Quel monitorage hémodynamique au bloc opératoire?

Alexandre Ouattara^{1,2,3} Matthieu Biais^{1,2,4}

¹Univ. Bordeaux, Adaptation cardiovasculaire à l'ischémie, U1034, F-33600 Pessac, France
²Inserm, Adaptation cardiovasculaire à l'ischémie, U1034, F-33600 Pessac, France
³CHU de Bordeaux, Service d'Anesthésie-Réanimation II, Hôpital du Haut-Lévêque, Avenue Magellan, 33600 Pessac, France
⁴CHU de Bordeaux, Service d'Anesthésie-Réanimation III, CHU de Bordeaux, France

Auteur correspondant : Pr Alexandre Ouattara Service d'Anesthésie-Réanimation II, Hôpital du Haut-Lévêque, Avenue Magellan, 33600 Pessac E-mail : <u>alexandre.ouattara@chu-bordeaux.fr</u>

Points essentiels

- Les contraintes hémodynamiques et/ou biologiques périopératoires imposées au système cardiovasculaires peuvent être à l'origine d'une hypoperfusion d'organe qui fait le lit de la dysfonction d'organe et d'une possible défaillance multiviscérale postopératoire
- Contrairement à la pression artérielle, qui est finement régulée, le débit cardiaque s'adapte à ces contraintes et peut être sujet à de substantielles variations justifiant un monitorage direct de celui-ci ou un paramètre de prédiction d'une réponse au remplissage vasculaire
- Le remplissage vasculaire et/ou les vasopresseurs permettront alors de corriger dans un grand nombre de cas les épisodes d'hypoperfusion
- Le recours à la transfusion et/ou les agents inotropes positifs est plus rare. La morbidité induite par ces deux thérapeutiques impose une utilisation murement réfléchie.
- Les progrès de la technologie biomédicale permettent de nos jours de monitorer de façon continue et non-invasive le volume déjection systolique et des paramètres de précharge dépendance.
- Seule l'optimisation hémodynamique basée sur l'analyse invasive de l'onde de pouls ou du Doppler œsophagien a démontré un intérêt pronostique avec une réduction des

complications et de la durée de séjour hospitalier. Une réduction sur la mortalité pourrait être escomptée chez les patients à plus haut risque.

- Les techniques non-invasives (analyse de l'onde pouls, bioréactance ou « volume clamp ») sont des technologies très prometteuses de par leur précision de mesure, mais les études d'impact sont inexistantes ou négatives.
- Quelle que soit la technologie choisie, l'impact pronostique escompté d'une optimisation hémodynamique périopératoire impose l'utilisation d'un algorithme avec des objectifs hémodynamiques prédéfinis et qui s'intègre dans une approche transversale de réhabilitation postopératoire (« bundle approach »).

1. Introduction et rationnel physiopathologique

Considéré de nos jours comme le sanctuaire de la sécurité, de l'hygiène et de l'organisation, le bloc opératoire peut être le théâtre d'un défi pour le système cardiovasculaire soumis à des contraintes hémodynamiques induites par la chirurgie et/ou l'anesthésie. Principale préoccupation de l'anesthésiste-réanimateur en charge d'un patient sous anesthésie générale ou locorégionale, le maintien périopératoire d'une parfaite homéostasie du système cardiovasculaire peut se révéler un véritable challenge à fortiori si celui-ci est préalablement défaillant. Pour le suppléer dans sa lourde tâche, le médecin anesthésiste-réanimateur dispose d'outils de surveillance hémodynamique rendue obligatoire par le décret de loi n°94-1050 du 5 décembre 1994 relatif aux conditions techniques de fonctionnement des établissements de soins en ce qui concerne la pratique de l'anesthésie [1]. Les articles D.712-43 et 44 précisent que le patient doit bénéficier d'une « surveillance clinique continue et de matériels d'anesthésie et de suppléance adaptés au protocole anesthésique retenu » et que ces moyens doivent permettre « le contrôle continu du rythme cardiaque, du tracé électrocardioscopique, de la saturation du sang oxygène et de la concentration en gaz carbonique expiré» et « la surveillance de la pression artérielle, soit non invasive ou invasive, si l'état du patient l'exige » [1]. Ces directives législatives ont été confirmées par la Société française d'anesthésie et de réanimation au travers de deux recommandations qui rappellent d'ailleurs la nécessité de relever ces paramètres hémodynamiques « à des intervalles ne dépassant pas 5 minutes » [2]. Bien loin de pouvoir refléter à elle seule l'état du système cardiovasculaire dont la finalité se situe à l'étage microcirculatoire et cellulaire, la pression artérielle est une

variable hémodynamique macrocirculatoire qui fait l'objet d'une régulation fine à court et moyen terme [3]. Dans une étude d'évaluation des pratiques, la pression artérielle est le paramètre macrocirculatoire que le médecin anesthésiste-réanimateur nord-américain ou européen tentera d'optimiser chez le patient à risque par une mesure invasive et continue [4]. En effet, la survenue d'une hypotension artérielle peropératoire a été identifiée comme facteur de risque indépendant de survenue d'une dysfonction postopératoire d'organe (rénale, myocardique et neurologique) faisant à son tour le lit de la morbi-mortalité postopératoire [5-6]. Une étude récente comportant un très large collectif de patients a permis d'identifier la valeur seuil de pression artérielle moyenne <55 mmHg associée au risque de défaillance rénale et d'infarctus du myocarde postopératoire [6]. De façon intéressante, ces auteurs ont été incapables d'identifier un délai au-delà duquel cet épisode était délétère puisque l'impact néfaste était retrouvé dès la première minute [6]. Ainsi, des stratégies visant à prévenir la survenue ou à traiter efficacement les épisodes d'hypotension artérielle s'accompagnent d'une réduction de la morbi-mortalité postopératoire [7]. Au cours d'une hypovolémie, par la mise en jeu de ses mécanismes de régulation, la pression artérielle peut être maintenue dans des valeurs normales tandis que surviennent d'authentiques chutes du débit cardiaque et donc du transport en oxygène [8]. Cet état d'hypoperfusion tissulaire s'accompagne d'anomalies microcirculatoires comme une raréfaction de la densité capillaire fonctionnelle [8]. Le niveau de tolérance d'un organe à ces épisodes d'hypoperfusion tissulaire sera d'autant plus limité qu'il est préalablement le siège d'une dysfonction [9]. Enfin, certaines pathologies, comme l'hypertension artérielle ou maladie athéromateuse des axes vasculaires, vont perturber l'autorégulation des circulations régionales [10,11]. Ces considérations physiopathologiques mettent clairement en exergue les limites d'une mesure isolée, même invasive, de la pression artérielle pour détecter les épisodes d'hypoperfusion tissulaire au cours d'une chirurgie potentiellement hémorragique ou en proie à des contraintes hémodynamiques significatives. L'ensemble de ces constatations donne lieu à une deuxième notion physiopathologique selon laquelle le débit cardiaque est assez peu régulé, mais s'adapte aux contraintes hémodynamiques et donc essentiellement aux conditions de charge ventriculaire. Cette notion doit inciter à associer au monitorage de la pression artérielle, celui du volume d'éjection systolique (VES) ou d'un indice permettant de situer l'état de précharge sur la courbe de fonction cardiaque. La stratégie thérapeutique constituera en un remplissage vasculaire dont les besoins seront guidés par une titration ou des indices dynamiques permettant de prédire une réponse au remplissage vasculaire. Ces indices dynamiques sont la variation respiratoire du VES (VVE) ou de la pression pulsée (deltaPP), tous deux dérivés de l'interaction cardiorespiratoire chez le patient ventilé en pression positive [12]. Ces paramètres imposent des conditions d'utilisation que sont l'absence de ventilation spontanée, un rythme sinusal, un rapport fréquence cardiaque/fréquence respiratoire>3,6, une absence d'altération franche de la compliance thoraco-pulmonaire [12,13]. Une autre limite, et non des moindres, est un volume courant d'au moins 8 ml.kg⁻¹ de poids théorique [14]. Ainsi, si les effets bénéfiques des premières études concernant la ventilation protectrice se confirment [15], cette limite d'utilisation pourrait s'appliquer chez un grand nombre de patients. Pour pallier cette limite, les deux alternatives sont le lever de jambes passif assez peu adapté à la plupart des conditions chirurgicales et la pause expiratoire qui, en restaurant un retour veineux, permet de démasquer une possible réponse au remplissage [16]. Si cette dernière manœuvre semble performante chez les patients de réanimation, une étude récente rapporte son absence de prédiction au remplissage vasculaire en peropératoire [17]. Enfin, certaines conditions opératoires comme la ventilation unipulmonaire ou le clampage de l'aorte abdominale altèrent les performances d'une prédiction au remplissage vasculaire des paramètres dynamiques [18,19]. Ainsi, une des approches thérapeutiques serait de titrer les besoins au remplissage vasculaire avec des volumes relativement réduits de l'ordre de 3 ml.kg⁻¹, voire plus petits pour certains auteurs [20]. Si l'optimisation hémodynamique peropératoire est principalement basée sur le remplissage vasculaire, dans certains cas elle nécessitera l'utilisation d'agents cardio-vaso-actifs et/ou d'une transfusion sanguine homologue. De nos jours, la technologie biomédicale permet au clinicien de monitorer de façon continue et semi-invasive les déterminants macrocirculatoires de la perfusion tissulaire que sont la pression artérielle et le débit cardiaque. Ces mêmes moniteurs nous donnent l'opportunité d'accéder à des indices de contractilité ventriculaire ou de précharge-dépendance au prix d'une invasivité minimale. La multiplication des informations données ne constitue pas forcément un gage d'impact pronostique. Au-delà de la précision de la donnée fournie par le moniteur hémodynamique, c'est son intégration dans un protocole d'optimisation hémodynamique faisant lui-même partie d'une stratégie multimodale de réhabilitation postopératoire qui pourrait prétendre à modifier le pronostic postopératoire du patient à haut risque [21]. Tous ces éléments appellent à au moins trois points de réflexion. Il est important que le clinicien connaissent les méthodes de mesure des divers moniteurs proposés afin d'en appréhender les règles de bon usage et les limites, qu'il puisse leur définir une place dans la prise en charge périopératoire du patient selon le niveau de risque opératoire et enfin garder en tête que l'obtention d'un état macrocirculatoire optimal ne garantit pas une parfaite homéostasie du système cardiovasculaire dont la finalité se situe à l'étage microcirculatoire et cellulaire. L'objectif de

ce manuscrit est de dresser une liste des principales techniques de monitorage hémodynamique, d'en rappeler les principes de fonctionnement et d'en définir les limites d'utilisation. Un chapitre sera consacré à une synthèse sur l'impact pronostique de leur utilisation en périopératoire et enfin, nous tenterons de stratifier leur utilisation en fonction du risque périopératoire. Cet article de revue se limitera à la prise en charge des patients adultes, le nourrisson et l'enfant faisant l'objet de considérations physiopathologiques et de pratiques thérapeutiques spécifiques.

2. Systèmes de monitorage hémodynamique par dilution d'un indicateur

Ce mode de mesure du VES est basé sur l'intégration de la courbe de dilution d'un indicateur dans la circulation selon le principe de Stewart-Hamilton. À l'issue d'une injection d'un indicateur dans une cavité animée d'un débit constant, en l'absence de recirculation, chaque quantité d'indicateurs à la sortie de la cavité est le produit du débit de sortie (en l'occurrence le débit cardiaque) par la concentration instantanée à la sortie. Ce principe suppose qu'il n'y ait pas de perte d'indicateur entre le site d'injection et le site de mesure, et que la dilution de l'indicateur soit homogène. La thermodilution pulmonaire est restée jusqu'à récemment l'unique technique de mesure du VES par injection d'un bolus de solution saline froid dans l'oreillette droite et dont le passage est détecté par une thermistance située à l'extrémité du cathéter artériel pulmonaire de Swan-Ganz. La technique de mesure en continu est de nos jours privilégiée par délivrance d'une quantité de chaleur délivrée dans le ventricule droit par l'intermédiaire d'un filament chauffant. Le caractère invasif de cette méthode pourvoyeuse d'une iatrogénie ainsi que l'absence de bénéfice réel de cette technique invasive sur le devenir des patients a incité les cliniciens à privilégier des techniques de mesure moins invasive. Toutefois, dans les unités de soins critiques spécialisées comme en périopératoire de chirurgie cardiaque, son utilisation trouve encore son intérêt et tout spécialement chez le patient valvulaire avec hypertension artérielle pulmonaire sévère.

2.1. Technique de thermodilution transpulmonaire

La technique de mesure par thermodilution transpulmonaire est la méthode de mesure utilisée par la technologie PiCCO (Pulsion Medical Systems, Rungis, France) et Volume View Set (Edwards Life Sciences SAS, Guyancourt, France). Le système se compose d'un cathéter artériel spécifique disposant d'une thermistance à son extrémité (Pulsiocath ou capteur VolumeView). L'extrémité de ce cathéter doit se situer au plus proche de l'aorte, la localisation la plus utilisée étant fémorale. La mise en place d'un cathéter veineux central permet de disposer une autre thermistance non spécifique au site d'injection. L'injection d'un bolus froid dans le système cave permet une mesure du VES par la technique de thermodilution transpulmonaire. En raison d'un volume de dilution plus important que la thermodilution artérielle pulmonaire, il est recommandé d'utiliser un volume de solution saline réfrigérée d'au moins 15 à 20 ml. Pour les mêmes raisons, la mesure du débit cardiaque par cette méthode est moins sujette aux variations induites par la respiration et deux déterminations successives le plus souvent suffisent. La détermination ponctuelle du débit cardiaque par thermodilution transpulmonaire permet la calibration de la technique complémentaire par analyse du contour de l'onde de pouls et la détermination de paramètres volumétriques tels que le volume télédiastolique global ou encore l'eau pulmonaire extravasculaire. La détermination du débit cardiaque par la thermodilution transpulmonaire est comparable à la thermodilution artérielle pulmonaire [22]. Par analyse invasive du contour de l'onde de pouls, la technologie PiCCO et VolumeView permettent d'accéder à des indices dynamiques de précharge dépendance (deltaPP ou VVE) et de contractilité comme la dérivé première maximale de pression (dP/dt_{max}). La stratégie des sociétés Edwards LifeSciences et Pulsion Medical est d'intégrer ce monitorage au sein d'une plateforme de surveillance hémodynamique « multifonction » PiCCO₂ ou Pulsioflex ou EV1000.

2.2. Techniques de dilution du chlorure de lithium

Cette méthode de mesure est utilisée par le système LiDCOTM inclus dans un système de monitorage hémodynamique LiDCOTMplus (LiDCO Ltd, Cambridge, R.U). Ce système permet une mesure discontinue du débit cardiaque par dilution de faibles quantités de chlorure de lithium injectées au travers d'un cathéter veineux central ou périphérique. La concentration artérielle du lithium en fonction du temps est ensuite enregistrée à l'aide d'une électrode spécifique en polyuréthane disposée sur la ligne d'un cathéter artériel. La valeur du débit cardiaque ainsi déterminée est ensuite utilisée pour calibrer un système de mesure du VES à partir de l'analyse du contour de l'onde du pouls artériel selon la technologie PulseCOTM [23]. Les études démontrent que la méthode de mesure du débit cardiaque par le système LiDCOTM est comparable à celle de la thermodilution artérielle pulmonaire. L'intérêt de cette technique est le fait qu'elle ne requière pas de cathéter artériel spécifique et de voie centrale. Les principales limites sont les contre-indications à l'injection de lithium comme le traitement par les sels de lithium, les patients de petit poids (>40 kg) et le premier trimestre de grossesse. Il

permet d'accéder à un paramètre de précharge dépendance comme les VVE. Ce dispositif n'est pas actuellement disponible en France.

2.3. Technique de densitométrie de pouls

Le moniteur DDG-330[®] (Nihon Kohden, Tokyo, Japon) permet une mesure intermittente du débit cardiaque basé sur la dilution transpulmonaire du vert d'indocyanine avec détection transcutanée à partir de l'oxymétrie de pouls. La concentration artérielle du vert d'indocyanine est estimée par le principe de la spectrophotométrie. Cette technique de détermination du débit cardiaque va être influencée par un grand nombre de facteurs tels que la vasoconstriction périphérique excessive ou l'œdème interstitiel.

3. Systèmes de monitorage hémodynamique par technique de vélocimétrie Doppler du flux aortique

Ces méthodes sont basées sur la mesure de la vélocité des érythrocytes par effet doppler. Au cours de cette méthode, le VES est assimilé à une colonne de sang dont la hauteur est égale à l'intégration, pendant le cycle cardiaque, de la vitesse des hématies [24]. Une multiplication de cette hauteur par la surface de section de la colonne (chambre de chasse ventriculaire, surface aortique ou diamètre de l'aorte) permet un calcul du VES.

3.1. Doppler œsophagien

Une sonde flexible, disposant d'un transducteur doppler à son extrémité, permet une mesure instantanée de la vélocité du flux aortique descendant. Elle est introduite dans l'œsophage de préférence par voie orale ou nasale jusqu'à obtenir un signal de flux aortique caractéristique. La mesure de l'intégrale temps-vitesse (ITV) donne une estimation de la distance parcourue par les érythrocytes à chaque systole. Dans cette technique, la surface de section est celle de l'aorte descendante qui est déterminée à partir d'abaques incluant le poids, la taille et l'âge (CardioQ ODM Deltex Medical, Gamida, Eaubonne Cedex, France). La principale limite d'utilisation est le mauvais alignement du faisceau doppler dans l'axe du vaisseau. Ainsi, il semble préférable de ne pas accorder une importance à la valeur absolue, mais plus aux variations de VES au cours d'une stratégie thérapeutique. Une méta-analyse récente rapporte une concordance quelque peu discutable entre le Doppler oesophagien et la thermodilution artérielle pulmonaire [25]. À l'inverse, de nombreuses études rapportent une meilleure prédisposition de ce matériel à détecter les variations du débit cardiaque qui

finalement constitue l'une des principales caractéristiques d'une stratégie optimisation hémodynamique périopératoire [26]. Ainsi, le doppler oesophagien devrait être utilisé comme un moniteur de tendance permettant d'appréhender de façon précise les variations de débit cardiaque ou de VES pouvant survenir lors d'une épreuve de remplissage vasculaire. Sa quasi-innocuité contraste avec sa faible popularité en France. Ceci pourrait être en partie lié à la nécessité de réajuster fréquemment la sonde doppler afin d'obtenir un signal fiable [27]. Ainsi, les résultats des études investissant ce type de monitorage sont opérateur-dépendants.

3.2. Échocardiographie transœsophagienne

En utilisant les méthodes de mesure de la vélocimétrie transvalvulaire aortique, Darmon et al.[28] rapportent une mesure fiable du débit cardiaque. Les incidences transgastriques grand axe et profonde permettent un alignement du faisceau doppler et du flux sanguin aortique qui rendent aisée la mesure de l'intégrale temps vitesse aortique. La surface aortique moyenne (au cours d'éjection systolique) est mesurée au niveau de la valve aortique sur l'incidence œsophage moyen-valve aortique-petit axe. Les maladies de la valve aortique (insuffisance et rétrécissement) comme l'hypertrophie sous aortique sont des limites à cette méthode de mesure. L'échocardiographie transoesophagienne permet d'accéder à des indices dynamiques comme les variations respiratoires du flux aortique ou de la veine cave supérieure. Plus qu'un simple moniteur hémodynamique, l'échocardiographie transœsophagienne est un outil diagnostique qui requière une expertise et donc un programme de formation [29]. Rappelons que l'introduction et la manipulation doivent se faire avec la plus grande prudence, car l'échocardiographie transoesophagienne reste grevée d'une morbidité oesophagienne avec un risque de perforation de l'œsophage oscillant entre 0,03 et 0,09 %. Il est impératif de rechercher des facteurs de risque comme un antécédent de radiothérapie thoracique, une maladie des tissus conjonctifs ou encore une hernie hiatale.

4. Systèmes de monitorage hémodynamique par analyse invasive de l'onde de pouls

De nos jours, un nombre croissant de moniteurs du VES basés sur la technologie de l'analyse du contour de pouls existe avec ou sans nécessité de calibration. Le principe de mesure est basé sur la relation entre la pression artérielle, le volume d'éjection systolique, la compliance artérielle et les résistances vasculaires systémiques. Le volume d'éjection systolique peut être estimé en continu en analysant la courbe de pression artérielle obtenue si la compliance artérielle et les résistances vasculaires systémiques sont connues. Certains de ces moniteurs ne requièrent aucune calibration et pourront s'adapter à la ligne artérielle existante. C'est le cas du capteur ProAQT (Pulsion Medical systems), du capteur FloTrac (Edwards Life Sciences) et du moniteur Most Care (Vytech Health, Padoue, Italie). D'autres nécessitent une calibration par thermodilution ou injection de lithium permettant une mesure ponctuelle du débit cardiaque, c'est le cas de la technologie Pulsiocath (Pulsion Medical Systems), du cathéter VolumeView[™] (Edwards Life Sciences) et du moniteur LiDCO[™] system (LiDCO). Ces moniteurs nécessitent un cathéter spécifique comportant une thermistance. Ils mettent également à la disposition du praticien les indices dynamiques de l'interaction cardiorespiratoire tels que le VVE et/ou le deltaPP.

4.1. Sans calibration

Système FloTrac

Il associe le capteur FloTrac qui nécessite de se coupler avec le moniteur Vigileo ou la plateforme EV1000. L'enregistrement par le moniteur permet un réajustement des calculs sur les 20 secondes. Le calcul du volume d'éjection systolique est basé sur la détermination de la pulsatilité artérielle. Les études avant évalué la première génération du moniteur ont rapporté des résultats très mitigés sur la précision de mesure du débit cardiaque [30,31]. Les travaux réalisés sur la deuxième génération sont plus encourageants et rapportent une bonne concordance avec les mesures obtenues par thermodilution transpulmonaire. Toutefois, il a été rapporté un manque de précision chez les patients présentant des résistances vasculaires basses [32,33]. La troisième génération de moniteurs a été tout particulièrement développée pour pallier ce biais de mesure [34]. Si la concordance de mesure du débit cardiaque entre ces moniteurs est parfois mise en défaut, il est intéressant de noter que ces moniteurs permettent de prédire de façon fiable la réponse au remplissage à partir des indices dynamiques [34]. Rappelons que les études suggèrent que le deltaPP, pour des performances meilleures, devrait être préféré au VVE au cours de la prédiction d'une réponse au remplissage vasculaire [35]. Les études ayant évalué une stratégie d'optimisation hémodynamique peropératoire démontrent une amélioration du pronostic [36].

ProAQT

Cette technologie intègre un échantillonnage de 25 Hz. Si la calibration n'est pas obligatoire, elle est rendue possible en intégrant dans le moniteur une valeur de débit cardiaque mesurée par exemple avec l'échocardiographie. La technologie ProAQT s'intègre dans la plateforme Pulsioflex qui peut aussi comporter la technologie PiCCO décrite plus

haut. De commercialisation plus récente, la littérature concernant la technologie ProAQT est moins dense, mais les études rapportent une assez bonne prédiction à la réponse au remplissage vasculaire à partir des indices dynamiques comme le VVE ou le deltaPP.

Moniteur PRAM Mostcare

Le MostCareTM (Vytech Health) utilise la technologie Pressure Record Analytic Method (PRAM). Cette technologie qui ne nécessite pas de réajustement sur les caractéristiques démographiques du patient est basée sur une analyse morphologique de la courbe de pression artérielle avec un échantillonnage d'analyse de 1000 Hz. Une détection automatique des points critiques de la courbe comme la pression systolique, diastolique ou l'onde dicrote est réalisée. L'impédance systémique est obtenue à partir de cette analyse. Le débit cardiaque est estimé comme le rapport de l'aire sous la courbe de pression artérielle en systole et de l'impédance systémique. Par analyse battement par battement sur une période de 30 secondes, le moniteur Mostcare permet une mesure du VVE. Si les études s'accordent sur une bonne concordance dans la détermination du débit cardiaque [37], les rares études qui se sont intéressées à la prédiction d'une réponse au remplissage rapportent des résultats décevants [38]. L'intérêt de ce moniteur est la possibilité d'utiliser un capteur non spécifique de pression artérielle, mais avec un cout non négligeable des cartes d'utilisation.

LiDCOTM rapid

Le système LiDCO*rapid* utilise un algorithme d'analyse de l'onde de pouls appelé PulseCOTM. Le système LiDCOrapid repose sur une analyse mathématique de la pression pulsée. Cette méthode tient compte du fait que le flux sanguin mesuré en périphérie est continu. Le système artériel transforme un débit essentiellement systolique en débit systolodiastolique. L'intégrale des valeurs de pression durant la systole et la diastole est intégrée dans cet algorithme. Alors que le LiDCOTM plus requiert une calibration par thermodilution transpulmonaire par injection de lithium, le LiDCO*rapid* utilise des abaques pour estimer le débit cardiaque. Les avantages de ce type de monitorage résident dans sa simplicité d'utilisation. Des études rapportent une précision de mesure du débit cardiaque en situation de stabilité. Comme les technologies précédentes, le LiDCO*rapid* permet un calcul des paramètres dynamiques comme le *delta*PP et le VVE [39]. Cette technologie n'est pas disponible en France.

4.2. Avec calibration

Les moniteurs basés sur la technologie par thermodilution transpulmonaire (Pulscath avec le moniteur PICCO₂ ou Pulsioflex et Volume view capteur avec moniteur EV 1000) utilisent la détermination manuelle du débit cardiaque comme calibration. Ainsi, la détermination par analyse invasive de l'onde de pouls est initiée. Ce type de moniteur nécessite obligatoirement cette calibration pour débuter la mesure du débit cardiaque et initier la détermination du débit cardiaque par analyse de l'onde de pouls. Il semble que deux à trois injections soient nécessaires pour une mesure de qualité [40]. La détermination du débit cardiaque apparaît tout à fait comparable à la mesure par thermodilution artérielle pulmonaire et la prédiction à une réponse au remplissage vasculaire à partir du VVE est comparable aux moniteurs sans calibration [41]. Notons toutefois une divergence de seuil entre les moniteurs avec un seuil plus bas de l'ordre de 10 % pour la technique Vigiléo [41]. Enfin, une étude récente comparant les deux technologies PiCCO et VolView ne semble pas rapporter de différences de performances dans la détermination des principaux volumes intrathoraciques [42].

5. Systèmes de monitorage hémodynamique par analyse non-invasive de l'onde de pouls

Cette technologie, introduite depuis les années 1980, permet une analyse non-invasive battement par battement de la courbe de pression digitale [43]. Commercialisés sous le nom Finapres (FINger Arteriel PRESsure), les deux modèles de nos jours disponibles sont le moniteur Continuous Noninvasive Arterial Pressure (CNAP®) commercialisé par la société CNSystem (Graz, Autriche) et Drager Medical SAS (Antony, France) et le ClearSight (Edwards Lifersciences) qui s'intègre dans la plate-forme hémodynamique EV1000. Le principe de mesure comporte la mise en place d'une manchette digitale qui comporte une diode électroluminescente émettrice et réceptrice qui permet une mesure continue du diamètre des artères digitales palmaires par photopléthysmographie [43]. La manchette se gonfle et se dégonfle tout au long du cycle cardiaque afin de maintenir un diamètre de l'artère digitale constant. La pression ainsi générée dans le manchon digital est un bon reflet de la pression de l'artère digitale mesurée ainsi en temps réel. L'onde de pouls digital est transformée en onde de pression artérielle humérale. Le calcul du VES à partir de l'onde de pouls est établi à partir du modèle de Windkessel à 3 éléments en intégrant l'influence du niveau de pression artérielle, de l'âge, de la taille, du poids et du sexe sur les propriétés mécaniques de l'aorte. Une calibration est répétée et s'espace au fur et à mesure du monitorage. Cette technologie met à disposition du clinicien des paramètres de précharge dépendance comme le VVE. Des études cliniques récentes rapportent une excellente concordance entre la mesure de pression artérielle par la technologie et la mesure invasive radiale [44,45]. Toutefois, les études évaluant ses performances de prédiction à une réponse au remplissage ou à détecter des variations de débit cardiaque au cours de la réanimation sont quelque peu divergentes [44,46-48]. Il est également important de relever que dans un grand nombre d'études, la mesure photo-pléthysmographique était impossible chez 12 à 18 % des patients. L'avantage indéniable de ce moniteur est la totale non-invasivité de la technique et la simplicité d'utilisation. À notre connaissance, aucune étude n'existe sur l'utilisation de cette technologie dans le cadre d'un protocole d'optimisation hémodynamique et donc sur l'impact pronostique.

6. Systèmes de monitorage hémodynamique basé sur la méthode de Fick

La mesure du débit cardiaque, selon le principe de Fick, est fondée sur le fait que la consommation en oxygène est égale à la quantité d'oxygène ajouté au sang qui circule au travers du poumon. Ainsi, la consommation en oxygène peut être mesurée à partir de l'analyse des échanges gazeux par calorimétrie indirecte. Un moniteur de débit cardiaque, le Non Invasive Cardiac Output monitoring (NICOTM, Respironics), branché sur le circuit respiratoire du patient, utilise le principe de Fick appliqué au dioxyde de carbone (CO₂). Son utilisation est simple et son innocuité totale. Son principe d'utilisation est basé sur une supposée stabilité du débit cardiaque au cours d'une phase de ventilation normale et une phase de ventilation avec réinhalation partielle de 50 s. La production de CO₂ (VCO₂) est mesurée à partir de la ventilation minute et de la mesure instantanée du CO₂ par un capteur spécifique. Le contenu artériel en CO₂ (CaCO₂) peut être estimé à partir de l'etCO₂ (téléexpiratoire) et de la courbe de dissociation du CO₂ (en admettant que la relation entre le volume de CO₂ et la pression partielle en CO₂ approximativement linéaire entre 15 et 70 mmHg). Le CO₂ diffusant très rapidement dans le sang, il est admis dans cette méthode de mesure que le CvCO₂ (contenu veineux en CO₂) est inchangé entre les deux modes de ventilation. Seul le débit participant aux échanges gazeux est mesuré. Par conséquent, le moniteur NICO additionne le shunt pulmonaire évalué à partir des courbes iso-shunt de Nunn (relation entre la FiO₂ et la PaO₂ estimée par la saturation pulsée en oxygène). Il apparaît donc que la mesure du débit cardiaque à partir de l'équation de Fick appliquée au CO₂ implique un certain nombre d'approximations (stabilité du débit cardiaque et du CvCO₂ entre les deux séquences de mesures, estimation de CaCO₂ et du shunt pulmonaire). Il est clair que toutes ces approximations vont constituer des sources d'erreur dans l'évaluation du débit cardiaque,

tout comme le volume courant et l'importance du shunt pulmonaire qui influencent les performances de la mesure. Ce moniteur du débit cardiaque a été comparé à la thermodilution artérielle pulmonaire. Bien que ces études retrouvent des valeurs de biais acceptables, la plupart d'entre elles retrouvent des limites d'agréments larges [49]. Des données expérimentales suggèrent que les performances du NICO peuvent être améliorées par des modifications de l'algorithme ou la mesure invasive de la PaCO₂. Les limites sont la nécessité d'une ventilation assistée contrôlée, la mesure discontinue et la mesure uniquement la portion de débit cardiaque non shuntant imposant un facteur de facteur de correction. Chez le patient en ventilation spontanée ou au cours de valeurs importantes du débit cardiaque, cette technologie souffre d'un manque de précision [50]. Enfin, cette technologie ne permet une mesure des paramètres de précharge dépendance. À ce jour, il n'existe pas d'étude d'impact sur le pronostic de son utilisation en peropératoire.

7. Systèmes de monitorage hémodynamique basé sur la cardiographie de bioimpédance et bioréactance électrique thoracique

Cette technique totalement non-invasive fut initialement développée par la NASA pour mesurer le débit cardiaque des astronautes. Elle permet de mesurer le VES battement par battement. Pour ce faire, elle utilise les variations de la conductivité électrique thoracique induites par les mouvements de sang dans le thorax durant la systole ventriculaire au cours de l'application d'un courant alternatif de faible amplitude et haute fréquence. Depuis sa description initiale en 1996, la méthode de bio-impédance électrique thoracique a bénéficié d'amélioration en prenant en compte la géométrie conique du thorax ainsi qu'un facteur correcteur pour le sexe et le poids du patient. Malgré les efforts des constructeurs pour améliorer l'algorithme de mesure du débit cardiaque par bio-impédances thoracique, les études récentes comparant cette méthode à la thermodilution restent assez décevantes [51]. Son utilisation peropératoire peut apparaître limitée en raison d'artéfacts liés à la ventilation, l'électrocoagulation du bistouri. Enfin, le positionnement précis des électrodes sur le thorax peut interférer avec certains sites opératoires. La thoracotomie et la laparotomie invalide la relation entre l'impédance thoracique et le volume intrathoracique base de la détermination du débit cardiaque. Pour tenter de pallier ces limites d'utilisation, la société CONMEDTM (Conmed Corp, Utica, EU) avait développé une nouvelle approche de détection du signal de bioimpédance en plaçant les électrodes à l'extrémité distale de la sonde endotrachéale. Les études récentes de validité de la méthode comparée à la thermodilution pulmonaire retrouvent des résultats de concordances relativement décevantes. La société ne semble plus commercialiser ce produit. Un travail étudiant cette technologie pour tenter de prédire une réponse au remplissage rapporte une bonne précision et discrimination [52]. Une nouvelle technologie par bioréactance a été récemment mise sur le marché. Il s'agit du NICOMTM (Cheetah Medical, Portland, EU) qui mesure les variations de fréquence des courants électriques (phasage) traversant le thorax plus que les variations d'impédances qui sont moins sensibles au bruit de fond [53]. Toutefois, les résultats récents ne sont pas en faveur d'une amélioration des performances de cette technologie [54].

8. Systèmes de monitorage hémodynamique dérivés de l'oxymétrie de pouls

La technologie Estimated Continuous Cardiac Output (esCCO) de la firme japonaise NIHON KOHDEN (Cacan, France) est une technologie totalement non-invasive permettant une détermination du débit cardiaque à partir du temps de transit de l'onde de pouls (pulse Wave Transit Time ou PWTT) déterminé à partir du tracé électrocardioscopique et la courbe de l'oxymétrie de pouls. L'algorithme estime le volume d'éjection systolique en utilisant la relation inversement proportionnelle entre le VES et le PWTT [55]. Les premières études rapportent une bonne corrélation entre la détermination du débit cardiaque par esCCO et par thermodilution [56]. Si les premières générations de ce type de monitorage nécessitaient une calibration, dans les versions ultérieures la calibration est remplacée par un ajustement des paramètres morphologiques. Les études les plus récentes retrouvent des résultats quelque peu mitigés sur la concordance de mesure du débit cardiaque [57-58]. Ce moniteur ne permettant pas d'accès aux indices de précharge dépendance, l'optimisation hémodynamique périopératoire sera exclusivement guidée sur les variations rapides de débit cardiaque lors d'une épreuve de levée de jambes passif ou d'un remplissage vasculaire [59].

9. Concept d'optimisation hémodynamique

Comme nous venons de le détailler plus haut, l'objectif de l'optimisation hémodynamique est de prévenir ou de détecter précocement les chutes du débit cardiaque non décelable par le monitorage même invasif de la pression artérielle. Cette stratégie thérapeutique va consister à maximaliser le volume d'éjection systolique afin qu'il se situe le plus longtemps possible sur la portion « plate » de courbe de fonction cardiaque dérivée de la Loi de Franck-Starling. Ces diminutions du débit cardiaque, étant principalement liées à un état d'hypovolémie relative ou absolue, vont le plus souvent se matérialiser par une amplification des indices dynamiques d'interaction cardio-respiratoires que sont les variations respiratoires de pression systolique, du VES ou du daltaPP [12,13]. Ainsi, après avoir éliminé les faux positifs, une augmentation d'amplitude de ces trois paramètres est très en faveur d'un état de volémie situé sur la portion ascendante de la courbe de débit cardiaque et pour qui un remplissage vasculaire est susceptible d'augmenter de façon significative le volume d'éjection systolique (c'est la précharge dépendance). Un remplissage vasculaire sera alors mené afin que l'état de volémie atteigne la portion « plate » de la courbe de fonction cardiaque et pour laquelle le remplissage vasculaire aura un effet minime sur le débit cardiaque. L'objectif du médecin anesthésiste sera de maintenir l'état de volémie du patient sur le début de cette portion « plate » afin de prévenir l'hypoperfusion tissulaire tout en évitant la surcharge vasculaire. Dès lors, deux stratégies s'offrent au médecin anesthésiste-réanimateur, la titration ou la prédiction au remplissage. La titration des besoins en remplissage consistera à remplir le patient d'un volume restreint (3 ml.kg⁻¹) dès l'induction anesthésique et tant que le remplissage vasculaire entraîne une augmentation du VES d'au moins 10 % (Figure 1). Dans le cas contraire, le remplissage vasculaire est interrompu. Il sera repris si la valeur du VES monitoré en continu diminue de plus de 10 % de la valeur préalablement optimisé [60-63]. C'est la stratégie recommandée par les Recommandations Formalisées d'Experts (RFE) de 2012 sur le remplissage vasculaire [63]. Certains protocoles d'optimisation basés sur la technique du Doppler œsophagien associent au VES le temps d'éjection corrigé ou flow time corrected. Une valeur inférieure à 350-400 ms est en faveur d'une hypovolémie et doit motiver la réalisation d'une épreuve de remplissage vasculaire [60,61]. L'autre stratégie est la surveillance peropératoire de paramètres permettant la prédiction d'une réponse au remplissage vasculaire et de remplir le patient tant que ces paramètres sont en faveur d'une possible réponse au remplissage vasculaire. Pour le deltaPP, une valeur d'au moins 13 % est en faveur d'une possible réponse au remplissage. À l'inverse une valeur de mois de 9 % permet de prédire une absence de remplissage [64]. Pour les valeurs entre 9 % et 13 % la prédiction semble plus aléatoire assimilée à une « zone grise » pour laquelle il semble licite d'intégrer d'autres paramètres ou de réaliser alors un remplissage vasculaire très prudent [64]. Les performances de prédiction d'une réponse au remplissage des VVE semblent légèrement inférieures à celles du deltaPP (AUC de la courbe ROC 0,94 IC95%[92-96] versus 0,84 IC95%[0,81-0,87]) avec une valeur seuil de l'ordre de 12 % [35]. À notre connaissance, la zone grise n'a pas été définie dans la littérature pour le VVE déterminée par analyse du

contour de l'onde de pouls, mais pour celle déterminée pour la technique Doppler. Comme nous avons pu le voir dans le descriptif du matériel ci-dessus, ces indices dynamiques sont de nos jours rendus disponibles de façon semi-invasive ou non-invasive avec une assez bonne concordance pour les valeurs absolues, mais des résultats plus mitigés pour les variations au cours de test dynamique [46-48]. Cette stratégie, en s'affranchissant d'une mesure directe du volume d'éjection systolique, apparaît séduisante. Il est néanmoins important de rappeler que l'interprétation des ces indices d'interaction cardio-respiratoire présente un certain nombre de limites que le clinicien doit impérativement connaitre [12,13]. Cette dichotomie de l'optimisation hémodynamique périopératoire décrite ci-dessus n'est que théorique. En effet, un grand nombre d'algorithmes logiquement intègre à la fois les indices dynamiques, mais aussi la mesure absolue du débit cardiaque qui sera utilisé pour compléter la stratégie thérapeutique au-delà d'un simple remplissage vasculaire [65,66]. Le délai avec lequel les variations hémodynamiques peuvent influencer la morbi-mortalité impose une réactivité du clinicien qui ne sera rendu possible que par un monitorage continu [6]. Pour l'analyse invasive, à l'exception de la technologie PRAM utilisée par le MostCARE, le FloTRAQ, le ProAQT, le VolumeView et le PulsioCath semble avoir les mêmes performances de prédiction d'une réponse au remplissage [12]. Ces mêmes indices peuvent être obtenus à partir de moniteurs non invasifs comme le ClearSight, le CNAP, le NICOM. Les résultats évaluant les prédictions au remplissage par ces technologies sont très divergents dans la littérature [44-48,53]. Citons ici une autre technologie non invasive à cheval entre le monitorage hémodynamique et respiratoire qu'est l'index de variabilité pléthysmographique (Pleth Variability Index ou PVI) [67]. La limite d'utilisation de cette technique est un état de vasoconstriction périphérique qui semble diminuer substantiellement ses performances de prédiction [68].

Malgré des résultats quelque peu divergents, les diverses technologies totalement noninvasives devraient permettre de pallier en partie au manque d'adhésion aux indices dynamiques des cliniciens encore retissant à l'utilisation de matériel invasif [69]. Le cout, dans la conjoncture économique de nos établissements de soins, représentera de toute évidence un frein à l'utilisation de cette technologie récemment disponible. Concernant le doppler oesophagien, une multitude d'études utilisant cette technologie rapportent des effets bénéfiques sur une optimisation dynamique laissant supposer qu'elle constitue une technologie fiable de mesure et de prédiction.





Algorithme décrit par Salzwedel C et al. (66) qui comporte une optimisation initiale et tout au long de la chirurgie. Cet algorithme comporte la prescription de vaspresseurs et/ou d'inotropes. PPV «puise pressure variation; Cl=cardiac index; MAP=mean arterial preseure

10. Études d'impact de pronostic

Brienza et *al.* [7] analysent 20 études sur 4220 patients au total, et concluent à une diminution significative de l'incidence de l'insuffisance rénale aiguë postopératoire et du recours à une technique de suppléance rénale, plus évidente là encore chez les patients à haut risque. Poursuivant leurs travaux, la même équipe publie ensuite une méta-analyse de 16 études randomisées qui démontre une meilleure préservation de la perfusion splanchnique peropératoire en chirurgie lourde, avec un taux de complications gastro-intestinales majeures ou mineures significativement plus faible chez les patients ayant bénéficié de l'optimisation [70]. En 2011, les mêmes auteurs étudient cette fois l'effet de ces protocoles sur le taux d'infections postopératoires. Ils réalisent une méta-analyse sur 26 études randomisées regroupant 4188 patients et concluent que l'optimisation périopératoire protège des complications infectieuses, qu'elles soient d'origine urinaire, pulmonaire ou du site d'intervention [71]. On notera l'emploi de la formule « Earlier is better » dans le titre de la publication, rappelant encore que la précocité de cette prise en charge est garante du succès de celle-ci [71]. La même année, Hamilton et *al.* [72] regroupent 29 études menées les vingt

dernières années sur 4805 patients et constatent d'importantes diminutions de mortalité et de morbidité postopératoires, et ce quel que soit le type de risque lié au patient. Cela contraste quelque peu avec les résultats publiés par Cecconi et *al*.[73] qui rapportent une réduction de la mortalité uniquement chez les patients à plus haut risque. Toujours en 2011, Gurgel et *al*. [74] publient une méta-analyse sur 32 études et 5056 patients de chirurgie à haut risque qui montre là aussi une nette diminution de la morbi-mortalité postopératoire.

Très récemment, une méta-analyse comportant plus de 6 595 patients et incluant l'étude OPTIMISE conclut que l'optimisation hémodynamique permet une réduction de la durée de séjour à l'hôpital et des infections postopératoires [75]. La majorité des études récentes ont utilisé la technologie du doppler oesophagien ou de l'analyse invasive de l'onde de pouls [75]. Comme déjà mentionné plus haut, un grand nombre des algorithmes associe la mesure directe du VES et/ou les indices dynamiques d'interaction cardiorespiratoire (Figure 1). Ces algorithmes ne se limitent pas au remplissage, mais sur des arguments de pression de perfusion ou de mesure de débit cardiaque proposent l'utilisation de la noradrénaline et/ou d'inotropes (Figure 1). Ainsi, plus que la mise à disposition du matériel, c'est la mise en place d'un protocole d'optimisation qui est essentielle. Seule l'application de ce protocole intégré dans une approche multimodale de réhabilitation peut prétendre à diminuer la durée de séjour. Si les technologies par analyse non-invasive de l'onde de pouls sont très séduisantes et démontrent une bonne concordance dans la détermination du VES et de ses variations, les études sur l'impact pronostique restent encore inexistantes dans la littérature. L'étude POEMAS, évaluant l'optimisation hémodynamique périopératoire guidée par la technologie de bioréactance thoracique, fut incapable de démontrer une réduction des complications ou de la durée de séjour en chirurgie abdominale majeure [76]. Un manque de précision de la mesure pourrait au moins partiellement expliquer ces résultats négatifs [21,54].

11. Quel choix de monitorage?

Le choix du monitorage devra prendre en compte la balance bénéfice-risque, le risque opératoire selon des critères liés au patient et à la chirurgie, l'expertise locale et heureusement de façon moins prononcée le coût du monitorage. Selon ces critères, il semble licite de définir des patients à faible risque, à risque moyen et à haut risque. Le patient à risque faible bénéficie d'un monitorage standard. Le patient à risque moyen devrait bénéficier d'un monitorage par analyse invasive l'onde de pouls de type ProAQT ou FloTrac et impose donc la mise en place d'un cathéter artériel. Pour les équipes soignantes familières à la technique, le

Doppler œsophagien apparaît une alternative séduisante permettant de s'affranchir d'un cathétérisme artériel. Pour le patient à haut risque, la technologie par thermodilution transpulmonaire se révèle une technologie adaptée. Son invasivité se justifie au regard du risque opératoire. La place des technologies non-invasives par analyse du contour de l'onde de pouls ou la bioimpédance thoracique devrait se situer pour le patient à risque moyen. Toutefois les études sur l'impact pronostique manquent cruellement dans la littérature. Les technologies utilisant la thermodilution transpulmonaire requièrent la mise en place d'un cathéter veineux central. La mesure de la pression veineuse centrale, obligatoire pour le moniteur VolumeView (Edwards Lifescience), n'a aucun intérêt pour la prédiction au remplissage vasculaire [77]. Toutefois, ironie du sort, la mesure de la pression veineuse centrale a été préconisée par certains auteurs pour sensibiliser l'épreuve de levée de jambe passif [78]. Enfin, l'abord du système cave supérieur offre l'opportunité au clinicien de mesurer en continu la saturation veineuse centrale via la technologie Presep (Edwards Lifesciences) ou CeVox (Pulsion Medical systems). Ce paramètre pourrait nous aider à guider la prescription d'un agent inotrope et/ou d'une transfusion lorsque l'optimisation du remplissage vasculaire et la prescription de vasopresseurs ne permettent pas d'atteindre les objectifs macrocirculatoires [66].

eurs ou cathéters	Laboratoire	Technologie	Calibration (O/N)	Invasivité	Paramètres	Interaction cardio- pulmonaire	Moniteurs	Prix (euros)	Étude d'impact
anz	EDWARDS Life Science	TPA	Z	+ + +	IC, VES, PAP, SvO2	Z	Vigilance II (prochainement EV	300	+++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
lth	Pulsion Medical System	TTP	0	‡	IC, VES, VVE, deltaPP, EPEV, VTDG SvrOs	0	PiCCO ₂ Pulsioflex	195	‡
View	EDWARDS Life Science	TTP	0	+++++++++++++++++++++++++++++++++++++++	IC, VES, VVE, EPEV, VTDG SvcO ³	0	EV 1000	200	‡
Ŀ	Pulsion Medical System	ACOP invasive	Z	+	IC, VES, VVE, dP/dtmax	0	Pulsioflex	145	‡
	EDWARDS Life Science	ACOP invasive	z	+	IC, VES, VVE	0	EV 1000 Vigiléo	200	‡
re	Vytech Health	Pressure Record Analytic Method (PRAM)	Z	+	IC, VVE, deltaPP	0	MostCARE	15 000 et cartes	0
e construction con	Drager Medical	Vélocimétrie aortique	z	+	IC, VES, FTc, VVE	0	CardioQ	135	+++++++++++++++++++++++++++++++++++++++
	CNSystem	ACOP non invasive	0	0	IC, VES, VVE	0	CNAP moniteur	19 000*	0
ght	EDWARDS Life Science	ACOP non invasive	0	0	IC, VES, VVE	0	EV 1000	220	0
	Nikhon KOHDEN	Temps de transit de l'onde de pouls	Z	0	IC, VES	Z	BSM-3000 avec option esCCO	600 *	0
	Cheetah Medical	Bioréactance thoracique	Z	0	IC, VES, VVE	0	Cheatah NICOM moniteur	30 (électrodes)	+

Tableau 1. Récapitulatif des moniteurs hémodynamiques disponibles en France

Les prix fournis ici sont les prix marché et ne prennent pas en compte les négociations locales. TPA= thermodilution pulmonaire artérielle, TTP= thermodilution transpulmonaire, DC= débit cardiaque, VES= volume d' éjection systolique, VVE = variation respiratoire du volume d' éjection systolique, deltaPP= variation respiratoire de la pression pulsée, EPEV= eau pulmonaire extravasculaire, VTDG= volume télédiastolique global, ACOP= analyse contour de l'onde de pouls. * prix du moniteur. ND= non disponible.

12. Conclusion

Les contraintes hémodynamiques périopératoires imposées au système cardiovasculaire peuvent être à l'origine d'une chute du VES non obligatoirement décelée par la mesure, même invasive, de la pression artérielle. Cela justifie d'associer chez le patient à risque un monitorage continu du débit cardiaque ou d'un indice permettant de prédire de façon fiable une réponse au remplissage. L'objectif sera alors de maximaliser ou d'optimiser le VES à l'aide principalement du remplissage vasculaire. L'impact pronostique d'une telle stratégie utilisant à l'aide d'une technologie invasive (thermodilution transpulmonaire) ou semiinvasive (analyse invasive de l'onde de pouls) a été clairement démontré dans la littérature et tout particulièrement chez les patients à plus haut risque. Pour les technologies non invasives, seule la technologie du Doppler œsophagien a pu rapporter un impact pronostique. Les autres technologies non-invasives, fort prometteuses par leur précision de mesure et leur totale innocuité, nécessitent d'être évaluées dans des études pronostiques à large effectif. Le choix du monitorage, et donc son invasivité, sera principalement conditionné par le risque du patient. Quelle que soit la technologie choisie par le clinicien, l'impact escompté sur le pronostic du patient impose que l'optimisation hémodynamique périopératoire intègre un algorithme avec des objectifs prédéfinis au sein d'un programme transversal de réhabilitation postopératoire répondant au concept de « bundle approach » des anglo-saxons.

Références

- http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000549818&cate gorieLien=id (*site web consulté en aout 2014*)
- 2. http://www.sfar.org/article/11/recommandations-concernant-la-surveillance-des-patientsen-cours-d-anesthesie-sfar-1994 *(site consulté en aout 2014)*
- Cowley AW, Jr. The genetic dissection of essential hypertension. Nat Rev Genet 2006; 7:829-40
- Cannesson M., Pestel G, Ricks C, et al. Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery: a survey among North American and European anesthesiologists. Crit Care 2011;15:R197

- Bijkezr JB, Persoon S, Peelen LM, et al. Intraoperative hypotension and perioperative ischemic stroke after general surgery: a nested case-control study. Anesthesiology 2012;116:658-64
- Walsh M, Devereaux PJ, Garg AX, et al. Relationship between intraoperative mean arterial pressure and clinical outcomes after noncardiac surgery: toward an empirical definition of hypotension. Anesthesiology 2013;119:507-15
- Brienza N, Giglio MT, Marucci M, et al. Does perioperative hemodynamic optimization protect renal function in surgical patients? A meta-analytic study. Crit Care Med 2009;37: 2079-90
- 8. Ward KR, Tiba MH, Ryan KL, et al. Oxygen transport characterization of a human model of progressive hemorrhage. Resuscitation 2010; 81:987-93
- 9. Shoemaker WC, Wo CC, Thangathurai D. Hemodynamic patterns of survivors and nonsurvivors during high risk elective surgical operations. World J Surg 1999;23:1264-71
- 10. White RP, Markus HS. Impaired dynamic cerebral autoregulation in carotid artery stenosis. Stroke 1997; 28:1340-1344
- 11. Strandgaard S, Olesen J, Skinhoj E, et al. Autoregulation of brain circulation in severe arterial hypertension. BMJ 1973;1: 507-10
- 12. Biais M, Ouattara A, Janvier G, et al. Case scenario: respiratory variations in arterial pressure for guiding fluid management in mechanically ventilated patients. Anesthesiology 2012;116: 1354-61
- Ouattara A, Dewitte A, Rozé H. Intraoperative management of heart-lung interactions: From hypothetical prediction to improved titration. Ann Fr Anesth Réanim 2014;33 :476-9.
- 14. De backer D, Heenen S, Piagnerelli M, et al. Pulse pressure variations to predict fluid responsiveness: influence of tidal volume. Intensive Care Med 2005;31: 517-23
- 15. Futier E, Constantin JM, Paugam-Burtz C, et al. A trial of intraoperative low-tidal-volume ventilation in abdominal surgery. N Engl J Med 2013;369:428-37
- Guérin L, Monnet X, Teboul JL. Monitoring volume and fluid responsiveness: from static to dynamic indicators. Best Pract Res Clin Anaesthesiol 2013;27:177-85
- 17. Guinot PG, Godart J, de Broca B, et al. Dupont H. End-expiratory occlusion manoeuvre does not accurately predict fluid responsiveness in the operating theatre. Br J Anaesth 2014;112:1050-4

- Fu Q, Zhao F, Mi W, et al. Stroke volume variation fail to predict fluid responsiveness in patients undergoing pulmonary lobectomy with one-lung ventilation using thoracotomy. Biosci Trends 2014;8:59-63
- 19. Biais M, Calderon J, Pernot M, et al. Predicting fluid responsiveness during infrarenal aortic cross-clamping in pigs. J Cardiothorac Vasc Anesth 2013; 27: 1101-7
- 20. Muller L, Toumi M, Bousquet PJ, et al. An increase in aortic blood flow after an infusion of 100 ml colloid over 1 minute can predict fluid responsiveness: the mini-fluid challenge study. Anesthesiology 2011;115:541-7
- 21. Cecconi M., Rhodes A. Goal-directed therapy: time to move on? Anesth Analg 2014;119:516-8
- 22. Goedje O, Hoeke K, Lichtwarck-Aschoff M, et al. Continuous cardiac output by femoral arterial thermodilution calibrated pulse contour analysis: Comparison with pulmonary arterial thermodilution. Intensive Care Med 1999;25:843-6
- 23. Pearse RM, Ikram K, Barry J. Equipement review: An apparaisal of the LiDCO[™] plus method of measuring cardiac output. Crit Care 2004; 8:190-5
- 24. Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG, et al. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. Circulation 1984; 70: 425-31
- 25. Schober P, Loer SA, Schwarte LA. Perioperative hemodynamic monitoring with transesophageal Doppler technology. Anesth Analg 2009;109:340-53
- 26. Phan TD, Ismail H, Heriot AG, et al. Improving perioperative outcomes: fluid optimization with the esophageal Doppler monitor, a metaanalysis and review. J Am Coll Surg 2008;207:935-41
- 27. Lefrant JY, Bruelle P, Aya AG, et al. Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critically ill patients. Intensive Care Med 1998;24:347-52
- 28. Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, et al. Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. Anesthesiology 1994;80:796-805
- Expert Round Table on Echocardiography in ICU. International consensus statement on training standards for advanced critical care echocardiography. Intensive Care Med. 2014;40:654-66

- 30. Monnet X, Anguel N, Naudin B, et al. Arterial pressure-based cardiac output in septic patients: different accuracy of pulse contour and uncalibrated pressure waveform devices. Crit Care 2010;14:R109
- 31. Slagt C, Malagon I, Groeneveld AB. Systematic review of uncalibrated arterial pressure waveform analysis to determine cardiac output and stroke volume variation. Br J Anaesth 2014;112:626-37
- 32. Biais M, Nouette-Gaulain K, Cottenceau V, et al. Cardiac output measurement in patients undergoing liver transplantation: pulmonary artery catheter versus uncalibrated arterial pressure waveform analysis. Anesth Analg 2008;106:1480-6
- 33. Hadian M, Kim HK, Severyn DA, et al. Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters. Crit Care 2010;14:R212
- 34. Meng L, Tran NP, Alexander BS, et al. The impact of phenylephrine, ephedrine, and increased preload on third-generation Vigileo-FloTrac and esophageal doppler cardiac output measurements. Anesth Analg 2011;113: 751-7
- 35. Marik PE, Cavallazzi R, Vasu T, et al. Dynamic changes in arterial waveform derived variables and fluid responsiveness in mechanically ventilated patients: A systematic review of the literature. Crit Care Med 2009;37: 2642-7
- 36. Suehiro KJ, Tanaka K, Matsuura T, et al. The vigileo-flo Trac[™] system: Arterial waveform analysis for measuring cardiac output and predicting fluid responsiveness: A clinical review. J Cardiothorac Vasc Anesth 2014; Jul 11. pii: S1053-0770(14)00093-7. doi: 10.1053/j.jvca.2014.02.020
- 37. Cecconi M, Fawcett J, Grounds RM, et al. A Prospective Study to Evaluate the Accuracy of Pulse Power Analysis to Monitor Cardiac Output in Critically Ill Patients. BMC Anesthesiology 2008;8:3
- 38. Biais M, Cottenceau V, Jean M, et al. Evaluation of stroke volume variations obtained with the pressure recording analytic method. Crit Care Med 2012;40: 369-71
- 39. Cecconni M, Monti G, Hamilton M, et al. Efficacy of functional hemodynamic parameters in predicting fluid responsiveness with pulse power analysis in surgical patients. Minerva Anesthesiol 2012;78:527-33
- 40. Monnet X, Persichini R, Ktari M, et al. Precision of the transpulmonary thermodilution measurements. Crit Care 2011;15: R204

- 41. Hofer CK, Senn A, Weibel L, et al. Assessment of stroke volume variation for prediction of fluid responsiveness using the modified FloTrac and PiCCOplus system. Crit Care 2008,12:R82
- 42. Kiefer N, Hofer CK, Geisen M, et al. Clinical validation of a new thermodilution system for the assessment of cardiac output and volumetric parameters. Crit Care 2012;16:R98
- 43. Imholz BPM, Wieling W, van Montfrans GA, et al. Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology. Cardiovasc Res 1998;38: 605-12
- 44. Biais M, Stecken L, Ottolenghi L, et al. The ability of pulse pressure variations obtained with CNAP device to predict fluid responsiveness in the operating room. Anesth Analg 2011;113: 523-8
- 45. Martina JR, Westerhof BE, van Goudoever J, et al. Noninvasive continuous arterial blood pressure monitoring with Nexfin[®]. Anesthesiology 2012;116:1092-103
- 46. Fischer MO, Coucoravas J, Truong J, et al. Assessment of changes in cardiac index and fluid responsiveness: a comparison of Nexfin and transpulmonary thermodilution. Acta Anaesthesiol Scand 2013;57:704-12
- 47. Bubenek-Turconi SI, Craciun M, Miclea I, et al. Noninvasive continuous cardiac output by the Nexfin before and after preload-modifying maneuvers: A Comparison with intermittent thermodilution cardiac output. Anesth Analg 2013;117:366-72
- 48. Monnet X, Picard F, Lidzborski E, et al. The estimation of cardiac output by the Nexfin device is of poor reliability for tracking the effects of a fluid challenge. Crit Care 2012;16:R212
- 49. Kotake Y, Moriyama K, Innami Y, et al. Performance of noninvasive partial CO₂ rebreathing cardiac output and continuous thermodilution cardiac output in patients undergoing aortic reconstruction surgery. Anesthesiology 2003;99:283-8
- 50. Tachibana K, Imanaka H, Takeuchi M, et al. Effects of reduced rebreathing time, in spontaneously breathing patients, on respiratory effort and accuracy in cardiac output measurement when using a partial carbon dioxide rebreathing technique: a prospective observational study. Crit Care 2005 5;9:R569
- 51. De Waal EE, Konings MK, Kalkman CJ, et al. Assessment of stroke volume index with three different bioimpedance algorithms: lack of agreement compared to thermodilution. Intensive Care Med 2008;34:735-9

- 52. Fellahi JL, Fischer MO, Rebet O, et al. A comparison of endotracheal bioimpedance cardiography and transpulmonary thermodilution in cardiac surgery patients. J Cardiothorac Vasc Anesth 2012;26: 217-22
- 53. Benomar B, Ouattara A, Estagnasie P, et al. Fluid responsiveness predicted by noninvasive bioreactance-based passive leg raise test. Intensive Care Med 2010;36:1875-81
- 54. Conway DH, Hussain OA, Gall I. A comparison of noninvasive bioreactance with oesophageal Doppler estimation of stroke volume during open abdominal surgery: An observational study. Eur J Anaesthesiol 2013;30: 501-8
- 55. Sugo Y, Ukawa T, Takeda S, Ishihara H, Kazama T, Takeda J. A novel continuous cardiac output monitor based on pulse wave transit time. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2010;2010:2853-6
- 56. Yamada T, Tsutsui M, Sugo Y, et al. Multicenter study verifying a method of noninvasive continuous cardiac output measurement using pulse wave transit time: a comparison with intermittent bolus thermodilution cardiac output. Anesth Analg 2012;115:82-7
- 57. Bataille B, Bertuit M, Mora M, et al. Comparison of esCCO and transthoracic echocardiography for non-invasive measurement of cardiac output intensive care. Br J Anaesth 2012;109: 879-86
- 58. Ishihara H, Sugo Y, Tsutsui M, et al. The ability of a new continuous cardiac output monitor to measure trends in cardiac output following implementation of a patient information calibration and an automated exclusion algorithm. J Clin Monit Comput 2012;26:465-71
- 59. Fischer MO, Balaire X, Le Mauff de Kergal C, et al. The diagnostic accuracy of estimated continuous cardiac output compared with transthoracic echocardiography. Can J Anaesth 2014;61:19-26
- 60. Sinclair S., James S., Singer M. Intraoperative intravascular volume optimisation and length of hospital stay after repair of proximal femoral fracture: randomised controlled trial. BMJ 1997;315:909-12
- 61. Gan JJ, Soppitt A, Maroof M, el-Moalem H, et al. Goal-directed intraoperative fluid administration reduces length of hospital stay after major surgery. Anesthesiology 2002;97:820-6
- 62. Wakeling HG, McFall MR, Jenkins CS, et al. Fleming SC. Intraoperative oesophageal Doppler guided fluid management shortens postoperative hospital stay after major bowel surgery. Br J Anaesth 2005;95:634-42

- 63. Vallet B, Blanloeil Y, Cholley B, et al. Guidelines for perioperative haemodynamic optimization. Ann Fr Anesth Reanim 2013;32:454-62
- 64. Cannesson M., Le Manach Y., Hofer CK, et al. Assessing the diagnostic accuracy of pulse pressure variations for the prediction of fluid responsiveness: a "gray zone" approach. Anesthesiology 2011;115:231-41
- 65. Ramsingh DS, Sanghvi C, Gamboa J, et al. Outcome impact of goal directed fluid therapy during high risk abdominal surgery in low to moderate risk patients: a randomized controlled trial. J Clin Monit Comput 2013;27:249-57
- 66. Salzwedel C, Puig J, Carstens A, et al. Perioperative goal-directed hemodynamic therapy based on radial arterial pulse pressure variation and continuous cardiac index trending reduces postoperative complications after major abdominal surgery: a multi-center, prospective, randomized study. Crit Care 2013;17:R191
- 67. Monnet X, Guérin L, Jozwiak M, et al. Pleth variability index is a weak predictor of fluid responsiveness in patients receiving norepinephrine. Br J Anaesth 2013;110: 207-13
- 68. Biais M, Cottenceau V, Petit L, et al. Impact of norepinephrine on the relationship between pleth variability index and pulse pressure variations in ICU adult patients. Crit Care 2011;15:R168
- 69. Cannesson M, Pestel G, Ricks C, et al. Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery: a survey among North American and European anesthesiologists. Crit Care 2011,15:R197
- 70. Giglio MT, Marucci M, Testini M, Brienza N. Goal-directed haemodynamic therapy and gastrointestinal complications in major surgery: a meta-analysis of randomized controlled trials. Br J Anaesth 2009; 103:637-46
- 71. Dalfino L, Giglio MT, Puntillo F, et al. Haemodynamic goal-directed therapy and postoperative infections: earlier is better. A systematic review and meta-analysis. Crit Care 2011; 15:R154
- 72. Hamilton MA, Cecconi M, Rhodes A. A systematic review and meta-analysis on the use of preemptive hemodynamic intervention to improve postoperative outcomes in moderate and high-risk surgical patients. Anesth Analg 2011; 112:1392-402
- 73. Cecconi M, Corredor C, Arulkumaran N, et al. Clinical review: Goal-directed therapywhat is the evidence in surgical patients? The effect on different risk groups. Crit Care 2013;17:209

- 74. Gurgel ST, do Nascimento P, Jr. Maintaining tissue perfusion in high-risk surgical patients: a systematic review of randomized clinical trials. Anesth Analg 2011; 112:1384-91
- 75. Pearse RM, Harrison DA, MacDonald N et al. Effect of a perioperative, cardiac outputguided hemodynamic therapy algorithm on outcomes following major gastrointestinal surgery: a randomized clinical trial and systematic review. JAMA 2014; 311: 2181-90
- 76. Prestana D, Espinosa E, Eden A, et al. Perioperative goal-directed hemodynamic optimization using noninvasive cardiac output monitoring in major abdominal surgery: a prospective, randomized, multicentre, pragmatic trial: POEMAS Study (PerOperative goal-directed therapy in Major Abdominal Surgery). Anesth Analg 2014;119: 579-87
- 77. Marik PE, Cavallazzi R. Does the central venous pressure predict fluid responsiveness? An updated meta-analysis and a plea for some common sense. Crit Care Med 2013;41:1174-81
- 78. Lakhal K, Ehrmann S, RungeI, et al. Central venous pressure measurements improve the accuracy of leg raising-induced change in pulse to predict fluid responsiveness. Intensive Care Med 2010; 36:940-8