PROCÉDÉ DE MESURE DES COURANTS SANGUINS PAR SONDE ÉLECTROMAGNÉTIQUE INTRAVASCULAIRE

PAR L. VADOT ET J.-F. ESTANOVE *

L'application des lois de l'induction électromagnétique à la mesure des vitesses ou des débits des fluides conducteurs a déjà fait l'objet de nombreux travaux et de réalisations d'appareils actuellement en usage dans les laboratoires.

On sait en effet que le déplacement d'un conducteur dans un champ magnétique, de telle manière qu'un flux soit coupé par le conducteur, provoque l'apparition d'une force électromotrice d'induction proportionnelle au flux balayé. Un électrolyte comme l'eau salée peut tenir lieu de conducteur. Si donc un champ magnétique traverse la veine fluide en mouvement de telle manière que les lignes de forces soient perpendiculaires à la direction du déplacement, on peut mesurer une différence de potentiel suivant une direction perpendiculaire au plan défini par les deux vecteurs champ magnétique et vitesse du fluide.

Faraday passe pour être le premier à avoir proposé l'emploi de cette méthode pour la mesure d'une vitesse. Il aurait, dès 1832, envisagé de mesurer la vitesse d'écoulement de la Tamise grâce aux forces électromotrices d'induction obtenues par son déplacement dans le champ magnétique terrestre. Il est probable qu'avec les moyens de l'époque, l'idée n'alla pas très loin. Plus récemment, Kolin aux Etats-Unis, Wetterer en Allemagne et Thurlemann en Suisse reprirent cette idée en vue de l'appliquer à la mesure des débits sanguins traversant un vaisseau.

Après des essais avec un champ magnétique continu, des difficultés de polarisation d'électrodes conduisirent les chercheurs à l'emploi de champs magnétiques générés par courants alternatifs. Une

1/ Schéma de principe de la mesure électromagnétique du débit d'un vaisseau par un procédé extra-vasculaire.

nouvelle difficulté apparaissant évidemment due à la superposition aux f.e.m. induites par le déplacement du fluide, des f.e.m. induites par le champ magnétique alternatif. L'excitation des électroaimants au moyen de courants alternatifs à ondes en crêteaux permet plus facilement la réalisation d'un système compensateur, éliminant les f.e.m. induites par le champ alternatif. Les montages électroniques sont évidemment assez complexes et l'emploi de ces appareils reste délicat.

Indépendamment de l'appareillage électronique d'amplification et de mesure, les sondes électromagnétiques actuelles comportent essentiellement un

* Centre de Chirurgie cardio-vasculaire Paul-Santy (Lyon).

2/ Passage de la disposition externe à la disposition interne des éléments électro-magnétiques.

3/ Champs électrique et magnétique autour du barreau aimanté et des électrons du dispositif intravasculaire.

4/ Eléments constitutifs de la sonde électromagnétique intravasculaire.

électro-aimant, entre les pièces polaires duquel est placé le vaisseau à prospector et un couple de deux électrodes mises en contact avec les parois du vaisseau. L'ensemble électro-aimant et électrodes constitue une même pièce présentant une échancrure circulaire partiellement ouverte dans laquelle est placé le vaisseau. L'emploi d'une telle sonde nécessite évidemment que le vaisseau soit préalablement mis à nu sur une certaine longueur. Il nécessite en outre une bonne adaptation de la sonde au vaisseau, d'où l'obligation de disposer d'un nombre important de sondes correspondant aux différents diamètres de vaisseaux rencontrés.

Il résulte de ces particularités et de la complexité du matériel électronique que l'emploi des appareils électromagnétiques de mesure de débit est limité au laboratoire.

Cherchant à éviter certains des inconvénients du matériel actuel et principalement la nécessité de dénuder les vaisseaux, nous avons repris l'étude de la disposition des éléments des capteurs électromagnétiques, de façon à créer un appareil dont l'emploi soit aussi commode qu'un cathéter ordinaire, permettant ainsi de faire des mesures de vitesse dans les vaisseaux sans les dénuder.

Considérons la coupe par un plan perpendiculaire à l'axe du vaisseau pour un appareil classique. Tous les éléments se trouvent à l'extérieur de la paroi vasculaire, en particulier les deux pièces polaires N et S et les deux électrodes + et -. Envisageons un cercle centré sur l'axe du vaisseau et plus petit que la paroi. Imaginons alors que l'on effectue une inversion géométrique de l'ensemble des éléments magnétiques et électriques par rapport à ce cercle. Tout ce qui était compris dans le domaine extérieur à la paroi vasculaire va se retrouver à l'intérieur d'un cercle de petit diamètre au centre de la section vasculaire. L'électro-aimant et ses pièces polaires N et S sont disposés suivant un diamètre horizontal du petit cercle, cependant que les deux électrodes + et - sont aux deux extrémités d'un diamètre vertical. Les champs magnétique et électrique sont évidemment modifiés en conséquence; l'un et l'autre ont sensiblement l'allure des champs en faisceaux de cercles des dipôles.

Cette nouvelle disposition entièrement interne des organes magnétiques et électriques met en œuvre le même principe d'induction dans le fluide en mouvement et permettra donc d'obtenir une différence de potentiel entre les électrodes proportionnelle à la vitesse au voisinage des pièces polaires. Cette disposition, toutefois, se prête peu à l'emploi d'un électro-aimant, par suite de la faible place disponible pour loger un bobinage inducteur.

On a alors recours pour créer le champ magnétique, à un petit aimant permanent. Celui-ci présente la forme d'un petit barreau prismatique à section carrée, dont le grand axe est orienté suivant l'axe du vaisseau. Ce barreau, toutefois, n'est pas aimanté longitudinalement, mais transversalement, en sorte que l'une des faces latérales constitue le pôle N et la face latérale diamétralement opposée constitue le pôle S. La surface extérieure du barreau aimanté est recouverte d'un vernis isolant. Deux électrodes longitudinales en platine sont fixées sur les deux faces latérales comprises entre les faces polaires.

On réalise ainsi un ensemble capteur électroma-

gnétique de très petites dimensions : 2 mm pour chacun des petits côtés de la section carrée et 20 mm de longueur. Cet ensemble capteur est alors fixé à l'extrémité d'un cathéter classique de 8 (diamètre extérieur 2,5 mm); les deux fils reliés aux deux électrodes de platine sont passés à l'intérieur du cathéter.

Il n'y a pas de difficulté particulière à combiner sur le même cathéter un capteur électromagnétique avec une prise de pression, ce qui permet l'étude simultanée de l'évolution des pressions et des vitesses en un même point d'un vaisseau.

L'aimant employé (Ticonal 1500) permet d'obtenir au voisinage des faces polaires un champ H de l'ordre de 1 200 à 1 500 gauss. Pour une distance moyenne l entre les électrodes de 0,2 cm et une vitesse moyenne v du fluide de 20 cm/s, on obtient une différence de potentiel induite entre les électrodes de

$$E = H.l.v.10^{-8} \text{ volt}$$

soit ici :

$$E = 1\,500 \times 0,2 \times 20 \times 10^{-8} = \frac{6}{100} \text{ millivolt}$$

5/ Enregistrements effectués avec la sonde électromagnétique dans l'aorte thoracique et abdominale.

La tension ainsi obtenue est de l'ordre de grandeur des tensions normalement mesurées avec un électro-encéphalographe.

Le capteur électromagnétique à aimant Ticonal 1500 monté en bout d'un cathéter de 8 ainsi qu'il a été décrit, a effectivement été utilisé en liaison avec un électro-encéphalographe classique. Les deux fils des électrodes étant branchés sur une dérivation quelconque de l'E.E.G. On a obtenu ainsi sans montage électronique particulier des enregistrements très significatifs.

Introduisant le capteur électromagnétique par l'artère fémorale d'un chien, on a pu enregistrer les variations de vitesse dans l'aorte thoracique et abdominale pour différentes conditions de rythme. On observe une montée systolique de la vitesse dans l'aorte thoracique 0,25 s après l'onde R; la diastole est caractérisée par une vitesse faible. Dans l'aorte abdominale par contre, la baisse de vitesse diastolique est moins forte et l'onde de débit est plus étale. Un enregistrement effectué au cours d'une phase d'arythmie avec nombreuses extrasystoles montre les variations importantes des vitesses et des débits qui peuvent être attribués à de mauvais remplissages ventriculaires. Un enregistrement enfin ef-

6/ Enregistrements effectués avec la sonde électro-magnétique au cours d'une phase d'arythmie et au cours d'une phase de bigéminisme.

fectué au cours d'une phase de bigéminisme monter clairement qu'une systole sur deux seulement est efficace. Les ondes de débit ainsi obtenues sont parfaitement régulières.

Ces divers enregistrements montrent tout le parti que l'on peut tirer d'un cathéter pourvu d'un capteur électromagnétique intravasculaire. Il est intéressant de remarquer que ce capteur a pu être utilisé sans précaution particulière avec un amplificateur classique; aussi peut-on penser que cet appareil mérite d'être perfectionné et adapté en vue

d'un usage courant. Il serait souhaitable d'améliorer les caractéristiques de l'aimant permanent en vue d'augmenter la sensibilité. Il est également probable qu'un dispositif simple permettant un meilleur centrage du capteur dans le vaisseau donnerait plus de stabilité aux enregistrements. On peut néanmoins considérer comme parfaitement exploitable le principe de la mesure d'une vitesse dans un vaisseau par un dispositif électromagnétique entièrement intravasculaire et d'un usage aussi commode que les mesures de pression par cathéter ordinaire.

Discussion

Président : M. BARGETON

Sur des questions de M. PERONNEAU, M. VADOT précise :

- « — que l'on n'a pas eu de difficulté de polarisation sur le signal mesuré, mais que l'on a eu des difficultés d'ordre mécanique; on ne les a pas encore résolues, mais on voit la solution qu'il faudra adopter : assurer un centrage convenable de la sonde à l'intérieur du vaisseau, car il est souhaitable que la sonde ne vienne pas en contact avec les parois;
- « — que l'on a pu établir, entre le signal électrique mesuré et le débit, des relations linéaires indépendantes de la forme du débit et de la répartition des vitesses. On emploie une sonde de vitesses pour mesurer celles-ci au voisinage de l'élément électromagnétique. On déduira facilement le débit à partir du diamètre du vaisseau et de la répartition des vitesses à l'intérieur de celui-ci; cette répartition, dans la plupart des cas, reste à peu près la même. »

M. BLANC-FÉRAUD indique qu'au Centre de Recherches et d'Essais de Chatou, l'étude de capteurs électromagnétiques, commencée par M. RÉMÉNIÉRAS, a conduit à utiliser dans la plupart des cas, un champ magnétique alternatif de manière à éliminer la tension de polarisation des électrodes. La réalisation de débitmètre de mercure ou de sodium ne pose pas de problèmes de ce type et il est possible d'utiliser un champ continu. Il signale, toujours dans l'utilisation d'un champ magnétique, en l'occurrence la composante verticale du champ magnétique, que des essais analogues à celui de Faraday ont eu lieu dans l'estuaire de la Rance en 1962.

Des calculs théoriques ont montré que l'on obtenait la vitesse moyenne dans un tuyau pour une répartition quelconque des vitesses, compte tenu de certaines formes du champ magnétique et des électrodes; dans un tuyau circulaire, quelle que soit la répartition des vitesses, si le champ est uniforme et les électrodes ponctuelles, on a la vitesse moyenne; dans une section rectangulaire, quelle que soit la répartition des vitesses, avec des électrodes, avec des électrodes larges on a également la vitesse moyenne.

Sur une nouvelle remarque de M. BLANC-FÉRAUD, M. VADOT dit que la forme bizarre de ses électrodes vient du fait qu'il ne possédait que du fil de platine. Il fallait établir des électrodes au voisinage des angles et arriver à recueillir des mesures de champ électrique au voisinage des sondes où le champ magnétique lui-même était maximum. Etant donné la forme rectangulaire, c'est le long de ces arêtes qu'il fallait placer les électrodes, car il faut coupler électriquement deux arêtes consécutives.

M. BLANC-FÉRAUD demande à M. VADOT pourquoi il n'a pas envisagé l'utilisation de plaques de platine parallèles aux aimants. On ne doit rien y perdre car, d'une part, on diminue l'impédance interne du capteur, puisque le contact fluide-solide est nettement meilleur et que, d'autre part, on ne minimise rien du point de vue potentiel.

M. VADOT est tout à fait de cet avis, mais il n'avait pas de plaque de platine à sa disposition.

M. BONNIN rappelle que Faraday a effectivement essayé cette méthode nuitamment sur le pont de Westminster. A la première expérience, il a obtenu une différence de poten-

tiel du signe prévu et d'un ordre de grandeur comparable à ce qui était prévu. Le lendemain, à la deuxième expérience, il a trouvé le signe contraire. Ce fait a été attribué à la polarisation et Faraday n'a plus fait ce genre d'expériences.

M. BESANÇON indique qu'en chirurgie biliaire et en urologie, on utilise la sonde à cage rétractable de Dormia. Fermée, son calibre ne dépasse pas 2 mm. Ouverte, sa cage métallique torsadée permettrait de résoudre le problème du centrage de l'aimant dans l'artère.

M. VADOT a songé à ce procédé mais n'a pas eu le temps de le réaliser.

D'après ses essais pour la mesure des courants marins⁽¹⁾, M. RÉMÉNIÉRAS pense qu'il serait possible de réduire sensiblement les dimensions de l'aimant inducteur de la sonde artérielle sans diminuer beaucoup la valeur des forces électromotrices recueillies; on constate en effet que, dans ces conditions, l'augmentation du champ inducteur compense la moindre surface de la « spire induite ». Peut-être pourrait-on augmenter la valeur du champ magnétique en refermant les lignes de force de ce dernier sur une bague en fer doux à une distance convenable de l'aimant.

M. VADOT indique qu'il n'a pas trouvé d'aimant plus petit et que, par ailleurs, il s'est heurté à des difficultés de pénétration de la sonde à l'intérieur du vaisseau.

D'autre part, M. RÉMÉNIÉRAS demande à M. VADOT pourquoi il n'a pas repris le système des premiers expérimentateurs consistant à utiliser un champ magnétique engendré de l'extérieur, et à mesurer les forces électromotrices à la paroi.

M. VADOT explique que cela a été fait, mais que malheureusement il n'est pas très facile de localiser dans quel vaisseau on travaille.

M. RÉMÉNIÉRAS remarque que les forces électromagnétiques ne sont indépendantes du profil des vitesses qu'à condition que celui-ci soit symétrique par rapport à l'axe du tuyau. Dans l'expérience telle que l'a faite M. VADOT, il est sans doute difficile d'avoir une symétrie parfaite en raison des difficultés de centrage de la sonde.

M. BLANC-FÉRAUD se demande, au sujet du champ extérieur suggéré par M. RÉMÉNIÉRAS, si l'on ne pourrait pas insérer dans l'artère deux électrodes de platine, le champ étant créé par un aimant permanent à l'extérieur du vaisseau.

M. VADOT dit que cette solution n'est pas intéressante, puisque l'on doit de toute façon introduire quelque chose dans l'artère; elle a du reste été expérimentée en plaçant les pièces polaires de part et d'autre du thorax. Mais il paraît difficile de localiser une mesure dans un vaisseau, ce qui serait intéressant, de même que de savoir si une artère est perméable ou non.

M. BLANC-FÉRAUD précise que, du point de vue technologique, on a pu utiliser des aimants à orientation axiale

⁽¹⁾ G. RÉMÉNIÉRAS et C. HERMANT : « Mesure électromagnétique des vitesses dans les liquides », *La Houille Blanche*, n° B (1954).

qui faisaient à peu près 20 mm de diamètre sur 15 mm de haut et qui, à 1 cm de la face externe, produisaient un champ quasi uniforme d'environ 1 000 gauss, ce qui est remarquable. Le cas échéant, M. VADOR pourrait utiliser un tel aimant pour produire un champ extérieur, ce qui est beaucoup moins encombrant que l'électro-aimant dont les pièces polaires sont de part et d'autre du thorax.

M. BENOIST demande comment M. VADOR a pu éliminer le signal électrocardiographique qui risque de venir s'interposer dans le diagramme.

M. VADOR indique que, du fait de la très petite dimension de l'appareil et de la très petite distance des deux électrodes, l'influence du champ électrocardiographique sur le champ électromagnétique de l'appareil de mesure reste très faible. Mais il est exact que, lorsqu'on remontait la sonde

au voisinage immédiat du cœur, on superposait au signal correspondant à la vitesse, un signal électrocardiographique. Dans celui-ci, le complexe rapide n'est pas gênant, il serait très facile à repérer. L'onde de repolarisation est beaucoup plus gênante. La superposition d'une onde à un tracé de pression-vitesse s'utilise même couramment dans certains appareils pour repérer la chronologie des ondes de pression.

M. le Président félicite M. VADOR pour sa communication et pour l'élégance du dispositif qu'il a réalisé. Parmi les commentaires, il insiste sur l'intérêt d'obtenir un signal indépendant de la distribution des vitesses moyennant certaines caractéristiques de champ. D'autre part, il remarque que la transformation des vitesses mesurées en débit se heurtera à la difficulté due à la pulsabilité de la section du vaisseau.

M. le Président donne ensuite la parole à M. GEORGE qui présente le résumé d'une communication :

« Un nouveau débitmètre sanguin à ultra-sons. »

par P. GEORGE⁽²⁾, L. POURCELOT⁽³⁾ et Cl. GUILLAUD⁽⁴⁾.

L'application des ultra-sons à la débitmétrie sanguine reste encore confidentielle. Alors que les divers procédés électro-magnétiques connaissent déjà une large diffusion, la fluxmétrie sanguine ultra-sonore n'a pas encore quitté le stade expérimental. Le procédé que nous décrivons fait appel aux phénomènes de réflexion ultra-sonore, et se base

sur l'effet Doppler. Il peut d'ailleurs s'appliquer à tout liquide contenant des corpuscules en suspension.

La tête de mesures comprend essentiellement deux céramiques piézoélectriques disposées symétriquement par rapport au vaisseau étudié. La céramique émettrice est alimentée à 3 MHz. La réceptrice reçoit une partie des ultra-sons incidents, ainsi que ceux réfléchis par les globules. De la superposition des deux fréquences naît un signal Doppler proportionnel à la vitesse moyenne de cheminement des hématies. La section du vaisseau est donnée par le calibre de la sonde. La courbe de réponse des sondes est linéaire, et chaque sonde possède sa courbe d'étalonnage propre qui doit être établie directement.

Par rapport au procédé électromagnétique classique, les avantages sont très importants. Il n'y a plus de problèmes d'électrodes, car il est inutile d'avoir un contact électrique avec le fluide étudié, et les sondes peuvent se poser indifféremment sur un vaisseau découvert ou une canalisation plastique de circulation extra-corporelle. Les sondes sont d'un volume très réduit qui permet leur implantation à demeure sur de petits vaisseaux pour de longues durées. La simplicité de l'appareillage électronique est extrême. Enfin, il n'est pas nécessaire de faire un point zéro avant chaque mesure, car la réponse est fournie par une mesure de fréquence et non plus par une mesure de micro-tension continue susceptible d'être perturbée par des phénomènes de polarisation plus ou moins contrôlables.

⁽²⁾ Chef de Clinique Chirurgicale, Chargé de Recherche à l'I.N.S.E.R.M. Pavillon « G », hôpital Edouard-Herriot, Lyon.

⁽³⁾ Ingénieur-Docteur, Institut National des Sciences Appliquées, Lyon.

⁽⁴⁾ Docteur ès Sciences, Maître de Conférences, I.N.S.A., Lyon.

Références des auteurs :

- Effet Doppler et mesure du débit sanguin, *C.R. Acad. Sci. Paris*, t. 261, p. 253-256 (5 juillet 1965);
- Effet Doppler et fluxmétrie ultra-sonore, 67^e Congrès Français de Chirurgie. Forum de Chirurgie expérimentale. Séance du 1^{er} octobre 1965;
- Un débitmètre sanguin à ultra-sons (description de l'appareillage), doit paraître dans le premier numéro de 1966 dans *Electronique Médicale*.

Phase de bigéminisme observée chez un malade présentant une rupture du sinus de Valsalva. On constate que seule la première systole du groupe bigéminé est hémodynamiquement efficace, la deuxième systole trop rapprochée de la première ne correspond à aucune éjection ventriculaire.

(Enregistrement obtenu au Centre de Chirurgie cardio-vasculaire « Paul SANTY », à Lyon, sur appareil Hellige.)