

99485

512

SCIENTIFIQUES ET INDUSTRIELLES



512

RECHERCHES D'HÉMODYNAMIQUE ET CARDIOLOGIE

Publiées sous la direction de M. le Docteur

DOMINGO M. GOMEZ

Lauréat de l'Académie de Médecine

Attaché à la Clinique Nationale des « Quinze-Vingts »
(Cardiologie)

II

LA PIÉZOGRAPHIE DIRECTE ET INSTANTANÉE

(SES APPLICATIONS AUX ÉTUDES D'HÉMODYNAMIQUE ;
CONTROLE DES MÉTHODES MÉCANIQUES)

PAR

D. M. GOMEZ et A. LANGEVIN



PARIS

HERMANN ET C^{ie}, ÉDITEURS

6, Rue de la Sorbonne, 6

1937





ACTUALITÉS SCIENTIFIQUES ET INDUSTRIELLES



PUBLIÉES SOUS LA DIRECTION DE MM.

René AUDUBERT

Directeur de Laboratoire à l'École
des Hautes Etudes

ÉLECTROCHIMIE THÉORIQUE

J.-P. BECQUEREL

Professeur au Muséum d'Histoire Naturelle

OPTIQUE ET MAGNÉTISME AUX TRÈS BASSES TEMPÉRATURES

G. BERTRAND

Membre de l'Institut
Professeur à l'Institut Pasteur

CHIMIE BIOLOGIQUE

L. BLARINGHEM

Membre de l'Institut
Professeur à la Sorbonne

BIOLOGIE VÉGÉTALE

Georges BOHN

Professeur à la Faculté des Sciences

ZOOLOGIE EXPÉRIMENTALE

J. BORDET

Prix Nobel
Directeur de l'Institut Pasteur de Bruxelles

MICROBIOLOGIE

J. BOSLER

Directeur de l'Observatoire de Marseille

ASTROPHYSIQUE

Léon BRILLOUIN

Professeur au Collège de France

THÉORIE DES QUANTA

Louis de BROGLIE

Membre de l'Institut
Professeur à la Sorbonne
Prix Nobel de Physique

I. PHYSIQUE THÉORIQUE II. PHILOSOPHIE DES SCIENCES

Maurice de BROGLIE

de l'Académie Française
et de l'Académie des Sciences

PHYSIQUE ATOMIQUE EXPÉRIMENTALE

D. CABRERA

Directeur de l'Institut de Physique et Chimie
de Madrid

EXPOSÉS SUR LA THÉORIE DE LA MATIÈRE

E. CARTAN

Membre de l'Institut
Professeur à la Sorbonne

GÉOMÉTRIE

M. CAULLERY

Membre de l'Institut
Professeur à la Faculté des Sciences

BIOLOGIE GÉNÉRALE

L. CAYEUX

Membre de l'Institut
Professeur au Collège de France

GÉOLOGIE (Roches sédimentaires)

A. COTTON

Membre de l'Institut
Professeur à la Sorbonne

MAGNÉTO-OPTIQUE

Mme Pierre CURIE

Professeur à la Sorbonne
Prix Nobel de Physique
Prix Nobel de Chimie

RADIOACTIVITÉ ET PHYSIQUE NUCLÉAIRE

Véra DANTCHAKOFF

Ancien professeur à l'Université Columbia
(New-York)

Organisateur de l'Institut
de Morphogenèse Expérimentale
(Moscou Ostankino)

LA CELLULE GERMINALE DANS L'ONTOGENÈSE et L'ÉVOLUTION

E. DARMOIS

Professeur à la Sorbonne

CHIMIE-PHYSIQUE

K. K. DARROW

Bell Telephone Laboratories
CONDUCTIBILITÉ DANS LES GAZ

Arnaud DENJOY

Professeur à la Sorbonne

THÉORIE DES FONCTIONS DE VARIABLE RÉELLE

J. DUESBERG

Recteur de l'Université de Liège

BIOLOGIE GÉNÉRALE EN RAPPORT AVEC LA CYTOLOGIE

F. ENRIQUES

De l'Académie *Dei Lincei*
Professeur à l'Université de Rome

PHILOSOPHIE ET HISTOIRE DE LA PENSÉE SCIENTIFIQUE

CATALOGUE SPECIAL SUR DEMANDE

ACTUALITÉS SCIENTIFIQUES ET INDUSTRIELLES

512

**RECHERCHES D'HÉMODYNAMIQUE
ET CARDIOLOGIE**

Publiées sous la direction de M. le Docteur

DOMINGO M. GOMEZ

Lauréat de l'Académie de Médecine

Attaché à la Clinique Nationale des « Quinze-Vingts »
(Cardiologie)

II

LA PIÉZOGRAPHIE

DIRECTE ET INSTANTANÉE

(SES APPLICATIONS AUX ÉTUDES D'HÉMODYNAMIQUE;
CONTROLE DES MÉTHODES MÉCANIQUES)

PAR

D. M. GOMEZ et A. LANGEVIN



PARIS

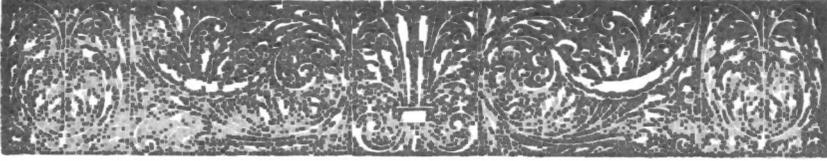
HERMANN ET C^{ie}, ÉDITEURS

6, Rue de la Sorbonne, 6

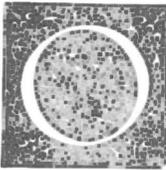
1937

Tous droits de traduction, de reproduction et d'adaptation
réservés pour tous pays.

COPYRIGHT 1937 BY LIBRAIRIE SCIENTIFIQUE HERRANN ET C^o
PARIS.



LA PIÉZOGRAPHIE DIRECTE ET INSTANTANÉE



On sait qu'en *physique*, jusqu'à ces dernières années, l'étude rationnelle d'un phénomène quelconque, comportant des variations rapides d'effort ou de pression, était pratiquement impossible à cause de certaines difficultés inhérentes aux méthodes utilisées pour l'enregistrement et la mesure. On employait des appareils mécaniques qui mettent nécessairement en jeu une inertie relativement considérable, et, de ce fait, des fréquences propres beaucoup trop basses par rapport à celles des phénomènes à étudier.

En *biologie*, les méthodes employées actuellement pour l'étude de ce même ordre de phénomènes, encore plus défectueuses de ce premier chef, comportent, en outre, d'autres graves causes d'erreur : d'une part, elles introduisent de profondes perturbations dans le régime même du phénomène que l'on veut étudier ; d'autre part, elles déforment, par le fait même de leur disposition technique, — moyens de transmission inappropriés — le phénomène déjà grandement troublé. C'est ainsi, par exemple, que les études physiques de l'hémodynamique n'ont pu être faites que d'une façon très imparfaite parce que, pour réaliser la moindre mesure, on est toujours obligé d'introduire des perturbations dans la vitesse d'écoulement du sang, et, par là même, dans le régime de pressions variables. De sorte que les tracés obtenus et les mesures effectuées sont loin d'être la traduction

fidèle des variations de pression qui ont lieu normalement dans les vaisseaux.

Lorsque dans une canalisation où circule un liquide, une modification dans la vitesse d'écoulement vient à se produire, si rapide et si faible soit-elle, on constate des variations concomitantes, pour ainsi dire instantanées et plus ou moins importantes, du régime de pression. En fermant ou en ouvrant un robinet, par exemple, des surpressions ou des dépressions se produiront, en général suivies d'une série d'ondulations d'amplitude décroissante. L'importance de ces variations de pression est fonction de plusieurs variables, notamment de la rapidité et de la grandeur des changements de vitesse du fluide dans la conduite.

Les lois qui régissent ces variations de pression, extrêmement complexes, surtout lorsqu'il s'agit de conduites courtes et de faible diamètre, n'ont pu être étudiées que du jour où il fut possible de trouver une méthode permettant un enregistrement et une mesure fidèles. Jusqu'alors, les méthodes employées ne pouvaient être que mécaniques, utilisant des appareils doués d'une inertie très grande et dont la fréquence propre était extrêmement basse, alors que celle des phénomènes qu'il s'agissait d'étudier est, par contre, très élevée avec des canalisations de courte longueur. On obtenait des tracés, mais il ne permettait aucune conclusion formelle. Avec les appareils les plus perfectionnés — et l'on connaît les efforts — des hydrauliciens dans cette voie — la courbe enregistrée était grandement déformée. De plus, ces déformations étaient différentes suivant les caractéristiques de chaque méthode et, voire même, de chaque appareil. Or, en physique, depuis quelques années un enregistrement et une mesure correctes sont, non seulement possibles, mais encore relativement faciles, grâce aux travaux du Professeur Langevin et ses collaborateurs.

Pour peu qu'on y réfléchisse, on est tenté d'assimiler les phénomènes de l'hémodynamique — du moins du point de vue purement physique et en ce qui concerne leur enregistrement — à ceux dont nous venons de parler. La pénétration du sang, de façon brusque et quelquefois saccadée, dans les artères déjà gorgées du liquide sanguin en écoulement ; le relâchement, brusque lui aussi, du ventricule, au début de la diastole, avant même que les stigmoïdes aortiques aient eu le temps de se fermer ; la fer-

meture plus ou moins rapide de ces dernières ; le reflux instantané du sang vers le cœur en cas d'insuffisance aortique et peut-être même à l'état physiologique ; les obstacles opposés au cours du sang, soit dans l'aorte, soit dans la périphérie constituée, à notre avis, autant de raisons pour penser que des variations très rapides doivent se produire continuellement dans la vitesse du sang, ce qui engendrerait, cela va de soi, des variations instantanées du régime de pression. Or, s'il en est ainsi, seule une méthode d'enregistrement et de mesure absolument fidèle de ces phénomènes pourra nous donner une idée exacte des lois de l'hémodynamique. Mais les méthodes utilisées jusqu'à ce jour sont loin de nous éclairer à ce sujet. Une étude sommaire de celles-ci va nous le montrer maintenant.

*
**

Nous laisserons délibérément de côté pour l'instant les méthodes sphygmomanométriques, destinées, non à l'enregistrement de la pression sanguine, mais uniquement à la mesure de certaines de ses valeurs seulement. Ces méthodes seront étudiées plus loin. Nous nous limiterons ici à l'étude des méthodes d'enregistrement et mesure, surtout de celles improprement nommées directes.

Il ne saurait être question, pour le but que nous poursuivons, des méthodes basées sur le déplacement d'un organe mobile (sphygmographes à ressorts, par exemple). En raison de l'inertie que ces appareils mettent en jeu et de leur période propre trop longue, ils ne peuvent *suivre* que des variations très lentes, d'une durée plusieurs fois supérieure à leur période propre, qui pour les appareils les plus perfectionnés est encore relativement considérable. En outre, ces appareils n'enregistrent, en définitive, que les déplacements de l'artère sous l'influence des variations de pression, on comprend aisément que, même pour des variations lentes, la valeur de la pression ne saurait être proportionnelle à l'ordonnée du tracé, cette dernière étant fonction également de bien d'autres variables : dimensions de l'artère sur laquelle le dispositif est appliqué, épaisseur et consistance des tissus interposés, degré de compression exercée par le patin, etc... Quant aux méthodes à transmission pneumatique

et à capsule déformable, ce que nous allons dire à propos d'autres moyens de transmission nous dispense dès maintenant de toute critique.

Quelques auteurs, notamment Franck, en Allemagne, Wiggers, en Amérique, se sont attachés à réaliser des méthodes plus correctes. Dans celles-ci le sang est mis en communication avec l'organe enregistreur au moyen d'une canule ou d'une aiguille qu'on introduit dans l'artère, et par l'intermédiaire, le plus souvent, d'une conduite contenant un liquide anticoagulant.

Remarquons d'abord que l'enregistreur utilisé est constitué par un organe mécanique — métallique ou autre — pouvant subir des déplacements sous l'influence des forces qui lui sont transmises sur l'une de ses faces. Comme la fréquence propre d'un tel organe dépasse difficilement 5 à 10 à la seconde, ils ne peuvent suivre fidèlement que pour des fréquences à peu près deux fois plus basses. En d'autres termes, leur période étant de $1/5$ à $1/10$ de seconde environ, ils n'enregistrent que les phénomènes dont la durée est 2 ou 3 fois plus grande, c'est-à-dire, d'une $1/2$ seconde environ (voir sur nos tracés des variations très fréquentes dont la durée est bien plus faible). De ce fait déjà, ces méthodes sont à rejeter pour l'étude qui nous intéresse. Mais il y a plus, et même pour des variations beaucoup plus lentes, elles sont défectueuses, puisqu'à côté du premier inconvénient il y en a encore beaucoup d'autres, au moins aussi graves, que l'on abordera maintenant.

En premier lieu, ces techniques introduisent des perturbations plus ou moins profondes dans le régime même de la pression. Lorsque l'artère est sectionnée et raccordée à un appareil, la vitesse d'écoulement y devient nulle, la pression augmente nécessairement et il se crée, à partir de l'obstacle, des ondes de réflexion nouvelles. Il en est de même et pour des raisons analogues, lorsque, sans interrompre l'écoulement, on introduit une canule ou une aiguille dans l'artère, l'introduction d'un corps étranger de dimensions appréciables par rapport au diamètre dans une conduite, provoquant toujours des perturbations plus ou moins marquées de la vitesse d'écoulement et du régime de pression.

D'autre part, suivant l'orientation que l'on donne à l'aiguille dans la canalisation, les résultats obtenus diffèrent totalement, à

telle enseigne que dans la méthode classique de Pitot, utilisée en hydraulique pour mesurer la vitesse d'écoulement, on se sert, justement, des différences de pression de deux tubes, l'un orienté contre le courant, l'autre dans le sens de celui-ci.

Enfin, il se produit dans la lumière de l'aiguille des effets de capillarité qui, combinés avec les effets de viscosité du liquide, — et la viscosité du sang est très grande — amortissent différemment les phénomènes suivant leur amplitude et leur durée d'application. Si à cela on ajoute que le plexus nerveux dont les artères sont pourvues est extrêmement sensible à la moindre irritation qui provoque des réactions vaso-motrices, presque toujours spasmodiques, modifiant le calibre vasculaire, on comprendra alors ce que signifie, avec ses techniques, les expressions enregistrées fidèlement, mesures absolues, etc.

Mais ce n'est pas tout. Dans ces méthodes — et en plus de la canule ou de l'aiguille dont il vient d'être question — le sang est mis en communication avec l'organe oscillant, par l'intermédiaire d'un liquide anti-coagulant contenu dans une canalisation plus ou moins longue, de faible diamètre, d'élasticité variable, comportant des coudes et des inégalités de diamètre, etc. Or, suivant la consistance, la longueur, le diamètre, les inégalités de ce dernier, etc., les tracés obtenus sont totalement différents. Tous ces faits sont trop connus en hydrodynamique pour que nous y insistions davantage. Ainsi par exemple, André Langevin et Boullée ont montré dans les enregistrements et mesures sur les coups de bélier qu'ils ont réalisés, qu'il suffit d'augmenter de 50 centimètres seulement la longueur du bras mort sur lequel est branché l'appareil enregistreur (ce bras mort étant presque nul initialement), pour que l'amortissement soit considérable et que l'amplitude enregistrée diminue de 50 0/0. D'ailleurs, ils ont montré aussi qu'une simple bulle d'air contenue dans le liquide suffit pour modifier complètement le phénomène hydraulique.

On comprend d'après ce que nous venons de dire, que la méthode idéale serait celle où tous ces inconvénients seraient supprimés, c'est-à-dire où la fréquence propre de l'enregistreur étant très élevée par rapport à celle des phénomènes à mesurer, les perturbations apportées au régime soient insignifiantes ou nulles, d'une part, et dans laquelle, d'autre part, tout moyen de transmission défectueux soit supprimé.

Obvier au premier de ces inconvénients, ainsi que certains l'ont fait⁽¹⁾, sans se préoccuper des autres, ne peut remédier en quoi que ce soit, toute méthode où l'un de ces inconvénients persiste étant nécessairement entachée d'une cause d'erreur. Toutes ces méthodes, dites directes parce qu'elles nécessitent l'intervention sanglante, sont en réalité trop *indirectes* pour pouvoir résister à une critique expérimentale sérieuse.

*
*
*

Fort de ces difficultés, et inspiré, d'une part, des analogies frappantes que présentent les phénomènes de l'hémodynamique avec ceux de l'hydrodynamique et, d'autre part, des travaux du Professeur Langevin et de ses collaborateurs sur l'enregistrement et la mesure fidèle des variations rapides de pression dans les conduites, nous avons eu l'idée d'étudier cette importante question en utilisant pour cela une méthode dans laquelle aucune cause d'erreur, ni théorique ni expérimentale, ne sera possible. Le problème n'était pas facile, puisque, comme on peut se rendre compte, il semblerait impossible, à première vue, que l'on puisse réaliser un dispositif parfait et effectuer une mesure vraiment directe, tout en supprimant l'intervention sanglante et, par là même, les perturbations du régime, ainsi que tout moyen de transmission défectueux comportant des déplacements de matière.

Dans cet ordre d'idées, nous avons été amenés à utiliser une méthode basée sur les propriétés piézoélectriques de certains cristaux, notamment du quartz. Il ne sera pas inutile de rappeler en quoi consistent ces propriétés.

La piézoélectricité, découverte par Pierre Curie en 1881, est une propriété toute particulière que présentent certains cristaux de se polariser électriquement lorsqu'ils sont soumis à un effort méca-

(1) L'un de nous avec Bugnard, Gley et Nougés ont appliqué à la mesure de la pression artérielle, chez le chien, un dispositif mis au point en 1928 par MM. Langevin et Hocart pour l'étude des surpressions dans les conduites à gros diamètre de distribution d'eau (voir MM. Langevin et Boullée, *Bulletin de l'Union technique du Bâtiment*, année 1928, p. 81). Les auteurs déjà cités ont dû ajouter, entre l'enregistreur et l'artère sectionnée, une canalisation élastique qui avait nécessairement une longueur importante, et, de plus, une canule de raccordement avec l'artère. Cette façon d'opérer est, donc, loin d'être correcte.

nique. Ce corps possède une rigidité mécanique considérable ainsi qu'une rigidité diélectrique très élevée. Les cristaux de quartz se présentent sous la forme de prismes hexagonaux surmontés de deux pyramides. L'axe principal qui est orienté parallèlement aux arêtes du prisme est appelé axe optique. Les directions qui sont parallèles à deux faces opposées et perpendiculaires à l'axe optique sont appelées les axes électriques du cristal.

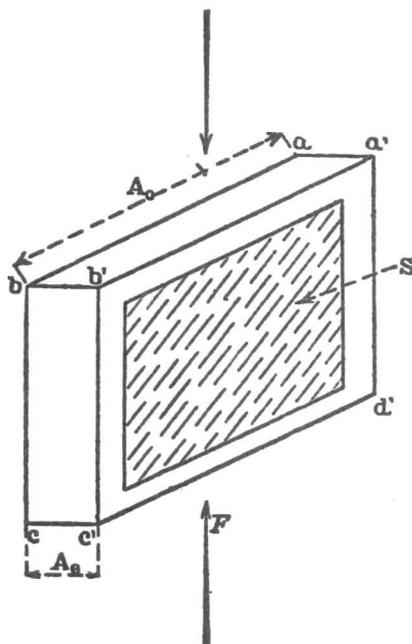


FIG. 1. — Schéma d'une lame de quartz piézoélectrique soumise à un effort F : A_e , axe métallique ; A_o , axe optique ; S , armature métallique.

Exerçons sur un tel cristal un effort F parallèlement à l'un de ses axes électriques, ou bien, perpendiculaire à la fois à l'axe électrique et à l'axe optique. Supposons par exemple, une lame prismatique à base rectangulaire (fig. 1), taillée dans le cristal de quartz et avec ses côtés $b'a'$ et $c'd'$ parallèles à l'axe optique et son épaisseur aa' parallèle à un axe électrique, et que l'effort soit exercé sur la face $aa'bb'$, ou sur la face $cc'dd'$. L'effort F va provoquer la polarisation électrique du cristal et sur les armatures conductrices collées sur les faces $a'b'c'd'$ et $abcd$ vont apparaître des charges égales et des signes contraires. Le phénomène est régi par les lois établies par P. Curie, d'après lesquelles : 1° quelle

que soit la direction de la pression appliquée au cristal, la polarisation électrique est toujours normale à l'axe optique ; 2° une compression uniforme, parallèle à l'axe optique, ne produit pas de polarisation ; 3° la charge électrique Q mise en jeu est proportionnelle à la force F , lorsque celle-ci est dirigée suivant l'axe électrique, d'où

$$Q = \delta F, \quad (1)$$

la grandeur δ étant une constante qu'on appelle « module piézo-électrique ». Lorsque l'effort F est appliqué dans une direction perpendiculaire à la fois à l'axe optique et à l'axe électrique, la quantité d'électricité apparaissant sur les faces du cristal sera :

$$Q = \frac{h}{e} F \delta \quad (2)$$

en désignant par e l'épaisseur de la lame utilisée, et par h sa hauteur. Entre les deux armatures il en résulte une différence de potentiel U qui sera, si l'on désigne par K le pouvoir inducteur spécifique du quartz, par l la largeur de la lame et par C_0 la somme de la capacité en dérivation sur le quartz et celle des connexions

$$U = \frac{4\pi \delta h F}{Klh + 4\pi e C_0} \quad (3)$$

Le module piézoélectrique, déterminé par Curie, a été vérifié par maints expérimentateurs. D'après la formule (1) sa valeur est

$$\delta = 6.45 \times 10^{-8} \text{ unité C. G. S.}$$

en exprimant la force F en dynes, Q en unités électrostatiques C. G. S.

Enfin, on doit compléter les relations (1) et (2) en tenant compte que la charge des armatures collées aux faces du cristal peut être modifiée par une variation de potentiel, c'est-à-dire, que la charge totale est fonction, pour un condensateur diélectrique piézoélectrique, de deux variables indépendantes : la force F et le potentiel U . Aux relations (1) et (2) on doit ajouter le terme complémentaire qui sera CU , d'où, K étant une constante,

$$Q = K\delta F + (C + C_0)U \quad (4)$$

En résumé, que l'effort F soit de quelques centigrammes seulement ou de plusieurs kilogrammes, qu'il ait lieu une fois ou quel-

ques centaines de milliers de fois en une seconde, par exemple, la polarisation électrique du cristal de quartz sera toujours instantanée et proportionnelle aux variations d'effort ou de pression auxquels on l'a soumis.

La méthode que nous décrivons ici et que nous avons employée pour nos études d'hémodynamique est basée sur ces propriétés du quartz. Ces propriétés ont permis bien d'autres recherches intéressantes dans le domaine de la physique. Le Professeur Langevin, se servant des ressources que la technique moderne mettait à sa disposition, avait réussi à collecter ces faibles charges, à les amplifier et à les enregistrer sur papier sensible. Ces expériences constituent un réel progrès de la technique physique, permettant d'étudier, dans ses moindres détails, toute une foule de phénomènes inconnus ou mal connus jusqu'alors : variations rapides de pression dans les conduites, coups de bélier, pressions explosives, trépidations séismiques, etc.

A la suite de ces expériences nous avons pensé que la biologie pourrait, peut-être, tirer profit de la piézoélectricité. La difficulté était de trouver une méthode d'application, et c'est à quoi nous avons travaillé depuis un certain nombre d'années. Autant en physique il est facile de brancher un appareil sans perturber et déformer le phénomène lui-même, autant en biologie ces conditions sont difficiles à obtenir. Et pour qu'une méthode fût absolument correcte, il fallait :

1° Que le dispositif enregistreur ait le moins d'inertie possible et que sa fréquence propre soit très supérieure à celles mises en jeu par la variation de pression.

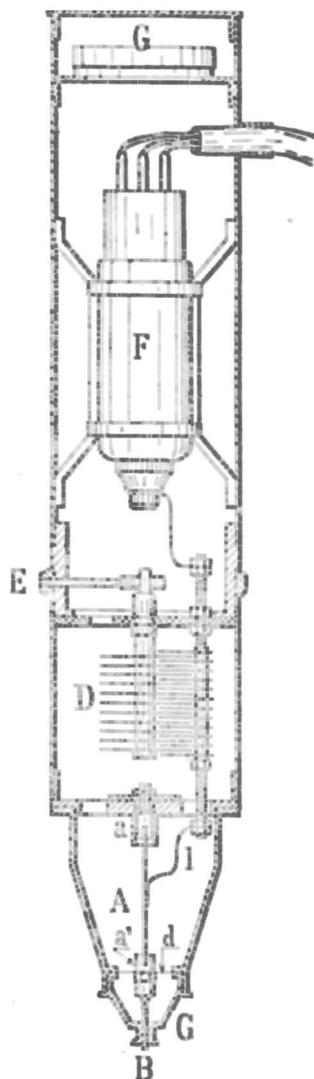


Fig. 2.
Schéma du piézographe.

2° Que la méthode puisse être appliquée sans que le phénomène à étudier soit perturbé.

3° Enfin, *et cela est essentiel*, que tout en satisfaisant aux exigences précédentes, cette méthode puisse aussi être utilisée en clinique humaine, avec toutes garanties de précision.

La méthode que nous proposons semble répondre à tous ces desiderata.

Un cristal de quartz piézoélectrique convenablement taillé sous forme d'une lame A (voir fig. 2) extrêmement mince, est solidaire, par sa partie inférieure, d'un patin rigide B, de faibles dimensions, qui vient affleurer l'anneau de garde C destiné à délimiter la surface de compression. Par son extrémité supérieure, la lame est fixée à un support absolument rigide.

Une des armatures collées aux faces latérales du quartz est reliée à la masse ; l'autre, isolée, est reliée à la grille d'une lampe électromètre F par l'intermédiaire d'un conducteur I. Un condensateur variable D, interposé entre la grille et la lame, et que l'on commande par la bague E, permet de régler la sensibilité. L'ensemble est desséché au moyen de l'accessoire G.

Les variations du courant plaque de la lampe électromètre sont amplifiées par un amplificateur comprenant deux lampes : l'une amplificatrice, l'autre de puissance. On utilise le montage « à courant continu » afin d'éviter toute distorsion pour les phénomènes qui peuvent être de forme et durée quelconques.

A la sortie de l'amplificateur se trouve un oscillographe électromagnétique genre Dubois, dont la fréquence propre est suffisante. Celui-ci permet d'étudier des phénomènes dont la durée est inférieure au millième de seconde, ce qui est tout à fait suffisant. Il est au régime critique d'amortissement afin que, en fonction des fréquences, la sensibilité reste constante.

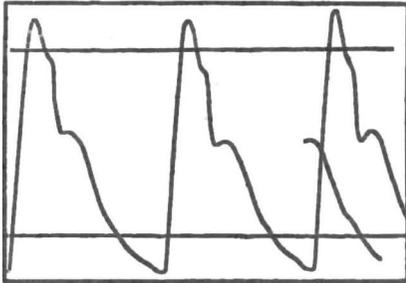
D'une source part un faisceau lumineux qui, une fois réfléchi sur le miroir de l'oscillographe, va impressionner une bande de papier photo-sensible se déroulant à une vitesse constante au moyen d'un dérouleur spécialement étudié dans ce but. La vitesse de déroulement est réglable dans des limites très étendues, allant de quelques centimètres à 25 centimètres à la seconde.

Un compte-temps et un signal électrique complètent l'enregistreur. L'alimentation de l'ensemble est faite soit par le secteur, soit par piles ou accumulateurs.

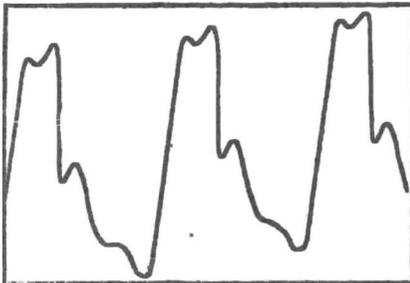
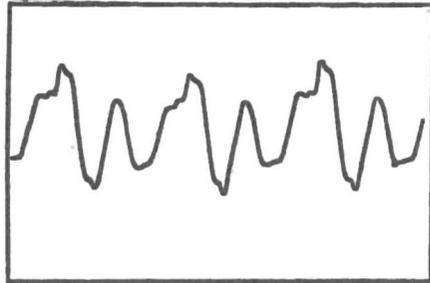
Ajoutons, enfin, que nous avons ajouté, au dispositif, un électrocardiographe à oscillographe Dubois, ce qui permet d'avoir simultanément les deux tracés.

La sensibilité de l'appareil pouvant être facilement adaptée à la grandeur de la mesure à effectuer, on peut enregistrer, avec notre système, des variations d'effort ou de pression allant depuis quelques centigrammes jusqu'à plusieurs centaines de grammes et

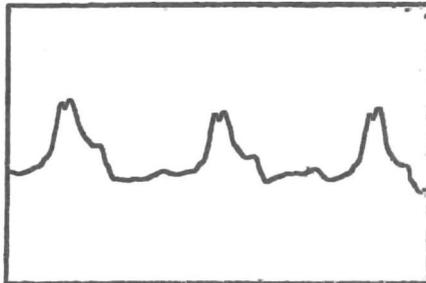
Piézogramme huméral physiologique.



Piézogramme d'une veine jugulaire.



Piézogramme radial d'un sujet atteint d'aortite et crises d'angine de poitrine d'effort.



Piézogramme ventriculaire gauche (choc de la pointe).

FIG. 3.

dont la durée peut aller de quelques secondes jusqu'à un millième de seconde environ.

Pour le fonctionnement de l'appareil, il suffira que l'effort ou la pression à étudier s'exerce sur le patin B pour qu'il apparaisse instantanément sur les armatures collées à la lame de quartz des charges électriques égales et de signes contraires. Ces dernières, une fois collectées et amplifiées, comme il a été dit, sont enregistrées. Pour connaître l'effort ou la pression en valeur absolue

(ou leurs variations), on étalonne le dispositif au moyen d'une série d'efforts statiques connus exercés sur le patin-quartz.

On comprend aisément les avantages considérables de notre méthode sur toutes celles employées jusqu'à ce jour. Elle a déjà les études les plus diverses aussi bien du point de vue expérimental que clinique : enregistrement et mesure de la pression artérielle, enregistrement de la pression dans les petites artères (digitales p. ex.), dans les veines jugulaires, enregistrement du cardiogramme, de la pression du globe oculaire (Bailliart), du

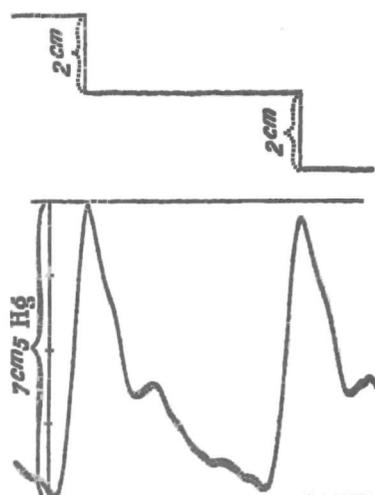


FIG. 4. — Piézogramme humain étalonné. Les traits horizontaux situés en haut du tracé indiquent bien la proportionnalité.

tremblement et des trémulations musculaires chez l'homme (Fernand Levy), de la contraction musculaire volontaire et réflexe (Baruk et Rossano, Liberson), etc. Mais son application immédiate, celle qui nous intéresse pour l'instant, c'est celle qui a trait aux études d'hémodynamiques

Plus haut nous avons montré que les méthodes, tant physiologiques que cliniques, actuellement en usage, ne peuvent nous renseigner que d'une façon très imparfaite sur les variations instantanées de la pression artérielle. Grâce à notre méthode, il ne subsiste plus aucun des inconvé-

nients inhérents aux autres techniques, puisque ce qui, jusqu'ici, était un écueil insurmontable devient justement un avantage : *Les déplacements du dispositif piézoélectrique étant pratiquement nuls, on obtient la transmission directe des variations de la pression du sang à travers la paroi artérielle et la peau.*

Pour ce faire, le patin — dont les dimensions latérales doivent être inférieures au diamètre du vaisseau à explorer — est simplement posé sur le trajet d'une artère superficielle, par exemple la radiale ou l'humérale. Il suffira alors de déformer légèrement ce vaisseau, en variant la course verticale du patin, pour que la transmission de la pression sanguine au quartz se fasse intégralement. Une condition est, cependant, indispensable : que la sur-

face intéressée reste constante quel que soit le degré de déformation de l'artère. A cet effet, nous avons employé un autre patin concentrique au précédent, légèrement plus court et indépendant de ce dernier, ce qui permet de bien délimiter la surface.

Nous nous sommes bien assuré, par des expériences dont nous allons parler, que les tissus interposés entre le patin et le courant sanguin forment bien un ensemble rigide, statique et incapable, en conséquence, d'y introduire la moindre déformation.

L'ensemble statique et indéformable constitué par la paroi artérielle et la peau joue ici le même rôle que, dans les expériences de P. et A. Langevin sur l'enregistrement des variations rapides de pression dans les conditions, joue la lame déformable qu'il interpose entre le quartz et le courant liquide dans lequel siègent les variations rapides de pression. Les tracés obtenus traduisent, ainsi, en fonction du temps, les variations instantanées de la pression artérielle. Les mesures, avec ce dispositif, sont, donc, rigoureusement isométriques.

Bien que les tissus interposés semblent parfaitement statiques, nous avons cru utile de réaliser quelques expériences pour l'objection qu'on aurait pu faire, que peut-être ces tissus seraient susceptibles de se déformer très légèrement sous l'influence des variations de pression intra-artérielle. La première de ces expériences consiste à exercer, avec le patin, plusieurs efforts constants, en variant légèrement sa course, de façon à ne pas trop déformer l'artère, puis à observer les résultats obtenus. Or, l'amplitude et la forme du tracé restent constantes dans ces conditions, alors que, si les tissus interposés intervenaient, on constaterait nécessairement des différences notables d'un effort constant à l'autre. Une autre expérience va encore nous montrer que ces tissus forment, dans ces conditions, un ensemble compact, indéformable et ne modifiant pas nos mesures. Elle consiste à faire varier et l'épaisseur et la consistance des tissus, en interposant entre la peau et le patin les tissus les plus divers (fragments de peau, de myocarde, de muscles, cartilages, etc.). Nous avons constaté que, même lorsque l'épaisseur de ces tissus atteint plus de 3 centimètres, l'allure de la courbe et son amplitude restent constantes.

Si, une fois ces objections écartées, on ajoute qu'il existe toujours une proportionnalité constante entre les variations des valeurs instantanées de la pression et les ordonnées du tracé,

on aura donc une courbe fidèle en coordonnées cartésiennes et non plus en coordonnées circulaires comme celles, déjà grandement déformées, fournies par la plupart des méthodes mécaniques. En étalonnant le dispositif, une fois pour toutes, au moyen d'un effort statique, on a la valeur vraiment absolue des variations de pression à chaque instant. Mais cette question des valeurs absolues des variations instantanées de la pression implique la connaissance d'un coefficient constant de proportionnalité entre la déviation de l'oscillographe et la variation correspondante de pression. Il faudrait que cette relation reste immuable, quel que soit le diamètre, l'épaisseur et le degré de compression du vaisseau que l'on explore.

Pression statique en cm. Hg	T ₁ { D = 0,36 cm. e = 0,06 cm.		T ₂ { D = 0,85 cm. e = 0,12 cm.		T ₃ { D = 1,26 cm. e = 0,20 cm.	
	Déviation oscill. en mm. hauteur papier		Déviation oscill. en mm. hauteur papier		Déviation oscill. en mm. hauteur papier	
	Eff. const.	Press. dans le tuyau	Eff. const.	Press. dans le tuyau	Eff. const.	Press. dans le tuyau
4	0 mm.	8 mm.	12,5 mm.	8,6 mm.	48,6 mm.	7,7 mm.
8		17		16		17
12		24,2		25,2		23,6
16		31,5		30,8		32
20		39		41,4		40,5
24		48,6		48		49
28		56,4		55,7		56,3
32		65,3		66,1		63,8

Tableau donnant en millimètres de hauteur sur le papier, les déviations de l'oscillographe pour un effort constant destiné à déformer le tuyau et pour la variation de pression dans son intérieur. T₁, T₂, T₃ : tuyaux de caoutchouc de différents diamètre et épaisseur.

Par des essais multiples, nous sommes parvenu à déterminer les conditions optima pour obtenir cette relation dans tous les cas. Cela dépend de la surface intéressée et de la longueur du patin-quartz par rapport à l'anneau de garde. Le patin doit être à peu près au niveau de l'anneau de garde, de préférence en retrait de ce dernier de 1 à 2 dixièmes de millimètre. Lorsque ces

conditions sont remplies, on obtient un tracé dont l'amplitude, pour une même variation de pression, reste constante quel que soit le diamètre, l'épaisseur et le module d'élasticité du tuyau utilisé (voir tableau).

Pratiquement pour effectuer un bon étalonnage, il suffit de faire régner dans un tuyau élastique des pressions statiques de plusieurs valeurs. Cela permet de déterminer la relation entre l'amplitude du tracé piézographique et la variation de pression dans l'artère. Opérant comme il vient d'être dit, on connaît avec précision la grandeur de la variation de pression, c'est-à-dire l'amplitude piézographique en valeur absolue.

Reste maintenant à trouver la position du tracé piézographique étalonné par rapport à la pression atmosphérique, seul point de repaire pris jusqu'ici pour zéro avec les techniques mécaniques, notamment avec la sphygmomanométrie.

Lorsqu'il s'agit d'un système hydrodynamique reproduisant les phénomènes de la circulation sanguine, il suffit d'effectuer l'enregistrement sur la conduite, après s'être assuré que le patin-quartz a la longueur convenable. Puis, on arrête le fonctionnement du système, et on réalise dans la canalisation — sans toucher le dispositif piézoélectrique — une ou plusieurs pressions statiques connues, en partant de zéro et au moyen d'un manomètre à mercure.

Chez l'homme on arrive à déterminer la position de la pression atmosphérique par des moyens directs et indirects.

Quand on utilise des tuyaux aux parois très minces et très souples (en baudruche par exemple), n'offrant aucune résistance à l'écrasement, de telle sorte que le tuyau s'affaisse de lui-même dès qu'il est vide, l'effort agissant sur le patin-quartz, lorsque le tuyau est déformé, ne peut être autre que celui réalisé par la pression sur les parois. Dans ces conditions, seul l'effort dû à la pression agit directement sur le quartz. On a donc une mesure directe en valeur absolue. Or, de ce point de vue, une artère périphérique est comparable à un tuyau dont les parois, très minces et très souples, s'affaissent à l'état de vacuité. Cette méthode pour la détermination de zéro, peut être employée dans deux cas : sur l'animal chez lequel il est facile de dénuder une artère et y effectuer une mesure directement à travers la paroi ; chez certains sujets maigres, lorsque la peau et les tissus interposés n'offrent

pas une grande résistance à la déformation. Il n'en est pas de même chez les sujets gras, dont la peau est très tendue et où il faut exercer un effort constant plus ou moins important pour déformer l'artère (voir T_2 , T_3 , T_4 du tableau, représentant des tuyaux de caoutchouc aux parois épaisses. La proportionnalité y est rigoureuse pour tous les tuyaux, mais la déviation de l'oscillographe due à l'effort constant de déformation, est variable suivant les cas). Dans ces cas on a une surestimation plus ou moins importante.

Si, sur un tracé dont l'amplitude est préalablement étalonnée,

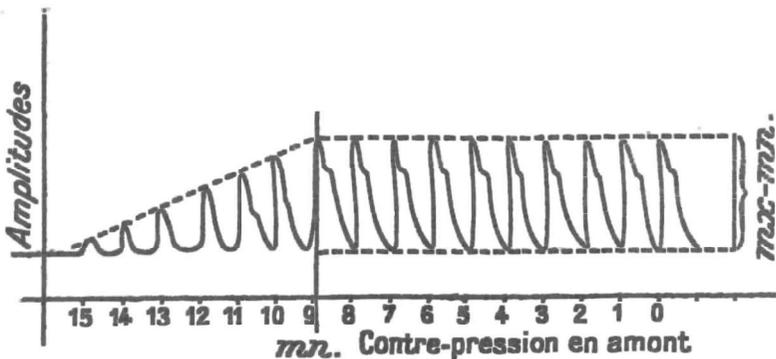


FIG. 5. — Tracé (mi-schématique) indiquant les variations des amplitudes piézographiques en fonction d'une contre-pression en amont de l'artère radiale.

on déterminait la hauteur d'une quelconque de ses ordonnées en prenant la pression atmosphérique comme point de départ, il serait facile alors d'en déduire la valeur de chacune des ordonnées de pression par rapport à zéro. Or, les critères sphymomanométriques peuvent nous renseigner sur ce point avec une approximation suffisante dans certains cas. Dans un autre travail, nous dirons dans quels cas les critères de pression maxima, moyenne et minima, doivent être tenus pour plus ou moins approximatifs.

Enfin, la méthode suivante, à laquelle nous donnons la préférence, permet d'avoir un bon point de repère. Alors que l'enregistrement piézographique s'effectue sur l'artère radiale, on exerce au niveau de l'humérale une contre-pression pneumatique suffisante pour éteindre le pouls. Puis, on fait décroître la contre-

pression progressivement en notant ses valeurs successives. On observe alors que les amplitudes piézographiques, nulles lorsque la contre-pression était trop forte — supérieure à la maxima — vont en augmentant d'abord au fur et à mesure que la contre-pression diminue dans la manchette, et deviennent ensuite inva-

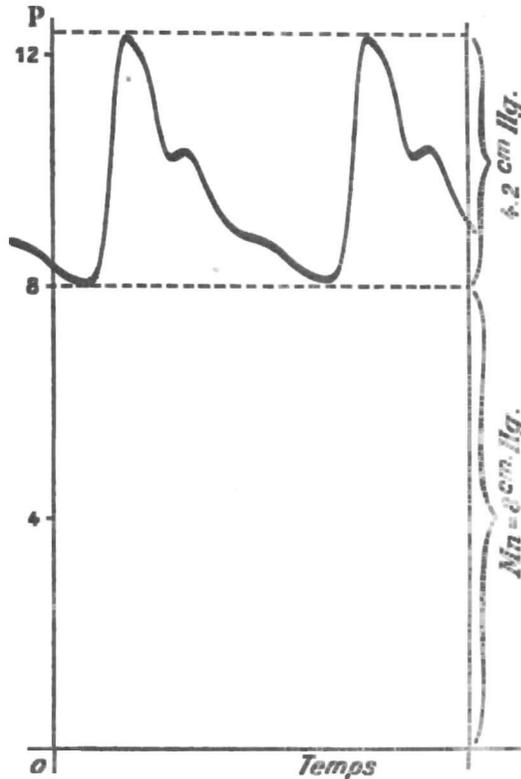


FIG. 6. — Piézogramme humain étalonné, puis rapporté à la pression atmosphérique.

riables pour un certain taux de la contre-pression (voir fig. 6). Ce taux de la contre-pression fait équilibre, nous nous sommes bien assuré, à la valeur minima de la pression du sang dans l'artère. Ce critère constitue, dès lors, un excellent point de repère pour déterminer, dans tous les cas, la position du piézogramme étalonné par rapport à la pression atmosphérique.

Des expériences que nous venons d'exposer, il résulte : 1^o que la méthode piézographique permet d'obtenir un tracé rigoureusement fidèle des variations de pression qui ont lieu normalement

dans l'artère ; 2° que l'on peut connaître avec exactitude l'amplitude du phénomène en étalonnant le dispositif au préalable ; 3° que l'on peut mesurer la valeur absolue de la pression à chaque instant, avec une approximation suffisante chez l'homme, avec exactitude en expérimentation.

CONTROLE PHYSIQUE DES METHODES MECANIQUES

Dans un autre travail, l'un de nous a montré que, pour un régime hydrodynamique ayant lieu dans un circuit analogue à celui de la circulation sanguine, la pression mesurée à partir de la pression atmosphérique — seul point de repère pris comme zéro jusqu'ici — n'est, en définitive, que la résultante de plusieurs variables, chacune de ces dernières ayant sa signification propre et traduisant, d'une façon précise, l'état d'une fonction déterminée : état des caractéristiques physiques des vaisseaux, — degré de conductance ou de résistance du réseau capillaire, — rétractilité ou contractilité des parois vasculaires, importance du débit circulatoire et de la vitesse d'écoulement, etc. Nous avons vérifié qu'il en était ainsi chez l'homme normal et pathologique. La connaissance de la pression en valeur absolue ou — ce qui revient au même — mesurée à partir de la pression atmosphérique, ne peut donc offrir qu'un intérêt tout à fait secondaire. Que, jusqu'ici, la clinique en ait tiré quelque profit ; que, en partie, le tableau de l'hypertension artérielle ait été établi grâce aux données sphygmomanométriques, cela n'est pas discutable, et, comme par le passé, les critères tensionnels continueront à apporter un grand appui dans l'examen somatique du malade ; mais, à condition — et en cela la plupart des cliniciens seront de notre avis — qu'on ne leur demande pas plus qu'ils ne peuvent donner et qu'on n'y attache pas plus d'importance qu'aux autres données sémiologiques. Les anomalies accusées que l'on observe dans les critères sphygmomanométriques traduisent bien une altération de la dynamique cardio-vasculaire, sans qu'il nous soit possible de

savoir où se trouve cette anomalie ; par contre, le fait que ces mêmes critères restent normaux n'implique pas que les fonctions circulatoires soient indemnes.

Ces restrictions étant faites, plusieurs questions se posent, à savoir : Ces critères nous renseignent-ils, d'une manière plus ou moins précise, sur l'état de la pression artérielle prise à partir de zéro ? Les méthodes et les critères sphygmomanométriques repo-

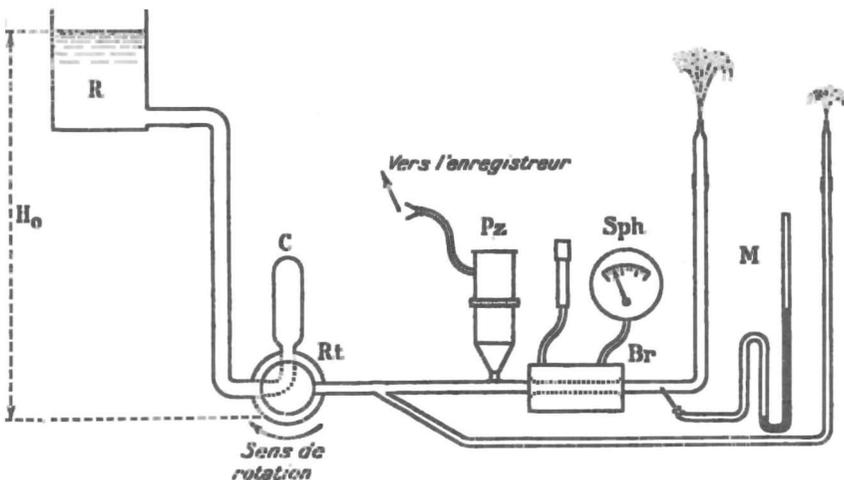


FIG. 7. — Schéma de circulation pour le contrôle des appareils. *Rt* : Robinet tournant. *C* : Capacité élastique. *Pz* : Piézographe. *Sph* : appareil mécanique à contrôler. *M* : manomètre compensateur à mercure.

sent-ils sur des principes physiques certains ? S'ils sont erronés, dans quelle mesure le sont-ils et l'erreur est-elle systématique ? Nous nous sommes attachés à résoudre ces diverses questions. Nous les avons étudiées d'abord du point de vue physique, puis nous avons procédé aux vérifications qu'il convient chez l'homme normal et pathologique.

Nous avons été conduits — puisqu'il ne nous est pas possible de faire varier à volonté les différentes constantes physiques du système circulatoire chez l'homme — à réaliser un modèle mécanique reproduisant les phénomènes de l'hémodynamique et qui permet de faire varier à volonté les constantes physiques du circuit ainsi que la fréquence des pulsations entre les limites possibles, ce dernier point étant particulièrement important. Parmi les constantes physiques les plus importantes sont le module d'élasti-



cité de la paroi artérielle, son épaisseur; la longueur et le diamètre des vaisseaux, etc.

Pour pouvoir obtenir un réglage facile de la fréquence des pulsations, la solution la plus simple est d'utiliser un dispositif comportant un mouvement de rotation pour la production des oscillations de pression. Nous avons réalisé très simplement ce dispositif producteur d'ondes pulsatoires en nous servant d'un robinet tournant à deux directions en angle droit. Le montage consiste en un réservoir d'eau à niveau constant et alimenté par la canalisation de la ville, le débit à l'admission étant réglé de telle sorte qu'il est égal au débit nécessaire au fonctionnement de l'appareil.

Ce dispositif débite dans un ensemble de canalisations figurant le système artériel. Celui-ci est constitué par un gros tuyau de caoutchouc épais, représentant l'aorte, qui se subdivise ensuite en plusieurs ramifications de diamètre, longueur, épaisseur, module d'élasticité, etc. très variables. Afin de schématiser le réseau capillaire, chacune de ces artères artificielles se termine par un tube de verre de diamètre correspondant et se terminant par une partie étirée plus fine, presque capillaire, ce qui provoque une grosse perte de charge au moment où il y a débit. Ces tubes étirés sont placés verticalement, à une hauteur réglable représentant la pression artérielle statique.

Le fonctionnement de cet ensemble se trouve assez conforme au fonctionnement du système circulatoire chez l'homme. Il a l'avantage d'être réalisé très simplement, de permettre un réglage facile et de pouvoir changer aisément les caractéristiques du circuit. Le tube à extrémité capillaire, débouchant à l'air libre et placé verticalement, permet la lecture de la pression minima dans le schéma de circulation. On constate, en effet, qu'à la fin de la diastole, avec la diminution de débit qui s'ensuit, la hauteur du liquide se maintient, dans la partie du tube précédant le rétrécissement, à un niveau fixe bien défini qui mesure, en hauteur d'eau, la pression minima. Enfin, un manomètre à mercure comportant un rétrécissement capillaire permet la mesure de la pression moyenne aux différents points du circuit.

La vitesse de rotation du robinet et, par conséquent, la fréquence des pulsations, peut varier à volonté, le robinet étant entraîné par un moteur électrique à vitesse constante muni d'un démultiplicateur de vitesse et d'une série d'engrenages permet-

tant de réaliser des vitesses définies, de grandeurs variables et allant de 30 à 150 à la minute.

Les appareils de contrôle, ainsi que ceux qu'il s'agit de vérifier, sont branchés convenablement en différents points de la canalisation figurant les artères et assez proches les uns des autres. Les appareils de contrôle sont :

1. Le *piézographe* qui donne la courbe étalonnée et rigoureusement fidèle des variations de pression dans la conduite. L'étalonnage n'offre ici aucune difficulté. Il suffit pour cela d'arrêter le fonctionnement du circuit hydrodynamique à un moment donné et d'y réaliser, en partant de zéro, plusieurs valeurs statiques de

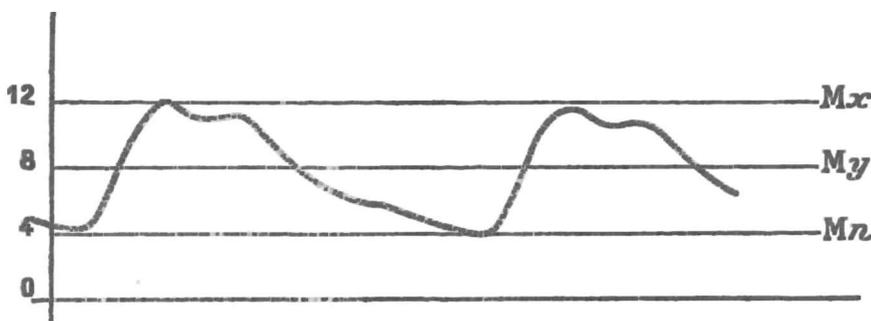


FIG. 8. — Tracé obtenu sur le schéma hydrodynamique.

la pression, en se servant d'un réservoir que l'on place à différents niveaux par rapport à l'axe de la conduite. Procédant comme il vient d'être dit, le tracé piézographique donne, à chaque instant, la valeur absolue de la pression. Pour connaître la valeur moyenne de cette dernière, il est nécessaire d'intégrer la courbe par un moyen mécanique approprié. Il est à signaler que, pratiquement, il suffit de tirer une droite parallèle à l'abscisse délimitant des surfaces à peu près égales.

2. Pour avoir la valeur de la pression moyenne d'une façon plus simple, nous avons utilisé aussi, au lieu de l'oscillographe électromagnétique que comporte le dispositif, un galvanomètre balistique à période propre suffisamment longue de manière à ne pas pouvoir suivre les variations de pression. Dans ces conditions on obtient un tracé, représenté par un trait horizontal avec de très légères ondulations et dont la hauteur mesure la pression moyenne.

3. Enfin, nous nous sommes servi, pour la mesure de la pression moyenne, du manomètre compensateur de Marey, ce qui nous a permis de confronter les trois méthodes. Ce dernier manomètre, nous l'avons vérifié, donne une mesure exacte de la pression moyenne, à condition, nous l'avons vu, que la conduite de transmission unissant le manomètre à la canalisation artérielle, ne soit pas trop longue. Au delà d'un mètre, les mesures ne sont plus très fidèles. Cette manière d'opérer permet un contrôle rationnel des éléments suivants :

a) De la forme et de l'amplitude des tracés de pression données

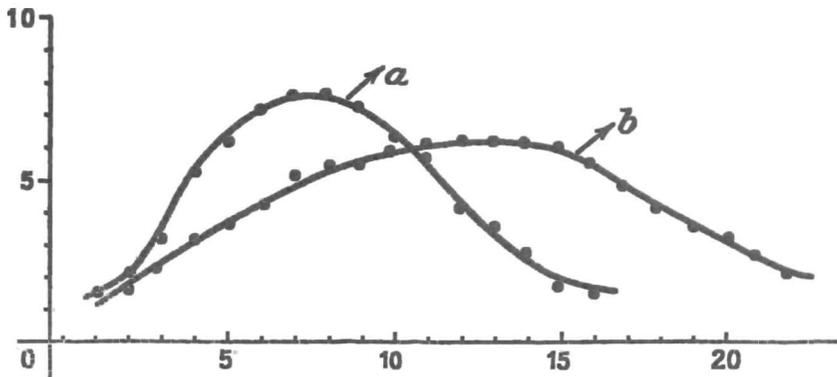


FIG. 9. — Tracés des oscillations : *a*, pour un tuyau souple ; *b*, pour un tuyau à grand module d'élasticité. Même régime de pression dans les deux cas (*M_x*, 13 ; *M_y*, 9 ; *M_n*, 5,5 cm. Hg).

par les appareils mécaniques, notamment par le sphygmographie à ressorts et par les capsules sphygmomanométriques genre Pachon. Il suffit de confronter ces tracés avec ceux obtenus par le dispositif piézoélectrique.

b) Des critères sphygmomanométriques que l'on donne pour les valeurs maxima, moyenne et minima de la pression artérielle. Dans les méthodes de contrôle, ces valeurs de la pression sont déterminées simultanément : la maxima, par le piézogramme étaloné ; la minima, par deux procédés à la fois (mesure piézographique directe et hauteur d'eau, dans le tube terminal, à la fin de la diastole, ces deux critères donnant des chiffres très voisins) ; enfin, la moyenne des pressions variables, est obtenue de trois manières différentes : intégration du piézogramme, galvanomètre balistique et manomètre compensateur de Marey. Ces trois der-

nières méthodes se correspondent presque exactement, aux erreurs de lecture près.

L'appareil mécanique à contrôler est mis en communication avec les vaisseaux artificiels au moyen des dispositifs habituels de transmission : sphygmoscopes, manchettes pneumatiques, etc. Les méthodes contrôlées ont été :

1. *La sphygmographie.* — Nous avons dit au début de ce travail que le tracé sphygmographique était loin de pouvoir nous renseigner sur l'allure et sur l'amplitude des variations de pres-

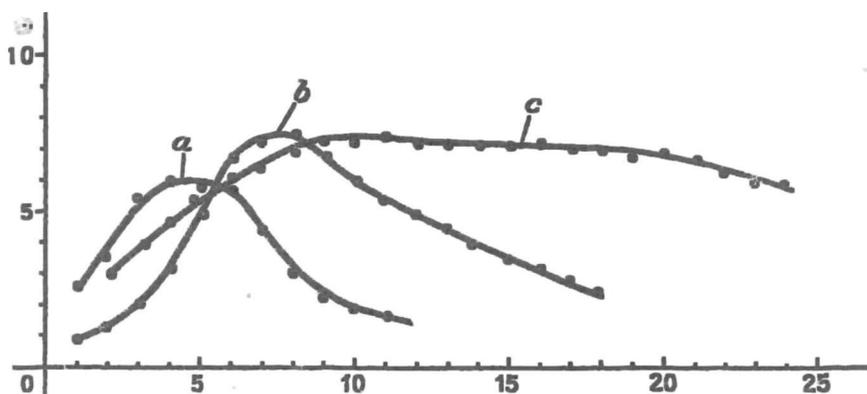


FIG. 10. — Tracés oscillométriques obtenus avec un même régime de pression et dans une même canalisation : *a*, pour un rythme de 30 ; *b*, pour un pouls de 70 ; *c*, pour un pouls de 130 (Pression : *Mx*, 14 ; *My*, 9 ; *Mz* 5,5 cm. Hg).

sion. Voici maintenant quelques expériences, réalisées sur le schéma et sur l'homme, qui confirment ce que nous avons déjà avancé :

a) Lorsque l'on enregistre simultanément, sur le schéma, la courbe sphygmographique et celle fournie par la méthode piézo-électrique, on observe que, abstraction faite de l'amplitude, les deux tracés sont totalement différents quant à leur allure générale. Suivant la fréquence propre de l'appareil mécanique les accidents sont plus ou moins arrondis, l'ascension initiale du tracé est relativement très lente et très en retard par rapport à la montée de pression dans la canalisation.

b) Si, sur deux tuyaux, l'un de faible diamètre et peu élastique, l'autre de gros diamètre et très déformable, on effectue ces mêmes enregistrements simultanés, tout en conservant *la même*

amplitude de pression, on constate que le piézogramme présente la même amplitude dans les deux tuyaux, alors que l'amplitude sphymographique est plusieurs fois plus petite dans le petit que dans le gros tuyau.

c) Enfin, suivant les caractéristiques des artères de l'homme, les tracés sphymographiques changent plus ou moins d'aspect, leur forme étant loin de reproduire l'allure des variations de pression. Leur amplitude notamment n'est nullement en rapport avec l'amplitude de la pression ainsi qu'on pourra se rendre compte par les tracés ci-joints, choisis parmi beaucoup d'autres.

On peut donc conclure, — et en cela Marey lui-même l'avait signalé — que le sphymogramme peut, tout au plus, nous donner une idée de l'allure générale de la variation de pression, mais nullement sur son amplitude et sur ses détails.

2. *L'oscillométrie.* — Nous avons, ici, étudié trois sortes d'appareils : l'oscillomètre de Pachon, le Kymomètre de Vaquez, Gley et Gomez ; enfin, la capsule oscillométrique de Pachon-Boullite, organe essentiel des appareils enregistreurs d'oscillations employés actuellement quelquefois en clinique. Avec l'un quelconque de ces appareils, on procède de la façon suivante : les oscillations sont recueillies au moyen d'un brassard ou d'un sphymoscope. Elles peuvent être enregistrées sur papier noiré au noir de fumée ou lues directement sur le cadran de l'oscillomètre. On étudie alors leurs amplitudes en fonction de la contre-pression nécessaire à leur production d'une part, en fonction de la pression dans la canalisation, d'autre part, et on repère, autant que faire se peut, les critères, dits oscillométriques, de pression maxima, moyenne et minima donnés en clinique. Nous les avons étudiés en fonction des caractéristiques des artères, de la fréquence du pouls et des fréquences que les variations de pression mettent en jeu.

a) *Influence de la rigidité des parois.* — Si, avec un même régime de pression dans la canalisation, on recueille les oscillations sur trois artères artificielles de module d'élasticité et d'épaisseur différents, on constate que sur ces trois vaisseaux les critères oscillométriques de pressions maxima, moyenne et minima sont tout à fait différents, et que, par rapport aux valeurs réelles de la pression, ces critères sont d'autant plus erronées que la déformabilité élastique des parois est plus faible ; en d'autres termes,

ils sont d'autant plus décalés vers des pressions trop fortes, que la résistance à l'écrasement est plus marquée. Ainsi, par exemple, pour un tuyau en baudruche la contre-pression donnant lieu à l'oscillation maximale se trouve assez voisine de la pression moyenne régnant dans le système, — à condition, on le verra plus loin, que la fréquence du pouls soit maintenue entre certaines limites —, alors que pour un tuyau de feuille anglaise, la contre-pression des grandes oscillations est voisine de la pression maxima.

On peut conclure, en conséquence, que le degré de rigidité des

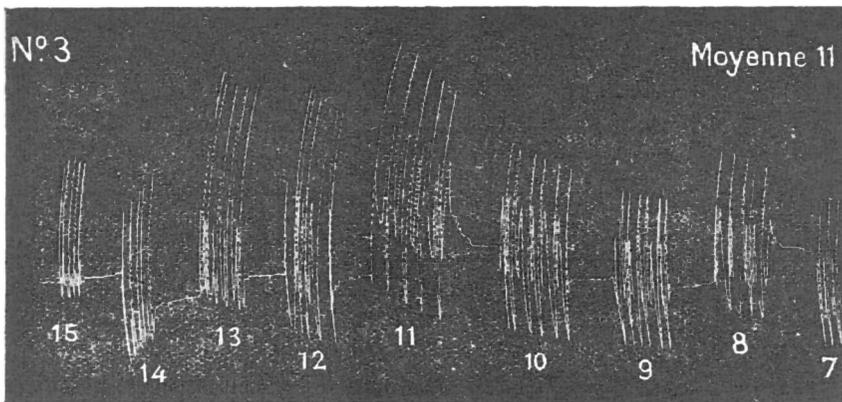


FIG. 41. — Courbe d'oscillations obtenues sur le dispositif hydrodynamique.

parois vasculaires joue un certain rôle dans la production des critères oscillométriques. D'ailleurs, d'autres auteurs, avant nous, avaient fait cette remarque. Bailliar, au cours de ses belles recherches sur la circulation rétinienne, Fritz également, ont invoqué le rôle de la résistance à l'écrasement qu'offre la paroi artérielle modifiant ainsi les résultats des mesures faites par l'intermédiaire de la paroi. Enfin, Bernardat, d'Alger, dans un travail tout à fait remarquable qu'il a fait paraître récemment, a montré, se servant aussi bien de tuyaux de caoutchouc que de fragments d'artères prélevées sur un cadavre, que les critères oscillométriques sont à la fois fonction de la pression et de la résistance de la paroi. Mais il y a plus encore.

b) *Influence de la fréquence du pouls.* — Toutes choses égales par ailleurs, l'emplacement des critères oscillométriques est essen-

tiellement fonction de la fréquence du pouls. Les expériences suivantes vont nous le montrer : On pratique les mesures oscillographiques sur un tuyau très souple (en baudruche, par exemple) et on ne fait varier que la fréquence des pulsations dans le système. On s'arrange pour que les valeurs extrêmes et la pression moyenne restent les mêmes. On observe alors que pour des rythmes très lents, de l'ordre de 30 à 40 pulsations à la minute, l'oscillation maximale est contemporaine d'une pression voisine

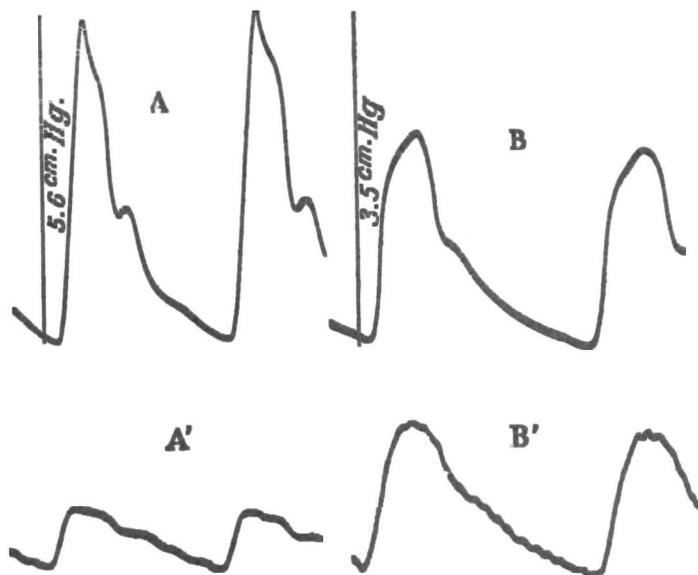


FIG. 12. — A et B : Piézogrammes de deux sujets ;
A' et B' : sphygmogrammes pneumatiques de ces mêmes sujets.

de la pression minima. Pour des fréquences comprises entre 60 et 80, ce même critère est voisin de la pression moyenne. Pour des rythmes plus élevés, de 120 à 130 par exemple, la contre-pression de l'oscillation maximale est voisine ou même plus forte que la pression maxima dans la conduite. Il en est de même pour les autres critères oscillographiques.

c) *Influence de la forme de la courbe.* — En particulier, lorsque, opérant sur un tuyau souple, avec une fréquence de 70, la pression dans la canalisation présente une décroissance trop rapide au cours de la diastole, et, de ce fait, comporte une valeur statique d'une durée relativement longue, l'oscillation maximale a lieu pour une contre-pression voisine de la pression minima.

d) Enfin, suivant l'appareil utilisé les résultats sont souvent différents. Il en est ainsi lorsque la fréquence propre de l'appareil est voisine d'une de celles qui sont mises en jeu par les variations de pression, des phénomènes de résonance prennent naissance, l'amplitude de la déviation augmente considérablement et l'appareil est pour ainsi dire saturé. La courbe des oscillations présente alors un palier horizontal — plateau — sur une grande étendue, ce qui empêche totalement de fixer les critères oscillogrammiques.

De tous ces faits on peut conclure que, du point de vue physique, la correspondance d'un critère oscillogrammique quelconque avec une valeur déterminée de la pression artérielle, n'est l'effet que d'une simple coïncidence. Mais, cette coïncidence se trouve-t-elle réalisée chez l'homme ? A supposer que l'on puisse répondre par l'affirmative, l'est-elle aussi bien chez les sujets normaux que chez les sujets pathologiques ; chez ceux, les plus intéressants à étudier, qui présentent justement des anomalies marquées aussi bien du côté des caractéristiques physiques des vaisseaux que de la fréquence et de la forme des pulsations ?

Chez les sujets jeunes, aux artères très souples et dont la fréquence des pulsations est de 60 à 80 à la minute, les critères oscillogrammiques peuvent donner une idée des valeurs de la pression, avec une erreur qui n'est pas trop considérable et qui est systématique ; mais chez ces mêmes sujets, lorsque le pouls est accéléré ou trop ralenti, ou bien lorsque l'épaisseur des tissus interposés est trop grande, l'oscillogrammie est loin de nous renseigner sur l'état de la pression. La divergence entre les critères oscillogrammiques et les valeurs exactes de la pression devient beaucoup plus grande lorsque la fréquence du pouls augmente à la suite d'un effort, d'une émotion ou du fait d'une insuffisance cardiaque. Enfin, chez certains sujets pathologiques — artérioscléreux, hypertendus, etc. — dont les artères ont perdu la souplesse, ces divergences sont de beaucoup plus grandes, parfois considérables.



TABLE DES MATIÈRES

	Pages
I. — La piézographie directe et instantanée.	4
II. — Contrôle physique des méthodes mécaniques.	21





ACTUALITÉS SCIENTIFIQUES ET INDUSTRIELLES



PUBLIÉES SOUS LA DIRECTION DE MM.

R. FABRE
Professeur de Toxicologie
à la Faculté de Pharmacie de Paris

**TOXICOLOGIE
ET HYGIÈNE INDUSTRIELLE**

Ch. FABRY
Membre de l'Institut
Professeur à la Faculté des Sciences

OPTIQUE

E. FAURE-FREMIET
Professeur au Collège de France

**BIOLOGIE
(Embryologie et Histogenèse)**

Ch. FRAIPONT
Professeur à la Faculté des Sciences
de Liège

**PALÉONTOLOGIE
ET LES GRANDS PROBLÈMES
DE LA BIOLOGIE GÉNÉRALE**

Maurice FRECHET
Professeur à la Sorbonne
ANALYSE GÉNÉRALE

M. L. GAY
Professeur de Chimie-Physique
à la Faculté des Sciences de Montpellier
THERMODYNAMIQUE ET CHIMIE

J. HADAMARD
Membre de l'Institut
**ANALYSE MATHÉMATIQUE
ET SES APPLICATIONS**

Victor HENRI
Professeur à l'Université de Liège
PHYSIQUE MOLÉCULAIRE

A. F. JOFFE
Directeur de l'Institut Physico-Technique
de Leningrad
PHYSIQUE DES CORPS SOLIDES

A. JOUNIAUX
Professeur à l'Institut de Chimie de Lille
**CHIMIE ANALYTIQUE
(Chimie-Physique, minérale
et industrielle)**

P. LANGEVIN
Membre de l'Institut
Professeur au Collège de France

I. — RELATIVITÉ
II. — PHYSIQUE GÉNÉRALE

Louis LAPICQUE
Membre de l'Institut
Professeur à la Sorbonne
**PHYSIOLOGIE GÉNÉRALE
DU SYSTÈME NERVEUX**

A. MAGNAN
Professeur au Collège de France
**MORPHOLOGIE
DYNAMIQUE
ET MÉCANIQUE DU MOUVEMENT**

Ch. MARIE
Directeur de Laboratoire
à l'École des Hautes-Etudes
ÉLECTROCHIMIE APPLIQUÉE

Ch. MAURAIN
Membre de l'Institut
Doyen de la Faculté des Sciences
Directeur de l'Institut de Physique du Globe
PHYSIQUE DU GLOBE

André MAYER
Professeur au Collège de France
PHYSIOLOGIE

Henri MINEUR
Astronome à l'Observatoire de Paris
ASTRONOMIE STELLAIRE

Chr. MUSCELEANU
Professeur à la Faculté des Sciences
de Bucarest
PHYSIQUE GÉNÉRALE ET QUANTA

M. NICLOUX
Professeur à la Faculté de Médecine
de Strasbourg
**CHIMIE ANALYTIQUE
(Chimie organique et biologique)**

P. PASCAL
Correspondant de l'Institut
Professeur à la Sorbonne et à l'École
Centrale des Arts et Manufactures
**CHIMIE
GÉNÉRALE et MINÉRALE**

Ch. PÉREZ
Professeur à la Sorbonne
BIOLOGIE ZOOLOGIQUE

J. PERRIN
Membre de l'Institut
Prix Nobel de Physique
Professeur à la Faculté des Sciences
de Paris
ATOMISTIQUE

CATALOGUE SPECIAL SUR DEMANDE



ACTUALITÉS SCIENTIFIQUES ET INDUSTRIELLES



PUBLIÉES SOUS LA DIRECTION DE MM.

Marcel PRENANT

Professeur à la Sorbonne

- I. — BIOLOGIE ÉCOLOGIQUE
II. — LEÇONS DE ZOOLOGIE

A. REY

Professeur à la Sorbonne

HISTOIRE DES SCIENCES

Y. ROCARD

Maître de Recherches

THÉORIES MÉCANIQUES

(Hydrodynamique-Acoustique)

R. SOUÈGES

Chef de Travaux

à la Faculté de Pharmacie

EMBRYOLOGIE

ET MORPHOLOGIE VÉGÉTALES

TAKAGI

Professeur à l'Université Impériale de Tokyo

MATHÉMATIQUES GÉNÉRALES

TAMIYA-(HIROSHI)

Membre du Tokugawa Biologisches
Institut-Tokyo

BIOLOGIE (Physiologie cellulaire)

A. TCHITCHIBABINE

Membre de l'Académie des Sciences
de l'U. R. S. S.

CHIMIE ORGANIQUE

(Série hétérocyclique)

Georges TEISSIER

Sous-directeur de la Station
Biologique de Roscoff

BIMÉTRIE
ET STATISTIQUE BIOLOGIQUE

G. URBAIN

Membre de l'Institut
Professeur à la Faculté des Sciences
de Paris

THÉORIES CHIMIQUES

Pierre URBAIN

Maître de Conférences à l'Institut
d'Hydrologie et de Climatologie
de Paris

GÉOCHIMIE

Y. VERLAINE

Professeur à l'Université
de Liège

PSYCHOLOGIE ANIMALE

P. WEISS

Membre de l'Institut
Directeur de l'Institut de Physique
de l'Université de Strasbourg

MAGNÉTISME

R. WURMSER

Directeur du Laboratoire
de Biophysique
de l'École des Hautes-Études

BIOPHYSIQUE

Actualités Scientifiques et Industrielles

Série 1937 (suite) :

479. AUGUSTIN SESMAT. Le problème	12 fr.
480. AUGUSTIN SESMAT. L'ancienne astronomie d'Eudoxe à Descartes	15 fr.
481. AUGUSTIN SESMAT. Mécanique newtonienne et gravitation	20 fr.
482. AUGUSTIN SESMAT. Le système absolu de la mécanique.	8 fr.
483. AUGUSTIN SESMAT. L'optique des corps au repos	18 fr.
484. AUGUSTIN SESMAT. L'optique des corps en mouvement	20 fr.
485. AUGUSTIN SESMAT. L'esprit de la science classique	12 fr.
486. AUGUSTIN SESMAT. Genèse des théories de la relativité	10 fr.
487. AUGUSTIN SESMAT. Principes de la théorie restreinte.	12 fr.
488. AUGUSTIN SESMAT. Les systèmes privilégiés de la théorie restreinte	12 fr.
489. AUGUSTIN SESMAT. Principes de la théorie générale	12 fr.
490. AUGUSTIN SESMAT. Théorie relativiste de la gravitation.	15 fr.
491. AUGUSTIN SESMAT. Les systèmes privilégiés de la théorie générale	5 fr.
492. AUGUSTIN SESMAT. Essai critique sur la doctrine relativiste	10 fr.
493. RENÉ LAMBERT. Structure générale des monogrammes et des systèmes nomographiques	15 fr.
494. D. WEINBERG. Unification des méthodes de mesure en biométrie différen- tielle. Le tétronage : échelle en quarts de sigma	15 fr.
495. E. SCHREIDER. Les types humains. Première partie : Les types somatiques.	20 fr.
496. E. SCHREIDER. Les types humains. Deuxième partie : Les types psychologiques.	18 fr.
497. E. SCHREIDER. Les types humains. Troisième partie : Les types somato- psychiques	20 fr.
498. D. F. POULSON. The embryonic development of drosophila melanogaster by.	15 fr.
499. P. URBAIN. Introduction à l'étude pétrographique et géochimique des roches argileuses. — I. Méthodes chimiques. — II. Méthodes microscopiques	15 fr.

Liste complète à la fin du volume.