



available at www.sciencedirect.com



journal homepage: <http://france.elsevier.com/direct/REURG/>



MISE AU POINT

Les nouvelles techniques de monitoring du débit cardiaque : gadgets ou avancées réelles ?

New Cardiac output monitoring devices: real improvement or gadget?

R. Chatti, B. Cholley*

Département d'anesthésie-réanimation-Smur, hôpital Lariboisière, APHP, 2, rue Ambroise-Paré, 75475 Paris cedex 10, France

Disponible sur internet le 13 mars 2007

MOTS CLÉS

Monitoring
hémodynamique ;
Volume d'éjection
systolique ;
Doppler œsophagien ;
Principe de Fick ;
Analyse de l'onde de
pouls

Résumé La mesure du débit cardiaque est très utile en réanimation comme au bloc opératoire pour monitorer la perfusion systémique des patients les plus fragiles. Des alternatives à la thermodilution sont désormais disponibles pour les praticiens habitués au cathétérisme artériel pulmonaire. Cette revue décrit les principes, avantages et limites des techniques basées sur l'analyse de l'onde de pouls, sur le principe de Fick appliqué au CO₂, et sur la vélocimétrie Doppler de l'aorte descendante (Doppler œsophagien). Il ne semble pas y avoir une méthode qui émerge comme étant supérieure aux autres. En revanche, en facilitant l'accès à la mesure du débit, toutes ces techniques peuvent contribuer à améliorer la qualité de la prise en charge hémodynamique des patients.

© 2007 Société de réanimation de langue française. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

KEYWORDS

Hemodynamic
monitoring;
Systolic ejection
volume;
Eosophagal Doppler;
Fick principle;
Pulse contour analysis

Abstract Cardiac output measurement is important for the management of critically ill patients, or "high risk" surgical patients. Alternatives to thermodilution are now available and are gaining acceptance among practitioners who have been trained almost exclusively with the pulmonary artery catheter. The present review focuses on the principles, advantages and limits of techniques based on pulse contour analysis, Fick principle applied to CO₂, and Doppler velocimetry of the descending aorta. There is not a single method standing out and ruling out the others. Instead, by making cardiac output easily measurable, these techniques should all contribute to improve hemodynamic management.

© 2007 Société de réanimation de langue française. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : bernard.cholley@lrb.aphp.fr (B. Cholley).

Introduction

Quantifier le débit cardiaque (ou mieux, le volume d'éjection systolique) est un aspect capital du monitoring de la perfusion tissulaire, en complément de la mesure de la pression artérielle systémique. Le débit cardiaque est un paramètre très utile pour guider au mieux les apports liquidiens et éviter l'hypoperfusion tissulaire par défaut de remplissage, ou à l'inverse, l'excès de remplissage et les complications congestives qui en résultent.

Bien que l'intérêt de la mesure du débit pour un réanimateur ou un anesthésiste soit incontestable, ce paramètre est assez peu monitoré en routine. La principale raison en est que beaucoup de services ne disposent à cet effet que de la technique de thermodilution au moyen d'un cathéter artériel pulmonaire (CAP), pour laquelle la balance bénéfice/risque est largement critiquée [1,2]. De nouvelles techniques permettent désormais de mesurer le débit cardiaque de façon plus simple et moins invasive qu'avec le CAP. Le but de cette revue est de présenter ces différentes techniques en décrivant leur principe de fonctionnement, leurs limites et leurs avantages respectifs pour donner aux cliniciens quelques clés pour choisir l'outil le plus adapté à leur pratique. Nous verrons successivement les méthodes basées sur :

- l'analyse de l'onde de pouls ;
- le principe de Fick appliqué au CO₂ ;
- la vélocimétrie Doppler du flux aortique descendant.

Analyse de l'onde de pouls

Les premières tentatives d'estimation du volume d'éjection systolique à partir de la forme de la courbe du pouls artériel remontent à 1904 [3].

Deux principes très différents ont été développés pour l'analyse de l'onde de pouls. Le premier type d'analyse, qui consiste à modéliser l'arbre artériel en lui attribuant des propriétés mécaniques (variables selon le modèle), est utilisé par le PiCCO™ (Pulsion Medical Systems, Germany) et par le PulseCO™ (LiDCO Ltd., UK). Le second type d'analyse, utilisé par le moniteur Vigileo™ (Edwards, Irvine, CA) repose sur une analyse « statistique » des caractéristiques de la forme de l'onde de pouls combinée à des paramètres biométriques, et une estimation de la compliance régionale aortique de chaque patient.

PiCCO™

Principe de fonctionnement : le PiCCO™ associe deux techniques :

- une technique de thermodilution, dite « transpulmonaire » qui diffère de celle du CAP par les sites d'injection du bolus froid (veine cave supérieure) et de recueil de la température (artère périphérique) [4]. Cette technique permet le calcul du débit cardiaque moyen par minute ;
- la technique d'analyse de l'onde de pouls proprement dite qui permet l'estimation du volume d'éjection systo-

lique. Le moniteur utilise une représentation de l'arbre artériel selon un modèle « Windkessel » à trois éléments (résistance, compliance, impédance aortique) [5,6] (Fig. 1). La résistance est calculée à partir de la mesure du débit cardiaque moyen par thermodilution transpulmonaire et de la pression artérielle moyenne. Cette valeur, couplée à celle du débit moyen à un instant t , sert à « calibrer » le système, qui ajuste au mieux les deux autres paramètres (compliance et impédance aortique) sur la base des caractéristiques du sujet (âge et sexe) et de la courbe de pression artérielle (pression pulsée, aire sous la courbe...).

À partir de la courbe de pression artérielle mesurée le moniteur « prédit » le volume d'éjection systolique de façon tout à fait raisonnable si les valeurs attribuées aux différents éléments du modèle sont correctes (Fig. 1). Il

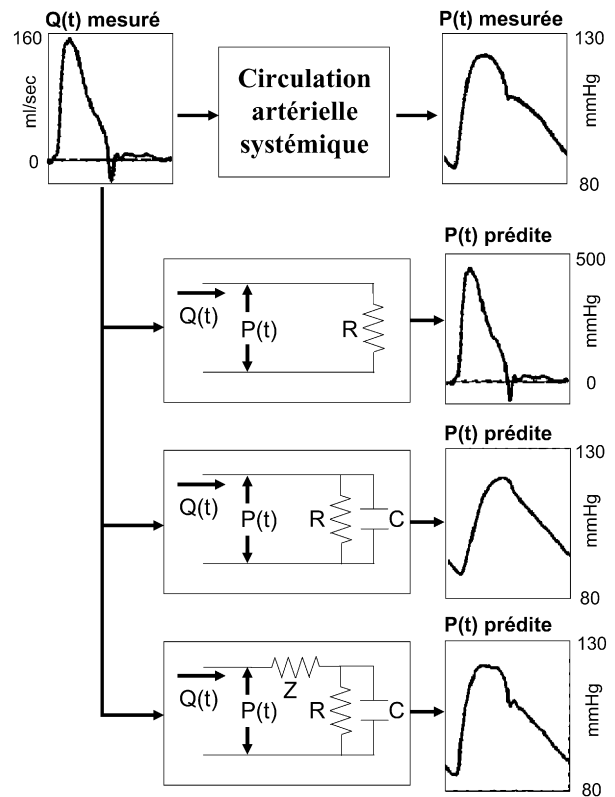


Figure 1 Diagramme illustrant l'importance des diverses propriétés mécaniques artérielles dans la genèse de la courbe de pression aortique. En utilisant le débit instantané [Q(t)] comme signal d'entrée, un modèle artériel constitué d'une simple résistance (R) (modèle 1) générerait une courbe de pression [P(t)] dont la morphologie serait identique à celle de la courbe de débit, mais dont l'échelle aurait été multipliée par un facteur R. Quand un élément capacitif (C) représentant la compliance artérielle globale est incorporé au modèle (modèle 2), la courbe de pression « prédite » commence à présenter plusieurs caractéristiques de la courbe de pression « mesurée ». Enfin, si un troisième élément représentant l'impédance caractéristique (Z) est introduit (modèle 3), les morphologies des courbes de pression « prédite » et « mesurée » deviennent très similaires.

faut noter que la courbe de pression utilisée n'est pas celle de l'aorte elle-même, mais celle d'une artère périphérique (fémorale de préférence, ou radiale) dont la forme est différente, ce qui suppose certaines hypothèses, pour tenir compte des variations de l'onde de pouls entre ces différents sites de mesure.

PulseCO™

Principe de fonctionnement : le PulseCO™ utilise une technique de dilution d'indicateur chimique (le chlorure de Lithium) pour la mesure du débit cardiaque moyen [7]. L'analyse de l'onde de pouls n'utilise pas un Windkessel à trois éléments comme le PiCCO™, mais un modèle plus sophistiqué prenant en compte le caractère fini de la vélocité de l'onde de pouls et les phénomènes de réflexion de celle-ci [8].

Quel que soit l'appareil utilisé, la fiabilité de prédiction du débit est grandement accrue après une calibration initiale [6]. En fournissant une valeur de référence pour le débit cardiaque, la résistance systémique est calculée comme le rapport entre pression artérielle moyenne et débit cardiaque moyen ; cette calibration permet d'obtenir une estimation plus fiable du volume d'éjection systolique. Il faut ensuite répéter les calibrations toutes les quatre heures, ou au moins avant chaque acquisition importante, afin d'augmenter la précision de la mesure du débit cardiaque, en particulier chez les patients de réanimation qui sont susceptibles d'avoir des variations de leur tonus vasoconstricteur, spontanément ou induites par l'usage d'agents vasoactifs [8].

Plusieurs études ont comparé la thermodilution et l'analyse de l'onde de pouls et ont trouvé un assez bon agrément entre les valeurs de débit cardiaque obtenues par les deux techniques [8-10]. Dans ces études, les patients qui étaient arythmiques ou ceux dont la courbe de pression artérielle n'était pas parfaitement régulière (artefacts, ESV) étaient exclus. Les limites d'agrément étaient toujours assez étroites, autour de $\pm 1,5$ l/min, comme c'est habituellement le cas lorsque la thermodilution est utilisée comme technique de référence. Un agrément similaire a aussi été retrouvé dans un groupe de patients en état de choc septique et qui recevaient des catécholamines, indiquant que cette technique d'analyse de l'onde de pouls semble assez robuste pour être retenue chez les patients de réanimation [6]. Une étude expérimentale a rapporté un excellent agrément entre le débit cardiaque moyen mesuré par PulseCO™ et par deux techniques de référence : la débitimétrie par temps de transit des ultrasons (bague aortique) et une pompe calibrée [11]. PiCCO et PulseCO sont tous deux utilisables chez des patients en ventilation spontanée, mais donnent de moins bons résultats quand il existe des troubles du rythme qui altèrent la régularité de la courbe de pression.

Vigileo™

Principe de fonctionnement : contrairement aux appareils précédents, le Vigileo™ fonctionne sans aucune calibration. Il n'y a donc pas de technique de dilution associée à cet appareil. L'onde de pouls est recueillie par un capteur spé-

cifique (FloTrac™, Edwards, Irvine CA) qui se connecte sur n'importe quel cathéter artériel et est relié au moniteur Vigileo™. L'analyse de l'onde de pouls repose ici sur une étude statistique de la forme du signal de pression artérielle permettant de décrire la courbe (pression pulsée, bien sûr, mais aussi : « skewness », « kurtosis »...). Au total 13 paramètres (paramètres de l'analyse morphologique de la courbe de pression, paramètres biométriques, estimation de la compliance régionale aortique, etc.) sont ainsi combinés dans un algorithme non divulgué pour prédire une valeur de volume d'éjection systolique.

À ce jour aucune étude de validation de cette technique n'a encore été publiée. La prudence est donc recommandée avant d'adopter à grande échelle cet outil simple et convivial.

Méthode utilisant le principe de Fick appliqué au CO₂

NICO™

- Le principe de Fick peut être appliqué à tout gaz diffusant à travers les poumons, en particulier au dioxyde de carbone (CO₂). L'équation de Fick appliquée au CO₂ s'écrit :

$$DC = \frac{VCO_2}{CvCO_2 - CaCO_2}$$

Un moniteur de débit cardiaque, le NICO™ (Respironics Inc., États-Unis), est ainsi basé sur le principe de Fick appliqué au CO₂ associé à une ventilation avec réinhalation partielle intermittente. Le NICO™ utilise un système qui se branche sur le circuit respiratoire du patient et qui comporte trois éléments principaux (Fig. 2) :

- un capteur de CO₂ « plein flux » (absorption infrarouge) ;
- un débitmètre à usage unique pour la mesure instantanée du débit inspiratoire et expiratoire (pneumotachomètre mesurant la pression différentielle) ;
- une valve ouvrant ou fermant par intermittence l'accès à la boucle de réinhalation partielle.

La production de CO₂ (VCO₂) est calculée à partir de la ventilation minute et de la mesure instantanée du CO₂ alors que le contenu artériel en CO₂ (CaCO₂) est estimé à partir du CO₂ de fin d'expiration (etCO₂). Quand la valve de réinhalation partielle ouvre l'accès à la boucle, cela réduit l'élimination de CO₂ (et donc la VCO₂) et augmente etCO₂. Grâce à des mesures réalisées successivement dans des conditions de ventilation normale puis de réinhalation partielle et en admettant que le CvCO₂ reste inchangé, on peut éliminer ce paramètre de l'équation de Fick (voir ci-dessous). Ainsi, la présence d'un cathéter veineux central n'est plus requise et l'estimation du débit cardiaque peut être entièrement non invasive.

Principe de fonctionnement

En postulant que le DC demeure inchangé tant dans les conditions normales de ventilation (N) que dans les conditions de réinhalation (R), on peut écrire :

$$DC = \frac{VCO_{2N}}{CvCO_{2N} - CaCO_{2N}} = \frac{VCO_{2R}}{CvCO_{2R} - CaCO_{2R}}$$

Par soustraction des ratios en conditions normales et de réinhalation, on obtient l'équation différentielle suivante :

$$DC = \frac{VCO_{2N} - VCO_{2R}}{(CvCO_{2N} - CaCO_{2N}) - (CvCO_{2R} - CaCO_{2R})}$$

Parce que le CO₂ diffuse rapidement dans le sang (22 fois plus vite que l'O₂), on peut supposer que le contenu veineux n'est pas différent dans les conditions normales de ventilation et dans les conditions de réinhalation et ainsi CvCO₂ disparaît de l'équation :

$$DC = \frac{\Delta VCO_2}{\Delta CaCO_2}$$

Le delta de CaCO₂ ($\Delta CaCO_2$) peut être estimé par le produit du delta de etCO₂ ($\Delta etCO_2$) par la pente (S) de la courbe de dissociation du CO₂. Cette courbe représente la relation entre les volumes de CO₂ (utilisés pour calculer le contenu en CO₂) et la pression partielle en CO₂. Cette relation peut être considérée comme linéaire entre 15 et 70 mmHg de pression partielle en CO₂ [12].

$$DC = \frac{\Delta VCO_2}{S \times \Delta etCO_2}$$

Le débit calculé par le principe de Fick ne reflète que la portion du débit sanguin qui participe effectivement aux échanges gazeux. Par conséquent, le shunt intrapulmonaire, quand il est important, peut altérer la mesure du DC par le NICO™. Pour prendre en compte ce facteur, le moniteur peut estimer la fraction « shuntée » et corriger la valeur du débit. Cela est fait grâce aux tables de Nunn pour le calcul du shunt intrapulmonaire [13] à partir des mesures de la saturation périphérique de l'hémoglobine en oxygène (oxymètre de pouls incorporé dans le NICO™) et de la PaO₂ (gaz du sang artériel), combinées à la FiO₂.

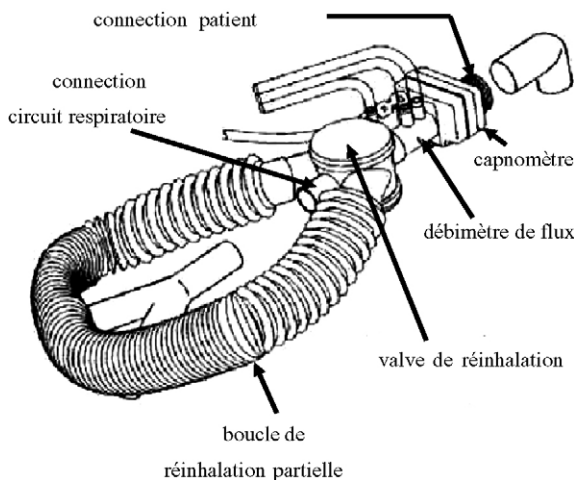


Figure 2 Éléments constitutifs du NICO. Seul le capnomètre n'est pas à usage unique.

Les études cliniques

Les premières études de validation, tant expérimentales que cliniques, ont rapporté un agrément assez lâche entre la thermodilution et le NICO™ (biais $\pm 1,8$ l/min, environ) et certaines de ces études en ont conclu que le NICO™ n'était pas suffisamment performant pour se substituer à la thermodilution [14-19]. Plus récemment, Botero et al. ont obtenu des mesures simultanées de débit cardiaque par quatre techniques : NICO, débitmétrie par temps de transit des ultrasons (bague périaortique) et thermodilution (bolus et continue) chez 68 patients de chirurgie cardiaque [20]. Les résultats ont montré que les mesures de débit obtenues par NICO étaient en meilleur agrément avec la technique de référence (temps de transit des ultrasons) que celles obtenues par thermodilution (bolus ou continue) ! L'agrément du NICO avec la méthode de référence restait le meilleur même après la CEC, situation associée à un fort risque de shunt pulmonaire pathologique.

Le NICO™ est une technique simple à mettre en œuvre, indépendante de l'opérateur, et, contrairement au Doppler œsophagien, utilisable au cours d'actes chirurgicaux lors desquels l'anesthésiste n'a pas accès à la tête (neurochirurgie, ORL, rachis cervical...). Au chapitre des limites, il faut souligner que l'utilisation du moniteur NICO™ requiert une ventilation mécanique contrôlée en permanence et qu'il s'agit d'une mesure discontinue (toutes les trois minutes) du débit cardiaque moyen (et non battement par battement). Les patients de réanimation seraient peut-être de moins bons « candidats » pour cette technique de monitoring que les patients du bloc opératoire du fait de leurs pathologies pulmonaires fréquentes qui augmentent le shunt intrapulmonaire. Cela impose des prélèvements artériels sanguins pour mesurer les PaO₂ et estimer le shunt, ce qui tempère quelque peu le caractère non invasif de la technique. De plus en réanimation, la mesure de la VCO₂ est souvent moins fiable quand l'adaptation au ventilateur n'est pas parfaite (patients non curarisés). Enfin, rappelons que la stabilité hémodynamique et un prérequis pour la validité du principe de Fick, et que toute variation brutale du débit est susceptible d'affecter la précision de la mesure par le NICO™.

Doppler œsophagien

La technique du Doppler œsophagien (DO) est basée sur la mesure de la vitesse sanguine dans l'aorte descendante au moyen d'un transducteur placé à l'extrémité d'une sonde flexible avec une inclinaison lui permettant de « regarder » le flux aortique. Il peut s'agir d'un doppler continu 4 MHz incliné à 45° comme pour les appareils CardioQ™ (Deltex medical, Chichester, UK) et Waki™ (Atys Medical, Soucieu-en-Jarrest, France), ou d'un doppler pulsé 5 MHz incliné à 60° dans le cas de l'Hemosonic™ (Arrow int.).

La sonde peut être introduite par la bouche chez des patients anesthésiés et ventilés mécaniquement, plutôt que par la narine du fait du risque d'épistaxis. Elle est ensuite enfoncée dans l'œsophage jusqu'à ce que son extrémité soit située dans le tiers moyen et orientée de façon à ce qu'un signal de flux aortique caractéristique soit visible. Le gain est ajusté pour obtenir l'enveloppe de

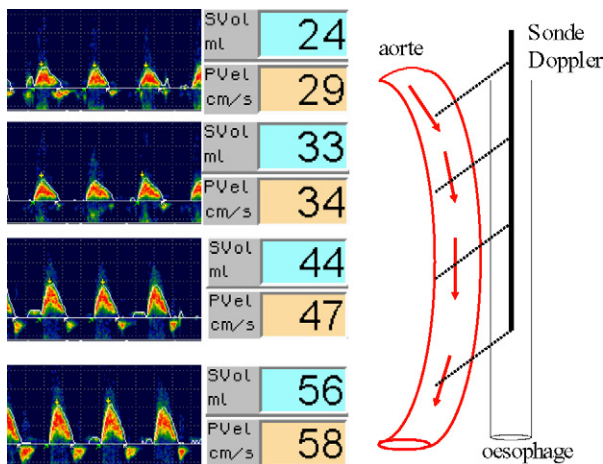


Figure 3 Exemple illustrant l'importance de rechercher de la localisation œsophagienne où la vélocité aortique est la plus grande possible. Chez cette patiente âgée, quatre positions différentes dans l'œsophage ont donné quatre valeurs de vélocité maximum et donc quatre valeurs de volume d'éjection systolique différentes. La valeur obtenue le plus loin dans l'œsophage (panneau du bas) était double de celle obtenue au plus haut (panneau du haut) ! Cela s'explique parfaitement si l'on admet que la patiente n'a pas un parallélisme strict entre son aorte thoracique et son œsophage. Ainsi, comme représenté sur le schéma de droite, l'alignement du faisceau doppler avec le flux aortique varie avec la profondeur d'insertion. Plus l'angle est faible et plus grande sera la vitesse calculée, alors que la vélocité sanguine « réelle » est la même dans toutes les positions. Il faut donc impérativement vérifier que l'on est toujours placé à l'endroit fournissant la meilleure vitesse, seul moyen d'être sûr que l'on mesure une vraie variation hémodynamique et non l'effet d'un simple déplacement de la sonde.

vitesse la mieux définie et le minimum de bruit. La position de la sonde est alors optimisée en modifiant la rotation le long du grand axe de façon à générer le signal le plus brillant possible pour les appareils affichant une représentation spectrale du signal (CardioQ™ et Waki™) ou une bonne visualisation des parois aortiques pour les appareils couplés à l'écho TM (Hemosonic™) de façon à être bien face à l'aorte. De plus, quel que soit l'appareil, il faut rechercher le meilleur pic de vélocité possible en modifiant la profondeur d'insertion de la sonde de façon à garantir le meilleur alignement possible avec le flux. Cette étape est capitale pour les sujets chez qui l'alignement varie avec la profondeur d'insertion (Fig. 3). En effet, la recherche systématique de la vitesse maximum avant chaque acquisition de données est la seule façon de garantir qu'une variation de débit n'est pas due à un simple déplacement de la sonde.

Principe de fonctionnement

Le volume d'éjection systolique est calculé comme le produit de la distance parcourue par les globules rouges en systole (= intégrale temps × vitesse) par la surface de section de l'aorte descendante et par un facteur de correction (variable selon les machines) pour tenir compte de la frac-

tion du débit dévolue aux troncs supra-aortiques [21]. Les approximations suivantes sont nécessaires pour ce calcul :

- l'angle entre le faisceau ultrasonore et le flux sanguin est le même que celui que fait le transducteur avec l'axe de la sonde ;
- tous les globules rouges se déplacent à la même vitesse ;
- la surface de section aortique descendante estimée ou calculée est proche de la « vraie » surface aortique moyenne pendant la systole et varie peu avec l'état hémodynamique du sujet ;
- la répartition du flux entre aorte descendante et troncs supra-aortiques est constante ;
- le débit est négligeable durant la diastole dans l'aorte descendante.

Le doppler œsophagien est une technique simple et la plupart des utilisateurs admettent qu'il est assez aisé de placer la sonde correctement et d'obtenir des résultats reproductibles [22,23]. Les auteurs qui ont étudié la courbe d'apprentissage de cette technique ont noté qu'un plateau était atteint après avoir posé une dizaine de sondes [24,25]. La variabilité interobservateur est inférieure à 10 % et la variabilité intraobservateur n'est que de 8 %, alors que l'on a plutôt 12 % avec la thermodilution [22,26-28]. La sonde peut bien sûr se déplacer au cours d'un monitoring prolongé du fait de multiples raisons (soins de nursing, déglutition...), ce qui entraîne une altération voire une perte du signal. Il est par conséquent indispensable de vérifier systématiquement le caractère optimal du signal avant de noter et d'interpréter les données du moniteur sous peine d'obtenir des informations erronées et trompeuses.

Une méta-analyse récente a rassemblé toutes les études de validation de la mesure du débit cardiaque par Doppler œsophagien [29]. Le CardioQ™ est, de loin le moniteur le plus étudié (11 publications), alors qu'il n'y a que deux études consacrées à la validation de l'Hemosonic™ et aucune pour le Waki™. Les auteurs concluaient que le doppler œsophagien estimait le débit cardiaque avec un biais négligeable mais que l'agrément avec les mesures par thermodilution était moyen du fait du manque de précision de chacune des deux techniques. En revanche, les variations de débit cardiaque étaient très bien reflétées par le doppler œsophagien (biais nul, excellent agrément) chez les patients de réanimation [29,30].

En plus de sa validité comme outil de mesure du débit, le doppler œsophagien est maintenant bien établi comme outil permettant de guider le remplissage vasculaire et ainsi d'améliorer le pronostic de certains patients chirurgicaux à haut risque. Une stratégie d'optimisation de la perfusion tissulaire par titration du remplissage guidée au moyen du volume d'éjection systolique (Fig. 4) a démontré un effet bénéfique chez des patients de chirurgie cardiaque [31,32], de chirurgie générale [33-35] ou les victimes de fractures du col du fémur [30,36].

Conclusion

Plusieurs « nouvelles » techniques sont maintenant disponibles pour mesurer plus facilement le débit cardiaque.

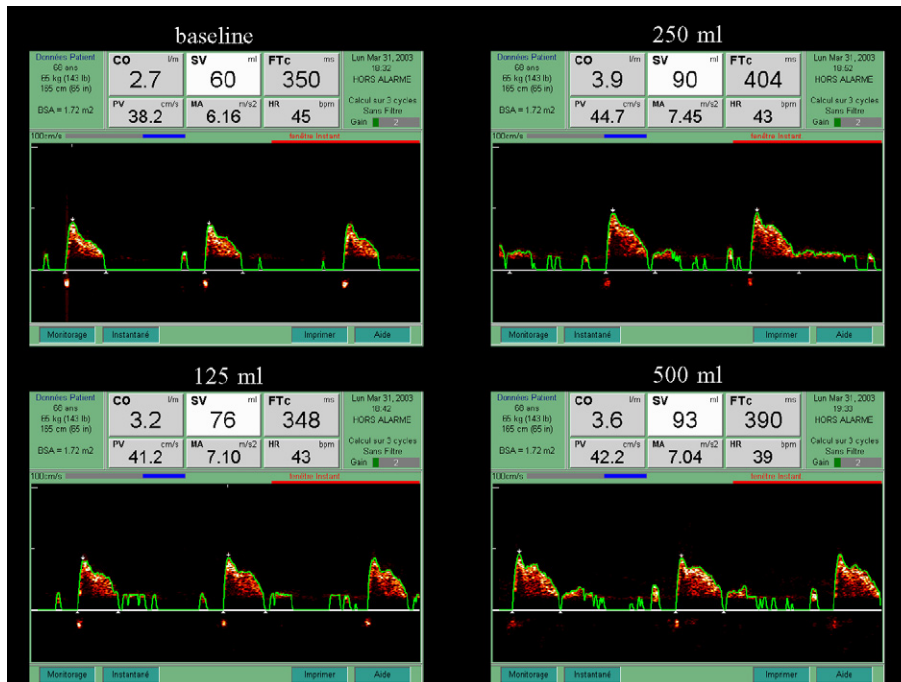


Figure 4 Exemple pratique de titration du remplissage guidé par la mesure du volume d'éjection systolique (SV : stroke volume). Chez ce patient, les premiers 125 ml de gélatine ont permis d'augmenter le SV de 26 % par rapport à la valeur de base-line. Les 125 ml suivants (panneau 250 ml) ont généré une augmentation de 18 % ; alors que les 250 ml suivants (panneau 500 ml) n'ont permis que 3 % d'augmentation par rapport au point précédent, indiquant que l'on a atteint le plateau de la courbe de fonction cardiaque de ce patient et que le remplissage n'améliore plus la perfusion systémique. Au contraire, poursuivre le remplissage dans ces conditions expose le patient à des complications congestives.

Aucune d'entre elles n'émerge comme étant plus précise que les autres, mais il faut souligner qu'aucune étude n'a directement comparé ces « nouvelles » techniques les unes aux autres. La dernière arrivée, le Vigileo™, n'a pas encore été formellement validée en clinique mais est très séduisante par sa simplicité. Toutes ces techniques sont encore relativement invasives, imposant une sédation profonde pour le doppler œsophagien ou le NICO™ et des cathéters (artère périphérique associée ou non à une voie veineuse centrale) pour les techniques d'analyse de l'onde de pouls. Le doppler œsophagien est opérateur dépendant : il faut un peu d'entraînement pour obtenir le signal « optimal » et il est nécessaire de repositionner la sonde pour obtenir des résultats fiables. Quant au PiCCO™ et au PulseCO™, ils requièrent des calibrations fréquentes. Contrairement aux autres techniques, le NICO™ ne donne pas le débit cardiaque battement par battement, mais une valeur moyenne calculée toutes les trois minutes. Ces techniques ne s'excluent pas mutuellement, leurs avantages et leurs limites étant très différents. Elles ne sont en aucun cas destinées à remplacer le cathétérisme artériel pulmonaire (Swan Ganz), qui seul permet la mesure de la SvO₂ et des pressions droites en conjonction avec la mesure du débit cardiaque par thermodilution. Ces paramètres sont toujours extrêmement utiles pour la prise en charge des patients de réanimation les plus sévères. En revanche, en facilitant l'accès à la mesure du débit cardiaque, les autres techniques peuvent nous aider à mieux gérer une population de patients chez qui le cathétérisme artériel pulmonaire n'est pas la technique de choix.

Références

- [1] Connors Jr. AF, Speroff T, Dawson NV, Thomas C, Harrell Jr. FE, Wagner D, et al. The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. SUPPORT Investigators. *JAMA* 1996;276:889-97.
- [2] Cholley BP. Benefits, risks and alternatives of pulmonary artery catheterization. *Curr Opin Anaesthesiol* 1998;11:645-50.
- [3] Erlanger J, Hooker DR. An experimental study of blood pressure and of pulse pressure in man. *Johns Hopkins Hosp Rep* 1904;12:145-378.
- [4] Sakka SG, Reinhart K, Meier-Hellmann A. Comparison of pulmonary artery and arterial thermodilution cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med* 1999;25:843-6.
- [5] Wesseling KH, Jansen JR, Settels JJ, Schreuder JJ, et al. Computation of aortic flow from pressure in humans using a nonlinear, three-element model. *J Appl Physiol* 1993;74:2566-73.
- [6] Jellema WT, Wesseling KH, Groeneveld AB, Stoutenbeek CP, Thijs LG, van Lieshout JJ. Continuous cardiac output in septic shock by simulating a model of the aortic input impedance: a comparison with bolus injection thermodilution. *Anesthesiology* 1999;90:1317-28.
- [7] Linton R, Band D, O'Brien T, Jonas M, Leach R. Lithium dilution cardiac output measurement: a comparison with thermodilution. *Crit Care Med* 1997;25:1796-800.
- [8] Linton NW, Linton RA. Estimation of changes in cardiac output from the arterial blood pressure waveform in the upper limb. *Br J Anaesth* 2001;86(4):486-96.
- [9] Goedje O, Hoeke K, Lichtwarck-Aschoff M, Faltchauer A, Lamm P, Reichart B. Continuous cardiac output by femoral arterial thermodilution calibrated pulse contour analysis: comparison with pulmonary arterial thermodilution. *Crit Care Med* 1999;27:2407-12.

- [10] Zollner C, Haller M, Weis M, Morstedt K, Lamm P, Kilger E, et al. Beat-to-beat measurement of cardiac output by intravascular pulse contour analysis: a prospective criterion standard study in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2000;14:125-9.
- [11] Berberian G, Quinn TA, Vigilance DW, Park DY, Cabreriza SE, Curtis LJ. Spotnitz. Validation study of PulseCO system for continuous cardiac output measurement. *ASAIO J* 2005;51(1):37-40.
- [12] McHardy GJ. The relationship between the differences in pressure and content of carbon dioxide in arterial and venous blood. *Clin Sci* 1967;32:299-309.
- [13] Benatar SR, Hewlett AM, Nunn JF. The use of iso-shunt lines for control of oxygen therapy. *Br J Anaesth* 1973;45:711-8.
- [14] van Heerden PV, Baker S, Lim SI, Weidman C, Bulsara M. Clinical evaluation of the non-invasive cardiac output (NICO) monitor in the intensive care unit. *Anaesth Intensive Care* 2000;28(4):427-30.
- [15] Nilsson LB, Eldrup N, Berthelsen PG. Lack of agreement between thermodilution and carbon dioxide-rebreathing cardiac output. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001;45(6):680-5.
- [16] Maxwell RA, Gibson JB, Slade JB, Fabian TC, Proctor KG. Noninvasive cardiac output by partial CO₂ rebreathing after severe chest trauma. *J Trauma* 2001;51(5):849-53.
- [17] Odenstedt H, Stenqvist O, Lundin S. Clinical evaluation of a partial CO₂ rebreathing technique for cardiac output monitoring in critically ill patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2002;46(2):152-9.
- [18] Kotake Y, Moriyama K, Innami Y, Shimizu H, Ueda T, Morisaki H, et al. Performance of noninvasive partial CO₂ rebreathing cardiac output and continuous thermodilution cardiac output in patients undergoing aortic reconstruction surgery. *Anesthesiology* 2003;99(2):283-8.
- [19] Mielck F, Buhre W, Hanekop G, Tirilomis T, Hilgers R, Sonntag H. Comparison of continuous cardiac output measurements in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003;17(2):211-6.
- [20] Botero M, Kirby D, Lobato EB, Staples ED, Gravenstein N. Measurement of cardiac output before and after cardiopulmonary bypass: Comparison among aortic transit-time ultrasound, thermodilution, and noninvasive partial CO₂ rebreathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004;18(5):563-72.
- [21] Cholley BP, Singer M. Esophageal Doppler: Noninvasive cardiac output monitor. *Echocardiography* 2003;20(8):763-9.
- [22] Singer M, Clarke J, Bennett ED. Continuous hemodynamic monitoring by esophageal Doppler. *Crit Care Med* 1989;17(5):447-52.
- [23] Gan TJ, Arrowsmith JE. The esophageal Doppler monitor: a safe means of monitoring the circulation. *BMJ* 1997;315:893-4.
- [24] Freund PR. Transesophageal Doppler scanning versus thermodilution during general anesthesia. An initial comparison of cardiac output techniques. *Am J Surg* 1987;153(5):490-4.
- [25] Lefrant JY, Bruelle P, Aya AG, Saissi G, Dauzat M, de La Coussaye JE, Eledjam JJ. Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med* 1998;24(4):347-52.
- [26] Lavandier B, Cathignol D, Muchada R, Bui Xuan B, Motin J. Noninvasive aortic blood flow measurement using an intraesophageal probe. *Ultrasound Med Biol* 1985;11(3):451-60.
- [27] Mark JB, Steinbrook RA, Gugino LD, Maddi R, Hartwell B, Shemin R, et al. Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with esophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesth Analg* 1986;65:1013-20.
- [28] Valtier B, Cholley BP, Belot J, de la Coussaye J, Mateo J, Payen D. Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med* 1998;158:77-83.
- [29] Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. *Intensive Care Med* 2004;30(11):2060-6.
- [30] Sinclair S, James S, Singer M. Intraoperative intravascular volume optimisation and length of hospital stay after repair of proximal femoral fracture: randomized controlled trial. *BMJ* 1997;315:909-12.
- [31] Mythen MG, Webb AR. Perioperative plasma volume expansion reduces the incidence of gut mucosal hypoperfusion during cardiac surgery. *Arch Surg* 1995;130:423-9.
- [32] McKendry M, McGloin H, Saberi D, Caudwell L, Brady AR, Singer M. Randomised controlled trial assessing the impact of a nurse delivered, flow monitored protocol for optimisation of circulatory status after cardiac surgery. *BMJ* 2004;329(7460):258 (Epub 2004 Jul 8).
- [33] Gan TJ, Soppitt A, Maroof M, El-Moalem H, Robertson KM, Moretti E, et al. Goal-directed intraoperative fluid administration reduces length of hospital stay after major surgery. *Anesthesiology* 2002;97(4):820-6.
- [34] Conway DH, Mayall R, Abdul-Latif MS, Gilligan S, Tackaberry C. Randomised controlled trial investigating the influence of intravenous fluid titration using oesophageal Doppler monitoring during bowel surgery. *Anaesthesia* 2002;57(9):845-9.
- [35] Noblett SE, Snowden CP, Shenton BK, Horgan AF. Randomized clinical trial assessing the effect of Doppler-optimized fluid management on outcome after elective colorectal resection. *Br J Surg* 2006;93(9):1069-76.
- [36] Venn R, Steele A, Richardson P, Poloniecki J, Grounds M, Newman P. Randomized controlled trial to investigate influence of the fluid challenge on duration of hospital stay and perioperative morbidity in patients with hip fractures. *Br J Anaesth* 2002;88:65-71.