

## L'intérêt de l'effet Doppler en pathologie circulatoire cérébrale

par J.C. DEPRESSEUX

Chercheur au FRSM. Maître de Conférences. Université de Liège  
Centre de Recherches du Cyclotron. Cliniques médicale B et neuro-chirurgicale

---

### Hemotachymetry by Doppler effect

by J.C. DEPRESSEUX

*Abstract :*

*Transcutaneous hemotachymetry by ultrasonic Doppler effect is a simple, rapid, atraumatic and inexpensive method for obtaining hemodynamic data from cervical arteries; it is immensely useful for diagnosis of circulatory disorders. The author consider the physical principles of the method, its advantages and its drawbacks. Reproducibility and normal hemodynamic values are discussed. (Acta neurol. belg., 1978, 78, 341-353).*

*Key words :* cerebral circulation, ultrasound, Doppler effect.

### Introduction

Lorsqu'un patient présente un tableau évocateur d'ischémie cérébrale, les implications thérapeutiques imposent que l'étiologie du trouble circulatoire soit connue le plus rapidement possible.

La reconnaissance d'un trouble permanent ou transitoire du rythme cardiaque, d'une valvulopathie ou d'une nécrose du myocarde, de même que la découverte de signes d'artériosclérose diffuse, de troubles tensionnels, d'altérations sanguines, de modifications du métabolisme glucido-lipidique, etc. peuvent orienter le traitement et la prévention des récives.

Il est cependant de première urgence de s'assurer de la perméabilité des troncs cervicaux à destinée cérébrale.

L'utilisation de l'effet Doppler permet la mesure transcutanée de la vitesse de circulation du sang dans les vaisseaux et se révèle particulièrement utile dans la recherche de troubles hémodynamiques au niveau des pédicules artériels cervicaux. Comme, de plus en plus, elle prend place dans l'exploration clinique des cas d'ischémie cérébrale, il importe de revoir quelles sont ses possibilités et ses limites dans ce domaine.

### Principe de la méthode

Les détecteurs de vitesse sanguine basés sur l'effet Doppler utilisent la réflexion d'un ultra-son sur les éléments figurés du sang (Satomura, 1959).

La figure 1 schématise la géométrie du système : l'émetteur et le détecteur d'ultra-sons sont contigus, leur axe fait un angle  $\theta$  avec le vecteur de vitesse des globules sanguins ; le mouvement des globules réflecteurs

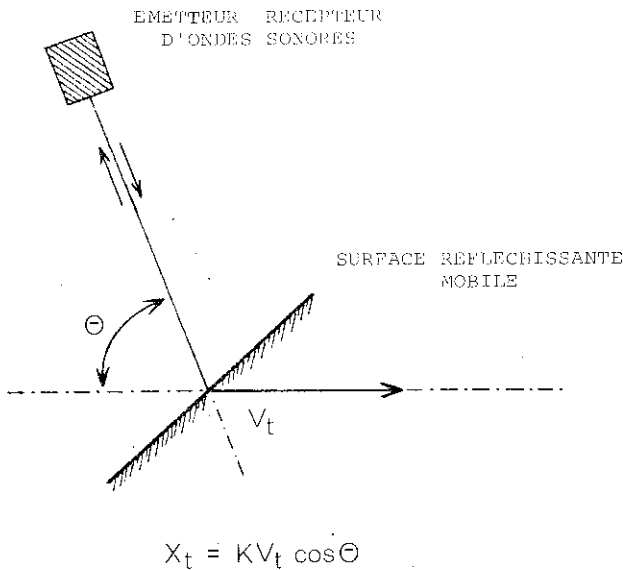


FIG. 1. — Si un son est réfléchi par une surface mobile (par exemple un élément figuré du sang) animé d'un mouvement linéaire de vitesse  $V_t$ , l'onde sonore réfléchie parvient au point d'émission avec une différence de fréquence  $X_t$  proportionnelle à  $V_t$ . Les coefficients  $K$  et  $\cos \theta$  restent constants lorsque la fréquence du son émis, les milieux traversés et la géométrie du phénomène ne varient pas.

entraîne un effet Doppler, c'est-à-dire un décalage de fréquence  $X_t$  des ultra-sons, selon la formule

$$X_t = F_E - F_{R_t} = \frac{2 \cos \theta}{\lambda} V_t \quad (1)$$

où  $F_E$  est la fréquence, constante, des ultra-sons émis, où  $F_{R_t}$  est la fréquence reçue, où  $V_t$ , variable en fonction du temps, est une estimation de la vitesse des globules au temps  $t$  et où  $\lambda$  est la longueur d'onde du son émis, dans le milieu considéré.

### Technique d'hémotachymétrie par effet Doppler

Plusieurs appareillages permettent l'estimation transcutanée de la vitesse du sang dans les gros vaisseaux, par l'émission d'un ultra-son de fréquence suffisamment élevée, qui est réfléchi par les globules sanguins.

La principale difficulté technique résulte du fait que les vitesses des éléments sanguins dans les gros vaisseaux où le flux est laminaire sont distribués selon le rayon de ces vaisseaux, avec une vitesse axiale maximum et une vitesse pariétale minimum. Les fréquences réfléchies sont donc aussi distribuées selon un spectre de puissances sonores. L'analyse de ce spectre est assez complexe, tant au point de vue théorique que pratique. La plupart des appareils de mesure d'application clinique sont conçus sur la base d'un « compteur de croisement de zéro », qui fournit, à partir du spectre des fréquences reçues, une fréquence caractéristique  $F_{R_t}$ , permettant l'élaboration du signal de battement de fréquence  $X_t$ , monochromatique.

Ce signal  $X_t$  est proportionnel à la vitesse moyenne des éléments figurés du sang circulant en régime laminaire dans le champ de détection de l'appareil. L'expérience confirme que la fréquence  $X_t$  est une fonction linéaire de la vitesse du sang, en régime continu comme en régime sinusoïdal et qu'elle ne dépend pas de l'hématocrite sanguin (Franklin *et al.*, 1961 ; George *et al.*, 1965 ; Planiol *et al.*, 1972).

Le signe de la différence  $X_t$  permet une appréciation directionnelle du flux.

L'appareil utilisé pour illustrer ce travail (Delalande Electronique) est du type directionnel. Une sonde émettrice et réceptrice de forme cylindrique de 1 cm de diamètre est appliquée sur le tégument par l'intermédiaire d'une couche de gel aqueux Aquasonic 100 (Parker), vis-à-vis du trajet du vaisseau à étudier (fig. 2). La pression de la sonde ne doit pas comprimer ce dernier. L'angle entre l'axe de la sonde et l'axe présumé du vaisseau, d'environ 30-45°, doit toujours être inférieur à 90° et rester de valeur voisine pour des vaisseaux homologues. Le patient respecte une courte apnée durant chaque enregistrement.

Le son est émis par un oscillateur à une fréquence continue de 4 MHz. Un résonateur recueille le son ; le mélange des signaux incident et réfléchi entraîne un battement de fréquence égale à la différence  $X_t$  (formule 1), qui est filtré et amplifié pour être audible : ce son, aigu pour les vitesses circulatoires rapides, plus grave pour les vitesses lentes, est très utile pour guider la pose correcte de la sonde. Après démodulation, l'ensemble délivre une tension proportionnelle à  $X_t$ , qui peut être enregistrée sur inscripteur en fonction du temps ; le tracé est directionnel et son analyse permet d'évaluer en fonction du temps

la grandeur et la direction de la vitesse circulatoire instantanée dans le vaisseau (fig. 3, 6-8). Enfin, la valeur moyenne de  $X_t$  selon le temps,  $X_m$ , est estimée et affichée.

L'examen de routine comprend, en neurologie, l'étude des artères carotides primitives et internes à plusieurs étages et leur trajet ; les artères frontales internes sont examinées en plaçant la sonde à l'angle interne de la paupière supérieure et en la dirigeant de quelques degrés vers le haut et vers la ligne médiane. Il est procédé de manière aussi symétrique que possible et le sens circulatoire est précisé.

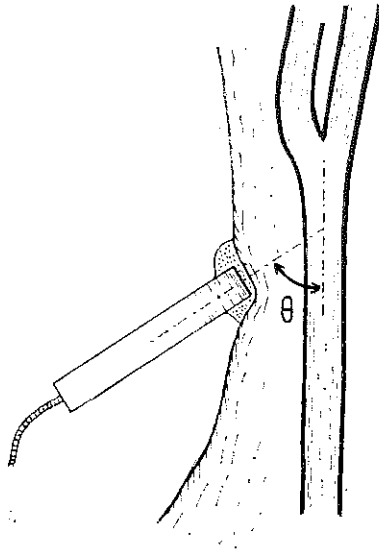


FIG. 2. — La sonde est appliquée sur le tégument, par l'intermédiaire d'un gel aqueux, vis-à-vis du vaisseau étudié, sous un angle de 30-45° avec l'axe de celui-ci.

Les artères vertébrales peuvent être étudiées dans leur trajet cervical inférieur, au niveau de la base latérale du cou. Il est cependant plus sûr de les rechercher dans leur trajet périatloïdien en plaçant la sonde 2 cm en arrière de la pointe de la mastoïde et en la dirigeant vers l'articulation temporo-maxillaire hétérolatérale. Il faut prendre garde que, si la sonde est dirigée trop vers l'avant, elle détecte, non pas l'artère vertébrale, mais la carotide interne homolatérale, comme le démontre aisément une épreuve de compression. Le flux vertébral peut être distingué de celui d'une artère occipitale par le fait que le premier n'est pas modifié lorsqu'on augmente la pression de la sonde sur le tégument.

### Interprétation des tracés

La vitesse du sang n'est donc pas mesurée directement, mais elle est estimée par la mesure d'une fréquence de battement qui est proportionnelle à la vitesse moyenne des éléments figurés du sang circulant en régime laminaire dans le vaisseau considéré. Dans cette proportionnalité intervient notamment l'angle entre les axes du vaisseau et de la sonde de mesure, qui ne peut être déterminé avec précision. La valeur absolue de la vitesse moyenne du sang et, a fortiori, la valeur du débit sanguin dans le vaisseau, dont l'aire de la section est inconnue, ne sont donc pas accessibles.

L'interprétation des tracés porte donc sur les aspects hémodynamiques suivants :

- la démonstration d'un signal  $X_t$  traduisant l'existence d'un flux sanguin ;
- l'examen du sens de ce flux ;
- la recherche de zones de flux turbulent se traduisant par une dés-organisation du signal ;
- l'analyse du profil des accélérations et décélérations du sang au cours du cycle systolo-diastolique, traduisant de manière paramétrique le déroulement de la relation pression-débit au cours de ce cycle, dans le territoire de l'artère étudiée ;
- l'étude des modifications du signal à la suite d'épreuves de compression artérielle ou de tests pharmacologiques.

#### Tracés normaux.

Les critères de normalité des tracés sont les suivants (fig. 3).

1. Les artères à destination cérébrale, carotides primitives, carotides internes et vertébrales, sont parcourues par un flux sanguin qui, après l'accélération systolique, se maintient à des valeurs élevées durant la diastole et ne s'annule pas avant la phase systolique suivante. Au contraire, les artères carotides externes ou leurs branches, de la même manière que les artères sous-clavières, humérales, radiales, cubitales, digitales, poplitées, pédieuses et tibiales postérieures, ont un flux sanguin qui s'annule en fin de diastole. Le débit sanguin dans les artères cérébrales est donc de type permanent, mais non uniforme, tandis que celui des autres artères citées ci-dessus est de type intermittent. Le fait qu'il *persiste un débit sanguin durant toute la diastole* au niveau des artères cérébrales est le résultat du rôle de « cœur diastolique » joué par les gros vaisseaux artériels élastiques et de la résistance hémodynamique du

lit vasculaire cérébral, qui se situe à un niveau plus faible que la résistance moyenne du reste du lit vasculaire.

2. Le flux circulatoire normal dans l'artère frontale interne est dirigé de l'encéphale vers le cuir chevelu.

3. Les tracés des artères carotides présentent une allure symétrique, avec des vitesses instantanées et une vitesse moyenne très voisines. Il est difficile de juger de la symétrie des tracés vertébraux, car la profondeur

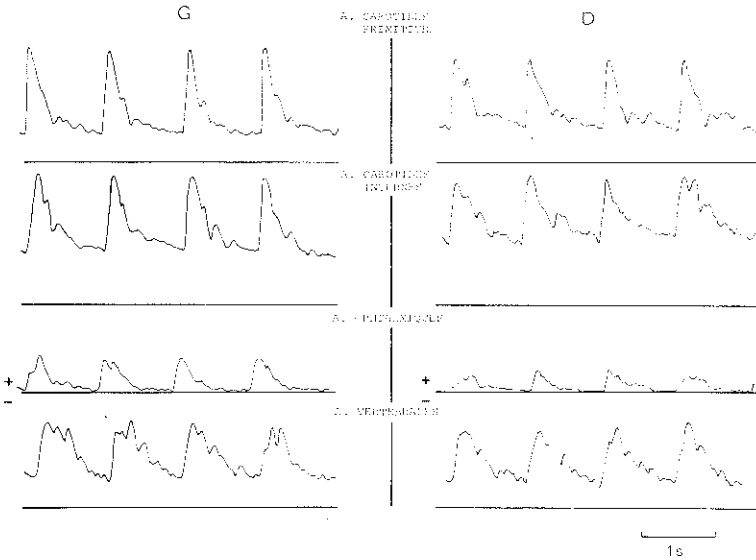


FIG. 3. — Tracé normal du signal Doppler instantané  $X_t$  au niveau des artères carotides primitives et internes, ainsi que des artères ophtalmiques et vertébrales.

de ces artères et leur trajet tortueux empêchent de les aborder avec certitude sous le même angle. Il en est de même au niveau des artères frontales internes.

4. Un « indice hémodynamique » peut être calculé sur chaque tracé par la formule 2, qui exprime la vitesse télédiastolique du sang dans le vaisseau en % de la vitesse systolique maximum :

$$V = \frac{100 X_d}{X_s} \quad (2)$$

où  $X_d$  est l'amplitude télédiastolique du tracé et  $X_s$ , son amplitude systolique maximum.

Ce rapport, tel quel ou sous une forme analogue, est utilisé pour caractériser l'état circulatoire dans le territoire de l'artère correspondante (Planiol *et al.*, 1972). Sa valeur augmente lorsqu'une vasodilatation est induite expérimentalement au niveau du territoire de l'artère étudiée (Planiol *et al.*, 1973). Elle est également augmentée par la présence d'une fistule artérioveineuse dans ce territoire. Inversement, l'existence d'une occlusion artérielle en aval s'accompagne d'une diminution de l'indice.

Ces constatations conduisent à considérer l'indice systoldiastolique comme une mesure indirecte de la résistance hémodynamique du territoire de l'artère considérée. Dans l'interprétation des résultats, il convient

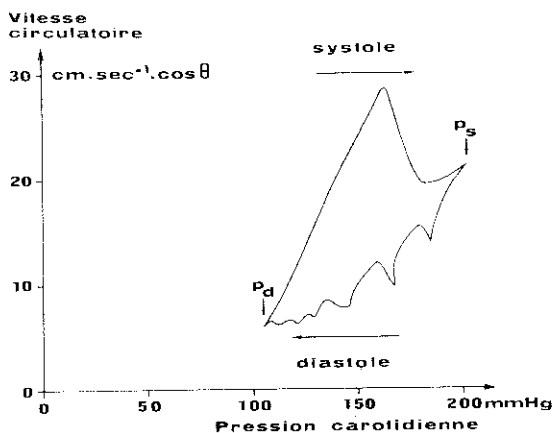


FIG. 4. — Relation entre la pression intracarotidienne et la vitesse du sang mesurée par effet Doppler dans la carotide interne, au cours d'un cycle systolo-diastolique.  $P_s$ , la pression systolique ;  $P_d$ , la pression diastolique.

cependant de rester conscient du fait que cet indice n'est représentatif que de deux points d'une relation fonctionnelle complexe entre pression de perfusion et vitesse circulatoire (fig. 4).

La mesure de cet indice hémodynamique est bien reproductible : 48 paires de mesures réalisées séquentiellement ne montrent aucune différence significative (différence moyenne = 0.5,  $t = 1.02$ ).

La figure 5 montre la valeur des indices hémodynamiques des carotides primitives et internes chez 180 sujets normaux, en fonction de l'âge. Chez le sujet normal, la valeur de l'indice est significativement ( $p < 0.001$ ) plus faible au niveau des artères carotides primitives que des carotides internes. Elle varie peu en fonction de l'âge et ne tend à diminuer légèrement au niveau des artères carotides internes qu'après l'âge de 55 ans.

Dans tous les cas, la circulation dans l'artère ophtalmique ou ses branches cutanées est décelable et se fait dans le sens de l'encéphale vers le cuir chevelu.

La différence entre les indices hémodynamiques des artères homologues gauche et droite, mesurée chez chacun des 180 sujets, n'est pas significativement différente de zéro. L'intervalle de confiance à 90 % de cette différence est de  $-6$  à  $+6$ , aussi bien au niveau des carotides primitives que des carotides internes.

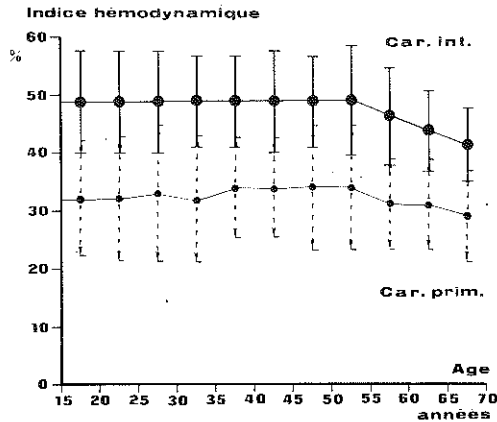


FIG. 5. — Valeur de l'indice hémodynamique (formule 2) au niveau des carotides primitives (en bas) et internes (en haut), en fonction de l'âge (intervalles de confiance à 90 %).

### Occlusion carotidienne.

L'occlusion complète d'une artère carotide interne à son origine s'accompagne des signes suivants (fig. 6) :

1. Aucun tracé circulatoire n'est décelé au niveau du trajet de cette artère.
2. L'indice hémodynamique de l'artère carotide primitive du même côté est significativement diminué par rapport à celui de son homologue, compte tenu de l'intervalle de confiance défini plus haut.
3. La démonstration d'une inversion du flux au niveau de l'artère frontale interne est un moyen rapide pour juger de l'existence d'une suppléance ophtalmo-carotidienne et, en outre, pour s'assurer de la perméabilité de la carotide dans son trajet cérébral en aval de l'origine de l'artère ophtalmique (Maroon *et al.*, 1969 ; Wise *et al.*, 1971 ; Muller, 1971, 1972, 1973). Le flux frontal inversé présente fréquemment une



composante diastolique ample, témoignant ainsi d'un régime circulaire anastomotique à destinée cérébrale.

La preuve de l'inversion du flux frontal doit être apportée par la pratique systématique de la compression de l'artère faciale qui supprime ou atténue son tracé. La compression de la carotide interne ou son clampage opératoire transitoire provoquent aussi une inversion immédiate du flux ophtalmique (Muller, 1973).

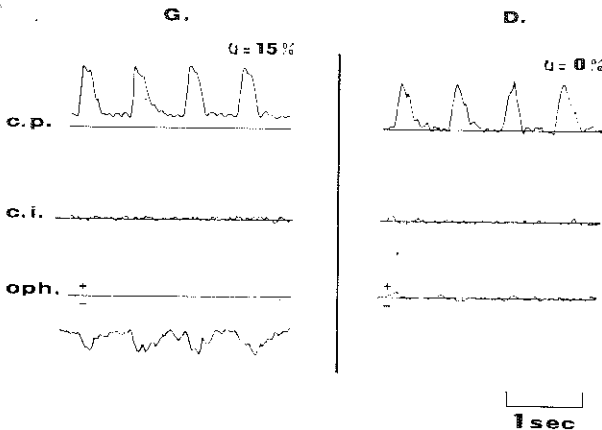


FIG. 6. — Tracés du signal Doppler des artères carotides et ophtalmiques dans un cas d'occlusion des deux artères carotides internes à leur origine. A gauche, suppléance ophtalmo-carotidienne ; v, les indices hémodynamiques.

### Sténose carotidienne.

Le rétrécissement de la lumière de l'artère carotide interne se traduit aussi par des altérations assez caractéristiques de l'examen de l'effet Doppler (fig. 7).

1. Si la sténose est proximale, des mesures étagées le long de cette artère permettent parfois de démontrer une accélération de flux localisée entre deux zones de vitesse plus lente, en amont et en aval. Si cette accélération de flux est la seule anomalie décelée, aucun diagnostic de sténose carotidienne ne peut être posé avec certitude, car une courbure de l'artère, sans sténose, peut aussi provoquer une augmentation segmentaire du signal Doppler, par variation de l'angle  $\theta$  (formule 1).

2. Le flux sanguin, de laminaire, peut devenir turbulent au niveau de la sténose, avec profil anarchique du tracé Doppler. Le souffle de fréquence audible qui existe généralement dans ces cas est aussi détecté et interfère avec le signal de battement  $X_t$ .

3. La courbe de l'artère carotide primitive homolatérale subit des modifications variables, avec une réduction relative du flux diastolique d'autant plus grande que la réduction de débit carotidien interne est importante.

4. L'inversion du flux ophtalmique témoigne, si elle existe, du caractère très serré de la sténose, estimée à au moins 90 % de la lumière artérielle d'après les corrélations angiographiques (Muller, 1972). Lorsque la sténose se situe entre 70 et 90 %, le même auteur note des degrés variables de ralentissement du flux ophtalmique, sans relation avec le degré radiologique de sténose. En dessous de 70 % de sténose, aucune altération du flux ophtalmique n'est habituellement notée. L'hémotachymétrie directionnelle par effet Doppler est ici une méthode

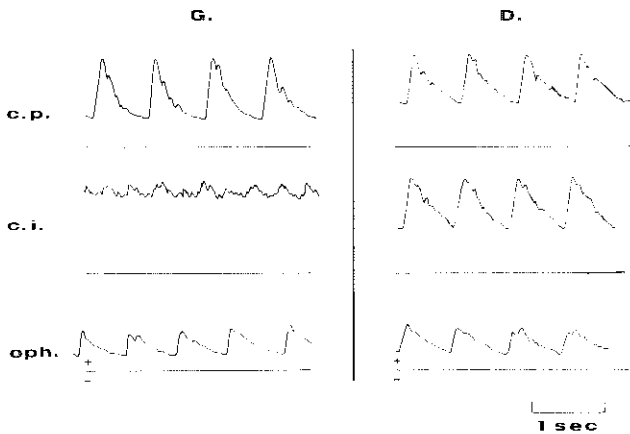


FIG. 7. — Tracés du signal Doppler des artères carotides et ophtalmiques dans un cas de sténose de l'artère carotide interne gauche à son origine.

irremplaçable pour juger de la suppléance ophtalmo-carotidienne. L'inversion de flux ophtalmique est également observée exceptionnellement lors de l'occlusion isolée du tronc de l'artère ophtalmique, dans ces cas de mort cérébrale avec arrêt circulatoire intracrânien (Muller, 1971) ou dans certains cas d'occlusion de l'artère carotide primitive (Muller, 1973).

#### **Vol vertébro-sous-clavier.**

L'inversion du flux sanguin dans l'une des deux artères vertébrales ne peut être mise en évidence directement par l'étude directionnelle de l'effet Doppler, car il est impossible de connaître l'angle sous lequel l'artère vertébrale est abordée par le faisceau sonore dans son trajet péri-atloïdien. Les principaux éléments de diagnostic sont les suivants :

1. Le tracé vertébral montre un débit diastolique faible ou nul : le vol est maximum au cours de la phase systolique.

2. Dans certains cas, il existe au contraire, une phase systolique d'accélération du sang, suivie d'une inversion diastolique du débit : dans ce cas, la topographie des résistances hémodynamiques au niveau des axes céphaliques et du membre supérieur est telle que le sang vertébral est volé par le membre supérieur durant la systole, puis reflue

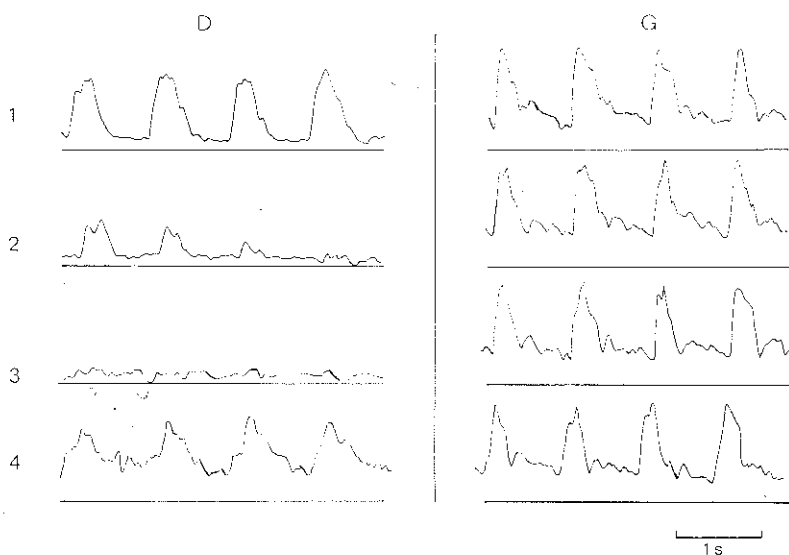


FIG. 8. — Tracés du signal Doppler dans un cas de vol vertébro-sous-clavier droit.

1. Tracé initial : l'index systolo-diastolique est plus élevé à droite qu'à gauche. Aucune conclusion directionnelle ne peut être tirée.
2. Le garrot est gonflé progressivement au-dessus de la pression systolique à la racine des membres supérieurs correspondants : atténuation progressive du signal Döppler vertébral droit.
3. Le garrot est maintenu : le tracé vertébral gauche reste normal, le tracé vertébral droit reste amorti.
4. Le garrot est levé après deux minutes : rétablissement du tracé vertébral droit, avec un indice systolo-diastolique supérieur à celui présenté en 1.

vers l'encéphale durant la diastole ; le vol sous-clavier est transitoire. Il s'agit de cas de sténoses sous-clavières de degré moyen, avec maintien d'une pression diastolique suffisante pour réinverser le flux vertébral (Pourcelot *et al.*, 1977).

3. Le diagnostic de vol vertébro-sous-clavier est confirmé par la mesure de la vitesse circulatoire vertébrale durant le gonflement à pression supra-systolique d'un garrot au membre supérieur homolatéral (possible atténuation du tracé vertébral), et durant les secondes qui suivent la levée

de l'obstacle : en cas de vol, la vasodilatation postischémique du membre supérieur s'accompagne d'une élévation de l'indice hémodynamique vertébral. Cette modification, si elle existe, démontre que le régime circulatoire vertébral est dépendant de la vasomotricité du membre supérieur, faisant ainsi la preuve du vol. L'épreuve peut être sensibilisée si le patient réalise, sous garrot, quelques mouvements de flexion et d'extension du poignet. La figure 8 illustre cette méthode de diagnostic.

Cette observation objective aussi le mécanisme hémodynamique par lequel l'exercice musculaire du membre supérieur déclenche les symptômes d'insuffisance vertébrobasilaire chez certains patients atteints de vol vertébro-sous-clavier.

### Conclusions

La technique de mesure et d'enregistrement, par effet Doppler, des vitesses de circulation du sang dans les pédicules artériels cervicaux est d'un précieux apport dans le bilan circulatoire précoce des patients souffrant d'ischémie cérébrale.

Les avantages de la méthode sont les suivants :

- son innocuité totale,
- la possibilité de l'appliquer sans délai au patient,
- l'examen de tous les pédicules artériels à destinée cérébrale en une seule séance d'une dizaine de minutes,
- l'exploration possible de l'état vasculaire périphérique du patient,
- la facilité de répéter les examens pour évaluer l'évolution spontanée ou après traitement,
- les informations fonctionnelles fournies par l'examen des sens d'écoulement sanguin et par le calcul des indices hémodynamiques.

Les éléments principaux de diagnostic circulatoire par effet Doppler dans le domaine cérébral sont la présence ou l'absence d'un signal circulatoire, le sens du flux sanguin, son caractère laminaire ou turbulent et, enfin, le rapport entre la vitesse télédiastolique et la vitesse systolique maximum.

Ce qu'il faut retenir sur le plan pratique à propos de cet examen, c'est que, pour le *diagnostic morphologique* des lumières des vaisseaux, il ne peut se substituer à l'artériographie, mais qu'il peut aider à poser l'indication de cette exploration ou à guider son exécution, dans la situation d'urgence d'un patient présentant des signes aigus d'insuffisance circulatoire cérébrale.

En outre, pour le *diagnostic fonctionnel*, l'hémotachymétrie par effet Doppler apporte d'utiles informations, par l'étude du sens d'écoulement

du sang, par le calcul des indices hémodynamiques et par la réalisation possible de tests de compression artérielle.

### RESUME

L'hémotachymétrie transcutanée par effet Doppler ultrasonique, méthode simple, rapide, atraumatique et peu coûteuse, est d'un grand intérêt dans le diagnostic des troubles circulatoires cérébraux par les informations hémodynamiques qu'elle apporte au niveau des artères cervicales. Les bases physiques, les limites et les avantages de la méthode sont revus ; la reproductibilité et les valeurs normales de l'indice hémodynamique sont étudiés.

### BIBLIOGRAPHIE

1. FRANKLIN D.L., SCHLEGEL W., RUSHMER R.F. Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound. *Science*, 1961, 134, 564-565.
2. GEORGE P., POURCELOT L., FOURCADE C., GUILLAUD C., DESCOTES J. Effet Doppler et mesure du débit sanguin. *C.R. Acad. Sci. (Paris)*, 1965, 261, 253-256.
3. MAROON J.C., PIERONI D.W., CAMPBELL R.L. Ophthalmosonometry, an ultrasonic method for assessing carotid blood flow. *J. Neurosurg.*, 1969, 30, 238-246.
4. MULLER H.R. Direktionelle Doppler - Sonographie der Arteria frontalis medialis. *Zschr. EEG-EMG*, 1971, 2, 24-32.
5. MULLER H.R. The diagnosis of internal carotid artery occlusion by directional Doppler sonography of the ophthalmic artery. *Neurology (Minneapolis)*, 1972, 22, 816-823.
6. MULLER H.R. Directional Doppler Sonography. A new technique to demonstrate flow reversal in the ophthalmic artery. *Neuro-radiol.*, 1973, 5, 91-94.
7. PLANIOL T., POURCELOT L., POTTIER J.M., DEGIOVANNI E. Etude de la circulation carotidienne par les méthodes ultra-soniques et la thermographie. *Rev. neurol.*, 1972, 126, 127-141.
8. PLANIOL T., POURCELOT L., ITTI R. La circulation carotidienne et cérébrale. Progrès réalisés par les méthodes physiques externes. *Nouv. Presse méd.*, 1973, 2, 2451-2456.
9. POURCELOT L., RIBADEAU-DUMAS J.L., FAGRET D., PLANIOL T. Apport de l'examen Doppler dans le diagnostic du vol sous-clavier. *Rev. neurol.*, 1977, 133, 309-323.
10. SATOMURA S. Study of flow patterns in peripheral arteries by ultrasonics. *J. acoust. Soc. Japan*, 1959, 15, 151-158.
11. WISE G., BROCKENBROUGH E.C., MARTY R., GRIEP R. The detection of carotid artery obstruction : A correlation with arteriography. *Stroke*, 1971, 2, 105-113.

J.C. DEPRESSEUX

Université de Liège

Hôpital de Bavière - J4

Boulevard de la Constitution 69

B-4020 Liège (Belgique)