

LES NOUVELLES TECHNIQUES DE MONITORAGE DU DÉBIT CARDIAQUE SONT-ELLES FIABLES ?

Jean-Louis Teboul, Mathieu Jozwiak, Xavier Monnet

AP-HP, Hôpital de Bicêtre, service de réanimation médicale, Le Kremlin-Bicêtre, F-94270 France - Université Paris-Sud, Faculté de médecine Paris-Sud, EA 4046, Le Kremlin-Bicêtre, F-94270 France. E-mail : jean-louis.teboul@bct.aphp.fr

INTRODUCTION

Le monitoring du débit cardiaque est fréquemment utilisé en réanimation chez les patients présentant une insuffisance circulatoire aiguë et au bloc opératoire chez les patients à risque d'instabilité hémodynamique. Malgré son incapacité à renseigner avec précision sur le retentissement des variations de débit sanguin tissulaire, le débit cardiaque permet d'estimer globalement les conséquences d'une agression systémique sur les performances de la pompe cardiaque et sur ses capacités d'adaptation.

De nombreuses méthodes de mesure du débit cardiaque sont à la disposition des cliniciens, mais aucune d'entre elles ne représente la méthode idéale. Si elle existait, celle-ci devrait présenter les caractéristiques suivantes :

- Fournir une information instantanée, battement par battement.
- Fournir une information continue.
- Être automatique et ne pas nécessiter d'étalonnage par une autre méthode.
- Permettre une mesure précise et non opérateur-dépendante.
- Être associée à un risque iatrogène le plus faible possible.
- Engendrer un surcoût tolérable.

Hélas, en pratique clinique, cette méthode idéale n'existe pas et le choix qui est fait pour une situation donnée est celui du meilleur compromis entre faisabilité, disponibilité et précision. La technique de référence de mesure du débit cardiaque est la thermodilution pulmonaire. Des techniques alternatives de mesure et de monitoring du débit cardiaque au bloc opératoire et en réanimation ont émergé au cours des dernières années. Ce chapitre a pour objectif de décrire les méthodes les plus en vogue actuellement en insistant sur leur fiabilité.

1. ESTIMATION DU DÉBIT CARDIAQUE PAR L'ANALYSE DE LA COURBE DE PRESSION ARTÉRIELLE

L'analyse de la courbe de pression artérielle représente une méthode de monitoring du débit cardiaque qui connaît un bel essor dans les unités de réanimation et ce, essentiellement pour deux raisons :

- Elle détermine en continu et en temps réel le volume d'éjection du ventricule gauche et *in fine* le débit cardiaque.
- Elle est relativement peu invasive chez des patients souvent déjà équipés d'un cathéter artériel pour monitoring de la pression artérielle.

Il existe différents dispositifs qui permettent l'analyse du signal de l'onde de pression artérielle à partir d'un cathéter artériel. Ces dispositifs incorporent différents algorithmes qui transforment la courbe de pression en volume puis en débit par le biais d'une modélisation mathématique.

Ces méthodes de mesure du débit cardiaque diffèrent non seulement par leur algorithme de mesure mais aussi par la nécessité ou non d'un étalonnage initial et pour celles qui nécessitent un étalonnage, par le type d'indicateur utilisé comme bolus de dilution (sérum froid, lithium). Dans la mesure où le lithium n'est pas autorisé dans un but non thérapeutique en France, nous ne ferons que mentionner sans le détailler, le moniteur LIDCO™/PulseCO™ qui n'est pas disponible dans notre pays. Nous n'aborderons donc ici que les moniteurs PiCCO™ et Vigileo™.

1.1. LE MONITEUR PICCO™

Il s'agit d'un appareil contenant deux processus distincts de mesures hémodynamiques : la thermodilution transpulmonaire et l'analyse du contour de l'onde de pouls. La thermodilution transpulmonaire permet la détermination discontinue non seulement du débit cardiaque (selon le principe de Stewart-Hamilton), mais aussi du volume télédiastolique global (marqueur de précharge cardiaque [1]), de l'eau pulmonaire extra-vasculaire (marqueur d'œdème pulmonaire), de l'indice de perméabilité vasculaire pulmonaire [2] et de l'indice de fonction cardiaque (marqueur d'inotropisme [3]). Les mesures de thermodilution transpulmonaire sont automatiquement effectuées par le moniteur après injection de bolus de sérum froid à travers un cathéter veineux central situé dans le territoire cave supérieur et détection des variations de température ainsi produites au niveau d'un cathéter artériel fémoral muni d'une thermistance. L'analyse du contour de l'onde de pouls utilise le cathéter artériel fémoral, qui monitorise aussi la pression artérielle, pour déterminer en temps réel le volume d'éjection systolique (VES), et *in fine* monitoriser en continu et en temps réel le débit cardiaque. L'algorithme initial [4] calculait le VES en intégrant la surface de la partie systolique de la courbe de pression artérielle et en la divisant par l'impédance aortique. Cette dernière était déterminée lors de l'étalonnage réalisé par injection de bolus de sérum froid en amont, c'est-à-dire au niveau d'un accès veineux central, selon le principe de la thermodilution transpulmonaire. L'actuel algorithme tient compte non seulement de l'aire sous la partie systolique de la courbe de pression artérielle, mais aussi des caractéristiques de la forme de la courbe de la pression artérielle, de la position de l'onde dicrote et des propriétés mécaniques du système artériel et particulièrement du couple compliance/résistance.

Au moment de l'étalonnage, la compliance artérielle est calculée à partir de l'équation suivante : Compliance = tau/résistance vasculaire, où tau est une constante qui quantifie le temps de décroissance de la pression en diastole.

La résistance vasculaire est déterminée au moment de l'étalonnage en divisant la pression artérielle moyenne par le débit cardiaque déterminé par la thermodilution transpulmonaire.

La compliance et la résistance sont réactualisées battement à battement selon un algorithme qui dépend principalement de la pression et de la dp/dt.

$VES = K \cdot \int_{\text{systole}} [P(t) / RVS + C(p) \cdot dp/dt] \cdot dt$ où K est le facteur de calibrage/étalonnage, P (t) est la pression artérielle en temps réel, RVS est la résistance vasculaire systémique et où C (p) est la compliance calculée automatiquement à partir de la pression artérielle.

Ainsi la mesure continue et en temps réel du VES est devenue au cours de ces dernières années plus précise, car la compliance et la résistance sont mises à jour automatiquement chaque fois qu'une modification de l'état hémodynamique survient d'où une meilleure concordance avec la méthode de référence (thermodilution trans-pulmonaire) par comparaison à l'ancien algorithme et ce, même lors d'une instabilité hémodynamique [5, 6]. Il faut savoir toutefois que l'algorithme exact de calcul du débit cardiaque selon cette méthode reste la propriété du constructeur et n'est donc pas connu des utilisateurs ou des investigateurs cliniques.

Une question pratique a rapidement surgi avec la mise à disposition du système PiCCO : au bout de combien de temps faut-il re-étalonner le système au moyen de la thermodilution transpulmonaire, pour s'affranchir d'une éventuelle dérive du signal de pression ? Dans une étude réalisée chez 59 patients de réanimation présentant une instabilité hémodynamique d'origine septique, nous avons retrouvé une bonne concordance entre le débit cardiaque déterminé par l'onde de pouls (avant re-étalonnage) et celui déterminé par thermodilution transpulmonaire (juste après re-étalonnage) lors de la première heure qui suivait le précédent étalonnage [6]. En effet, le pourcentage d'erreur (deux fois l'écart-type du biais divisé par la moyenne du débit cardiaque mesuré par la technique de référence) entre les deux méthodes de mesure était de 26 % à une heure de l'étalonnage précédent, ce qui est inférieur à la valeur de 30 % recommandée par Critchley et Critchley pour définir l'acceptabilité clinique d'une nouvelle méthode de mesure du débit cardiaque par rapport à une méthode de référence [7]. Néanmoins, après deux heures ou plus (jusqu'à six heures) sans nouvel étalonnage, les pourcentages d'erreur étaient supérieurs à 30 % (entre 32 et 36 %) [6]. Ces résultats nous ont fait conclure qu'un rafraîchissement du système (injection de bolus froid pour obtenir un nouveau facteur d'étalonnage K) était conseillé toutes les deux heures voire au mieux toutes les heures. Il est vrai que cela peut ne pas représenter en pratique un inconvénient majeur en réanimation car à chaque fois que le clinicien désire réaliser une évaluation hémodynamique complète du patient, il doit effectuer une mesure par thermodilution transpulmonaire de façon à obtenir d'autres informations hémodynamiques. De tels paramètres comme le volume télédiastolique global, l'eau pulmonaire extra-vasculaire, l'indice de perméabilité vasculaire pulmonaire et l'indice de fonction cardiaque sont en effet utiles pour établir le diagnostic et l'étiologie de la défaillance hémodynamique afin d'ajuster la thérapeutique appropriée.

Une autre limite potentielle de l'analyse du contour de l'onde de pouls par moniteur PiCCO™ réfère à sa fiabilité lors des changements rapides et importants du tonus vasculaire. Dans notre étude [6], la survenue de modifications des résistances vasculaires systémiques qui pouvaient atteindre jusqu'à 30 % n'altérerait pas la bonne concordance entre les méthodes de mesure du débit cardiaque (contour de l'onde de pouls et thermodilution transpulmonaire). Cependant, il n'est pas exclu qu'une modification plus importante des résistances vasculaires perturbe significativement la bonne concordance entre les deux méthodes de mesure.

Bien qu'elle impose un recalibrage relativement fréquent, la méthode de mesure du débit cardiaque par l'analyse de l'onde de pouls reste très intéressante pour suivre la réponse à court terme à un test thérapeutique (lever de jambe, occlusion télé-expiratoire) [8] ainsi que pour monitorer l'effet de certaines thérapeutiques (remplissage vasculaire, drogues vasopressives et/ou inotropes, pression positive de fin d'expiration). De surcroît, le moniteur PiCCO™ permet aussi de mesurer et d'afficher en temps la variabilité de la pression artérielle pulsée (ΔPP) et du VES (SVV), paramètres permettant de prédire la réponse au remplissage chez les patients ventilés adaptés à leur respirateur [9, 10].

1.2. LE SYSTÈME FLOTRAC-VIGILEO™

C'est un système qui permet de calculer le débit cardiaque en continu à partir du signal de pression artérielle sanglante sans nécessité de recourir à un étalonnage extérieur. Pour estimer le VES, le système se base sur la forme de l'onde de pression artérielle périphérique en intégrant des données démographiques du patient (âge, poids, taille, sexe). Plus précisément l'algorithme calcule le VES selon cette équation générale simplifiée :

$$\text{VES} = K \times \text{Pulsatilité}$$

où K est une constante qui quantifie la compliance et la résistance. Elle est dérivée des données démographiques du patient selon la méthode décrite par Langewouters et al. [11] qui, sur des séries autopsiques et en recueillant les sections aortiques des cadavres étudiés, ont pu en déduire leur compliance. Cette valeur de compliance initiale représente une valeur de départ pour le facteur K. Les caractéristiques de la forme de la courbe de pression artérielle comme le coefficient de dissymétrie et le coefficient d'aplatissement sont ensuite intégrés dans le modèle afin de mieux préciser la valeur du facteur K qui est recalculée toutes les minutes.

La pulsatilité est dérivée des écarts-types de la pression artérielle sur un intervalle de temps de 20 secondes. Le VES est calculé en temps réel en multipliant les écarts-types de la pression artérielle par le facteur K et par la fréquence cardiaque pour obtenir le débit cardiaque. Comme le moniteur PiCCO™, l'algorithme exact d'estimation du débit cardiaque n'est pas connu et reste la propriété du constructeur.

Sur le plan technique, le système FloTrac-Vigileo™ comporte un cathéter artériel radial ou fémoral lié à un capteur FloTrac™ et un moniteur Vigileo™. En initiant le système, les données démographiques sont introduites et la valeur du débit cardiaque est affichée dès qu'une courbe de pression artérielle valide est détectée.

Les premières études de validation du débit cardiaque utilisant les premières versions de l'algorithme de calcul [12] n'ont pas montré de bonne corrélation

avec la thermodilution avec des pourcentages d'erreur largement supérieurs à la valeur de 30 %. Néanmoins, l'introduction d'un nouvel algorithme qui renouvelle plus fréquemment le facteur K (toutes les minutes au lieu de toutes les 10 minutes initialement) avec comme corollaire une meilleure précision des valeurs de compliance et de résistance du patient, a permis une meilleure concordance entre le débit cardiaque estimé par FloTrac-Vigileo™ et celui estimé par thermodilution [12].

Une méta-analyse incluant des études publiées entre 2006 et 2009 utilisant les différentes versions de l'algorithme FloTrac™ a conclu à une meilleure concordance entre la deuxième génération de l'algorithme FloTrac™ et les techniques de thermodilution [12]. Cependant, il est important de signaler que les études incluses dans cette méta-analyse ont été réalisées essentiellement en per ou péri-opératoire de chirurgie cardiaque [12]. C'est dans les situations où le tonus vasomoteur est susceptible de se modifier rapidement que l'on peut craindre une mauvaise estimation du débit cardiaque par cette technique du fait de la nature même de l'algorithme. Ainsi, au cours de la transplantation hépatique, une mauvaise estimation du débit cardiaque par cette technique a aussi été rapportée par Biais et al. [13]. Des résultats similaires ont été rapportés chez des patients septiques recevant de la noradrénaline [14-16]. Une nouvelle (dite troisième) génération de l'algorithme vient d'être lancée. Les premiers résultats montrent un pourcentage d'erreur légèrement inférieur à 30 % (en comparaison avec la thermodilution) chez des patients de réanimation [17]. Des études supplémentaires sont évidemment nécessaires pour établir le bien-fondé de l'estimation du débit cardiaque par la technique FloTrac-Vigileo™ chez les patients pris en charge dans les unités de réanimation et en particulier chez ceux atteints de choc septique et/ou recevant des agents vasopresseurs.

Il faut enfin signaler que même si l'algorithme du FloTrac-Vigileo™ ne donne pas toujours de bons résultats en termes de validité du débit cardiaque, il permet par la mesure et l'affichage en temps réel du SVV de prédire la réponse au remplissage chez les patients ventilés [18, 19].

2. MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE PAR LES TECHNIQUES ULTRASONIQUES

2.1. ECHOCARDIOGRAPHIE

Toutes les techniques ultrasoniques calculent le débit cardiaque en estimant le VES et en le multipliant par la fréquence cardiaque. Avec l'échocardiographie, le VES est estimé soit par la technique Doppler, soit par la technique bidimensionnelle.

2.1.1. MESURE DU VES PAR LA TECHNIQUE DOPPLER

2.1.1.1. Bases théoriques

Avec cette méthode, le VES est estimé à partir de deux mesures : l'intégrale temps - vitesse (ITV) du flux sanguin systolique et la surface d'un orifice traversé par ce flux. Le site le plus utilisé est la chambre de chasse du ventricule gauche.

Le flux sous-aortique est analysé au moyen du Doppler pulsé en positionnant la fenêtre d'échantillonnage Doppler dans la voie d'éjection du ventricule gauche, sous les valves aortiques. Le Doppler enregistre un flux systolique dont l'enveloppe décrit à chaque instant la vitesse moyenne des globules rouges à

cet endroit. L'ITV sous-aortique est calculée à partir du contour du signal Doppler, tracé manuellement ou automatiquement grâce à une analyse automatique des contours. L'ITV représente la distance parcourue par les globules rouges pendant la systole.

Parallèlement, la surface (S) de l'orifice valvulaire aortique est calculée à partir du diamètre (d) de cet orifice, mesuré en mode unidimensionnel : $S = \pi \cdot d^2 / 4$. En multipliant l'ITV par la surface de l'orifice aortique, on obtient le volume de sang passant par l'orifice aortique en un battement cardiaque, c'est-à-dire le VES : $VES = S \cdot ITV$. Enfin, la fréquence cardiaque est obtenue en mesurant le temps qui sépare deux éjections ventriculaires.

Cette méthode de calcul du débit cardiaque repose sur plusieurs hypothèses. La première est que la vitesse de tous les globules rouges est identique à l'endroit où elle est mesurée, c'est-à-dire que le profil des vitesses au niveau de l'orifice aortique est plat. Cette hypothèse est correcte à la sortie des cavités cardiaques, tel le ventricule gauche, lorsque les vitesses sont élevées. La deuxième hypothèse est que la section de la chambre de chasse ventriculaire gauche est circulaire, c'est-à-dire que qu'elle peut être calculée à partir de la mesure du diamètre aortique. La troisième hypothèse est que la surface de la chambre de chasse est constante lors de l'éjection ventriculaire, ce qui est presque le cas.

2.1.1.2. Sites de mesures

La chambre de chasse du ventricule gauche est le site le plus utilisé pour mesurer le débit cardiaque en échocardiographie. Les voies transthoracique ou transœsophagienne peuvent être utilisées à cet effet, même si avec cette dernière, l'alignement du faisceau Doppler avec le flux d'éjection ventriculaire par la voie transgastrique est parfois délicat.

Le même principe fondé sur la mesure de l'ITV d'un flux systolique et de la mesure de la surface d'un orifice traversé par ce flux peut être appliqué à d'autres orifices cardiaques. Ainsi, les orifices pulmonaires, mitraux voire tricuspides peuvent théoriquement être utilisés. Néanmoins, la mesure du diamètre de ces orifices est beaucoup plus hasardeuse qu'au niveau de la chambre de chasse ventriculaire gauche, et l'alignement du faisceau Doppler avec le flux sanguin est parfois plus difficile, de sorte que ces techniques sont moins fiables et beaucoup moins employées.

2.1.1.3. Fiabilité, sources d'erreur et limites

Parmi les sources d'erreur de la mesure échocardiographique du débit cardiaque la mesure de la surface en est la principale. En effet, une erreur même faible sur la mesure du diamètre a un retentissement important sur celle de la surface du fait que la valeur du diamètre est portée au carré. Cette limite peut être contournée facilement lorsqu'il s'agit de mettre en évidence des changements de débit cardiaque chez un patient donné, par exemple sous l'effet d'une intervention hémodynamique comme c'est souvent le cas en réanimation. En effet dans ces cas, le diamètre aortique peut raisonnablement être considéré comme fixe dans le temps et les variations de l'ITV sous-aortique sont proportionnelles à celles du VES.

La mesure de l'ITV sous-aortique est elle aussi source d'erreur. En premier lieu, un mauvais alignement du faisceau Doppler avec le flux d'éjection ventriculaire gauche conduit à une sous-estimation de l'ITV. En second lieu, si le curseur

Doppler est placé trop profondément, entre les cusps aortiques, la vitesse du flux sanguin augmente et le débit est surestimé, surtout en cas de sténose aortique.

Une autre limite de la mesure du débit cardiaque par échocardiographie est liée au fait qu'elle nécessite un opérateur entraîné. La mesure du débit cardiaque fait partie des mesures qui requièrent un degré d'expertise relativement élevé. Enfin, il convient de souligner que contrairement aux techniques de mesure du débit cardiaque précédemment décrites, l'échocardiographie ne permet pas un monitoring continu de ce paramètre, ce qui peut limiter son utilisation au bloc opératoire comme dans les unités de réanimation.

2.1.2. MESURE DU VES PAR LA TECHNIQUE BIDIMENSIONNELLE

La mesure des dimensions du ventricule gauche en diastole et en systole en mode bidimensionnel permet aussi de fournir une estimation du VES. Cette méthode est cependant limitée par le fait qu'elle sous-estime souvent les volumes ventriculaires. De plus, en cas de fuite valvulaire aortique ou mitrale, le VES mesuré ne différencie pas le volume éjecté et le volume régurgité, ce qui conduit à une surestimation du débit cardiaque.

2.2. DOPPLER ŒSOPHAGIEN

2.2.1. BASES THÉORIQUES

Le principe du Doppler œsophagien est d'estimer le débit cardiaque à partir du débit sanguin dans l'aorte thoracique descendante, mesuré au moyen d'une sonde Doppler introduite dans la partie de l'œsophage contiguë à l'aorte. Le débit cardiaque est estimé à partir du débit aortique thoracique descendant en faisant l'hypothèse que celui-ci représente 70 % du débit cardiaque [20], tandis que 30 % du débit systémique sont destinés aux membres supérieurs, à la tête et au cou. On suppose ainsi que cette répartition du débit cardiaque reste fixe dans le temps chez un patient donné.

La validité de cette mesure par un faisceau Doppler repose sur trois hypothèses qui sont :

- Que la vitesse du sang dans l'aorte thoracique descendante est essentiellement axiale et peu radiale, ce qui est vrai aux vitesses élevées de circulation sanguine.
- Que le profil des vitesses dans l'aorte est plat, ce qui n'est pas absolument exact.
- Que l'aorte est un vaisseau cylindrique.

Pour mesurer la surface de la section aortique, deux méthodes différentes sont utilisées. Le système CardioQ™ de Deltex Medical™ et le système Waki® d'Atys Medical estiment le diamètre aortique à partir d'abaques prenant en compte l'âge, le poids et la taille du sujet. Le système Hemosonic™ mesure effectivement le diamètre aortique au moyen d'un deuxième émetteur-récepteur Doppler [20]. Dans les deux cas, le débit aortique (Dao) est calculé de façon continue à partir de la vitesse (V), du diamètre (d) et de la fréquence cardiaque (FC) selon la formule : $Dao = FC \cdot \pi \cdot d^2 / 4 \cdot \int V(t) \cdot dt$

2.2.2. FIABILITÉ, LIMITES ET SOURCES D'ERREUR

De nombreuses études ont testé la validité de l'estimation du débit cardiaque par le Doppler œsophagien, en comparaison à la thermodilution considérée comme la technique de référence. Une analyse systématique de ces études de

validation montre que l'estimation du débit cardiaque par le Doppler œsophagien peut être considérée comme fiable, même si les limites d'agrément entre Doppler œsophagien et thermodilution sont parfois amples [21].

La première limite méthodologique de la mesure du débit cardiaque par le Doppler œsophagien est liée à l'hypothèse selon laquelle la répartition du débit cardiaque entre la partie supérieure et la partie inférieure du corps est constante. Cariou et al. ont montré que lors de l'administration de dobutamine, les variations du débit aortique mesurées par le Doppler œsophagien suivaient de façon fiable les variations du débit cardiaque mesurées par la thermodilution [22], suggérant que pour suivre les effets d'une intervention thérapeutique, il suffit de suivre les variations du débit aortique enregistrées directement par le Doppler œsophagien.

La deuxième limite concerne la méthode selon laquelle le diamètre aortique est obtenu. En effet, estimer le diamètre aortique à partir d'abaques, comme le fait le système CardioQ™, permet de s'affranchir d'une éventuelle erreur de mesure du diamètre, erreur portée au carré lors du calcul du débit. Cependant, la mesure du diamètre aortique s'est avérée fiable en comparaison de celle faite par échocardiographie transœsophagienne [22]. De plus, le diamètre de l'aorte thoracique descendante n'est pas constant car il varie physiologiquement avec la pression artérielle moyenne [23]. Négliger les modifications du diamètre de l'aorte thoracique descendante induit une sous-estimation des variations effectives du débit aortique, par exemple lors d'une expansion volémique [24].

Enfin, la limite essentielle du Doppler œsophagien provient du fait que la sonde quitte facilement la position qui avait été réglée initialement, à la faveur notamment des mouvements du patient. Cette limite concerne peu l'utilisation du Doppler au bloc opératoire mais, chez les patients de réanimation, elle empêche un monitoring du débit aortique sur de longues périodes.

2.3. AUTRES TECHNIQUES DOPPLER

D'autres techniques sont fondées sur le même principe d'estimation du débit cardiaque à partir de la fréquence cardiaque, de l'ITV du flux systolique et de la surface d'une valve cardiaque [25]. Ces systèmes consistent en un émetteur-capteur Doppler de petite dimension, positionné sur la peau du thorax et fixé par un dispositif autocollant. Le capteur est orienté de façon à recueillir le flux d'éjection aortique ou pulmonaire. La surface de la valve correspondante est estimée à partir d'abaques prenant en compte la taille et le poids du sujet [25]. Ces systèmes ont l'avantage d'être très simples d'utilisation et d'être totalement non invasifs. Même si des études récentes ont rapporté des résultats satisfaisants concernant l'estimation du débit cardiaque par ces techniques [26, 27], cette fiabilité est limitée par le fait que le flux d'éjection doit être repéré « à l'aveugle ». De plus, ces techniques ne permettent le monitoring du débit cardiaque que sur une courte durée.

3. ESTIMATION DU DÉBIT CARDIAQUE PAR BIO-IMPÉDANCE THORACIQUE

3.1. PRINCIPES

La bio-impédance thoracique est une technique qui permet d'estimer le volume d'éjection systolique battement à battement à partir des variations cycliques de l'impédance électrique du thorax. Dans l'organisme, en tant que

liquide, le sang est un des principaux conducteurs physiologiques. A chaque battement, le volume sanguin thoracique varie et donc modifie l'impédance électrique du thorax. Les variations du volume sanguin thoracique au cours du cycle cardiaque entraînent donc des variations de l'impédance électrique thoracique synchrones des battements cardiaques [28], variations qui peuvent être mesurées par l'application d'un courant alternatif de faible amplitude et haute fréquence [29].

Ce courant est appliqué à travers le thorax par l'intermédiaire de quatre électrodes placées à la base du cou et de la cage thoracique. Le thorax agit comme un transformateur courant-tension et le sang comme un conducteur. Quatre autres électrodes, placées en regard des électrodes émettrices, permettent d'enregistrer les variations de potentiel (ou de tension) qui résultent des modifications de l'impédance thoracique. Les systèmes de bio-impédance thoracique mesurent la modulation d'amplitude du signal [29].

Le volume d'éjection systolique est alors relié aux variations d'impédance électrique thoracique suivant une formule complexe qui tient compte de l'impédance électrique thoracique initiale, de la variation maximale d'impédance au cours de la systole, du temps d'éjection ventriculaire gauche, ainsi que de la hauteur du thorax [30].

Initialement utilisée dans l'aérospatiale [30], la bio-impédance thoracique a trouvé une application médicale dès le milieu des années 1980 et a bénéficié de nombreuses améliorations notamment la prise en compte de la géométrie conique et non cylindrique du thorax, et le rajout d'un facteur correctif qui prend en compte le sexe et la corpulence du patient [31].

Cette technique séduit par son caractère non-invasif, sa simplicité d'utilisation et son apprentissage simple, ainsi que par sa bonne reproductibilité intra et inter-observateur [32].

3.2. VALIDATION DE LA TECHNIQUE

La plupart des études ont comparé différents appareils de bio-impédance thoracique, n'utilisant pas nécessairement le même algorithme, à la mesure invasive du débit cardiaque par thermodilution.

Une méta-analyse des toutes premières études réalisées a montré une corrélation très relative entre la bio-impédance thoracique et la thermodilution, corrélation d'autant plus médiocre dans le sous-groupe de patients de réanimation [33].

Suite aux diverses améliorations technologiques, une grande étude multicentrique avait laissé entrevoir des résultats prometteurs [34]. Shoemaker et al. ont ainsi montré sur un collectif de 680 patients médicaux ou chirurgicaux que la bio-impédance thoracique permettait de monitorer le débit cardiaque avec une fiabilité comparable à celle des techniques de monitoring invasives utilisant la thermodilution [34]. Cependant, la plupart des travaux récents se sont avérés dans l'ensemble décevants, même si les résultats semblent varier selon le type de patients. En effet, chez les patients médicaux, réanimatoires ou non, la bio-impédance thoracique ne semble pas être une technique fiable [35, 36], tandis que chez les patients chirurgicaux, et en particulier les patients de chirurgie cardiaque, les résultats semblent plus contradictoires [37, 38]. Si Suttner et al. ont trouvé que la bio-impédance thoracique pouvait remplacer le cathéter artériel

pulmonaire pour monitorer le débit cardiaque quelle que soit la stabilité hémodynamique des patients [37], De Waal et al. ont plus récemment montré, chez des patients de chirurgie cardiaque, que la bio-impédance thoracique ne pouvait pas supplanter le monitoring invasif, que ce soit en préopératoire, peropératoire ou postopératoire sous ventilation mécanique ou non. Ces résultats se sont confirmés quel que soit l'algorithme de bio-impédance thoracique testé [38].

3.3. LIMITES

Les principales limites de cette technique sont tous les facteurs faisant varier l'impédance thoracique, en particulier l'obésité, l'augmentation du volume liquidien thoracique (œdème pulmonaire, épanchement pleural), les variations du volume sanguin thoracique induites par la respiration, les arythmies, ainsi que les propriétés mécaniques de l'arbre artériel.

Ainsi, il semble qu'à l'heure actuelle, la bio-impédance thoracique ne soit pas une technique fiable de mesure du débit cardiaque.

4. ESTIMATION DU DÉBIT CARDIAQUE PAR BIO-RÉACTANCE THORACIQUE

4.1. PRINCIPES

La bio-réactance est une composante de la bio-impédance et est donc basée sur les mêmes principes que la bio-impédance [29]. Il existe cependant deux grandes différences avec la bio-impédance thoracique. Tout d'abord, l'évaluation du débit cardiaque par la bio-réactance thoracique implique de faire de nombreuses hypothèses anatomiques et mathématiques, nécessitant d'utiliser un facteur de calibration qui prend en compte les caractéristiques anthropométriques des patients. Deuxièmement, les systèmes de bio-réactance thoracique ne mesurent plus la modulation d'amplitude mais la modulation de fréquence ainsi que le décalage de phase du signal [29].

4.2. VALIDATION DE LA TECHNIQUE

Ces techniques ont été initialement validées chez l'animal [39]. Keren et al. ont montré d'une part, que le débit cardiaque mesuré par bio-réactance était étroitement corrélé au débit cardiaque imposé par la pompe de circulation extra-corporelle, et d'autre part, que la bio-réactance permettait de suivre aussi bien qu'une sonde doppler placée autour de l'artère pulmonaire des animaux les variations de débit cardiaque induites par une perfusion de dobutamine [39].

Chez l'homme, les systèmes de bio-réactance ont été testés principalement chez des patients de réanimation de chirurgie cardiaque et comparés à la méthode de référence de mesure du débit cardiaque par thermodilution [40-43]. Les auteurs ont mis en évidence que la bio-réactance permettait avec une grande fiabilité non seulement de monitorer le débit cardiaque [40, 41], mais également de suivre les variations de débit cardiaque induites par différents tests thérapeutiques [42, 43].

4.3. LIMITES

Les principales limites de cette technique sont l'obésité, les pathologies de l'aorte (prothèse aortique, anévrisme, dissection), un taux d'hématocrite très bas, ainsi que l'hypertension artérielle pulmonaire sévère [29].

Ainsi, contrairement à la bio-impédance, la bio-réactance thoracique pourrait être une technique d'avenir pour un monitoring non-invasif du débit cardiaque. Des études de confirmation sont toutefois nécessaires pour mieux définir les situations où cette technique est fiable et applicable.

CONCLUSION

Alors que la thermodilution pulmonaire a longtemps été la seule technique de mesure du débit cardiaque disponible au lit du patient, plusieurs techniques alternatives ont émergé au cours des dernières années. Ces techniques sont plus simples à mettre en œuvre que le cathéter artériel pulmonaire et, pour beaucoup, moins invasives (échocardiographie, Doppler œsophagien, analyse de la courbe de pression artérielle, bio-impédance / bio-réactance). De plus, certaines de ces techniques (thermodilution transpulmonaire, analyse de la courbe de pression artérielle, échocardiographie) apportent, outre le débit cardiaque, des renseignements hémodynamiques d'une importance majeure que le cathétérisme artériel pulmonaire ne peut fournir. Des interrogations demeurent toutefois sur la fiabilité de certaines de ces techniques, en particulier sur la technique FloTrac-Vigileo™ et la bio-impédance thoracique, chez les patients de réanimation les plus instables sur le plan hémodynamique.

Conflits d'intérêts : JLT et XM sont membres du Medical Advisory Board de Pulsion Medical Systems.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Michard F, Alaya S, Zarka V, Bahloul M, Richard C, Teboul JL. Global end-diastolic volume as an indicator of cardiac preload in patients with septic shock. *Chest* 2003;124:1900-8
- [2] Monnet X, Anguel N, Osman D, Hamzaoui O, Richard C, Teboul JL. Assessing pulmonary permeability by transpulmonary thermodilution allows differentiation of hydrostatic pulmonary edema from ALI/ARDS. *Intensive Care Med* 2007;33:448-53
- [3] Jabot J, Monnet X, Lamia B, Chemla D, Richard C, Teboul JL. Cardiac function index provided by transpulmonary thermodilution behaves as an indicator of left ventricular systolic function. *Crit Care Med* 2009;37:2913-8
- [4] Wesseling KH, Dewitt R, Weber AP. A simple device for the continuous measurement of cardiac output. *Adv Cardiovasc Phys* 1983;5:1-52
- [5] Godje O, Hoke K, Goetz AE, Felbinger TV, Reuter DA, Reichart B, Friedl R, Hannekum A, Pfeiffer UJ. Reliability of a new algorithm for continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis during hemodynamic instability. *Crit Care Med* 2002;30:52-8
- [6] Hamzaoui O, Monnet X, Richard C, Osman D, Chemla D, Teboul JL. Effects of changes in vascular tone on the agreement between pulse contour and transpulmonary thermodilution cardiac output measurements within an up to 6-hour calibration-free period. *Crit Care Med* 2008;36:434-40
- [7] Critchley LA, Critchley JA. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput* 1999;15:85-91
- [8] Monnet X, Osman D, Ridet C, Lamia B, Richard C, Teboul JL. Predicting volume responsiveness by using the end-expiratory occlusion in mechanically ventilated intensive care unit patients. *Crit Care Med* 2009;37:951-6
- [9] Michard F, Boussat S, Chemla D, Anguel N, Mercat A, Lecarpentier Y, Richard C, Teboul JL. Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162:134-8
- [10] Monnet X, Teboul JL. Volume responsiveness. *Curr Opin Crit Care* 2007;13:549-53

- [11] Langewouters GJ, Wesseling KH, Goedhard WJ. The static elastic properties of 45 human thoracic and 20 abdominal aortas in vitro and the parameters of a new model. *J Biomech* 1984;17:425-35
- [12] Mayer J, Boldt J, Poland R, Peterson A, Manecke GR, Jr. Continuous arterial pressure waveform-based cardiac output using the FloTrac/Vigileo: a review and meta-analysis. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2009;23:401-6
- [13] Biais M, Nouette-Gaulain K, Cottenceau V, Vallet A, Cochard JF, Revel P, Sztark F. Cardiac output measurement in patients undergoing liver transplantation: pulmonary artery catheter versus uncalibrated arterial pressure waveform analysis. *Anesth Analg* 2008;106:1480-6
- [14] Sakka SG, Kozieras J, Thuemer O, van Hout N. Measurement of cardiac output: a comparison between transpulmonary thermodilution and uncalibrated pulse contour analysis. *Br J Anaesth* 2007;99:337-42
- [15] Monnet X, Anguel N, Naudin B, Jabot J, Richard C, Teboul JL. Arterial pressure-based cardiac output in septic patients: different accuracy of pulse contour and uncalibrated pressure waveform devices. *Crit Care* 2010;14:R109
- [16] Eleftheriadis S, Galatoudis Z, Didilis V, Bougioukas I, Schön J, Heinze H, Berger KU, Heringlake M. Variations in arterial blood pressure are associated with parallel changes in FlowTrac/Vigileo-derived cardiac output measurements: a prospective comparison study. *Crit Care* 2009;13:R179
- [17] Biais M, Nouette-Gaulain K, Cottenceau V, Revel P, Sztark F. Uncalibrated pulse contour-derived stroke volume variation predicts fluid responsiveness in mechanically ventilated patients undergoing liver transplantation. *Br J Anaesth* 2008;101:761-8
- [18] Cannesson M, Musard H, Desebbe O, Boucau C, Simon R, Henaine R, Lehot JJ. The ability of stroke volume variations obtained with Vigileo/FloTrac system to monitor fluid responsiveness in mechanically ventilated patients. *Anesth Analg* 2009;108:513-7
- [19] Boulnois JL, Pechoux T. Non-invasive cardiac output monitoring by aortic blood flow measurement with the Dynemo 3000. *J Clin Monit Comput* 2000;16:127-40
- [20] Daigle RE, Miller CW, Hstand MB, McLeod FD, Hokanson DE. Nontraumatic aortic blood flow sensing by use of an ultrasonic esophageal probe. *J Appl Physiol* 1975;38:1153-60
- [21] 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;30:2060-6
- [21] Cariou A, Monchi M, Joly LM, Bellenfant F, Claessens YE, Thebert D, Brunet F, Dhainaut JF. Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination: evaluation of the Someteq Dynemo-3000 system. *Crit Care Med* 1998;26:2066-72
- [23] Towfiq BA, Weir J, Rawles JM. Effect of age and blood pressure on aortic size and stroke distance. *Br Heart J* 1986;55:560-8
- [24] Monnet X, Chemla D, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR, Teboul JL. Measuring aortic diameter is essential for assessing fluid challenge by esophageal Doppler. *Crit Care Med* 2006;35:477-82
- [25] Phillips R, Lichtenthal P, Sloniger J, Burstow D, West M, Copeland J. Noninvasive cardiac output measurement in heart failure subjects on circulatory support. *Anesth Analg* 2009;108:881-6
- [26] Tan HL, Pinder M, Parsons R, Roberts B, van Heerden PV. Clinical evaluation of USCOM ultrasonic cardiac output monitor in cardiac surgical patients in intensive care unit. *Br J Anaesth* 2005;94:287-91
- [27] van Lelyveld-Haas LE, van Zanten AR, Borm GF, Tjan DH. Clinical validation of the non-invasive cardiac output monitor USCOM-1A in critically ill patients. *Eur J Anaesthesiol* 2008;25:917-24
- [28] Osypka MJ, Bernstein DP. Electrophysiologic principles and theory of stroke volume determination by thoracic electrical bioimpedance. *AACN Clin Issues* 1999;10:385-99
- [29] Squara P. La bioréactance: une nouvelle technologie pour le monitoring non invasif du débit cardiaque. *Réanimation* 2008;17:111-119
- [30] 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
- [31] Bernstein DP. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: theory and rationale. *Crit Care Med* 1986;14:904-9
- [32] Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL, Mount BE, Dalton ML. Impedance cardiography: the next vital sign technology? *Chest* 2003;123:2028-33

- [33] Fuller HD. The validity of cardiac output measurement by thoracic impedance: a meta-analysis. *Clin Invest Med* 1992;15:103-12
- [34] Shoemaker WC, Belzberg H, Wo CC, Milzman DP, Pasquale MD, Baga L, Fuss MA, Fulda GJ, Yarbrough K, Van DeWater JP, Ferraro PJ, Tangathurai D, Roffey P, Velmahos G, Murray JA, Asensio JA, Eitawik K, Dougherty WR, Sullivan MJ, Patil RS, Adibi J, James CB, Demetriades D. Multicenter study of non-invasive monitoring systems as alternatives to invasive monitoring of acutely ill emergency patients. *Chest* 1998;114:1643-52
- [35] Hirschl MM, Kittler H, Woisetschläger C, Siostrzonek P, Staudinger T, Kofler J, Oschatz E, Bur A, Gwechenberger M, Laggner AN. Simultaneous comparison of thoracic bioimpedance and arterial pulse waveform-derived cardiac output with thermodilution measurement. *Crit Care Med* 2000;28:1798-802
- [36] Petter H, Erik A, Björn E, Göran R. Measurement of cardiac output with non-invasive Aesculon impedance versus thermodilution. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;1:39-47
- [37] Suttner S, Schöllhorn T, Boldt J, Mayer J, Röhm KD, Lang K, Piper SN. Noninvasive assessment of cardiac output using thoracic electrical bioimpedance in hemodynamically stable and unstable patients after cardiac surgery: a comparison with pulmonary artery thermodilution. *Intensive Care Med* 2006;32:2053-8
- [38] de Waal EE, Konings MK, Kalkman CJ, Buhre WF. Assessment of stroke volume index with three different bioimpedance algorithms: lack of agreement compared to thermodilution. *Intensive Care Med* 2008;34:735-9
- [39] Keren H, Burkhoff D, Squara P. Evaluation of a non-invasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioimpedance. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2007;293:H583-9
- [40] Marqué S, Cariou A, Chiche JD, Squara P. Comparison between Flotrac-Vigileo and Bioreactance, a totally noninvasive method for cardiac output monitoring. *Crit Care* 2009;13:159
- [41] Raval NY, Squara P, Cleman M, Yalamançhili K, Winklmaier M, Burkhoff D. Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioimpedance technique. *J Clin Monit Comput* 2008;22:113-9
- [42] Squara P, Denjean D, Estagnasie P, Brusset A, Dib JC, Dubois C. Noninvasive cardiac output monitoring (NICOM): a clinical validation. *Intensive Care Med* 2007;33:1191-4
- [43] Benomar B, Ouattara A, Estagnasie P, Brusset A, Squara P. Fluid responsiveness predicted by non-invasive bioimpedance-based passive leg raise test. *Intensive Care Med* 2010;36:1875-81