mouvement, et ce mouvement a une certaine *vitesse*. Ce qu'on doit entendre par la *force* du cœur, ce n'est donc pas seulement la résistance à la tension sanguine, c'est l'ensemble du *travail mécanique* produit par la contraction ventriculaire.

L'évaluation de la force du cœur suppose, par conséquent, la connaissance de deux autres éléments dont il sera question plus loin, à savoir, la *quantité de sang* mise en mouvement à chaque contraction ventriculaire et poussée dans l'aorte, et, d'un autre côté, la *vitesse* avec laquelle le sang se meut au commencement de sa course. Admettons, avec M. Volkmann, que la quantité de sang introduit dans l'aorte, à chaque contraction ventriculaire, soit équivalente à 175 grammes [1] (sur un adulte pesant 70 kilogrammes) ; admettons, avec le même expérimentateur, que la vitesse du cours du sang dans l'aorte soit de 4 décimètres par seconde ; admettons, enfin, que la tension moyenne du sang de l'aorte soit équivalente à une colonne de $2^m,02$ de sang [2], nous arrivons ainsi à un chiffre de 0 kilogrammètre 400, représentant la *force du cœur*, c'est-à-dire, en d'autres termes, qu'à chaque pulsation du cœur, le ventricule gauche effectue un travail équivalant à un poids de 400 grammes qui serait élevé à un mètre de hauteur.

Nous verrons, plus tard, que la force musculaire est relative au nombre des fibres musculaires (chacune d'elles ayant sa force propre, qui est une partie de la force totale), et qu'on peut évaluer la force comparée des muscles en établissant un rapport entre le nombre de leurs fibres élémentaires. Mais, comme les fibres musculaires sont des objets microscopiques et qu'il est impossible de les dénombrer, le *poids* des muscles est, de toutes les qualités accessibles à nos sens et à nos moyens de mensuration, celle qui nous permet le mieux d'arriver à une évaluation approximative de la force dont ils sont doués. Or, en comparant le poids du ventricule droit au poids du ventricule gauche, on constate qu'en moyenne, le ventricule gauche est au ventricule droit comme 2 est à 1. Cette proportion est sensiblement la même chez l'homme, chez le cheval, le mouton, le chien, le chat, le lapin, le cochon. Cette différence de poids implique une différence d'énergie dans la puissance contractile du ventricule droit et du ventricule gauche. Elle est en rapport avec l'étendue différente des deux cercles circulatoires ; le cœur gauche, en effet, préside à la grande circulation, et le cœur droit à la petite. On peut inférer de cette différence de poids que la force de contraction du ventricule droit est moindre que celle du ventricule gauche, ce que prouve d'ailleurs l'expérience (Voy. § 94).

§ 96.

Contractilité des artères. — L'élasticité des artères, nous venons de le voir, réagit sur la colonne sanguine (introduite dans le système par la force active des ventricules) et tend à régulariser le cours du sang. Mais les artères ne sont pas seulement élastiques, elles sont aussi *contractiles*. La contractilité des artères est une force active par elle-même.

La circulation du sang s'opérant dans des canaux élastiques et contractiles

[1] Ce chiffre est identique avec l'évaluation de M. Vierordt (175 à 180 gr.).

[2] La pression d'une colonne de sang de $2^m,02$ est égale à celle d'une colonne de mercure de 15 centimètres.

n'est pas comparable, d'une manière absolue, avec le cours des liquides dans des tuyaux inextensibles. Tout en reconnaissant que les lois de l'hydraulique s'appliquent à la mécanique du cours du sang, il ne faut pas oublier que l'élasticité et surtout la contractilité ajoutent aux phénomènes de la circulation des éléments nouveaux qui compliquent le problème hydrodynamique, et peuvent en modifier les résultats dans une certaine mesure.

La contractilité des artères est beaucoup plus prononcée dans les petites artères que dans les grandes.

Il n'est pas facile de constater directement la propriété contractile des artères. Lorsqu'on met à nu une artère, non seulement la contractilité n'est pas appréciable à la vue ; de même que les changements dus à l'élasticité, ils échappent, la plupart du temps, à l'observation. Il est vrai qu'en mettant sur des artères de l'alcool, des acides ou des alcalis, on voit parfois l'artère éprouver un mouvement de retrait ou de contraction vermiculaire ; mais ces liquides agissent, après la mort, sur les substances organiques, à peu près de la même manière, et par une sorte de condensation ou de racornissement du tissu. Des preuves beaucoup plus concluantes sont fournies par l'excitation galvanique.

Nous avons souvent appliqué les courants d'induction sur les petites artères du mésentère de la grenouille, du lapin et du chien. Or, il est aisé de constater que le diamètre des artères diminue, dans ces conditions, de moitié et souvent des deux tiers. Ce qui peut induire en erreur, dans ces expériences, c'est que la contractilité artérielle (comme la contractilité des *fibres musculaires lisses*) est lente à se produire sous l'influence des excitants. Il faut donc attendre quelques secondes. Mais, de même qu'elle est lente à se produire, elle est lente à s'éteindre, en sorte que l'observation est des plus faciles. Aujourd'hui qu'on possède dans les bobines d'induction des appareils électriques puissants, la propriété contractile des artères ne peut plus être contestée [1].

Si l'on pose deux ligatures sur une artère de petit volume, à quelque distance l'une de l'autre, et si l'on fait une incision à l'artère entre les deux ligatures, cette artère se vide presque complètement. M. Parry a démontré, d'une autre part, que, si l'on fait périr les animaux d'hémorrhagie, la rétraction des artères va au delà de celle que l'élasticité seule aurait produite. En effet, vingt-quatre heures après la mort de l'animal, alors que toute contractilité a disparu, le calibre des artères, se maintenant en équilibre avec l'élasticité seule, est devenu supérieur à celui qu'il avait peu de temps après le moment où l'animal a expiré.

C'est encore en vertu de la contractilité des artères que l'arbre artériel contient peu de sang sur le cadavre, tandis que le système veineux est distendu. Dans les moments qui précèdent la mort, le cœur diminue successivement

[1] M. Mosso a récemment constaté que les courants ordinaires suffisamment énergiques et *interrompus* (avec interruptions par chaque seconde) ont plus d'action sur la contractilité des tuniques des artères que les courants *induits*.

Il a pu étudier pendant de longues périodes les phénomènes de la contractilité artérielle sur des organes séparés de l'animal vivant et dans les artères desquels il faisait artificiellement circuler du sang défibriné maintenu à la température de l'animal.

Il a remarqué que, quand on soumet les vaisseaux dans lesquels on a établi cette circulation artificielle à une tension intérieure double de la tension artérielle normale, la contractilité des artères est suspendue pour quelques minutes. Elle se rétablit ensuite. Tous ces phénomènes ne peuvent être constatés que *peu de temps* après la mort ou après la séparation de l'organe de l'animal vivant.

d'énergie, la tension sanguine diminue dans les artères : lorsque les battements du cœur ont cessé, la tension du sang est réduite à zéro, la contractilité artérielle peut s'exercer en toute liberté. Dès lors, elle chasse peu à peu vers le système veineux, beaucoup plus dilatable que l'arbre artériel, une grande partie du sang que les artères contenaient. C'est aussi en vertu de la contractilité artérielle, mise en jeu par l'influence de l'air ou par l'eau des éponges à pansement, que les petites artères ne donnent pas toujours du sang après les amputations, et que des hémorrhagies consécutives surviennent souvent quelques heures plus tard, etc.

La contractilité artérielle concourt-elle avec l'élasticité et dans le même sens qu'elle, à la circulation, en réagissant à chaque instant sur le sang introduit par le cœur dans les artères ? Mais, pourquoi s'exercerait-elle à chaque pulsation artérielle, l'élasticité remplissant parfaitement ce rôle ? Il est bien plus vraisemblable qu'elle exerce un autre mode d'action sur les phénomènes de la circulation, en diminuant pendant un certain temps le calibre de segments plus ou moins étendus de l'arbre artériel. Le tissu contractile des artères offre avec les muscles de la vie organique une complète analogie, et le caractère essentiel de la contraction de ces muscles, nous le répétons, est d'être *lente* à s'établir et *lente* à s'éteindre. La contractilité artérielle entraîne ainsi des modifications temporaires importantes dans les circulations locales, et cette influence se fait sentir, principalement, à mesure qu'on approche du réseau capillaire [1] (Voyez, pour plus de détails le § 108 *bis*).

§ 97.

Des obstacles au cours du sang artériel. — Résistances que doit surmonter le sang artériel. — Les diverses forces qui président au cours du sang dans les artères ont à lutter contre un certain nombre d'obstacles, qui absorbent une partie de ces forces. Pour parler le langage de la mécanique, nous dirons : le travail *utile* de la circulation artérielle n'est pas rigoureusement égal au travail *moteur*, une partie de celui-ci étant annulée ou consommée par les résistances passives.

Le *frottement* du sang contre les parois des artères constitue une résistance

[1] La contractilité des artères est en rapport avec la tunique musculaire qui entre dans leur composition.

Sous ce rapport, les artères peuvent être divisées en trois groupes : les *grosses*, les *moyennes*, les *petites*.

Les *petites* artères comprennent les artères qui ont depuis 2 millimètres de diamètre jusqu'aux capillaires. La membrane moyenne des petites artères est à peu près exclusivement formée de fibres musculaires (*fibres musculaires lisses*, Voy. § 219). A mesure qu'on examine des artères plus petites, les trois couches de fibres musculaires se réduisent d'abord à deux, puis à une seule. Quand les artères sont réduites à $0^{mm},01$ de diamètre, la couche musculaire a disparu.

Les artères *moyennes*, c'est-à-dire les artères de 2 à 6 millimètres de diamètre, présentent, au milieu de la couche moyenne musculaire, des fibres de tissu élastique, qui deviennent de plus en plus abondantes, à mesure que le calibre de l'artère augmente.

Dans les *grosses* artères, telles que l'aorte, les carotides, les iliaques, etc., les fibres musculaires sont beaucoup moins abondantes, et remplacées presque complètement par les fibres de tissu élastique.

Il résulte de là que, quand on cherche à constater expérimentalement la contractilité des artères, ce n'est ni sur l'aorte, ni sur les gros troncs artériels, ni même sur les artères moyennes, qu'il faut opérer, mais sur des artères de petit volume. L'aorte ne possède qu'une contractilité douteuse ou nulle. La contractilité artérielle a été longtemps niée, parce qu'on la cherchait autrefois surtout sur l'aorte pectorale ou abdominale.

passive, étendue à tout le système. Il est vrai que l'état poli de la surface interne des artères diminue, autant que possible, cette cause de ralentissement.

Les canaux artériels dans lesquels circule le sang ne sont point rectilignes. Ces canaux décrivent presque partout des *courbures* à rayon plus ou moins grand. Or, les courbures constituent aussi des causes de ralentissement dans le cours des liquides. Les expériences de M. Weissbach ayant démontré que la perte de mouvement due aux courbures est d'autant moindre, dans les tuyaux courbes, que le diamètre des canaux est moins considérable pour un même rayon de courbure, il en résulte qu'il arrive un moment où cette perte de mouvement est presque réduite à zéro, quand le diamètre des canaux est très petit.

Les artères, en se divisant, présentent, à l'endroit de la division, une sorte d'arête intérieure, sur laquelle la colonne sanguine vient se briser et se diviser. Le sang perd encore ainsi une certaine quantité de mouvement.

Au moment où l'arbre artériel est distendu par la systole ventriculaire, le calibre des artères se trouve augmenté dans son diamètre, ou perpendiculairement à sa section, ainsi que nous l'avons déjà dit. Dans ce mouvement, les artères refoulent les organes qui les entourent ; une partie de la force se trouve ainsi consommée, et n'est pas intégralement rendue quand l'artère revient sur elle-même. En outre, au moment de la systole ventriculaire, l'artère augmente aussi de dimension dans le sens longitudinal. La chose est facile à vérifier partout où les artères sont comprises entre deux points fixes, là où elles ne sont pas rectilignes : on aperçoit, en effet, alors que les courbures artérielles s'exagèrent. La force employée par la colonne sanguine en mouvement pour produire l'élongation de l'artère se trouve consommée par cet allongement ; et, au moment du retrait de l'artère, elle n'est pas restituée comme force de progression, à la manière de l'élasticité circonférentielle.

Dans quelques points du système artériel, des branches d'un certain volume s'anastomosent directement entre elles, et c'est de ces anastomoses que partent les rameaux qui vont aux organes. En ces points, les colonnes sanguines arrivent à la rencontre les unes des autres, et une partie de la force d'impulsion se trouve ainsi anéantie.

L'arbre artériel, considéré dans son ensemble, représente un cône dont le sommet correspondrait à l'aorte et dont la base serait dans les organes. En d'autres termes, le calibre intérieur des rameaux additionné l'emporte sur celui des troncs d'où ils naissent. Le sang se meut donc d'un espace plus rétréci vers un espace plus large ; par conséquent, et en vertu d'un principe d'hydro-dynamique bien connu, son cours se trouve ralenti à mesure qu'il progresse dans le système artériel [1].

Signalons encore une cause de perte dans la force d'impulsion. Au moment de

[1] Cette augmentation dans le calibre de l'arbre artériel à mesure qu'on s'éloigne du cœur a été vérifiée sur un grand nombre d'artères, par M. Valentin (qui a publié des tableaux très complets de mensuration), par M. Vierordt, par M. Donders, etc.

Le fait paraissait hors de toute contestation lorsque cette année (1878) M. Berrier-Fontaine a appelé l'attention sur une proposition annexée à la thèse qu'il soutenait en avril 1835 (du typhus puerpéral observé à la Maternité pendant l'année 1831), proposition ainsi conçue : « Le système artériel, considéré dans son ensemble, forme un *cylindre*, et non pas un *cône tronqué*, dont le sommet répond au cœur et la base aux extrémités, comme l'ont avancé plusieurs auteurs. Pour s'en convaincre il suffit de mesurer les diamètres de l'aorte et des différents troncs qui en partent et de comparer les carrés de ces diamètres qui sont entre eux comme les surfaces des cercles ».

« Exemple : Diamètre de l'aorte avant la naissance du tronc brachio-céphalique, 27 millimètres

la systole ventriculaire, la colonne sanguine qui s'introduit dans les artères, en refoulant les valvules sigmoïdes, rencontre la colonne sanguine qui pesait sur

dont le carré est 729 millimètres carrés; diamètre du tronc brachio-céphalique, 12 millimètres dont le carré est 144; diamètre de la carotide primitive gauche, 8 millimètres dont le carré est 64; diamètre de la sous-clavière gauche, 9 millimètres dont le carré est 81; enfin diamètre de l'aorte au-dessous de la sous-clavière gauche, 21 millimètres dont le carré est 411. — La somme de ces quatre carrés, 144 + 64 + 81 + 441 = 730 millimètres carrés. » Ainsi d'un côté 729 et de l'autre 730, c'est-à-dire deux quantités sensiblement égales.

L'auteur compare encore le calibre du tronc brachio-céphalique avec les calibres additionnés de la sous-clavière droite et de la carotide primitive droite, il arrive à un résultat analogue, et il ajoute : « il en est de même pour toutes les autres artères que j'ai pu mesurer ».

Devant une opinion aussi nettement formulée et accompagnée de preuves numériques à l'appui, nous avons pensé qu'il importait d'examiner de près la question et de chercher à la résoudre par la voie expérimentale.

Ainsi que le fait justement remarquer M. Berrier-Fontaine, et ainsi d'ailleurs que chacun doit le savoir, les surfaces des cercles sont entre elles *comme les carrés des diamètres* (et non pas, *comme les diamètres*, ainsi qu'on l'entend dire quelquefois, et ainsi qu'on peut même le lire dans quelques ouvrages de physiologie). On peut donc apprécier le calibre relatif des vaisseaux, en comparant entre eux les carrés de leurs diamètres; on a ainsi un rapport absolument exact.

On peut aussi procéder d'une autre manière que j'appellerai non pas plus précise (en mathématiques, il n'y a pas de degrés dans la précision), mais plus directe. Le carré du diamètre d'un cercle ne représente pas la mesure de la surface de ce cercle; aussi, lorsqu'on compare entre eux les carrés des diamètres, ce ne sont pas les calibres même des vaisseaux qu'on compare. Au lieu de comparer entre eux les carrés des diamètres des cercles, on peut prendre la mesure même des surfaces de section des vaisseaux et établir les comparaisons entre ces surfaces de section. Dans les nombreuses mensurations auxquelles nous nous sommes livrés, c'est de cette manière que nous avons procédé. Nos comparaisons ont toujours été établies entre les surfaces de section, c'est-à-dire que nous avons comparé entre eux les calibres même des vaisseaux.

On sait que la mesure de la surface du cercle est égale au produit de la circonférence par la moitié du rayon. Le rapport de la circonférence au diamètre et par conséquent au rayon étant mathématiquement connu, il suffit donc, pour calculer la surface de section d'une artère, de connaître soit le diamètre, soit la circonférence du vaisseau, et par conséquent on peut indifféremment mesurer, soit le diamètre, soit la circonférence.

La mesure du diamètre d'un vaisseau est chose difficile, je dirai même presque impossible à prendre, si on veut arriver à une précision suffisante. Il ne faut pas songer bien entendu à distendre préalablement le vaisseau à l'aide d'une injection; les artères étant élastiques, leurs dimensions peuvent être modifiées par l'opération. Au contraire, prendre la mesure de la *circonférence intérieure* d'une artère est chose des plus faciles. On détache un fragment d'artère, on incise avec des ciseaux fins ce cylindre creux et on l'étend la surface intérieure du vaisseau à découvert. Il ne reste plus qu'à appliquer une règle divisée sur la surface du vaisseau devenue plane.

Il résulte d'un très grand nombre de mensurations auxquelles nous nous sommes livrés, que le système artériel, envisagé dans son ensemble, représente réellement un cône dont la base répond aux vaisseaux capillaires.

La différence qui existe entre le calibre comparé de l'aorte avec l'ensemble des troncs qui s'en détachent est peu marquée, et souvent nulle. Mais cette différence s'accuse de plus en plus à mesure qu'on s'éloigne de l'aorte. Ainsi les troncs qui naissent de l'aorte se partagent en branches, dont le calibre additionné l'emporte notablement sur le calibre du tronc qui les engendre. Ces branches elles-mêmes donnent naissance à des rameaux dont le calibre additionné est relativement beaucoup plus élevé. On peut poser comme une loi, que la différence croît proportionnellement à mesure qu'on approche de la périphérie.

Par exemple, les surfaces de section additionnées des artères radiales et cubitales l'emportent sur la surface de section de l'artère humérale, et cela dans une proportion supérieure au rapport qui existe entre les calibres comparés de l'artère sous-clavière et des branches en lesquelles elle se divise.

Il y a une exception curieuse, exception qui ne modifie en rien la loi générale sur la forme du cône artériel, et qui avait été signalée déjà par plusieurs physiologistes, entres autres par MM. Donders et Paget, c'est que le calibre additionné des deux artères iliaques primitives en lesquelles se partage à sa terminaison, l'aorte abdominale, c'est, dis-je, que ce calibre additionné est toujours plus petit, *et notablement plus petit* que le calibre de l'aorte au moment de sa division. Si nous rapprochons ce fait de la faible différence qui existe entre le calibre de l'aorte et l'ensemble des troncs qui s'en détachent, on arrive à considérer l'aorte, au point de vue de la circulation, bien moins comme une artère que comme une sorte de réservoir élastique destiné à recevoir le premier effort de l'ondée ventriculaire. En définitive, le système artériel est un cône dont on peut dire que le sommet tronqué est représenté par l'aorte et la base par les dernières ramifications artérielles. Un Mémoire détaillé sur cette question sera prochainement publié.

ces valvules en sens contraire, en vertu de la tension sanguine. Il y a donc là encore une certaine quantité de force employée à vaincre la résistance de la masse sanguine, pour lui communiquer le mouvement.

Les divers obstacles que nous venons de passer successivement en revue consomment, il est vrai, une certaine quantité de la force d'impulsion, mais ils ont l'avantage de concourir puissamment, avec l'élasticité des parois artérielles, à régulariser le cours du sang. Ces obstacles tendent, en effet, à transformer le cours intermittent du sang en un cours plus uniforme; et si cette intermittence existe aux environs du cœur et dans le système des artères, elle tend à s'effacer peu à peu, à mesure qu'on approche du point où les vaisseaux plongent dans l'épaisseur des organes en s'y ramifiant.

Les obstacles au cours du sang ne sont nulle part aussi multipliés que dans les artères qui vont se rendre dans les organes à texture délicate. Tel est, entre autres, le système nerveux : les courbures et les anastomoses par courants opposés s'y rencontrent en divers points.

§ 98.

Du pouls. — Du sphygmomètre, du sphygmographe, du sphygmoscope, du plethysmographe. — Les contractions ventriculaires, en introduisant d'une manière *intermittente* une certaine quantité de sang dans le système artériel, déterminent dans ce système les phénomènes du *pouls*. Le pouls n'existe (au moins dans l'état normal) que dans le système artériel[1]. Les résistances que le sang rencontre pendant qu'il circule dans les divisions de l'arbre artériel, et surtout dans le système capillaire, effacent peu à peu les saccades initiales dues au mode d'action de la force d'impulsion. Le cours du sang est devenu sensiblement uniforme dans les veines.

Lorsqu'on applique la pulpe du doigt sur une artère, soutenue dans le sens opposé à la pression par un plan résistant, on sent un soulèvement alternatif. D'après les développements dans lesquels nous sommes entré, il est clair que cette sensation correspond à la dilatation des artères.

Lorsque nous cherchons à constater la dilatation artérielle, en appliquant la main sur des parties dans lesquelles les artères peuvent fuir sous la pression, nous ne sentons plus le pouls ou nous ne le sentons que d'une manière très imparfaite. Le mouvement de dilatation de l'artère, mouvement de très peu d'étendue, se décompose et se perd alors dans les tissus peu résistants au milieu desquels l'artère se trouve placée. Les artères radiales, temporales et pédieuses, appliquées sur des plans osseux, et pouvant être pressées entre ces plans et le doigt explorateur, sont, de toutes les artères, celles qui permettent de saisir et d'apprécier le pouls avec le plus de facilité. Ce n'est pas, d'ailleurs, à proprement parler, la dilatation artérielle que nous percevons à l'aide du toucher; car elle est assez faible pour passer presque inaperçue pour le toucher comme pour la vue. Si nous sentons si distinctement une impulsion, lorsque le doigt presse une artère contre un plan sous-jacent résistant, c'est que le doigt, *qui a déprimé en dedans* la paroi artérielle, reçoit, au point où il est appliqué, l'effort impulsif du sang; il remplace, en quelque sorte, en ce moment, la paroi artérielle.

[1] Voyez, § 105, ce qu'on appelle le *pouls veineux*.

Le doigt qui reçoit l'effort du sang est alternativement soulevé, comme l'est, par exemple, la jambe par l'artère poplitée, lorsque, dans le croisement des jambes le creux poplité est appliqué sur le genou du côté opposé. Le mouvement de soulèvement de la pointe du pied se trouve, dans le cas particulier dont nous parlons, considérablement augmenté, parce qu'il se manifeste à l'extrémité d'un long bras de levier. Cette expérience de tous les jours a suggéré à M. Vierordt un procédé ingénieux pour apprécier les qualités du pouls. Son appareil, ou *sphygmomètre*, consiste essentiellement en un levier dont l'un des bras exerce, par une de ses extrémités, une pression douce sur l'artère, et dont le bras opposé, dix ou vingt fois plus long que le précédent, augmente dix ou vingt fois le déplacement opéré par la pulsation artérielle. Ce déplacement est apprécié à l'aide d'une feuille de papier contre laquelle agit un crayon fixé à l'extrémité du long bras du levier. On communique à cette feuille de papier un mouvement uniforme, en

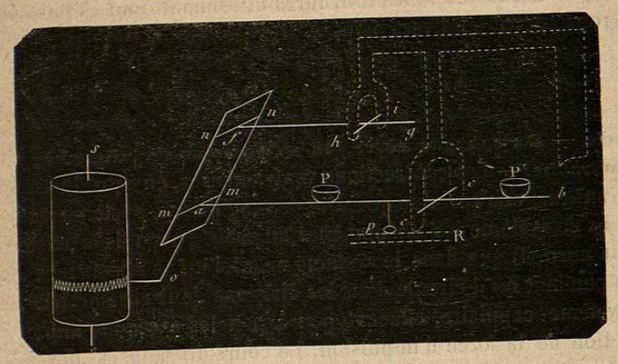

Fig. 54.

Sphygmographe de Vierordt (figure schématique destinée à montrer tout l'ensemble de l'appareil).

ab et *fg*, deux leviers de longueur inégale.
hi et *cc*, axes du mouvement de ces leviers. Ces axes se meuvent sur les supports représentés par des lignes ponctuées.
mmnn, petit cadre métallique qui se meut d'ensemble avec les leviers *ab* et *fg*. Les leviers *ab* et *fg* sont en outre mobiles sur ce même cadre à l'aide des axes *mm* et *nn*.
Les diverses articulations des leviers *ab* et *fg* ont pour effet d'imprimer à l'extrémité du levier enregistreur *o* un mouvement rectiligne, au lieu d'un arc de cercle. Elles agissent comme le parallélogramme de Watt dans les machines à vapeur.
P, petite plaque de laiton qui s'applique sur l'artere.
PP', petites coupes dans lesquelles on peut placer des poids pour metire le système en équilibre.
R, artère radiale.
s, cylindre mû par un mouvement d'horlogerie et sur lequel s'enregistre le tracé.

l'appliquant sur un cylindre animé d'un mouvement circulaire (Voy. fig. 54) ; l'ensemble de l'appareil devient un *sphygmographe*, et l'on obtient ainsi la *représentation graphique* du pouls.

M. Berti et, plus récemment, M. Marey, ont proposé des instruments analogues à celui de M. Vierordt. Dans l'appareil de M. Vierordt, les leviers sont équilibrés par des contre-poids, la masse à mouvoir est assez considérable, et par son inertie elle déforme le mouvement. En examinant les tracés fournis par cet instrument, il semble que les deux moments du pouls, c'est-à-dire le soulèvement et la descente, sont absolument semblables : or, il n'en est rien, comme on peut le constater avec l'appareil plus délicat de M. Marey. M. Marey a surtout cherché à diminuer la masse à mouvoir et à rapprocher autant que possible son sphygmomètre du *levier idéal*. Pour déprimer le vaisseau et percevoir le pouls,

l'auteur, au lieu d'un poids additionnel, utilise la pression d'un ressort élastique.

Le sphygmomètre enregistreur ou sphygmographe de M. Marey est représenté figure 55. Cet instrument est de petit volume et il a l'avantage d'être portatif. Le mouvement d'horlogerie qui fait mouvoir, avec une vitesse connue, dans la direction rectiligne, la plaque enregistrante, fait partie de l'instrument lui-même, et il n'est pas nécessaire d'annexer à l'appareil un cylindre enregistreur [1].

Les tracés obtenus à l'aide du sphygmographe de M. Marey permettent d'étudier les qualités fines du pouls avec une précision que ni les appréciations du tact ni les indications de l'appareil de M. Vierordt ne peuvent fournir. A l'aide du sphygmographe on peut apprécier non seulement la fréquence et la force du pouls, sa régularité ou son irrégularité, sa continuité ou ses intermittences, mais encore la forme de la courbe d'ascension et de descente, ainsi que les rapports qui existent entre la période de distension et la période de détente, rapports variables dans l'état physiologique et pathologique, et dont l'étude peut fournir des signes précieux pour le diagnostic des maladies du système circulatoire.

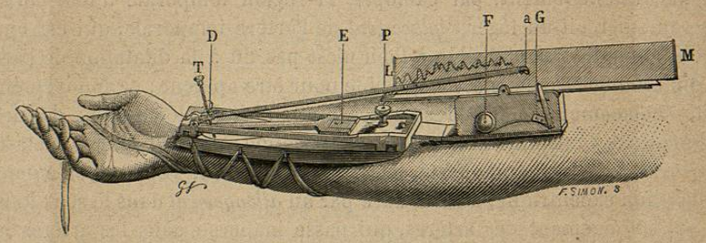

Fig. 55.

Sphygmographe de Marey (appliqué sur le poignet.)

D, couteau qui soulève le levier L très près du centre du mouvement.
E, centre du mouvement de la pièce qui reçoit la pulsation artérielle. Cette pièce qui est en partie masquée sur la figure, porte au-dessous d'elle un ressort d'acier très flexible terminé par une petite plaque d'ivoire qui repose sur l'artère et qui la déprime légèrement, grâce à la force élastique du ressort.
L, levier amplificateur du mouvement, construit avec une substance légère (bois et aluminium).
M, plaque couverte d'un papier glacé, et qui se meut d'un mouvement rectiligne uniforme de M en L.
FG, mouvement d'horlogerie qui fait mouvoir la plaque M. Le bouton F sert à remonter le mouvement d'horlogerie.
a, extrémité du levier enregistreur. Cette extrémité est terminée par un bec de plume rempli d'encre, destiné à écrire le tracé.

En examinant les tracés physiologiques du pouls obtenus à l'aide du sphygmographe, on observe que la pression du sang dans les artères, dont le pouls n'est que la traduction, monte rapidement au début et presque jusqu'à son maximum, puis l'ascension est un peu plus lente. Le maximum de hauteur est atteint un peu avant que la moitié de la durée du pouls soit atteinte. A partir du maximum, la pression s'abaisse avec une vitesse qui va sans cesse croissant, mais qui est toujours moindre que la vitesse d'ascension.

M. Fick a fait une étude très complète des tracés physiologiques du pouls à l'aide d'un sphygmographe de son invention. Cet appareil, qui n'est qu'une application du principe des instruments enregistreurs de M. Marey, est surtout propre à des expériences de laboratoire, moins portatif que le sphygmographe de M. Ma-

[1] M. Béhier a proposé quelques modifications dans la construction du sphygmographe de M. Marey. L'appareil modifié est représenté dans le journal *la Gazette hebdomadaire*, n° du 14 août 1868. Dans une communication faite récemment à l'Académie de médecine (novembre 1878), M. Brondel propose de remplacer la plaque enregistrante M (fig. 55). par deux petits cylindres entre lesquels se déroule *une bande sans fin* analogue à celle du télégraphe de Morse.