inconvénient majeur de ces capteurs est de ne pouvoir être utilisés pour faire des mesures absolues des variations de diamètre : en effet, même pour des excitations de basse fréquence, le système présente une tension de sortie qui n'est pas en phase avec le déplacement. Ces capteurs sont donc impropres aux mesures de déphasage entre la pression régnant dans le tuyau et ses variations de rayon. Cependant, avec certaines précautions dans leur fixation, deux jauges donnent la même réponse lorsqu'elles

subissent la même sollicitation, et sont alors utilisables pour faire des mesures relatives de déplacements radiaux entre différentes positions longitudinales.

Pour éviter cet inconvénient, un capteur optique de déplacement a été mis au point. Son principe repose sur l'occultation, par le tuyau, d'un faisceau lumineux uniforme et parallèle. Les variations du flux lumineux mesuré sont proportionnelles à celles de la section du tuyau. Ce capteur permet, non seulement la mesure des déplacements radiaux, mais aussi, après modification de la transparence d'une partie du tuyau, celle des déplacements longitudinaux. L'intérêt de ce système réside dans le fait qu'il effectue des mesures sans contact et qu'il est insensible aux mouvements parasites de l'axe du tuyau (compte tenu de la symétrie axiale du système et du type d'excitations, d'éventuelles ovalisations du conduit ne sont pas à craindre et ne viendront pas perturber les mesures). Les résultats préliminaires montrent qu'une résolution dans les deux directions (longitudinale et radiale) de 40 μm peut être atteinte.

4. Conclusion. — Une première approche de problèmes hydrodynamiques tenant compte des conditions physiologiques particulières rencontrées dans la circulation artérielle systémique (écoulements pulsatiles, impédances périphériques, propriétés rhéologiques du fluide et de la paroi, géométrie de l'écoulement) a été conçue et réalisée dans ce modèle hydromécanique simplifié. En faisant varier les paramètres du modèle (fréquence de pulsation, débit moyen, élasticité du tuyau, résistance périphérique), il est possible de mesurer les grandeurs physiques suivantes : distribution spatio-temporelle des pressions, évolution des profils de vitesse dans une section du tuyau, mouvements de la paroi, caractéristiques des ondes de pression (vitesse de propagation et atténuation). La comparaison de ces grandeurs aux résultats théoriques décrivant la dynamique d'un tel système doit permettre d'atteindre l'objectif actuel (étude rhéologique des parois vasculaires) mais aussi d'approfondir l'étude des phénomènes de propagation des impulsions de pression à l'intérieur d'un fluide contenu dans un tuyau viscoélastique (en particulier les effets des non-linéarités dans la rhéologie de la paroi et les effets d'entrée dans l'écoulement du fluide).

Les premiers résultats obtenus montrent l'originalité et l'intérêt de ce modèle dans lequel la pompe se révèle d'une grande souplesse d'emploi (variation contrôlée et arbitrairement choisie du débit moyen, de la forme d'onde de pression périodique ou non périodique). La conception modulaire du montage expérimental permet d'envisager, après la première phase de l'étude, des modifications du modèle, en particulier en ce qui concerne la géométrie de la section test et la structure de la charge aval. A plus long terme, ce banc sera utilisé avec profit pour effectuer des tests en génie biologique et médical (effets des embranchements et des sténoses, prothèses valvulaires et vasculaires, assistance circulatoire...).

Bibliographie

- [1] ANLIKER, M., Toward a Nontraumatic study of the circulatory system. In *Biomechanics. Its Foundations and Objectives*. Ed. by Y. C. Fung, N. Perrone, M. Anliker (Prentice Hall Inc.) 1972, 337.
 - [2] FLAUD, P., GEIGER, D., ODDOU, C., QUEMADA, D., Appareillage de mesures externes des caractéristiques biorhéologiques des vaisseaux sanguins. Avant-Projet de contrat D. G. R. S. T., G. B. M. n° 72.7.0792.
 - [3] FLAUD, P., GEIGER, D., ODDOU, C., QUEMADA, D., Ecoulements pulsés dans les tuyaux viscoélastiques. Application à l'étude de la circulation sanguine. *J. Physique* **35** (1974) 869.
 - [4] JONES, R. T., Blood flow. *Annual Review of fluid mechanics* (1969) 1.
 - [5] KLIP, W., Velocity and damping of the pulse wave (Martinus Nijhoff, The Hague) 1962.
 - [6] PATEL, D. J., GREENFIELD, J. C., AUSTEN, W. G., MORROW, A. G., FRY, D. L., Pressure-flow relationships in the ascending aorta and femoral artery of man. *J. Appl. Physiol.* **20** (1965) 459.
 - [7] BERGEL, D. H., The static elastic properties of the arterial wall. *J. Physiol.* **156** (1961) 445, 458.
 - [8] KROKOSKY-KROUSKOP, Synthetic aortas for systemic simulators. *J. Biomed. Material research* **30** (1968) 357.
 - [9] ANLIKER, M., HISTAND, M. E., OGDEN, E., Dispersion and attenuation of small artificial pressure waves in the canine aorta. *Circ. Research*, Vol. XXIII (1968) 539.
 - [10] PERONNEAU, P., HINGLAIS, J., PELLET, M., LEGER, F., SCHWARTZ, P. Y., Vélométre sanguin par effet Doppler à émission ultra-sonore pulsée. *Onde Electrique* **50** (1970) 5.
 - [11] LING, S. C., ATABEK, H. B., A nonlinear analysis of pulsatile flow in arteries. *J. Fluid Mech.* **55** (1972) 3, 493.
 - [12] SCHLICHTING, H., *Boundary Layer theory* (McGraw Hill Book Company N. Y.) 1968.
-