

MONITORAGE DU REMPLISSAGE VASCULAIRE AU BLOC OPERATOIRE

J-F Penloup, I Avances, J L'Hermite
Division Anesthésie Réanimation Douleur Urgence,
Groupe Hospitalo-Universitaire Caremeau,
Place du Professeur Debré, 30029 Nîmes Cedex 09.

LES POINTS FORTS

- La volémie (volume sanguin total) à proprement parler ne peut pas être « monitorer » en pratique clinique quotidienne.
- Au bloc opératoire, la volémie est estimée indirectement par des paramètres cliniques et/ou paracliniques.
- On assimile le plus souvent la volémie à la précharge ventriculaire gauche.
- La précharge ventriculaire gauche correspond à l'étirement des fibres myocardiques et est un déterminant majeur du volume d'éjection systolique et donc du débit cardiaque (Courbe de Franck-Starling).
- Les paramètres d'estimation de la précharge ventriculaire (PVC, PAPO ...) en valeurs absolues (« indices statiques ») ont une faible valeur prédictive de l'hypovolémie, en dehors des valeurs extrêmes basses.
- La variation significative (> 10%) d'un « indice statique » après une épreuve de remplissage confirme à posteriori une hypovolémie (partie ascendante de la courbe de Franck-Starling).
- Sous ventilation mécanique, l'effet de l'augmentation de la pression intra-thoracique sur l'hémodynamique est majoré en cas d'hypovolémie.
- Le principe des « indices dynamiques » repose sur l'analyse des variations respiratoires de paramètres hémodynamiques (ex. : pression artérielle et « deltadown »).
- Une variation significative d'un « indice dynamique » (oscillations respiratoires importantes) peut-être prédictive d'une réponse au remplissage vasculaire (augmentation du débit cardiaque).
- Au bloc opératoire, on ne devrait pas parler de monitoring de la volémie mais plutôt de monitoring du remplissage vasculaire : on surveille la réponse au remplissage vasculaire à posteriori (« fluid challenge ») ou à priori (indices dynamiques) sans connaître ni la volémie, ni la précharge ventriculaire, ni la fonction ventriculaire.
- Une stratégie d'optimisation du remplissage vasculaire guidé par un moyen de monitoring diminue la morbidité post-opératoire et participe à la réhabilitation précoce.
- Ces stratégies doivent s'appliquer en cas de chirurgie de longue durée (> 2 heures) et/ou hémorragique en particulier chez les patients à haut risque (âge > 70 ans, défaillance cardio-respiratoire, polyvasculaire ...)

1. INTRODUCTION

La volémie ou masse sanguine totale est un des facteurs essentiels de l'équilibre hémodynamique de l'organisme. Déterminant majeur du retour veineux vers le cœur, elle influence la précharge ventriculaire, donc le débit cardiaque, et finalement la fourniture de l'oxygène aux tissus.

L'hypovolémie est fréquente en péri-opératoire, en particulier dans le cadre de l'urgence, et passe souvent inaperçue (hypovolémie occulte). La prise en charge initiale de l'hypovolémie constitue un élément déterminant du pronostic en terme de morbidité et de mortalité. De nombreuses études démontrent que plus cette prise en charge est précoce, meilleur est le pronostic post opératoire.

Si un remplissage vasculaire rapide reste primordial pour améliorer la volémie, un « sur-remplissage » expose à des risques de mauvaise tolérance telle que l'œdème pulmonaire, cérébral ou interstitiel, les désordres électrolytiques, l'hypothermie, nausées vomissements, reprise du transit retardé, prolongation de l'hospitalisation, rétention urinaire ...

Les paramètres hémodynamiques classiques (fréquence cardiaque, pression artérielle, diurèse) sont en règles générales suffisants pour la surveillance de patients ASA 1 ou 2 opérés pour un geste chirurgical court et non hémorragique. En revanche, chez des patients plus âgés, « poly-tarés », opérés d'un geste chirurgical long (> 2 heures) et/ou hémorragique (> 500 ml), un monitoring spécifique va permettre d'adapter au mieux le remplissage vasculaire.

Après avoir fait un rappel de grandes notions physiologiques concernant la volémie, nous aborderons les différentes méthodes de monitoring du remplissage vasculaire pour enfin dégager un certain nombre de recommandations concernant l'optimisation du remplissage vasculaire au bloc opératoire.

2. RAPPEL PHYSIOLOGIQUE

2.1. La volémie [1]

La volémie est le volume sanguin total de l'organisme (plasma et éléments figurés). Sa valeur normale est de 65 à 75 ml/kg. Elle représente environ 7% du poids du corps soit environ 5 litres chez l'adulte. La volémie est un élément essentiel de l'hémodynamique systémique. Elle constitue un déterminant majeur du retour veineux vers le cœur, de la pré-charge ventriculaire et ainsi du débit cardiaque. La volémie ne peut être évaluée que par des techniques de dilution d'un indicateur (radio isotope ou colorant) qui reste dans le secteur vasculaire (élimination lente) sans possibilité de mesures répétées à court terme, et donc non utilisables en pratique clinique. En conséquence, la volémie à proprement parler ne peut être facilement appréhendée au lit du malade, et son monitoring est le plus souvent assimilé à celui de la pré-charge ventriculaire.

2.2. La précharge ventriculaire et La Courbe de Franck Starling

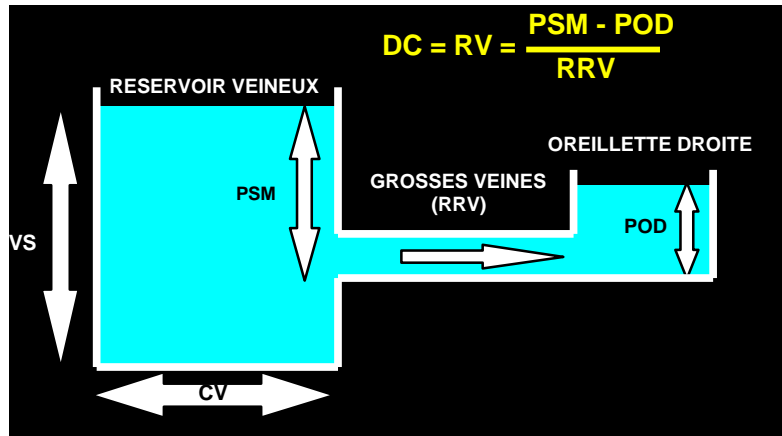
2.2.1. La précharge ventriculaire et le retour veineux

D'après la Loi de Franck Starling, l'énergie de contraction du myocarde est fonction de la longueur de la fibre musculaire avant contraction. La précharge ventriculaire correspond à la tension pariétale en fin de diastole et dépend en particulier du remplissage ventriculaire diastolique, donc du retour veineux qui est lui-même dépendant du tonus du secteur capacitif et de la volémie (figure 1).

En pratique clinique, la précharge ventriculaire est assimilée soit au volume télédiastolique ventriculaire, ou encore à la pression télédiastolique ventriculaire. Cette dernière est elle-même assimilée à la pression capillaire pulmonaire bloquée (PAPO) mesurée par cathéter artériel pulmonaire (Swan Ganz), ou plus simplement à la pression veineuse centrale (PVC).

Figure 1 : Schéma simplifié du retour veineux

(VS : volume sanguin ; CV : compliance du secteur capacitif ; RRV : résistance au retour veineux ; PSM : pression systémique moyenne ; POD : pression de l'oreillette droite ; DC : débit cardiaque ; RV : retour veineux)

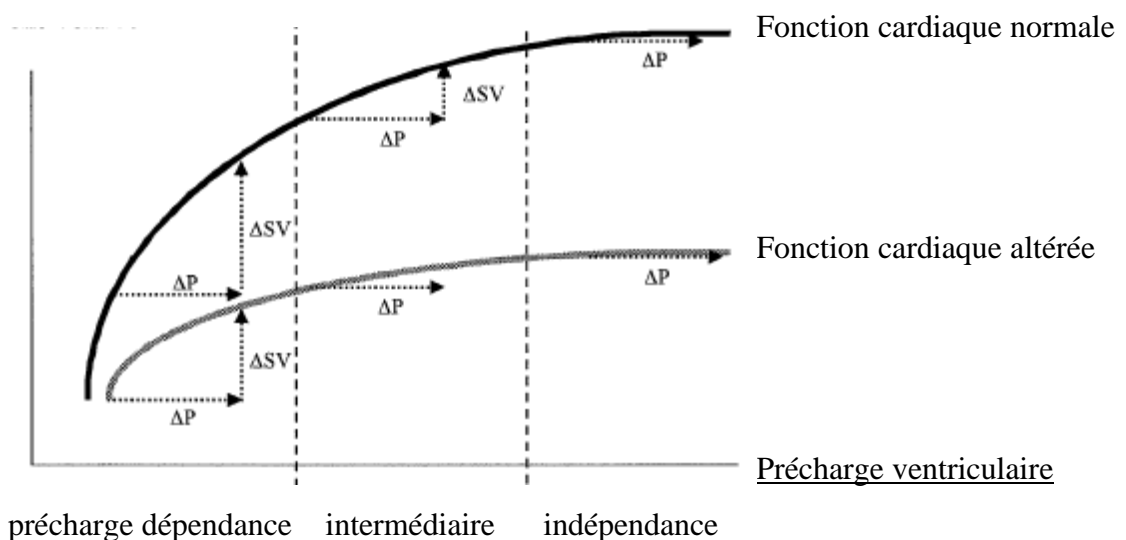


2.2.2. La courbe de Franck Starling, indices statiques et épreuves de remplissages

La courbe de Franck Starling décrit les variations du volume d'éjection systolique en fonction des variations de la pré-charge ventriculaire.

Figure 2 : [3] Courbe de Franck-Starling (• P= variation de la précharge, • SV= variation du volume systolique)

Volume d'éjection systolique



Il existe trois parties dans la courbe :

- Ø la première correspond à une pente ascendante où une augmentation de la précharge (expansion volémique) entraîne une augmentation significative du volume d'éjection systolique. On dit alors que le cœur est **Précharge Dépendant**.
- Ø la deuxième est intermédiaire.
- Ø la troisième partie de la courbe correspond à un plateau où pour une même augmentation de la précharge que sur la pente ascendante il n'y aura pas ou très peu d'augmentation du volume d'éjection systolique. Le cœur est alors dit **Précharge Indépendant**.

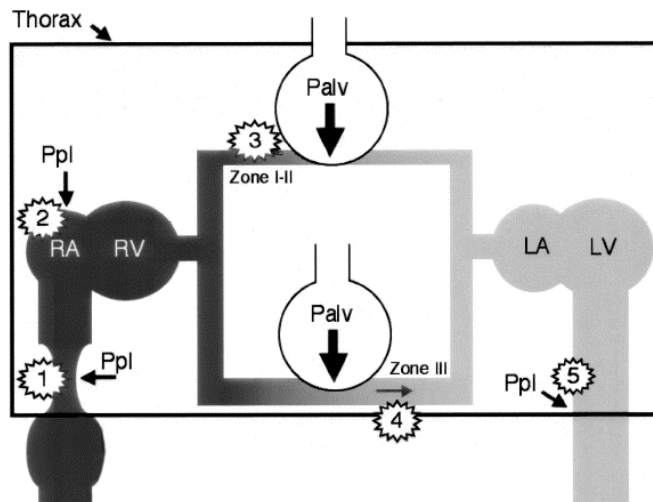
Une valeur absolue de précharge basse (ex : PVC, PAPO) peut correspondre soit à la portion ascendante de la courbe si la fonction ventriculaire est normale mais aussi à la portion horizontale si la fonction ventriculaire est altérée (figure 2). Les indices de précharge en valeur absolue (« indices statiques » de précharge), en dehors de valeurs extrêmes basses, sont d'une faible valeur prédictive de réponse au remplissage vasculaire, sous-entendu une augmentation du débit cardiaque.

En revanche, l'évolution de ces paramètres après une épreuve de remplissage vasculaire, ou « fluid challenge » des anglosaxons (ex. 250 ml d'un colloïde en 5 minutes), permet de mieux appréhender sur quelle portion de la courbe se situe le patient et de pouvoir définir à posteriori si un remplissage a été bénéfique (= portion ascendante de la courbe précharge dépendance) ou inutile voire délétère (= portion plateau précharge indépendance).

2.3. Variations respiratoires des paramètres hémodynamiques

2.3.1. Physiologie [2]

Figure 3: Effets physiologiques de la ventilation mécanique dans des conditions d'hypovolémie. (LA : (left atrium) oreillette gauche ; LV : (left ventricle) ventricule gauche ; Palv : pression alvéolaire ; Ppl: pression pleurale ; RA: (right atrium) oreillette droite ; RV :(right ventricle) ventricule droit).

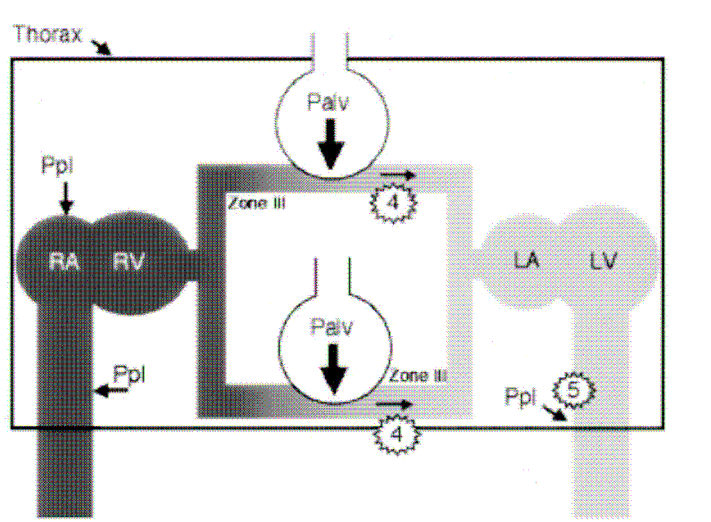


Sous ventilation mécanique, l'augmentation de la pression pleurale à l'inspiration chez un patient hypovolémique diminue la précharge du ventricule droit (VD) par compression de la veine cave supérieure (1) et augmentation de la pression sur l'oreillette droite (2) (pression d'aval du retour veineux). De plus, dans les zones 1 de West (pression artère pulmonaire < pression alvéolaire) et dans les zones 2 (pression veine pulmonaire < pression alvéolaire), la postcharge du ventricule droit augmente car les capillaires pulmonaires sont comprimés (3). Ces trois effets se conjuguent pendant la phase inspiratoire et entraînent une diminution du volume d'éjection systolique (VES) du VD. Le retentissement de la ventilation mécanique à l'inspiration sur le VD se répercute pendant la phase expiratoire sur le cœur gauche, avec en conséquence une diminution du VES du ventricule gauche (VG), et une diminution de la pression artérielle systolique (PAS) à l'expiration (delta down) (fig. 5).

Dans les zones 3 de West (pression alvéolaire < pression veines pulmonaires) l'augmentation de la pression au sein de l'alvéole chasse le sang contenu dans les capillaires vers le cœur gauche (4). L'augmentation de la pression intra pleurale induit une diminution de la postcharge du ventricule gauche (5).

Ces deux effets se conjuguent pendant l'inspiration et favorisent l'éjection du VG, augmentation du VES du VG et de la PAS pendant l'inspiration sous ventilation mécanique (delta up) (fig. 5).

Figure 4 : Effets physiologiques de la ventilation mécanique dans des conditions d'hypervolémie. (LA : (left atrium) oreillette gauche ; LV : (left ventricle) ventricule gauche ; Palv : pression alvéolaire ; Ppl: pression pleurale ; RA: (right atrium) oreillette droite ; RV :(right ventricle) ventricule droit).



En condition de normovolémie voire d'hypervolémie, la veine cave et l'oreillette droite deviennent peu compliantes, peu compressibles et de ce fait relativement insensibles aux changements de la pression pleurale.

Les zones 3 de West (pression alvéolaire < pression veines pulmonaires) deviennent prédominantes dans les poumons ; ainsi à chaque phase inspiratoire de la ventilation mécanique, le sang des capillaires pulmonaires est chassé vers le ventricule gauche et augmente sa précharge (4). De plus, l'augmentation de la pression pleurale induit une diminution de la postcharge du ventricule gauche, favorisant l'augmentation du volume d'éjection systolique (VES) du ventricule gauche (5).

Ces mécanismes expliquent l'oscillation moindre de la courbe de PA chez un patient en normovolémie.

2.3.2. Application : Concept des “indices dynamiques” [3]

Les variations respiratoires sous ventilation mécanique de paramètres hémodynamiques décrites ci-dessus sont à la base du concept des indices dits dynamiques. Ces « indices dynamiques » reposent donc sur les variations cycliques des conditions de charge ventriculaire qui sont imposées par la ventilation mécanique. La mesure en temps réel pendant un cycle respiratoire du pourcentage de variation du volume d'éjection systolique ventriculaire gauche (ou d'un indice qui l'estime), permet de prédire à partir de certains seuils, la précharge dépendance et ainsi à priori (avant remplissage) la réponse favorable au remplissage vasculaire (=augmentation d'au moins 15 % du débit cardiaque).

Appliqué à l'analyse des variations respiratoires de la courbe de pression artérielle, différents indices dynamiques prédictifs d'une réponse favorable au remplissage vasculaire ont été décrits (fig. 5 et fig. 9) :

-• PS (variation de la PAS) :

è • PS = PASmax-PASmini >10mmHg, ou

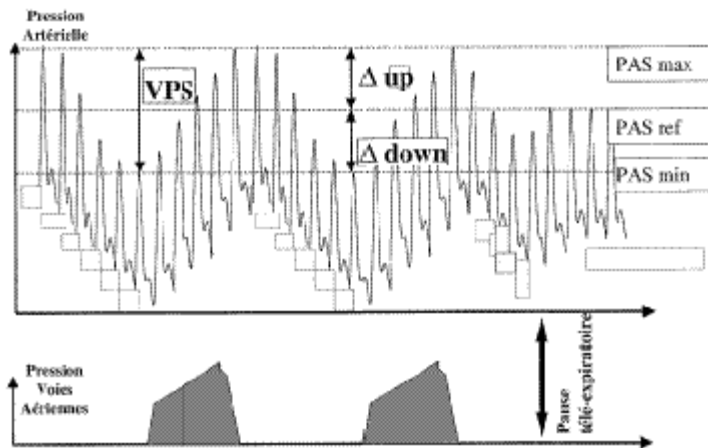
è • PS = (PASmax - PASmini)/[(PASmax+PASmini)/2] > 9%

-• down > 5mmHg (fig. 5 et 9) ; La pression artérielle systolique est maximale durant l'inspiration, et minimale quelque battements plus tard pendant la phase expiratoire. La mesure d'une valeur de pression artérielle de référence (SPref) durant une pause expiratoire permet de discriminer l'augmentation inspiratoire (• up) et la diminution expiratoire (• down) de la pression artérielle systolique.

-• PP = 100 x (PPmax – PPmin)/[(PPmax + PPmin)/2] > 13% (cf. 3.2.3.2);

Les valeurs seuils indiquées présagent d'une réponse positive au remplissage. Un pourcentage de variation important témoigne d'une précharge dépendance biventriculaire alors qu'une faible différence entre les deux volumes d'éjection systolique est la conséquence d'un état de précharge indépendance d'au moins un ventricule.

Figure 5 : [4] Variations respiratoires de la courbe de pression artérielle et « indices dynamiques » dérivés :



Ces indices dynamiques ont des limites. Ils ne sont mesurables que lorsque le patient est ventilé, parfaitement adapté au ventilateur, et donc sans activité respiratoire spontanée, recevant un volume courant $\cdot 7$ ml/Kg, et sans arythmie cardiaque. Par ailleurs, l'industrie n'a pas encore généralisé la mise au point et la diffusion d'appareils de monitoring effectuant de façon automatique la mesure de ces indices, hormis pour le deltaPP obtenu avec le PiCCO (cf. infra 3.2.3.)

3. Moyens d'évaluation et de monitoring du remplissage vasculaire.

3.1. Clinique [5]

C'est le premier élément dont on dispose. La clinique reste essentielle dans la décision de remplissage vasculaire et doit être confrontée au contexte. Rappelons que les principaux signes de l'hypovolémie sont :

- l'hypotension
- la tachycardie
- l'oligurie
- et les marbrures cutanées.

Même s'il ne s'agit pas d'éléments très sensibles, ils peuvent quand même orienter le diagnostic d'une hypovolémie dans des situations simples comme une hémorragie évidente, une déshydratation, ou un état de choc septique.

En dehors de ces situations, les signes cliniques peuvent être faussement négatifs ou faussement positifs en peropératoire : baisse de la PA par la vasoplégie anesthésique et/ou absence de tachycardie générée par les produits anesthésiques.

Une anesthésie profonde supprime la réponse sympathique de l'organisme. On considère classiquement que les variations de la pression artérielle sont mieux corrélées à la perte volémique que chez le patient conscient.

Cependant, la sensibilité des paramètres cliniques de base est faible pour prédire une réponse favorable du remplissage vasculaire (majoration du volume d'éjection systolique et donc du débit cardiaque en réponse à l'augmentation de volémie). Il faut donc coupler la clinique à la mesure et l'analyse de paramètres paracliniques, pour les patients les plus fragiles, d'autant que le geste chirurgical est hémorragique (> 500 ml) et/ou de longue durée (> 2 heures).

3.2. Monitoring invasif

3.2.1. La Pression veineuse centrale (PVC)

Elle se mesure par la mise en place d'un cathéter veineux central dans le territoire cave supérieur. Elle permet d'estimer indirectement la pression qui règne dans l'oreillette droite, cette dernière reflétant la pression télédiastolique du ventricule droit. La PVC est mesurée à l'aide d'un capteur de pression ou d'une colonne de liquide connectée à la voie veineuse centrale. Sa valeur oscille entre 5 et 10 mmHg.

La PVC en valeur absolue est un indicateur statique de précharge, dont la capacité à prédire une réponse positive au remplissage vasculaire reste médiocre. Toutefois la conférence d'experts [SRLF/2004] reconnaît que des valeurs de pressions basses (PVC < 5 mmHg) laissent augurer d'une réponse positive au remplissage.

D'autre part, l'évolution des valeurs de PVC au cours d'une épreuve de remplissage (cf. Tableau 1) reste un moyen simple d'optimiser la volémie, tout particulièrement chez les patients en arythmie cardiaque (ex : Fibrillation auriculaire), chez qui les indices dynamiques sont inutilisables.

Tableau 1 : Exemple de protocole d'épreuve de remplissage (selon Venn Br J Anaesth 2002) :

Etape	PVC (mmHg)	Epreuve remplissage (ER)
Valeur initiale	< 14	200 ml
	• 14	100ml
Pendant ER	Augmentation > 5	STOP et ATTENDRE
Après ER	Augmentation > 3	ATTENDRE
	• 3	Répéter ER suivant valeur initiale

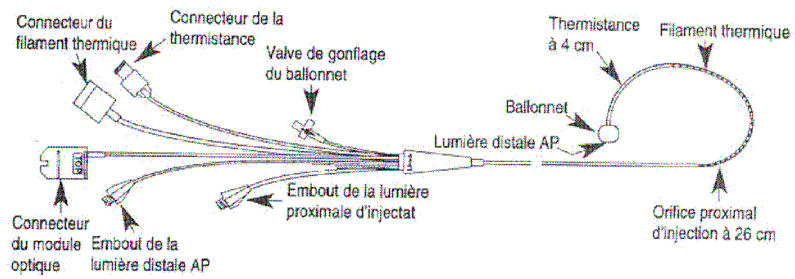
3.2.2. Cathéter de Swan Ganz. [6]

- **Principe** (figure 6)

Le cathétérisme du cœur droit fournit des renseignements très précis sur l'état cardio-respiratoire du patient et son évolution.

Ces cathéters comportent au moins quatre lumières : une pour gonfler le ballonnet, une pour le capteur de température (thermistance) nécessaire à la mesure du débit cardiaque (QC) et deux pour la mesure des pressions. La lumière distale sert à la mesure de la pression artérielle pulmonaire (PAP), de la PAPO et au prélèvement de sang veineux mêlé. La lumière proximale sert à la mesure de la pression dans l'oreillette droite (POD) et à l'injection d'embolie thermique.

Figure 6 :



• **Mise en place**

Un ECG doit être réalisé préalablement pour dépister un trouble de conduction. La pose est obligatoirement effectuée sous surveillance électrocardioscopique en raison de la survenue fréquente de troubles du rythme lors du passage de la sonde dans le VD. Une asepsie chirurgicale est impérative.

Les cathéters sont conçus pour être introduit sans contrôle radioscopique, en se guidant sur l'aspect de la courbe de pression (figure 7). Un contrôle radiographique est effectué après la mise en place.

Figure 7 :

Image Swan dans l'OD	n°1	Image Swan dans le VD	n°2	Image Swan dans l'AP	n°3	Image Swan dans l'AP	n°4
Pression auriculaire droite de 3 à 6 mmHg		Pression ventriculaire droite de 17 à 32 de systolique et de 1 à 7 de diastolique (mmHg)		Pression artérielle pulmonaire de 17 à 32 de systolique et de 9 à 19 de diastolique (mmHg)		Pression capillaire pulmonaire bloquée de 8 à 12 mmHG	
POD		PVD		PAP		Pcap	

• **Interprétation**

La **POD** (pression oreillette droite) peut être assimilée à la pression télédiastolique du ventricule droit. La POD transmurale représente la distension des cavités cardiaques qui détermine le volume télédiastolique ventriculaire droit (VTDVD) c'est-à-dire indirectement la précharge.

Seuls certains types de cathéters de Swan Ganz permettent de mesurer ce VTDVD. C'est un bon paramètre de prédictibilité de réponse au remplissage vasculaire, mais seulement pour des valeurs extrêmes basses. (Taux de réponse au remplissage vasculaire élevé lorsque le VTDVD indexé est inférieur à 90 ml/m² [SRLF/2004]).

La **PAP** (pression artère pulmonaire occluse) mesure la pression en aval du ballonnet gonflé, qui n'est pas toujours égale à la pression dans l'oreillette gauche. Cette pression est intermédiaire entre la pression capillaire pulmonaire et la pression auriculaire gauche qui, dans les conditions normales, sont très proches l'une de l'autre. Schématiquement, la PAP permet une estimation de la pression télédiastolique du ventricule gauche à la recherche d'une hypovolémie, d'une hypervolémie, voire d'une dysfonction du ventricule gauche. Elle estime également la pression hydrostatique régnant dans les capillaires pulmonaires, dans le but d'évaluer le risque d'œdème pulmonaire.

Le **débit cardiaque** (QC) s'adapte aux besoins métaboliques qui dépendent de la taille, du poids, de l'activité musculaire, de la température et du sexe. En rapportant le QC à la surface corporelle, on obtient l'index cardiaque (IC) indépendant du poids et de la taille. Dans les situations où se modifient les besoins (le contexte est très changeant lors de la période opératoire), une valeur du QC mesurée isolément n'a aucun intérêt. La mesure doit être associée aux calculs des paramètres d'oxygénation. Le cathéter de Swan Ganz permet les prélèvements de sang veineux mêlé afin de déterminer la **saturation veineuse en oxygène** (SvO₂), reflet de l'oxygénation tissulaire et facteur de variation du débit cardiaque.

- **Intérêts**

Ces différents paramètres estiment indirectement la précharge et demeurent des indices statiques de précharge. On peut compléter l'étude de ces paramètres par l'analyse de leur évolution après un test de remplissage. La mesure du débit cardiaque peut se faire en continue avec des cathéters de Swan Ganz à débit continu. La mesure des paramètres hémodynamiques peut-être couplés à des paramètres d'oxygénation tissulaire, en particulier la SvO₂.

- **Complications et limites**

Complications liées à l'accès veineux central : pneumothorax et ponctions vasculaires essentiellement. Lors de l'insertion du cathéter, il existe un risque d'arythmies généralement fugaces, cédant au retrait du guide ou du cathéter. Des manœuvres d'avancement et de recul du cathéter peuvent conduire à la formation de nœud. Le maintien du cathéter expose aux risques thromboemboliques, d'infarctus pulmonaire, de rupture artérielle pulmonaire et d'infection sur cathéter...

Son caractère invasif et la réévaluation récente de son rapport bénéfice/risque ont considérablement limité ses indications. Au bloc opératoire, la mise en place d'un cathéter artériel pulmonaire sera réservé à priori aux patients qui en bénéficieront quoi qu'il arrive en postopératoire en réanimation.

3.2.3. PiCCO (Pulse Contour Cardiac Output) [7]

Le système associe un cathéter veineux central et un cathéter « pulsion » artériel fémoral ou axillaire (= troncs artériels périphériques les plus proches du cœur) (fig. 8). Il permet de :

3.2.3.1. Mesurer le débit cardiaque : deux méthodes de mesures :

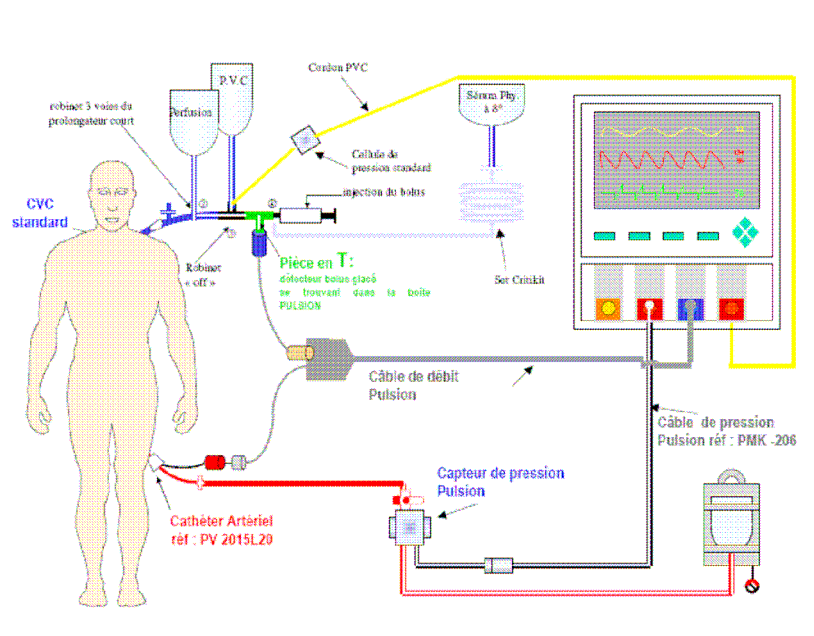
- une méthode intermittente par thermodilution. C'est la méthode la plus classique de mesure en discontinu par injectat de bolus froid (15 ml de sérum salé isotonique à T° <8°) en voie veineuse centrale. L'étude de la variation de température induite par le

bolus mesurée en aval de la thermistance du système artériel, permet de déterminer le débit cardiaque.

- une méthode continue DCC (débit cardiaque continu) par contour d'impulsion. Cette méthode s'appuie sur la compliance de l'aorte dont la résultante est visualisée par l'aspect de la courbe de PAS. Le PiCCO utilise ensuite un algorithme de calcul pour obtenir le DCC. La fiabilité des mesures est conditionnée par la qualité de la calibration par thermodilution.

Au même titre que le cathéter de Swan Ganz, le PiCCO permet de mesurer des indices statiques et il est indispensable d'en analyser l'évolution après épreuves de remplissage.

Figure 8 :



3.2.3.2. D'analyser la courbe de pression artérielle

Le PiCCO est le seul dispositif disponible sur le marché qui permet le recueil automatique d'indices dynamiques issus de l'analyse des variations respiratoires de la courbe de pression artérielle. Il permet de mesurer le • PP (variation de la pression artérielle pulsée).

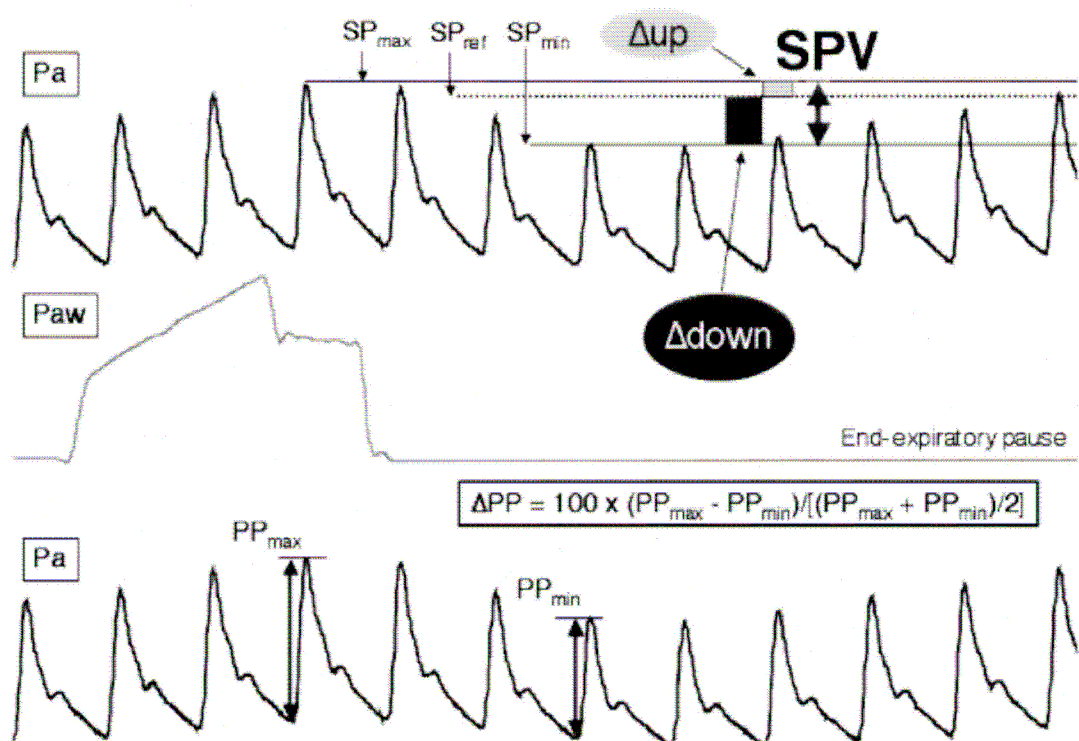
La pression pulsée (PP = PAS – PAD) est maximale (PPmax) pendant l'inspiration, et minimale (PPmin) pendant l'expiration. Sa formule s'écrit :

$$\bullet \text{ PP} = 100 \times (\text{PP}_{\text{max}} - \text{PP}_{\text{min}}) / [(\text{PP}_{\text{max}} + \text{PP}_{\text{min}}) / 2] ;$$

Un seuil de 13% est prédictif d'une réponse positive au remplissage [SRLF/2004].

Figure 9 : Pression pulsée et • PP dérivés de l'analyse des variations respiratoires de la courbe de pression artérielle.

(Pa : pression artérielle; Paw : pression des voies aériennes)



3.3. Monitoring non invasif

3.3.1. Impédancemétrie thoracique [8]

Le volume de la cavité thoracique étant estimé à partir du poids, de la taille et du sexe du patient, l'impédance thoracique instantanée est calculée par l'application d'un courant électrique de faible amplitude et de haute fréquence entre deux paires d'électrodes, l'une placée sur le cou et l'autre sur l'abdomen. Le traitement informatique des données obtenues pour chaque cycle permet l'estimation du débit cardiaque.

Cette technique, dynamique et non invasive se heurte toutefois à certaines limites : le positionnement des électrodes et l'altération de la fiabilité des mesures après ouverture abdominale.

3.3.2. Echocardiographie (par voie transthoracique ou transoesophagienne) [8]

Cette méthode donne des informations morphologiques cardiaques exhaustives et hémodynamiques potentiellement intéressantes en anesthésie : évaluation de la fonction du ventricule gauche, mesure de la taille des cavités...

Elle permet une évaluation fiable du remplissage grâce à la mesure de la surface télédiastolique du ventricule gauche. Le principal inconvénient de cette méthode est qu'elle doit être réalisée par un opérateur expérimenté. La réalisation d'une ETO (échographie transoesophagienne) par l'anesthésiste n'est possible qu'au prix d'une formation rigoureuse et d'une pratique régulière.

L'échocardiographie sous xiphoidienne permet de mesurer en temps réel la diminution inspiratoire du diamètre de la veine cave inférieure qui prédit de façon fiable l'efficacité du remplissage vasculaire. Il peut en être de même pour la veine cave supérieure par échographie transoesophagienne.

L'ETO permet la mesure de la variabilité des vitesses maximales du flux aortique et fournit des indices prédictifs de remplissage efficace de haute sensibilité et spécificité « Accord Fort » (seuil de 12 %) validés chez des patients de réanimation.

3.3.3. Le doppler œsophagien [9]

- **Principes généraux**

C'est une technique considérée comme non invasive ou semi invasive qui permet un monitoring hémodynamique continu du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque. Ce monitoring se pratique à l'aide d'une sonde Doppler que l'on introduit dans l'œsophage. Ce dernier possède des rapports anatomiques étroits avec l'aorte descendante. Il est ainsi possible de réaliser des mesures de vitesse de flux sanguin par Doppler au niveau de l'aorte descendante par voie transoesophagienne.

- **Principes du Doppler**

L'effet Doppler repose sur l'émission d'ultrasons qui sont des vibrations mécaniques comparables aux sons audibles mais de fréquence plus élevée. Dans un tissu immobile, la fréquence des ondes rétrodiffusées par les tissus est identique à celle des ondes incidentes émises par les cristaux piezo électriques de la sonde Doppler. Par contre, lorsqu'une onde ultrasonore rencontre un diffuseur en mouvement, sa fréquence va être modifiée et les ondes rétrodiffusées vers la sonde auront une fréquence différente des ondes incidentes. La différence des fréquences mesurées permet le calcul de la vitesse de déplacement de la colonne sanguine en mouvement.

Appliqué au monitoring hémodynamique, l'effet Doppler va permettre la mesure de la vitesse des globules rouges au sein du plasma, la paroi du globule rouge faisant office d'interface en renvoyant les ultrasons.

La rétrodiffusion des ondes sonores varie en fonction de la vitesse, du sens de déplacement, et de l'angle formé par les globules rouges en mouvement et le faisceau d'ultrason.

- **Application au Doppler trans-oesophagien (Fig.10)**

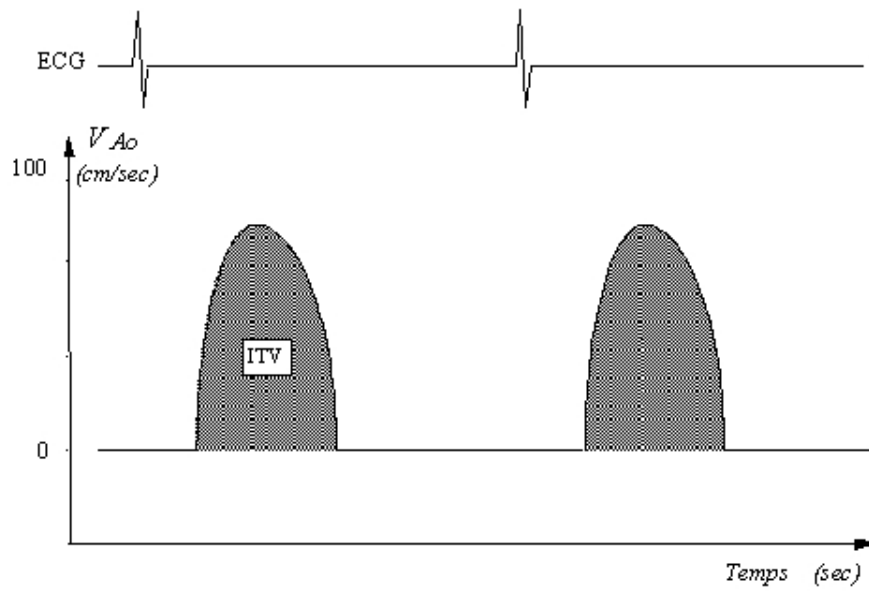
Le calcul du débit cardiaque par Doppler œsophagien est basé :


1) sur la mesure des vitesses instantanées du flux aortique (aorte thoracique descendante) par effet Doppler,

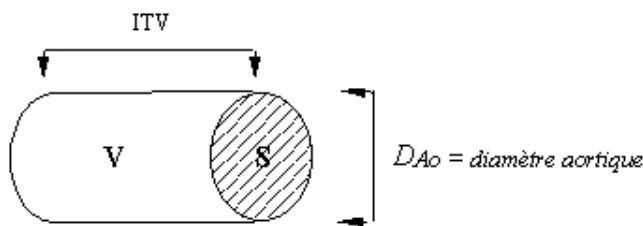
2) puis le calcul de « l'aire sous l'enveloppe des vitesses » (calcul mathématique de l'intégrale des vitesses en fonction du temps), représentant la distance parcourue par la colonne de sang à chaque systole,


3) enfin, le produit de cette distance par la surface de section de l'aorte thoracique descendante (déterminé à partir d'abaques en fonction du poids, de l'âge, de la taille, ou calculée à partir de la mesure du diamètre par écho TM pour certains appareils) permet d'en déduire un volume. En raison d'une répartition théorique du débit cardiaque à 70% pour l'aorte thoracique descendante, et 30% pour les troncs supra aortiques, un facteur de correction est appliqué pour en déduire le volume d'éjection systolique global (VES). Le produit du VES par la fréquence cardiaque (FC) donne le débit cardiaque (DC) ($VES \times FC = DC$).


Figure 10 : Principe du calcul du volume d'éjection systolique aortique à partir de « l'enveloppe » Doppler et du diamètre aortique. (V_{Ao} = vitesse du sang dans l'aorte ; D_{Ao} = diamètre du sang dans l'aorte ; ITV = intégrale temps x vitesse = surface sous la courbe).



 = $ITV = \text{Intégrale Temps} \times \text{Vitesse} = \text{sec} \times \text{cm/sec} = \text{cm}$
 = distance parcourue par la colonne de sang durant la systole



 = $S = \text{Surface de section aortique} = (\pi \times D_{Ao}^2)/4$

 = $V = ITV \times S = V \text{ volume éjecté dans l'Aorte}$

- **Limites**

La mesure du débit cardiaque par Doppler œsophagien fait appel à quatre approximations : 1) une mesure précise de la vitesse du sang dans l'aorte; 2) un profil de vitesses "plat" dans l'aorte descendante; 3) une surface aortique estimée (quand elle n'est pas mesurée) proche de la surface moyenne au cours de la systole; 4) une répartition constante du débit cardiaque entre aorte descendante et troncs supra-aortiques (70% et 30%, respectivement). La précision de la mesure de la vélocité aortique descendante dépend du bon alignement entre le faisceau Doppler et le flux sanguin et de la connaissance de l'angle qui existe entre eux. L'alignement ne peut s'apprécier que de façon subjective pour les sondes "aveugles" (Doppler seul), en s'aidant de la représentation spectrale du signal (plus elle est dense, meilleur est l'alignement avec le flux sanguin) et du bruit Doppler (plus aigu et plus doux). Pour la sonde couplée avec l'écho mode M, l'imagerie temps/mouvement permet de confirmer que l'on est bien en face de l'aorte quand les parois antérieure et postérieure sont bien définies. Si la sonde est bien rectiligne dans l'œsophage, l'angle entre le faisceau Doppler et le flux de globules rouges est approximativement de 45 degrés (angle du cristal), car l'œsophage est à peu près parallèle à l'aorte thoracique descendante.

En dehors de ces approximations, la principale limite est constituée par l'obtention d'un bon signal stable : difficulté à positionner la sonde, parasite lié à l'utilisation d'un bistouri électrique, rythme cardiaque non sinusal ...

- **Risques**

De rares cas de perforation œsophagienne et d'hémorragies sur lésion œsophagienne érosive ont été décrits. En conséquence, l'utilisation du Doppler trans-oesophagien est contre-indiquée en cas de pathologies œsophagiennes, tumeurs ORL, radiothérapie.

- **Mise en place pratique**

Plusieurs types d'appareils sont actuellement commercialisés. Tous sont constitués d'une sonde œsophagienne souple munie d'un capteur Doppler à l'extrémité. Certains utilisent le Doppler continu à la fréquence de 4 MHz à partir d'un cristal monté

à 45° à l'extrémité d'une sonde à usage unique (CardioQ, Deltex) ou réutilisable (Waki, Atys Médical). Un autre fabricant utilise le Doppler pulsé couplé à l'échographie mode M, qui permet la mesure simultanée et continue du diamètre de l'aorte thoracique descendante (Hemosonic, Arrow)

Quelque soit le type d'appareil la sonde est introduite dans l'œsophage par voie orale ou nasale chez un patient, le plus souvent, sédaté et ventilé. Elle est enfoncée de façon à être positionné en regard du quatrième espace intercostal (profondeur de 35 à 40 cm). Il existe un repère sur la sonde à positionner entre les arcades dentaires. L'optimisation du signal est obtenue en jouant sur la profondeur d'insertion et la rotation de la sonde. Les critères de bon positionnement sont : un pic de vélocité maximum, une enveloppe de la courbe de vélocité Doppler avec un flux exclusivement systolique et une ascension initiale de la courbe franche et rapide, un signal échographique qui doit mettre en évidence les deux parois aortiques de façon intense et précise avec un diamètre de l'aorte de 20 à 25 mm, l'enveloppe de la courbe doppler doit être épaisse et la plus blanche possible.

- **Utilisation**

L'analyse du signal Doppler au niveau de l'aorte thoracique permet le recueil de différents paramètres :

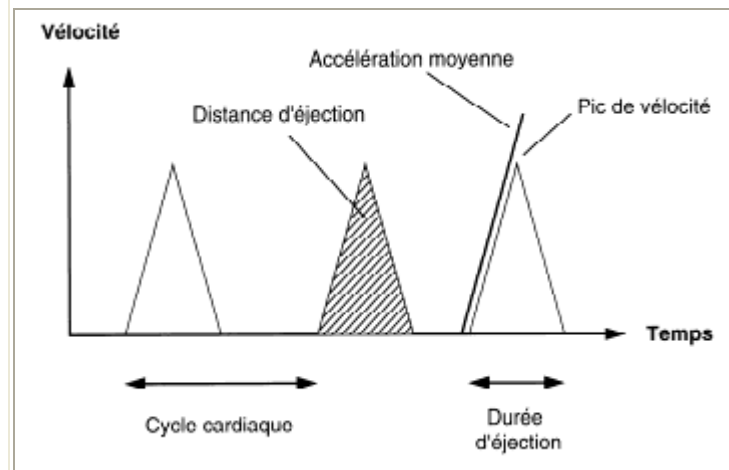
Ø le VES (cf. supra)

Ø la durée d'éjection, ou temps d'éjection corrigé (TEC) en fonction de la fréquence cardiaque. Ce paramètre augmente avec le remplissage vasculaire : « plus le cœur est rempli, plus il va mettre de temps à se vider ». Ce paramètre est aussi dépendant de la post-charge cardiaque. La valeur seuil classique de $TEC > 350$ msec est en fait un mauvais critère prédictif de réponse au remplissage vasculaire.

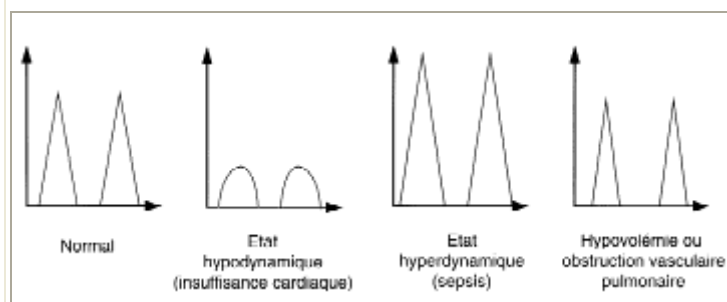
Ø Le pic de vélocité et l'accélération moyenne représentent plutôt des paramètres d'inotropisme.

En pratique clinique, une valeur isolée de VES, compte tenu des différentes approximations quant à sa mesure soulignées plus haut, et ne connaissant pas la fonction contractile du ventricule gauche, ne peut prétendre prédire efficacement la réponse au remplissage vasculaire. Par contre l'évolution du VES après une épreuve de remplissage permet d'évaluer la précharge dépendance à posteriori en fonction du pourcentage de variation (> 10%). Récemment, une équipe a validé sur un collectif de patients de réanimation (sepsis, SDRA) répondeurs à une première épreuve de remplissage un nouvel indice, le « Stroke Output Index » (SOI). Cet indice permet de prédire avec une très forte sensibilité et spécificité la réponse à une deuxième épreuve de remplissage. En revanche, il n'a pas encore été validé sur une population de patients pris en charge au bloc opératoire en chirurgie réglée.

Courbe de vélocité mesurée par Doppler pulsé au niveau de l'aorte thoracique descendante.



Modifications de la courbe de vélocité en fonction de certaines situations cliniques.



4. CONCLUSION

De nombreux travaux cliniques ont démontré que l'optimisation du remplissage vasculaire en per-opératoire diminuait la morbidité postopératoire et la durée de séjour. L'optimisation du remplissage vasculaire vise à corriger l'hypovolémie occulte sans tomber dans l'excès du sur-remplissage qui possède sa propre iatrogénie. Les anciens abaques de remplissage vasculaire per-opératoire se basaient sur la correction du jeûne (en ml/Kg/h), éventuellement majoré du déficit hydrique lié à une préparation digestive ou un traitement diurétique, sur la correction des pertes insensibles, des pertes de la sonde naso-gastrique, de la diurèse et du saignement. Ils semblent à l'heure actuelle désuets. Les recommandations actuelles reposent sur le principe de l'optimisation guidée par un moyen de monitoring du remplissage vasculaire.

Le plus simple et le moins invasif selon nous reste le Doppler trans-oesophagien (TO), dont la courbe d'apprentissage est rapide. Le nombre important d'études validant l'intérêt et les bénéfices d'une telle stratégie guidée par Doppler TO au bloc opératoire milite pour une large diffusion de ce type de monitoring. Les techniques de monitoring comme le cathéter de Swann Ganz ou le PICCO, compte tenu de leur caractère invasif, sont à réserver au bloc opératoire à une niche de patients chez qui il est fort probable que ces techniques soient mises en places en postopératoire en réanimation.

L'analyse des variations respiratoires de la courbe de pression artérielle n'étant pas automatisée sur les appareils de monitoring au bloc, en dehors du deltaPP avec le PICCO, la place d'un cathéter artériel uniquement pour le monitoring du remplissage vasculaire devient mineure.

Enfin, nous suggérons par bon sens qu'il faut privilégier la mise en place de ces stratégies d'optimisation du remplissage vasculaire en présence de deux sur trois des critères suivant : chirurgie > 2 heures, chirurgie prévue hémorragique (> 500 ml), patients à haut risques. Ces stratégies doivent s'intégrer dans le cadre plus large du concept de Récupération Rapide Après Chirurgie (RRAC) ou réhabilitation précoce.

REFERENCES :

- [1] **B. Tavernier**, Département d'Anesthésie Réanimation Chirurgicale 1, CHU de Lille. *Evaluation peropératoire de la volémie*. Conférences d'actualisation 2001. <http://www.sfar.org/sfar.html>
- [2] **J. L'Hermite**, Département Anesthésie-Douleur et Urgences-Réanimation CHU de Nîmes. *Monitoring hémodynamique en peropératoire*. Novembre 2005.
- [3] **JY. Lefrant**, Division Anesthésie Réanimation Douleur Urgences, CHU Nîmes : *Evaluation de la volémie*, SFAR 2007.
- [4] **AP. Forget, D. Garrigue**, UF d'anesthésie-réanimation, CHRU de Lille. *Surveillance et monitoring des états de choc aux urgences*. Médecine d'urgence 2001 p.67-77 Editions scientifiques et médicales, Elsevier SAS, et Sfar.
- [5] **JL. Teboul et le groupe d'experts de la SRLF**. *Recommandations : Indicateurs de remplissage vasculaire au cours de l'insuffisance circulatoire*. Avril 2004. www.sciencedirect.com
- [6] **Expertise collective SFAR**. *Utilisation de la sonde de Swan-Ganz en anesthésie-réanimation*. 1996. <http://www.sfar.org/swanganzrecomm.html>
- [7] **J. Reignier**, Chef de service CHD. *Utilisation du système PiCCO*. www.sfisi.asso.fr/telechargement/picco.pdf
- [8] **AP. Forget**, Service des urgences CHRU Lille. *Débit cardiaque non invasif*. 2001. <http://www.jlar.com>
- [9] **B.Cholley**, Département d'Anesthésie-Réanimation, Hôpital Lariboisière, AP-HP, Paris. *Monitoring du débit cardiaque par le Doppler oesophagien*. www.jepu.net/pdf/2003-01-02.pdf
- [10] **R. Chatti, B. Cholley**, Département d'Anesthésie-Réanimation, Hôpital Lariboisière, AP-HP, Paris. *Nouvelles techniques du monitoring du débit cardiaque : gadgets ou avancées réelles ?* www.sciencedirect.com
- [11] **JF. Baron**, Service Nadia-du-Bouchet anesthésie-réanimation, hôpital Broussais, Paris. *Monitoring de la volémie au cours de l'anesthésie*. Conférences d'actualisation 1996. <http://www.sfar.org/sfar.html>

