

Gilles Orliaguet  
Philippe Meyer.  
Département  
d'Anesthésie  
Réanimation. Hôpital  
Necker Enfants  
Malades, APHP.  
Université René  
Descartes  
Paris V

## Réalisation du Doppler transcrânien

Le DTC est une méthode non-invasive d'évaluation de la circulation cérébrale. L'effet Doppler permet la mesure de la vitesse des éléments figurés du sang dans un vaisseau sanguin. La voûte crânienne n'est perméable aux ultrasons qu'en certaines zones appelées fenêtres d'insonation. La fenêtre la plus utilisée est la fenêtre temporale qui permet d'étudier l'artère cérébrale moyenne (ACM ou artère sylvienne), l'artère cérébrale antérieure, et l'artère cérébrale postérieure. L'ACM est en fait la plus étudiée car elle fournit 60 à 80 % du débit sanguin hémisphérique, et les mesures à son niveau sont plus facilement reproductibles<sup>1</sup>. Le DTC est réalisé à l'aide d'une machine de Doppler pulsé à haute puissance d'émission munie d'une sonde 2 MHz, placée au niveau de l'os temporal, au-dessus de l'arcade zygomatique, entre le tragus de l'oreille et l'angle externe de l'œil. Techniquement, le volume de mesure est progressivement déplacé par pallier de 2 mm vers la profondeur. Le flux de l'ACM est capté dans son segment horizontal, situé entre 25 et 50 mm de profondeur selon l'âge du patient, et son signal est positif car le flux sanguin se dirige vers la sonde.

En augmentant la profondeur, le volume de mesure recouvre la bifurcation carotidienne intracrânienne et le signal est mixte avec une composante positive (ACM) et une composante négative (segment horizontal de l'artère cérébrale antérieure) car le flux sanguin s'éloigne de la sonde.

Les vitesses systolique ( $V_s$ ), diastolique ( $V_d$ ) et moyenne ( $V_m$ ) sont mesurées au niveau de l'ACM droite et gauche. À partir de ces vitesses peuvent être calculés l'index de résistance cérébrale de Pourcelot (IR) et l'index de pulsatilité de Gössling (IP) selon les équations

suivantes :  $IR = (V_s - V_d) / V_s$  (valeurs normales  $0,50 \pm 0,08$ )

$IP = (V_s - V_d) / V_m$  (valeurs normales  $0,90 \pm 0,20$ )

## Considérations générales

Une méthode non invasive permettant d'avoir une mesure continue du flux sanguin dans une artère cérébrale est extrêmement utile à des fins cliniques et d'investigation. L'approche la plus prometteuse pour le développement d'une telle technique repose sur l'utilisation des ultrasons pour mesurer la vitesse sanguine. Comme le débit sanguin à travers un vaisseau est égal à la vitesse instantanée moyenne multipliée par la surface de section du vaisseau, le monitoring de la vitesse et du calibre du vaisseau fournit les éléments essentiels nécessaires pour estimer le débit sanguin. Il a déjà été montré expérimentalement que le débit sanguin dans une artère cérébrale calculée à partir de la vitesse et du calibre du vaisseau était bien corrélé avec le débit sanguin mesuré directement par méthode des microsphères radioactives<sup>2</sup>. La vitesse des vaisseaux intracrâniens chez l'homme a été initialement étudiée par méthode Doppler pendant la chirurgie<sup>3,4</sup> et chez de jeunes enfants avec une fontanelle encore ouverte<sup>5</sup>. Chez des enfants plus âgés et chez des adultes, le crâne représente un obstacle important au passage des ultrasons, car l'os amortit fortement les ondes ultrasonores. Aaslid et al. ont été les premiers à rapporter l'utilisation du Doppler pour examiner la circulation cérébrale à travers un crâne intact<sup>6</sup>. Dans leur étude classique, ils ont décrit une méthode pour déterminer les vitesses des artères cérébrales basales en utilisant un Doppler opérant à 2 MHz<sup>6</sup>. En fait, à cette fréquence plus basse que celle des Doppler opérant entre 5 et 10 MHz, l'atténuation par l'os et les tissus mous est considérablement réduite. Ainsi, dans l'étude d'Aaslid et al., des ultrasons à 2 MHz étaient transmis à travers l'os temporal, juste au-dessus de l'arcade zygomatique et fournissaient des enregistrements intracrâniens satisfaisants des vitesses d'ACM<sup>6</sup>. Depuis les premiers rapports, des progrès nets de technologie en imagerie et Doppler ont permis d'améliorer nos capacités à évaluer la circulation cérébrale, et le TCD est devenu de plus en plus utilisé en routine pour évaluer la circulation cérébrale de patients adultes ou pédiatriques.

## Principe du Doppler

La vitesse d'écoulement (vélocimétrie) du sang est mesurée en utilisant l'équation Doppler :  $V = [(C \times \Delta F) / (2 F_e \times \cos\theta)]$ , où C est la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus mous ( $\approx 1560 \text{ m}\cdot\text{sec}^{-1}$  à  $37.8^\circ\text{C}$ ),  $\Delta F$  la différence de fréquence entre le signal acoustique émis et reçu,  $F_e$  la fréquence d'émission, et  $\theta$  l'angle d'incidence entre le faisceau Doppler et la direction des hématies.

Pour des raisons pratiques,  $F_e$  et C sont considérés constants d'une mesure à l'autre. Ainsi, la variation de fréquence Doppler est proportionnelle à la vitesse sanguine quand l'angle de la

sonde ( $\theta$ ) reste constant. Les globules blancs et les plaquettes pourraient théoriquement modifier la variation de fréquence Doppler, mais en raison de leur nombre réduit (comparativement à celui des globules rouges) leur contribution Doppler est faible, et donc ignorée. Un des facteurs les plus importants influençant la précision de la vitesse mesurée est l'angle entre l'insonation Doppler et le vaisseau sanguin. Comme le dénominateur de l'équation Doppler contient le cosinus de cet angle, la mesure de la vitesse sera la plus précise lorsque l'angle approche 0. Si l'angle varie entre 0 et 15 degrés, la vitesse mesurée sera le reflet de la vitesse réelle à 4 % près : si l'angle dépasse 35°, l'erreur peut atteindre 18 %. Parfois, des problèmes anatomiques peuvent rendre impossibles l'obtention d'un angle de moins de 60 °, avec une erreur dépassant 60 % ! Il faut donc rester prudent dans l'interprétation des résultats d'étude Doppler lorsque l'angle d'insonation est important ou s'il ne peut pas être mesuré<sup>7</sup>.

## Interprétation des signaux Doppler

Il existe plusieurs possibilités pour interpréter le signal Doppler, incluant l'analyse de la forme du signal, des mesures de résistances, des mesures de vitesse et de flux.

Les techniques d'analyse de la forme du signal sont largement utilisées. Plusieurs de ces techniques consistent à analyser le rapport de la hauteur de l'enveloppe d'une onde sur une autre. Le principal avantage est que le numérateur et le dénominateur incluent à la fois le cosinus de l'angle d'insonation, ainsi les termes du cosinus s'annulent, et l'index obtenu est indépendant de l'angle d'insonation. Plusieurs composants de l'onde de vitesse peuvent être mesurés, comme les valeurs maximales (S) et minimales (D) de l'enveloppe de la variation de fréquence Doppler, et la hauteur moyenne au cours du cycle cardiaque (M). Certains index ont été dérivés de ces mesures. Les plus connus sont l'index de résistance de Pourcelot [ $IR = (S - D)/S$ ], et l'index de pulsativité de Gosling [ $PI = (S - D)/M$ ], surtout utilisés pour quantifier l'état des résistances vasculaires périphériques. Avec la plupart des appareils, les vitesses sont désormais mesurées directement en cm/s. La hauteur de l'onde de la base au sommet fournit la valeur maximale ou pic de vitesse systolique ( $V_{max}$ ) ; la hauteur de la base au sommet précédant immédiatement le pic systolique fournit la vitesse télé diastolique ( $V_{ed}$ ) ; et en intégrant le signal sur l'ensemble du cycle cardiaque on obtient la vitesse moyenne ( $V_m$ ). Il est également possible de mesurer les index précédemment cités en utilisant ces mesures de vitesse, avec  $IR = [(V_{max} - V_{ed})/V_{max}]$  and  $IP = [(V_{max} - V_{ed})/V_m]$ .

L'interprétation de ces mesures de vitesses sous-entend que l'on fait l'hypothèse que les grosses artères (par opposition aux artéioles) sont seulement des "conduits", et en tant que tels que leur vitesse est influencée par les forces motrices et les résistances vasculaires périphériques. Toute modification de vitesse se ferait donc dans le même sens que celle des débits. Cependant, des études assez récentes suggèrent que même les artères de gros diamètres peuvent varier en réponse à des variations de forces hémodynamiques locales et d'hématocrite. En plus des artéioles, les vaisseaux cérébraux de gros calibre peuvent également être responsables du contrôle du débit sanguin cérébral, en particulier en réponse aux variations de pression artérielle systémique (autorégulation vasculaire en pression)<sup>8,9</sup>. Ces considérations doivent être gardées à l'esprit quand on interprète les résultats d'un examen de vitesses Doppler.

## **Applications cliniques du Doppler transcrânien**

Le DTC a de nombreuses applications potentielles, y compris en réanimation. Ce monitoring peut être informatif et bénéfique à certains patients, notamment ceux cérébro-lésés. Les valeurs normales de vitesses ont présentées dans le tableau X, et un exemple d'enregistrement d'un DTC normal est montré sur la figure Y. Des anomalies de vitesses Doppler ont été rapportées dans de nombreux états pathologiques.

### ***Hydrocéphalie***

Les index IR et IP sont anormaux chez les enfants qui développent une hydrocéphalie post-hémorragique, mais redeviennent normaux après drainage du LCR<sup>10</sup>. Après dérivation du LCR, la normalisation des valeurs Doppler prend environ 2 semaines. Ainsi, un dysfonctionnement de dérivation du LCR peut être détectée par une chute de vitesse avec élévation de l'IP<sup>11</sup>.

### ***Malformations vasculaires***

La possibilité de visualiser les vaisseaux sanguins en temps réel est un avantage majeur pour le diagnostic de malformation vasculaire cérébrale. Des anévrismes de la cérébrale antérieure du polygone de Willis (Figure 40-18), des malformations de la veine de Galien, et des hémangiomes ont été diagnostiqués à l'aide du DTC<sup>12</sup>. Une mesure de flux dans une région de malformation peut aider à différencier une zone d'infarctus d'une malformation artério-veineuse.

## **Hypertension intracrânienne**

L'enregistrement des vitesses sylviennes peut fournir des informations supplémentaires sur les relations entre les modifications de pression de perfusion cérébrale (PPC) et les variations de perfusion cérébrale lorsqu'il est combiné à un monitoring de la pression intracrânienne (PIC) <sup>13-15</sup>.

En condition normale, la vitesse diastolique représente environ 40 % de la valeur du pic systolique et l'index RI est de 0,6. L'élévation initiale des vitesses, principalement de la composante diastolique avec une réduction de l'IR, est considérée comme une hyperhémie réactive <sup>16</sup>. Si l'élévation de PIC se poursuit, la vitesse diastolique diminue et le pic de vitesse systolique devient de plus en plus pointu (Figure 40-19). Quand la PIC se rapproche de la valeur de la pression artérielle diastolique systémique, la composante diastolique du spectre de vitesse commence à disparaître, en débutant par la composante télé-diastolique. Quand la PIC atteint la valeur de la pression diastolique systémique, la vitesse diastolique s'annule avec uniquement des pics systoliques élevés. En cas de réduction supplémentaire de PPC, un flux diastolique inversé peut réapparaître (back-flow).

Les données sur les vitesses du débit sanguin cérébral lors de modifications rapides de PPC suggèrent que le flux sanguin est autorégulé dans les artères basales, avec une limite de régulation inférieure autour de 40 à 45 mmHg <sup>17</sup>. Ce n'est que lorsque la PPC chute en dessous de ce seuil critique que la diminution de la composante diastolique indique un état critique d'hémodynamique intracrânienne. Un enregistrement continu des vitesses cérébrales pendant une phase de PIC élevée peut également aider à évaluer l'efficacité d'un traitement. Par exemple, un patient avec une PIC élevée et des vitesses basses peut souffrir d'ischémie cérébrale qui pourrait être aggravée en cas d'hyperventilation. A contrario, l'hyperventilation pourrait être bénéfique chez un patient atteint d'hypertension intracrânienne avec des vitesses très élevées traduisant une hyperhémie. Ainsi, le DTC peut aider à distinguer ces 2 situations d'hypertension intracrânienne dont les modalités thérapeutiques sont radicalement opposées.

## **Conclusion**

Le DTC représente un outil qui vient compléter l'arsenal à notre disposition pour évaluer l'hémodynamique cérébrale. Il est très complémentaire du monitoring de la PIC et de la PPC, et présente l'avantage d'être non invasif, facilement reproductible et même désormais utilisable en mode monitoring continu. Sans être redondant, il fournit des informations de résistance et de vitesses des vaisseaux intracrâniens permettant d'appréhender plus

précisément certaines conditions pathophysiologiques. Il pourrait éviter de commettre de regrettables erreurs de prise en charge thérapeutique sur certains patients (ex : hyperventilation d'un patient ischémique cérébral). Il s'intègre dans le monitoring multimodal, dont il est désormais l'un des éléments incontournable, sans pouvoir remplacer les autres composants du fait de ses propres limites techniques, et peut être utilisé chez l'adulte comme l'enfant <sup>18</sup>.

## Bibliographie

1. Murkin JM: Perioperative multimodality neuromonitoring: an overview. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2004; 8: 167-71
2. Busija DW, Heistad DD, Marcus ML: Continuous measurement of cerebral blood flow in anesthetized cats and dogs. *Am J Physiol* 1981; 241: H228-34
3. Nornes H, Grip A, Wikeby P: Intraoperative evaluation of cerebral hemodynamics using directional Doppler technique. Part 2: Saccular aneurysms. *J Neurosurg* 1979; 50: 570-7
4. Nornes H, Grip A, Wikeby P: Intraoperative evaluation of cerebral hemodynamics using directional Doppler technique. Part 1: Arteriovenous malformations. *J Neurosurg* 1979; 50: 145-51
5. Muchaidze YA, Syutkina EV: Determination of the linear velocity of the cerebral blood flow in premature infants. *Hum Physiol* 1979; 5: 595-9
6. Aaslid R, Markwalder TM, Nornes H: Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. *J Neurosurg* 1982; 57: 769-74
7. Aaslid R. *Transcranial Doppler sonography*. New York, Springer-Verlag, 1986
8. Faraci FM, Heistad DD, Mayhan WG: Role of large arteries in regulation of blood flow to brain stem in cats. *J Physiol* 1987; 387: 115-23
9. Kontos HA: Validity of cerebral arterial blood flow calculations from velocity measurements. *Stroke* 1989; 20: 1-3
10. Lee EJ, Hung YC, Chang CH, Pai MC, Chen HH: Cerebral blood flow velocity and vasomotor reactivity before and after shunting surgery in patients with normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurochir (Wien)* 1998; 140: 599-604; discussion 604-5
11. Hanlo PW, Gooskens RH, Nijhuis IJ, Faber JA, Peters RJ, van Huffelen AC, Tulleken CA, Willemsse J: Value of transcranial Doppler indices in predicting raised ICP in infantile hydrocephalus. A study with review of the literature. *Childs Nerv Syst* 1995; 11: 595-603
12. Raju TN: Cranial Doppler applications in neonatal critical care. *Crit Care Clin* 1992; 8: 93-111
13. Voulgaris SG, Partheni M, Kaliora H, Haftouras N, Pessach IS, Polyzoidis KS: Early cerebral monitoring using the transcranial Doppler pulsatility index in patients with severe brain trauma. *Med Sci Monit* 2005; 11: CR49-52
14. Edouard AR, Vanhille E, Le Moigno S, Benhamou D, Mazoit JX: Non-invasive assessment of cerebral perfusion pressure in brain injured patients with moderate intracranial hypertension. *Br J Anaesth* 2005; 94: 216-21
15. De Georgia MA, Deogaonkar A: Multimodal monitoring in the neurological intensive care unit. *Neurologist* 2005; 11: 45-54
16. Wauquier A, Edmonds HL, Jr., Clincke GH: Cerebral resuscitation: pathophysiology and therapy. *Neurosci Biobehav Rev* 1987; 11: 287-306
17. Greenfield JC, Jr., Tindall GT: Effect Of Acute Increase In Intracranial Pressure On Blood Flow In The Internal Carotid Artery Of Man. *J Clin Invest* 1965; 44: 1343-51
18. Meyer P, Legros C, Orliaguet G: Critical care management of neurotrauma in children: new trends and perspectives. *Childs Nerv Syst* 1999; 15: 732-9