

COMMENT MONITORER LE PATIENT LOURD DE CHIRURGIE VASCULAIRE ?

Docteur Gilles Godet

CHU Pontchaillou - Service d'Anesthésie Réanimation Chirurgicale 2 - 2 Rue Henri Le Guillou 35033 RENNES CEDEX – Tel 02.99.28.91.53, fax 02.99.28.91.55

Email : gilles.godet@chu-rennes.fr

Introduction

L'utilisation d'un monitoring per-opératoire est imposée par les recommandations de la SFAR (1) et le décret du 5 décembre 1994. Ces obligations réglementaires ont permis, dans les années suivant leur imposition, de réduire significativement la mortalité per-anesthésique (2).

Pourtant l'utilisation d'un tel monitoring n'est ni généralisé, ni choisi de manière homogène, que cela soit aux USA ou en Europe, comme le montre le travail récent de Cannesson et al. (3) Une enquête par mail, auprès de membres de l'ASA et de l'ESA, a permis de mettre en évidence notamment des disparités entre les deux continents mais quelques similitudes : rareté des procédures écrites guidant le choix du monitoring selon les situations cliniques, empirisme des méthodes mises en place et surtout sensation des interrogés que leur pratique pouvait être sujette à amélioration. Les différences entre les pratiques sont essentiellement, le fort taux d'utilisation de la Swan-Ganz outre-Atlantique, alors que Doppler, Vigileo et PiCCO sont plus largement utilisés en Europe.

Méthodes permettant une évaluation de la volémie de manière peu ou pas invasive

Variations respiratoires de la pression artérielle (PA)

Les variations de la PA lors de la ventilation contrôlée (4-5) peuvent renseigner sur la précharge-dépendance du ventricule gauche (VG) et préjuger de l'augmentation du débit cardiaque (DC) en réponse à un remplissage vasculaire ou des effets hémodynamiques d'une PEP. En effet, l'augmentation initiale de la pression intra-thoracique lors de la phase inspiratoire se traduit par une augmentation systolique inspiratoire puis par une baisse de PA (Δ down). Lorsque le Δ down est $>$ à 5 mmHg, la probabilité que le remplissage vasculaire augmente le DC est élevée. D'autre part, la pression pulsée (PP = PAS-PAD) varie de manière plus marquée au cours du cycle respiratoire en cas d'hypo-volémie. Un nouvel indice a été créé, le Δ PP = $(PP_{max} - PP_{min}) / [(PP_{max} + PP_{min}) / 2]$. Lorsqu'il est $>$ à 13 %, une augmentation significative du DC en cas d'expansion volémique est très probable (6).

Pour interpréter correctement cet indice, la ventilation doit être constante, la fréquence cardiaque régulière et $<$ 120 b/min et le thorax fermé. Les systèmes actuels de monitoring fournissent automatiquement celui-ci.

Variations respiratoires de SpO₂

Une nouvelle possibilité d'évaluation de la volémie est possible par l'analyse des variations respiratoires de l'onde de l'oxymétrie pulsée. Elles ont en effet été étudiées et ont montré leur relative fiabilité au travers d'un index innovant (Pleth Variability Index », PVI, Massim^o) (7). Cette mesure n'est pas actuellement accessible sur les moniteurs habituels de SpO₂ dont nous disposons dans nos blocs opératoires.

Méthodes d'évaluation du débit cardiaque

Les nombreuses techniques de monitoring du débit cardiaque qui existent à l'heure actuelle se différencient par leur invasivité, leur coût, la fiabilité des valeurs fournies, la nécessité pour certains moniteurs d'un apprentissage spécifique, la possibilité de mesure ou de calcul de paramètres hémodynamiques dérivés.

Ces caractéristiques rendent compte d'une utilisation privilégiée soit en per soit en post-opératoire, le monitoring choisi au cours d'interventions réglées étant essentiellement prophylactique.

L'évaluation du débit cardiaque doit répondre à plusieurs impératifs :

- le résultat doit être fiable, reproductible, répondre aux changements rapides de la variable ;
- le monitoring doit être continu ;
- le résultat doit être opérateur-indépendant, la technique ne doit pas nécessiter un apprentissage difficile ;
- la technique doit être la moins invasive possible ;
- la morbidité associée à la technique doit être nulle ;
- le coût doit être aussi faible que possible.

Que ces moniteurs mesurent ou calculent le débit cardiaque, le choix de leur utilisation rend nécessaire la connaissance de leurs principales caractéristiques (8-10).

Après un bref rappel sur le monitoring invasif par sonde de Swan-Ganz, nous aborderons une description succincte des moniteurs peu ou pas invasifs qui sont maintenant à notre disposition ou en voie de commercialisation, classés en fonction des principes de mesure ou de calcul qu'ils utilisent.

Monitoring par cathéter de Swan-Ganz

C'est la technique de référence, utilisée depuis près de 40 ans. Ce cathéter permet la mesure continue des pressions de remplissage. La mesure du débit cardiaque a longtemps été intermittente, sur le principe de thermo-dilution de Stewart-Hamilton. C'est la technique qui a certainement fait l'objet du plus grand nombre d'études, en en faisant un « gold-standard clinique ». Des limites existent, qui en restreignent l'emploi (pathologies valvulaires). Ses complications, bien que rares, sont connues (trouble du rythme cardiaque, plaie vasculaire, auriculaire, de l'artère pulmonaire, thrombophlébite). Cette sonde a pourtant bénéficié de nombreux progrès au fil des décennies (fibre optique permettant la mesure de SO₂, mesure du débit cardiaque en continu). La SO₂ veineuse centrale témoigne de l'adéquation entre transport et consommation d'O₂.

Nous devons rappeler ici que la mesure de la PVC, classique évaluation de la précharge, a des limites majeures et bien connues : altération de la fonction ventriculaire droite, pathologies pulmonaires et valvulaires. Utilisée pour guider le remplissage vasculaire, nous savons pourtant la faible corrélation liant PVC et volume d'éjection systolique.

Autres techniques

Elles reposent sur l'utilisation de l'un des principes suivants : analyse des variations respiratoires de la pression artérielle ou de la SaO₂, analyse du « pulse contour », mesure Doppler, mesure selon le principe de Fick, bio impédance (11).

Analyse du pulse contour

L'analyse du pulse contour estime, de manière continue, le volume d'éjection systolique à partir d'un cathétérisme artériel. Néanmoins, la relation entre l'onde de pouls et le volume d'éjection systolique (VES) est dépendante des compliances et résistances vasculaires, variables d'un individu à l'autre et variables dans le temps chez un sujet donné. La fiabilité de la mesure dépend étroitement de la qualité du signal. Il existe des limites telles qu'une arythmie sévère, une instabilité hémodynamique. Une calibration permet de minorer l'erreur des mesures.

- Systèmes de monitoring du pulse contour avec calibration

Mesure du débit cardiaque continu et du volume sanguin intra-thoracique par thermo-dilution artérielle par le PiCCO (Pulsion Medical Systems). Cette technique de mesures du débit cardiaque nécessite l'utilisation d'un cathéter artériel muni d'une thermistance ainsi que d'une voie veineuse centrale. Le débit cardiaque est d'abord mesuré sur le mode bolus, ce qui permet l'étalonnage de l'appareil aux caractéristiques d'impédances du patient, qui mesurera ensuite le débit en continu en analysant la courbe de pression artérielle. D'autres valeurs sont mesurées et calculées de façon à permettre l'estimation simultanée de la précharge cardiaque et du contenu en eau extravasculaire. Le système permet d'obtenir des variables dérivées, parmi lesquelles la variation du volume d'éjection systolique (VES) qui est défini comme la différence entre le VES maximal et le VES minimal au cours d'un cycle respiratoire chez un patient ventilé. Le système PiCCO permet également d'avoir une approche indirecte du volume sanguin intra-thoracique (VSIT). Le système permet également de mesurer le volume global télé-diastolique indexé qui est corrélé de manière satisfaisante avec le VSIT. Le système mesure enfin l'eau extravasculaire intra-pulmonaire.

Le LiDCO (LiDCO Ltd) est basé sur le même type d'algorithme, la calibration nécessaire se faisant par le principe de dilution d'un marqueur, le lithium, via un cathéter périphérique. Comme le PiCCO, le LiDCO perd en fiabilité dans les situations d'instabilité hémodynamique.

L'EV 1000 (Edwards Lifesciences), de même principe, sera bientôt à disposition des cliniciens.

- Système de monitoring du pulse contour sans calibration

Le FloTrac/Vigileo (Edwards Lifesciences) requiert un transducteur dédié connecté à un cathéter artériel. Il ne nécessite aucune calibration. L'estimation du débit cardiaque se fait comparativement à une base de données prenant en compte âge, sexe, poids et taille du patient, mais également des informations de mesures obtenues par cathéter de Swan-Ganz dans différentes situations cliniques. Des modifications logicielles ont permis d'améliorer la validité des mesures de la dernière génération d'appareil, qui reste en-deçà des méthodes avec calibration.

Le PRAM (Vytech), de même principe, présente les mêmes limites de fiabilité.

Le Nexfin, totalement non invasif, est une méthode basée sur la pléthysmographie associée à un gonflage intermittent au niveau du doigt. Sa validation n'en n'est qu'à ses prémices.

Monitoring par Doppler

Afin de déterminer la vitesse d'écoulement (vélocimétrie) du sang dans les vaisseaux par effet Doppler, nous utilisons des ultrasons émis par une sonde. En fournissant des données variables concernant la surface en fonction du temps, l'effet Doppler permet d'apprécier la vitesse du sang sur une systole. Le débit instantané est donné alors par la formule : $Qt = v(t) \times s(t)$ avec $v(t)$, vitesse moyenne de la colonne sanguine à l'instant t et $s(t)$, la section du vaisseau à cet instant. Le Doppler trans-œsophagien mesure la vélocimétrie sanguine au niveau de l'aorte thoracique descendante grâce à une sonde placée dans l'œsophage. Après détermination du diamètre de l'aorte (mesuré ou estimé), la vitesse est mesurée par Doppler continu ou pulsé.

L'HémoSonic 100TM est un écho-Doppler trans-œsophagien composé d'une part d'une sonde œsophagienne comprenant deux transducteurs nécessaires aux mesures du diamètre aortique et de la vitesse d'écoulement du sang dans l'aorte et, d'autre part, d'un module intégrant l'échographe, le vélocimètre Doppler, ainsi qu'un système informatique permettant d'analyser et de visualiser les données issues des transducteurs de la sonde œsophagienne. Nous disposons ainsi, en instantané, des paramètres suivants : le débit aortique, la fréquence cardiaque, l'accélération moyenne, le pic de vitesse, le temps d'éjection du ventricule gauche. Cette méthode permet, en outre, de calculer deux autres paramètres : le volume d'éjection

systolique indexé au débit aortique et les résistances vasculaires systémiques totales indexées au débit aortique (12).

Il existe d'autres commercialisations de sonde Doppler (ODM II d'Abbott, CardioQ de Deltex medical Ltd). Les limites de ces sondes Doppler sont multiples : nous postulons que la répartition du débit cardiaque est constante entre flux aortique et flux vers les axes à destinée céphalique, mais ce rapport peut être modifié dans certaines conditions (co-morbidité, instabilité hémodynamique), la section aortique est sans doute variable dans le temps chez un individu donné, d'ailleurs imparfaitement évaluée par nomogramme. La technique nécessite une phase d'apprentissage, une immobilité stricte de la sonde pour obtenir des mesures fiables. La voie trans-thoracique est proposée par d'autres (USCOM) mais de validité discutée.

Echographie trans-œsophagienne

L'échocardiographie trans-œsophagienne renseigne sur la fonction ventriculaire et les anomalies de la cinétique segmentaire. Elle donne des informations précises sur l'état de la fonction ventriculaire et guide le remplissage vasculaire qui permet le maintien d'une pré-charge ventriculaire gauche optimale. De nombreux travaux ont démontré l'intérêt clinique de cette technique utilisable à la fois chez l'adulte, chez l'enfant et chez le nourrisson. Il s'agit d'un monitoring hémodynamique continu permettant de surveiller le débit aortique (le débit aortique représente environ 80 % du débit cardiaque). En plus du débit aortique, l'appareil offre la possibilité de suivre un profil hémodynamique grâce à la mesure d'indices de contractilité (comme la période de pré-éjection ou l'accélération) et d'indices de pré-charge (comme le pic de vélocité ou le temps d'éjection du ventricule gauche). La grande sensibilité de ces mesures permet une détection précoce des événements cardio-vasculaires per-opératoires. La technique a également comme avantage d'être peu invasive, d'utilisation assez simples et d'interprétation peu opérateur-dépendante. Les limites de la technique sont avant tout l'obligation d'une anesthésie générale pour permettre un enregistrement stable. Des réserves doivent être également émises sur l'exactitude de la valeur absolue du débit aortique et sur les possibilités d'évaluation de la pré-charge. Néanmoins, l'analyse des tendances de ces paramètres est précieuse au cours de l'anesthésie générale des patients fragiles et/ou des chirurgies lourdes et paraît pouvoir réduire la morbidité des patients opérés (13).

Mesure par le principe de Fick

Mesure du CO₂ réinhalé (NICO- Novamatrix). La mesure est basée sur le principe de fuite indirecte, reposant sur la conservation de masse du dioxyde de carbone échangé dans le poumon. Le débit cardiaque est égal au rapport de la production de CO₂ sur la différence entre la concentration artérielle et veineuse en CO₂ : $DC = VCO_2 / C_vCO_2 - CaCO_2$.

Dans cette équation le CO₂ éliminé par la ventilation est mesurable. La concentration artérielle en CO₂ est estimée dans un premier temps à partir de la pression partielle en CO₂ du gaz alvéolaire mesuré. La réinhalation du CO₂ va rapidement augmenter la concentration alvéolaire de ce gaz jusqu'à équilibre avec celle du sang veineux mêlé. La mesure de la concentration alvéolaire en CO₂ à l'équilibre reflète alors celle du sang veineux mêlé. Nous considérons avec cette technique que la variation de la concentration veineuse mêlée en CO₂ est négligeable par rapport aux variations de CO₂ éliminé et de concentration artérielle en CO₂. Dès lors, le débit cardiaque peut s'exprimer par l'équation : $DC = \Delta VCO_2 / \Delta CaO_2 = \Delta VCO_2 / \Delta CO_2$.

En conséquence, lorsque la concentration en hémoglobine est connue, le débit cardiaque se déduit de la variation de la baisse de l'élimination de CO₂ et de l'augmentation de CO₂ expiré lors de la création d'un espace mort ventilatoire. Le débit cardiaque mesuré est bien corrélé à celui obtenu par la technique de Fick indirecte. Nous notons néanmoins une sous-estimation modérée du débit cardiaque par cette technique en position couchée. L'avantage essentiel est que cette méthode est totalement non invasive. Par contre, les limites sont représentées par la nécessité d'un patient intubé en ventilation contrôlée sans aucune ventilation spontanée,

indemne de pathologie respiratoire chronique ou aiguë (shunt intra-pulmonaire). Enfin, de nombreuses interventions thérapeutiques peuvent faire varier ponctuellement les valeurs de DC.

Le DDG-330° fait appel à un indicateur coloré, le vert d'indocyanine et sa détection par un capteur transcutané infrarouge selon le principe de Stewart-Hamilton. Ce système présente de nombreuses limites (vasoconstriction, œdème interstitiel, mouvements, ambiance lumineuse).

Techniques de mesures de bio-impédance ou bio-réactance

Elles sont basées sur l'analyse des modifications de la résistance trans-thoracique induite par les variations de volume sanguin intra-thoracique lors de l'application d'un courant alternatif de faible amplitude et de haute fréquence. Les augmentations pulsatiles du volume sanguin intra-thoracique à chaque systole entraînent une diminution pulsatile de l'impédance thoracique, le plasma étant l'élément le plus conducteur. Le courant alternatif est appliqué à l'aide d'électrodes placées à distance par exemple sur le cou et la base du thorax. Les variables enregistrées sont : l'impédance de base du thorax, la variation maximale d'impédance pendant la systole, les intervalles du temps systolique qui sont des périodes de pré-éjection et le temps d'éjection du ventricule gauche.

Cette méthode paraît intéressante car elle est d'utilisation facile au lit du malade, non invasive et elle permet de mesurer en continu le débit aortique. La variabilité de la technique est faible. Elle donne une estimation de la fraction d'éjection et du volume d'éjection systolique.

Malheureusement, il existe un certain nombre d'erreurs dans la mesure du débit cardiaque dépendant de la méthode elle-même, du patient et de son environnement. De nombreuses conditions pathologiques rendent son utilisation discutable (SDRA, OAP, insuffisance aortique, choc septique...).

Actuellement, la technique d'impédance cardiographie (ICG) proposée par le NiccomoTM est la plus aboutie.

Elle fait appel à la mesure des variations cycliques d'impédance thoracique par une stimulation électrique, par des électrodes cutanées (BioZ de CardioDynamics) ou endotrachéales (ECOM de Commed corp), toutes deux de validité encore discutée. Le Bioreactance de NICOM est un système modifié par rapport aux précédents, qui fait appel à une analyse des spectres de fréquence du courant délivré et non plus des variations de voltage. Les premières études semblent encourageantes.

Conclusion

La surveillance par un moniteur ECG, une pression artérielle non invasive, un oxymètre de pouls et un capnographe sont souvent insuffisants chez des patients débilisés au cours des actes de chirurgie considérés à haut risque. C'est dans ces situations que le monitoring des paramètres hémodynamiques mesurant ou estimant la fonction cardiaque et la volémie, peut être très utile. L'utilisation du cathéter de Swan-Ganz tient une place historique dans ce monitoring. Pourtant, ses limites, sa dangerosité potentielle, mais également la mise à la disposition des médecins, d'alternatives souvent moins invasives, tendent à diminuer son utilisation.

Références

1. www.sfar.org : « Recommandations concernant la surveillance des patients en cours d'anesthésie », janvier 1994.
2. **Landoni G, Augoustides JG, Guarracino F, et al.** Mortality reduction in cardiac anesthesia and intensive care: results of the first International Consensus Conference. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2011 ; 55(3) : 259-66.
3. **Cannesson M, Pestel G, Ricks C, Hoefl A.** Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery : a survey among North American and European anesthesiologists. *Critical Care* 2011, 15 : R197.
4. **Pili-Floury S, Devaux B, Samain E.** Le monitoring au bloc opératoire, *Les Essentiels* 2005. SFAR Eds, Elsevier SAS, 2005, pp 335-51.
5. **Cannesson M, Le Manach Y, Hofer CK et al.** Assessing the Diagnostic Accuracy of Pulse Pressure. Variations for the Prediction of Fluid Responsiveness. A "Gray Zone" Approach. *Anesthesiology*, 2011 ; 115 (2), 231.
6. **Tavernier B, Makhotine O, Lebuffe G, et al.** Systolic pressure variation as a guide to fluid therapy in patients with sepsis-induced hypotension. *Anesthesiology* 1998 ; 89 : 1313-21.
7. **Cannesson M, Attof Y, Rosamel P, et al.** Respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude to predict fluid responsiveness in the operating room. *Anesthesiology* 2007 ; 106 : 1105-11.
8. **Botero M, Lobato EB.** Advances in noninvasive cardiac output monitoring: an update. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001 ; 15 : 631-40.
9. **Tavernier B, Jeanne M.** Remplissage vasculaire: des indicateurs plus fiables, mais pourquoi faire ? *Ann Fr Anesth Reanim* 2005 ; 24 : 469-70.
10. **Teboul JL.** Recommandations d'experts de la SRLF : Indicateurs du remplissage vasculaire au cours de l'insuffisance circulatoire. *Ann Fr Anesth Reanim* 2005 ; 24 : 568-81.
11. **Alhashemi JA, Cecconi M, Hofer CK.** Cardiac output monitoring: an integrative perspective. *Crit Care.* 2011 ; 15 (2) : 214.
12. **Gueugniaud P, Zeghari M, Benoist M, et al.** Mesure du débit aortique par Doppler trans-œsophagien en anesthésie réanimation. *Praticien en Anesthésie-Réanimation* 1999 : 156-61.
13. **Abbas SM, Hill AG.** Systematic review of the literature for the use of oesophageal Doppler monitor for fluid replacement in major abdominal surgery. *Anaesthesia* 2008 ; 63 : 44-51.