

# Monitoring hémodynamique non invasif chez l'enfant

## Non-invasive hemodynamic assessment in critically ill children

P. Durand · J. Bailly Salin · P. Roulleau

Reçu le 2 décembre 2012 ; accepté le 13 janvier 2013  
© SRLF et Springer-Verlag France 2013

**Résumé** La défaillance circulatoire de l'enfant est une source de mortalité et de surmorbidity quelle que soit sa cause ; elle impose une reconnaissance précoce et la mise en route sans délai d'un traitement standardisé fondé sur des objectifs prédéfinis. Les outils non invasifs de diagnostic et de monitoring du débit cardiaque sont devenus un complément essentiel à la surveillance continue de la pression artérielle sanglante, la technique oscillométrique ayant ses propres limites. L'échocardiographie transthoracique et le doppler œsophagien sont les outils les mieux évalués chez l'enfant, mais ils comportent également des limites et exigent une formation spécifique. Les paramètres statiques de précharge traditionnels (pression, volume et indices échodoppler) sont peu prédictifs de la réponse au remplissage vasculaire, ce qui justifie le recours à des index dynamiques dont certains sont validés chez l'enfant.

**Mots clés** Monitoring hémodynamique non invasif · Débit cardiaque · Index dynamique · Remplissage vasculaire · Réanimation pédiatrique · Échocardiographie transthoracique · Doppler œsophagien

**Abstract** Circulatory failure is an important cause of pediatric morbidity and mortality and requires early recognition and prompt treatment with adequate protocols. Advanced hemodynamic monitoring consists in the non-invasive measurement of cardiac output and predictive parameters of fluid

responsiveness. Here, we discuss the interest of hemodynamic monitoring devices in relation to pediatric physiology.

**Keywords** Non-invasive hemodynamic assessment · Cardiac output · Fluid responsiveness · Dynamic index · Critically ill children · Transthoracic echocardiography · Esophageal doppler

## Introduction

L'évaluation hémodynamique non invasive de l'enfant est applicable en phase préhospitalière (service mobile d'urgence et de réanimation), au service d'accueil des urgences pédiatriques, au bloc opératoire ou en réanimation. Elle est habituellement complémentaire du monitoring invasif de la pression artérielle (PA) chez les patients les plus instables. Dans la suite de l'article, le caractère non invasif est arbitrairement défini comme l'ensemble des techniques qui ne nécessitent pas le recours à un accès vasculaire artériel ou veineux. On peut distinguer de façon schématique les paramètres macrocirculatoires statiques ou dynamiques accessibles à une mesure continue ou discontinue (PA systémique ou pulmonaire, débit cardiaque [DC] et ses déterminants usuels que sont la précharge, la postcharge, les indices de fonction systolique ou diastolique) et les paramètres microcirculatoires actuellement accessibles pour un certain nombre de circulations régionales (musculostrée, cérébrale, mésentérique ou rénale par exemple). Les modalités de monitoring non invasif mises à la disposition des réanimateurs sont multiples, mais peu ont été réellement évaluées, en particulier chez l'enfant [1]. Si l'échocardiographie doppler transthoracique (ETT) ou transœsophagienne (ETO) demeure à ce jour la méthode de monitoring et d'investigation hémodynamique la plus complète et la plus polyvalente, c'est aussi la plus exigeante en termes de formation et d'expertise. Cette mise au point abordera plus spécifiquement les notions d'hémodynamique fonctionnelle [2,3].

---

P. Durand (✉) · J. Bailly Salin  
Service de réanimation pédiatrique et unité  
de surveillance continue, hôpitaux universitaires de Paris Sud,  
site Bicêtre, Assistance publique–Hôpitaux de Paris,  
78, rue du Général-Leclerc, F-94275 Le Kremlin-Bicêtre, France  
e-mail : philippe.durand@bct.aphp.fr

P. Roulleau  
Service d'anesthésie réanimation chirurgicale,  
hôpitaux universitaires de Paris Sud, site Bicêtre,  
Assistance publique–Hôpitaux de Paris,  
78, rue du Général-Leclerc,  
F-94275 Le Kremlin-Bicêtre, France

## Descriptif des méthodes non invasives, limites et validation clinique

### Techniques de mesure de la pression artérielle

#### *Pression artérielle systémique par oscillométrie automatisée*

Au dégonflage d'un brassard brachial occlusif, la contre-pression exercée par la restauration des pulsations artérielles génère des oscillations [4]. La PA moyenne est assimilée au niveau de contre-pression associée aux oscillations d'amplitude maximale, les valeurs de pressions systoliques et diastoliques étant extrapolées à l'aide d'algorithmes propriétaires. La fiabilité des chiffres fournis, par rapport à la méthode sanglante de référence, est conditionnée par de nombreux facteurs au premier rang desquels la taille du brassard utilisé. Il est ainsi démontré que la largeur idéale doit correspondre à 40 % de la circonférence du bras. La règle des deux tiers ou trois quarts de la distance acromion–olécrane expose à une sous-estimation systématique des valeurs de PA, plus marquée pour la systolique, mais qui dans l'étude de Clark et al. peuvent atteindre  $17 \pm 12$  mmHg [5]. La validité de la mesure est également conditionnée par le poids de l'enfant et l'algorithme de mesure utilisé. La précision (biais, limites d'agrément) diffère d'un appareil à l'autre et devrait être connue de l'utilisateur [4,6,7]. La sous-estimation des valeurs réelles de PA en situation d'hypotension ou d'état de choc nécessitant le recours aux catécholamines demeure à ce jour et quel que soit l'âge, le principal écueil de la technique oscillométrique, ce qui rend irremplaçable la mesure invasive de la PA [8].

#### *Techniques de mesure photopléthysmographique de la pression artérielle au doigt*

Elles utilisent toutes le principe d'une mesure continue du volume artériel digital maintenu constant au moyen d'une contre-pression pilotée par une boucle d'asservissement (technique du volume clampé développée par Penaz) [1]. Elles offrent l'avantage d'un monitoring quasi continu et donnent accès en théorie à la variabilité de la pression pulsée (VPP) et donc à une estimation de la réserve de précharge [9,10]. Cette dernière semble bien corrélée à la VPP invasive (faible biais et limites d'agrément < 10 %) dans une population médicochirurgicale adulte. Elles n'ont cependant pas été spécifiquement évaluées chez l'enfant, mais on peut supposer que les réserves qui concernent la mauvaise performance diagnostique de la VPP invasive pour prédire la réponse au remplissage vasculaire (RV) chez le jeune enfant s'appliquent également à cette technique [10–12].

### *Variabilité respiratoire du signal pléthysmographique*

La variabilité respiratoire du signal pléthysmographique, utilisé comme indice prédictif de réponse au RV, a fait l'objet de nombreuses études. La récente méta-analyse d'une dizaine de travaux menés chez des patients adultes ventilés mécaniquement confirme la bonne performance diagnostique tant de la variabilité du signal obtenue en analyse *offline* (a posteriori) que de l'index de variabilité de pléthysmographie (PVI) fourni en temps réel par la firme Massimo (algorithme propriétaire) [13]. Chez l'enfant, trois publications récentes ne permettent malheureusement pas de retenir cet index dynamique comme un paramètre fiable de réserve de précharge [12,14,15]. Ces résultats décevants sont probablement à rapprocher de données similaires observées avec la VPP invasive [10–12]. Au demeurant, les résultats qui concernent une éventuelle corrélation entre VPP et PVI sont discordants [15,16]. Par analogie, les mêmes remarques s'appliquent probablement à la variabilité respiratoire du pic de vélocité doppler enregistré au niveau de l'artère brachiale ou fémorale [17,18].

### Techniques de mesure du débit cardiaque

#### *Généralités*

De nombreuses méthodes sont actuellement disponibles pour mesurer le DC de façon non invasive [1]. La bioimpédancemétrie thoracique ou endotrachéale (vélocimétrie électrique), l'ETT, le doppler œsophagien (DO) ou suprasternal et la capnométrie volumétrique sont les seules techniques ayant fait l'objet d'une validation en clinique humaine, y compris chez l'enfant. À l'exception de la vélocimétrie électrique et des méthodes respiratoires issues de la capnographie volumétrique (NICO), les techniques échographiques restent opérateur-dépendantes. Toutefois, la précision (biais et limites d'agrément) espérée en comparaison à une technique dite de référence, elle-même sujette à caution en réanimation (thermodilution ou Fick), importe finalement moins que la reproductibilité intra- ou interobservateur, l'interchangeabilité entre deux méthodes ou l'appréciation des modifications en réponse à une intervention thérapeutique [19]. À ce titre, les méthodes réellement continues assurant une mesure battement à battement ont l'avantage indiscutable de permettre la réalisation de tests dynamiques prédictifs de réponse au RV en objectivant rapidement un éventuel gain de volume d'éjection systolique (VES) ou de débit (lever de jambe passif [LJP] par exemple). Même si les interventions thérapeutiques comme le RV modifient le DC, il n'y a chez l'adulte aucune recommandation de prise en charge ou d'algorithme de traitement directement fondé sur des objectifs de valeur brute ou de gain d'index cardiaque, dans le sepsis sévère en particulier [20,21]. Chez l'enfant, le

niveau de preuve qui sous-tend les recommandations du Collège américain de médecine intensive (index cardiaque cible compris entre 3,3 et 6 l/min par mètre carré ou débit de veine cave supérieure > 40 ml/kg par minute dans le choc septique) est faible (niveau III) et ne repose que sur des avis d'experts [22]. Aucune de ces techniques ne renseigne sur l'adéquation du DC mesuré à la demande métabolique globale du patient (à l'inverse de la ScvO<sub>2</sub>) ou la qualité des circulations régionales. Il est démontré que l'estimation clinique quantitative de l'index cardiaque par le clinicien en réanimation pédiatrique ou cardiaque est largement prise en défaut [23–25]. Toutefois, un temps de recoloration cutané (TRC) central inférieur à deux secondes prédit de façon fiable une ScvO<sub>2</sub> supérieure à 70 % suggérant ainsi un DC adapté dans un état de choc, a fortiori non septique. C'est un objectif thérapeutique fort qui figure dans toutes les dernières recommandations (niveau de preuve de grade III) [22,26]. A contrario, un TRC très allongé excédant six secondes est très probablement associé à une réduction du VES [27].

### *Échographie cardiaque*

La mesure du DC en ETT est bien validée chez l'adulte et l'enfant. La méthode doppler semble préférable à la technique volumétrique utilisant l'algorithme de Simpson modifié pour approcher le VES, car il existe une sous-estimation des volumes ventriculaires liée à l'imprécision de la détermination de l'endocarde. Le DC (exprimé en l/min) est égal au produit de la fréquence cardiaque par le VES (intégrale temps vitesse [ITV] aortique [cm] × surface aortique [cm<sup>2</sup>]). Le diamètre de la chambre de chasse aortique est mesuré précisément à l'insertion des cusps aortiques sur une coupe parasternale grand axe en protosystole (valve ouverte). Il existe cependant une surestimation de la surface aortique, donc du VES, déterminée par la méthode traditionnelle dite « circulaire » (la surface aortique est supposée annulaire) en comparaison à la méthode « triangulaire » (la surface aortique s'inscrit plutôt d'un triangle équilatéral) mais qui nécessite une mesure de la base de chaque valvule aortique effectuée au mieux par voie transœsophagienne [25,28]. L'ITV du flux aortique est enregistrée sur une coupe apicale (ou sous-costale) cinq cavités en utilisant le mode doppler pulsé et en veillant à bien positionner la fenêtre d'échantillonnage au niveau des cusps aortiques avec un angle inférieur à 15–20 °C (moyennant la mesure sur trois à cinq cycles cardiaques) [29]. Le risque d'erreur métrique tient surtout à la détermination du diamètre de la surface aortique, et on se contentera donc dans la pratique de remesurer l'ITV dans le suivi séquentiel du DC pour apprécier une action thérapeutique chez un même patient. La fréquence cardiaque étant une variable confondante majeure chez l'enfant, on peut se contenter du suivi évolutif de l'ITV ou du VES, éven-

tuellement indexé à la surface corporelle (index systolique en ml/m<sup>2</sup> ou SVi), même si ce point n'a été spécifiquement étudié. Le même DC est aussi accessible par voie transœsophagienne en coupe transgastrique tant chez l'adulte que chez l'enfant en période peropératoire [14,30,31]. On sait que la précision de la mesure du DC par technique doppler en comparaison à la thermodilution est de l'ordre de 30 %, avec un biais acceptable proche de 10 % [19,26]. Toutefois, la reproductibilité de la mesure inter- ou intraobservateur, dans une stratégie de surveillance répétée ou continue, est une donnée plus pertinente à connaître pour le réanimateur ; elle varie notablement selon les études (2 à 20 %) mais semble meilleure pour l'ITV seule [29,32,33].

L'ETT donne accès dans le même temps à la variabilité respiratoire du pic maximal de vélocité aortique ou de l'ITV (donc indirectement du VES), l'indice dynamique de réserve de précharge, le mieux validé chez l'enfant à ce jour, avec une valeur seuil comprise entre 7 et 12 %, comparable à ce qui a pu être montré chez l'adulte (AUC des courbes : ROC > 0,80) [11,12,14,34] (Tableau 1). Plus grande sera cette variabilité exprimée en pourcentage, plus important sera le gain de volume d'éjection obtenu, comme l'a parfaitement démontré un modèle de choc hémorragique chez le lapin [38]. Les mêmes résultats sont obtenus en peropératoire de chirurgie cardiaque par ETO avec une valeur seuil pour le pic de vélocité aortique ou l'ITV de 7 % [14]. Les conditions de mesure et d'interprétation restent contraignantes (absence d'activité respiratoire spontanée, rythme sinusal). La mesure de la variabilité respiratoire du pic de vélocité aortique (ou de l'ITV, donc du VES) est faite battement à battement sur un cycle ventilatoire à une vitesse de 25 à 35 mm/s selon la formule suivante :  $\Delta V_{ao}$  ou  $\Delta ITV$  (%) =  $(V_{ao_{max}} - V_{ao_{min}}) / [(V_{ao_{max}} + V_{ao_{min}}) / 2] \times 100$  [11].

### *Doppler œsophagien*

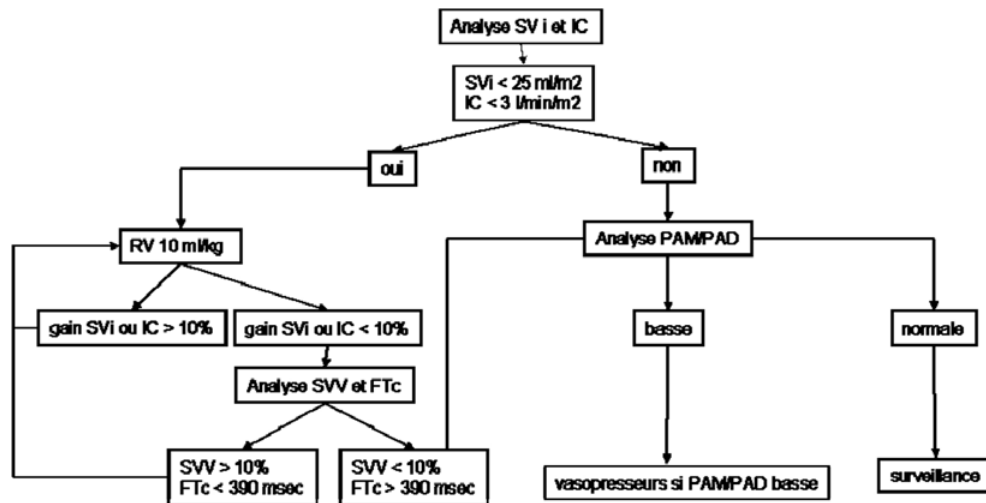
Le DO est un outil de monitoring hémodynamique battement par battement, d'emploi aisé et peu invasif. La sonde doppler est introduite dans l'œsophage par voie orale chez un enfant sédaté et ventilé. Son emploi est irréaliste chez les patients conscients en raison de son inconfort. Le capteur est orienté vers l'aorte afin de détecter le signal de vélocité sanguine aortique. La profondeur d'insertion et la rotation de la sonde sont modifiées pour optimiser la qualité du signal en se basant sur le pic de vélocité aortique et la brillance du spectre. Il permet d'obtenir des renseignements sur le DC indexé ou non, le VES éventuellement indexé à la surface corporelle assimilé à un indicateur de précharge et à sa variabilité respiratoire (Cardio Q, Deltex, Chichester, Royaume-Uni), le temps d'éjection ventriculaire gauche corrigé en fonction de la fréquence cardiaque en millisecondes (FTc), indicateur de précharge mais également influencé par les modifications de postcharge (vasopresseurs), le pic de

| <b>Tableau 1</b> Études pédiatriques consacrées aux index statiques et dynamiques prédictifs de réponse au remplissage vasculaire en réanimation ou au bloc opératoire |                     |                      |   |  |
|--|---------------------|----------------------|---|--|
| <b>Auteurs, Année</b>  | <b>Recrutement</b>  | <b>n (% R)</b>       | <b>Index étudiés</b>                                    | <b>AUC</b>                               |
| Durand et al. 2008 [11]  | Médocochirurgical   | 27 (69) <sup>a</sup> | SVV(ETT)<br>VPP   | 0,84<br>0,64                             |
| Choi et al. 2010 [34]  | Cardiochirurgical   | 21 (52) <sup>a</sup> | SVV(ETT)<br>$\Delta$ VCI<br>PVC                         | 0,83<br>0,85<br>0,48                     |
| Pereira et al. 2011 [12]   | Neurochirurgical    | 30 (56) <sup>a</sup> | SVV(ETT)<br>VPP<br>PVI<br>STDVG (ETT)                   | 1<br>0,60–0,71<br>0,54–0,63<br>0,59–0,71 |
| Lukito et al. 2012 [35]  | Médical             | 40 (50) <sup>b</sup> | LJP(ETT)  | 0,71                                     |
| Ferragu et al. 2011 [36]   | Médocochirurgical   | 18 (50) <sup>b</sup> | LJP(DO)   | 1  |
| Raux et al. 2012 [37]  | Chirurgie néonatale | 50 (52) <sup>a</sup> | SVi (DO)<br>FTc (DO)<br>PV (DO)                         | 0,90<br>–<br>–                           |
| Renner et al. 2011 [14]  | Cardiochirurgical   | 27(50) <sup>a</sup>  | $\Delta$ Vpic (ETO)<br>$\Delta$ ITV (ETO)<br>PVI<br>PVC | 0,92<br>0,84<br>0,78<br>0,57             |

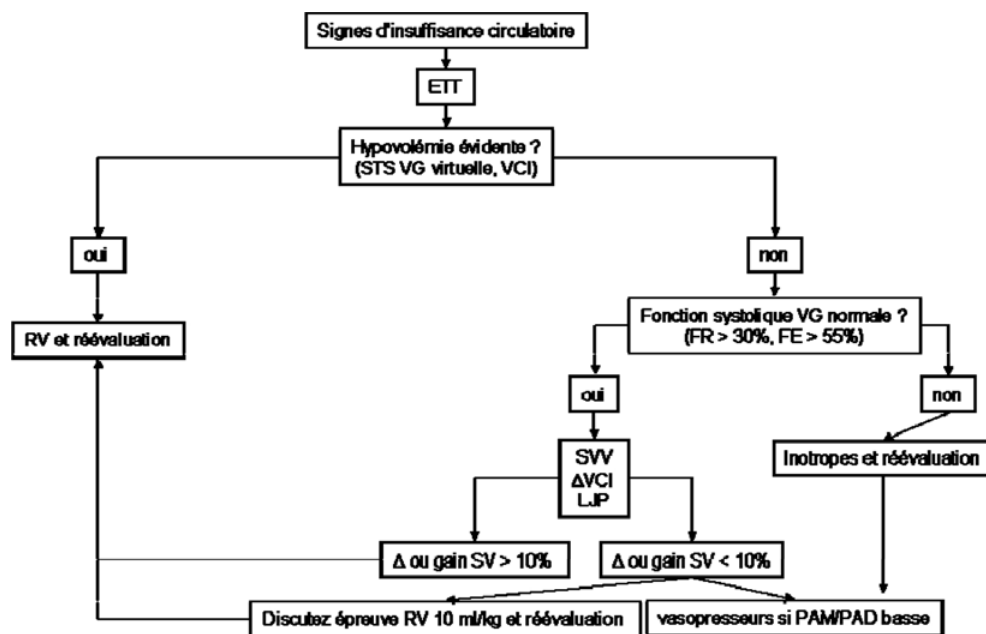
ETT : échographie transthoracique ; DO : doppler œsophagien ; ETO : échographie transœsophagienne ; LJP : épreuve de lever de jambe passif ; VPP : variabilité respiratoire de la pression artérielle pulsée ; PVI : index de variabilité du signal pléthysmographique Massimo ; PVC : pression veineuse centrale ; SVV : variabilité respiratoire du volume d'éjection systolique et de ses dérivés ( $\Delta$ ITV,  $\Delta$ Vpic aortique) ; SVi VES indexé, et  $\Delta$ VCI : index de distensibilité de la veine cave inférieure.  
R : répondeurs au remplissage vasculaire définis par un gain d'index cardiaque de plus de 10 %<sup>b</sup> ou de volume d'éjection systolique de plus de 15 %<sup>a</sup>

vélocité du sang dans l'aorte en centimètres par seconde (PV), indicateur théorique de contractilité et sa variabilité respiratoire. Le calcul du DC par DO est basé sur des principes similaires à ceux de la mesure classique par voie transthoracique. La surface de section aortique descendante est estimée à partir d'un abaque propriétaire (Cardio Q) ou mesurée en mode TM (Hemosonic, Arrow, Reading, États-Unis). Le volume d'éjection obtenu doit ensuite être multiplié par un facteur correctif afin d'obtenir le VES global. La mesure fait donc appel à plusieurs approximations : une détermination précise de la vitesse du sang dans l'aorte et un profil de vitesse « plat », une surface aortique estimée proche de la surface moyenne au cours de la systole, une répartition constante du débit entre aorte descendante (70 %) et troncs supra-aortiques (30 %), ce qui n'est vrai qu'après l'âge de six ans, un débit diastolique négligeable [39]. En dépit de ces approximations, la validité de ce principe de mesure du débit a été bien établie par plusieurs travaux aussi bien adultes que pédiatriques [40–43]. La précision de la mesure du DC obtenue par DO n'est ni meilleure ni pire que par celle des techniques dites classiques (thermodilution, calorimétrie indirecte, ETT) [44]. Cependant, la

reproductibilité de la mesure semble plutôt meilleure avec le DO qu'avec la thermodilution [42,44]. Les variations de débit mesurées avec le DO apparaissent aussi fiables que celles obtenues en thermodilution, ce qui en fait un outil dynamique permettant de suivre l'évolution du DC ainsi que sa réponse à une intervention thérapeutique. Au bloc opératoire, il a été démontré par plusieurs études adultes chez des patients à haut risque chirurgical que le RV guidé par l'utilisation du DO contribuait à réduire la morbidité (réduction des complications digestives, des nausées et vomissements, reprise précoce de l'alimentation), les durées de séjour en soins intensifs et à l'hôpital [45]. Différents algorithmes d'optimisation hémodynamique périopératoire et en réanimation ont été proposés chez l'adulte ; aucun n'est validé chez l'enfant (Figs. 1,2). En pédiatrie, et notamment chez le nouveau-né, une mauvaise évaluation des besoins en remplissage peropératoire peut, du fait de l'immaturation de la fonction diastolique, être responsable d'œdème pulmonaire [46]. L'utilisation du DO et de ses différents paramètres semble utile pour la gestion hémodynamique des enfants au cours de chirurgie à risque hémorragique élevé ou soumis à une anesthésie péridurale [47,48]. Dans une étude récente, la



**Fig. 1** Monitoring non invasif peropératoire utilisant le doppler œsophagien (DO). Exemple d’algorithme adapté à la pédiatrie, chirurgie cardiaque et défaillance ventriculaire gauche exclues. SVi : volume d’éjection systolique indexé à la surface corporelle ; IC : index cardiaque ; RV : remplissage vasculaire ; SVV : variabilité respiratoire du volume d’éjection systolique (disponible sur certains logiciels de DO) ; FTc : temps d’éjection corrigé ; PAM/PAD : pression artérielle moyenne et diastolique. Se reporter au texte pour les détails



**Fig. 2** Monitoring hémodynamique en réanimation pédiatrique intégrant les outils non invasifs utilisant l’échographie transthoracique (ETT) et le doppler œsophagien (DO). STS VG : surface télésystolique du ventricule gauche (VG) ; RV : remplissage vasculaire ; ΔVCI et SVV : variabilité respiratoire du diamètre de la veine cave inférieure (VCI) ou du volume d’éjection systolique et ses dérivés ; LJP : épreuve de lever de jambe passif ; PAM/PAD : pression artérielle moyenne et diastolique. Se reporter au texte pour les détails

mesure du VES indexé lors d’anesthésies générales sous halogénés chez des nourrissons et des nouveau-nés sans dysfonction myocardique aide à prédire et suivre la réponse au remplissage avec une sensibilité de 92 % et une spécificité de 83 % pour une valeur seuil de 25 ml/m<sup>2</sup> [49]. L’intérêt du FTc classiquement considéré comme un marqueur de précharge est débattu et les données publiées discordantes y

compris chez l’enfant ; cela traduit probablement l’influence des modifications de résistance vasculaire systémique [37,41]. Dans la plus importante étude pédiatrique publiée sur cet index, Tibby et al. suggèrent qu’un FTc supérieur à 390 ms a une valeur prédictive négative élevée (94 %) qui doit décourager le RV [41]. A contrario et même en l’absence de cardiopathie, des valeurs inférieures ne permettent pas de conclure

sur l'éventualité d'une réserve de précharge [41]. L'importance de la variabilité respiratoire du VES (SVV), désormais accessible avec certains logiciels de DO, est en revanche fortement corrélée au volume de spoliation ou de restitution comme l'a démontré un modèle animal de choc hémorragique [49]. Si le monitoring du débit par DO est un élément utile pour évaluer l'impact des interventions thérapeutiques, car ses modifications sont très sensibles à toute variation du couplage ventriculoartériel, une baisse de débit ne préjuge pas en soi du mécanisme (défaillance cardiaque droite ou gauche, atteinte de la fonction diastolique, baisse du retour veineux). Les limites à l'utilisation du DO sont en pédiatrie la perte du signal liée à un déplacement de la sonde ou à des efforts de déglutition, une mobilisation du patient ou aux manipulations du site opératoire (chirurgie sus-mésocolique). Les contre-indications admises comportent la pathologie œsophagienne (varices, sténose, malformations et chirurgie œsophagienne, œsophagite...), les anomalies des arcs et la coarctation aortique isthmique, les hémorragies digestives hautes, les troubles majeurs de l'hémostase.

### **Doppler suprasternal**

Une variante simplifiée d'estimation doppler du débit aortique et de ses modifications au cours du temps est disponible avec la technologie USCOM 1 A (Uscom, Sydney, Australie) utilisant une sonde de doppler continue ergonomique suprasternale, le diamètre aortique étant estimé au moyen d'un normogramme propriétaire. Il fournit les mêmes renseignements que la plupart des moniteurs de DO en incluant la SVV. La simplicité apparente d'utilisation est mise en avant, mais la précision et l'erreur de mesure par rapport à la thermodilution ou à l'ETT, tant chez l'adulte que chez l'enfant, semblent excéder 30 % [50,51]. Son intérêt comme outil diagnostique et de monitoring fonctionnel reste à confirmer [52].

### **Bio-impédancemétrie thoracique**

Il s'agit d'une technique basée sur la théorie volumétrique de Kubicek et qui relie les variations d'impédance électrique thoraciques enregistrées aux variations de volume sanguin intrathoracique. Dans la vélocimétrie électrique, évolution récente du concept, les variations d'impédance cycliques battement à battement sont supposées reliées aux modifications d'orientation des globules rouges et au pic de vélocité systolique aortique donc au débit selon l'équation développée par Bernstein-Osypka et intégrée dans le module AES-CULON (Oypka Medical, Berlin, Allemagne) [28,53] :

$$SV_{EV} = \frac{V_{ITBV}}{z} \sqrt{\frac{dZ(t)/dt_{\max}}{Z_0}} T_{lve}$$

Dans une population de patients congénitaux stables, la corrélation avec la méthode de Fick servant de référence semble bonne (faible biais et limites d'agrément acceptables) [53]. Si l'influence du taux d'hématocrite sur la précision de la mesure semble modeste, il n'en est pas de même en situation d'inflation hydrique comme le montre une étude récente de chirurgie cardiaque pédiatrique dans laquelle l'interchangeabilité de la méthode avec l'ETT est nettement moins bonne (35 % de coefficient de variation) entre h36 et h72 après un switch artériel pour transposition des gros vaisseaux [28]. Le suivi des tendances de VES ou de DC dans une population de réanimation médicochirurgicale ou lors d'une épreuve dynamique (LJP par exemple) reste à évaluer chez l'enfant. Les données adultes sont contradictoires, mais en utilisant la même technique de vélocimétrie électrique et l'ETO pour la mesure du DC, Schmidt et al. montrent au sein d'une population de chirurgie cardiaque que les deux méthodes sont interchangeables avec une précision acceptable de 29 % [54].

### **La capnométrie volumétrique**

Plusieurs techniques sont disponibles : NICO, Philips Respironics, Andover, États-Unis ; INNOCOR, Innovision A/S, Atlanta, États-Unis. Elle utilise l'application du principe de Fick au gaz carbonique (CO<sub>2</sub>) en formulant l'hypothèse que l'élimination du CO<sub>2</sub> (VCO<sub>2</sub>) est égale au produit du DC par la différence des contenus veineux et artériels en CO<sub>2</sub> : VCO<sub>2</sub> = DC × [CvCO<sub>2</sub> - CaCO<sub>2</sub>]. Le CaCO<sub>2</sub> pouvant être estimé à partir du CO<sub>2</sub> exhalé. En se basant sur une boucle séquentielle de réinhalation du CO<sub>2</sub>, la firme Philips Respironics (NICO) propose d'estimer le DC avec la formule suivante : DC = ΔVCO<sub>2</sub>/ΔCaCO<sub>2</sub> dans laquelle le CaCO<sub>2</sub> est approché par la mesure de l'ETCO<sub>2</sub>. Toutefois, la méthode ne permet pas la mesure battement à battement, donc la réalisation d'une épreuve dynamique comme le LJP. Elle nécessite par ailleurs un facteur correctif à partir de la SaO<sub>2</sub> et de la PaO<sub>2</sub> artérielle pour estimer l'importance du shunt pulmonaire éventuel. La précision de la méthode dépend comme toujours de la méthode de référence utilisée mais semble médiocre chez les patients instables ou présentant un shunt pulmonaire important. Chez l'enfant intubé et ventilé en situation stable sur le plan hémodynamique et ventilatoire, la reproductibilité et la précision de la méthode en comparaison à la mesure par ETT du DC semblent satisfaisantes [55].

### **Indices dynamiques non invasifs prédictifs de réponse au remplissage vasculaire**

Depuis les travaux princeps consacrés à la variabilité de la PA systolique ou à la VPP, une abondante littérature adulte

s'est attachée à valider un certain nombre d'indices dynamiques susceptibles de prédire favorablement une augmentation significative du DC ou du VES en réponse à une expansion volémique en épargnant ainsi au patient un RV inutile, voire délétère [2,3]. Le caractère dynamique ou fonctionnel de cette stratégie repose toujours sur l'induction d'une modification réversible et transitoire des conditions de charge ventriculaire en faisant appel aux interactions cardiopulmonaires générées par la ventilation mécanique ou le LJP [3]. L'obtention d'un gain de volume d'éjection ou d'index cardiaque en réponse à une augmentation réversible de la précharge du ventricule gauche positionne ce dernier sur la portion ascendante initiale de la courbe de Frank Starling et conforte la réserve de précharge. Les principaux résultats des études pédiatriques ciblant la validation de ces indices fonctionnels, par ailleurs détaillés dans le chapitre précédent, sont résumés dans le Tableau 1. On notera en préambule que la variabilité de la PA invasive systolique ou la VPP n'apparaît pas comme un paramètre prédictif fiable de réponse au RV dans les deux études réalisées chez le jeune enfant [11,12] ; les rôles respectifs de la compliance artérielle périphérique ou le déséquilibre d'élastance thoracopulmonaire propre au nourrisson sont discutés [11]. Une seule étude pédiatrique valide à notre connaissance l'index de distensibilité de la veine cave inférieure (VCI) ( $\Delta VCI$  en pourcentage =  $(VCI_{\max} - VCI_{\min}) / [(VCI_{\max} + VCI_{\min}) / 2]$ ), mesuré en mode TM par voie sous-costale 1 à 3 cm avant son abouchement dans l'oreillette droite [34]. Comme dans l'étude princeps de Feissel et al., il s'agit d'enfants en ventilation mécanique contrôlée (10 ml/kg de volume courant) dépourvus d'activité respiratoire spontanée, d'hyperpression abdominale ou d'arythmie [34,56]. À l'inverse, cet index n'est pas valide en ventilation spontanée particulièrement en cas de détresse respiratoire associée à des variations importantes de la pression pleurale. En ventilation spontanée et en l'absence de défaillance respiratoire, le pourcentage de dépression de la VCI (soit  $\Delta VCI_{\max} - \Delta VCI_{\min} / \Delta VCI_{\max}$ ) prédit bien, tant chez l'adulte que chez l'enfant, une pression auriculaire droite supérieure à 10 mmHg quand il est inférieur à 40–50 % [57,58]. L'épreuve de LJP a fait l'objet de deux études pédiatriques aux résultats contradictoires ; l'innocuité de la manœuvre apparaît de plus sujette à caution chez les patients très hypovolémiques [36].

### Paramètres statiques non invasifs de précharge

Ils sont principalement obtenus par ETT ; ils sont d'interprétation délicate en dehors des situations caricaturales. Les valeurs de diamètre, de surface ou de volume ventriculaire gauche par exemple (algorithme de Simpson) ne préjugent pas du niveau de précharge compte tenu de la dispersion des

normes par tranche d'âge [12,46,59]. La seule exception reste la constatation visuelle en échographie bidimensionnelle ou en mode TM aligné sur les piliers mitraux d'un diamètre télésystolique quasi virtuel ou d'une surface télédiastolique très réduite ( $< 3 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ ) qui incite à ne pas différer le RV. En réanimation cardiaque pédiatrique, il a été montré qu'un ratio E/Ea (E/e') enregistré en doppler pulsé et tissulaire à l'anneau mitral (latéral) supérieur à 15 prédit bien une pression télédiastolique auriculaire gauche supérieure à 10 mmHg avec une aire sous la courbe de 0,76 [60]. L'utilisation du ratio E/A du flux mitral est délicate en raison d'une fusion des deux ondes fréquemment observée en cas de tachycardie sinusale et de l'évolution avec l'âge de la maturation de la fonction diastolique (dispersion des normes) ; néanmoins, un ratio E/A supérieur à 1,5–2,0 doit décourager la poursuite ou la réalisation d'un RV.

### Conclusion

Les outils non invasifs d'évaluation hémodynamique des patients pris en charge en réanimation pédiatrique ou au bloc opératoire sont devenus le complément indissociable et incontournable de la surveillance clinicobiologique et multiparamétrique usuelle, la mesure invasive de la PA demeurant irremplaçable pour les patients les plus graves. L'outil idéal alliant simplicité, fiabilité, reproductibilité, utilisable en toutes circonstances par le plus grand nombre, n'existe pas. Force est de reconnaître que l'ETT et l'ETO demeurent à ce jour les techniques polyvalentes les mieux validées en pédiatrie. Une bonne compréhension des particularités pédiatriques de la physiologie cardiocirculatoire, couplée à une formation spécifique, doit permettre une exploitation optimale idéalement basée sur des objectifs thérapeutiques robustes et intégrant les index dynamiques récemment validés (Fig. 2).

**Conflit d'intérêt :** les auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

### Références

1. Truijten J, Lieshout JJ, Wesselink WA, Westerhof BE (2012) Noninvasive continuous hemodynamic monitoring. *J Clin Monit Comput* 26:267–78
2. Chung E, Cannesson M (2012) Using noninvasive dynamic parameters of fluid responsiveness in children: there is still much to learn. *J Clin Monit Comput* 26:153–5
3. Marik PE, Monnet X, Teboul JL (2011) Hemodynamic parameters to guide fluid therapy. *Ann Intensive Care* 1:1–9
4. Bur A, Herkner H, Vlcek M, et al (2003) Factors influencing the accuracy of oscillometric blood pressure measurement in critically ill patients. *Crit Care Med* 31:793–9

5. Clark JA, Lieh-Lai MW, Sarnaik A, Mattoo TK (2002) Discrepancies between direct and indirect blood pressure measurements using various recommendations for arm cuff selection. *Pediatrics* 110:920–3
6. Mireles SA, Jaffe RA, Drover DR, Brock-Utne JG (2009) A poor correlation exists between oscillometric and radial arterial blood pressure as measured by the Philips MP90 monitor. *J Clin Monit Comput* 23:169–74
7. Dannevig I, Dale HC, Liestøl K, Lindemann R (2005) Blood pressure in the neonate: three noninvasive oscillometric pressure monitors compared with invasively measured blood pressure. *Acta Paediatr* 94:191–6
8. Sivarajan VB, Bohn D (2011) Monitoring of standard hemodynamic parameters: heart rate, systemic blood pressure, atrial pressure, pulse oximetry, and end-tidal CO<sub>2</sub>. *Pediatr Crit Care Med* 12:S2–S11
9. Biais M, Stecken L, Ottolenghi L, et al (2011) The ability of pulse pressure variations obtained with CNAPTM device to predict fluid responsiveness in the operating room. *Anesth Analg* 113:523–8
10. Tran H, Froese N, Dumont G, et al (2006) Variation in blood pressure as a guide to volume loading in children following cardiopulmonary bypass. *J Clin Monit Comput* 21:1–6
11. Durand P, Chevret L, Essouri S, et al (2008) Respiratory variations in aortic blood flow predict fluid responsiveness in ventilated children. *Intensive Care Med* 34:888–94
12. Pereira de Souza Neto E, Grousson S, Dufflo F, et al (2011) Predicting fluid responsiveness in mechanically ventilated children under general anaesthesia using dynamic parameters and transthoracic echocardiography. *Br J Anaesth* 106:856–64
13. Sandroni C, Cavallaro F, Marano C, et al (2012) Accuracy of plethysmographic indices as predictors of fluid responsiveness in mechanically ventilated adults: a systematic review and meta-analysis. *Intensive Care Med* 38:1429–37
14. Renner J, Broch O, Gruenewald M, et al (2011) Noninvasive prediction of fluid responsiveness in infants using pleth variability index. *Anaesthesia* 66:582–9
15. Feldman JM, Sussman E, Singh D, Friedman BJ (2012) Is the pleth variability index a surrogate for pulse pressure variation in a pediatric population undergoing spine fusion? *Pediatr Anesth* 22:250–5
16. Chandler JR, Cooke E, Petersen C, et al (2012) Pulse oximeter plethysmograph variation and its relationship to the arterial waveform in mechanically ventilated children. *J Clin Monitor Comput* 26:145–51
17. Monge-García MI, Cano AG, Díaz Monrové JC (2009) Brachial artery peak velocity variation to predict fluid responsiveness in mechanically ventilated patients. *Crit Care* 13:R142
18. Brennan JM (2007) Radial artery pulse pressure variation correlates with brachial artery peak velocity variation in ventilated subjects when measured by internal medicine residents using hand-carried ultrasound devices. *Chest J* 131:1301
19. Critchley LA, Critchley JA (1999) A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monitor Comput* 15:85–91
20. Antonelli M, Levy M, Andrews PJ, et al (2007) Hemodynamic monitoring in shock and implications for management. *Intensive Care Med* 33:575–90
21. Dellinger RP, Levy MM, Carlet JM, et al (2007) Surviving sepsis campaign: International guidelines for management of severe sepsis and septic shock: 2008. *Intensive Care Med* 34:17–60
22. Brierley J, Carcillo JA, Choong K, et al (2009) Clinical practice parameters for hemodynamic support of pediatric and neonatal septic shock: 2007 update from the American College of Critical Care Medicine. *Crit Care Med* 37:666–88
23. Tibby SM, Hatherill M, Marsh MJ, Murdoch IA (1997) Clinicians' abilities to estimate cardiac index in ventilated children and infants. *Arch Dis Child* 77:516–8
24. Egan JR, Festa M, Cole AD, et al (2005) Clinical assessment of cardiac performance in infants and children following cardiac surgery. *Intensive Care Med* 31:568–73
25. Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, et al (1994) Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 80:796–805
26. Raimer PL, Han YY, Weber MS, et al (2011) A normal capillary refill time of  $\leq 2$  seconds is associated with superior vena cava oxygen saturations of  $\geq 70$  %. *J Pediatr* 158:968–72
27. Tibby SM, Hatherill M, Murdoch IA (1999) Capillary refill and core-peripheral temperature gap as indicators of haemodynamic status in paediatric intensive care patients. *Arch Dis Child* 80:163–6
28. Grollmuss O, Demontoux S, Capderou A, et al (2012) Electrical velocimetry as a tool for measuring cardiac output in small infants after heart surgery. *Intensive Care Med* 38:1032–9
29. Chew MS, Poelaert J (2003) Accuracy and repeatability of pediatric cardiac output measurement using Doppler: 20-year review of the literature. *Intensive Care Med* 29:1889–94
30. Descorps-Declere A, Smail N, Vigue B, et al (1996) Transgastric, pulsed Doppler echocardiographic determination of cardiac output. *Intensive Care Med* 22:34–8
31. Axler O, Megarbane B, Lentschener C, Fernandez H (2003) Comparison of cardiac output measured with echocardiographic volumes and aortic Doppler methods during mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 29:208–17
32. Hudson I, Houston A, Aitchison T, et al (1990) Reproducibility of measurements of cardiac output in newborn infants by Doppler ultrasound. *Arch Dis Child* 65(1 Spec No):15–9
33. Murdoch IA, Marsh MJ, Tibby SM, McLuckie A (1995) Continuous haemodynamic monitoring in children: use of transoesophageal Doppler. *Acta Paediatr* 84:761–4
34. Choi DY, Kwak HJ, Park HY, et al (2010) Respiratory variation in aortic blood flow velocity as a predictor of fluid responsiveness in children after repair of ventricular septal defect. *Pediatr Cardiol* 31:1166–70
35. Lukito V, Djer MM, Pudjadi AH, Munasir Z (2012) The role of passive leg raising to predict fluid responsiveness in pediatric intensive care unit patients. *Pediatr Crit Care Med* 13:e155–e60
36. Ferragu F, Milesi C, Combes C, et al (2011) Prédiction de l'efficacité du remplissage vasculaire chez l'enfant en réanimation pédiatrique. *Ann Fr Anesth Reanim* 30:698
37. Raux O, Spencer A, Fesseau R, et al (2011) Intraoperative use of transoesophageal Doppler to predict response to volume expansion in infants and neonates. *Br J Anaesth* 108:100–7
38. Slama M, Masson H, Teboul JL, et al (2002) Respiratory variations of aortic VTI: a new index of hypovolemia and fluid responsiveness. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 283:H1729–H33
39. Salim MA, DiSessa TG, Arheart KL, Alpert BS (1995) Contribution of superior vena caval flow to total cardiac output in children a Doppler Echocardiographic Study. *Circulation* 92:1860–5
40. Tibby SM, Hatherill M, Murdoch IA (2000) Use of transesophageal Doppler ultrasonography in ventilated pediatric patients: derivation of cardiac output. *Crit Care Med* 28:2045
41. Tibby SM, Hatherill M, Durward A, Murdoch IA (2001) Are transoesophageal Doppler parameters a reliable guide to paediatric haemodynamic status and fluid management? *Intensive Care Med* 27:201–5
42. Singer M, Bennett D (1989) Optimisation of positive and expiratory pressure for maximal delivery of oxygen to tissues using oesophageal Doppler ultrasonography. *BMJ* 298:1350–3
43. Cariou A, Monchi M, Joly LM, et al (1998) Noninvasive cardiac output monitoring by aortic blood flow determination: evaluation of the Somtec Dynemo-3000 system. *Crit Care Med* 26:2066–72



44. Valtier B, Cholley BP, Belot JP, et al (1998) Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med* 158:77–83
45. Abbas SM, Hill AG (2007) Systematic review of the literature for the use of oesophageal Doppler monitor for fluid replacement in major abdominal surgery. *Anaesthesia* 63:44–51
46. Schmitz L, Xanthopoulos A, Koch H, Lange PE (2004) Doppler flow parameters of left ventricular filling in infants: how long does it take for the maturation of the diastolic function in a normal left ventricle to occur? *Pediatr Cardiol* 25:482–91
47. Orliaguet GA, Meyer PG, Blanot S, et al (1998) Noninvasive aortic blood flow measurement in infants during repair of craniosynostosis. *Br J Anaesth* 87:537–42
48. Monsel A, Salvat-Toussaint A, Durand P, et al (2007) The transesophageal Doppler and hemodynamic effects of epidural anesthesia in infants anesthetized with sevoflurane and sufentanil. *Anesthes Analg* 105:46–50
49. Slama M, Masson H, Teboul JL, et al (2004) Monitoring of respiratory variations of aortic blood flow velocity using esophageal Doppler. *Intensive Care Med* 30:1182–7
50. Knirsch W, Kretschmar O, Tomaske M, et al (2008) Cardiac output measurement in children: comparison of the ultrasound cardiac output monitor with thermodilution cardiac output measurement. *Intensive Care Med* 34:1060–4
51. Nguyen HB, Banta DP, Stewart G, et al (2010) Cardiac index measurements by transcutaneous Doppler ultrasound and transthoracic echocardiography in adult and pediatric emergency patients. *J Clin Monitor Comput* 24:237–47
52. Brierley J, Peters MJ (2008) Distinct hemodynamic patterns of septic shock at presentation to pediatric intensive care. *Pediatrics* 122:752–9
53. Norozi K, Beck C, Osthaus WA, et al (2008) Electrical velocimetry for measuring cardiac output in children with congenital heart disease. *Br J Anaesth* 100:88–94
54. Schmidt C (2005) Comparison of electrical velocimetry and transesophageal Doppler echocardiography for measuring stroke volume and cardiac output. *Br J Anaesth* 95:603–10
55. Botte A, Leclerc F, Riou Y, et al (2006) Evaluation of a noninvasive cardiac output monitor in mechanically ventilated children. *Pediatr Crit Care Med* 7:231–6
56. Feissel M, Michard F, Faller JP, Teboul JL (2004) The respiratory variation in inferior vena cava diameter as a guide to fluid therapy. *Intensive Care Med* 30:1834–7
57. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB (1990) Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. *Am J Cardiol* 66:493–6
58. Iwamoto Y, Tamai A, Kohno K, et al (2011) Usefulness of respiratory variation of inferior vena cava diameter for estimation of elevated central venous pressure in children with cardiovascular disease. *Circ J* 75:1209–14
59. Swaminathan S, Ferrer PL, Wolff GS, et al (2003) Usefulness of tissue Doppler echocardiography for evaluating ventricular function in children without heart disease. *Am J Cardiol* 91: 570–4
60. Larrazet F, Bouabdallah K, Le Bret E, et al (2005) Tissue Doppler echocardiographic and color M-mode estimation of left atrial pressure in infants. *Pediatric Crit Care Med* 6:448–53