

PONTIFICIAE ACADEMIAE SCIENTIARVM SCRIPTA VARIA

5

LOREDANO DALLA TORRE

LA
SPHYGMOGRAPHIE



PONTIFICIA
ACADEMIA
SCIENTIARVM

EX AEDIBVS ACADEMICIS IN CIVITATE VATICANA
MCMCCCLXXVI

LOREDANO DALLA TORRE

LA
SPHYGMOGRAPHIE



PONTIFICIA
ACADEMIA
SCIENTIARVM

EX AEDIBVS ACADEMICIS IN CIVITATE VATICANA

MDCCCXXXVI

IMPRIMATUR

† Fr. ALFONSUS C. DE ROMANIS, Ep. Porphyr.,
Vicarius Generalis Civitatis Vaticanae

TYPIS POLYGLOTTIS VATICANIS - 1946

PRÉFACE

Le but de cette étude est de faire renaître l'intérêt pour un des phénomènes les plus importants de l'hémodynamique : le pouls. Cet intérêt, lié au nom d'Hippocrate, Platon, Aristote, est aujourd'hui, après l'avènement de l'électrocardiographie, complètement assoupi. Cependant personne ne doute de l'importance de la sphygmographie ; deux grands maîtres, Marey et O. Franck lui ont consacré une grande partie de leur vie, et leurs études ont ouvert la porte à la recherche clinique ; malgré cela, la sphygmographie n'a que peu d'amateurs.*

Deux causes sont certainement à la base de cette lacune : le manque d'appareils vraiment pratiques et le fait que personne n'a pu fixer le sphygmogramme normal. Mécontent de leurs appareils, incertain dans l'interprétation des graphiques, le monde de la clinique s'est désintéressé de la sphygmographie.

Dès 1940, je me suis tourné vers elle. C'est à mon maître Aloys Muller, ordinaire de Physiologie à l'Université de Fribourg en Suisse, que j'apporte ici le témoignage de ma reconnaissance, pour m'avoir introduit dans ce domaine, puis guidé et suivi dans la réalisation des appareillages, dans l'interprétation des graphiques, me permettant d'atteindre les connaissances qui se concrétisent dans ce travail.

Qu'est que la sphygmographie ? Quel rapport pratique existe-t-il entre elle et la pression artérielle ? Telles sont les questions que se posent les médecins dès le premier abord. Je désire les préciser dès maintenant.

La sphygmographie a pour but d'enregistrer les variations périodiques de pression, produites dans les artères au passage de l'onde pulsatile. Le tracé ainsi obtenu (sphygmogramme) devrait être purement et simplement

* LOREDANO DALLA TORRE. *La Sphygmographie*. Mémoire présenté par S. E. le Rév. Père Agostino Gemelli O. F. M., Président de l'Académie Pontificale des Sciences, le 23 - II - 1946.

le graphique de la pression sanguine, mesurée indirectement. Mais en pratique, ce n'est pas le cas. La détermination de la pression artérielle permet de préciser, seulement, l'amplitude maximum de la courbe réelle de pression; le sphygmogramme qui présente toutes les variations de pression pendant une période, n'en permet l'étude qualitative. Il serait d'une grande importance pratique que les deux déterminations puissent se confondre, ce qui n'est pas réalisable, du fait de difficultés techniques de réalisation des appareillages, et des conditions spéciales de leur application aux artères.

L'étude qui va suivre, montrera en grandes lignes, ce qui a été fait jusqu'à présent dans le domaine de la sphygmographie pratique, ainsi que ma contribution personnelle.

Dans une première partie j'ai réuni les principes théoriques d'enregistrement, afin de rendre plus compréhensible les différents principes de construction des sphygmographes. Seul, un appareil construit selon des principes physiques rigoureux, peut donner des graphiques exacts.

La deuxième partie est un premier pas vers l'interprétation des sphygmogrammes: elle fixe les rapports de certains accidents du sphygmogramme normal, dans des conditions spéciales de fréquence cardiaque et de pression artérielle. J'ai accompli une partie de l'effort; mon espoir est que d'autres y apportent le fruit de leurs recherches. Ce qui a été atteint pour l'électrocardiographie pourra l'être, un jour aussi, pour la sphygmographie.

Je tiens à renouveler mes remerciements à mon maître, le professeur Aloys Müller, comme à mes amis et collaborateurs, très spécialement Monsieur Georges Dessonnaz, assistant technique de l'Institut de Physiologie, qui m'ont aidé dans mon effort. Ma profonde reconnaissance, ainsi qu'une affectueuse pensée vont au Révérend Père Gemelli, Président de l'Académie Pontificale des Sciences, qui m'a dirigé avec tant de persévérance vers la recherche; qu'il veuille bien trouver ici l'expression de ma sincère gratitude.

Fribourg, 15-II-1946.

L. DALLA TORRE

TABLE DES MATIÈRES

PRÉFACE	v
-------------------	---

PREMIÈRE PARTIE

<i>Principes théoriques d'enregistrement</i>	1
Manometrie	1
1) Fréquence	3
2) Amplification	5
3) Amortissement	6
4) Réaction	7
5) Qualité d'un manomètre	9
6) Principes d'étalonnage des manomètres	10
<i>Les sphygmographes</i>	14
1) Caractéristiques propres d'un sphygmographe	14
2) Sur l'application des sphygmographes à l'artère	16
3) Les différents sphygmographes d'après leur système de transmission	18
a) par levier	19
b) par air	23
c) électrique	28
4) Les sphygmographes électriques	34
5) L'Electrosphygmographe	41

DEUXIÈME PARTIE

<i>Généralités sur le mouvement ondulatoire</i>	51
<i>Le sphygmogramme</i>	55
Le sphygmogramme central en général	60
1) Le graphique en général	61
2) Analyse du sphygmogramme aortique	62
Conditions d'enregistrement	66
Morphologie du sphygmogramme carotidien	68

Le sphygmogramme périphérique en général	74
Morphologie du sphygmogramme fémoral	75
Morphologie du sphygmogramme radial	76
Le sphygmogramme digital	79
<i>Le sphygmogramme normal</i>	82
L'onde pulsatile dans les différentes artères	82
Analyse d'ensemble des sphygmogrammes carotidien et fémoral	83
Analyse d'ensemble des sphygmogrammes carotidien et radial	89
Analyse d'ensemble des sphygmogrammes radial et digital	96
Discussion concernant l'ensemble de nos résultats	97
Tableau des cas normaux pour le sphygmogramme carotidien	109
Tableau des cas normaux pour le sphygmogramme fémoral	110
Tableau des cas normaux pour le sphygmogramme radial	111
Exemples des principaux sphygmogrammes	113
Bibliographie	119

PREMIÈRE PARTIE
PRINCIPES THÉORIQUES D'ENREGISTREMENT
LES SPHYGMOGRAPHES

Le passage de l'onde pulsatile détermine dans les artères de très rapides variations de pression. L'élasticité de la paroi artérielle permet une variation de volume. L'enregistrement de la variation de volume se fait au moyen des « plethysmographes ». Si nous nous contentons d'enregistrer dans le temps les variations du diamètre de la paroi artérielle en un point, nous appelons cet appareil sphygmographe; nous avons ramené la mesure d'une variation de volume à celle d'un mouvement linéaire. En théorie il n'existe pas de différence entre un manomètre et un sphygmographe, tous les deux mesurent des forces P (pressions) en les contrebalançant par des forces élastiques (levier, membrane, etc.) que nous pouvons étalonner. La réalisation d'un enregistrement fidèle pose deux problèmes dans lesquels se résument toutes les conditions statiques et dynamiques auxquelles devront satisfaire les manomètres.

Premier problème : Le système d'enregistrement ne doit pas réagir sur le phénomène à enregistrer. Or, le lien entre le phénomène et l'enregistreur est de nature mécanique. L'enregistreur devra évidemment emprunter une quantité d'énergie aussi réduite que possible au système étudié. Il en résultera qu'on sera généralement obligé de procéder à une amplification, donc de disposer d'une source d'énergie auxiliaire.

Deuxième problème : Le phénomène étudié doit être fidèlement reproduit par l'enregistreur. Tout enregistrement graphique doit permettre en effet de rapporter sur une courbe, les durées des éléments d'un mouvement. A la variation de la pression en fonction du temps, doivent correspondre dans l'enregistreur deux grandeurs fonctions linéaires respectivement de l'un et de l'autre (et sinon linéaires, du moins aussi simples que possible et en tous cas parfaitement connues). Cette fonction li-

neaire n'est pas indispensable, mais elle est généralement préférable, non seulement pour la simplicité des calculs et des étalonnages, mais parce qu'elle est seule à assurer une précision constante dans toute l'échelle des variations de la grandeur enregistrée.*

En général et pour tous les appareils, l'enregistrement est régi par l'équation fondamentale que MACH (1) et seulement plus tard O. FRANK (5) ont introduit en biologie.

$$P = Ex + M \cdot \frac{d^2 x}{dt^2} + K \frac{dx}{dt}$$

Elle montre qu'une force mesurée par un système élastique qui la contrebalance est égale à la force statique augmentée des forces d'inertie du système et des forces d'amortissement.

La force statique (Ex) est égale au produit de l'amplitude de l'oscillation x par le coefficient d'élasticité, E .

La force d'inertie est égale au produit de la masse M , par l'accélération ($\frac{d^2 x}{dt^2}$)

La force d'amortissement est égale au produit du facteur de frottement k par la vitesse $\frac{dx}{dt}$ du mobile.

Cette équation montre qu'un appareil enregistreur de pression reproduira une courbe, d'autant plus exactement, que la vitesse de déplacement et l'accélération seront petites. Il sera donc d'autant plus difficile de construire des manomètres pour des variations rapides de pression. Chaque appareil doit être étudié particulièrement dans un but défini, en contrôlant expérimentalement ses caractéristiques statiques et dynamiques.

Dans un grand nombre de systèmes d'enregistrement, la transmission du mouvement ou de la force se fait par l'intermédiaire d'un liquide incompressible ou de l'air. Il est avantageux dans ces cas, d'après FRANK, de transformer l'équation fondamentale en considérant la pression (p) au lieu de la force (P), et le volume (V) de liquide ou de l'air balayé à travers la section terminale du tube, au lieu du déplacement linéaire (x).

* Toutes les équations qui vont suivre, sont tirées des principaux travaux de MACH (1), O. FRANK (5), STRAUB (87), ainsi que d'autres moins importants de ces mêmes auteurs. Chaque fois que nous nous sommes servis d'un travail spécial, nous l'avons cité.

On obtient alors l'équation suivante :

$$p = V \frac{\Delta p}{\Delta v} + \frac{s L}{Q} \cdot \frac{d^2 V}{d t^2} + \frac{K}{Q^2} \cdot \frac{d V}{d t}$$

p = pression spécifique = pression hydrostatique

L = longueur de la colonne d'air ou de liquide

s = poids spécifique

Q = section

$\frac{p}{v}$ = E' est désigné sous le nom de coefficient d'élasticité de volume

$\frac{K}{Q^2}$ = K' qu'on désigne sous le nom de coefficient d'amortissement.

L'expression $\frac{S L}{Q} = \frac{M}{Q^2}$ M' , désignée sous le nom de « masse agissante » sert à définir les forces d'inertie du système en fonction de la variable V ; elle est l'analogie du moment d'inertie dans un mouvement de rotation et se déduit des masses élémentaires du système.

Dès lors, l'équation fondamentale peut être écrite sous la forme simplifiée :

$$p = E' V + M' \frac{d^2 V}{d t^2} + K' \frac{d V}{d t}$$

L'étude théorique du fonctionnement d'un appareil amène à définir quatre facteurs, fonctions de ses caractéristiques mécaniques et dont dépendra la « qualité » de l'appareil : la fréquence, la sensibilité, (amplification) l'amortissement, la réaction. C'est sur ceux qui sont les plus importants à contrôler dans la pratique, que se porteront nos suggestions.

I — LA FRÉQUENCE

La fréquence propre d'un appareil enregistreur non amorti est exprimée par le rapport :

$$N = \frac{1}{2 \pi} \sqrt{\frac{E}{M}}$$

Elle est donc proportionnelle à la racine carrée du coefficient d'élasticité du système de rappel, et à l'inverse de la racine carrée de la masse de la partie mobile. La durée d'une oscillation indépendamment de l'amplitude, lorsque celle-ci reste modérée :

$$T = \frac{1}{N} = 2 \pi \sqrt{\frac{M}{E}}$$

L'unité de fréquence est l'Hertz. 1 Hertz, soit une oscillation par seconde.

Dans un manomètre, nous devons tenir compte de *plusieurs masses*, qui sont reliées entre elles par des couplages élastiques. Nous avons donc à faire tout un système de masses de chaîne. L'isométrie, dans la transmission d'un mouvement entre les différents couplages, dépendra de leur totale rigidité. Théoriquement, il n'existe aucun couplage absolument rigide; pratiquement, on emploie les liquides dans des tubes rigides (métallique ou en verre).

La présence de plusieurs couplages rend pratiquement impossible le calcul de la fréquence propre d'un système, à partir des différentes masses mobiles du système.

Nous verrons plus loin, que c'est la voie expérimentale qui nous permet de connaître la fréquence propre d'un manomètre.

Le coefficient d'élasticité d'un manomètre définit l'ensemble de tous les éléments élastiques qui entrent dans le système en mouvement. A ce propos, nous croyons utile de rappeler quelques notions de l'élasticité des corps. Les corps sous l'action d'une force se déforment.

On appelle corps « mou » celui qui garde sa déformation même après que la force a cessé d'agir (par exemple la cire); corps « parfaitement élastique », celui qui ne garde pas sa déformation et qui revient rigoureusement à son état initial.

Mais l'allongement dépend aussi de la matière dont est faite la tige. (allongement) sous l'action d'un poids P dépend de sa section S :

$$l \text{ est proportionnel à } L = \frac{P \cdot l}{S} \quad (1)$$

Mais l'allongement dépend aussi de la matière dont est faite la tige. Il faut donc faire entrer dans la formule un coefficient propre à la matière (E) dit module d'élasticité (module de Yung). Si nous voulons connaître de combien s'allonge une tige de longueur L sous l'action d'un certain poids P, on peut le décrire sous la formule suivante

$$P = \frac{1}{L} E S \quad (2)$$

Un corps est d'autant plus élastique que sa tendance est plus forte à reprendre la forme primitive. Il n'y a pas de corps parfaitement élastiques.

De la formule (2) on peut obtenir le module d'élasticité E

$$E = \frac{P \cdot L}{S} \quad (3)$$

L'élasticité d'un corps n'est bien définie que par son module qui est caractéristique pour chaque corps. Des formules différentes sont naturellement envisagées pour d'autres déformations, que celle d'un poids agissant sur une tige.

En voulant préciser les unités, le coefficient d'élasticité est donné par l'allongement d'un corps élastique, produit par un poids de 1 kg. Il ne doit pas être confondu avec le module d'élasticité, qui correspond au poids exprimé en kg. par lequel un corps élastique de 1 mm² de section, s'allongerait au double de sa longueur initiale (module Yung).

II — L'AMPLIFICATION

L'amplification est aussi un facteur d'une grande importance pratique. L'amplitude d'une tracé joue le plus grand rôle dans son interprétation et dans la détermination précise des temps.

On définit l'amplification (Y) d'un système enregistreur par le rapport entre l'amplitude de l'enregistreur (Fr) et celle de l'excitateur (Fx)

$$Y = \frac{Fr.}{Fx.}$$

Il est évident qu'on cherchera à obtenir la plus grande amplification possible, mais on est limité par toute une série de difficultés relatives au système de transmission, qui se manifestent par des perturbations du tracé.

Nous verrons plus tard que pour toute une catégorie de sphygmographes, il faut s'en tenir à un compromis entre fréquence et sensibilité.

Il faut également tenir compte que chaque fois qu'il y a amplification d'une force hydrostatique, la sensibilité au point d'enregistrement dépend du coefficient d'élasticité, spécialement important dans certains manomètres. En effet, Frank désigne par « sensibilité à la pression » le rapport de l'élongation X de la capsule réceptrice à la pression agissante P, soit :

$$Y = \frac{x}{P} = \frac{x}{E' V} = \frac{1}{E' U}$$

y = amplification

x = sensibilité

E' = la force appliquée

P = coefficient d'élasticité de volume

U = volume balayé = $\frac{\text{déplacement de volume}}{\text{déplacement linéaire}} = \frac{V}{X}$

III - AMORTISSEMENT

Si nous admettons qu'un corps oscille sans aucune perte d'énergie, il décrira dans l'espace une oscillation harmonique ou sinusoïdale (voir fig. 1 a).

La forme de l'oscillation nous sera parfaitement connue en tous points, si nous connaissons l'amplitude et la période. Par amplitude, nous entendons la plus grande distance entre la position d'équilibre et le maximum de l'oscillation : par période la durée d'une oscillation entière, par exemple de a à b sur le diagramme.

En pratique, pour un système oscillant, il y a toujours une perte d'énergie, due à l'action des résistances de frottement qui s'opposent au mouvement en l'amortissant. Dans un temps plus ou moins long donc, les corps mis en mouvement reviendront au repos.

L'amortissement dépend de l'énergie dissipée par les différents frottements du système en mouvement. Pour chaque système, il faudra donc tenir compte de l'énergie requise et des frottements caractéristiques du système.

L'amortissement est défini analytiquement par le decrément logarithmique, c'est-à-dire par le log. nat. du rapport de deux amplitudes successives (fig. 1 b);

$$\frac{A_1}{A_2} = \frac{A_2}{A_3} = \frac{A_3}{A_4} = \dots = \frac{A_n}{A_{n+1}} = \frac{e^{-\lambda t}}{e^{-\lambda \left(t + \frac{T}{2}\right)}}$$

$$\lambda = \lambda \frac{T}{2} = \ln \frac{A_n}{A_{n+1}} = \ln A_n - \ln A_{n+1}$$

Suivant la façon dont se produit cette diminution d'amplitude, on peut tirer des conclusions sur l'espèce du frottement : si les oscillations diminuent d'après la série arithmétique, a, a-d, a-2d, a-3d le frottement est constant ; si elles suivent la série géométrique a, aq, aq², aq³ (ou q = une partie) le frottement est proportionnel à la vitesse.

Dans tout appareil on cherche un amortissement linéaire : soit la force d'amortissement proportionnelle à la vitesse de déplacement du mobile. Un amortissement idéal est réalisé par la force électro-magnétique. En pratique, on utilise plus facilement l'amortissement de l'air qui se rapproche

sensiblement de la linéarité. Il faudra éviter tout amortissement provenant d'un frottement mécanique sec, qui agit comme frottement constant.

La fig. 1 *b* nous permet de connaître la *force d'amortissement* que nous pouvons exprimer par le décrément d'amortissement, comme aussi la *fréquence propre* de l'appareil enregistreur. Cette fréquence est légèrement ralentie par l'amortissement. En l'absence d'amortissement elle est exprimée par

$$N_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{M}}$$

tandis que sous l'action d'une force d'amortissement

$K \frac{dx}{dt}$ (voir p. 4) elle devient

$$N = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{E}{M} - \left(\frac{K}{2M}\right)^2}$$

Cette notion est d'une importance capitale en pratique, puisque nous pouvons ainsi connaître l'amortissement et la fréquence d'un appareil de mesure de force (manomètre, sphygmographe) en enregistrant tout simplement sa libre réaction à une excitation.

De tout ce qui précède il ressort clairement que plus l'amortissement est grand, plus est petit le nombre d'oscillations périodiques faite par une masse mise en mouvement et abandonnée à elle-même. Si nous augmentons toujours plus l'amortissement (fig. 1 *c*) d'un système oscillant, il y aura un moment où la masse se déplacera sur une certaine distance, reviendra sur elle-même à sa position de repos sans osciller. Toute énergie mécanique étant transformée un système pareil, faisant une seule oscillation comme réaction à une élancement rapide, est un système *aperiodique*.

Pratiquement, on cherche à réaliser un amortissement tel, que le système, après sa première oscillation, dépasse légèrement la position d'équilibre, ceci afin d'éviter le trainage (système hyperpériodique).

IV — RÉACTION

A tout déplacement du système moteur correspond une force de réaction du système enregistreur. Cette nouvelle force est capable d'influencer les caractéristiques du mouvement. Sur chaque point de liaison, au moment de l'action d'une force, s'exerce une réaction : le mouvement d'un corps

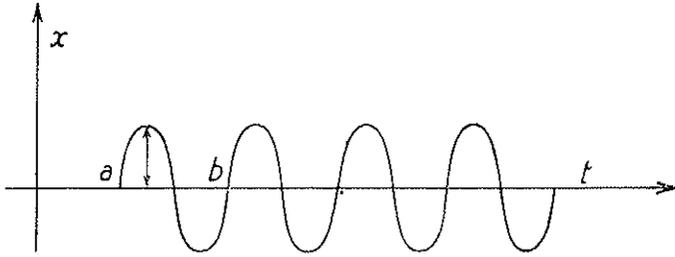


Fig. 1a - Diagramme d'une oscillation harmonique ou sinusoidale

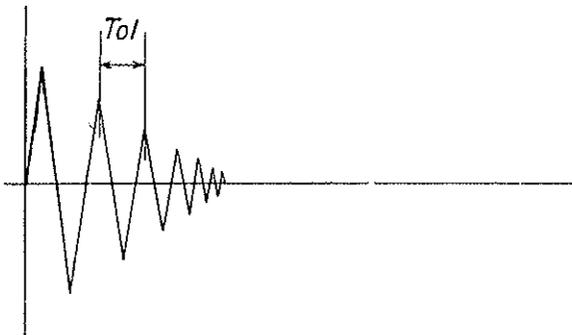


Fig. 1b - Graphique d'une oscillation amortie

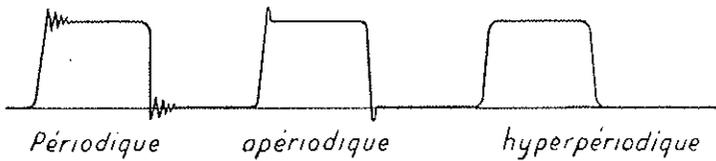


Fig. 1c - Diagrammes types d'enregistrement

résultera de l'ensemble de l'action et de la réaction. Dans un manomètre, il existe plusieurs points où peuvent se manifester des réactions, et spécialement partout où existe des couplages entre ses masses. Le point où le manomètre est mis en contact avec la force à mesurer est particulièrement intéressant.

La liaison entre le système enregistreur et le système en mouvement (onde pulsatile pour la sphygmographie) provoque une réaction du premier sur le second. Cette réaction, ainsi que nous venons de le dire, influencera le mouvement lui-même et naturellement son enregistrement final.

On distingue d'après Frank (1 o 4) deux formes de réaction : 1) *une réaction statique* produite par les éléments du système (définis par les coefficients d'élasticité linéaire et de volume); 2) *une réaction dynamique* déterminée par les forces d'inertie du système et par les forces de frottement.

Frank (1 o 5, p. 442) propose les deux équations suivantes :

$$\text{Réaction statique} = P' = \frac{Fr}{Y}$$

P = force de réaction

Fr = amplitude au point d'enregistrement

Y = amplification (voir p. 10)

$$\text{Réaction dynamique} P'' = \left[M y \frac{d^2 Fr}{dt^2} + Ky \frac{d Fr}{dt} \right] \frac{Er}{Ek}$$

L'expression entre parenthèse représente ce que FRANK appelle la « correction dynamique » (de l'élongation).

Ek et Er = deux coefficients d'élasticité, dépendants :

le premier de la réaction élastique au point de couplage ;

le second de la réaction élastique au point d'enregistrement.

Pratiquement donc, la réaction statique et dynamique d'un système est la plus petite, s'il présente : des coefficients d'élasticité élevés, une inertie et des frottements les plus réduits possible. Les rapports entre inertie, coefficients d'élasticité et les autres caractéristiques d'un manomètre : fréquence, amortissement, etc., étant très complexes, on se contente en pratique de voir comment un appareil enregistreur reproduit une courbe étalonnée (voir p. 13).

V — QUALITÉ D'UN MANOMÈTRE

D'après O. FRANK (1 et 4, p. 449) la « qualité » (die Güte) d'un manomètre ou d'un sphygmographe, abstraction faite de l'amortissement qui peut être facilement modifié — surtout pour des systèmes à transmission

par liquide ou par air — peut être exprimée en fonction de la sensibilité et de l'action des masses mesurée par la fréquence, soit :

$$G = N^2 \cdot \gamma$$

G = qualité — N^2 = carré de la fréquence — γ = sensibilité

Cette équation caractérise aussi la réaction puisque N^2 est proportionnelle à $\frac{E}{M}$; abstraction faite de ce terme la réaction ne dépend donc plus que de la constante E_k (voir p. 9).

Pour des appareils où il y a déplacement de volume, FRANK propose une équation semblable :

$$G = N^2 \cdot \beta r$$

ou $\beta r = \frac{F_r}{B}$ = déplacement de volume au point d'application de la force.
= amplitude de l'oscillation

Cette équation de FRANK a l'avantage, sinon d'une grande précision, du moins d'une grande simplicité.

VI — PRINCIPE D'ÉTALONNAGE DES MANOMÈTRES

Comme nous venons de le voir, il est indispensable de connaître la sensibilité, la fréquence, l'amortissement et la réaction du manomètre. Pratiquement, et pour n'importe quel manomètre, nous pouvons connaître ces valeurs, par un étalonnage statique et un dynamique.

Étalonnage statique : Il nous permet de juger la sensibilité (amplification). (Voir page 5). A cet effet, il faut faire agir sur l'organe des couplages, une force (pression, poids), exactement connue et variable, et mesurer le déplacement de l'enregistreur (levier mécanique, optique, galvanomètre); en reportant graphiquement les deux séries de valeurs, il faut qu'il existe une linéarité absolue dans la zone des sensibilités que l'on désire utiliser.

Étalonnage dynamique : Il nous renseigne sur la fréquence et l'amortissement (voir page 5). Nous avons vu que, par le simple enregistrement de l'oscillation propre d'un système enregistreur mis en mouvement et abandonné à lui-même, nous pouvons connaître sa fréquence et son amortissement.

Il n'est pas facile d'exciter un système enregistreur, sans que la force qui agit ne modifie ses caractéristiques. Pour éviter cette influence, il

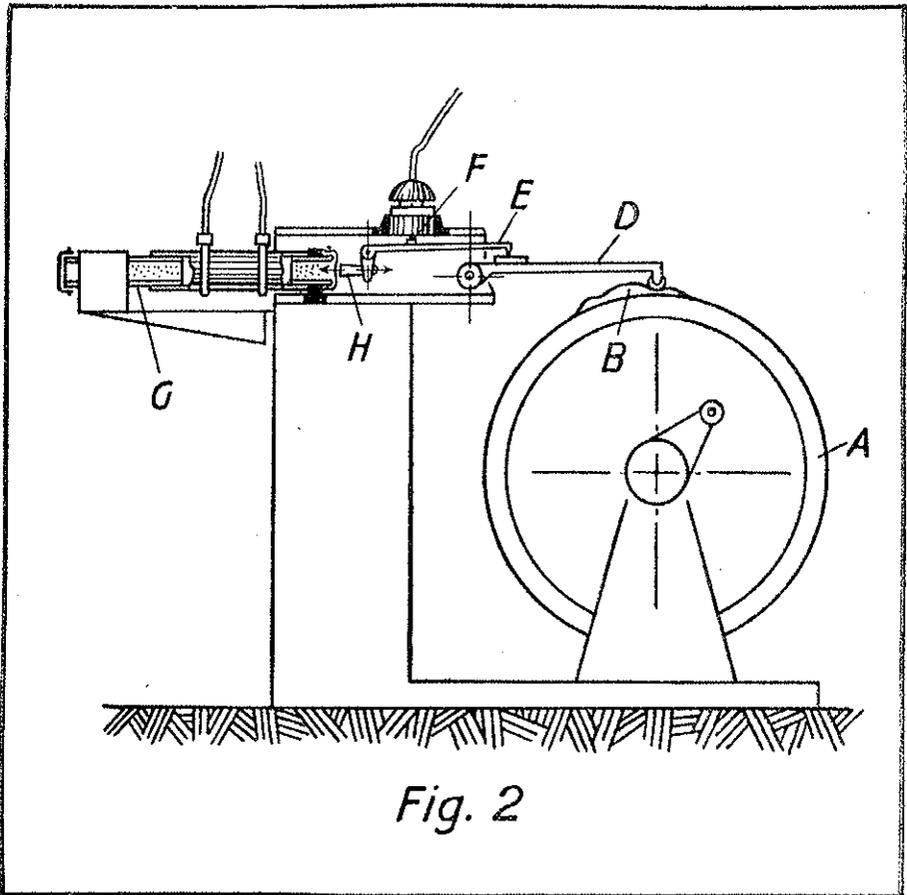


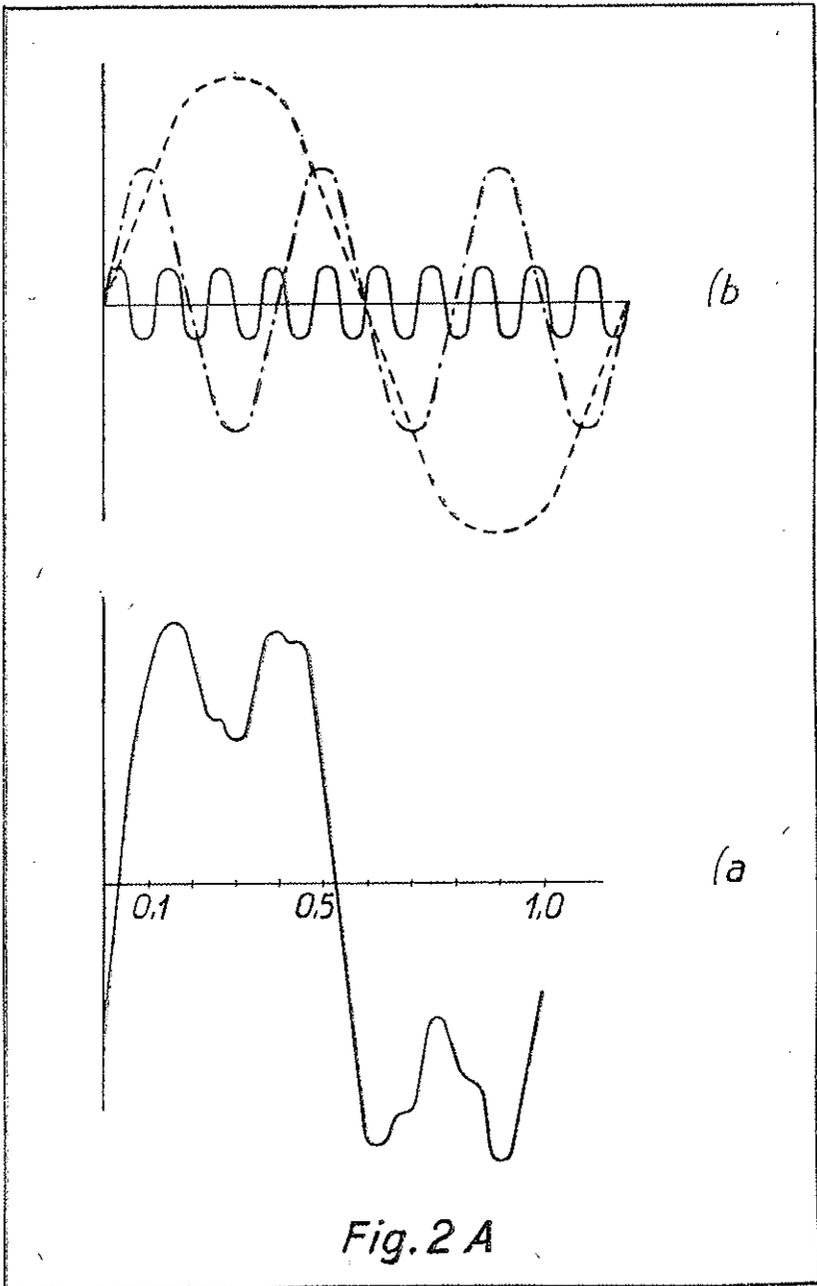
Fig. 2

faut que la force excitatrice agisse dans un temps excessivement court et qu'elle ne mette en oscillation que les masses (levier, membrane, air, liquide, etc.), qui doivent osciller, et pas d'autres, comme la table où l'appareil est posé, les supports, les tuyaux, etc.

A cet effet, Frank proposa pour ses capsules et manomètres, l'action rapide d'une petite explosion produite par l'éclatement d'un ballon d'air comprimé.

Pour des membranes simples, on peut coller au centre un fil, le tendre et par la suite, le brûler.

Une méthode qui est pratiquement très recommandable est d'étalonner

*Fig. 2 A*

un manomètre par des pressions connues que nous faisons varier dans le temps. La reproduction exacte, des amplitudes du tracé nous servira comme étalonnage statique, la constance des rapports du temps entre les différentes variations des pressions comme étalonnage de la fréquence.

Déjà Buisson et Donders utilisèrent ce principe suivis par Frey (34), Grashey (110). Petter (107) fit la critique de ces méthodes et construisit lui-même un modèle d'après les principes de Frank (90). Par la suite, presque chaque auteur qui s'adonna à la construction d'un nouveau sphygmographe, construisit aussi un appareil de contrôle avec un pouls artificiel.

A l'Institut de Physiologie de Fribourg nous avons employé un appareil de contrôle d'après un montage d'A. Muller, qui peut être utilisé comme n'importe quel manomètre ou sphygmographe. Nous en rapportons dans la fig. 2, le schéma. La roue (a) qui porte le profil (b), entraînée par un moteur synchrone se meut continuellement d'un mouvement uniforme; par un double système à levier (d-e) en jeu forcé, on obtient sur la partie de la capsule (f) un mouvement presque linéaire. En faisant augmenter la vitesse du moteur, nous pouvons contrôler sur le graphique obtenu, jusqu'à quelle vitesse les rapports d'amplitude et de temps sont encore exacts. Nous aurons ainsi les limites d'emploi de l'appareil étudié (manomètre, sphygmographe). Pour nous rapporter encore davantage aux conditions circulatoires, il est préférable d'intercaler entre les deux systèmes, appareils de contrôle et sphygmographe, un élément élastique. Dans l'appareil décrit à la fig. 2, nous avons interposé un tube métallique (9) fermé par deux membranes élastiques, à surface réduite, entre le levier e) et le bouton du sphygmographe. Tout mouvement linéaire du levier se transmet ainsi par un système de piston (4) au liquide de la deuxième membrane et par elle au sphygmographe. Ce montage correspond mieux à nos besoins du fait que l'élément élastique peut, dans un certain sens, nous représenter la paroi artérielle.

LES SPHYGMOGRAPHES

I - CARACTÉRISTIQUES PROPRES D'UN SPHYGMOGRAPHE

Nous avons jusqu'à présent parlé indifféremment de manomètre ou de sphygmographe. Nous devons préciser maintenant quelle est la différence qui existe entre ces deux appareils. Nous répétons que théoriquement les principes de construction sont les mêmes, mais leur application est différente.

Dans la mesure indirecte de la pression artérielle, méthode à manchon de Riva Rocci, le médecin emploie des manomètres, mais comme on le sait, nous ne pouvons jamais prétendre mesurer la vraie pression artérielle. Les conditions spéciales d'application de la force élastique que nous voulons opposer à la pression artérielle, nous amènent à des erreurs inévitables qui faussent le résultat. La compression des parties molles (peau et tissu sous-cutané) l'élasticité de la paroi artérielle, le coup de bélier de l'onde sphygmique viennent s'ajouter au vrai chiffre de la pression. Pratiquement, nous recherchons et nous nous contentons de deux valeurs, la pression systolique et la pression diastolique. Notre mesure ne nous donne aucun renseignement sur le reste de la courbe de pression. La sphygmographie par contre a pour but d'inscrire toute la courbe des variations de pression entre la pression systolique et diastolique sans préciser leurs valeurs absolues. Ces défauts de précision ne sont pas propres aux appareils, mais au fait que nous devons les appliquer à un nouveau système de transmission, soit la paroi artérielle. Ce couplage de deux systèmes élastiques se fait dans les moins favorables. Nous ne connaissons jamais les caractéristiques statiques et dynamiques de la nouvelle membrane élastiques. (paroi artérielle). Il nous est donc impossible de l'étalonner et d'obtenir sur notre sphygmographe une courbe réelle de pression. Ce tracé idéal, qu'on appelle *sphygmogramme absolu*, n'est réalisable que par un manomètre con-

sruit d'après la théorie des appareils enregistreurs, mis directement en communication avec un petit vaisseau latéral à une artère, en prenant garde que la liaison soit la plus courte possible. Dans ces conditions et seulement ainsi, nous pouvons connaître finalement le graphique entier de la pression artérielle. Biologiquement, il nous resterait pourtant le doute d'avoir par l'intervention opératoire influencé la circulation locale et générale.

Pour le moment, nous devons nous contenter d'enregistrer sans erreur les variations des diamètres de la paroi artérielle au passage de l'onde pulsatile. La sphygmographie est donc une recherche qualitative et non pas quantitative en rapport à la pression artérielle.

Précisons maintenant quelle doit être la fréquence, la sensibilité, l'amortissement et la réaction des sphygmographes. La réponse est différente selon qu'on se propose d'enregistrer un sphygmogramme central ou périphérique.

Sans vouloir insister sur les différences de ces deux enregistrements sur lesquels nous allons nous entretenir dans la deuxième partie, nous devons dire que leur forme est différente et caractéristique pour chacune des artères. Au graphique de l'onde pulsatile recueillie à l'aorte, à la carotide et à la sous-clavière, on donne le nom de *sphygmogramme central*. Au sphygmogramme enregistré sur toutes les autres artères, le nom de *périphérique*. La forme du premier est bien plus complexe que celle du deuxième. Comme pour tous, les graphiques, leurs études peuvent être faites par l'analyse des harmoniques.

L'analyse des harmoniques, décompose une courbe complexe dans ses éléments simples; d'après la loi de Fourier, toute oscillation complexe peut être décomposée en oscillations sinusoïdales, donc aussi le sphygmogramme. Pratiquement, l'analyse des harmoniques se fait par des appareils dits analyseurs. A titre d'exemple, nous rapportons un graphique emprunté à un travail d'Alois Muller. La fig. 2 a) montre un graphique de pression quelconque. La fig. 2 b) à quoi il se réduit après une analyse de Fourier.

D'après un examen fait par Bröemser (165) le sphygmogramme périphérique peut être représenté d'une manière satisfaisante par les 6 ou 8 premiers harmoniques d'une série de Fourier. La fréquence cardiaque pouvant atteindre dans les cas pathologiques 150 contractions par minute (soit une période de 0,4 sec.) l'onde la plus rapide dont il faille tenir compte aura donc une période de $\frac{0,4}{0,8} = 0,05$ sec, soit une fréquence de 20 Hz.

Par contre dans le sphygmogramme central interviennent des fréquences

égales à 40 fois celle de l'onde fondamentale. Reprenant l'exemple ci-dessus il faudra donc tenir compte d'ondes de la période de 0,01 sec. correspondant à une fréquence de 100 Hz.

Suffira-t-il donc pour un sphymographe d'avoir une fréquence de 100 Hz. pour pouvoir reproduire fidèlement tous les sphymogrammes? Non; car nous savons par la théorie des instruments enregistreurs que si l'enregistrement des oscillations produites par un exciteur doit reproduire sans déformation les DURÉES, l'appareil d'enregistrement doit être *aussi peu amorti que possible* et avoir une fréquence plus élevée que l'exciteur: que si l'on veut de plus reproduire FIDÈLEMENT LES AMPLITUDES, la fréquence propre de l'appareil enregistreur doit être la plus éloigné possible de celles qu'on veut enregistrer. Les études de O. Frank et de Aloys Müller ont limité pratiquement la fréquence de l'appareil enregistreur en sphymographie à 2-3 fois celle de l'exciteur représenté par les variations de pression dans l'artère au moment du passage de l'onde pulsatile.

La sensibilité d'un sphymographe ne peut pas être précisée. Mais de toute évidence, il doit nous permettre une lecture facile du tracé. Or par expérience générale, il n'est possible de le faire que sur des graphiques qui ont au moins 2 cm. d'amplitude maximale. La vitesse du papier photographique est naturellement aussi importante. D'après notre expérience, une vitesse de 10 cm. par seconde, permet une étude suffisamment exacte du temps. Cette vitesse, il est désirable qu'elle soit la plus régulière possible. Le chronographe doit indiquer le temps en intervalles aussi courts que possible. Il est très agréable d'avoir le 50^{me} de seconde car il faut en réalité tenir compte que dans le sphymographe central il peut y avoir des accidents de tracé de l'ordre de 1,5 à 200^{me} de seconde. Quant à *la réaction* elle doit être la plus réduite possible mais on ne peut pas la fixer par un chiffre.

2 - SUR L'APPLICATION DES SPHYMOGRAPHES À L'ARTÈRE.

Nous avons traité des manomètres ou des sphymographes isolés. Prenons maintenant en considération leur application à l'artère. Il est de la plus haute importance que les caractéristiques précises des appareils ne se modifient pas au moment de leur application. D'après les études de Petter, (105-106-107), on peut considérer la paroi artérielle et les parties molles qui la recouvrent comme une membrane élastique. Comme pour toute membrane, il est très important que son coefficient d'élasticité ne change pendant l'enregistrement. Or ce n'est pas le cas

pour nous, sinon en prenant certaines précautions. Le coefficient d'élasticité de la paroi artérielle au moment de l'application du bouton du sphygmographe dépend de la différence entre la pression artérielle et la contre pression exercée par ce bouton. Si cette contre pression égale et surpasse la pression diastolique, elle provoque une diminution du coefficient, qui augmentera à nouveau au moment de la poussée systolique. Le coefficient d'élasticité variera donc pendant l'enregistrement : les graphiques en seront déformés.

La pression trop forte d'un bouton sur l'artère risque en outre de provoquer une déformation locale du calibre ; cette déformation peut donner lieu à la formation d'ondes réfléchies capables de modifier les conditions hémodynamiques locales : la forme de l'onde pulsatile et la durée de variations de pression en résulteront aussi faussées.

Il faudra encore que la pression exercée par le bouton soit constante du début à la fin de l'enregistrement. Dans la description des différents sphygmographe nous verront comment l'emploi des boutons montés sur ressort rigide ne permet pas à l'appareil de travailler isométriquement soit avec une pression constante, pendant les variations de pression.

Nous devons encore signaler d'autres causes d'erreurs.

S'il faut que la pression du bouton sur l'artère soit constante, il faut que la surface de contact reste la même. De toute évidence, on devra donner la préférence à des boutons de surface petite, bien inférieur au diamètre du vaisseau. Si on considère que la variation de diamètre d'une artère est d'après Hirschmann (57) de l'ordre d'un 50^{ème}, il est évident qu'il nous faut un fort agrandissement pour obtenir des tracés facilement interprétables. Or la difficulté d'agrandissement pousse trop souvent les constructeurs à comprimer davantage l'artère pour obtenir une excursion plus grande ; Petter a montré que la sensibilité augmente continuellement jusqu'à la compression totale de l'artère, mais naturellement le sphygmogramme est de plus en plus déformé. En conclusion, l'application d'un sphygmographe à l'artère sera la plus idéale, si la contre pression exercée par le bouton, est plus faible que la pression diastolique, et s'exercera uniformément pendant toute la durée de l'enregistrement. Ces conditions sont suffisamment remplies par l'application à l'artère d'un petit bouton monté sur une membrane élastique ou encore mieux par un petit entonnoir ouvert.

Toutes les considérations qui précèdent montrent combien il est difficile de connaître exactement la fréquence, sensibilité, amortissement, réaction, d'un sphygmographe appliqué à l'artère. Théoriquement, comme Frank l'a

fait, on peut donner des valeurs aux différents éléments que le nouveau système (paroi artérielle, parties molles) apporte par son couplage avec l'enregistreur sphymographe, mais ces valeurs ne reposent sur aucune base expérimentale bien solide.

Nous pouvons conclure que jusqu'à présent il est impossible de définir les caractéristiques exactes d'un sphymographe appliqué à l'artère. Un tracé sphymographique n'est donc pas une courbe réelle de la pression sanguine.

3 — LES DIFFERENTS SPHYMOGRAPHES

Nous passons maintenant à la description des sphymographes. Leur nombre est très considérable, surtout au début de la sphymographie. Nous décrirons seulement *les prototypes et les appareils qui ont eu un emploi dans la pratique médicale*. Là aussi nous avons largement puisé dans les travaux de Frank, Petter, Tiergerstedt et Straub qui ont eu le mérite de contrôler tous les appareils existants de leur temps.

Nous avons groupé arbitrairement les sphymographes d'après leur système de transmission entre le récepteur à l'artère et l'enregistreur, en :

- a) sphymographes à transmission par levier ;
- b) sphymographes à transmission par air.
- c) sphymographes à transmission électrique.

Nous avons cherché à donner le plus de détails possible sur les appareils qui sont encore aujourd'hui du domaine pratique. Nous tenons à répéter que nous ne voulons pas faire la liste complète de tous les sphymographes ; un tel travail dépasserait nos intentions. Signalons que le premier enregistrement de sphymogramme fut obtenu par C. Ludwig en 1874 (144) avec un manomètre inscripteur à mercure. Vierordt (102) en 1855 construisit le premier appareil à levier, principe qui fut porté à une belle perfection par Marey (21) en 1860.

L'agrandissement du mouvement linéaire peut se faire mécaniquement par un levier.

Ce levier est important par (90) ;

1. L'axe sur lequel il pivote qui doit être perpendiculaire à la longueur du levier. Il partage le levier en deux bras. Un bras long, un bras court. Le premier est l'inscripteur, au second on applique la force.

2. Le point où cette force est appliquée, et sa distance de l'axe de pivotage.

3. La pointe du levier inscripteur avec le style enregistreur.

L'agrandissement, (sensibilité) dépend du rapport qui existe entre les deux bras du levier

$$V = \frac{L}{a} = \frac{\text{bras long}}{\text{» court}}$$

Il est bien clair, que plus un levier, sera long, plus sa masse sera grande et plus forte la tendance à se déformer pendant le mouvement. Pour réduire la masse, on emploie des leviers en paille ou des tuyaux très minces en aluminium. Pour tous ces leviers, existe quand le système doit agir rapidement, le danger que l'élasticité du matériel produise une fréquence propre, qui viendra déformer le graphique du mouvement qu'on veut enregistrer (90). Un désavantage très grand du système à levier simple est aussi qu'il décrit un arc de cercle et pas une ligne. On a remédié à ce défaut, par des leviers qui travaillent en position verticale (v. p. 20). Le style du levier, doit toucher le plus légèrement possible le papier du kymographe et toujours avec la même pression pour obtenir un frottement constant, et régulier. En pratique, pour tous les sphygmographes à transmission par levier, on a dû se tenir à un compromis, entre la sensibilité dépendante de la longueur du levier, et la fréquence liée spécialement à la masse. Dugeon a surmonté ces difficultés en employant deux leviers en jeu libre, ce qui permet d'obtenir un agrandissement remarquable (200 fois). Nous verrons comment la transmission mécanique par levier est sujette à plusieurs critiques et présente des défauts insurmontables. Elle n'a aujourd'hui plus aucune importance pratique en sphygmographie.

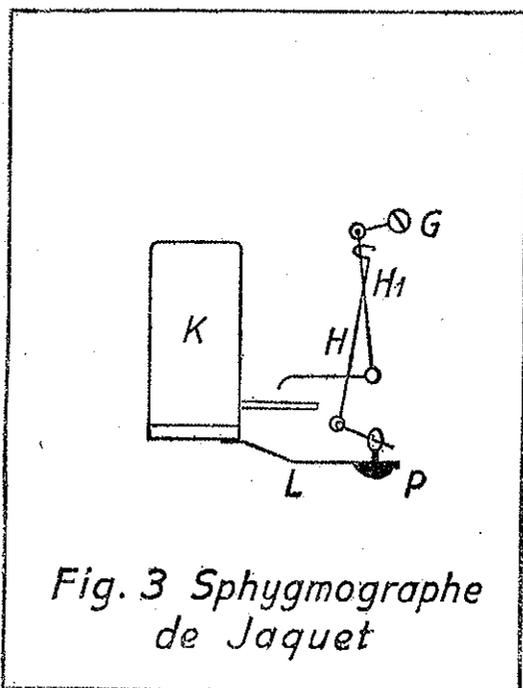
a) SPHYGMOGRAPHES À TRANSMISSION PAR LEVIER

Le sphygmographe à plume de Marey (21) est le prototype de cette catégorie d'appareils. Ayant subi une série de transformations, il est employé encore aujourd'hui dans un modèle présenté par J. Jacquet (99). A la différence des premiers modèles de Marey, l'appareil de Jacquet est caractérisé par l'emploi d'un système à double levier. Comme le montre la schéma (fig. 3), dès l'application d'une pression sur la pelote (P), porté par la lame élastique (L), le premier levier coudé H. est mis en mouvement, et par lui, le second levier H. équilibré par un contrepoids G. Le Style enregistreur est relié au levier H. par une articulation. Un système d'horlogerie entraîne

un petit tambour qui fait avancer une bande de papier fumé. Un dispositif commandé inscrit sur le papier le cinquième de seconde.

Les caractéristiques de l'appareil sont :

1. - Une fréquence à l'artère de 10 Hz.
2. - Une sensibilité permettant un agrandissement de 150.



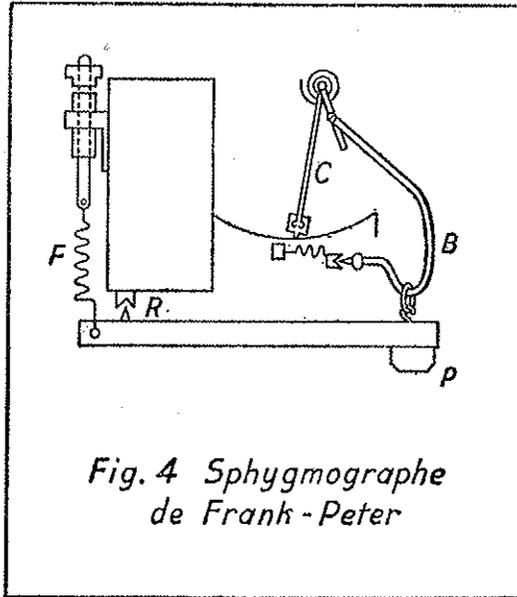
3. - Un amortissement relativement haut dû surtout au frottement mécanique.

Un autre modèle de sphygmographe à levier, qui a marqué un progrès notable sur le précédent, est celui connu sous le nom de Frank-Peter (98).

Les éléments de construction sont, comme le montre le dessin, (fig. 4) un bras de levier long qui porte une pelote (P); un bras court sur lequel agit un ressort à spiral F. L'articulation du levier se fait en R. Le rapport entre les deux bras est de 1 à 10. Le mouvement de la pelote se transmet à un premier levier B et ensuit au deuxième C. A remarquer que presque tous les points de pivotage se font sur couteau, afin de réduire le plus pos-

sible tout frottement mécanique sec. C'est le ressort à spirale F qui rappelle ici la pelote.

A la suite d'une disposition et d'une réduction convenable des différentes masses qui entrent dans le mouvement, le sphygmographe de Frank-Peter a une fréquence relativement haute, soit de 30 Hz et une bonne



*Fig. 4 Sphygmographe
de Frank-Peter*

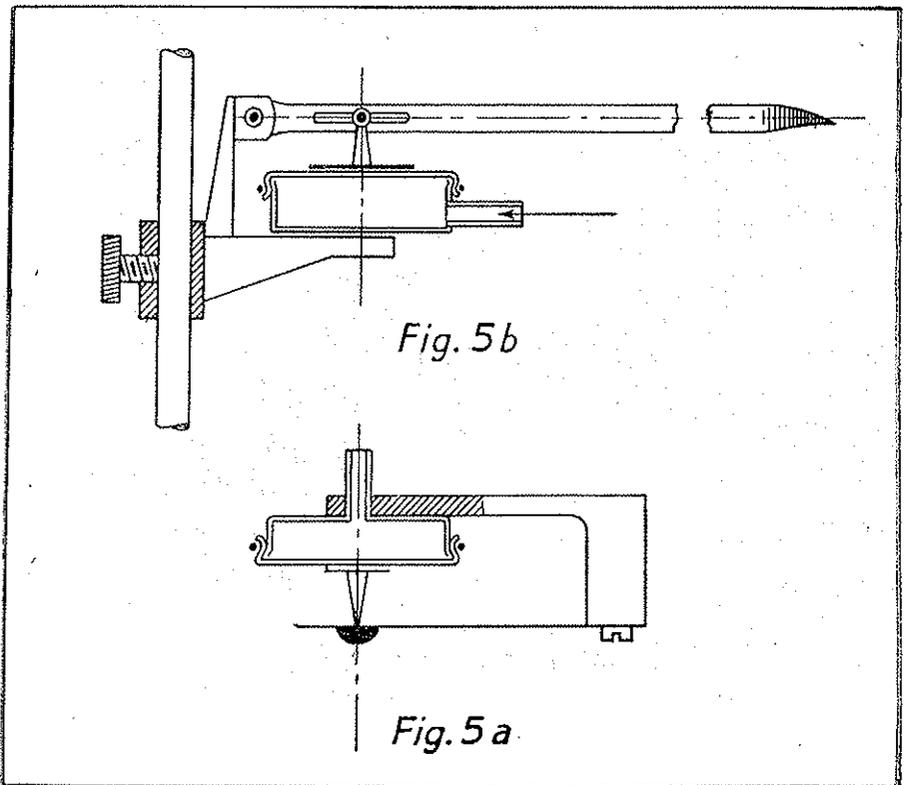
sensibilité permettant un agrandissement de 200. L'amortissement fortement réduit; le frottement mécanique diminué dans une proportion d'environ 30 fois le précédent.

Les critiques qu'on peut faire aux sphygmographes par transmission à leviers sont de deux ordre, théorique et pratique.

Critiques théoriques.

1) La fréquence de 30 Hz. et a fortiori celle de 10 Hz. est absolument insuffisante à l'enregistrement de l'ensemble des sphygmogrammes radiaux étudiés en clinique.

2. La relation entre variation de pression dans l'artère et l'amplitude d'enregistrement n'est certainement pas linéaire dans l'appareil de Jacquet et la cause en est principalement due au fait que la pression avec laquelle la pelote agit sur l'artère n'est pas constante pendant l'enregistrement, étant



donné que la surface de compression variera avec les phases du pouls. Le module d'élasticité des parties molles et de la paroi artérielle se trouvera donc continuellement modifié.

La modification du levier récepteur dans le sphygmographe de Frank-Peter a apporté une correction à ce défaut; par l'action du faible ressort F. la pelote agit sur l'artère avec une pression très faible pendant tout l'enregistrement isotoniquement, c'est-à-dire régulièrement.

Néanmoins, en pratique, les sphygmographes à pelote rigide risquent en déformant l'artère de modifier les conditions hydrauliques locales.

Critiques pratiques.

- 1) Les appareils sont d'une utilisation souvent délicate.
- 2) Ils sont limités à l'enregistrement du seul sphygmogramme radial.
- 3) Ils ne se prêtent pas à de longs enregistrements.

b) SYSTÈME DE TRANSMISSION PAR AIR

La première tentative pour transmettre le pouls à distance est dûe à Buisson en 1858 (cité par Marey 68). D'autres tentatives furent faites par P. G. Brondegeest (82) Meurisse et Mathieu (83) en 1874.

Cependant ce système fut introduit dans la sphygmographie pratique par Marey (69). Les organes récepteur et enregistreur sont construits sur le même principe et tous deux portent le nom de capsule ou tambour de Marey. Par la suite, toute une série d'auteurs immitèrent ce montage (84, 85, 86-74, 72).

Le sphygmographe à transmission comprend une membrane en caoutchouc, tendue et fixée, de manière à obstruer une capsule métallique assez large et très peu profonde, qui est fixée à l'artère radiale par un même support qu'un sphygmographe à levier (v. fig. 5a et b). Un tube de sortie est prévu, qui par un tube élastique communique avec un tambour à levier inscripteur. A chaque compression de la membrane d'une capsule, repondra une déformation en sens inverse de l'autre capsule qui entraînera le système à levier supporté par elle, comme le montre la figure.

Le grand avantage du montage de Marey est la séparation du récepteur, de l'enregistreur. D'après Frank (5) ce montage présente moins de « qualités » qu'un sphygmographe à levier. En effet, il ajoute à tous les défauts du tambour enregistreur, ceux du récepteur et du système de transmission. Les contrastes et les études postérieurs ont montré les désavantages des palpeurs rigides, qui modifient profondément les conditions hydrauliques locales (voir la récapitulation faite par Straub (87, p. 387).

En 1904, Frank (91) construit son sphygmographe à miroir. Il emploie comme seul récepteur un tuyau en caoutchouc, fermé d'un côté, qu'il fixe sur la radiale, autour du poignet. Comme enregistreur, il adopte une capsule pour les tons cardiaques (Herztonkapsel). Ce montage représente par sa simplicité de fixation et par ses qualités de transmission un énorme progrès : *le levier mécanique est substitué par un levier optique.*

L'enregistreur (Herztonkapsel), consiste en un court tuyau dont une des ouvertures n'a pas une forme arrondie mais celle d'un segment de cercle, fermé par une membrane élastique, comme le montre la fig. 6. Sur le bord droit de l'ouverture, à membrane tendue, est collé le petit miroir. Ce dernier n'est pas directement collé sur la membrane mais sur une petite plaquette de cellulose de forme trapézoïdale laquelle est collée sur la membrane. L'autre côté du tube, est mis en rapport avec la capsule réceptrice

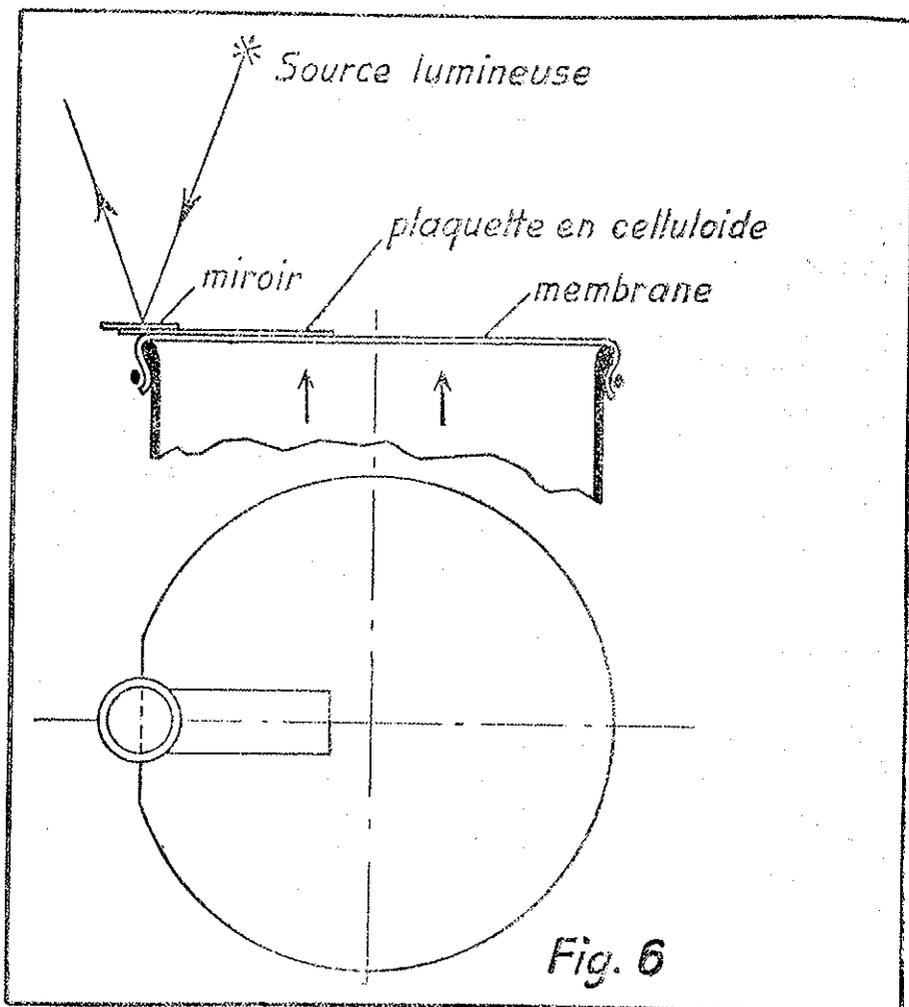


Fig. 6

par un tube élastique. D'après les études de Frank sur le montage des miroirs, (92) ce serait là le montage idéal.

Caractéristiques des sphygmographes à transmission par air. De la description schématique qui précède, il résulte évidemment que dans un tel système, qui comprend deux capsules élastiques, reliées par un tuyau, nous avons au moment, où une force vient agir sur une des capsules, un *déplacement de volume*. La colonne d'air qui remplit le système se déplace sur

une certaine longueur correspondante à la déformation de la membrane réceptrice. Il faudra encore tenir compte de la compressibilité de l'air. Le volume qui se déplace U peut être évalué d'après le rapport

$$(1) U = \frac{\text{volume balayé}}{\text{amplitude de l'oscillation}}$$

La présence de l'air et le déplacement de volume nous amènent à préciser le coefficient d'élasticité de volume. (E')

$$(2) E' = \frac{\Delta p}{\Delta V} = \begin{array}{l} \text{variation de pression} \\ \text{de volume} \end{array}$$

Les caractéristiques d'un système à transmission par air sont différentes suivant que l'enregistrement se fait par levier mécanique ou optique. En effet, dans le premier cas, qui n'a aujourd'hui plus aucune importance pratique, l'appareil est composé de deux systèmes de transmission, un premier, par deux capsules élastiques, un second, par un système à levier. Le couplage de ces deux systèmes complique énormément l'étude de leurs caractéristiques et nous n'allons pas nous en occuper. Dans le système par levier optique, nous avons à faire à un système plus simple.

La fréquence d'un système qui comprend deux capsules élastiques reliées par un tuyau de caoutchouc dépend de plusieurs facteurs. Elle est définie comme toujours par les coefficients d'élasticité de volume, et par la masse.

$$(3) N = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{E'}{M'}}$$

Dans ce cas

$$(4) M' = \frac{L \cdot s}{Q}$$

E' = coefficient d'élasticité de volume

M' = masse agissante.

La masse agissante est donc égale au produit de la colonne d'air (4) par son poids spécifique (S) divisé par la section (Q). Quant aux masses propres de ses membranes et du petit miroir (env. 1 à 2^{mm2}) elles n'entrent pas en ligne de compte. Pour le miroir, on peut préciser que son inertie est la plus petite quand son diamètre coïncide avec l'axe de torsion de la membrane.

Le coefficient d'élasticité de volume (E') dépend de tous les éléments

élastiques qui entrent dans le système ; volume d'air, membrane des capsules, matière dont est fait le tuyau de transmission.

$$(5) \frac{1}{E'_{\text{air}}} = K = \frac{I_{\text{cap}}}{b} + \frac{I_s}{b} + \frac{I_k}{b} + \frac{1}{E'_s}$$

E'_{air} = coefficient d'élasticité de volume d'air

K = compressibilité de l'air

I_{cap} = volume d'air contenu dans la capsule receptrice

I_s = volume contenu dans le tuyau de liaison

I_k = volume d'air contenu dans la capsule enregistreuse

E'_s = coefficient d'élasticité de la paroi du tuyau de liaison

b = pression barométrique.

Il ressort de cette formule, que le volume d'air doit être dans le système, le plus réduit possible, pratiquement, on emploie des capsules très peu profondes, 2 à 3 mm. ; d'un diamètre réduit à 2-3 cm. On limite la longueur du tuyau de liaison à 100, maximum 150 cm., avec un diamètre de 3 à 5 mm.

Le coefficient d'élasticité des membres doit être le plus haut possible. Il dépend de la qualité du caoutchouc et de son épaisseur. On emploie en général du condom.

La sensibilité d'un système à transmission par air est comme toujours fonction du rapport entre l'amplitude de l'enregistreur et celle de l'excitateur. Elle est donc :

$$y = \frac{1}{E'U}$$

y = sensibilité

E' = le coefficient d'élasticité de volume

U = le volume d'air balayé (voir p. 5).

Comme on le voit par cette formule, la sensibilité et la fréquence varie en sens inverse l'une de l'autre, lorsqu'on modifie le coefficient d'élasticité de volume. Autrement dit, si nous augmentons la tension d'une membrane élastique, nous élevons sa fréquence propre, mais sa déformation pour une variation de pression donnée, devient plus faible. Pratiquement il faudra donc chercher un compromis entre sensibilité et fréquence.

Pour une capsule à miroir, la sensibilité dépend en définitive de l'angle de torsion du miroir lui-même. La position du miroir sur la membrane est donc de la plus grande importance. D'après la déformation parabolique d'une membrane (30-95-97) le plus grand angle de torsion s'obtiendra sur le bord, comme cela fut réalisé, par Frank, pour la capsule cardiaque. (Herzton-Kapsel-fig. 6).

La sensibilité, au point d'enregistrement, soit sur le papier photographique, sera donc pour une force déterminée :

$$y = a \text{ Tang } 2 \phi \text{ (FRANK, 92)}$$

soit le double de la sensibilité angulaire (S) par la distance entre le miroir et kymographe enregistreur (a). Cette distance peut être augmentée d'autant que la source lumineuse et la sensibilité du papier photographique le permettent.

Il est à remarquer que, d'après Frank, pour obtenir une sensibilité linéaire pour une membrane élastique montée sur une capsule, il faut qu'elle soit tendue uniformément de 7% sur toute la surface. Pour obtenir pratiquement cette tension uniforme, Frank conseille tout simplement de dessiner sur la membrane un petit cercle et d'augmenter par distension son rayon de 7% en gardant la forme du cercle.

La réaction pour un système à transmission aérienne sera égale à la somme de la réaction statique plus la réaction dynamique : d'après les équations de la page 9.

Critiques du système à transmission par air.

La grande compressibilité de l'air fait exclure ces moyens de transmission pour tous les appareils, qui mesurent de fortes variations de pression. Par contre, ils peuvent être acceptés pour des appareils qui enregistrent de petites variations de pression, avec un déplacement de volume réduit. Ces moyens de transmissions sont particulièrement à éviter, quant ils sont en couplage avec des masses assez importantes, (comme par exemple, avec un levier mécanique). En effet, cette condition facilite grandement la formation d'oscillations propres. Dans le cas des sphygmographes, la transmission par air peut être admise seulement pour les enregistrements optiques, mais non pour les systèmes capsules-leviers.

Le grand désavantage des membranes en caoutchouc, est leur altération à l'air. Quelques jours après, l'étalonnage d'un système à double membrane, les caractéristiques ont changées; un nouvel étalonnage montre une augmentation de la sensibilité, à laquelle correspond une perte de fréquence qui rend l'appareil inutilisable, si on ne change pas les membranes. A ce point de vue, les membranes métalliques ou en verre sont idéales, mais pratiquement, à une fréquence très haute, une sensibilité très réduite leur est propre, qui ne peut être compensée que par l'allongement du levier optique limité à son tout l'intensité lumineuse.

Nous remarquons encore, que dans les systèmes à transmission aérienne la longueur de 100 à 150 cm., du tuyau de liaison, rend difficile l'enregistrement du sphygmogramme au lit du malade; le volume d'air dépend de la pression barométrique et de la température.

Malgré ces critiques, le sphygmographe à transmission aérienne par membrane représente encore aujourd'hui une méthode bien utilisable. C'est, comme nous le verrons plus tard, à cette méthode que nous devons les principales études sur le sphygmogramme des différentes artères, études, qui gardent toute leur valeur, encore à ce jour, vu que les appareils employés avaient une fréquence supérieure à 150, 200 Hz, une bonne sensibilité et un amortissement apériodique. La simplicité de construction reste, en outre, pour ce système de transmission, un avantage vraiment appréciable.

c) SYSTÈME À TRANSMISSIONS ÉLECTRIQUES

Les grands progrès réalisés par les instruments de mesures électriques, leur simplicité et leur précision, ont poussé naturellement à envisager leur emploi en sphygmographie.

Comme nous l'avons montré, les systèmes à transmission par air, limitent l'enregistrement à un maximum de distance d'environ 1.50 m. du patient. Il serait désirable de pouvoir travailler à une plus grande distance.

Cet avantage est réalisé par la transmission électrique.

Afin de mieux comprendre les principes du fonctionnement des manomètres ou des sphygmographes électriques, nous croyons utile de répéter quelques principes.

Un circuit électrique se compose d'une source électro-motrice (pile, accumulateurs, dynamo, etc.), débutant dans un récepteur en circuit fermé.

Le courant débité dans le récepteur R sera fonction de sa résistance en supposant la résistance des conduites négligeable.

La loi d'OHM est exprimée par l'équation suivante :

$$I \text{ (ampères)} = \frac{U \text{ (volts)}}{R \text{ (ohms)}}$$

1 ohm = la résistance d'une colonne de Hg de 1 mm² de section de 1,062 m. de longueur à la température de 0°.

1 Ampère = intensité du courant qui libère en 1 seconde, 1,118 mmgr. d'argent.

1 volt = 1 ohm × 1 ampère, c'est-à-dire la tension aux bornes d'une résistance de 1 ohm parcouru par un courant de 1 ampère.

Par exemple, en maintenant la tension (V) constante et en faisant varier la résistance (R) du récepteur, on observera une variation correspondante d'intensité (I) sur l'ampèremètre (A).

Nous pouvons tout aussi bien faire varier la tension (V) et observer à résistance constante (R) la variation proportionnelle d'intensité (I) sur l'ampèremètre (A).

Ces exemples suffisent pour comprendre les principes de la manométrie électrique.

Principes d'un condensateur :

Un condensateur, est constitué par l'ensemble de deux armatures métalliques séparés par un diélectrique *.

En reliant les deux lames d'un condensateur aux deux pôles d'une source de force électro-motrice continue, le condensateur se charge (moment I); une fois chargé à un voltage V, il peut être déchargé sur un circuit comprenant une résistance (moment II). L'intensité initiale de la décharge, donnée par l'ampèremètre A, ou mieux enregistrée sur un oscillographe, obéit à la loi d'Ohm; mais elle garde cette valeur pendant un temps excessivement court, par exemple 2 à 3 dix-millième de secondes et diminue très rapidement.

Cette diminution correspond analytiquement à une exponentielle du temps :

$$i = \frac{V}{R} \cdot e^{-\frac{t}{R C}}$$

où C = capacité, t = temps, e = base de logarithme naturel, r = la résistance ohmique du circuit de décharge.

La capacité des condensateurs est exprimée en Farads (ou en son millionième le M F), elle dépend de la surface des armatures et de l'épaisseur du diélectrique, soit :

L'unité C G S électrostatique est donnée en *cm* qui vaut $\frac{1}{9 \cdot 10^{11}}$ Farads

$$C = \frac{S}{a \pi d} E.$$

* Les substances diélectriques, sont des substances non conductrices du courant continu, et qui se polarisent dans un champ électrique, par ex.: air, alcool, mica, verre, quartz, etc., etc.

De la formule à la pag. 29, il résulte que R restant constant, une capacité double se décharge en un temps également double, et ceci toujours selon une courbe exponentielle, comme le montre l'exemple de la fig. 7.

Pratiquement, il est important, dans tout appareil, dont le circuit comprend des condensateurs, de connaître « la constante de temps »; donnée par :

$$\tau = R' \cdot C$$

On indique par là, la durée nécessaire pour que le courant de décharge soit réduit à la fraction $1/e$ (e = base du logarithme naturel) soit, sur le graphique, la durée correspondant à peu près à $1/3$ de l'amplitude maximum. (voir un ex. calculé sur la figure 9).

Il est à remarquer que la présence d'un condensateur dans un circuit ne permettra jamais d'enregistrer un courant de forme rectangulaire; nous verrons plus tard la grande importance de ce fait.

Dans les systèmes électriques, nous avons, en principe, 3 appareils distincts :

1) Un récepteur électrique ou organe traducteur, qu'on applique à l'artère; c'est par lui qu'on transforme les variations de pression en variation de courant ou de tension.

2) Un appareil de mesure électrique, qui enregistrera les variations de courant ou de tension, produits par le récepteur.

3) Eventuellement un amplificateur intercalé entre le récepteur et l'appareil de mesure.

Ne désirant pas dépasser certaines limites, nos suggestions porteront exclusivement sur le récepteur électrique, et, nous renvoyons le lecteur à son traité habituel d'électricité, pour ce qui concerne les appareils de mesure électrique, (galvanomètre, tube cathodique) et la théorie des amplificateurs.

De même que pour les autres méthodes, il faut pour la méthode électrique, que les caractéristiques d'enregistrement, fréquence, sensibilité, amortissement et réactions restent les mêmes; le phénomène à étudier nous y oblige. Il faudra pour ce système, tenir compte, en plus des caractéristiques propres de l'appareil de mesure, de celles du récepteur appliqué à l'artère, et éventuellement de l'amplificateur.

I - L'organe électrique traducteur :

Les organes traducteurs d'un système mécanique en un système électrique peuvent se résumer dans les trois principes fondamentaux suivants.

- A) Variation de la résistance d'un circuit électrique.
- B) Variation de la capacité d'un circuit électrique.
- C) L'organe traducteur est lui-même électro-générateur.

A) *Variation de la résistance d'un circuit électrique*

Cette variation de résistance en courant continu dépend de la formule.

$$R = \frac{\rho \cdot l}{S \cdot 10^9}$$

- R = résistance en ohms
- ρ = résistivité du métal en micro-ohms/centimètre
- l = longueur du fil en centimètre.
- S = section du fil en cm^2

(note — la résistivité caractérise la rugosité électrique d'un conducteur).

Une variation quelconque d'un de ces facteurs produit une variation de résistance et, par elle, une variation du courant dans le circuit et parallèlement, une variation de potentiel aux bornes de la résistance.

Comme exemple pour une variation de S on peut penser aux conducteurs métalliques de sections différentes; ou bien encore à la variation de section d'une électrolite (voir p. 41).

La variation de l est couramment employée dans tous les rhéostats à courseur.

La variation de S peut s'obtenir par la variation de température ou de la composition même du conducteur, (principe du manomètre et sphygmogramme de Bramwell et Hill).

Tout dispositif capable donc de faire varier S, l, ou S sous l'action d'une force mécanique (pression, traction) pourra être utilisé pour mesurer électriquement cette force.

Dans la description des différents sphygmographes à transmission électrique, nous verrons en détail comment les constructeurs ont réalisé la variation de résistance par l'une ou l'autre de ses caractéristiques.

B) *Variation de la capacité d'un circuit électrique*

Chaque fois qu'il existe une capacité dans un circuit électrique, nous avons toujours la possibilité de la faire varier. Ce fait produit une variation de courant dans le circuit, qui peut être enregistrée par un galvanomètre. Il faut tenir compte des caractéristiques propres à la charge et à la décharge des condensateurs, qui sont exprimés par la constante de temps (voir p. 48).

C) *L'organe traducteur comme électro-moteur*

Dans ce cas, la force (pression) ne fait pas varier proportionnellement la résistance ou la capacité d'un circuit électrique, mais l'énergie mécanique qui la caractérise se transforme elle-même directement en énergie électrique.

L'exemple le plus connu d'une telle transformation d'énergie est représenté par le phénomène piezo-électrique étudié et précisé par Pierre Curie en 1881. Nous allons nous entretenir de principe, qui a donné en sphymographie des réalisations pratiques.

Un certain nombre de cristaux du système hexagonal, spécialement le quartz (SiO_2) ont la propriété de présenter une différence de charge électrique sur 2 faces lorsqu'ils sont soumis à une pression agissante perpendiculairement à leur axe optique.

Cette différence de charge peut être recueillie par deux armatures métalliques collées sur les 2 faces, et mesurée par un électromètre. La différence de charge (polarisation électrique) est proportionnelle à la pression.

$$C = d \cdot P$$

soit P la pression totale, d le coefficient ou module piézoélectrique. Au moment de la charge la tension est égale :

$$V = \frac{d \cdot P}{C}$$

plus grande la capacité (donc plus petite l'épaisseur et plus grande sa surface), plus petite la tension produite.

A remarquer qu'à la capacité C , il faudra ajouter celle des conducteurs et de l'appareil de mesure; on arrive alors à la formule finale : $V = \frac{d \cdot P}{C + C_0}$ (C_0 = capacité des conducteurs métalliques et de l'appareil de mesure).

A titre documentaire, nous résumons brièvement les caractéristiques principales d'un cristal de quartz (A. Scheibe 154) :

constante diélectrique, $E = 4,5$;

constante piezoélectrique $d = 6,36 \cdot 10^{-8}$ (C. G. S.) ;

fréquence propre supérieure aux Megacycles;

module d'élasticité (Young) pour l'axe optique $E = 1.01 \cdot 10^{11}$ Dyn/cm².

Pour des variations de température qui peuvent nous intéresser (entre

10° et 40°) d'après toute une série d'auteurs il n'y a pas pour le quartz de variation de la constante piézoélectrique.

Si nous voulons à présent faire un exemple pratique, pour nous rendre compte de la valeur de charge d'une lame de quartz, l'expérience a montré qu'une pression d'1 kilo sur 1 cm² fait apparaître une charge de $2,3 \cdot 10^{11}$ Coulombs : que, si la lame a 1 cm. d'épaisseur les armatures métalliques 1 cm², le potentiel U sera d'environ 3 Volts, potentiel donc bien minime, comparativement à la pression à laquelle il est soumis. Pour des pressions relativement petites comme celles qui nous intéressent, il faudra donc avoir recours à une amplification (voir amplificateur pag. 52).

Faisant maintenant agir une pression constante (poids par exemple) sur une lame de quartz monté avec armature métallique et reliée à un électromètre nous verrons que l'électromètre se décharge lentement : même phénomène que nous connaissons pour les condensateurs qui perdent leur charge en fonction du temps (voir page 29). Pour éviter cette décharge, il faut que la lame de quartz et ses électrodes soient entourés d'une matière très isolante et à l'abri des traces d'humidité.

Le cas idéal n'est pas réalisable.

Les amplificateurs en sphygmographie.

Chaque fois que l'organe récepteur, sous la déformation produite par l'onde pulsatile, n'est pas capable de déterminer dans le circuit ou se trouve le galvanomètre, une variation de tension suffisante à la faire dévier, on sera obligé d'avoir recours à une amplification. De la théorie des amplificateurs, il résulte que celui à courant continu est absolument préférable. Un sphygmogramme présente des accidents de durée variable, proportionnellement plus longs que ceux de l'électrocardiogramme, limités ces derniers d'après Gabler (156) à des fréquences entre 1,3 et 50 Hz.

Mais les difficultés pratiques d'une assez grande amplification en courant continu et la présence sur le marché d'amplificateurs par capacité-résistance des électrocardiographes auxquelles plusieurs auteurs on accouplé un sphygmographe, ont permis de réaliser, à certaines conditions, de bons enregistrements sphygmographiques.

4) LES SPHYGMOGRAPHES À TRANSMISSION ÉLECTRIQUE

Pour la description des appareils, nous suivrons l'ordre chronologique. Nous ne prendrons ici en considération que les appareils ayant apporté une réelle contribution à la sphygmographie dans la pratique et, spécialement ceux qui représentent la réalisation d'un nouveau principe.

*Le manomètre élastique à transmission électrique de Garten
et le sphygmographe qui en dérive :*

C'est à S. Garten que nous devons la première tentative d'inscrire des sphygmmogrammes avec un appareil à transmission électrique.

En partant d'une idée, réalisée par Grumbaum en 1898 pour une sonde cardiaque, Garten présenta au Congrès International de Physiologie à Groningen en 1913 un manomètre élastique à transmission électrique. Le principe est rapporté dans le schéma de la fig. 11

Deux cylindres en verre, A et B, sont réunis par un tube en verre également, qui présente en son milieu une petite ouverture C. Correspondant à cette ouverture, une goutte de paraffine P. réduit sensiblement l'ori-

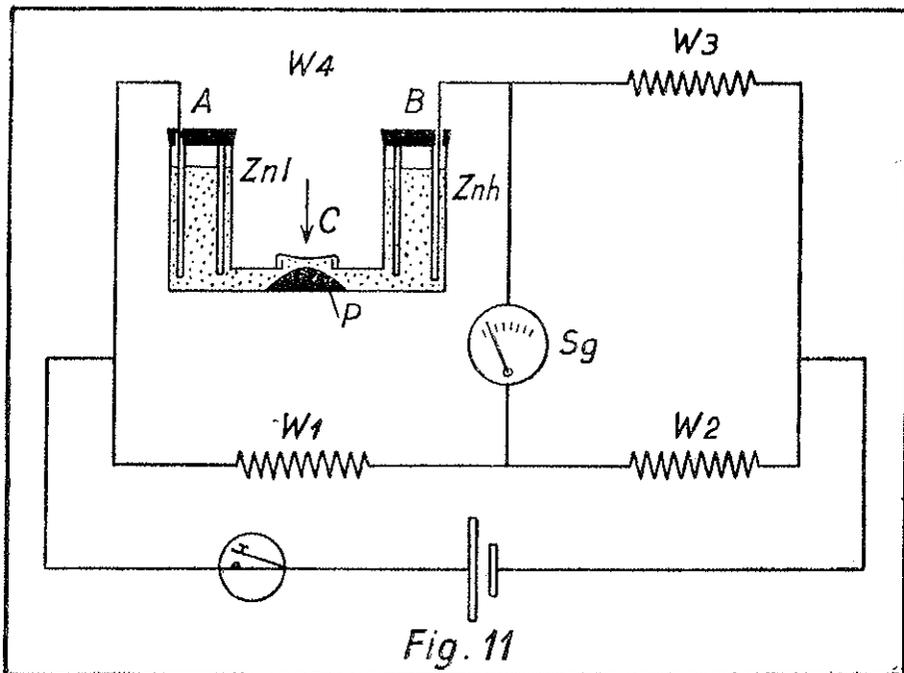


Fig. 11

fice du tube. Une fine membrane en caoutchouc couvre l'ouverture C et ferme ainsi le tube. Dans les deux cylindres A et B se trouvent 2 électrodes de zinc z I et z II, immergés dans une solution de sulfate de zinc concentrée, qui remplit aussi le tube. Si une pression agit sur la membrane en C, elle augmente la résistance entre A et B. Si on imagine que le manomètre représente un des bras d'un pont de Wheastone, tout changement de résistance pourra être enregistré sur un galvanomètre à corde. Comme l'indique le schéma la source de courant était appliquée, par une batterie de 24-30 volts, en U et en V.

Ce dispositif a permis à Garten de réaliser une sonde manométrique et un sphygmographe. Une longue série de contrôles, afin de préciser les caractéristiques de l'appareil, d'après les enseignements de Frank, a permis de fixer une fréquence moyenne de 241 Hz, une sensibilité pour 1 mm. Hg de 1.35 mm. d'oscillation; un rapport d'amortissement inconstant, avec une moyenne de 1,23.

Le manomètre de Garten utilise donc la variation de section d'un électrolite qui fait varier la résistance d'un circuit. Les graphiques de la pression intra-ventriculaire et des variations de la pression dans l'aorte, obtenus par cette méthode, sont d'une remarquable clarté. La ligne de zéro du galvanomètre se maintient presque parfaitement horizontale pendant un temps suffisant à l'enregistrement de plusieurs pulsations. En 1922 Garten, en collaboration avec F. Kleinknecht, emploie son manomètre comme sphygmographe, pour l'artère radiale. Là aussi, ses tracés sont très purs. L'application à l'artère a été réalisée en employant la partie de base du sphygmographe de Frank-Peter. Il suffit de remarquer sur le schéma la complication du montage, pour se rendre compte que cet appareil est impraticable pour l'enregistrement des sphygmogrammes sur toutes les artères. Cependant, le principe garde toute sa valeur, et récemment encore, Wagner, presque en même temps que Schutz, (119) construisirent des sondes manométriques à électrolyte. Aloys Muller et moi-même avons réalisé, en 1944, sur une nouvelle forme, un sphygmographe basé sur le même principe; nous y reviendrons longuement plus tard.

La capsule à charbon d'Aloys Müller.

La première application vraiment pratique d'un système à transmission électrique, à la sphygmographie, a été faite par Aloys Müller (11) avec sa capsule à charbon, comme organe traducteur (voir aussi Wand et Russel (118)).

La capsule est constituée (fig. 12) par un cylindre (H) qui porte une membrane en caoutchouc tendue (P). A cette membrane est collée un très petit électrode métallique relié à un fil conducteur. Le cylindre est complètement rempli d'une poudre de charbon animal, puis fermé par une seconde et forte membrane en caoutchouc (P_1) qui porte le deuxième électrode, monté de la même manière que le premier. La capsule ainsi constituée est glissée dans un support métallique (M) qui est fermé par un couvercle à vice (D). La sortie des deux électrodes se fait en E_1 - E_2 , en tenant compte que le contact pour E_1 se fait au moyen d'une vis qui touchera l'électrode attaché à la membrane supérieure : en la vissant toujours davantage on obtiendra une compression de la poudre de charbon et une expansion à l'extérieur de la première membrane.

La capsule peut être montée directement dans un circuit électrique suivant le schéma (v. fig. 12). On y voit la capsule (K), une résistance variable (W), un galvanomètre sensible à boucle, un interrupteur de dérivation pour contrôler le courant sur un milliamperomètre.

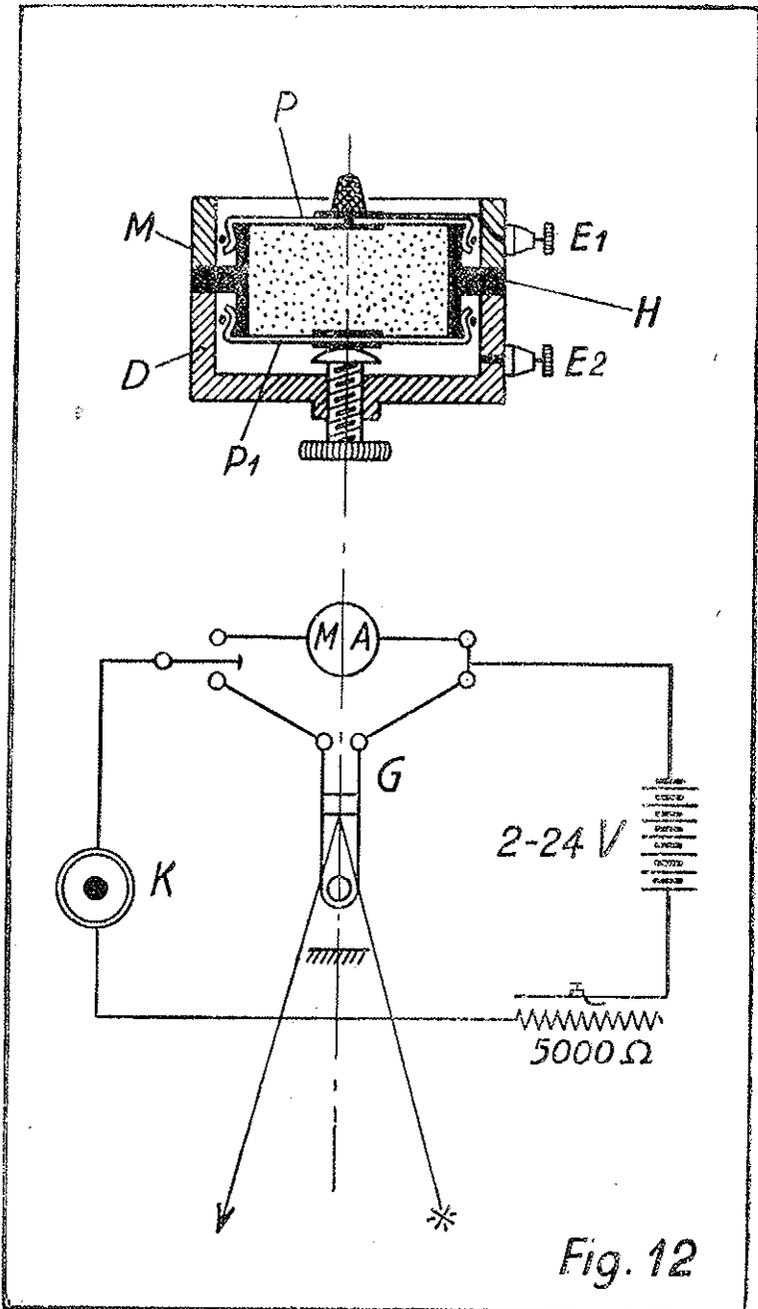
Le fonctionnement de la capsule est simple ; à la pression de la partie centrale de la membrane (P) il se produira un rapprochement des deux électrodes avec variation de la résistance du charbon et par là du courant qui traverse la capsule ; variations qui seront enregistrées par le galvanomètre.

Les caractéristiques de la capsule sont :

- 1) une fréquence de 150 Hz calculée indirectement ;
- 2) une haute sensibilité ;
- 3) un amortissement aperiodique.

Aux caractéristiques propres de la capsule doivent naturellement, comme pour tout système électrique, correspondre les caractéristiques du galvanomètre.

Dans ses études, l'auteur a employé les galvanomètres à boucles montés par la Maison Siemens, sur des oscillographes à plusieurs galvanomètres. La sensibilité a pu être élevée jusqu'à 1 mm. Hg = 1 cm., avec une très satisfaisante linéarité statique. La méthode utilise donc la variation de la résistance (R) dans un circuit, en variant la longueur de la colonne de charbon existant entre les 2 électrodes P- P_1 . Il est à remarquer que ce montage *n'emploie pas d'amplification*, pouvant, par des valeurs appropriées du circuit fournir aux galvanomètres un courant de 3 M. A.



Le sphygmographe à quartz piézo-électrique
de D. M. Gomez et A. Langevin

En partant des données classiques de la piezo-électricité c'est en 1937 que Gomez et Langevin (1157) ont construit leur « sphygmographe dans l'intention d'inscrire le sphygmogramme absolu », soit la courbe réelle de la pression sanguine. Nous laissons aux auteurs la description de leur appareil, rapporté dans la fig. 13.

« Un cristal de quartz piézoélectrique convenablement taillé sous forme d'une lame A (voir fig. 13) 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 et 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 amplifiés 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 électro-magnétique 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 déroulement 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 contre-temps et un signal électrique complètent l'enregistreur. L'alimentation de l'ensemble est faite soit par le secteur, soit par piles ou accumulateurs.

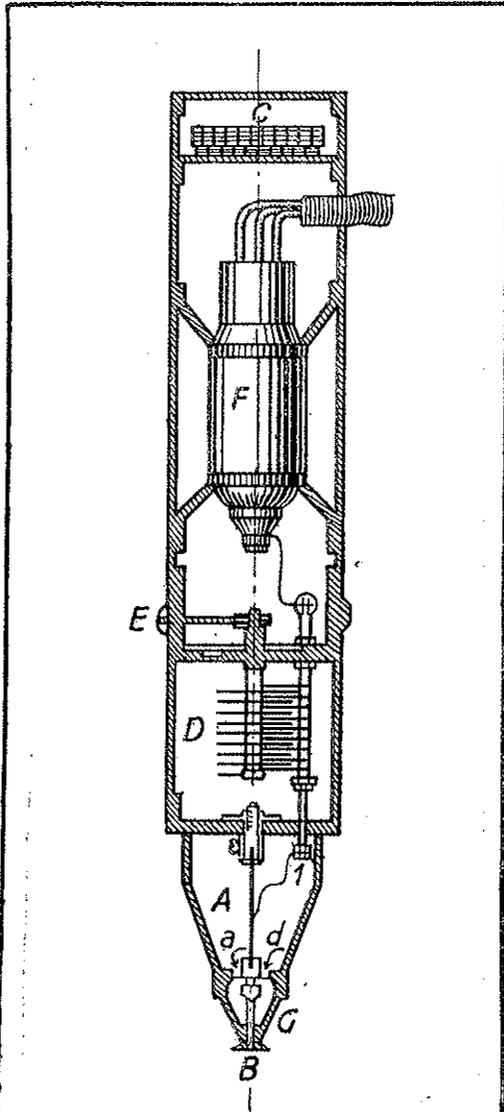


Fig. 13 - Schéma du piézographe de D.M. Gomez et A. Lanjevin. (Explication dans le texte)

Nous avons ajouté, au dispositif, un électrocardiographe à oscillographe Dubois, 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 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 ».

D'après les auteurs, l'appareil serait donc un vrai manomètre qui enregistre le « sphygmogramme absolu », donc le graphique de la pression intraartérielle. Sans entrer dans des critiques — que seul un contrôle personnel de l'appareil pourrait permettre — on peut tout de même remarquer, qu'à chaque sphygmographe on demande la linéarité statique. Mais il est impossible de garder un étalonnage ainsi obtenu pour l'étude de la pression artérielle. Gomez et Langevin ont étalonné dynamiquement leur appareil en le laissant inscrire les variations de pression produite dans des tuyaux en caoutchouc; ils arrivent ainsi à l'étonnante conclusion de la page 17 que l'« amplitude du tracé pour une même variation de pression reste constante quel que soit le diamètre, l'épaisseur et le module d'élasticité du tuyau utilisé ». A cause de toutes les difficultés que nous avons longuement exposées, nous ne pouvons pas croire qu'on puisse préciser la pression artérielle par cette méthode.

Après Gomez et Langevin, plusieurs constructeurs (Duchosal et Tavel (158), Siemens, Miller-White (159), etc.) ont réalisé des sphygmographes à quartz. Schématiquement on peut dire que deux sortes de montages ont été réalisés : le premier que nous appellerons *rigide* consiste en une tige qui appuie sur l'artère, et qui agit directement sur le quartz, sans l'intermédiaire d'aucune transmission ou système élastique; ce principe employé comme on l'a vu par Gomez et Langevin, fut amélioré par la réalisation de P. Duchosal et F. E. Tavel (158).

Un second montage qui cherche à éviter la rigidité, et l'on pourrait dire la « brutalité » d'application à l'artère, réalise par des artifices les plus diffé-

rents, un couplage élastique, (ressort, air, membrane en caoutchouc, etc.) avec l'artère. A ce montage, aux caractéristiques propres du quartz, s'ajoutent les caractéristiques d'un nouveau système élastique. Les étalonnages statiques et dynamiques doivent être tout spécialement rigoureux.

Certainement le sphygmographe à piézoquartz une fois réalisé dans un montage qui tiendrait strictement compte des conditions d'application à toutes les artères que nous avons précisés, représenterait l'instrument idéal : pour le moment aucun n'a pu s'imposer sur le marché.

L'ÉLECTROSPHYGMOGRAPHE

En 1943, sur les idées d'Aloys Müller, avec la collaboration de Mr. Desonnaz, technicien, nous avons eu l'occasion de mettre au point à l'Institut de Physiologie de l'Université de Fribourg, un sphygmographe électrique, qui nous a permis l'enregistrement du sphygmogramme digital (150-139). Par la suite, il a été réalisé une capsule (149) permettant tout enregistrement sphygmographique, d'après le même principe. C'est à l'ensemble de ces deux appareillages que nous avons donné le nom d'Electrosphygmographe.

Cet appareil consiste en trois parties distinctes :

- 1) *un récepteur*, soit la *capsule* pour les grandes et moyennes artères, soit le tuyau pour les artères digitales.
- 2) *un pont de réglage* monté à part.
- 3) *un amplificateur et enregistreur* photographique.

Description de la capsule :

La capsule (fig. 14) consiste en un cylindre (1) en matière moulée d'une profondeur de 1 mm. Le cylindre est fermé vers l'extérieur par une fine membrane en caoutchouc (3) distendue, et fixée (4-5), qui porte collé à son centre, un petit bouton (6). A l'intérieur, encastrée dans le fond du cylindre, se trouve une électrode argentée en forme d'anneau (13). Le fond de l'espace creux (2) porte une petite ouverture (9) qui s'élargit dans un cône, où se trouve la deuxième électrode (10) qui agit comme bouchon.

Les deux électrodes sont reliées par les conducteurs (12-14) aux bornes extérieures (11-15).

L'espace creux formé entre la membrane et la deuxième électrode, en passant par la petite ouverture, a un volume de 0,2 à 0,3 cm³.

A l'extérieur la capsule porte un anneau fleté (8) permettant son montage sur le statif.

L'espace creux (2) est rempli d'un liquide électrolyte qui ferme le circuit entre les deux électrodes. A cet effet nous avons, après de longs essais, employé une solution d'argent colloïdal (Electrargol de la Maison Clin-Colman-Paris), diluée par un mélange de glycérine pure et d'eau bidistillée le tout dans les proportions de 5-75-20. Le liquide ne doit contenir

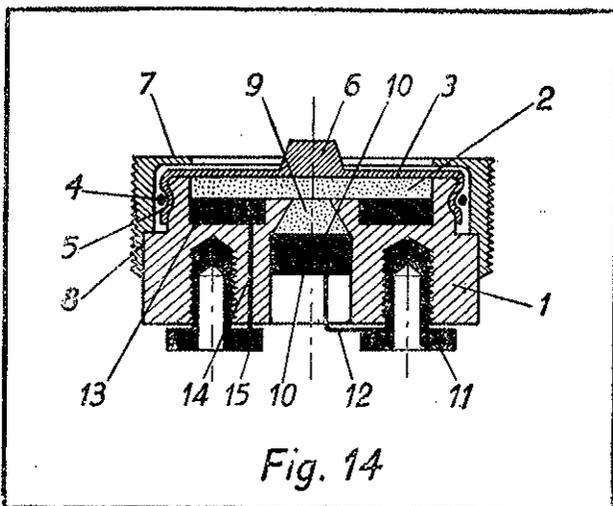


Fig. 14

aucune autre trace de sel, ou bulle d'air, ce qui fait que le remplissage de la capsule, vu l'étroitesse de l'espace creux, est des plus délicat. L'avantage de la glycérine est de garder très longtemps l'élasticité du caoutchouc.

Caractéristiques électriques et fonctionnement de la capsule :

Ainsi que la fig. 14 le montre, chaque force qui vient agir sur le bouton 6, produit une déformation de la membrane, qui, tout en réduisant la section de l'électrolyte, en fait varier la résistance et par elle le potentiel appliqué aux électrodes.

Appliquée à l'artère, (fig. 14) c'est la variation de son diamètre, sous l'action de l'onde pulsatile, qui agit comme pression sur le bouton.

La résistance interne de la capsule est de l'ordre de 500 à 700.000.

Description du tuyau enregistreur :

Le sphygmographe pour artères digitales consiste en un tube enregistreur. C'est un tuyau (fig. 15 t) en pur caoutchouc, d'une longueur de 6 cm.,

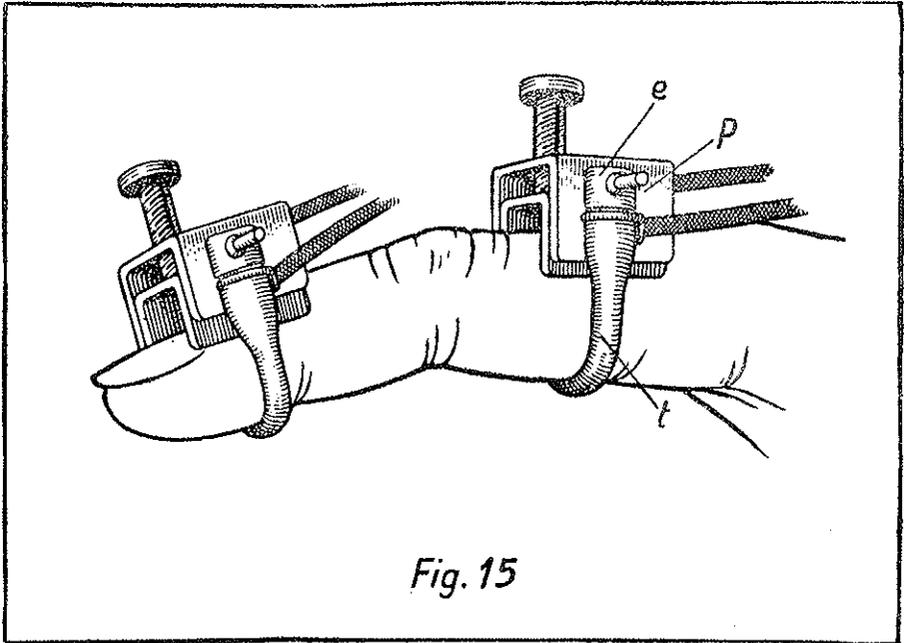


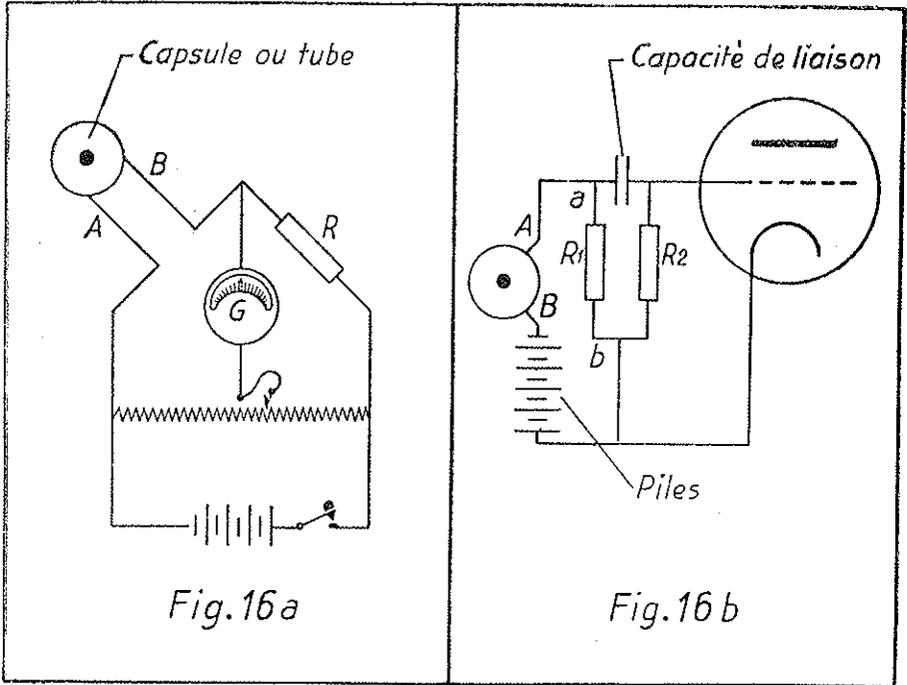
Fig. 15

d'un diamètre de 3 mm, dont les extrémités sont fermées par des bouchons métalliques argentés, faisant fonction d'électrodes (fig. 15 e). Ce tuyau est rempli complètement et avec le plus grand soin, du même électrolyte que la capsule, ce qui réalise une résistance de 1.000.000 à 2.000.000 d'ohms. D'après les valeurs du montage du pont de Wheaston, réalisé à cet effet, le courant qui traverse le tube est de l'ordre de quelques micro-ampères, qui réduisent à un minimum les phénomènes d'électrolyse.

Le tube est bagué autour du doigt, comme le montre la figure. Afin de ne pas entraver la circulation veineuse, on intercale entre la partie dorsale du doigt, où elle est plus considérable, et le tube, un pont en matière moulé (fig. 15 P). Au passage de l'onde pulsatile, l'extension des artères digitales réalise une diminution de la section de l'électrolyte à l'intérieur du tube, et par là une variation de la résistance qui fera dévier proportionnellement le galvanomètre.

Pont de réglage :

Ainsi qu'on le voit sur la fig. 16 A, le pont de réglage est un pont commun Wheaston. Nous lui avons donné les valeurs suivantes : résistance



fixe (R) 1.000.000 d'ohms, résistance variable (R1) 500.000; pile = 12 volts. Le galvanomètre à cadran avait une sensibilité de 10^{-6} plus que suffisante pour le contrôle de mise à zéro. Il était mis en circuit et enlevé par la simple pression d'un bouton, permettant ainsi à tout moment un contrôle aisé. L'ensemble était monté dans une cassette 30×20 , facilement transportable.

Dans un autre montage, réalisé dans la fig. 16 B, la capsule est incorporée dans un circuit électrique (A. B.), composé d'une pile de 45 volts et d'une résistance de grande valeur, laissant passer un courant de $20 \mu A$

Ce montage attaque la première lampe amplificatrice au travers d'une capacité de liaison (C).

Le fonctionnement est le suivant : a chaque variation de résistance de la capsule correspond une variation de la tension entre les bornes a et b de la résistance R ; cette variation de tension traverse la capacité C et produit une variation de la tension de la grille de la première lampe d'amplification. Temps que la capsule est à l'état de repos, il ne se produit aucune variation de tension, par conséquent le condensateur de liaison ne laisse passer aucun courant. Autre avantage : le léger phénomène permanent

et unilatéral d'électrolyse, ne se fait pas ressentir sur le galvanomètre. Le fonctionnement est ainsi réduit, pour le praticien, à un simple bouton de mise en marche.

Amplificateur et enregistreur photographiques :

A cet effet nous avons employé l'électrocardiographe commun, branché sur la dérivation. Un électrocardiographe n'est rien d'autre, en effet, qu'un amplificateur sur le circuit duquel est monté un galvanomètre très sensible et d'une fréquence très haute, plus que 1000 Hz, avec ammortissement apériodique. Tout électrocardiographe moderne est monté avec un amplificateur du type capacité-resistance et muni d'un chimographe photographique avec au moins deux vitesses de papier : 4 et 10 cm. 6 la seconde.

Contrôles de l'électrosphygmographe :

L'électrosphygmographe, tant la capsule que le tube, est donc basé sur le principe de la variation de résistance d'un circuit électrique (v. p. 50) par le changement de section d'une électrolyte. La capsule a été contrôlée statiquement après avoir été mise directement en rapport par le pont de Wheaston avec un galvanomètre à corde (Boullitte-Paris). On a fait agir statiquement des poids et enregistré parallèlement l'amplitude de l'oscillation. Ces contrôles nous ont montré une très bonne linéarité dans la zone qui nous intéressait entre charge mécanique et déplacement du galvanomètre.

Notre montage rendant trop compliqué les calculs directs de la fréquence, ammortissement, etc., nous avons recouru au contrôle direct par l'inscription d'une courbe étalonnée avec l'appareil de contrôle déjà décrit (v. p. 11).

Le profil connu de l'appareil est enregistré par la capsule dans la fig. 17 a. Les rapports d'amplitude sont des plus satisfaisants; les rapports de temps absolument précis. Nous avons contrôlé la fréquence en augmentant la vitesse du profil de contrôle et en regardant jusqu'à quel moment le rapport de temps et la courbe enregistrée restaient normaux. Par cette méthode, nous pouvons affirmer que la fréquence est supérieure à 200 Hz.

Quant à la *sensibilité*, elle est largement dépendante du galvanomètre employé et du pouvoir d'amplification. Dans un montage directe, capsule-pont de réglage-galvanomètre à corde (montage Boullitte), la sensibilité est à peine suffisante à obtenir des tracés de 1 cm. Une moyenne amplification permet tout enregistrement sphygmographique.

C'est avec un montage directe qu'on peut contrôler les phénomènes

d'électrolyse. Dans nos capsules, ils sont très réduits; plus manifestes au moment où on ferme le circuit, ils diminuent progressivement: après 2 à 3 min. le galvanomètre est presque immobile. A ce moment plusieurs dizaine de pulsations peuvent être enregistrées sans qu'il soit nécessaire de corriger le pont de réglage. Dans le montage par capacité (fig. 16 b) ce réglage se fait automatiquement, on peut de la sorte enregistrer pendant un temps considérablement plus long. Après une demie heure d'enregistrement continu, la diminution d'amplitude du tracé est de l'ordre de 3 à 4%. Erreur insignifiante, si l'on tient compte que la sphygmographie est une recherche qualitative.

Pour le contrôle statique du tube, nous avons procédé de la même façon qu'avec la capsule. Le tube était soumis à l'action des différents poids ou à des tractions connues. Pour le contrôle dynamique, le tube était bague autour du tuyau de l'appareil de contrôle, d'après le montage de la fig. 2. Ces caractéristiques sont à peu près les mêmes que celles de la capsule. La résistance interne des électrolytes varie avec la température. Cet inconvénient a pour nous une importance, du fait que la capsule et la tube viennent en contact avec la peau qui a une température plus élevée que la température ambiante. Le coefficient de température de la résistance spécifique d'une solution électrolyte est très haut. Une variation de température d'un degré provoque une variation de résistance de 2 à 3 %.

Les contrôles que nous avons fait, nous ont montré, qu'étant donné la quantité minimale d'électrolytes contenues dans la capsule, cette dernière atteint en 4 à 5 minutes, au contact de la peau, une certaine température, qui n'a plus tendance à varier, sinon dans des limites très restreintes. Le tube est naturellement plus délicat, et il faut attendre une dizaine de minutes afin d'obtenir un équilibre de température avec la peau.

Il est bien connu que les amplificateurs à montage par capacité à résistance, modifient le graphique par la décharge de leurs capacités, et que l'erreur dépend en définitive, de la constante de temps (voir p. 29). Les contrôles faits avec l'enregistrement d'une courbe étalon dans un montage comprenant le pont de réglage, l'amplificateur et le galvanomètre, nous ont donné les deux graphiques de la fig. 17 a b.

On remarque, comme dans le graphique c, que la ligne de zéro n'est atteinte par le galvanomètre qu'après une légère déflexion négative. Ce phénomène n'existe pas sur le tracé a, enregistré directement avec un galvanomètre très sensible (Stoppani, Berne), monté dans un circuit capsule-pont-de-réglage.

Cependant, dans le cas du tracé *b*, les rapports d'amplitude sont reproduits avec une très satisfaisante précision. Quant aux rapports de temps, il sont absolument exacts. Dans la fig. 18, nous rapportons encore deux sphygmogrammes radiales enregistrés simultanément, l'un avec un montage à amplificateurs électrocardiographe super-triplex (Siemens, modèle 1943), tracé A; l'autre avec un montage direct du système capsule-pont-de-réglage, sur galvanomètre Stoppani tracé B, l'identité des 2 tracés est frappante. En répétant maintes fois ces contrôles, nous sommes arrivé à la conclusion que si l'amplificateur a une constance de temps de 1,5 secondes, (voir p. 29) il peut être utilisé, en sphygmographie, avec pleine confiance, quant à l'exactitude du graphique, soit pour les rapports d'amplitudes, soit pour les rapports de temps. (Voir aussi à ce sujet Wand et Russel (160). Une erreur dans les rapports d'amplitudes existe certainement, mais elle est pour la sphygmographie tellement réduite, qu'elle devient sans importance.

L'importance pratique de cette conclusion est qu'elle devrait permettre à la sphygmographie par transmission électrique de devenir une méthode à la portée de toutes les cliniques possédant un électrocardiographe.

DEUXIÈME PARTIE

GÉNÉRALITÉS SUR LE MOUVEMENT ONDULATOIRE

LE SPHYGMOGRAMME

LE SPHYGMOGRAMME NORMAL

GÉNÉRALITÉS SUR LE MOUVEMENT ONDULATOIRE

Avant de passer à l'analyse des différents sphygmogrammes, soit des transformations de l'onde pulsatile dans sa progression vers la périphérie, nous croyons utile de nous arrêter rapidement sur quelques notions indispensables sur le mouvement ondulatoire.

A ce propos, nous nous rapportons plus spécialement au chapitre de Tiegnerstedt (20), tout en le complétant par des notions qui nous semblent utiles.

C'est à E. H. Weber (81-123), que revient le mérite d'avoir, en 1850, développé et précisé le sujet en question.

L'exemple le plus simple de l'onde est celui de l'onde qui se forme à la surface de l'eau, au moment où l'on y jette une pierre. Du point de chute, elle se propage, par un mouvement ondulatoire, à la surface de l'eau. Chaque parcelle d'eau suit le trajet d'une ellipse ou d'un cercle suivant certaines conditions.

Weber montra que les modifications de la surface de l'eau, qui interviennent au moment du passage d'une onde, ne sont pas dues à un transport des parcelles de l'eau. Le passage d'une onde provoque un dérangement de l'équilibre au point qu'elle atteint; ce point retrouve peu à peu son équilibre en transmettant son énergie de vibration aux points qui l'avoisinent et ainsi de suite. Ce phénomène se résume dans l'axiome : « *Unda non est materia progrediens, sed forma materiae progrediens* ».

L'observation montre que chaque onde se compose d'une phase positive et d'une phase négative, c'est-à-dire que la surface liquide se trouve alternativement au-dessus et au-dessous de son niveau d'équilibre.

Le mouvement ondulatoire qui se produit dans un tube élastique rempli d'un liquide incompressible, pour une variation de la pression, progresse dans celui-ci de la façon suivante : le liquide en mouvement tend et détend la paroi du tube. Là où elle est tendue, elle met en mouvement le liquide, du fait seul que le liquide est incompressif.

Dans le cas particulier, on provoque une variation de pression dans un système, en y chassant à l'intérieur un certain volume de liquide.

Or, si l'on chasse rythmiquement un liquide à l'intérieur d'un tube élastique rempli, des ondes viendront se former qui se propageront vers la périphérie. Le même phénomène se produit au moment où l'on retire un certain volume de l'intérieur du tube; la seule différence est que la seconde

On représente graphiquement une onde par une sinusoidale.

La distance entre deux points de même phase constitue la longueur d'onde: le temps nécessaire pour que le front de l'onde franchisse une distance égale à la longueur d'onde est la période (T); c'est aussi la durée d'une oscillation complétée de n'importe quel point matériel atteint par l'onde. Dès lors la période représente la valeur réciproque de la fréquence.

Pratiquement la longueur d'onde s'obtient par l'équation: $\lambda = \frac{a}{n}$

a = vitesse de propagation de l'onde en m/ sec.
 n = la fréquence.

La vitesse de propagation d'une onde à l'intérieur d'un tube élastique était, d'après Weber, inversement proportionnelle à la distendibilité de la paroi. Son point de vue fut combattu par plusieurs auteurs. Moens (122) proposa une formule, qui a été récemment complétée par Aloys Muller (111-124) afin de la rendre utilisable pour les artères à parois épaisses également:

$$c = \sqrt{\frac{g \cdot E (r_a^2 - r_i^2)}{\gamma [2 (1 + \mu) r_a^2 + 3 (1 - 2\mu) r_i^2]}}$$

c = distance en cm. que l'onde a parcouru en 1 seconde
 g = acceleration terrestre
 γ = poids spécifique du liquide en gramme par centimètre cube
 E = module d'élasticité de la paroi artérielle en gramme par centimètre carré
 μ = constante de Poisson
 r_i = radius externe et
 r_a = radius interne du vaisseau en cm.

Cette formule simplifiée par l'auteur peut s'exprimer dans l'équation:

$$C^2 = K. E. R.$$

où K = au chiffre 310;

soit « Le carré de la vitesse de propagation de l'onde pulsatile est proportionnel au module d'élasticité de la paroi artérielle, multiplié par le rapport, surface de la section de la paroi par la surface de la section du vaisseau ».

La formule est valable pour les liquides immobiles ou dans le cas où la vitesse du liquide en rapport avec celle de l'onde est minime. (Muller).

A ce propos, il est intéressant de préciser que après les études récentes de Brömser (cité par A. Muller 111) la vitesse du sang varie fortement pendant la durée d'une onde pulsatile. Ce problème, un des plus importants de hémodynamique, n'a pas encore trouvé une solution définitive pour l'homme. La formule de Muller reste cependant utilisable du fait, que le point que l'on choisit pour calculer la vitesse de l'onde pulsatile est proche de la fin de la diastole, moment où le liquide a le minimum de vitesse, alors que l'onde a toute sa vitesse, ce qui fait que le rapport est pour les artères centrales de 10 à 400; rapport qui reste probablement aussi en périphérie où les deux vitesses augmentent.

Mais laissons là la vitesse de l'onde et venons-en à une autre considération de plus grande importance.

Par sa propagation dans les artères, l'onde subit l'influence des résistances de frottement qui doivent être vaincues par chaque parcelle de liquide; elle s'en trouve déformée comme suit :

1) son amplitude se réduit d'autant plus qu'elle s'éloigne du point de départ;

2) les variations rapides, montées et descentes, deviennent moins rapides, soit plus arrondies, ce qui revient à dire que d'après la longueur d'onde, une onde perd d'autant plus rapidement son énergie que sa période sera plus courte. Toute onde est destinée à disparaître; son énergie cinétique changée en énergie calorifique.

A propos du rapport entre vitesse du sang et pression, v. KRIES (36) précisa que pour un tube assez large, il existe une proportionalité directe entre pression et vitesse d'écoulement: toutes deux augmentent et diminuent ensemble. Frank (38) exprime cette proportionalité ainsi: $p = \rho a \cdot u$.
 p = pression, a = vitesse de l'onde pulsatile, u = écoulement, ρ = poids spécifique.

Dès lors, si l'on trouve une discordance entre pression et vitesse d'écoulement, il doit y avoir une réflexion de l'onde quelque part. Nous voilà donc au problème de la réflexion des ondes, que nous ne toucherons que très rapidement.

Une onde peut se réfléchir chaque fois qu'une des conditions de sa propagation varie brusquement, soit chaque fois que le mouvement (onde) rencontre sur un point, ou sur un bref parcours, une résistance ou une discontinuité: celle-ci peut être représentée par une force élastique ou d'inertie, ou par un frottement (O. Frank, 38, p. 41); soit dans les artères par exemple une variation de section ou d'élasticité, la formation de collatérales, mais

surtout la fermeture totale d'un vaisseau. L'onde réfléchie, pour entrer en ligne de compte, doit garder encore une certaine énergie. Une onde réfléchie est dite positive si à son passage elle augmente la pression de l'onde incidente, et *négative* si elle la diminue.

Une onde incidente peut donner lieu à une succession d'ondes qui se réfléchissent alternativement sur les deux extrémités d'un système et ainsi de suite jusqu'à la transformation complète de toute l'énergie cinétique en énergie calorifique. La rencontre d'une onde primaire positive avec une onde réfléchie également positive (interférence d'ondes), provoque naturellement une augmentation de pression; si l'interférence se fait avec une onde réfléchie négative, il en résultera une diminution de pression.

Dans les deux cas, la variation de pression se traduira graphiquement par une déformation de l'onde primaire. Pour en revenir à la sphygmographie, on peut, affirmer que les causes principales qui modifient les graphiques de l'onde pulsatile recueillie à différents endroits, sont théoriquement les frottements et les ondes réfléchies.

Existient-il des ondes réfléchies dans les artères? Tous les auteurs, de Marey à v. Kries, de Landois à Hurthle, de Tiegerstedt à O. Frank, l'ont admis. Mais leur influence sur les sphygmogrammes a été très discuté. L'autorité de O. FRANK et de son école a fait prévaloir le point de vue que la grande différence entre le sphygmogramme central et périphérique est la résultante d'une interférence d'ondes primaires et réfléchies.

Dans la discussion de nos résultats, nous reviendrons encore sur cet important problème.

LE SPHYGMOGRAMME

Le sphygmogramme est le graphique de la pulsation artérielle. E. H. Weber (81) définissait en 1827 le pouls « effectus oscillationis propagatae, quae in membranis et sanguine arteriarum plenarum locum habet, origine vero a pressione sanguinis e corde propulsi ducit ».

Le sphygmogramme est donc le graphique d'une onde qui se propage à travers des tuyaux élastiques du centre vers la périphérie. L'onde qui prend naissance à la racine de l'aorte, s'éteint dans les capillaires par la perte totale de son énergie.

L'origine de l'onde pulsatile sanguine est strictement liée aux phénomènes de pression et aux variations de volumes du cœur. S'il ne faut pas confondre l'*ondée sanguine*, qui correspond au volume de sang lancé à chaque systoles dans l'aorte, avec l'*onde pulsatile*, il est faux de prétendre qu'ils sont indépendents l'un de l'autre. Pour toute différence entre les deux phénomènes, citons seulement que si l'ondée sanguine s'écoule dans les artères avec une vitesse moyenne de 30 à 40 cm. à la seconde, l'onde pulsatile se propage, avec une vitesse variable de l'ordre de quelques mètres à la seconde.

L'onde pulsatile « non est materia progrediens, sed forma materiae progrediens », par contre l'ondée sanguine « est materia progrediens ». A l'origine de l'onde pulsatile est le choc provoqué par l'ondée sanguine (Schlagvolumen des allemands) expulsée par la contraction ventriculaire, contre la masse sanguine déjà contenue dans l'aorte. Il résulte de ce choc un ébranlement ondulatoire qui se propage dans toutes les artères suivant les lois de la propagation des ondes dans les tuyaux élastiques. E. H. Weber (81-123). A son passage, l'onde pulsatile produit une variation de pression et par là une déformation correspondante de la paroi élastique. Recueillir cette variation de pression sur un point limité d'une artère, par un appareil enregistreur, c'est faire de la sphygmographie.

L'étude de la dynamique du cœur, qui a donné lieu à toute une longue

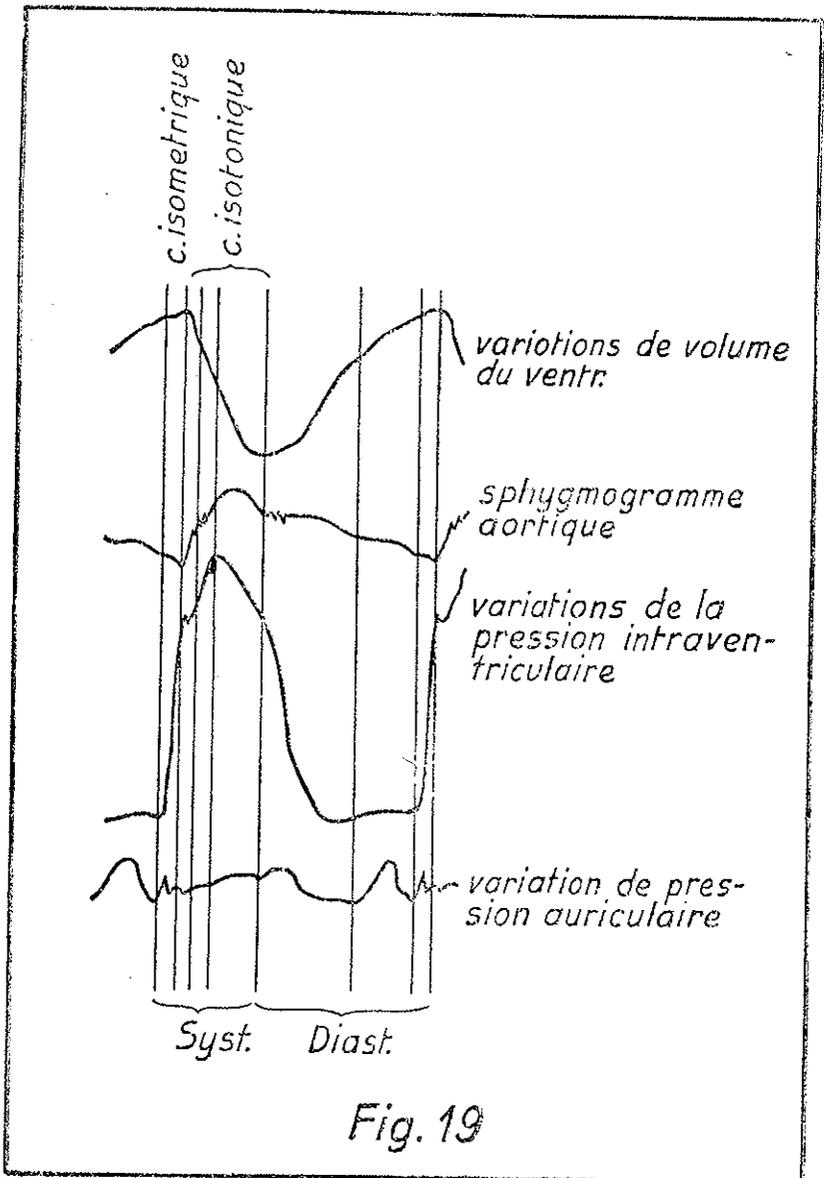


Fig. 19

série de travaux des frères Weber, Volkmann, H. Frey, Chauveau et Marey, trouva en O. Frank et son école cette précision de la méthode graphique qui seule rend des résultats certains.

Les variations de volume et de pression du coeur, sont, comme nous le disions, à l'origine de l'onde sanguine. Ce sont elles qui vont nous permettre de comprendre et d'expliquer en grande partie les accidents du sphygmogramme enregistré à proximité immédiate du coeur.

Nous croyons utile de résumer brièvement les données classiques établies définitivement par O. Frank (82) dans la dynamique du ventricule gauche. Dans la contraction ventriculaire, on distingue deux phases : une première isométrique, ou des mise en tension, correspondente au moment où toutes valvules fermés, le ventricule rempli fait un effort brusque de mise en tension de ses fibres musculaires, a fin d'atteindre et de surpasser la pression aortique qui tient fermé les valvules sygmoïdes; *variation de pression sans changement appréciable de volume* (isométrie).

Dès que la pression intracardiaque a atteint et surpassé la contrepression aortique, le ventricule chasse son contenu dans l'aorte; c'est le début de la deuxième phase qui dure jusqu'au moment où la contraction terminée, le ventricule se relâche; la différence de pression entre la cavité ventriculaire et l'aorte provoque la fermeture brusque des valvules sémi-lunaires.

La caractéristique de cette deuxième phase, est *le changement de volume, sans changement appréciable de la pression* (isotonie).

La fig. 19 à laquelle nous devons souvent recourir, résume graphiquement ces données principales de la révolution cardiaque. Dans l'étude morphologique des sphygmogrammes centraux nous reviendrons sur plusieurs détails.

L'application d'un sphygmographe peut, du moins théoriquement, se faire sur toutes les artères. Nous pouvons donc avoir autant de sphygmogrammes qu'il y a d'artères. Il est évident que pour l'homme, seules les artères superficielles permettent l'application d'un sphygmographe. Les difficultés d'application limitent l'enregistrement aux artères suivantes :

subclavia
carotis
brachialis
radialis
aorta abdominalis (chez les sujets maigres)

femoralis
pedidia
digitales

Les sphygmogrammes enregistrés sur les deux premières artères et à

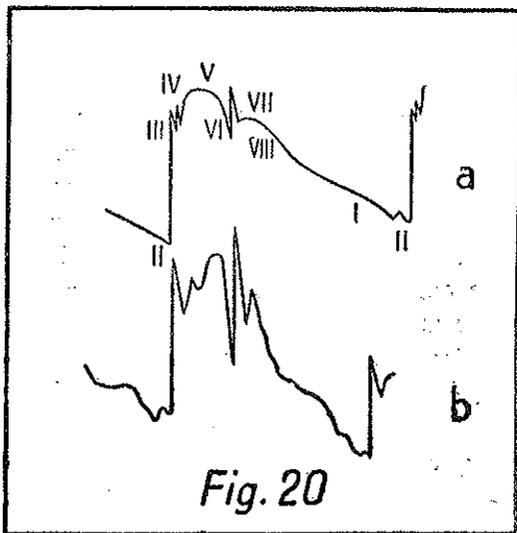


Fig. 20

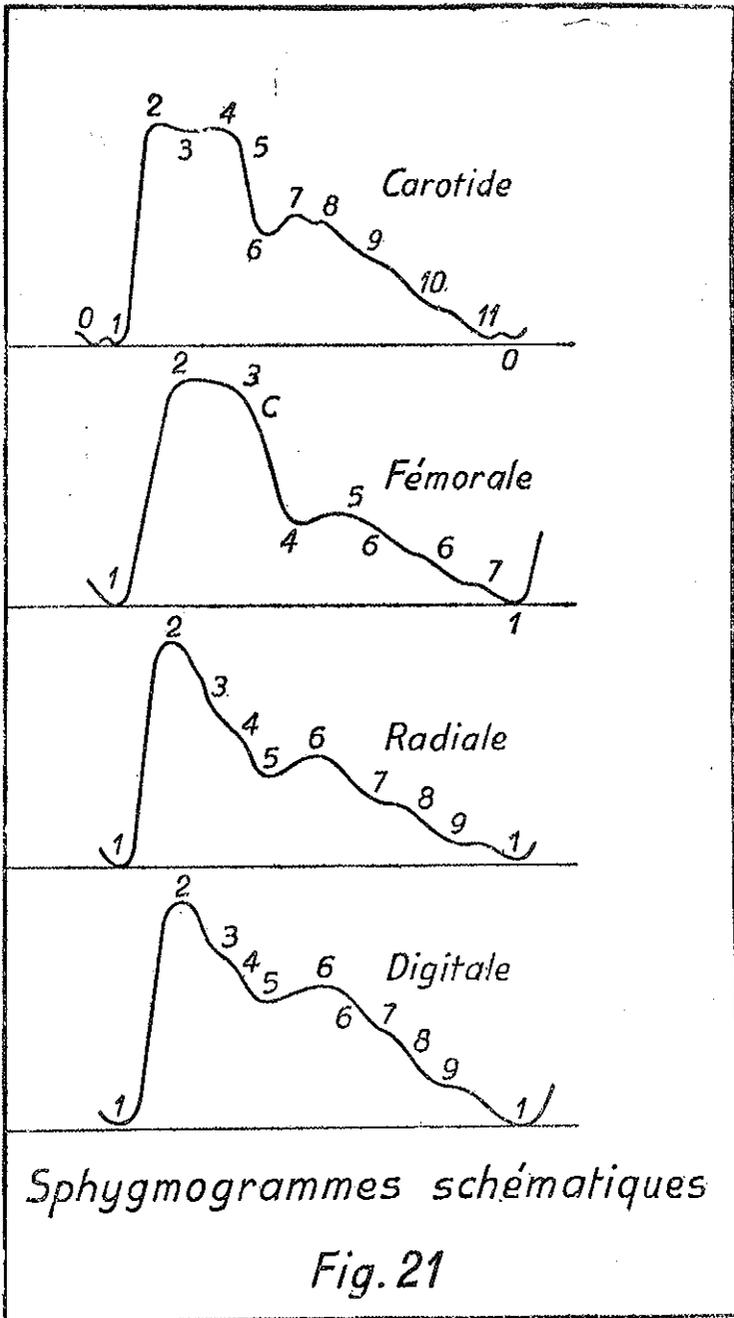
l'aorte portent le nom de *sphygmogramme central* du fait de sa proximité avec la racine de l'aorte.

Tout autre sphygmogramme est périphérique.

L'enregistrement d'un sphygmogramme aortique peut se faire dans des cas exceptionnels au jugulum, ou plus bas, par manque ou destruction du sternum.

Pour O. Frank (38), le sphygmogramme de la subclavia est le seul qui puisse être considéré comme central. Celui de la carotide ne le serait déjà plus. Cependant, dans la pratique courante, on considère la carotide également comme une artère centrale.

Sphygmogrammes centraux et périphériques ne sont que deux expressions de la variation d'un même phénomène. En regardant un graphique, on reconnaît immédiatement à laquelle de ces deux classes ils appartiennent. Il faut tout de même déjà préciser que *chaque artère a son sphygmogramme*. En effet, aux facteurs dynamiques du cœur, qui sont à l'origine de l'onde pulsatile, s'ajoutent, pendant qu'elles se propagent vers la périphérie, d'au-



tres facteurs ayant tendance à la modifier. Ceux-ci, expression des phénomènes comme le frottement, les réflexions d'ondes, l'élasticité des parois artérielles, etc. etc., agissent en modifiant continuellement la forme de l'onde. Ainsi les sphygmogrammes que nous enrégistrons sur des points donnés du corps nous donnent la résultante des modifications que l'onde pulsatile a subie, jusqu'au moment où elle passe sous le patin du sphygmographe. À chaque artère donc, son propre sphygmogramme.

C'est en partant de ces donnés, de caractère général, que nous allons faire l'analyse des sphygmogrammes des principales artères.

LE SPHYGMOGRAMME CENTRAL EN GÉNÉRAL

Le sphygmogramme central fut enrégistré pour la 1^{ère} fois par Marey (21) et par Chauveau et Marey (16). Son intérêt ressort du fait qu'il se rapproche le plus des graphiques de la pression intraventriculaire (fig. 19).

Par la suite toute une série d'auteurs : Fick (22, 23, 24, 25), Frederick (26), Duchek (27), Landois (28), Brondgeest (100), Wolff (30), Kotschlakoff (31), Lorain (32), Riegel (33), v. Frey (34-35), von Kries (36), Hurthle (17), Bayliss et Starling (37) enrégistrèrent, par différentes méthodes, des sphygmogrammes centraux et périphériques. Les différences trouvées par ces auteurs provoquèrent des polémiques nombreuses, pendant que la clinique s'élançait dans la sphygmographie pathologique avec l'enthousiasme qui lui est propre pour chaque nouvel appareil. Le mérite de ces travaux fut l'intérêt toujours croissant qu'on apporta à la sphygmographie et surtout le désir d'améliorer le sphygmographe. En effet, la plus grande partie des auteurs doutaient de la fidélité des traductions de ses appareils. C'est alors que O. Frank reprenant les études de Weber (81-123) et de Mach (1) jeta les bases de la construction des appareils enrégistreur : il construisit lui-même plusieurs sphygmographes (voir page 9) qu'il n'arrêta jamais de perfectionner tout le long de sa carrière scientifique.

C'est par l'interprétation des graphiques obtenus avec son sphygmographe à membrane et transmission optique qu'il publia les premières études fondamentales sur la sphygmographie (« Der Puls in der Arterien ») (4). Depuis, tous les auteurs confirmèrent la précision et l'exactitude de ces enrégistrement. En 1926 Frank confirma une fois encore ces expériences de sphygmographie dans un nouveau travail : « Der arterielle Puls » (38).

De nos jours, si les interprétations de O. Frank ne sont pas acceptées par tous les auteurs, sa description des différents sphygmogrammes reste

classique. C'est elle que nous suivrons. Cette description a été tout d'abord faite par Frank sur des graphiques recueillis sur le chien. Ensuite on l'a retrouvée semblable pour d'autres animaux, comme le cheval, Chauveau et Marey (16); le lapin O. Frank (4), v. Born (47), C. Tiegerstedt (39, 40, 41 et 48); le chat, Piper (49, 50); le cobaye, Philips (51, 52), Lohmann (53, 54), Ischihara (55); le rat, C. Tiegerstedt (48).

Chez l'homme, la reprise du sphygmogramme centrale aortique, fut limitée à quelques heureux hasards, où l'on put réaliser l'application directe du sphygmographe par manque congénital ou pathologique du sternum. Un graphique tout à fait remarquable et vraiment décisif, fut obtenu par R. Tiegerstedt (57) sur l'homme, avec un sphygmographe qui répondait aux exigences d'un bon enrégistrement.

Nous rapportons dans la fig. 20, les deux sphygmogrammes fondamentaux : celui obtenu chez le chien par Frank (a) et celui enregistré sur l'homme par Tiegerstedt (b). La ressemblance frappante de la forme nous permettra de donner la description du sphygmogramme central aortique, telle que nous pouvons supposer correspondre en réalité chez l'homme.

1) *Le graphique en général.*

Schématiquement et d'après les fig. 19-20, on retrouve dans le sphygmogramme central une série d'oscillations, expressions des phénomènes hémodynamiques du ventricule gauche et des portions proximales de l'aorte et des grandes artères qui partent d'elle : les carotides et les deux sous-clavières. Dans la fig. 20, nous rapportons le sphygmogramme de l'aorte tel qu'il est admis par O. Frank, confirmé par Tiegerstedt sur la même figure. La première oscillation (1) est une oscillation lente, donnant l'impression d'appartenir encore au sphygmogramme précédent. La deuxième oscillation (II) est plus rapide, plus pointue et plus courte; elle est suivie immédiatement d'une rapide montée (montée systolique) qui ralentit à un certain point (III), pour reprendre ensuite jusqu'au point maximum (IV). Dès ce moment, le graphique présente une tendance plus ou moins nette à former un plateau (V) coupé d'oscillations plus petites. La fin du plateau se marque par une assez rapide descente (VI); c'est là, ainsi que nous le verrons encore, la fin de la phase systolique du sphygmogramme. La descente est brusquement interrompue par une montée, qui, avec quelques oscillations rapides (VII) forme l'onde dicrote (VIII). Dès cet instant, le graphique descend continuellement; il peut montrer une ou plusieurs on-

dulations lentes (IX-X), et se termine par la première (I) et deuxième (II) préoscillation, représentant le début du sphygmogramme suivant.

Le sphygmogramme central graphiquement comporte deux parties séparées par un rebroussement cunéiforme. Marey proposa, dès 1860, la distinction d'un graphique du pouls en 3 parties :

- l'ascension
- le sommet
- la descente

Cette distinction, que Marey déjà avait estimée comme trop peu physiologique, a été remplacée, par Frank, par une formule comportant deux phases :

- I systolique
- II diastolique

Pour le pouls central, il est incontestable que cette distinction est préférable à l'ancienne. Elle précise l'étroit rapport existant entre les phases de la révolution cardiaque et le sphygmogramme central. Cette distinction en deux phases est plus difficile à maintenir dans les sphygmogrammes périphériques, où les modifications subies par l'onde artérielle rendent douteuses leurs limites.

Il est évident qu'il ne faut pas interpréter les deux expressions systolique et diastolique, étymologiquement, soit contraction et relâchement de l'artère. On rapporte les variations du graphique du pouls aux deux moments de la systole et la diastole cardiaque. L'effet hydraulique en est précisément l'inverse dans l'artère : à la systole du ventricule correspondra une dilatation ; à la diastole un retour sur elle-même de la paroi du vaisseau.

A l'aide des fig. 20 a et b, nous allons interpréter les accidents du sphygmogramme central aortique.

2) Analyse du sphygmogramme aortique.

La première oscillation, ou première préoscillation (I, fig. 20) a été désignée par Frank (4) comme « erste Vorschwingung ». Elle avait déjà été remarquée par Marey (16) sur le cheval, et par Hurtle (17) et François Frank (18) sur le cheval et sur l'homme, mais pas encore sur le chien. Pour ces auteurs (16-17-18) cette oscillation n'était ni sûre, ni présente dans toutes les expériences. O. Frank, sur le chien, le chat et le

lapin, l'a toujours trouvée présente, confirmant qu'elle dépend de la contraction de l'oreillette. En effet, la contraction de l'oreillette chasse le sang dans le ventricule, lequel se dilate (diastole); l'augmentation de la pression ainsi produite dans le ventricule, pousserait les valvules semi-lunaires, de là une augmentation de la pression à la racine de l'aorte. Si cette interprétation est la plus courante, Piper (19) admet par contre une compression directe de l'oreillette sur la racine de l'aorte. Garten (11) est du même avis, étant donné qu'il trouve quelque fois cette oscillation dans le sphygmogramme aortique, sans la trouver dans la courbe de pression intraventriculaire. Straub (112) confirme le point de vue de O. Frank.

Signalons enfin une heureuse expérience de Lohmann (14) qui, ayant réussi à dissocier le rythme auriculaire du ventriculaire, a vu disparaître la pré-oscillation. Liée à la contraction de l'oreillette, elle doit varier avec la force de contraction et la pression dans l'aorte; Chauveau et Marey (16) ainsi que Hurthle rapportent des expériences qui montrent ces rapports.

La concordance des graphiques ne peut donc plus faire douter que la première oscillation soit contemporaine de la contraction atriale. Nous tenons cependant à faire remarquer que cette interprétation s'appuie sur des expériences faites sur des animaux, exécutées dans des conditions n'ayant aucun caractère physiologique. Personnellement, dans nos graphiques de la carotide, nous l'avons toujours retrouvée, variable de forme et de durée (voir plus loin).

La deuxième pré-oscillation (*zweite Vorschwingung*) est beaucoup plus rapide; elle précède immédiatement la brusque montée systolique. Elle fut observée et étudiée par Marey et Chauveau (16), Hurthle (17), F. Frank (18) sur différents animaux et sur l'homme, souvent avec des interprétations contradictoires à celle de Marey. C'est également à O. Frank (4) que nous devons une précision définitive de cette oscillation d'après l'interprétation de Marey. Cet auteur compare le tracé de la pression du ventricule gauche et de l'aorte, il écrit, à la page 118 de son traité sur la circulation (69): « La systole ventriculaire dure un certain temps avant d'acquérir le degré d'énergie suffisant pour soulever les valvules sigmoïdes de l'aorte. Le soulèvement b' (deuxième pré-oscillation) dans le tracé de la pulsation aortique n'est donc que l'effet d'un ébranlement imprimé aux valvules sigmoïdes de l'aorte, au moment où la valvule mitrale se ferme. L'ouverture des valvules aortiques n'a lieu que plus tard. On voit par là qu'il y a un retard entre le début de la systole du ventricule

et la pénétration du sang dans l'artère. Ce retard, qui est sensiblement égal à un dixième de seconde, est employé par le ventricule pour atteindre le degré de pression intérieure suffisant pour vaincre la pression du sang dans l'aorte ». Cette admirable interprétation a été reprise par O. Frank (4) qui écrit : « Eine Erklärung dieser Schwingung finde ich in folgendem. Die Aortenklappen sind gespannt mit einer Kraft, die proportional dem Druckunterschied zwischen der Arteriellen und der Herzseite ist. Wenn nun bei dem Beginn der Ausspannungsperiode des Ventrikels oder seines isometrischen Periode, der Druck in dem Ventrikel plötzlich sehr rasch abnimmt, so vermindert sich diese Spannung, weil der Druckunterschied auf beiden Seiten der Klappe abnimmt, die Klappe biegt sich nach der arteriellen Seite aus. Diese Ausbiegung kann natürlich nur unter Bewegung der hinter ihr liegenden Flüssigkeit vor sich gehen, und da sie sehr rasch erfolgt, erhalten wir eine Schwingung ».

Il ressort des interprétations de Marey et de Frank la grande importance pratique de la deuxième pré-oscillation, qui correspondrait, par sa durée, à celle de la phase isométrique de la contraction cardiaque.

Le point de vue de Marey et de O. Frank fut partagé ensuite par C. Tiegerstedt (39, 40, 41), puis contredit par Piper (42, 43, 44), qui pensait que la deuxième pré-oscillation appartenait au début de la phase isotonique; dans des travaux suivants (45, p. 19) Piper se rapprocha sensiblement de l'interprétation de O. Frank et de C. Tiegerstedt. Par contre, S. Garten (11) resta de l'avis que la deuxième pré-oscillation appartient à la phase isotonique.

Si l'interprétation sur l'origine de la deuxième oscillation donna lieu à de longues discussions, par contre les différents auteurs se trouvèrent rapidement d'accord sur la durée, chez les animaux. Ainsi que nous l'avons déjà vu, elle avait pour Marey une durée de 0,1 de seconde. Pour O. Frank (4) chez le chien elle donne une moyenne de 0,02 à 0,03 de seconde. Garten (11) rapporte 0,04 de seconde, mais il ne calcule pas aussi exactement que O. Frank. R. Tiegerstedt (20) indique pour le chien une durée de 0,03; pour O. Hess (46) elle est entre 0,04 et 0,05. Tous ces chiffres représentent des moyennes. Frank remarque que la durée de la deuxième pré-oscillation varie avec la pression dans l'aorte; elle varierait comme elle (voir O. Frank (4), table à la page 496); l'influence de la fréquence a été niée par Tiegerstedt (77) par des expériences faites sur l'homme.

A la deuxième pré-oscillation succède la montée systolique (voir fig. 20 a e b). Cette onde frontale est provoquée par l'ouverture des valvules semilunaires aortiques; par elle débute la vraie systole qu'on pourrait appeler « artérielle ». L'expulsion de la masse sanguine du ventricule gauche (ondée systolique, débit cardiaque) provoque une augmentation rapide de la pression à la racine de l'aorte, qui se manifeste par la montée frontale du sphygmogramme.

Cette montée frontale n'est pas linéaire, elle a, tout au contraire, une légère forme de S allongé (III de la fig. 20). Cette oscillation porte le nom d'oscillation initiale (ou *anfangschwingung*). D'après l'étude de O. Frank elle représenterait une vraie oscillation, propre au système artériel. A la racine de l'aorte, au moment de l'ouverture des valvules semilunaires, nous avons une masse en mouvement (le sang) et un élément élastique (paroi artérielle) qui réalisent ainsi les conditions pour la formation d'oscillation propre du système en mouvement (v. Frank 4, pag. 482).

D'après l'auteur, cette oscillation initiale a une durée plus grande chez l'homme que chez les animaux, étant donnée la différence de la masse en action.

Comme pour la première et deuxième pré-oscillation, ainsi pour l'oscillation initiale Marey et Chauveau (16), Hurthle (17) l'avaient obtenue dans leurs expériences sur les animaux.

L'oscillation initiale aurait, d'après O. Frank (4), une durée moyenne de 0,013 à 0,02 de seconde sur le chien.

Après le maximum (III de la fig. 20) de l'oscillation initiale, la montée systolique reprend plus lente, pour atteindre le vrai sommet (IV de la fig. 20) de la courbe. Il est suivi, en général, d'un plateau (V, fig. 20) plus ou moins horizontal, interrompu parfois de quelques oscillations qui correspondent le plus souvent l'une à son début et l'autre à sa fin.

Une rapide descente qui se termine par l'incisure fait suite au plateau (VI, fig. 20). Le début de la descente correspond à la fin de la systole. La pression systolique maintenue dans l'aorte par la contraction ventriculaire, tombe brusquement au moment où le ventricule termine sa contraction et se prépare au relâchement (diastolique). La forte différence de pression qui se produit entre l'aorte et le ventricule, aura tendance à faire monter le sang dans ce dernier, mais à ce moment, les valvules semilunaires se fermeront. D'après O. Frank (4, page 491) le sang ne rentre pas du tout dans le ventricule, pour autant que les valvules soient suffisantes. A propos de l'incisure, il précise : « Dass die Incisur durch ein kurzes Zurück-

strömen des Blütes während des Klappenschlusses bedingt ist geht mit Sicherheit aus den Geschwindigkeitregistrierung hervor ».

Le choc produit par la masse sanguine sous la pression qui règne dans l'aorte (chez l'homme plus de 150 mmHg.) contre les valvules semilunaires fermées, provoque des variations plus ou moins nombreuses et rapides des valvules et de la paroi aortique, et détermine la formation d'une nouvelle onde qui porte le nom de dicrote (VII et VIII de la fig. 20) (Nachschwingung des allemands).

Faisant suite à l'incisure, une nouvelle et brève augmentation de la pression, qui, après quelques oscillations très rapides, atteint son maximum, par l'onde dicrote, décroît ensuite progressivement, jusqu'à la nouvelle pulsation. Cette phase est interrompue par une ou plusieurs oscillations courtes et aplaties assez inconstantes (IX, X de la fig. 20). Frank (4, p. 950) les rapporte à des réflexions de l'onde principale, à la hauteur des artères illiaques, ou à l'extrémité de l'arbre artériel.

A ces oscillations secondaires, succède et parfois en se confondant avec elles, la première pré-oscillation (I de la fig. 20) par laquelle débute le sphygmogramme suivant. C'est elle qui marque la fin de la période diastolique ventriculaire.

CONDITIONS D'ENREGISTREMENT

L'étude qui va suivre, se proposant d'être fondamentale pour la sphygmographie, nous a obligés à respecter strictement les conditions d'enregistrement.

Tous les sphygmogrammes (quelques milliers) ont été enregistrés au moyen de l'« Electrosphygmographe » (v. p. 41) sur des individus normaux et dans les condition suivantes :

1. - Individu couché, au moins 14 d'heure avant l'enregistrement; l'estomac à vide.
2. - Au repos complet, sans parler, ni fumer, cherchant plutôt à dormir.
3. - Température ambiante autour de 20 degrés.
4. - L'enregistrement a été fait autant que possible toujours à la même heure de la journée.
5. - La pose des capsules ou tubes récepteurs a été faite en même temps et en gardant le sujet dans la position la plus commode, au moyen de coussins.

6. - L'enregistrement de tous les sphygmogrammes n'a guère duré plus de 5 à 7 minutes.

7. - Pour la phase respiratoire, nous avons cherché à profiter de la fin de l'expiration.

Ces conditions, qui nous parurent être les meilleures, nous ont permis d'utiliser un grand nombre de tracés.

La pression artérielle a été contrôlée généralement par deux médecins, avant et après les enregistrements.

Nous avons délibérément éliminé tous les tracés qui, pour une raison ou pour une autre, montraient des défauts préjudiciables à nos calculs.

Nous pensons avoir ainsi rempli scrupuleusement notre devoir d'apporter une contribution, la plus sûre possible, à la sphygmographie.

Nous croyons également avoir enregistré nos sphygmogrammes dans les meilleures conditions circulatoires et nous pensons pouvoir les comparer ainsi les uns avec les autres, précisant ainsi de notre mieux *le sphygmogramme normal chez l'homme*.

En effet, nous avons décrit plus haut la forme du sphygmogramme central aortique. La plus grande partie de ces études a été faite sur les animaux; on a cependant remarqué une si frappante ressemblance (concordance) des formes avec les quelques tracés obtenus sur l'homme, que l'on peut admettre *que le sphygmogramme aortique chez l'homme répond à la description qui précède*.

L'aorte étant exclue dans la pratique courante de la sphygmographie, il reste deux artères centrales où l'application du sphygmographe soit possible : la sous-clavière et la carotide.

Après une expérience poursuivie pendant quelques années et dans le but de rendre la sphygmographie possible, même dans des conditions pathologiques, nous sommes arrivés à la conclusion que la carotide est des deux l'artère idéale pour la prise du pouls central. Bien que la subclavia précise peut-être mieux certains détails, les difficultés qu'elle crée pour obtenir de bons enregistrements, la font exclure de toute recherche systématique. En fait, sa position profonde à l'intérieur de la « fossa clavicularis » la rend absolument impalpable chez un grand nombre de personne. Les mouvements respiratoires tant dans la polypnée que dans la dyspnée, gênent considérablement la fixation du sphygmographe. Souvent même il est pratiquement impossible de mettre le patin du sphygmographe en contact avec l'artère.

Ce furent toutes ces raisons d'ordre pratique qui nous amenèrent à uti-

liser le sphygmogramme de la carotide comme *le sphygmogramme central type*. Frank (38, p. 48), après avoir étudié les ondes réfléchies, estime que le sphygmogramme de la carotide étant plus modifié que celui de la subclavia, il ne peut pas être employé en qualité de pouls central : « Er kann deshalb zur Feststellung des zentralen Puls im allgemeinen nicht verwendet werden ». Nous croyons cependant que la sphygmographie centrale donnera de meilleurs résultats si elle peut se généraliser pour chaque individu, que si elle doit se limiter à quelques individus seulement, à la subclavia superficielle.

L'enregistrement du sphygmogramme à la carotide est rarement compliqué d'un développement trop accentué du sternocleidomastoidiens. Même dans ce cas, une légère déviation de la tête permet l'enregistrement voulu.

D'autres auteurs s'étant longuement occupés de sphygmographie pratique, sont également d'avis que la carotide peut fort bien être utilisée comme artère centrale. O. Muller et Weiss (66), dans leur travail sur l'importance de la sphygmographie chez l'homme, résument ainsi leur point de vue : « Es kann mithin keinen Zweifel unterliegen, dass wir an Subklavia, wie Carotis, besonders aber an der Subklavia, bei jedem Menschen Druckbilder des Aortenpuls gut und vollständigen zeigen ».

C. Tiegerstedt (48) trouve également sur le lapin une très grande ressemblance entre la carotide et l'aorte; chez l'homme, R. Tiegerstedt (64) écrit : « dass sowohl im Carotispuls wie im Pulse der A. Brachialis am oberenteil des oberarmes, die Eigenschaften des Aortapulses in allen Einzelteilen nachgewiesen werden können ». Ce point de vue a été partagé par Hess (65), Wiegers (67) et Kaiser (68) dans leurs recherches sur l'homme.

Le sphygmogramme de la carotide représentera donc pour nous le type du sphygmogramme central.

MORPHOLOGIE DU SPHYGMOGRAMME DE LA CAROTIDE

Le sphygmogramme de la carotide chez l'homme présente, comme tout sphygmogramme central, les caractéristiques générales précisés à la page 60. Vis-à-vis du graphique aortique, il marque sa position plus périphérique par une disparition, par amortissement total, de certaines oscillations, par un léger arrondissement de certaines autres, par le renforcement des sommets, etc., etc., phénomènes d'interprétation précise presque

impossible, liés à toute une série de facteurs hémodynamiques d'élasticité, de pression, de viscosité, de frottement, de réflexions d'ondes, lesquels se font de plus en plus ressentir en s'éloignant de l'aorte.

Les enregistrements de la carotide pour les animaux, furent surtout exécutés sur le lapin par C. Tiegerstedt (48). Sur l'homme ils le furent par Bernstein (56) en 1890. Cependant la première étude approfondie est due à R. Tiegerstedt (64), suivi par Hess (65), O. Müller et Weiss (66), Wiggers (67), Kaiser (68), etc. etc. Tous ces auteurs, ainsi que nous l'avons déjà dit, ont affirmé la similitude du graphique aortique avec celui de la carotide.

Le graphique de la carotide présente une image assez constante et typique. Dans la fig. 22 a-b-c-d nous rapportons des sphygmogrammes carotidiens obtenus sur des individus différents. Nous avons soigneusement choisi 10 individus normaux, entre 20 et 30 ans, ayant une pression artérielle de 120/75, qui présentaient en position couchée de 70 à 72 de fréquence cardiaque. Sur ces sphygmogrammes nous avons repéré différents points sur l'abscisse, où se manifeste une variation de pression. La fig. 21 rapporte les points choisis, pour tous les sphygmogrammes étudiés par la méthode des deux tangentes. C'est à l'aide de ces cas que nous allons pouvoir préciser la morphologie du sphygmogramme de la carotide, (fig. 21). Le sphygmogramme de la carotide permet aisément de reconnaître les deux phases — systolique et diastolique séparés par une incisure qui en marque les limites. Il peut donc nous renseigner exactement sur la durée de la systole et diastole cardiaque, comme le fait un sphygmogramme aortique.

Dans la description du sphygmogramme aortique, nous avons commencé par la *première pré-oscillation* car, dans la révolution cardiaque, elle appartient à la systole auriculaire. En sphygmographie nous préférons la prendre en considération dans la partie diastolique à laquelle elle appartient topographiquement.

C'est donc par la deuxième pré-oscillation que débute le sphygmogramme de la carotide. *La deuxième pré-oscillation est presque toujours présente.* Nous l'avons constamment retrouvée quand l'enregistrement avait été fait au maximum à la hauteur du bord supérieur de la membrane thyroïdienne. *La forme, aiguë* dans la plupart des cas (fig. 22 d) peut s'aplanir jusqu'à paraître, comme un petit trait horizontal (voir fig. 22 b) lequel se délimite, cependant, clairement sur le reste du tracé. Cette anomalie se retrouve chez les individus normaux et elle leur est caractéristique.

Dans un assez grand nombre de cas elle n'est pas nettement séparée de la montée systolique; mais marque clairement son début et sa fin, (voir fig. 22 a).

La durée est très peu variable; chez l'individu normal, à une fréquence de 70-72, nous avons trouvé un minimum de 30, et un maximum de 40, avec une moyenne de 36 sigmas (v. p. 109).

Pour une fréquence donnée, sa durée est restée constante, soit le même jour, soit après plusieurs jours. Des petites différences de 2 centièmes de secondes peuvent avoir pour cause des erreurs de calculs. Nous avons vu à la page 63 que dans le sphygmogramme aortique chez les animaux, cette durée est de l'ordre de quelques centièmes de secondes. Les résultats des études qui ont cherché à préciser la durée de la contraction isométrique ventriculaire, à laquelle correspondrait la deuxième pré-oscillation, sont rapportés dans la tablelle suivante empruntée à Tiegerstedt (vol. I p. 212). Elle donne, en secondes l'ensemble des résultats moyens obtenus sur l'homme :

MAREY	0,1	(69)	HOCHHAUS	0,07-0,010	(76)
RIVE	0,073	(70)	GRUMMNACH	0,07	(73)
LANDOIS	0,085	(71)	ROBINSON et		
EDGREEN	0,096-0,087	(2)	KRAPER	0,07-0,085	(78)
KEIT	0,054	(74)	R. TIEGERSTEDT	0,05	(77)
HURTHLE	0,06	(17)	O. HESS	0,05	(79)
SCHMIDT	0,02-0,04	(75)			

La grande différence des résultats entre 0,02 et 0,1, se rapporte certainement à la différence des méthodes qui trop souvent étaient représentées par des appareils absolument inaptes à ces recherches. Les chiffres de O. Hess de 0,04 à 0,05 et ceux de R. Tiegerstedt de 0,05 nous intéressent plus spécialement du fait qu'ils ont été obtenus d'après les indications de O. Frank pour la sphygmographie centrale. Plus tard, Muller et Weiss (66 p. 334) donnent une valeur de 0,02 à 0,05 pour l'homme. Ces résultats se rapprochent sensiblement des nôtres. Dans un travail tout récent, A. Schultz (161) revendique la sphygmographie comme l'unique méthode capable de préciser la durée de la contraction isométrique. D'après ses tracés, enregistrés à la carotide, il obtient une valeur entre 0,03 et 0,04 de seconde, pour une fréquence de 74 à la minute.

La deuxième pré-oscillation est suivie de la rapide ascension systolique, onde initiale; c'est une montée faite toute d'un trait, sans interruption. L'oscillation encore bien visible du sphygmogramme aortique et de la sous-clavière n'est plus visible, à la carotide que par une très légère voûture à

concavité droite. L'onde initiale débute par un léger arrondissement où le galvanomètre marque encore un trait plein, qui se prolonge de quelques millimètres sur la montée. Le trait du galvanomètre s'éffile rapidement dans l'onde frontale de la montée, cela assez brusquement, en un point qui est souvent facile à repérer. Il reste alors le même presque jusqu'au maximum, ou il s'épaissit à nouveau avant de former le début du plateau systolique.

L'onde initiale ne présente en elle-même pas de caractéristiques individuelles, sauf dans le cas où la deuxième pré-oscillation se confond avec son début (voir fig. 22 a).

Pour préciser sa durée, nous avons choisi deux points facilement repérables, soit comme le montre la fig. 21, la fin de la 2^{ème} pré-oscillation, point maximum de la montée (distance entre 1-2). Notre choix est absolument arbitraire, surtout pour le deuxième point qui appartient déjà au plateau, mais il a l'avantage d'être facilement repérable dans tous les tracés.

D'après nos calculs, rapportés dans le tableau p. 136, la durée de la montée systolique ne varie que fort peu pour les mêmes conditions circulatoires. Tous les cas étudiés sont compris entre 80 et 105 sigmas. Pour le même individu, les variations trouvées à des jours différents sont de l'ordre de 6 millième de seconde, rentrant ainsi dans la possibilité des erreurs.

La montée systolique se termine par le plateau, qui représente une des caractéristiques les plus typiques du sphygmogramme de la carotide.

La direction du plateau rapportée à l'abscisse est généralement descendante. La fig. 23 b montre cependant un cas où elle est horizontale dans d'autres cas plus rares elle est nettement ascendante. C'est là, avec quelques légères variations, une caractéristique individuelle. Les angles qui séparent le plateau de la montée systolique et de la descente, sont arrondis.

Sur le plateau on remarque presque toujours deux ondulations. La première, qui détermine souvent le maximum de la montée systolique, est reliée à la deuxième par une lente déflexion, parfois très peu marquée. On ne peut rien préciser quant à la forme ainsi qu'à l'amplitude des deux ondulations; c'est parfois la première, parfois la deuxième qui est la plus marquée et la plus arrondie. Cependant, quand le plateau est descendant, la première ondulation est la plus marquée et la plus aiguë.

D'après tout ce que nous venons de dire, il n'est pas facile de préciser la durée du plateau. Dans le schéma de la carotide (fig. 21) nous avons marqué le premier maximum (2), le minimum (3), le deuxième maximum

(4) et enfin le début de la descente (5). Ces points ne peuvent cependant pas toujours être fixés, étant donné que parfois ils se continuent directement l'un dans l'autre. C'est surtout le cas pour le point 4 qui est souvent difficile à préciser.

D'après le tableau p. 109, la durée 2-3 est assez variable, entre 40 et 83 sigmas. Les temps entre 3-4 et 4-5 montrent des rapports irréguliers, parfois c'est l'un, parfois c'est l'autre qui est le plus long. En règle générale, on peut dire (v. tableau p. 109) que si une des distances 2-3, 3-4, 4-5 augmente, une autre diminue et que la durée total du plateau est constante chez tous les individus observés, dans les mêmes conditions circulatoires.

L'origine du plateau :

L'origine du plateau de la carotide dépend de la forme du sphygmogramme aortique.

Trois facteurs au moins sont à l'origine du plateau aortique, ce sont :

1. la force de contraction ventriculaire ;
2. l'écoulement vers la périphérie ;
3. l'élasticité de la paroi artérielle.

La montée systolique traduit la forte prédominance de l'afflux du sang sur l'écoulement ; dès lors et pendant un temps assez court se produit une augmentation de volume (limitée par l'élasticité du vaisseau) qui se traduit par une forte augmentation de la pression.

Dans un deuxième temps, l'augmentation de pression accélère l'écoulement. La prédominance de l'un ou l'autre de ces deux facteurs, déterminera l'inclinaison du plateau.

Normalement, en effet, l'accroissement de la pression artérielle (systolique) prédomine, mais dès l'instant où l'écoulement s'accélère, la courbe de la pression (en général le sphygmogramme) restera décapitée. Or, un plateau horizontal signifiera équilibre entre afflux et écoulement.

Cette expression très simplifiée, provient des études de Marey (69), Hürthle (17), O. Frank (113), mais plus spécialement du travail très complet de C. Tiegerstedt (39) lequel précisa, au moyen d'une sonde manométrique intraventriculaire, que la courbe de la pression intraventriculaire modifie son plateau d'après l'écoulement vers la périphérie. Nous reviendrons plus tard sur cet argument.

La fin du plateau se marque par une descente rapide (5-6, fig. 21), suivie d'une nouvelle montée 6-7. C'est ce que l'on appelle : l'*incisure*. Comme nous l'avons vu à la page 61 le début de la descente marque la fin de la

systole. La pression dans le cœur tombe en dessous de la pression aortique; la masse sanguine, dans l'aorte, a tendance à refluer vers le ventricule, mais à ce moment, les valvules semilunaires se referment. Cette brusque fermeture produit une nouvelle onde positive : la *dicrote* (voir page 61).

Le commencement de la descente, point 5, se marque par un effilement du trait du galvanomètre, toujours très visible; cet effilement traduit une accélération rapide de l'instrument. La descente se fait d'un seul trait : elle n'est jamais interrompue par des oscillations. D'après notre tableau, la durée varie entre 4, 5 et 6 centième de seconde, assez constante chez le même individu.

Du genou de l'incisure à l'onde dicrote, nous avons marqué deux points : le 7 et le 8. Ce sont des points excessivement inconstants. Nous nous trouvons dans la zone des oscillations produites par la fermeture des valvules semilunaires; ces oscillations produisent des variations de pression telles, qu'elles se font parfois ressentir encore, plus ou moins déformées sur le sphygmogramme carotidien. Dès lors l'onde dicrote est déformée et ne présente plus, de ce fait, un maximum d'amplitude que l'on puisse fixer exactement. L'onde présente deux petits sommets, qui peuvent être l'un plus haut que l'autre (v. fig. 22 b).

Nous avons essayé de calculer les distances entre le genou de l'incisure et le premier sommet 6-7 de même qu'entre les deux sommets 7-8. Ainsi que l'on peut le voir dans le tableau p. 136, cela n'a pas toujours été chez tous les individus observés, dans les mêmes conditions circulatoires possible. La durée totale 6-8 est généralement comprise entre 80 et 95 de sigmas.

La descente diastolique succède à l'onde dicrote. Des oscillations secondaires, d'une fréquence très basse et d'une amplitude excessivement réduite, viennent l'interrompre. La position de ces oscillations ainsi que leur nombre, sont des plus variables. C'est seulement après l'observation minutieuse de quelques milliers de sphygmogrammes que nous avons pu en préciser la présence. La position des oscillations, que nous avons limité entre 9-10 se trouve à peu près la moitié de la descente; la dernière oscillation, vers la fin de la courbe, se confond avec la *première pré-oscillation*, que nous avons décrite pour le graphique de l'aorte.

La première oscillation secondaire, que l'on rencontre dans la descente, est fortement aplatie et nous n'avons jamais pu la voir se délimiter nettement. Nous avons donc pu calculer uniquement la distance entre 8 et 10, laquelle nous a donné une valeur assez constante, variant entre 21 et 28

sigmas. Au contraire, la première *préoscillation* (v. p. 62) est toujours présente. Limitée entre le point 10-11, elle se distingue souvent par une amplitude considérable. Sa durée, d'après nos tableaux varie entre 110 et 120 sigmas.

Elle est généralement très bien séparée de la deuxième oscillation par un petit trait qui continue la descente et que nous avons précisé entre le point 11-0. Le tableau lui assigne une durée assez constante d'une moyenne de 30 sigmas.

Il arrive parfois que d'autres oscillations très discrètes fassent leur apparition. On ne peut que signaler leur présence. Il est impossible, en effet, de les limiter, tant leur amplitude est réduite. Une des plus fréquentes se dessine immédiatement avant la préoscillation, faisant croire de la sorte à un dédoublement de celle-ci.

Nous mettons encore en garde les chercheurs, contre des ondes d'amplitude trop grande, de forme irrégulière, de fréquence rapide, qui peuvent se trouver à la partie diastolique des sphygmogrammes. Ces ondes ne sont que des oscillations imprimées au récepteur, voire même des défauts provenant à des variations de courants des amplificateurs.

LE SPHYGMOGRAMME PÉRIPHÉRIQUE EN GÉNÉRAL

La forme du sphygmogramme central se retrouve modifiée dans le sphygmogramme périphérique. En effet, la perte d'énergie, due surtout aux différents frottements, provoque un amortissement qui va même jusqu'à la disparition des oscillations les plus rapides.

La prédominance de l'un ou l'autre des facteurs tels que la pression, la vitesse d'écoulement, la longueur du vaisseau, etc., nous fait comprendre qu'il existe autant de sphygmogrammes périphériques qu'il y a d'artères. Il n'est donc pas possible de donner une description unique du sphygmogramme périphérique. Nos suggestions se porteront sur les sphygmogrammes des artères périphériques principales et de leurs rapports avec le sphygmogramme central.

Les caractères communs à tous les sphygmogrammes périphériques sont : la forme aiguë de leurs sommets, et l'arrondissement des points de départs. Les premiers chercheurs les avaient déjà signalés, grâce souvent à l'erreur de leurs sphygmogrammes peu amortis. Ces caractères ont tout de même résisté à la critique moderne.

MORPHOLOGIE DU SPHYGMOGRAMME FÉMORAL

Le sphygmogramme fémoral a été, de tout temps, le plus déconcertant des enregistrements du pouls. Sa forme simple (fig. 22 a b c d) ses rares oscillations, lentes et allongées, contrastent vivement avec le sphygmogramme central. Il marque sa position périphérique par la forme pyramidale de son oscillation principale, par la profondeur de l'incisure et surtout par l'absence de toutes oscillations rapides.

Nous allons décrire les caractéristiques du sphygmogramme fémoral, sans nous soucier, pour l'instant, de ses rapports avec le sphygmogramme central. Comme pour les autres sphygmogrammes, nous avons fixé schématiquement sa forme dans la fig. 21 et nous y avons repéré arbitrairement des points où se manifeste une variation de la pression.

Le sphygmogramme fémoral débute par une rapide montée : onde frontale. Son point de départ est assez arrondi et le galvanomètre marque un trait épais pendant quelques millimètres encore vers la montée. Puis, l'augmentation de la pression s'accélère et l'ascension se fait d'un trait éfilé, auquel succède un ralentissement marqué par l'épaississement du trait du galvanomètre. A ce moment, commence l'arrondissement du sommet de la courbe. La montée peut être ainsi représentée par un S allongé. On ne remarque des oscillations lentes ou rapides, ni à son début, ni à sa fin.

La durée de la montée, fixée entre le point 1-2 (fig. 21) est comprise (voir tableau p. 110) pour des individus normaux, entre 115 et 130 sigmas. Les deux points peuvent être fixés d'une manière assez précise. La durée de la montée est constante chez le même individu.

La courbe ayant atteint le sommet (2), une très légère descente commence, se terminant par le point 3, d'où elle s'accélère brusquement. La forme du sommet du sphygmogramme fémoral est absolument typique et nous préférons lui donner le nom de « coupole fémorale » qui rend plus exactement l'image.

Nous avons essayé de préciser la durée de la distance 2-3. D'après notre tableau, elle est assez constante, malgré que le point 3 ne soit pas très clairement marqué; cette durée est comprise entre 110 et 130 sigmas.

Le point le plus bas atteint par cette rapide descente est marqué par le chiffre 4, soit l'incisure. La durée de la distance 3-4 est comprise entre 120 et 145 sigmas. Cette forte différence semble être caractéristique des individus, puisque chez la même personne elle est assez constante.

A l'incisure, succède la deuxième onde principale du sphygmogramme.

Le point 5 marque le sommet de la nouvelle onde, toutefois, on ne remarque jamais d'oscillations secondaires entre les points 4 et 5.

La durée de la distance entre ces points est comprise, entre 95 et 140 sigmas. Là aussi cette forte différence individuelle est assez constante chez le même individu et, prouve que l'erreur de calcul se tient dans des limites restreintes.

Après le point 5, la phase descendante du sphygmogramme reprend assez doucement; elle est rarement interrompue par une légère oscillation que nous avons marquée par le point 6. Nous avons retrouvé cette oscillation 2 fois sur 10 et cette proportion correspond aussi à tous les autres sphygmogrammes fémoraux étudiés. La durée de la distance 5-6 nous a donnée, dans deux cas, deux chiffres sans aucun rapport entre eux, soit 115 et 175 sigmas.

Comme on le voit, il nous a donc été impossible de marquer un point où se termine la deuxième oscillation. Cependant la présence de l'onde 6 laisse supposer que ce point existe, mais tellement amorti, qu'on ne peut pas le préciser.

Si l'oscillation marquée par le point 6 est rare, une autre oscillation qui débute par le point 7 est souvent présente. Nous l'avons précisé dans 5 cas sur 10, mais dans les autres 5 cas également elle pouvait être assez facilement supposée. Sa durée nous a semblée assez constante. Elle est comprise entre 80 et 105 sigmas.

Parfois d'autres oscillations très faibles font leur apparition dans la descente ou même à proximité du sommet de la deuxième onde principale. Nous ne pouvons, pour l'instant, les prendre en considération.

MORPHOLOGIE DU SPHYGMOGRAMME RADIAL.

Le sphygmogramme radial fut le premier à être enregistré. C'était au pouls que le médecin avait l'habitude de juger de l'état de la circulation chez son malade. Par la suite, le désir d'enregistrer les caractères ressentis par la seule pression du doigt se fit de plus en plus pressant. La construction du sphygmogramme de Marey (21) eut un succès immédiat. Un grand nombre d'auteurs, que nous avons déjà cité pour le pouls central à la page 62, enregistrèrent par milliers des sphygmogrammes de l'artère radiale. Comparé au graphique de la carotide et de la sous-clavière, celui de la radiale souleva infiniment moins de discussions: graphique plus simple, il était

accessible à l'enregistrement, de tout sphygmographe d'une fréquence de 15 à 20 Hz.

Il représente le sphygmogramme périphérique type. Sa différence avec le sphygmogramme central est très nette. La disparition du plateau qui rend le graphique beaucoup plus aigu, la disparition des oscillations les plus rapides et l'onde dicrote plus évidente, sont les trois caractères les plus importants du sphygmogramme périphérique radial.

De même que nous l'avons fait pour le pouls central, nous décrivons la morphologie du sphygmogramme radial telle que nous l'avons enregistrée sur des individus jeunes, avec une fréquence de 70-72 par minute et une pression artérielle normale de 120-70 à l'auscultation.

Nous fixons sur le graphique (fig. 21) neufs points où se vérifie un changement de pression, et nous rapportons dans les fig. 23 a b c d quelques exemples de sphygmogramme de l'artère radiale. Le graphique radial débute par une montée assez rapide qui se poursuit jusqu'au sommet (2). Le point de départ de la montée est légèrement arrondi (1) et ne présente aucune trace d'autre oscillation. La montée elle-même se fait d'un seul trait. L'accélération du galvanomètre est plus lente au début et à la fin. La durée de la montée, fixée entre les points 1 et 2 du schéma (fig. 21), d'après le tableau p. 111 varie entre 103 et 115 sigmas. Cette différence de 1,2 centième de secondes représente certainement une caractéristique individuelle. En effet, la durée de la montée est assez constante chez le même individu.

Dans l'étude comparative des sphygmogrammes centraux et périphériques, nous reviendrons sur cette discussion. Nous tenons cependant à préciser une fois encore que souvent de petites différences peuvent être rapportées à une variation de la pression artérielle, impossible à préciser par la méthode d'auscultation, de même qu'à d'autres facteurs tels que la respiration, le psychisme, etc. etc., dont le contrôle nous échappe.

Le sommet (2) ne se termine pas par une pointe aiguë, ainsi qu'on le voyait sur les graphiques des vieux sphygmographes à levier, mais par un léger arrondissement.

Dans le sphygmogramme radial, le sommet représente le point d'amplitude maxima. Jamais, en effet, nous n'avons eu l'occasion d'enregistrer un deuxième sommet plus haut que le premier. La descente du sommet correspond ainsi au début de la phase descendante de tout le graphique; dès ce moment, la pression tombe progressivement, bien que nous soyons encore loin de la phase diastolique.

A peine la descente du sommet a-t-elle débutée, qu'une deuxième élévation se marque sur le graphique. Cette oscillation à laquelle v. Kries (36) donna le premier le nom de « *Zwischenschlag* », oscillation intermédiaire, est presque toujours présente. Si parfois elle est très évidente (fig. 23 a), il arrive d'autre fois qu'elle soit aplatie (fig. 23 c). Nous étudierons plus loin l'origine et la forme de cette oscillation.

Comme le montre le schéma (fig. 21) nous avons fixé avec le point 3 la fin de la première étape de la descente. D'après le tableau p. 111 la durée de ce trait, déterminé entre les points 2-3, varie entre un maximum de 110 et 90 sigmas. Le point 3 étant souvent faiblement marqué, l'ordre d'erreur peut certainement être assez considérable dans sa fixation exacte.

La distance 3-4 donne une durée variant entre 40 et 55 sigmas. Le point 4 fixe le sommet de l'onde intermédiaire. Ce n'est pas toujours un sommet aigu, mais le centre d'une ondulation très plate que l'on fixe par le point 4. Après ce point, la descente reprend, rapide, pour s'arrêter à nouveau au point 5, lequel sépare toujours très nettement le graphique en deux parties. La ligne descendante depuis le sommet 4 et celle montante de l'onde dicrote forment une incisure très marquée et profonde qui se termine au point 5 d'une façon très aiguë : la ligne descendante est plus rapide que la montante.

D'après le tableau (voir p. 111) la durée 4-5 correspond à 70 et 90 sigmas. Variations individuelles, donc assez considérables.

Au point 5 la descente s'arrête une fois encore et une nouvelle onde, très importante, se marque sur le graphique : *l'onde dicrote*.

Cette onde fut signalée en 1850 par Chelius (155), qui se servait du sphygmomètre d'Herisson (cité par Landois, 71). Elle fut confirmée par Marey en 1860 (21-115) et par Buisson (116-117) pour d'autres artères également. Ses différentes dénominations furent les suivantes : Hürthle (118) et Hoorweg (119-120-121) « *Klappenschlusselevation* »; Moens (122) « *Schlissungswelle* » (onde de fermeture); Landois (71) « *Rückstosselevation* » (soulèvement par contre-coup) V. Kries (36) et O. Frank (4) « *Nebenschlag* » (O. Frank a gardé ce nom dans tous ses travaux). Pour désigner cette onde, nous nous en tiendrons au nom donné par Marey et que Tiegerstedt également admet, soit *onde dicrote*.

La forme de l'onde dicrote est assez simple. Une montée plus ou moins rapide, selon la profondeur de l'incisure, un sommet très arrondi qui ne présente jamais d'oscillations secondaires; une descente douce et conti-

nue, vraie descente diastolique qui se prolonge, interrompue par des ondes secondaires jusqu'au sphygmogramme suivant.

D'après le schéma (fig. 21) la durée de la montée de l'onde dicrote, soit la distance entre les points 5-6, est comprise entre 85 et 105 sigmas. Malgré l'arrondissement du sommet, ces deux points peuvent être fixés avec une assez grande précision.

Par contre, il est très difficile de fixer le point où se termine, sur le graphique, l'onde dicrote. En effet, deux ou trois oscillations lentes viennent interrompre la grande descente diastolique. Ces ondes, dont la fin de la première devrait fixer le point où se termine la dicrote, ne sont que rarement bien délimitées. Frank dans le schéma du sphygmogramme radial de la page 35 de son travail « Der artérielle Puls » (38), fixe 3 points, les 7, 8 et 9, que nous rapportons aussi dans notre schéma. Il est rare que ces 3 points ressortent clairement sur le sphygmogramme radial.

D'après nos calculs (voir tableau p. 111) le point 7 ne peut se préciser que sur 4 de 10 cas étudiés; le point 8, une fois sur 10; par contre le point 9 est précisable 7 fois sur 10. Ces proportions restent à peu près les mêmes dans tous les autres sphygmogrammes radiaux étudiés. En effet, si les ondes positives comprises entre 7-8 et 8-9 ne sont que rarement visibles, une dernière onde du sphygmogramme, d'amplitude très variable, est presque toujours très précise. Sa durée varie entre 150 et 200 sigmas.

LE SPHYGMOGRAMME DIGITAL

Dans la série des réalisations sphygmographiques, le graphique du pouls digital mérite une place toute spéciale. Nous croyons avoir été les premiers à préciser sa morphologie, en 1942 (138).

En effet, si le pouls digital a été enregistré, il l'a été par des méthodes pletysmographiques, par Marey (125), Mosso (126), Müller (66), Straub (133), Bonnsdorf (127), Peters (128), Goetz (129), Doupe (130), Mulinos e Schulmann (131), Hauk (132), Greven (134), ainsi que récemment par une méthode à photocellule par Mathez (135), Haus (136), Matthes (137). Mais aucune de ces méthodes ne réalise de vrais sphygmogrammes.

La méthode que, sur une idée d'Aloys Muller (138) nous avons mise au point (v. p. 41), nous a permis, dans une série de travaux, de préciser la morphologie du sphygmogramme digital (138, 139, 140, 141). Sa forme est représentée schématiquement dans la fig. 21. Le sphygmogramme digi-

tal se compose d'une onde frontale, partant d'un point de base assez arrondi et se terminant par un sommet aigu. Il présente donc la forme d'un S allongé. Au sommet, qui représente le point d'amplitude maxima, succède une descente plus ou moins rapide, interrompue par une oscillation intermédiaire. Ensuite, la descente reprend, rapide, jusqu'au rebroussement (incisure). L'onde dicrote est toujours bien marquée. Puis une ou deux ondes se marquent faiblement sur la descente, à la fin de laquelle apparaît une onde d'une amplitude considérable. Ainsi que l'on peut le constater d'après cette rapide description, le sphygmogramme digital présente la forme typique du graphique périphérique.

Son importance ressort du fait que les artères digitales, avec leur calibre de 0,5 mm. appartiennent déjà aux petites artères, là où les régulations circulatoires périphériques font déjà ressentir nettement leur influence.

Nos études se rapportant aux sphygmogrammes digitaux (138, 139, 140, 141) montrent qu'il est impossible de les décrire en les séparant du sphygmogramme radial. En effet, la ressemblance des deux graphiques est absolument frappante, si l'enregistrement a eu lieu dans les mêmes conditions d'ambiance générales et locales.

Le sphygmogramme digital est excessivement sensible, à tous changements de température, d'état local de la circulation, de la position du doigt, etc-etc. Bref, les précautions à prendre sont beaucoup plus strictes que pour les autres sphygmogrammes. Dès lors, la grande difficulté est de préciser clairement la morphologie d'un sphygmogramme, si sensible.

L'ensemble de nos études nous a montré qu'avec des soins particuliers d'enregistrements, il est possible cependant d'obtenir, sur le même sujet, les mêmes sphygmogrammes (138). Dans ces conditions le graphique de la radiale et celui de l'artère digitale sont absolument ressemblants. Dans d'autres enregistrements, et parfois malgré toutes les précautions le sphygmogramme digital montre une nette différence avec le radial. Il traduit par là cette indépendance de la périphérie vis-à-vis de la circulation des segments plus centraux, vers laquelle s'oriente aujourd'hui l'esprit de bien des chercheurs.

Cette « sensibilité » souvent capricieuse des artères digitales, nous empêche d'établir un sphygmogramme digital normal. Nous sommes obligé alors, de le prendre en considération ensuite, lorsque nous pourrons le considérer simultanément avec le sphygmogramme radial, normal, dans un même enregistrement.

Il suffit pour l'instant de dire que le sphygmogramme digital « nor-

mal » est pour nous, celui qui ressemble parfaitement au sphigmogramme radial normal correspondant. Le graphique digital marque tout de même sa position plus périphérique par l'arrondissement encore plus marqué des points de variation rapide de la pression; phénomène dû au frottement et aux conditions spéciales de la circulation de la main. En adoptant ce point de vue, nous admettons qu'un sphigmogramme digital qui ne ressemble pas parfaitement à celui de la radiale, n'est plus strictement physiologique.

LE SPHYGMOGRAMME NORMAL

Nous avons parlé jusqu'ici des sphygmogrammes séparément, cherchant à fixer quelles sont les caractéristiques des sphygmogrammes des différentes artères, sur des individus jeunes (de 20 à 30 ans), avec une pression artérielle normale (120-70). Nous nous sommes bornés à calculer uniquement les tracés d'une fréquence entre 70 et 72 pulsations par minute. Nous sommes arrivé à en citer 10 cas, qui représentent pour nous *le sphygmogramme physiologique*.

Voici donc un premier résultat d'une très grande importance. Il ne nous a pas été possible de retrouver, dans la très abondante bibliographie sur la sphygmographie, un travail précisant les valeurs des différents accidents des sphygmogrammes, chez l'homme. L'unique travail moderne est celui de O. Frank (38) où sont citées les valeurs pour deux individus, tant pour le sphygmogramme de la sous-clavière, que pour la radiale. En tout, deux cas seulement réellement complets.

En effet, la plus grande partie des travaux sur la sphygmographie, n'ont décrit que la forme générale des sphygmogrammes. Si, dans certains cas (Garten 11) quelques points des tracés ont été précisés, ils ne l'ont été que dans un but très limité; par exemple, préciser la durée de la deuxième préoscillation. On ne trouve rien de définitivement quantitatif dans la magnifique œuvre de Tiegerstedt (20) ni dans l'article de W. Frey dans le « Handbuch d. Norm. und Pathol. Physiol. ».

Dès lors, chacun de nos tableaux peut être consulté pour obtenir, avec une assez grande précision, les valeurs du *sphygmogramme normal*.

L'ONDE PULSATILE DANS LES DIFFÉRENTES ARTÈRES.

Nous passons maintenant à l'étude de l'onde pulsatile dans ses passages successifs aux points d'enregistrements.

L'observation des tableaux des différents sphygmogrammes (voir p. 113,

115-117) montre par comparaison, des différences qui n'ont échappées à personne.

Il ne faut pas oublier qu'à *chaque individu son propre sphygmogramme*. Une étude comparative n'est possible que si les conditions d'enregistrement ont été strictement observées (voir p. 66).

Au risque même d'être pédant nous ne répéterons jamais assez cet argument.

Les graphiques que nous allons analyser et comparer ont été recueillis deux à deux, simultanément. L'idéal aurait été de les recueillir tous en même temps; cependant chaque groupe de deux ayant été enregistré immédiatement l'un après l'autre, soit à 2-3 minutes de distance, sans remuer le sujet, nous croyons, dans le cas où la fréquence est restée la même, qu'une comparaison est possible. Nous indiquerons la période (P) qui montrera par de toutes petites différences les cas où les sphygmogrammes ont été enregistrés immédiatement après. Les chiffres qui précèdent les valeurs des temps, se rapportent aux sphygmogrammes schématiques de la fig. 21.

ANALYSE D'ENSEMBLE DES SPHYGMOGRAMMES DE LA CAROTIDE ET DE LA FÉMORALE

Nous passerons maintenant à l'étude des fig. 22, 23, 24. Elles nous montrent trois séries de sphygmogrammes: carotide-fémoral, carotide-radial, radial-digital.

Le premier groupe carotide-fémoral (fig. 22 a b c d), nous frappe par la grande différence entre les deux graphiques; il semble à première vue, que leur indépendance soit presque absolue.

La deuxième pré-oscillation marque le début du sphygmogramme de la carotide. La fig. 22 a montre un des cas où cette oscillation n'est pas parallèle à l'abscisse, mais où elle prend déjà part à la montée; son commencement et sa fin peuvent cependant être assez facilement reconnus. La durée rapportée sur le tableau (p. 112), calculée comme toujours entre les points 1-2, est de 40 sigmas. Aucune trace de cette oscillation n'existe dans le sphygmogramme fémoral, qui marque clairement son point de départ arrondi. La deuxième pré-oscillation a ainsi disparu à l'enregistrement fémoral, sans laisser, du moins visiblement, trace de son existence; c'est un fait sans exception.

Deux points peuvent être comparés sur le graphique: celui du départ

et celui du maximum atteint par l'onde frontale, soit les points 1-2 des schémas respectifs (fig. 21). Les deux montées se ressemblent sans être identiques.

Le commencement est plus brusque pour la carotide, cette rapidité est révélée par l'effilement brusque du trait du galvanomètre. La fin de la montée présente une différence encore plus grande entre les deux graphiques. Celui de la carotide atteint son maximum après une légère inclinaison en courbure d'assez courte durée; par contre le fémoral, avant d'atteindre son maximum, fait une inclinaison en courbure beaucoup plus lente. Il en résulte que la forme de S des deux montées est moins allongée pour le fémoral. La partie centrale de la montée ne montre rien de spécial à signaler, sinon le fait qu'elle se marque, pour les deux tracés, d'un seul trait et que dans le cas où les amplitudes des deux tracés sont exactement les mêmes, la montée de la carotide est plus verticale que celle de la fémorale.

La durée de la montée des graphiques est respectivement (voir tableaux à la p. 112).

	Carotide (1-2)	Fémorale (1-2)
fig. 22 a	88	140
fig. 22 b	95	130
fig. 22 c	90	130
fig. 22 d	75	120
moyenne	87	130

Différence donc très remarquable, qui ressort aussi clairement dans les moyennes des 2 tableaux des 10 cas étudiés dans les mêmes conditions circulatoires (v. p. 136-142). Ces tableaux nous ont, en effet, donné des valeurs moyennes pour les points 1-2 respectivement de 88 pour la carotide et de 129 pour la fémorale. *Comme on le voit la durée des deux montées est toujours différente; la montée systolique de la fémorale dure plus longtemps, exactement 36 sigmas de plus.* Les points 1-2 des deux graphiques sont-ils comparables? Nous ne saurions l'affirmer; ils sont choisis arbitrairement. Leur raison d'être s'explique par le fait qu'ils représentent le sommet principal du graphique; ils sont donc graphiquement comparables, ce qui ne veut pas dire qu'ils le soient hydrauliquement. Nous reviendrons dans les conclusions, sur cette importante question. Nous signalerons en passant que Hurthle (139-140) trouva, par l'inscription simultanée des sphygmogrammes absolus, à la carotide et à la fémorale des animaux, que la durée de l'ascension à la carotide est plus longue qu'à la fémorale, soit: carotide 0,100, fémorale 0,070 de sec. La différence des méthodes et le

manque d'indications précises du point 2 sur les graphiques, ne nous permettent pas de discuter ce résultat.

Continuant notre analyse, nous en arrivons au sommet des deux graphiques. Leur différence est très nette et constitue, comme nous le disions précédemment, une des principales différences du sphygmogramme central et périphérique. La fémorale ne présente plus de plateau central. Les petites oscillations au commencement et à la fin du plateau ne sont même plus décelables. A ce propos, nous avons fixé pour la fémorale (voir schéma fig. 21) les points 2-3 respectivement là, où le maximum est atteint, et là, où l'éfilement du trait du galvanomètre nous indique une brusque accélération, soit le début de la descente. Si nous comparons maintenant la durée 2-3 du sphygmogramme fémoral avec une durée plus ou moins correspondante du sphygmogramme de la carotide, nous devons le faire entre le commencement et la fin du plateau, soit entre le point 2-5; nous obtiendrons ainsi :

	Carotide (2-5)	Fémorale (2-3)
fig. 22 a	190	120
fig. 22 b	188	120
fig. 22 c	163	115
fig. 22 d	165	100
moyenne	176	116

Ces valeurs correspondent approximativement aux moyennes rapportées dans les tableaux p. 136-142 qui ont donné respectivement 153 sigmas pour la carotide et 121 sigmas pour la fémorale. D'après ces valeurs, il résulte qu'il n'y a aucun rapport entre les points 2-3 de la fémorale et 2-5 de la carotide : *la coupole de la fémorale et le plateau de la carotide ne sont donc pas comparables*. Voilà une conclusion que bien des auteurs ont fait et qui nous semble par trop absolue. En effet, en regardant la fig. 22 a et la fig. 22 c on constate que la première présente une coupole fémorale plus grande et moins aiguë que celle de la deuxième; les carotides correspondantes diffèrent dans le même sens : la carotide de la fig. 22 c montre un plateau nettement descendant, alors que celle de la fig. 22 a est descendante seulement légèrement. Les fig. 22 b et d, dans des cas normaux, montrent une fémorale avec « plateau » absolument reconnaissable.

Dès lors on ne pourra pas dire que le sphygmogramme fémoral ne présente aucune trace de plateau; il est transformé, arrondi à son commencement et à sa fin, mais il est existant. Comment expliquer alors la différence de temps entre les points 1-2 et 2-5? Ce problème à plusieurs incon-

nues s'intègre dans celui, encore plus complexe, de la pression artérielle de l'artère fémorale, que nous allons analyser très rapidement.

C'est en 1890 que Hurtle (164) remarqua que la pression artérielle dans l'artère fémorale est plus élevée que dans l'artère carotide. Ce phénomène fut confirmé immédiatement après par v. Kreis (36) qui conclut : « Wie soll man sie sich anders erklären, als durch Reflexion? ». O. Frank est de la même opinion lorsqu'il écrit à la page 527 de son travail (4) : « Die wesentliche Ursache liegt zweifellos in einer Reflexion der Wellen in der Peripherie der Arterien und in der Interferenz mit den zentrifugalen Wellenzügen ». Hurthle qui, en 1890, supposait entre autres hypothèses la possibilité d'une activité de la paroi artérielle, chercha par la suite, par une longue série d'expérience, à montrer l'inexactitude de l'hypothèse par laquelle l'augmentation de la pression artérielle de la fémorale serait la résultante de la superposition d'une onde principale et de son onde réfléchie. Dans ses derniers travaux (162-163) en 1934, Hurthle est catégorique : « Die Amplitudenerhöhung des peripheren Pulses gegenüber dem Zentralen kann also nicht auf Wellenreflexion beruhen ». A titre documentaire, nous rapportons aussi l'hypothèse de Bazett (142) pour qui le phénomène serait dû à la transformation d'énergie cinétique en énergie potentielle.

Ne connaissant pas, par la sphygmographie, la courbe réelle de la pression dans les vaisseaux, nous ne pouvons pas entrer directement dans le vif de ce problème ; d'autant moins que les auteurs qui s'y sont intéressés ont employé la méthode manométrique directe, soit la mesuration de la pression artérielle par communication directe avec le courant sanguin. Nous croyons pouvoir dire cependant, que si le phénomène existe réellement, aucune explication n'a su nous convaincre complètement jusqu'à ce jour.

Reste pour nous le fait que, si le plateau de la carotide se retrouve déformé dans la coupole fémorale, sa forme varie dans le même sens, plus le plateau est descendant, plus la coupole de la fémorale sera étroite.

La coupole de la fémorale et le plateau de la carotide ont donc une dépendance de forme assez précise.

Il est difficile d'expliquer les différences de durée des montées, ainsi que celles du plateau de la carotide et des points 2-3 de la coupole fémorale. Nous reviendrons sur ce problème dans nos conclusions.

Poursuivant notre analyse de la fig. 22, nous passons maintenant au début de la descente, soit pour la carotide le trait compris entre les points 5-6, et pour la fémorale entre les 3-4. La différence entre ces deux traits

est frappante ; celui de la carotide se termine par un rebroussement (incisure) rapide, par contre le trait de la fémorale se termine par une ondulation très large. Aucune oscillation secondaire ne se marque sur cette première partie de la descente.

A la différence de forme, correspond une nette différence de durée soit :

	Carotide (5-6)	Fémorale (3-4)
fig. 22 a	40	160
fig. 22 b	42	140
fig. 22 c	50	165
fig. 22 d	40	155
moyenne	43	152

Nous remarquons comme déjà aux tableaux des pages 109-110 que la première partie des descentes ne sont pas comparables, ni par leur forme, ni par leurs durées. Ce qui revient à dire que les deux incisures (points 6 et 4) ne sont pas comparables. *L'incisure de la fémorale retarde sur celle de la carotide de presque 100 sigmas, ceci dans l'ensemble des cas pris en considération.* Au point le plus bas de l'incisure, succède une nouvelle ascension qui va former la deuxième onde principale ou dicrote. La comparaison des deux montées sur la fig. 22 a montre qu'elles sont presque parallèles ; ce n'est pas le cas, par exemple, pour a fig. 22 c, ni spécialement pour les fig. 22 b et où aucune comparaison n'est possible. A une deuxième onde principale, (dicrote) de la carotide, correspond dans la fémorale une onde extrêmement aplatie. Dès lors, quelles possibilités nous restent-il de comparer les points des deux graphiques ? Nous sommes obligé, de reconnaître qu'elles sont très alléatoires. Cependant, nous chercherons à établir un rapport de temps entre les points 6-7 ou mieux encore 6-8 de la carotide et les points 4-5 de la fémorale. Voici les temps obtenus pour les fig. 22 a b c d, d'après les tableaux correspondants,

	Carotide (6-8)	Fémorale (4-5)
fig. 22 a	70	160
fig. 22 b	130	130
fig. 22 c	110	195
fig. 22 d	100	160
moyennes	102	161

Cette différence montre encore une fois que les points 6-8 et 4-5 de la carotide et de la fémorale ne correspondent pas entre eux. Seule la fig. 22 b nous montre une similitude exceptionnelle.

Cependant il est frappant de constater que là où la carotide présente une

onde dicrote fortement marquée, comme sur la fig. 22 c on retrouve une deuxième onde principale à la fémorale, nettement délimitée; par contre, là où la carotide présente une onde dicrote peu marquée, « suffoquée » dans la descente diastolique, on retrouve également dans le graphique de la fémorale, une onde plate, où le trait entre les points 4-5 est presque nettement parallèle à l'abscisse de la courbe, comme la fig. 22 b. Poursuivant notre étude comparative, nos suggestions se porteront maintenant sur la grande descente diastolique. Nous sommes arrivés là au point le plus contesté et le moins clair de la sphygmographie. Déjà Marey (69) avait remarqué que souvent la partie descendante du sphygmogramme décelait de petites oscillations, qu'il appela : « rebondissements multiples du pouls ». Cette observation a été, par la suite, confirmée par tous les auteurs et spécialement par Landois (70) qui, en 1869, les appela « soulevements d'élasticité », en cherchant même à en préciser les conditions d'origine. Nous les appellerons « oscillations secondaires ». On en reconnaît une première et une seconde, qui n'ont pas la même importance. La première est mal décelable.

Ainsi dans les 10 cas normaux étudiés, nous n'avons jamais pu préciser sa durée. Cependant le graphique carotidien de la fig. 22 a, nous montre que cette oscillation dure à peu près 9 sigmas. Comme on le voit sur la figure, cette onde n'est pas du tout visible à la fémorale, comme on pouvait s'y attendre pour une onde de si faible énergie. Cependant nous ne pouvons manquer de signaler que parfois, sur le graphique de la fémorale, une première oscillation secondaire se marque, qui n'est pas visible à la carotide. Le sphygmogramme de la fig. 22 d montre un de ces exemples.

La deuxième oscillation secondaire présente une toute autre importance, *elle n'est en réalité que la première pré-oscillation du sphygmogramme central.*

Nous avons déjà parlé de l'origine de cette onde à la page 62. Il nous intéresse maintenant de la déceler dans le sphygmogramme fémoral. Nous la trouvons présente dans tous les graphiques rapportés. Elle est précisable entre les points 10-11 pour la carotide et 9-10 pour la fémorale. Cette onde est-elle donc la même à la carotide et à la fémorale? Nous en sommes intimement persuadé et cela pour les raisons suivantes :

1. Presque chaque fois qu'elle est bien marquée à la carotide, elle l'est aussi à la fémorale, sauf qu'elle est ici plus arrondie (position périphérique du vaisseau), et vice-versa.

2. Si elle présente une déformation, on la retrouve aussi dans celle de la fémorale (v. fig. 22 a sphygmogramme).

3. La durée de la distance entre les points 10-11, où, sans grande er-

reur possible 10-0 de la carotide et 7-1 de la fémorale, est dans tous les cas aisément calculable, presque la même. Mais il est souvent mal aisé de la déterminer. Dans les 4 cas pris en considération (fig. 22 a b c d), c'est dans les seuls cas de la fig. 22 a et b, avec le résultat suivant :

	Carotide (10-0)	Fémorale (7-1)
fig. 22 b	165	150
fig. 22 d	110	150

Cependant dans certains cas, la première pré-oscillation qui est bien marquée à la carotide, l'est peu ou presque pas à la fémorale. En effet des tableaux des cas normaux donnent pour la carotide la présence presque constante de cette onde, avec une durée moyenne de 153 sigmas alors que pour la fémorale elle n'est présente que 5 fois sur 10, avec une durée moyenne de 82 sigmas.

Le fait de primordial importance est que nous retrouvons, dans la fémorale, une onde modifiée, mais située cependant au même endroit qu'à la carotide; d'une durée approximativement pareille, présentant les mêmes caractéristiques pour les deux tracés.

Dès lors comment douter, malgré les exceptions, qu'il ne s'agisse là de la même oscillation? Ce serait le moment de se demander pourquoi cette onde n'a pas été aussi profondément déformée que les autres? Pourquoi ces trop fameuses ondes réfléchies ont respecté la première pré-oscillation?

Lors de nos conclusions générales, soit après la comparaison d'autres sphygmogrammes périphériques, nous reviendrons sur cet important problème.

ANALYSE D'ENSEMBLE DES SPHYGMOGRAMMES DE LA CAROTIDE ET DE LA RADIALE.

A l'aide de nos figures 23 a b c d et du tableau correspondant, nous passons à l'analyse du sphygmogramme de l'artère carotide et de l'artère radiale, enregistrés simultanément.

Contrairement à la fémorale, la radiale présente, déjà à première vue une certaine ressemblance avec la carotide, ceci malgré son caractère typiquement périphérique. Cette ressemblance est d'autant plus frappante qu'on retrouve, comme dans la fig. 23 b, la présence d'un plateau. Comme précédemment, notre analyse sera basée sur la possibilité de comparer les points choisis arbitrairement pour les deux sphygmogrammes, et rapportés à la fig. 21.

La deuxième pré-oscillation manque sur le sphygmogramme radial.

C'est là une première constatation qui n'a pas d'exception. En effet, jamais dans les quelques milliers de sphygmogrammes enregistrés, nous n'avons rencontré cette onde sur le sphygmogramme radial.

La comparaison des deux montées nous permet de remarquer que celle de la carotide est plus rapide, plus verticale que celle de la radiale. (Il faut naturellement comparer la partie centrale de la montée sur des sphygmogrammes de même amplitude. A ce propos, il nous semble utile de répéter que pour le système d'enregistrement par amplificateurs, comme pour l'*Electrosphygmographe*, l'amplitude dépend de la valeur d'amplification que l'on désire donner).

Pour préciser le temps, il faut comparer la durée entre les points 1-2 de la carotide et 1-2 de la radiale (v. fig. 21); d'après les tableaux de la p. 114, nous obtenons :

	Carotide (1-2)	Radiale (1-2)
fig. 23 a	90	115
fig. 23 b	80	105
fig. 23 c	92	115
fig. 23 d	95	100

La vitesse avec laquelle la pression atteint son maximum est plus grande pour la carotide que pour la radiale. Sur les 10 cas normaux, nous avons obtenu un même résultat; les deux moyennes étaient en effet 88 pour la carotide, 106 pour la radiale. Les deux sommets ne se trouvent donc pas au même point, celui de la radiale étant retardé de 18 S. en moyenne. Ce phénomène est bien connu, surtout depuis le temps où l'on s'intéresse à la vitesse de propagation de l'onde pulsatile. En effet Frank (38), Brömser et Ranke (143), Müller (111) montrèrent, qu'on ne peut se servir, pour juger le retard entre deux pouls, du sommet du sphygmogramme central et de celui de la radiale.

Nous passerons maintenant au problème de l'existence du plateau central à la périphérie.

En observant les fig. 23 a b c on a nettement l'impression que le plateau ne fait que s'incliner dans le graphique périphérique; dans la fig. 23 b, par exemple, on retrouve parfaitement la forme et la présence d'un plateau. Avant d'expliquer cette ressemblance, nous allons comparer les différents points des figures

	Carotide (2-5)	Radial (2-4)
fig. 23 a	175	160
fig. 23 b	170	162
fig. 23 c	162	154
fig. 23 d	165	155

On voit donc que ces durées sont sensiblement les mêmes ; fait qui ressort aussi des tableaux des 10 cas normaux qui ont donné respectivement pour la carotide 153, et pour la radiale 141 sigmas. Ainsi nous croyons pouvoir affirmer, d'après les minimes différences de temps enregistrés, *que le plateau central se retrouve plus ou moins nettement dans le sphygmogramme radial, et nous ajouterons déjà, qu'il est d'autant plus marqué à la radiale, qu'il est plus parallèle à l'abscisse à la carotide.*

Si notre conclusion est juste, le deuxième sommet du pouls central est donc représenté en périphérie par l'onde intermédiaire. Déjà du temps de Marey, l'interprétation de cette onde avait préoccupé le physiologue. Landois (28) et Riegel (33) l'ont considérée comme un effet de la variation des parois artérielles et l'appelèrent : onde d'élasticité. Moens (122) et Mosso (145) se réservent de l'interpréter. Marey (69) à la page 272, écrit : « Pour moi, cette ondulation est un vestige du plateau systolique dont elle accuse la fin ». Cette interprétation intuitive du grand physiologue, fut, par la suite, combattue par beaucoup d'auteurs. Frank écrivait, à la page 538 de son travail de 1905 (4) : « Ebenso wenig ist es wahrscheinlich, dass der Zwischenlag, wenigstens was seinen ansteigen Ast betrifft, von Zentrum einfach vorgeleitet ist. Auch an dieser Stelle ist, an der in dem zentralen Puls oder Grundform nichts zu erwarten. Es ist der Anfang einer neuer gegenüber der ersten bereits abgeschwächten Eigenschwigung, bzw. der Ausdruck einer Reflexion ».

Cette opinion de Frank ne fut pas partagée par R. Tiegerstedt, qui écrit en 1929 à la page 215 (20) : « Darauf folgt, dass das Plateau das ja in der zentralen Pulskurve sehr oft oder vielleicht in der Regel aufsteigend ist, bei der Fortpflanzung der Pulswelle nach der Peripherie allmählich in absteigender Richtung verändert wird. Einen horizontalen Plateau bei der Peripheren Pulskurve entspricht also ein steil aufsteigendes in der Kurve des zentralen Pulses ». Cette claire et précise opinion expérimentale n'a jamais été acceptée par l'école de Frank. Nos observations la confirment toutefois en plein.

Reprenant notre analyse comparative, c'est sur le début de la descente, soit sur la tranche descendante de l'incisure, que se porteront nos suggestions. Comme on le voit sur toutes les fig., la descente comprise, pour la carotide, entre les points 5-6, et pour la radiale entre les points 4-5, est nettement moins rapide pour cette dernière. La durée correspondante d'après la figure 23, est :

	Carotide (5-6)	Radiale (4-5)
fig. 23 a	45	70
fig. 23 b	60	80
fig. 23 c	50	50
fig. 23 d	48	85

Dans les moyennes des 10 cas normaux, nous avons trouvé des différences encore plus marquées, soit 50 pour la carotide et 79 pour la radiale. Or, d'après ce que nous venons de dire, le plateau central se trouve abaissé dans la périphérie, les points 5 de la carotide et 4 de la radiale se correspondant, nous constatons maintenant qu'il n'en est plus ainsi pour les points 6 de la fémorale et 5 de la radiale. Ce qui revient à dire que le point le plus bas de l'incisure des deux sphygmogrammes n'est pas comparable ; sur celui de la radiale il est déplacé vers la partie diastolique, avec un retard précis. Nous en arrivons ainsi au problème du déplacement de l'incisure en périphérie. En effet, si on calcule la différence entre les points 1-6 de la carotide et 1-5 de la radiale, on obtient les valeurs suivantes :

	Carotide (1-6)	Radiale (1-5)
fig. 23 a	310	345
fig. 23 b	310	347
fig. 23 c	304	319
fig. 23 d	308	340
moyenne	308 sig.	338 sig.

Ces valeurs correspondent de près à celles obtenues dans les 10 cas normaux, soit 205 pour la carotide, et 325 pour la radiale. Frank (38) dans les 2 cas étudiés pour des points correspondants de la sous-clavière et de la radiale, trouve pour la première 279 et 257, et pour la seconde 308 et 261 sigmas. Résultats très ressemblants aux nôtres.

Le fait reste donc bien établi que l'incisure se trouve dans le sphygmogramme périphérique déplacée de 20 à 30 sigmas par rapport à celle du sphygmogramme central.

Afin de préciser à quel moment se produit ce retard, nous mesurons la durée de la systole, soit la distance entre les points 1-5 de la carotide et les points correspondants graphiquement, d'après notre analyse, sur la radiale, soit 1-4. Nous obtenons :

	Carotide (1-5)	Radiale (1-4)
fig. 23 a	265	275
fig. 23 b	250	267
fig. 23 c	254	269
fig. 23 d	260	255
moyenne	255	269

La différence entre la carotide et la radiale a sensiblement diminuée, fait qui est confirmé par les résultats correspondants des 10 cas normaux, qui donnent 241 pour la carotide et 246 pour la radiale. Les cas de Frank (38) donnent respectivement 239 et 215, pour la sous-clavière 236 et 208 pour la radiale. Un travail tout récent de Wezler et Greven (147) donne sur le même argument et d'après le schéma de Frank pour la sous-clavière et la radiale les moyennes suivantes, prises sur 10 cas : 256 à la sous-clavière, et 259 à la radiale.

L'ensemble des résultats montre clairement que les sphygmogramme central et périphérique radial, peuvent se correspondre, jusqu'au moment où débute la phase descendante de l'incisure, soit au point 5 de la carotide et au point 4 de la radiale. Une importante conclusion découle de ce que nous venons de dire ; c'est que la systole peut être précisée aussi bien sur le sphygmogramme radial que sur celui de la carotide et nous ajouterons (surtout d'après l'étude de Wezler et Greven (147), de la sous-clavière. En effet, les auteurs écrivent, à la page 543 : « Wie man sieht, beträgt der Quotient, der auf diese Weise am zentralen (soit entre les points 1-6 de la sous-clavière) und Peripheren Puls gemessenen Systolen, dauer tatsächlich 1, oder annähernd 1, womit ein Beweis geliefert ist, dass die Entfernung P. 1-P. 4 am Radialis puls der Systolendauer entspricht, und der Abbruch der Schwingung in P. 4 durch die in die Peripherie weitergeleitete Drucksenkung keine Klappenschluss entsteht ».

La phase descendante de l'incisure marque donc une des différences entre sphygmogramme central et périphérique, nous constatons en précisant les durées.

	Carotide (5-6)	Radiale (4-5)
fig. 23 a	45	70
fig. 23 b	60	80
fig. 23 c	50	50
fig. 23 d	48	85
moyenne	50	71

Différences précises, égales à celles des cas normaux où nous avons trouvé 55 sigmas pour la carotide et 79 pour la radiale (voir p. 109-111). A cette différence de temps, correspond une différence d'inclinaison ; en effet, la descente de la carotide est beaucoup plus rapide que celle de la radiale ; il suffit pour s'en convaincre, de tirer deux lignes qui prolongent les descentes respectives, pour voir qu'elles ne sont pas des parallèles.

Faisant suite à la phase descendante, nous allons prendre en considé-

ration l'incisure. Elle n'est pas la même à la carotide qu'à la radiale, sur la première, elle se présente aiguë et serrée; sur la deuxième élargie et étalée. La différence est parfois précise, comme dans la fig. 23 d, d'autres fois, déjà à première vue, on est frappé par leurs ressemblances (voir fig. 23 b). Il faut signaler encore que si la phase descendante de la carotide est toujours plus rapide, soit plus proche de la verticale, à la radiale, par contre, les deux phases de l'incisure ont sensiblement la même inclinaison. A ce propos, nous n'avons pas pu confirmer le point de vue de Frank (38) qui admet que parfois la phase ascendante dans le sphygmogramme central, peut être plus rapide que la phase descendante. Il écrit en effet, à la page 39 : « Es finden aber in gewissen Fällen sowohl bei dem Menschen als bei Hunden, das Umgekehrte statt ». La fig. montre un de nos cas où, dans la carotide, les deux phases ont presque le même degré d'inclinaison, mais nous n'en avons jamais trouvé, soit dans la carotide, soit dans la sous-clavière, où la deuxième phase ait été plus rapide.

A l'incisure succède le sommet de la deuxième oscillation principale, soit l'onde dicrote.

En comparant les sphygmogrammes des fig. 23 on remarque immédiatement la différence existante entre la forme de l'onde dicrote à la carotide et à la radiale. Cette différence de forme n'est pas constante; en effet, elle est marquée pour la fig. 23 d et presque inexistante pour les fig. 23 a b. L'observation personnelle nous a appris que la ressemblance entre l'onde dicrote carotidienne et radiale est d'autant plus frappante que cette oscillation est plus simple à la carotide.

L'onde dicrote radiale correspond-elle donc à la dicrote de la carotide? Voilà un problème qui a séparé longtemps les physiologues. Les uns, comme v. Frey (34), v. Kries (36), Landois (71), Kive (70), etc. pensaient, avec quelques variantes personnelles, que l'onde dicrote correspondait à une reflexion de l'onde principale; d'autres, par contre, comme Naumann (148), Marey (69), Edgren (72), Hurthle (17), Philips (51), etc., auxquels viennent s'ajouter encore O. Frank, soutenaient l'origine primitive centrale de l'onde dicrote, expression du choc de fermeture des valvules semilunaires aortiques. De nos jours, si l'origine périphérique du dicrotisme artériel n'est plus à envisager, la discussion sur la position de cette onde vis-à-vis de la principale dans les différents sphygmogrammes, reste ouverte. Mais revenons à nos résultats, car il est intéressant de contrôler si les sommets de l'onde primaire et de l'onde secondaire ou dicrote restent en rapport constant.

	Carotide (2-8)	Radiale (2-6)
fig. 23 a	300	335
fig. 23 b	280	312
fig. 23 c	312	314
fig. 23 d	298	321
moyennes	297	320

Ces moyennes qui se rapprochent sensiblement de celles des 10 cas normaux, qui donnent respectivement 296 et 310 sigmas.

D'après nos calculs, le sommet de l'onde dicrote se trouve déplacé en périphérie de presque 26 sigmas sur celui de la carotide, et de presque 45 sigmas, si l'on calcule depuis le point 1, départ des deux sphygmogrammes.

En conclusion, dans la plupart des cas on remarque une différence tant dans la forme que dans les rapports de temps entre l'onde dicrote à la carotide et à la radiale.

Poursuivant notre comparaison, nous en arrivons à la descente diastolique. Il faut remarquer immédiatement que cette descente à partir du sommet de l'onde dicrote est moins rapide, et plus continue pour la radiale que pour la carotide; ce phénomène provient du fait que, ainsi que nous le verrons plus avant, le sommet de la dicrote est placé plus haut sur l'ordonnée pour la carotide que pour la radiale.

A la radiale, la descente diastolique peut être interrompue par des oscillations secondaires, qu'on retrouve par contre toujours dans la carotide. Il arrive cependant parfois que l'une ou l'autre de ces oscillations soient plus visibles à la radiale qu'elles ne le sont à la carotide, ainsi qu'on le voit sur les fig. 23 a et d par exemple. Ces oscillations secondaires sont, comme nous l'avons déjà dit, impossibles à préciser dans leur durée. Dans le cas de la fig. 23 b on peut chercher à établir une comparaison entre la durée des oscillations 9-10 de la carotide et 8-9 de la radiale. Les temps ainsi obtenus sont respectivement 200 et 215 sigmas, chiffres qui montrent qu'il s'agit de la même oscillation.

Comme dans d'autres sphygmogrammes déjà, nous retrouvons constamment dans la radiale une oscillation secondaire qui correspond à la première pré-oscillation de la carotide. En effet, sur toutes les fig. rapportées on remarque que la première pré-oscillation conserve relativement bien sa forme dans le graphique radial. Il est intéressant de remarquer que sur la carotide, la première pré-oscillation ne se continue pas directement avec la deuxième pré-oscillation, mais qu'elle est séparée par un petit trait que nous avons fixé entre les points 11 et 0; cette distance n'est pas bien précisable, à la radiale.

ANALYSE D'ENSEMBLE DES
SPHYGMOGRAMMES DE LA RADIALE ET DE LA DIGITALE

Notre analyse portera sur les fig. 24 a b c qui rapportent l'enregistrement d'ensemble des sphygmogrammes radial et digital.

À première vue leur ressemblance est frappante; on dirait que les deux graphiques ont été tracés par deux galvanomètres accouplés en série. Mais un observateur attentif découvrira, soit un petit décalage constant entre les deux graphiques, soit un arrondissement plus ou moins prononcé à l'endroit où se manifestent des variations rapides de pression. Mais venons-en au détails.

Les deux graphiques débutent par la montée systolique, qui prend son départ du point 1, point qui marque un arrondissement plus fort pour le sphygmogramme digital. Ce phénomène est surtout bien visible dans la fig. 24 c, où les amplitudes des deux graphiques sont presque les mêmes.

Dans sa partie centrale l'onde frontale ne présente pas de différence entre les deux graphiques, par contre en atteignant le maximum, l'inclinaison est différente; la radiale atteint rapidement le sommet, alors que la digitale y arrive plus lentement.

La durée de la montée, soit la distance entre les points 1-2, est sensiblement la même.

	Radiale (1-2)	Digitale (1-2)
fig. 24 a	110	110
fig. 24 b	110	110
fig. 24 c	115	115

La pression artérielle atteint donc son maximum dans l'artère radiale et dans la digitale, dans le même temps.

Dans les trois exemples rapportés, on voit que la descente qui suit le sommet est plus rapide pour la radiale; nous pouvons affirmer que c'est presque toujours la règle. Le doute que cette différence puisse provenir de la diversité des méthodes d'enregistrement a été résolu négativement par des expériences de contrôle (139).

Si nous prenons en considération la durée du trait correspondant au plateau central, soit entre les points 2-4 des deux graphiques, nous obtenons les résultats suivants, ceci d'après les tableaux de la p. 116.

	Radiale (2-4)	Digitale (2-4)
fig. 24 a	160	165
fig. 24 b	180	180
fig. 24 c	170	170

A la différence de forme ne correspond pas une différence de durées. Ainsi l'identité des durées, déjà remarquée pour la montée systolique se maintient. Poursuivant notre analyse, il apparaît que la phase descendante de l'incisure du sphygmogramme radial, est plus rapide qu'au digital, mais là aussi, à la différence de forme ne correspond pas une différence dans la durée des points correspondants 4-5.

	Radiale (4-5)	Digitale (4-5)
fig. 24 a	70	70
fig. 24 b	60	60
fig. 24 c	63	57

La branche ascendante de l'incisure apparaît, par contre, plus proche de la verticale pour le sphygmogramme digital que pour le radial (voir fig. 24 a). Ce qui fait que l'onde dicrote est plus marquée, plus évidente, dans le sphygmogramme digital.

Comme précédemment, la distance entre les points 5-6 est sensiblement la même pour les deux graphiques.

	Radiale (5-6)	Digitale (5-6)
fig. 24 a	105	105
fig. 24 b	60	60
fig. 24 c	115	118

L'onde dicrote se trouve donc exactement au même point dans la radiale et dans la digitale. La grande descente diastolique ne présente aucun intérêt particulier, sinon qu'elle est de forme plus rapide pour le sphygmogramme digital.

Les oscillations secondaires sont, sur le graphique, digital, encore plus imprécises et presque totalement invisibles. Seule la première pré-oscillation apparaît, mais impossible à préciser dans sa durée. L'action de frottement s'est faite ressentir, dans le trait radial digital, d'une façon particulièrement évidente.

DISCUSSION CONCERNANT L'ENSEMBLE DE NOS RÉSULTATS.

Après avoir étudié les différents sphygmogrammes séparément, après avoir analysé les graphiques enregistrés simultanément, nous devons nous demander quelles sont les différences entre les sphygmogrammes central et périphérique. A ce propos nous avons reconstitué le sphygmogramme normal pour les différentes artères d'après nos points, calculés sur l'abscisse, et nous en rapportons les figures (fig. 21).

A l'aide de ce graphique, nous chercherons à faire ressortir quels sont

les rapports entre les différents sphygmogrammes qui peuvent être utilisés. Nous ne pourrions cependant, pas en tirer de larges conclusions, vu la limite imposée par ce que nous appelons « le sphygmogramme normal », c'est à dire le graphique obtenu chez un individu normal, jeune ayant une fréquence cardiaque d'environ 70 et une pression artérielle normale. Nous ne prétendons pas préciser, pour l'instant, les limites de cette normalité.

Une des différences frappantes de notre étude, est la disparition, tant dans le sphygmogramme radial que fémoral, de la deuxième pré-oscillation. Une étude récente (151) nous a montré encore une fois qu'elle est nettement présente à la carotide, comme à la sous-clavière. D'après notre examen, la durée est égale dans les deux graphiques, la forme en est presque identique. Elle n'est par contre, plus visible à la radiale, et ceci, sans aucune exception. Nous voilà donc en face de la disparition totale d'une onde. L'explication logique de ce phénomène est que, par le frottement, l'onde a transformé toute son énergie cinétique, en énergie calorifique. Il faut se rappeler qu'une onde perd d'autant plus facilement son énergie, que sa longueur d'onde est plus petite, soit sa fréquence plus élevée. Dans notre cas, la deuxième pré-oscillation représente l'oscillation la plus rapide et aussi la plus faible du sphygmogramme central; en effet, elle a une fréquence entre 30 et 40 sigmas. Cependant, la disparition d'une onde, par simple perte d'énergie, n'est pas un phénomène brusque; en effet, le frottement contre la paroi artérielle, ou le frottement entre les différentes couches de liquide, se fait ressentir tout au long du parcours de l'onde. Ce qui revient à dire, qu'à des passages successifs, on doit retrouver une onde de plus en plus petite. Dans notre cas, la deuxième pré-oscillation, après l'aorte (ou la théorie classique veut qu'elle soit présente), se voit à la sous-clavière, mais déjà elle n'est plus visible — aussi, d'après toutes mes expériences — à la brachiale, au pli du coude. Tigerstedt (64) a pu l'enregistrer dans un cas spécial, à la moitié du bras, quand elle n'existait déjà plus à la hauteur du coude; on peut donc prétendre que normalement la deuxième pré-oscillation serait encore visible dans le creux de l'aisselle. A la radiale, elle n'est certainement jamais visible, même dans des cas où elle est fortement marquée à la carotide.

La deuxième pré-oscillation manque aussi, et constamment, à la fémorale dans tous nos enregistrements. Existe-t-elle dans l'iliaque commune? Nous pensons pouvoir répondre négativement. En effet, nous avons enregistré des sphygmogrammes de l'aorte abdominale, dans des cas où la pa-

roi abdominale était facilement dépressible et la palpation aortique très aisée. Dans tous nos cas, même en répétant les enregistrements, nous n'avons jamais eu la chance de pouvoir enregistrer la deuxième pré-oscillation. C. Tigerstedt (30-40-41) a aussi remarqué sur le sphygmogramme de l'aorte abdominale du lapin, l'absence de la deuxième pré-oscillation. Nous devons donc considérer qu'elle disparaît dans l'aorte thoracique.

Rien ne reste donc en périphérie de la deuxième pré-oscillation. A sa place, nous remarquons un début beaucoup plus arrondi dans le sphygmogramme périphérique et une première pré-oscillation qui se termine précisément par le début du sphygmogramme suivant. Le temps correspondant à la deuxième pré-oscillation semble donc s'être partagé en périphérie entre la première pré-oscillation et l'arrondissement du pied de l'onde frontale suivante.

L'onde frontale présente une différence marquée entre la carotide et la sous-clavière. En effet, cette dernière montre nettement l'existence d'une oscillation initiale (Anfangsschwingung), qui a disparue dans les sphygmogrammes de toutes les autres artères.

Cependant, carotide, fémorale et radiale n'ont pas la même onde frontale (fig. 21). Départ plus brusque, montée plus verticale, se terminant assez rapidement par un court arrondissement du sommet, telles sont les caractéristiques de l'enregistrement de la carotide. Pour la fémorale, l'onde frontale est beaucoup plus « douce » à son départ et à sa fin et plus lente dans la montée. A la radiale, elle a une forme intermédiaire entre les deux graphiques déjà mentionnés. C'est le sphygmogramme fémoral qui paraît avoir subi, dans son onde frontale, en plus d'autres influences déformantes, l'ammortissement le plus fort.

Les points du sommet, (2) comparativement au point de départ (1) des trois sphygmogrammes, ne correspondent pas; celui de la radiale est « retardé » sur celui de la carotide d'à peu près 15 à 20 sigmas, alors que celui de la fémorale l'est du double, soit de 40 à 50 sigmas. Ces différences, que beaucoup d'auteurs ont remarquées n'ont pas encore trouvé d'explication satisfaisante. O. Frank (4-38) et tous ses élèves, les rapportent à une déformation du sphygmogramme central, provoquée par la superposition d'ondes réfléchies, provenant de la périphérie. Seules des expériences sur un modèle parfaitement semblable au système circulatoire de l'homme, conduites avec plus d'esprit critique que celles entreprises jusqu'à aujourd'hui, pourront éclaircir définitivement ce phénomène. Nous sommes, personnellement, de l'opinion, que le seul frottement, en arrondissant les variations

de pression, et ceci, plus elles sont rapides, peut provoquer un déplacement des sommets. Il est très intéressant de remarquer ici qu'entre radiale et digitale nous n'avons pas pu mettre en évidence une différence de temps entre les deux sommets.

Toutes ces considérations ou hypothèses mises à part, il reste le fait que les points 2 marquant les sommets des sphygmogrammes, sont des points qui ne correspondent pas dans le temps; ils ne peuvent donc être choisis comme points de comparaison, si l'on veut, par exemple, mesurer la vitesse de l'onde pulsatile.

Quant au plateau central, nous croyons pouvoir prendre position d'une façon plus catégorique (v. p. 91). En effet, d'après nos enregistrements le plateau central existe en périphérie; il est d'autant plus visible qu'il est plus parallèle à l'abscisse dans le sphygmogramme central (v. fig. 22-23). Il est, par contre plus difficile de le faire ressortir dans la coupole fémorale; il est toujours assez évident à la brachiale radiale et digitale. Là, son début est marqué par le sommet du graphique, sa fin par l'onde intermédiaire. Cette onde est donc pour nous — ainsi que le précisait déjà l'intuition de Marey (69) — une onde centripétale et non l'expression d'une réflexion comme le soutenait Frank (4) en 1905, ou, « un nouvel événement dans la suite du sphygmogramme » comme il le soutient depuis 1925 (38). Nous croyons donc pouvoir identifier l'onde intermédiaire à la périphérie avec le deuxième sommet du plateau carotidien; du fait qu'elle lui correspond assez justement dans le temps.

Dans le sphygmogramme fémoral, si les limites précises du plateau, ne peuvent que rarement être posées, il reste cependant le fait incontestable que dans tous les cas où le plateau est fortement marqué à la carotide, il l'est aussi à la fémorale, et vice versa (v. p. 85).

Pourquoi le plateau horizontal du sphygmogramme central devient-il descendant à la périphérie? Pourquoi plus à la radiale qu'à la fémorale? Pourquoi est-il souvent, à la digitale, moins descendant qu'à la radiale? Nous ne pouvons répondre à ces questions. Nous nous trouvons là devant un élément des plus variables du sphygmogramme. Nous rappelons ce que nous disions déjà à la page 72 : que le plateau central représente un équilibre entre l'afflux et l'écoulement du sang, soit un état stable où la pression reste à un certain niveau. Comment ce rapport se modifie-t-il en périphérie sous l'influence des variations d'élasticité des parois artérielles, du frottement et des résistances en périphéries, personne n'a pu le préciser.

La position de l'onde intermédiaire, par rapport à l'onde principale donna au sphygmogramme de la radiale, la désignation de catacrote ou d'anacrote Marey (69, p. 273) montra qu'on pouvait « par une modification passagère de l'état circulatoire, transformer graduellement les caractères du pouls et faire passer peu à peu l'ondulation C (onde intermédiaire) à l'état de plateau systolique ». Récemment K. Wezler (147) remarqua un rapport entre la position de l'onde intermédiaire, la vitesse de l'onde pulsatile et la durée de la systole; il admet aussi qu'à la radiale, cette onde peut être plus haute que le somme du sphygmogramme. Sans vouloir entrer dans les conditions qui peuvent modifier la forme d'un sphygmogramme, nous pouvons confirmer, en général ces observations, comme aussi le fait que l'onde intermédiaire peut disparaître, (vrai pouls dicrote de Frank 4) mais de plus, *nous pouvons affirmer, que dans ce cas, il existe une modification dans le deuxième sommet du plateau central.*

Ce qui revient à dire que si le plateau central de la carotide présente un certain rapport avec l'inclinaison de celui de la radiale correspondante, ce rapport est très variable d'après les individus et les conditions circulatoires, mais jamais il n'aura, à la carotide, une inclinaison plus forte qu'à la radiale.

Passons maintenant au problème de l'incisure. D'après nos résultats schématisés dans la fig. 21 nous avons précisé que si les points 5 de la carotide, 4 de la radiale et 3 de la fémorale correspondent entre eux sur l'abscisse, les points suivants : 6-5-4 par contre, qui marquent le point le plus bas de l'incisure (fig. 21) ne correspondent plus entre eux. En effet, nous avons trouvé une durée de 50 sigmas pour la phase descendante de l'incisure de la carotide, une durée de 79 sigmas pour la radiale, une de 135 sigmas pour la fémorale.

A quels facteurs convient-il de rapporter ces variations? Le problème se pose depuis fort longtemps. Frank (4) qui s'en est spécialement occupé, n'admet pas que l'incisure de la fémorale et l'onde dicrote qui suit puissent être tout simplement la prolongation en périphérie des deux accidents semblables du sphygmogramme central, modifié par le frottement. Faut-il admettre ainsi que le firent Kries (36) et v. Frey (34) l'existence d'une réflexion d'ondes en périphérie? Pourquoi ne pas admettre le frottement comme responsable des variations, soit du retard des points qui, à première vue, apparaissent correspondants? D'après la théorie, le frottement provoque principalement une diminution d'amplitude par rapport à l'ordonnée, il a donc tendance à faire disparaître les oscillations rapides et de faible

amplitude, à arrondir les sommets et à adoucir les rebroussements trop brusques; jamais, cependant, il ne pourra en résulter, pour l'onde, une augmentation d'amplitude de la phase positive ou négative. Frank (5), qui n'admet pas que l'incisure visible à la fémorale ait un rapport quelconque avec l'incisure du sphygmogramme central, est par contre obligé d'admettre que l'incisure visible à la radiale, « durch Fortleitung der Klappenschlusinzisur von dem Zentrum her bedingt ist ». Il avait seulement remarqué que l'incisure avait une autre forme, soit qu'elle est plus profonde, mais il n'avait pas remarqué son déplacement. Dans le travail de 1925 (38), il ressort de ses propres calculs que l'incisure de la radiale est déplacée en périphérie avec un retard sensible de 20 à 30 sigmas. Toutes nos expériences nous ont montré un déplacement constant qui atteint dans les cas normaux (v. tableaux 109 et 111) une moyenne de 30 sigmas. Ce chiffre est naturellement bien inférieur à celui de la fémorale où (v. tableaux 109 et 110), le déplacement atteint jusqu'à 90 sigmas en moyenne.

Il est probable que la simplification de l'incisure en périphérie est provoquée par la disparition des oscillations rapides, toujours présentes dans la phase ascendante de l'incisure du pouls central. Ces oscillations sont strictement liées par le moment précis où elles se manifestent et par leur fréquence, au deuxième ton du cœur, percevable à l'oreille appliquée à la cage thoracique. Les deux facteurs : frottement et réflexion d'onde, continueront à diviser entre eux les chercheurs. Pour l'instant, c'est la théorie de Frank, concernant la réflexion qui est la plus acceptée, spécialement depuis que R. Tiegerstedt s'y est rallié, du moins en partie; il écrit, en effet, à la page 224 de son traité sur la physiologie de la circulation, après avoir pris en considération toutes les objections faites par les adversaires : « ich glaube jedoch noch, dass das Bild des Pulses in peripheren Arterien nicht ohne das Vorhanden sein einer Wellenreflexion erklärt werden kann ». Depuis lors, le problème est resté sans autre solution définitive, ceci, malgré l'effort de quelques nouvelles expériences. Nos observations tendaient à montrer qu'il n'y a pas une différence qualitative entre les phénomènes qui se manifestent à la fémorale et ceux de la radiale, mais seulement une différence quantitative.

Le problème de l'incisure est directement lié à celui de l'onde dicrote. Nous avons déjà rapidement tracé l'histoire de cette onde, la deuxième en importance du sphygmogramme. Cette onde fut la deuxième acquisition de la sphygmographie, après l'onde primaire, elle donna lieu à des discussions très longues quant à son origine (v. p. 78). De nos jours, si l'origine re-

flexe périphérique de l'onde dicrote n'est plus envisagée; aucun renseignement précis n'existe quant à sa vraie position sur l'abscisse du sphygmogramme. Les durées entre le pied des sphygmogrammes (1) et le point correspondant au maximum de l'onde dicrote, se résument d'après nos expériences dans les résultats suivants en sigmas :

	Carotide (1-8)	Fémorale (1-5)	Radiale (1-6)	Digitale (1-6)
10 cas normaux	384	514	416	—
	355-320	530	450	450
	455-440	620	417	417
	413-404	605	417	417
	380-393	435	421	—

Ces résultats qui ne peuvent être comparés strictement entre eux, provenant de différents enregistrements, montrent d'une façon bien précise la position plus périphérique de l'onde dicrote radiale et surtout fémorale.

Si à présent, nous voulons prendre en considération la distance des deux sommets, soit celui de l'onde principale et de l'onde dicrote, sans prendre en considération tous les cas, (v. p. 136, 142, 151) mais seulement les 10 cas normaux, nous obtenons :

Carotide (2-8)	Fémorale (2-5)	Radiale (2-6)
296	401	310

Il est intéressant de constater que la différence est ici plus petite, que si on calcule depuis le départ du sphygmogramme; en effet, au 32 sigmas de différence entre carotide et radiale correspondent ici 14 sigmas. Dès lors, il faut se demander si le phénomène qui provoque le déplacement du sommet du graphique de l'onde principale qui est incontestable et incontesté par tous les auteurs, n'agit pas aussi tout simplement sur l'onde dicrote. Or, il ne s'agit pas d'un déplacement, mais tout simplement d'une « déformation » des ondes, qui nous fausse en périphérie le point où nous fixons les sommets.

Le cas de la fémorale est plus complexe; là, aussi nous trouvons un déplacement du sommet de l'onde principale et un déplacement encore plus marqué de l'onde dicrote. Le point qui marque la fin de la systole, n'est plus précisable. Le sphygmogramme fémoral, contrairement au radial, ne peut donc pas être utilisé pour déterminer la durée de la systole et de la diastole.

Nous croyons utile de souligner le fait que l'onde principale et l'onde dicrote n'ont pas la même énergie. Il se pourrait donc que les deux ondes ne se propagent pas à la même vitesse. Tiegerstdt, (20), le premier, a mis

en garde les auteurs sur ce fait, mais l'ignorance dans laquelle nous sommes de la vraie valeur de la pression intra-artérielle, et surtout du module d'élasticité des parois artérielles, n'a pas permis d'apporter une solution au problème. De ce fait, il ne faut pas limiter les facteurs qui peuvent influencer la forme du sphygmogramme, aux réflexions d'ondes (Frank), *mais il faut aussi envisager la possibilité qu'elles soient influencées par les facteurs qui règlent leur vitesse dans les différentes artères.*

Rien de particulier ne nous reste à dire de la dernière partie du sphygmogramme. La présence constante de la première pré-oscillation dans nos graphiques, n'est qu'une confirmation des travaux précédents.

La ressemblance si frappante du sphygmogramme digital avec le radial reste une de précisions les plus intéressantes que nous ayons faites. Seule une étude sur des modèles, pourra nous préciser pourquoi l'onde sphygmique est aussi peu déformée à l'extrême périphérie que nous obtenons le même graphique pour l'artère digitale que pour la radiale.

Nous espérons avoir montré la grande importance de la sphygmographie pour les études hémodynamiques. Nous avons tâché de fixer, du moins sur l'ordonnée, le sphygmogramme normal des artères principales, dans l'espoir que toutes les recherches sphygmographiques puissent trouver là une base de comparaison. Dès lors une nouvelle méthode pratique pour les recherches hémodynamiques sera à la disposition de la clinique.

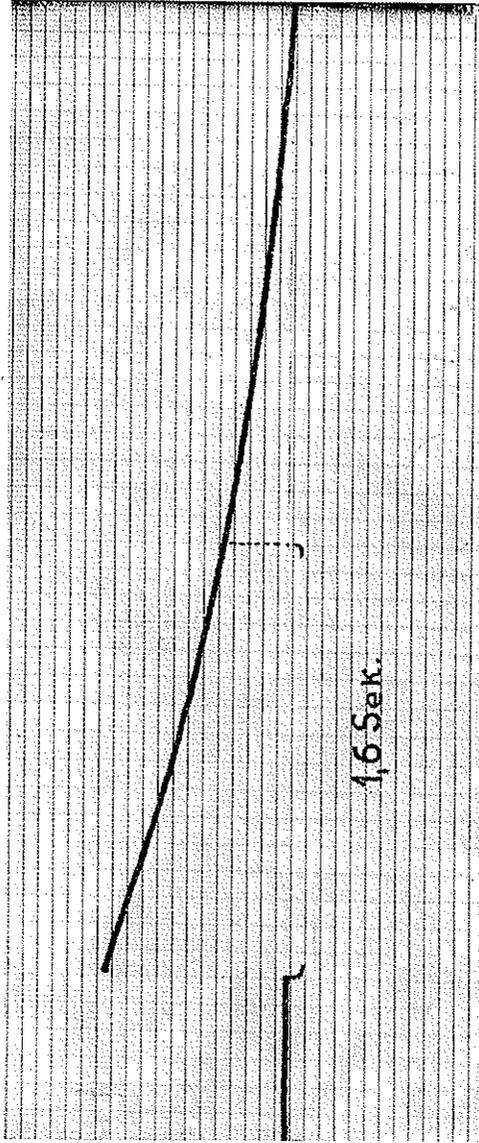


Fig. 7 - Calcul d'une « constante de temps » d'après la décharge d'un condensateur

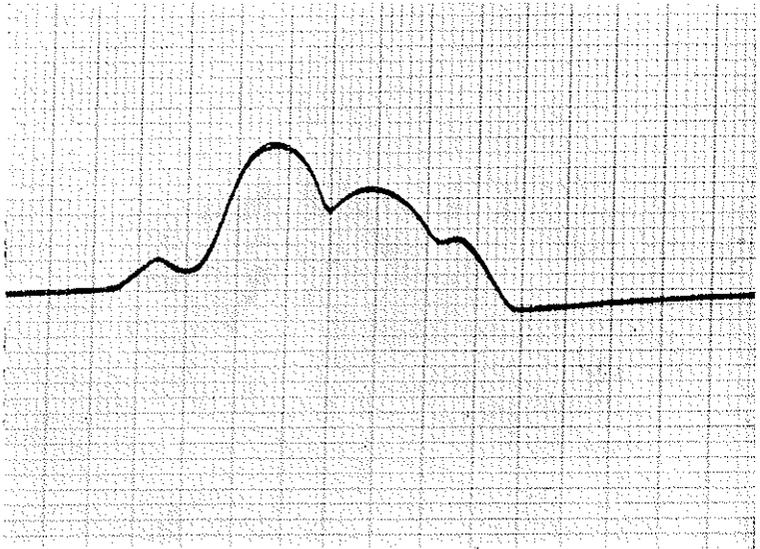
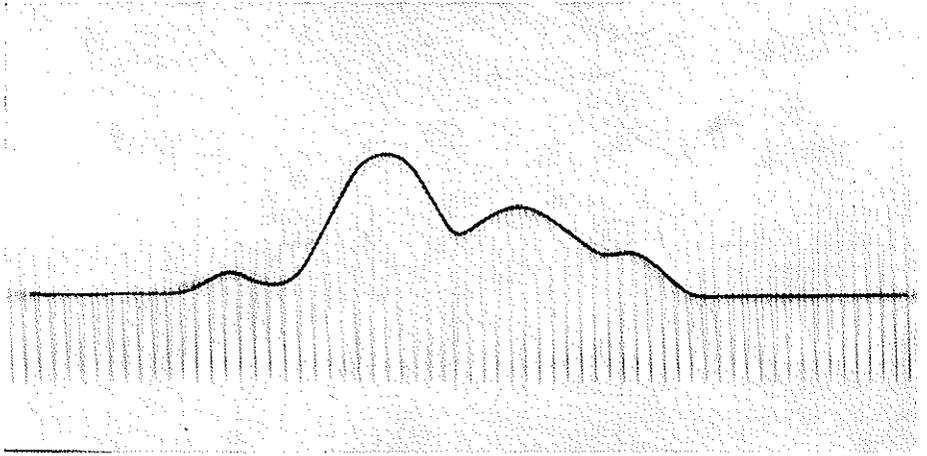


Fig. 17

Enregistrement d'un profil d'un appareil de contrôle par un galvanomètre à corde et par l'Electrosphygmographe

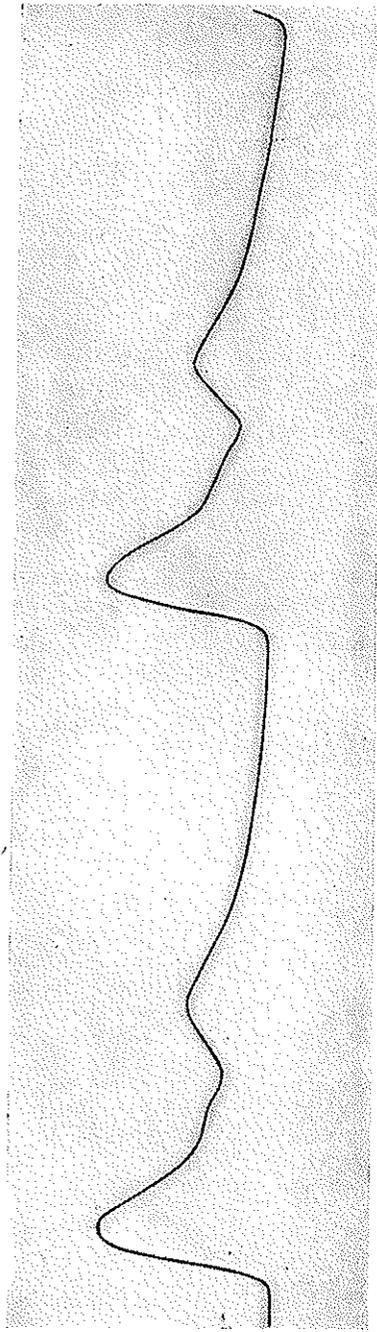
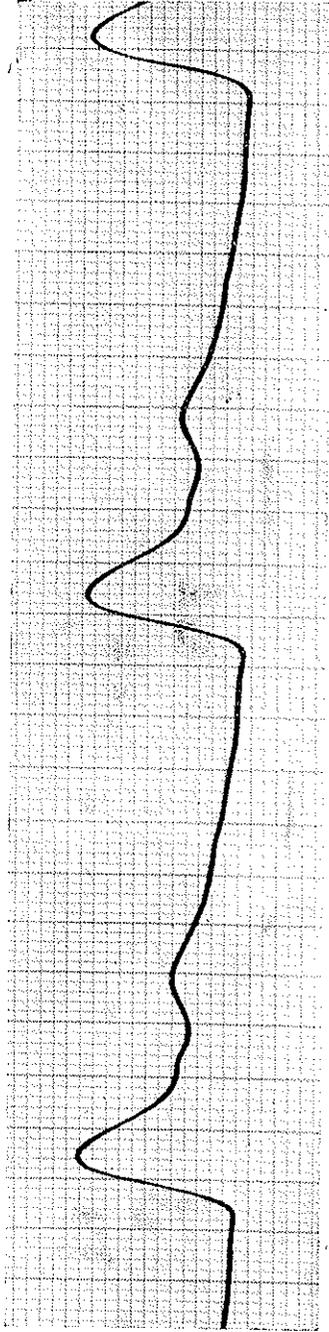


Fig. 18 - Mêmes sphygmogrammes enregistrés avec deux méthodes différentes d'amplification (voir dans le texte)

CAROTIDE

Analyse des sphygmogrammes calculés en sigmas sur des individus normaux entre 20 & 25 ans
Pression artérielle 120/75, fréquences entre 70 & 72 de pulsations

	F. K.	C. B.	H. B.	G. D.	J. G.	P. K.	M. D.	G. G.	M. G.	L. G.	Moyennes
0-1	37	30	33	35	37	35	40	40	36	39	36
1-2	98	80	80	85	105	80	85	94	92	90	88
2-3	76	80	83	66	70	70	70	125	40	55	67
3-4	87	95	82	60	48	100	100	30	40	45	86
4-5				25				50	80	60	
5-6	55	58	58	43	67	50	60	28	60	45	55
6-7	97	90	95	60	80	80	60	42	35	30	88
7-8				48				280	55	75	
8-9	250	280	280	210	245	290	295	280	260	260	245
9-10								120	115	120	
10-11	110	115	115	120	115	125	120	38	23	40	153
11-0	24	30	28	100	40		45				
Systole (1-5)	261	255	242	236	230	250	255	249	252	240	241
Diastole (5-0)	573	603	609	605	584	558	615	598	574	609	595
Période (1-1)	834	858	851	841	814	808	870	847	826	849	836

F E M O R A L

Analyse des sphygmogrammes calculés en sigmas sur des individus normaux entre 20 & 25 ans
Pression artérielle 120/75, fréquences entre 70 & 72 de pulsations

	G. G.	G. D.	H. D.	A. B.	J. G.	C. B.	P. K.	M. D.	M. G.	F. K.	Moyennes
1-2	128	120	120	130	120	140	115	115	130	110	129
2-3	126	130	130	130	110	110	110	130	120	115	121
3-4	125	130	120	125	130	140	145	135	130	175	135
4-5	95	120	115	120	164	130	145	120	140	140	129
5-6	115	250	175	260	290	250	300	280	300	285	317
6-7	245	80	70	90	90	105		90			
7-1			100								
Période (1-1)	834	830	820	855	814	845	815	870	820	825	831

RADIAL

Analyse des sphygmogrammes calculés en sigmas sur des individus normaux entre 20 & 25 ans
Pression artérielle 120/75, fréquences entre 70 & 72 de pulsations

	F. K.	G. B.	G. G.	G. D.	E. F.	C. H.	L. N.	R. P.	E. C.	M. B.	Moyennes
1-2	105	103	115	105	110	110	108	100	100	110	106
2-3	105	110	100	102	95	85	90	90	90	95	96
3-4	25	40	40	45	45	55	45	50	50	42	44
4-5	80	70	80	73	90	80	80	90	85	73	79
5-6	105	90	90	90	90	85	90	90	85	100	91
6-7	140	130						155		132	
7-8	270	200	210	420	230	230	230		300	100	
8-9		200	190		190	210	170	265		40	437
9-1		200	190		190	210	170		160	150	181
Période (1-1)	830	943	825	835	840	855	813	845	870	882	853

Tableau du sphygmogramme de la fig. 22a

CAROTIDE - FÉMORALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	40	—	—
1-2	88	1-2	140
2-3	80	—	—
3-4	110	2-3	120
4-5		—	—
5-6	40	3-4	160
6-7	70	4-5	160
7-8		—	—
8-9	240	—	—
9-10	120	5-6	383
10-11	140	6-7	
11-0	39	7-1	
Systole (1-5)	280	—	—
Diastole (5-0)	693	—	—
Période (1-1)	963	—	963

Tableau du sphygmogramme de la fig. 22b

CAROTIDE - FÉMORALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	35	—	—
1-2	95	1-2	130
2-3	50	—	—
3-4	138	2-3	120
4-5		—	—
5-6	42	3-4	140
6-7	45	4-5	130
7-8	85	—	—
8-9	365	—	—
9-10		—	5-6
10-11	165	6-7	
11-0		7-1	150
Systole (1-5)	283	—	—
Diastole (5-0)	737	—	—
Période (1-1)	1,020	—	1,020

Tableau du sphygmogramme de la fig. 22c

CAROTIDE - FÉMORALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	35	—	—
1-2	90	1-2	130
2-3	73	—	—
3-4	90	2-3	115
4-5		—	—
5-6	50	3-4	165
6-7	110	4-5	195
7-8		—	—
8-9	—	—	—
9-10	410	5-6	253
10-11		6-7	
11-0		7-1	
Systole (1-5)	243	—	—
Diastole (5-0)	615	—	—
Période (1-1)	858	—	858

Tableau du sphygmogramme de la fig. 22d

CAROTIDE - FÉMORALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	30	—	—
1-2	75	1-2	120
2-3	55	—	—
3-4	110	2-3	100
4-5		—	—
5-6	40	3-4	155
6-7	40	4-5	160
7-8	60	—	—
8-9	270	—	—
9-10		—	5-6
10-11	140	6-7	80
11-0		7-1	150
Systole (1-5)	240	—	—
Diastole (5-0)	580	—	—
Période (1-1)	820	—	820

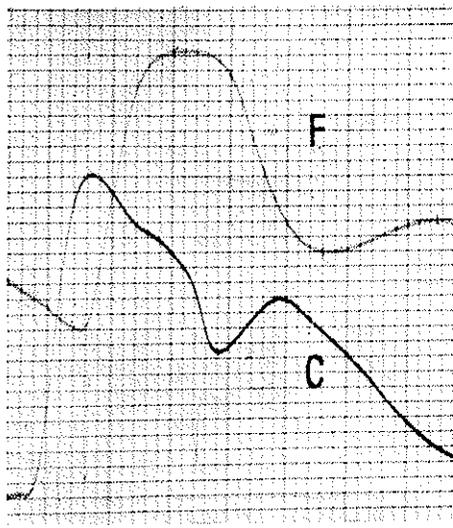
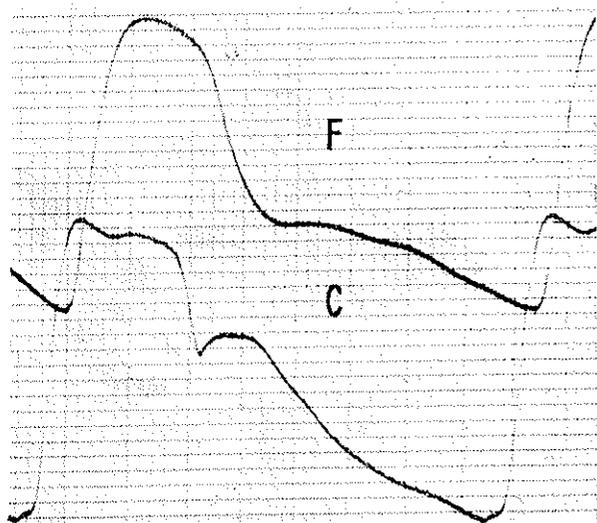
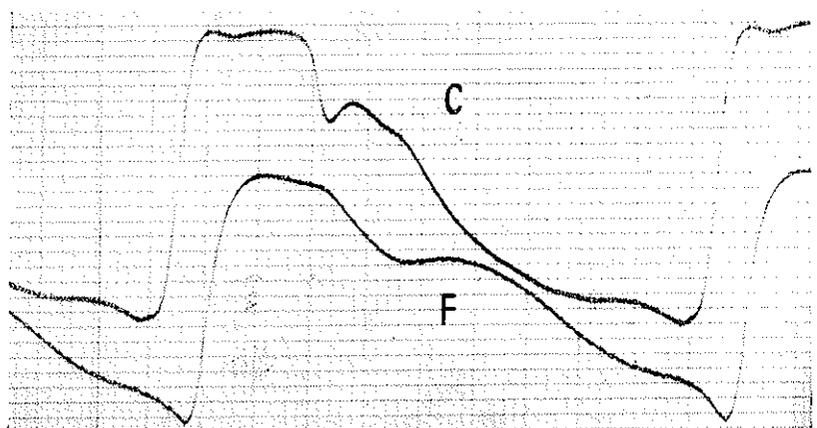
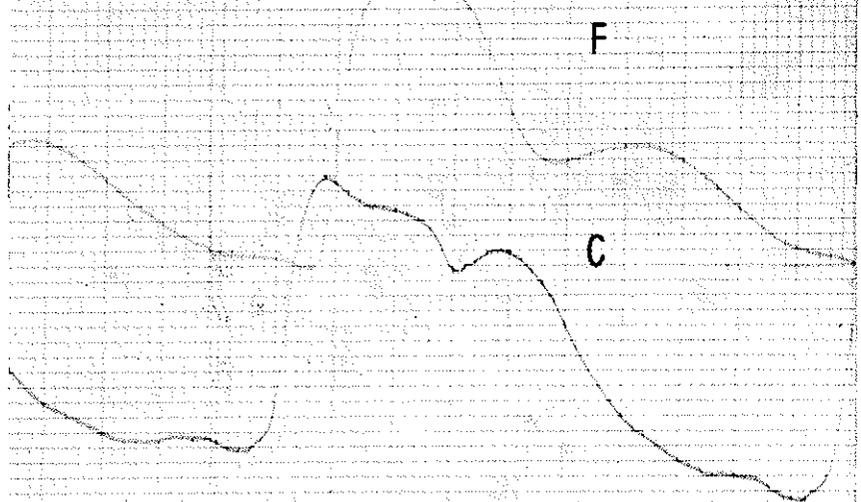


Fig. 22 - Sphygmogrammes des artères carotides et fémorales enregistrés simultanément

Tableau du sphygmogramme de la fig. 23a

CAROTIDE - RADIALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	40	—	—
1-2	90	1-2	115
2-3	85	2-3	85
3-4	90	3-4	75
4-5		4-5	70
5-6	45	5-6	105
6-7	80	6-7	350
7-8		7-8	
8-9	370	8-9	175
9-10		9-1	
10-11	140	—	—
11-0	30	—	—
Systole (1-5)	265	—	—
Diastole (5-0)	605	—	—
Période (1-1)	970	—	970

Tableau du sphygmogramme de la fig. 23b

CAROTIDE - RADIALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	32	—	—
1-2	80	1-2	105
2-3	50	2-3	80
3-4	60	3-4	82
4-5	60	4-5	80
5-6	60	5-6	70
6-7	50	6-7	190
7-8		7-8	
8-9	220	8-9	215
9-10	200	9-1	160
10-11	170	—	—
11-0		—	—
Systole (1-5)	250	—	—
Diastole (5-0)	732	—	—
Période (1-1)	982	—	982

Tableau du sphygmogramme de la fig. 23c

CAROTIDE - RADIALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	35	—	—
1-2	92	1-2	115
2-3	70	2-3	104
3-4	92	3-4	50
4-5		4-5	50
5-6	50	5-6	110
6-7		6-7	
7-8	100	7-8	350
8-9	340	8-9	
9-10		9-1	170
10-11	170	—	—
11-0		—	—
Systole (1-5)	254	—	—
Diastole (5-0)	695	—	—
Période (1-1)	949	—	949

Tableau du sphygmogramme de la fig. 23d

CAROTIDE - RADIALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

Points	Carotide	Points	Fémoral
0-1	38	—	—
1-2	95	1-2	100
2-3	55	2-3	95
3-4	110	3-4	60
4-5		4-5	85
5-6	48	5-6	91
6-7	85	6-7	470
7-8	470	7-8	
8-9		8-9	
9-10	470	9-1	—
10-11		—	—
11-0	—	—	—
Systole (1-5)	260	—	—
Diastole (5-0)	641	—	—
Période (1-1)	901	—	901

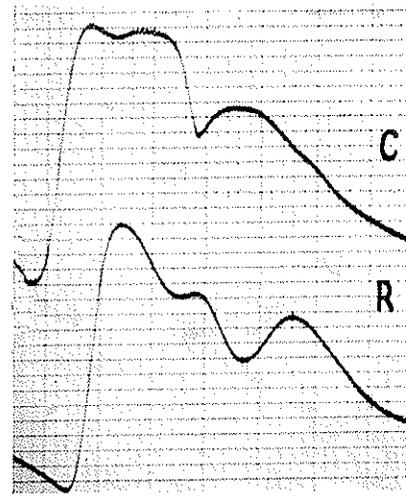
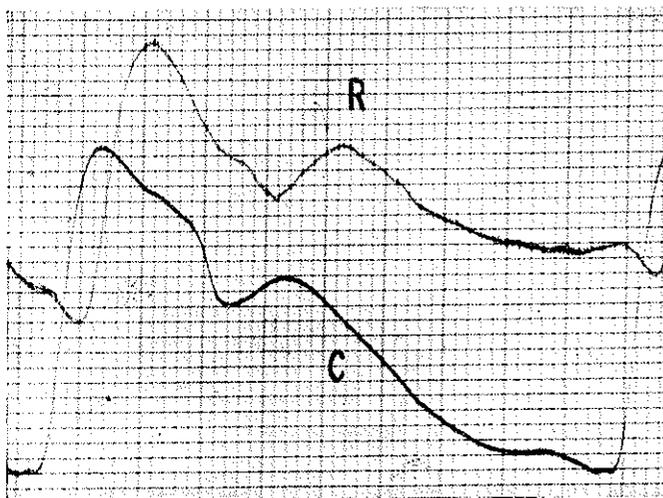
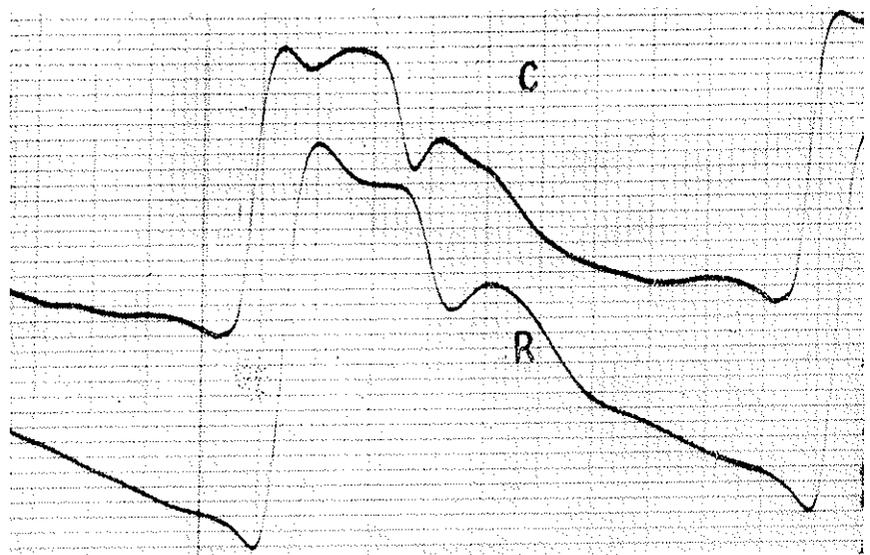
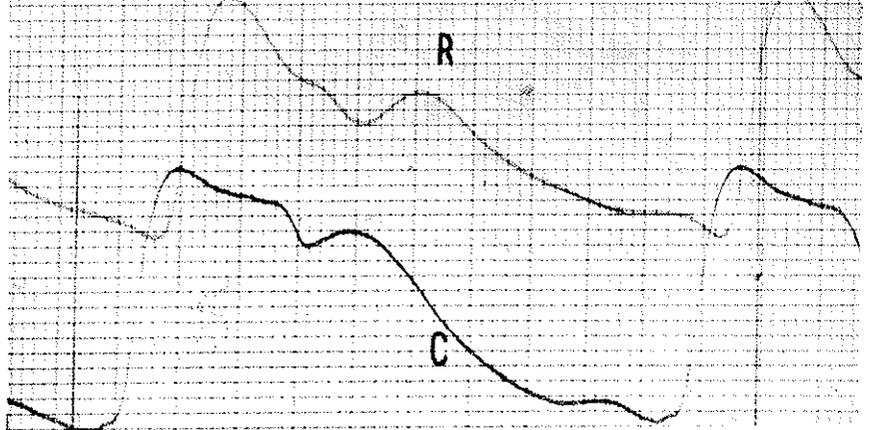


Fig. 23 - Sphygmogrammes des artères carotides (C) et radiales (R) enregistrés simultanément

Tableau du sphymogramme de la fig. 24a
 RADIALE-DIGITALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

POINTS	RADIAL	DIGITAL
1-2	110	110
2-3	115	120
3-4	45	45
4-5	70	70
5-6	105	105
6-7		
7-8	375	375
8-9		
9-10		
Période (1-1)	820	820

Tableau du sphymogramme de la fig. 24b
 RADIALE-DIGITALE

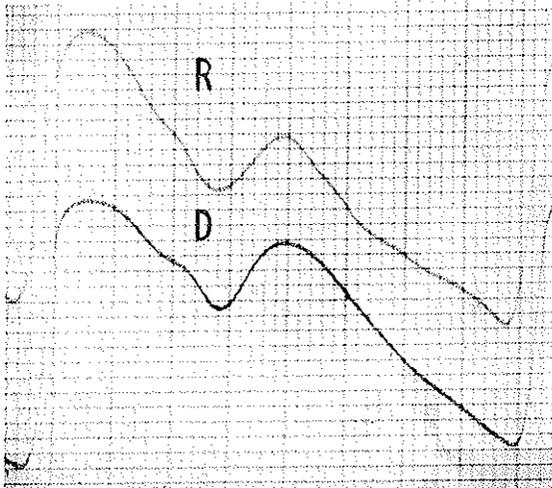
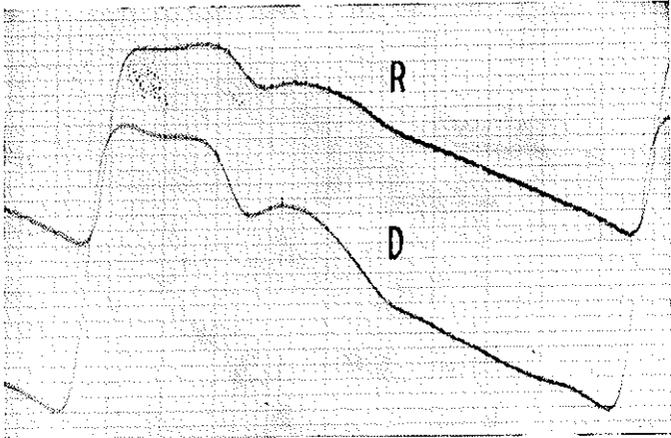
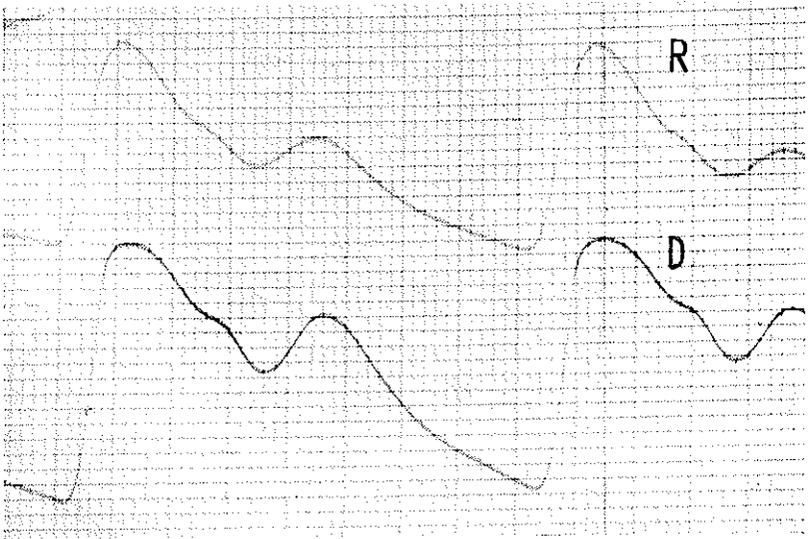
(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

POINTS	RADIAL	DIGITAL
1-2	110	110
2-3	70	70
3-4	110	110
4-5	60	60
5-6	60	60
6-7	200	200
7-8	260	400
8-9		
9-10	140	
Période (1-1)	1,010	1,010

Tableau du sphymogramme de la fig. 24c
 RADIALE-DIGITALE

(Temps en sigmas = 0,001 de sec.)

POINTS	RADIAL	DIGITAL
1-2	115	115
2-3	120	120
3-4	50	50
4-5	63	57
5-6	115	118
6-7	135	
7-8	65	
8-9	55	393
9-10	135	
Période (1-1)	853	853



BIBLIOGRAPHIE

1. MACH, «Sitz. Ber. d. Wiener Akad. d. Wiss. Nat. Naturwiss. », 46 (2), 1863.
2. PETER, «Zeit. f. Biol. », 51, 1908
3. — *Kritische Studie zur Entwicklung des Sphygmographen*, Giessen 1905.
4. O. FRANK, «Zeit. f. Biol. », 46, 478, 1905.
5. — «Handb. d. Physiolog. Methodik von R. Tiegnerstedt», Leipzig 1911.
6. — «Zeit. f. Biol. », Bd. 37, 511, 1899.
7. — Ibid., Bd. 41.
8. — Ibid., 89, 1929.
9. BRAMWELL et HILL, «Heart», 10, 1923.
10. GARTENS, «Deutsch. Med. Wochenschr. », N. 10, 1914.
11. — «Zeit. f. Biol. », 66, 23, 1915-16.
12. GARTENS und A. WEBER, «Zeit. f. Biol. », 66, 83, 1915-16.
13. GRUNEBaum, «Journ. of Physiol. », Phys. Society 22, 49, 1897-98.
14. LOHMANN M., «Zeit. f. Biol. », 59, 135, 1912.
15. GARTENS und F. KLEINKNECHT, «Skand. Arch. f. Physiol. », 42-44, 95, 1922-23.
16. CHAUVEAU et MAREY, «Mém. de l'Acad. de Méd. », 26, 43, 1863.
17. HURTHLE, «Arch. f. d. ges. Physiol. », 49, 98, 1891.
18. FRANK F., «Arch. de Physiol. », 1890.
19. PIPER, «Arch. f. Anat. und Physiol. », «Physiol. Abt. », 1914.
20. TIEGERSTEDT R., *Die Physiol. des Kreislaufes*, Verl. 1922.
21. MAREY E. J., «Gaz. Hebd. », 1860.
22. FICK, «Zentralbl. f. d. med. Wissensch. », 786, 1864.
23. — «Verh. d. Physiol. med. Ges. zu Wurzburg N. F. », 223, 1873.
24. — «Festschr. f. Reineker. », Leipzig 1877.
25. FINCK, «Arch. f. d. Gesam. Physiol. », 30, 597, 1883.
26. FREDERICQ, «Travaux de lab. », 2, 111, 1888.
27. DUCHECK, «Wien. und Jahrbucher », 1862.
28. LANDOIS, «Arch. f. Anat. Physiol. Naturwissensch. Med. », 1864.
29. BRONDGEEST P. Q., *Beitrage z. Kenntn. d. Art. Puls.*, Utrech 1875.
30. WOLFF O J. B., *Karakteristik d. Arterienpuls*, Leipzig 1865.
31. KOSCHLAKOFF, «Wirsch. Arch. », 30, 1864.
32. LORAIN, *Etudes cliniques sur le pouls*, Paris 1870.
33. RIEDEL F., «Klin. Vorträge », 1878.
34. v. FREY, «Die Unters. d. Pulses. », 1892.
35. v. FREY und KREHE, «Arch. f. Anat. und Physiol. » (Physiol. Abt.), 1890.
36. v. KRIES, *Studien zur Pulslehre*, Freiburg 1892.
37. BAYLISS et STARLING, «Intern. Monatsch. f. Anat. u. Physiol. », 11, 1894.
38. O. FRANK, «Gesell. f. Morph. und Physiol. », XXXVII, 1925.
39. TIEGERSTEDT, «Skand. Arch. f. Physiol. », 28, 1912.

40. — Ibid., 29, 1913.
41. — Ibid., 31, 1914.
42. PIPER, «Physiol. Zentralhl.», 26, 10, 1912.
43. — «Med. Klinik.», 40, 1912.
44. — «Arch. f. Anat. und Physiol.» (Physiol. Abt.), 1913.
45. — Ibid., 1913.
46. O. FRANK, «Ges. Morph. und Physiol.», München 1927-28.
47. BORN v., «Skand. Arch. f. Physiol.», 24, 140, 1911.
48. TIEGERSTEDT C., «Skand. Arch. f. Physiol.», 36, 103, 1916.
49. PIPER, «Arch. f. Anat. und Physiol.» (Physiol. Abt.), 360, 1912.
50. — Ibid., 348-375-377, 1913.
51. PHILIPS F., «Arch. intern. de Physiol.», 1, 78, 1904.
52. — Ibid., 2, 116, 1904.
53. LOHMANN M., «Arch. f. d. ges. Physiol.», 97, 438, 1903.
54. — Ibid., 103, 632, 1904.
55. JSCHIHARA, «Arch. f. d. ges. Physiol.», 97, 429, 1903.
56. BERNSTEIN, «Fortschritte d. Med.», 130, 1890.
57. HIRSCHMANN B., «Pflug. Arch.», 56, 1894.
58. VEIEL E., «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 105, 1912.
59. JANEWAY, «Bul. of med. Science», 1, 3, 1901.
60. STRASSBURGER, «Zeitschr. f. Klin. Med.», 54, 1904.
61. SAHLI, «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 81, 1904.
62. MASING, «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 84, 1902.
63. FLASKAMPF, *Radialpuls b. versch. Haltung d. Armes*. Dissert., Giessen 1907.
64. TIEGERSTEDT R., «Wiener. Med. Woch.», 39, 1910.
65. HESS O., «Verh. d. Kongr. f. inn. Med.», 38, 459, 1911.
66. MULLER O. et WEISS E., «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 105, 320, 1911.
67. WIGGERS, «Journ of Am. Med. Ass.», 64, 1381, 1915.
68. KAISER K. F. L., «Arch. Néerl. de Physiol.», 1, 1, 1916.
69. MAREY E. J., *La circulation du sang*, Paris 1881.
70. KIVE, *De sphygmograf en de sphyg. Kurve*, Utrecht 1866.
71. LANDOIS, *Die Lehre vom Arterienpuls*, 1890.
72. EDGREN, «Skand. Arch. f. Biol.», 1, 121, 1889.
73. GRUNNBACH, «Arch. f. Pathol. Anat.», 102, 569, 1885.
74. KEYT, *Sphygmography and Cardiog.* New York et Londres 1867.
75. SCKMIDT, «Zeitschr. f. Klin. Med.», 22, 405, 1893.
76. HOCHHAUS, «Arch. f. exp. Path.», 31, 420, 1893.
77. TIEGERSTEDT R., «Skand. Arch. f. Physiol.», 20, 255, 1908.
78. ROBINSON et DRAPER, «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 100, 353, 1910.
79. HESS O., «Ergbn. d. inn. Med. und Kinderheilk.», 14, 359, 1915.
80. SCHULTZ H., «Zeitschr. f. Kreislauff.», 29, 425, 1937.
81. WEBER E. H., *De Pulsu*, Leipzig 1837.
82. O. FRANK, «Zeitschr. f. Biol.», 32, 424, 1895.
83. MEURISSE et MATHIEU, «C. r. Soc. de Biologie», 365, 1874.
84. GRUNNBACH, «Berlin. Klin. Wochenschr.», 470, 1876.
85. KNOLL, «Prager med. Wochenschr.», 1879.
86. KLEMENSIEWICZ, «Sitz. Ber. d. Kais. Akad. d. Wiss.», 74 Abt. 3, 487, 1876.

87. STRAUB H., «Hand. d. Biol., Arb. Meth. von Abderhohen» Abt. V. Teil 4 Heft 2.
88. O. FRANK, «Zeitschr. f. Biol.» (Neue Folge), 26, 445, 1905.
89. — «N. F. Zeitschr. f. Biol.», 27, 464, 1904.
90. — «Zeitschr. f. Biol. N. F.», 27, 480, 1904.
91. — «Munch. Med. Wochsch.», 142, 1904.
92. — «Zeitschr. f. Biol. N. F.», 28, 421, 1905.
93. O. FRANK et PETER, «Zeitschr. f. Biol. N. F.», 30, 489, 1905.
94. — — Ibid., 31, 70, 1907.
95. O. FRANK, «Zeitschr. f. Biol. N. F.», 32, 281, 1908.
96. — Ibid., 32, 303, 1908.
97. — Ibid., 32, 309, 1908.
98. O. FRANK et J. PETER, «Zeitschr. f. Biol.», 49, 70, 1907.
99. J. JAQUET, «Korrespbl. f. Schweiz. Aerzte», 3, 1910.
100. BRONDGEEST, *De Panssphygmograaf*, Utrecht 1873.
101. SEEBECK, «Ann. d. Physik.», 62, 289, 1844.
102. VIERORDT K., *Lehre vom Arterienpuls Braunschweig*, 1855.
103. O. FRANK, «Sitzungber. d. Kgl. Bayer Akad. d. Wissensch. Math.-Physiol. Kl.», 289, 1915.
104. — Ibid., 1916.
105. Ibid., 1917.
106. PETER J., «Zeitschr. f. Biol. N. F.», I, 33, 335, 1908.
107. — Ibid., II, 33, 354, 1908.
108. — Ibid., 51, 380, 1908.
109. — Ibid., 66, 136, 1915.
110. GASCHER, *Die Wellenbwg. in elast. Röhren*, 1882.
111. MÜLLER A., «Zeitschr. f. exp. Med.», 83, 347, 1932.
112. STRAUB H., «Pfluger. Arch.», 1911.
113. O. FRANK, «Sitzungber. d. Gesellsch. f. Morph. und Physiol.», H. 2 München 1897.
114. STRAUB H., «Deutsch. Arch. f. Klin. Med.», 115, 552, 1914.
115. MONY, «Journal de Physiologie», 3, 249, 1860.
116. BUISSON, «Gazette médicale de Paris», 320, 1861.
117. BERISSON, *Thèse inaug.*, Paris 1863.
118. HÜRTHLE, «Pfluger. Arch. f. ges. Physiol.», 47, 17, 1890.
119. HOORWEG, «Pfluger. Arch.», 46, 132, 1890.
120. — Ibid., 47, 139, 1890.
121. — Ibid., 52, 480, 1892.
122. MOENS J., *Die Pulkurve*, Leipzig 1878.
123. WEBER E. H., «Ber. d. säch. Gesell. d. Wissen. Math. phys. Kas.», 1850.
124. MÜLLER A., «Handbuch d. biol. Arbeitmeth», Abt. V-T. 8, 142.
125. MAREY, «Trav. Lab. Microbiol.», 2, 307, 1876.
126. MOSSO, «Arch. Ital. di Biol.», 23, 177, 1895.
127. BONSDORFF B., «Zeitschr. f. exp. Med.», 86, 50, 1933.
128. PETERS G., «Pfluger. Arch.», 241, 201, 1938.
129. GOETZ R. H., Ibid., 235, 271, 1935.
130. DOUPE, NEUMANN, WILKING, «Jour. of Physiol.», 95, 244, 1939.
131. MULINOS et SCHULMANN, «Amer. Jour. of Physiol.», 125, 310, 1939.
132. HAUCK, «Zeitschr. f. Biol.», 98, 387, 1938.
133. STRAUB H., «Zeitschr. f. Kreislauff.», 24, 153, 1932.
134. GREVEN K. et FEDERSCHMID H., «Pfluger. Arch.», 242, 617, 1939.

135. MATTHEY et HAUSS, «Klin. Woch.», 1211, 1938.
136. HAUSS, «Pfluger. Arch.», 240, 653, 1938.
137. MATTHEY, *Ibid.*, 242, 448, 1939.
138. MÜLLER A. et DALLA TORRE L., «Mitt. I - Arch. f. Kreislauff», 12, 5, 1942.
139. DALLA TORRE L., *Ibid.*, II, 12, 5, 1943.
140. DALLA TORRE L., «Schweiz. Med. Woch.», 42, 1274, 1943.
141. DALLA TORRE L., *Chirurgie* (à paraître).
142. BAZETT H. C., «Amer. Jour. of Physiol.», 70, 550, 1924.
143. BROEMSER et RANKE, «Zeitschr. f. Biol.», 90, 474, 1930.
144. LUDWIG G., «Muller's Arch.», 242, 1847.
145. MOSSO, *Sulla circolazione del sangue nel cervello dell'uomo*, Roma 1880.
146. HESS O., «Erg. inn. Med.», 14, 359, 1915.
147. WEZLER et GREVEN K., «Zeitschr. f. exp. Med.», 105, 540, 1939.
148. NAUMANN O., «Zeitschr. f. rat. Med.», 3, 18, 1863.
149. DALLA TORRE L., «Arch. f. Kreislauff.», 14, 1, 1944.
150. MÜLLER et DALLA TORRE L., «I. Mitt. Arch. f. Kreisff.», 11, 6, 1942.
151. DALLA TORRE L., «Acta Physiol. Helv.», (1). (à paraître).
152. — *ibid.*, (2). 4, 373, 1946.
153. — *Ibid.*, (3). 4, 569, 1946.
154. SCHEIBE A., «Piezoelektrizität des Quarzes», 1940.
155. CHELIUS, «Prager Vierteljahrschrift», 30, 1850.
156. GABLER, «Zeitschr. f. Kreislauff.», 142, 1931.
157. GOMEZ D. M. et LANGEVIN A., *La Piezographie directe et instantanée*, Paris 1937.
158. DUCHOSAL et TAVEL F. E., «Vers. d. Schweiz. Physiol.», 1942.
159. MILLER et WHITE, «Amer. Heart. J.», 21, 504, 1941.
160. WAND et RUSSEL A., «Jour. of Amer. Med. Ass.», 82, 1263, 1924.
161. SCHUTZ E., «Klin. Woch.», 1930, 1938.
162. HURTHLE K., «Pflugers Arch.», 233, 1933.
163. — «Zeitschr. f. Kreislauff.», 26, 273, 1934.
164. — «Pflugers Arch.», 47, 27 et 34, 1890.
165. BROEMSER, Cité par A. Müller, (111).