



# Techniques non invasives de mesure du débit cardiaque

Rev Med Suisse 2007; 3: 2822-6

**K. Bendjelid**

Dr Karim Bendjelid  
Service des soins intensifs adultes  
HUG, 1211 Genève 14  
Karim.Bendjelid@hcuge.ch

## Non-invasive methods to measure cardiac output

In clinical practice of intensive care, no method of measure of cardiac output lacks limitations. Consequently, no one of them showed her superiority in regard to another one. Although the classic thermodilution was the reference in the twentieth century, recently, the measure of cardiac output by non invasive techniques was widely developed. The present article reviews the recent developments in this area.

En pratique clinique aux soins intensifs, aucune méthode de mesure du débit cardiaque disponible n'est dépourvue de limitations. Par conséquent, aucune d'entre elles n'a fait preuve de sa supériorité par rapport à une autre. Bien que la thermodilution classique ait été la référence au vingtième siècle, la mesure de débit cardiaque par des moyens non invasifs s'est récemment développée. Le présent article fait la synthèse des avancées récentes dans ce domaine.

## INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, aux soins intensifs, nombreuses sont les équipes qui ont cherché à promouvoir l'utilisation de systèmes de monitoring hémodynamique non invasifs, pour éviter ainsi les complications inhérentes aux techniques sanguines. Du fait que la mesure du débit cardiaque (DC) lors d'un état de choc est indispensable chez tout patient de soins intensifs présentant des défaillances vitales, ce monitoring a

lui aussi été concerné par ces recherches. L'utilisation de technologies non invasives de mesure de débit cardiaque en pratique clinique a été rendue possible grâce au recours à des concepts physiques anciens couplés à la mise au point de systèmes utilisant des programmes informatiques novateurs. La présente mise au point résume les avancées récentes dans ce domaine.

## MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE MOYENNANT LA MÉTHODE FICK APPLIQUÉE AU CO<sub>2</sub>

Une technique de réinhalation partielle du CO<sub>2</sub> et l'utilisation de la version différentielle de l'équation de Fick appliquée au CO<sub>2</sub> permettent la mesure non invasive du débit cardiaque.<sup>1-8</sup> Le système NICO de Novamatrix est un moniteur de débit cardiaque qui repose sur le principe que le débit cardiaque est égal à la production de CO<sub>2</sub> indexée sur la différence artérioveineuse en CO<sub>2</sub>. De ce fait et grâce à la capnographie expirée, la production de CO<sub>2</sub> peut être mesurée chez un patient intubé et ventilé en pression positive. Par ailleurs, le contenu en CO<sub>2</sub> artériel revient à mesurer le PetCO<sub>2</sub>. Reste la question de mesurer le contenu veineux en CO<sub>2</sub>. Pour cela, une valve est actionnée automatiquement toutes les trois à quatre minutes, avec l'installation d'une boucle de réinhalation pendant 50 secondes. Cela permet à l'alvéole de se saturer en CO<sub>2</sub> et mène à ce que le contenu alvéolaire en CO<sub>2</sub> soit en équilibre avec le contenu capillaire veineux. A cet instant, la mesure du PetCO<sub>2</sub> équivaut à la mesure du contenu capillaire veineux en CO<sub>2</sub>. La fraction de shunt est estimée par l'oxymétrie de pouls et la concentration inspirée en oxygène. Néanmoins, cette technique de mesure nécessite que les patients soient intubés et placés sous ventilation mécanique. Les premiers résultats chez l'homme montrent une bonne corrélation avec la mesure du débit cardiaque par thermodilution et par échocardiographie-Doppler.<sup>1,2,4-8</sup> Aussi, ce type de monitoring peut avoir un intérêt dans les prises en charge de patients en situation préhospitalière.<sup>3</sup>

Néanmoins, certaines limites de cette technique doivent être connues, comme



un changement du métabolisme énergétique durant la mesure, une ventilation/minute instable et une variation du shunt intrapulmonaire. Par ailleurs, le praticien doit être conscient du risque d'hypercapnie et d'acidose respiratoire chez les patients présentant des affections respiratoires obstructives.

### MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE MOYENNANT LA MÉTHODE D'IMPÉDANCE MÉTRIE THORACIQUE

L'entrée et la sortie de sang dans le thorax à chaque systole provoquent des modifications des propriétés électriques du thorax qui peuvent être mesurées par le calcul de l'impédance thoracique. Le volume de la cavité thoracique étant estimé à partir du poids, de la taille et du sexe du patient, l'impédance thoracique instantanée est calculée par l'application d'un courant électrique de faible amplitude et de haute fréquence entre deux paires d'électrodes, l'une placée sur le cou et l'autre sur l'abdomen.<sup>9,10</sup> Basé sur l'équation de Kubicek,<sup>10</sup> le traitement informatique des données obtenues pour chaque cycle permet l'estimation du volume d'éjection systolique. Cette technique, élégante et non invasive, se heurte toutefois à certaines difficultés techniques telles que l'acquisition du signal ou des défauts de validité de la modélisation informatique et géométrique du système.<sup>11,12</sup> Aussi, les nombreuses études ayant comparé cette technique aux autres méthodes de mesure du débit cardiaque ont donné des résultats jugés suffisants mais variables d'une étude à l'autre. Ceci étant expliqué par une qualité de mesure altérée chez les patients de réanimation.<sup>11-13,14</sup> Ces appareils sont coûteux (en moyenne CHF 25 000.– à 30 000.–), alors que leur fiabilité reste encore à démontrer. Par ailleurs, la ventilation mécanique lorsqu'elle s'assortit à de grandes variations des volumes d'air intrathoraciques (fréquence respiratoire et volume/minute instables), et la présence d'épanchements pleuraux peuvent être une limite de la méthode.

### MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE MOYENNANT LA MÉTHODE DU DOPPLER ŒSOPHAGIEN

La mesure semi-invasive (Doppler œsophagien) de la vitesse d'écoulement du sang dans l'aorte thoracique ascendante ou descendante permet une mesure précise du débit cardiaque.<sup>15</sup> Les principes techniques de la mesure du DC par effet Doppler consistent en l'obtention d'un signal Doppler continu où tous les écoulements rencontrés par le faisceau ultrasonore se trouvent alignés sur le trajet étudié. Le positionnement d'une sonde Doppler à proximité de l'aorte permet l'insonation de l'aorte thoracique descendante (mesure de la vitesse des érythrocytes) et le calcul de l'intégrale temps-vitesse de l'éjection aortique ( $VTI_{Ao}$ ).<sup>16,17</sup> Le volume d'éjection systolique aortique pourra alors être obtenu selon la formule:  $VES = VTI_{Ao} \times (\pi D^2/4)$ , où D est le diamètre du vaisseau aortique.<sup>15</sup> Les relations anatomiques étroites entre l'aorte thoracique descendante et l'œsophage ont permis le développement de la mesure du VES par Doppler transœsophagien. La sonde Doppler est rapidement et facilement insérée,

et elle est descendue de 35 à 40 cm dans l'œsophage. Le flux sanguin dans l'aorte thoracique descendante est aisément identifié sur le profil de vitesse affiché à l'écran et surtout au moyen des caractéristiques sonores typiques du flux aortique. La limitation technique réside dans le fait que l'aorte et l'œsophage étant deux conduits parallèles, un angle entre la sonde Doppler et le flux aortique de 45 à 60° (suivant les différents appareils) est une condition *sine qua non* pour la fiabilité de la mesure.<sup>15</sup> Néanmoins, des variantes anatomiques interindividuelles peuvent être à l'origine d'un angle situé en dehors de cet intervalle. De ce fait, dans ce cas bien précis, un écart de 10° pourra résulter sur une mesure de débit erronée de - 25% à + 25% de la valeur réelle en fonction de la fréquence d'émission de la sonde Doppler (4 ou 5 MHz).<sup>15</sup> Une autre limitation consiste dans le fait que la ventilation spontanée ou par pression positive peut induire une mobilité de l'œsophage et l'aorte descendante ce qui parasite le recueil du signal et donc la mesure.

L'obtention d'une mesure d'un signal de Doppler aortique ne prend habituellement que quelques minutes. La sonde peut alors être laissée en place et elle permet l'enregistrement en continu du flux sanguin aortique. Le déplacement secondaire de la sonde dans l'œsophage est fréquent: une simple rotation de la sonde est alors souvent suffisante pour récupérer un signal fiable. La mesure du VES peut se faire par deux moyens distincts: soit la surface aortique est mesurée échographiquement (diamètre mesuré; Hemosonic, Arrow); soit la surface de l'aorte descendante est approchée à partir de nomogrammes intégrant l'âge, le poids, la taille et la pression artérielle moyenne (CardioQ, Deltex Medical Ltd). Considérant que 30% du VES est destiné aux troncs supra-aortiques, le VES mesuré dans l'aorte descendante est rehaussé de la valeur correspondante à cette partie du corps. Néanmoins, cet index, 30%-70% entre le territoire céphalique et le territoire caudal, peut varier dans des conditions pathologiques et fausser les approximations du débit.<sup>18</sup> La corrélation entre la mesure du DC par thermodilution et par Doppler œsophagien a été largement testée en anesthésie et en réanimation.<sup>18,19</sup> Les limites d'acceptation actuelles entre les deux techniques de mesure vont de - 1,5 l/min à + 2 l/min avec un coefficient de corrélation  $r = 0,95$ .<sup>20</sup> Cette technique possède une fiabilité suffisante pour orienter la prise en charge thérapeutique et elle est considérée comme un bon monitoring du débit cardiaque. Par ailleurs, la simple visualisation du profil de vitesse aortique et le calcul de quelques paramètres mathématiques simples permettent d'orienter les décisions thérapeutiques vers un remplissage vasculaire ou un traitement par des drogues inotropes.<sup>21</sup>

### MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE MOYENNANT L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE-DOPPLER

L'échocardiographie-Doppler transthoracique (ETT) est une technique non invasive, réalisable au lit du patient, rapide et reproductible.<sup>22</sup> Depuis une vingtaine d'années, les appareils d'échographie cardiaque-Doppler deviennent disponibles dans les unités de réanimation grâce au développement d'appareils polyvalents permettant, en utilisant

différentes sondes, la réalisation d'un ensemble d'examen utiles aux patients de soins intensifs. En effet, actuellement, outre que ces appareils permettent la réalisation d'examen cardiaques, ils permettent d'investiguer le poumon,<sup>23,24</sup> la circulation cérébrale,<sup>25</sup> et les trajets vasculaires. L'échographie cardiaque réalisée par voie transthoracique ou par voie transœsophagienne (ETO) apporte des informations morphologiques cardiaques et hémodynamiques exhaustives et intéressantes : évaluation de la fonction systolique et diastolique du VG, mesure de la taille des cavités, recherche d'anomalies valvulaires et péricardiques,<sup>26</sup> visualisation d'un shunt intracardiaque, diagnostic des pathologies de l'aorte thoracique et détection d'une embolie pulmonaire.<sup>27,28</sup> Cependant l'ETO, technique semi-invasive, relève exclusivement du recours à des échocardiographistes entraînés.<sup>22</sup>

Au cours des états de choc, l'ETT permet le plus souvent d'orienter la thérapeutique et de l'adapter régulièrement du fait de sa reproductibilité.<sup>29,30</sup> Le principal obstacle à l'utilisation de l'échocardiographie en réanimation est l'obligation de disposer d'opérateurs entraînés susceptibles de répondre aux demandes dans des délais très brefs et à toute heure.<sup>22</sup> De plus, la qualité et l'intérêt des examens pratiqués dépendront du niveau de formation et de l'entraînement de l'intensiviste.<sup>22</sup> Plus encore, celui-ci devra connaître ses limites et recourir aux cardiologues spécialisés en cas de difficultés. Les sociétés cardiologiques considèrent qu'une expérience de trois mois à plein temps et de 150 échocardiographies sont nécessaires pour prétendre à une réelle compétence.<sup>31-34</sup> L'intensiviste pourrait se limiter à une formation rigoureuse minimale, mais suffisante pour répondre à certaines questions précises auxquelles l'échocardiographie apporte des réponses facilement accessibles.<sup>34</sup>

Le débit cardiaque peut être calculé moyennant l'échocardiographie-Doppler après la mesure du volume d'éjection systolique au niveau de l'anneau aortique. A ce niveau et grâce à l'échocardiographie bidimensionnelle, le diamètre (D) de l'anneau est mesuré pendant la systole (repérage temporel grâce à l'onde T sur l'ECG).<sup>35</sup> Par la suite, l'intégrale temps-vitesse de l'éjection aortique (VTI<sub>AO</sub>) pourra alors être obtenue moyennant le Doppler pulsé au niveau de l'anneau. Le VES = VTI<sub>AO</sub> X (πD<sup>2</sup>/4), avec le DC qui sera égal à cette valeur multipliée par la fréquence cardiaque pendant la mesure (figure 1).

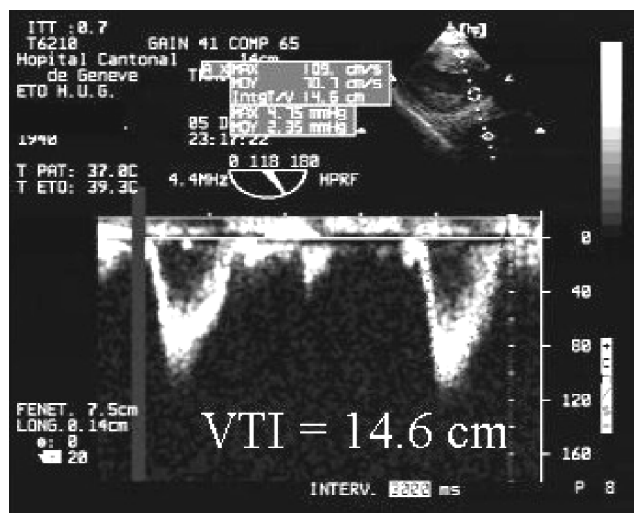
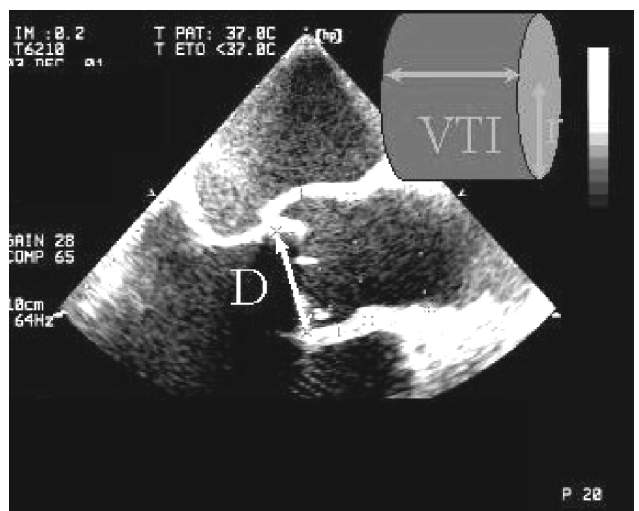
Par ailleurs, l'échocardiographie permet aussi une estimation de la PVC grâce à la mesure du diamètre télé-expiratoire de la veine cave inférieure, en fenêtre sous-costale, 2 cm avant son abouchement dans l'oreillette droite<sup>36-38</sup> ou grâce au recours au Doppler tissulaire (DTI) de l'anneau tricuspïdien.<sup>39</sup> Les pressions de remplissages du ventricule gauche peuvent être estimées au moyen du DTI de l'anneau mitral.<sup>40-43</sup>

La répétition aisée de cet examen au chevet du patient constitue un avantage important pour vérifier la réponse aux thérapeutiques.<sup>44,45</sup> Reste qu'il faut garder à l'esprit que cette technique ne monitore pas de façon continue le malade, mais qu'elle permet un *status* discontinu au cours de l'évaluation hémodynamique. De ce fait, en cas d'une prise en charge de multiples patients instables sur le plan

hémodynamique lors d'une garde nocturne par exemple, la possibilité de monitoring des patients par cette technique non invasive est assez limitée.

## ÉVALUATION DU DÉBIT CARDIAQUE MOYENNANT L'ANALYSE DE L'ONDE SYSTOLIQUE DE PRESSION ARTÉRIELLE (MÉTHODE DU PULSE CONTOUR)

La possibilité de déterminer le débit cardiaque en utilisant la méthode du contour de l'onde de pouls ou *pulse contour* est un procédé étudié par les cliniciens et chercheurs depuis des décennies.<sup>46-48</sup> Des succès préliminaires ont été obtenus en utilisant la méthode de surface sous la courbe ou par l'analyse de divers composants de l'onde



$$DC = VES \times FC = VTI \times \pi r^2 \times FC$$

$$DC = (14.6 \times 4,15 = 61) \times 90 = 5,5 \text{ L/min}$$

**Figure 1.** Principe et exemple du calcul du débit cardiaque (DC) et du volume d'éjection systolique (VES) à partir de la vitesse au niveau de l'anneau aortique (VTI) en utilisant l'échocardiographie-Doppler transœsophagienne

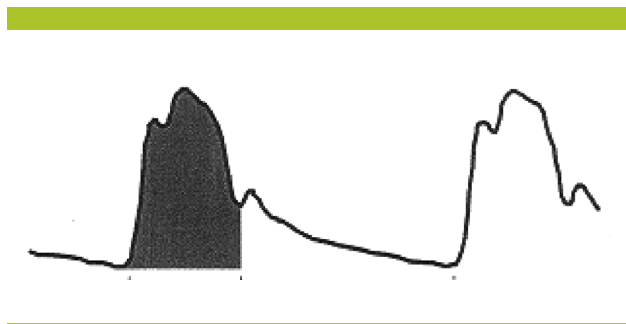
FC: fréquence cardiaque (60/min); D: diamètre anneau aortique (2,3 cm); r: rayon de l'anneau aortique.



de pression artérielle (PA).<sup>49-52</sup> Aux soins intensifs, la mise en place d'un cathéter artériel permet la mesure en continu du volume d'éjection systolique, battement par battement, selon la méthode du contour de l'onde de pouls. L'onde de PA est séparée en deux parties successives par l'incisure di-croite reflétant la fermeture de la valve aortique (figure 2). Une relation linéaire entre l'aire sous la courbe de la première partie (systolique) de l'onde de PA et le VES du VG est démontrée.<sup>52</sup> De ce fait, l'aire sous la courbe de la composante systolique de l'onde de pression artérielle est déterminée par la relation volume d'éjection systolique-onde de pression associée à cette éjection. Cette relation peut varier d'un individu à l'autre, et chez un même individu en fonction des changements des conditions cliniques. Cette relation chez un même individu permet de calculer une constante «K» (coefficient d'impédance aortique) qui pourra être utilisée dans des mesures ultérieures.

La mesure du débit cardiaque par une autre technique (thermodilution classique ou transpulmonaire, dilution d'un colorant, ultrasons, Doppler, etc.) permet l'étalonnage de la relation entre la surface sous la courbe de l'onde systolique de PA et le VES. Cet étalonnage en fait caractérise la valeur K de cette constante. Ainsi, la surveillance battement par battement de l'onde de PA permet le calcul battement par battement du VES et ainsi du débit cardiaque. Cette méthode a été validée en réanimation même si les variations de la résistance vasculaire systémique au cours du temps altèrent la véricité des mesures en changeant la valeur K. Aussi, les variations de cette surface (calculable à chaque battement cardiaque) permettent d'acquérir les variations respiratoires du VES battement par battement chez les patients placés en ventilation mécanique. Ces variations respiratoires du volume d'éjection systolique chez les patients sédatisés profondément, sans arythmies et ventilés en pression positive, sont des indices fiables de la réponse au remplissage intravasculaire.<sup>53</sup>

Actuellement, plusieurs compagnies possèdent des logiciels de mesure du débit cardiaque, en utilisant les techniques du *pulse contour*. L'appareil PiCCO de *Pulsion systems* utilise une calibration par thermodilution transpulmonaire.<sup>53</sup> L'appareil PulseCO (*LIDCO plus system*) utilise une calibration par dilution d'un indicateur au lithium.<sup>54,55</sup> D'autres systèmes plus récents n'utilisent pas de calibration et déterminent la constante K par l'analyse de la courbe de pression artérielle.<sup>50,56</sup> Néanmoins, à l'opposé des méthodes de contours de l'onde de pouls qui utilisent une calibration, les outils de mesure sans calibration sont en cours de validation par des études cliniques.



**Figure 2. Aire sous la courbe de l'onde systolique**

Mesure du volume d'éjection systolique battement par battement selon la méthode du *pulse contour*.

## CONCLUSION

A ce jour, de nombreuses techniques non invasives sont utilisées aux soins intensifs pour mesurer le débit cardiaque. Ces techniques regroupent l'échocardiographie-Doppler, l'impédancemétrie, le Doppler œsophagien, la réinhalation partielle du CO<sub>2</sub> avec l'utilisation de l'équation de *Fick*, et la courbe de pression artérielle sanglante avec ses dérivées et intégrales. Néanmoins, ces techniques de monitoring se doivent dans l'avenir d'être aussi précises et plus reproductibles que les anciennes méthodes invasives. En effet, utilisées pendant une vingtaine d'années, les techniques invasives n'ont jamais fait la preuve de leur utilité par une diminution de la morbi-mortalité des patients des soins intensifs. ■

### Implications pratiques

- La mesure du débit cardiaque par la méthode d'impédancemétrie n'est pas très fiable chez les patients des soins intensifs souffrant de pathologies thoraco-pulmonaires
- Le Doppler œsophagien est une méthode simple et utile pour mesurer le débit cardiaque aux soins intensifs
- L'intensiviste devrait être capable de mesurer un débit cardiaque au moyen de l'échocardiographie
- La mesure du débit cardiaque par la méthode du «pulse contour» est une méthode fiable et prometteuse aux soins intensifs

## Bibliographie

- 1 \* Botte A, Leclerc F, Riou Y, et al. Evaluation of a noninvasive cardiac output monitor in mechanically ventilated children. *Pediatr Crit Care Med* 2006;7:231-6.
- 2 Bajorlat J, Hofmocker R, Vagts DA, et al. Comparison of invasive and less-invasive techniques of cardiac output measurement under different haemodynamic conditions in a pig model. *Eur J Anaesthesiol* 2006;23:23-30.
- 3 Amathieu R, Minville V, Poloujadoff MP, Adnet F, Smail N. Interest of prehospital use of cardiac output monitoring with partial CO<sub>2</sub> rebreathing technique: A case report. *Ann Fr Anesth Reanim* 2005;24:1387-9.
- 4 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 non-invasive partial CO<sub>2</sub> rebreathing. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004;18:563-72.
- 5 Kotake Y, Moriyama K, Inami Y, et al. Performance of noninvasive partial CO<sub>2</sub> rebreathing cardiac output and continuous thermodilution cardiac output in patients undergoing aortic reconstruction surgery. *Anesthesiology* 2003;99:283-8.
- 6 \* Haryadi DG, Orr JA, Kuck K, McJames S, Westenskow DR. Partial CO<sub>2</sub> rebreathing indirect Fick technique for non-invasive measurement of cardiac output. *J Clin Monit Comput* 2000;16:361-74.
- 7 Jaffe MB. Partial CO<sub>2</sub> rebreathing cardiac output-operating principles of the NICO system. *J Clin Monit Comput* 1999;15:387-401.
- 8 Maxwell RA, Gibson JB, Slade JB, Fabian TC, Proctor KG. Noninvasive cardiac output by partial CO<sub>2</sub> rebreathing after severe chest trauma. *J Trauma* 2001;51:849-53.



- 9 Kubicek WG, From AH, Patterson RP, et al. Impedance cardiography as a noninvasive means to monitor cardiac function. *J Assoc Adv Med Instrum* 1970;4:79-84.
- 10 Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 1966;37:1208-12.
- 11 Schuster CJ, Schuster HP. Application of impedance cardiography in critical care medicine. *Resuscitation* 1984;11:255-74.
- 12 Spiering W, van Es PN, de Leeuw PW. Comparison of impedance cardiography and dye dilution method for measuring cardiac output. *Heart* 1998;79:437-41.
- 13 Gabriel S, Atterhog JH, Oro L, Ekelund LG. Measurement of cardiac output by impedance cardiography in patients with myocardial infarction. Comparative evaluation of impedance and dye dilution methods. *Scand J Clin Lab Invest* 1976;36:29-34.
- 14 Tanguy RL, Cadoret Y, Guedes Y, Egretreau JP. Transthoracic electrical impedance plethysmography and thermodilution: Comparative evaluation of two methods for cardiac output measurement in man. *Ann Fr Anesth Reanim* 1982;1:67-75.
- 15 \*\* Berton C, Cholley B. Equipment review: New techniques for cardiac output measurement-oesophageal Doppler, Fick principle using carbon dioxide, and pulse contour analysis. *Crit Care* 2002;6:216-21.
- 16 Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, et al. Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man. Clinical validation. *Circulation* 1983;67:593-602.
- 17 Colocousis JS, Huntsman LL, Curreri PW. Estimation of stroke volume changes by ultrasonic doppler. *Circulation* 1977;56:914-7.
- 18 Cariou A, Monchi M, Joly LM, et al. Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination: Evaluation of the Sometec Dynemo-3000 system. *Crit Care Med* 1998;26:2066-72.
- 19 Singer M, Clarke J, Bennett ED. Continuous hemodynamic monitoring by esophageal Doppler. *Crit Care Med* 1989;17:447-52.
- 20 Valtier B, Cholley BP, Belot JP, et al. Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med* 1998;158:77-83.
- 21 Monnet X, Rienzo M, Osman D, et al. Esophageal Doppler monitoring predicts fluid responsiveness in critically ill ventilated patients. *Intensive Care Med* 2005;31:1195-201.
- 22 Cholley BP, Vieillard-Baron A, Mebazaa A. Echocardiography in the ICU: Time for widespread use! *Intensive Care Med* 2006;32:9-10.
- 23 Lichtenstein D. Pulmonary echography: A method of the future in emergency medicine and resuscitation. *Rev Pneumol Clin* 1997;53:63-8.
- 24 Lichtenstein DA, Meziere G, Lascols N, et al. Ultrasound diagnosis of occult pneumothorax. *Crit Care Med* 2005;33:1231-8.
- 25 Carbutti G, Romand JA, Carballo JS, et al. Transcranial Doppler: An early predictor of ischemic stroke after cardiac arrest? *Anesth Analg* 2003;97:1262-5.
- 26 Denault A, Ferraro P, Couture P, et al. Transesophageal echocardiography monitoring in the intensive care department: the management of hemodynamic instability secondary to thoracic tamponade after single lung transplantation. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:688-92.
- 27 Mansencal N, Joseph T, Vieillard-Baron A, et al. Diagnosis of right ventricular dysfunction in acute pulmonary embolism using helical computed tomography. *Am J Cardiol* 2005;95:1260-3.
- 28 Mansencal N, Redheuil A, Joseph T, et al. Use of transthoracic echocardiography combined with venous ultrasonography in patients with pulmonary embolism. *Int J Cardiol* 2004;96:59-63.
- 29 Vieillard-Baron A, Chergui K, Augarde R, et al. Cyclic changes in arterial pulse during respiratory support revisited by Doppler echocardiography. *Am J Respir Crit Care Med* 2003;168:671-6.
- 30 \* Vieillard-Baron A, Prin S, Chergui K, Dubourg O, Jardin F. Hemodynamic instability in sepsis: Bedside assessment by Doppler echocardiography. *Am J Respir Crit Care Med* 2003;168:1270-6.
- 31 Cheitlin MD, Armstrong WF, Aurigemma GP, et al. ACC/AHA/ASE 2003 Guideline update for the Clinical application of echocardiography: Summary article. A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines (ACC/AHA/ASE Committee to update the 1997 guidelines for the clinical application of echocardiography). *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:1091-110.
- 32 Cheitlin MD, Armstrong WF, Aurigemma GP, et al. ACC/AHA/ASE 2003 guideline update for the clinical application of echocardiography-summary article: A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines (ACC/AHA/ASE Committee to update the 1997 guidelines for the clinical application of echocardiography). *J Am Coll Cardiol* 2003;42:954-70.
- 33 Cheitlin MD, Armstrong WF, Aurigemma GP, et al. ACC/AHA/ASE 2003 guideline update for the clinical application of echocardiography-Summary article: A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines (ACC/AHA/ASE Committee to update the 1997 guidelines for the clinical application of echocardiography). *Circulation* 2003;108:1146-62.
- 34 Thys DM. Clinical competence in echocardiography. *Anesth Analg* 2003;97:313-22.
- 35 Bendjelid K, Glas KE, Shanewise JS. ECG monitoring is essential for echocardiographic analysis. *Anesth Analg* 2005;100:294-5;author reply 5-6.
- 36 Jardin F, Vieillard-Baron A. Ultrasonographic examination of the venae cavae. *Intensive Care Med* 2006;32:203-6.
- 37 Bendjelid K, Romand JA, Walder B, Suter PM, Fournier G. Correlation between measured inferior vena cava diameter and right atrial pressure depends on the echocardiographic method used in patients who are mechanically ventilated. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:944-9.
- 38 Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;93:1160-9.
- 39 Nagueh MF, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quinones MA, Nagueh SF. Estimation of mean right atrial pressure using tissue Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1999;84:1448-51, A8.
- 40 Nagueh SF. Noninvasive evaluation of hemodynamics by Doppler echocardiography. *Curr Opin Cardiol* 1999;14:217-24.
- 41 Nagueh SF, Lakkis NM, Middleton KJ, et al. Doppler estimation of left ventricular filling pressures in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1999;99:254-61.
- 42 Nagueh SF, Middleton KJ, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quinones MA. Doppler tissue imaging: A noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:1527-33.
- 43 Nagueh SF, Mikati I, Kopelen HA, et al. Doppler estimation of left ventricular filling pressure in sinus tachycardia. A new application of tissue doppler imaging. *Circulation* 1998;98:1644-50.
- 44 Bouchard MJ, Denault A, Couture P, et al. Poor correlation between hemodynamic and echocardiographic indexes of left ventricular performance in the operating room and intensive care unit. *Crit Care Med* 2004;32:644-8.
- 45 \* Costachescu T, Denault A, Guimond JG, et al. The hemodynamically unstable patient in the intensive care unit: Hemodynamic vs. tranesophageal echocardiographic monitoring. *Crit Care Med* 2002;30:1214-23.
- 46 English JB, Hodges MR, Sentker C, Johansen R, Stanley TH. Comparison of aortic pulse-wave contour analysis and thermodilution methods of measuring cardiac output during anesthesia in the dog. *Anesthesiology* 1980;52:56-61.
- 47 Huggins RA, Smith EL, Sinclair MA. Comparison of cardiac output by the direct Fick and pressure pulse contour methods in the open-chest dog. *Am J Physiol* 1949;159:385-8.
- 48 Williams RR, Wray RB, Tsagaris TJ, Kuida H. Computer estimation of stroke volume from aortic pulse contour in dogs and humans. *Cardiology* 1974;59:350-66.
- 49 de Vaal JB, de Wilde RB, van den Berg PC, Schreuder JJ, Jansen JR. Less invasive determination of cardiac output from the arterial pressure by aortic diameter-calibrated pulse contour. *Br J Anaesth* 2005;95:326-31.
- 50 Della Rocca G, Costa MG, Coccia C, et al. Cardiac output monitoring: Aortic transpulmonary thermodilution and pulse contour analysis agree with standard thermodilution methods in patients undergoing lung transplantation. *Can J Anaesth* 2003;50:707-11.
- 51 Donelli A, Jansen JR, Hoeksel B, et al. Performance of a real-time diastolic notch detection and prediction algorithm in arrhythmic human aortic pressure signals. *J Clin Monit Comput* 2002;17:181-5.
- 52 Jansen JR, Schreuder JJ, Mulier JP, et al. A comparison of cardiac output derived from the arterial pressure wave against thermodilution in cardiac surgery patients. *Br J Anaesth* 2001;87:212-22.
- 53 Reuter DA, Felbinger TW, Kilger E, et al. Optimizing fluid therapy in mechanically ventilated patients after cardiac surgery by on-line monitoring of left ventricular stroke volume variations. Comparison with aortic systolic pressure variations. *Br J Anaesth* 2002;88:124-6.
- 54 Pearse RM, Ikram K, Barry J. Equipment review: An appraisal of the LiDCO plus method of measuring cardiac output. *Crit Care* 2004;8:190-5.
- 55 Hamilton TT, Huber LM, Jessen ME. PulseCO: A less-invasive method to monitor cardiac output from arterial pressure after cardiac surgery. *Ann Thorac Surg* 2002;74:S1408-12.
- 56 Manecke GR. Edwards FloTrac sensor and Vigileo monitor: Easy, accurate, reliable cardiac output assessment using the arterial pulse wave. *Expert Rev Med Devices* 2005;2:523-7.

\* à lire

\*\* à lire absolument