

Hémodynamique non invasive au cours des insuffisances circulatoires aiguës

A. DELAHAYE, A. JOSSILLET, A. LAGOUGE, P. CAYREL, S. ENA

Les points essentiels

- Le monitoring hémodynamique est une nécessité quotidienne en médecine d'urgence polyvalente.
- L'attitude empirique de surveillance des défaillances circulatoires basée sur de simples signes cliniques n'est pas suffisante pour améliorer le pronostic des patients.
- Les difficultés de transposition systématique aux urgences des techniques invasives ou « minimales » invasives de réanimation sont aussi une réalité quotidienne.
- Il n'existe pas de monitoring polyvalent idéal à l'heure actuelle, un compromis doit être trouvé entre faisabilité, disponibilité et précision.
- Débit cardiaque, tonus vasculaire, volémie et microcirculation peuvent d'ores et déjà être abordés de façon fiable par des méthodes strictement non invasives.

1. Introduction

Le monitoring hémodynamique en médecine d'urgence polyvalente est une question quotidienne, dont l'impératif clinique est d'améliorer la perfusion, l'oxygénation tissulaire et ainsi le pronostic vital. Elle ne peut pas reposer seulement sur des « convictions » et « impressions » cliniques mais exige des

*Hôpital Jacques Puel, Centre Hospitalier de Rodez, Pôle Médico-Technique, Urgences et Réanimation.
Correspondance : Arnaud Delahaye. Tél. : 05 65 55 25 40 / 25 41. E-mail : a.delahaye@ch-rodez.fr*

outils d'évaluation pertinents. Il n'existe pas, à l'heure actuelle, d'outil idéal mais beaucoup d'appareillages tendent à se développer. Le choix de l'un d'entre eux, doit être fait selon un compromis entre faisabilité, disponibilité et précision. Parmi les critères pour une technique médicale idéale, le risque iatrogène doit être le plus faible possible. Un outil hémodynamique invasif est un outil requérant une effraction cutanée associée à un cathétérisme vasculaire ce qui comporte un certain nombre d'effets secondaires, voire de risque d'accident. Les méthodes dites non invasives, pourraient permettre de répondre à nos attentes car, à partir d'un apprentissage habituellement rapide, elles proposent d'aborder l'hémodynamique des patients de façon simple tout en étant accessibles à tous les praticiens et dans de nombreuses situations cliniques.

Après un rappel sur certains signes cliniques couramment utilisés, nous ferons ici un état des lieux des (avancées) technologiques strictement non invasives qui permettent d'aborder le monitoring hémodynamique. Pour des raisons de définition et parce que cela nécessiterait un chapitre à part entière, nous n'aborderons pas l'évaluation hémodynamique échocardiographique dont l'utilité aux urgences n'est plus à démontrer. Par ailleurs, certaines technologies encore purement expérimentales ne seront pas développées.

2. Le temps de recoloration cutanée (TRC)

La mesure du TRC se réalise au membre supérieur placé au niveau du cœur, chez un patient en décubitus dorsal. On réalise une compression modérée de la pulpe de l'index, du majeur ou de l'annulaire durant 5 secondes. Au relâchement de la compression, l'observateur mesure le temps que met la pulpe à se recolorer. Trois mesures sont habituellement recommandées et moyennées. Chez l'enfant et l'adulte jeune le TRC est normalement inférieur à 2 secondes. Chez la femme et les patients des deux sexes de plus de 65 ans, la limite de normalité est respectivement de 3 et 4 secondes.

Le TRC dépend du sexe, de l'âge, de la température ambiante (mécanisme de thermorégulation). Il n'a pas été étudié chez les patients en défaillance circulatoire avec antécédent de pathologie vasculaire périphérique. Son analyse peut être modifiée par la luminosité ambiante. Il existe une certaine subjectivité avec une reproductibilité interobservateur allant de médiocre à bonne (1). Une mesure par caméra digitale permet d'améliorer l'analyse du TRC (2).

Le TRC, associé à d'autres signes cliniques (pouls faible et rapide, froideur des mains, perte de poids, fièvre), permet de détecter une déshydratation ou un état infectieux « modéré ou sévère », chez le nourrisson et le jeune enfant (3). Tout seul, sa performance diagnostique est insuffisante. En médecine d'urgence extra-hospitalière, le TRC peut être clairement mis à défaut à cause de la température et de la luminosité ambiante. En réanimation pédiatrique et adulte, lors d'états de choc septique, ou après chirurgie cardiaque ou au cours d'un syndrome de

détresse respiratoire aiguë, le TRC n'est pas corrélé aux mesures invasives d'index cardiaque, de résistance vasculaire systémique, d'oxygénation centrale. Pour autant, la persistance d'un TRC allongé (> 4,5 s), associé à d'autres signes cliniques d'hypoperfusion, dans les premières heures de prise en charge en réanimation de patients en défaillance circulatoire, reflète un plus mauvais pronostic (4).

Les études hors réanimation chez l'adulte sont rares, la spécificité du TRC pour déterminer une hypovolémie est habituellement bonne mais la sensibilité reste faible. Dans une étude réalisée chez des polytraumatisés militaires, un TRC supérieur à 2 secondes est associé à la nécessité d'une intervention thérapeutique en urgence sans être un facteur indépendant prédictif de la mortalité (5).

Le TRC isolé manque donc franchement de sensibilité. Il connaît de nombreuses limites mais il existe peu d'études cliniques en médecine d'urgence pour confirmer son utilité ou non dans le diagnostic puis le monitoring hémodynamique des patients. Il doit être systématiquement analysé en association avec d'autres éléments cliniques.

3. La température cutanée (TC)

La température des extrémités dépend de leur vascularisation car le système circulatoire intervient dans la thermorégulation. La mesure de la TC périphérique est habituellement une estimation simple (« chaud » ou « froid »), par contact de la surface dorsale des mains ou des doigts de l'examineur, sur la surface cutanée du patient.

En réanimation, la TC aux extrémités, perçue par l'examineur, est un reflet de l'état hémodynamique global mais elle est influencée par les accidents d'hypothermie, ainsi que la température ambiante. Les patients aux extrémités « froides » ont un débit cardiaque, une saturation veineuse centrale (SvO₂) et des bicarbonates plus bas et un taux de lactate sanguin plus élevé que les patients aux extrémités « chaudes » (6). La TC semble plus fiable en cas de choc cardiogénique ou hypovolémique plutôt que pour les états de choc vasoplégiques d'allure septique. La présence d'extrémités froides détecterait une hyperlactatémie dans 62 % des cas et même dans 71 % des cas de patients adultes en sepsis en réanimation. A contrario, des extrémités chaudes seraient associées à une absence d'hypoperfusion dans 92 % des cas (6). La constatation d'extrémités froides est un facteur prédictif indépendant de mortalité au cours de la dysfonction ventriculaire gauche sévère postinfarctus du myocarde avec ou sans hypotension artérielle (8). En cas de normothermie centrale, par mesure endocavitaire, le gradient entre température centrale et TC semble plus pertinent en termes de diagnostic et pronostic car mieux corrélé à l'index cardiaque (7). Ce gradient tend à augmenter lors d'une défaillance circulatoire et à se corriger lors de l'amélioration hémodynamique.

En pratique quotidienne, l'utilisation isolée de la TC comme seul indice de défaillance circulatoire ne doit pas être recommandé. Pour autant, comme le TRC, la TC fait partie d'un arsenal sémiologique qui pour être pertinent doit être associé à d'autres paramètres cliniques et biologiques.

4. La pression artérielle non invasive (PNI)

La mesure de la PNI reste fondamentale pour l'évaluation initiale des patients dans le contexte de l'urgence. Il existe deux méthodes de mesure principales : la sphygmomanométrie avec auscultation (analyse des bruits de Korotkoff), étalon or pour le dépistage et le suivi des patients hypertendus chroniques ; et l'oscillométrie automatisée qui permet une mesure de la pression artérielle moyenne (PAM) et d'en extrapoler les valeurs de la pression artérielle systolique et diastolique (PAS, PAD). Il est à noter que l'algorithme de détermination de PAS et PAD est propre à chaque fabricant et que cela reste du domaine du secret industriel.

Dans l'étude d'Arghi et al. (9), chez des patients obèses en réanimation médicale, les mesures de PNI réalisées par sphygmomanométrie auscultatoire sont comparées à la mesure invasive de pression artérielle. Les auteurs mettent en évidence une sous-estimation de la PAS et une surestimation de la PAD, indépendamment de l'indice de masse corporelle. Mais au-delà du biais moyen entre les 2 méthodes, les limites d'agrément restent lâches, ce qui ne permettant pas, pour un patient donné, de connaître le sens du biais : la pression étant surestimée chez certains et sous-estimée chez d'autres. La mesure de PNI par méthode d'oscillométrie a aussi été comparée à la mesure invasive. Les études confirment une sous-estimation de la PAM (de - 2 à - 10 mmHg) avec aussi des limites d'agrément larges (9,10).

Les méthodes de mesure de la PNI ont des limites techniques communes. Pour des hypotensions artérielles extrêmes, les variations de la pression artérielle (PA) brachiale sont insuffisantes pour générer les bruits de Korotkoff ou l'oscillation nécessaire à la mesure de la PAM. Mais l'impossibilité de réaliser la mesure dans ce cas extrême est en soit une confirmation d'un tableau clinique grave de défaillance circulatoire. L'augmentation de la rigidité artérielle physiologique (athérosclérose, stimulation du système nerveux autonome) ou artificielle (traitement par amines vasopressives) est à l'origine de mesures contradictoires (sur ou sous-estimation). La sphygmomanométrie surestime particulièrement la PAD lorsque la rigidité artérielle est augmentée ainsi qu'en situation d'hyperdébit (grossesse, fistule artério-veineuse...). La circonférence du bras du patient nécessite une adaptation de la taille du brassard. Un brassard trop grand sous-estime la PA, à l'inverse un brassard trop petit induit une surestimation de la PA. Par ailleurs, le site de mesure doit être à l'artère brachiale. Les deux méthodes de mesure sont moins précises en cas d'arythmie cardiaque et dans ce cas il est souhaitable de moyenniser plusieurs mesures. L'oscillométrie est perturbée lors des

mouvements du patient ou au cours d'un transport rendant la mesure plus longue voire impossible. La sphygmomanométrie est irréalisable en médecine extra-hospitalière.

Techniquement, les sphygmomanomètres anéroïdes, qui remplacent ceux à mercure, nécessitent des étalonnages. La PAM est calculée à l'aide de formules empiriques, calquées sur les mesures de PA chez le patient hypertendu, non validées au cours des défaillances circulatoires ; la seule surveillance sur la PAS est une alternative simple. Pour l'oscillométrie l'algorithme de calcul est propre à chaque appareil. La base de données est issue des patients chroniques hypertendus. Sa transposition aux situations de défaillance circulatoire et ses performances s'améliorent au cours du temps. Pour autant il reste préférable, en situation d'état de choc, de ne tenir compte que de la PAM et même de moyenner plusieurs mesures successives.

Dans une étude française prospective, menée chez 116 patients de réanimation en état de choc, les auteurs montrent que malgré un biais important entre mesure invasive et non invasive par oscillométrie de la PAM, la performance de la mesure non invasive reste honorable, pour identifier les patients hypotendus. De même la mesure de PNI permet de détecter une augmentation de la PAM d'au moins 10 % lors d'une modification thérapeutique (remplissage) ou une manœuvre de lever de jambes passif (11).

Malgré toutes ses limites, la mesure de la PNI par oscillométrie automatisée permet d'identifier de façon fiable les patients hypotendus et permet un monitoring continu automatisé non invasif au cours des prises en charge en médecine d'urgence polyvalente.

5. La tonométrie artérielle d'aplanation

La tonométrie artérielle d'aplanation fait appel à l'analyse non invasive du contour de l'onde de pression artérielle (SphygmoCor™, AtCor). Les premiers travaux cliniques datent des années 1990. Le tonomètre est un « stylo » avec à son extrémité un transducteur plan de pression (cristaux piezzo-résistifs). Le site de mesure est au niveau de l'artère radiale, plus rarement au niveau de l'artère carotide primitive. La pression exercée par l'opérateur (technique d'aplanation) doit être suffisamment faible pour ne pas occlure totalement l'artère, mais suffisamment forte pour égaler la pression exercée par le sang sur la paroi. On enregistre ainsi une courbe de pression artérielle pulsée radiale. Après calibration par mesure oscillométrique, on obtient des valeurs de PA. Les courbes de pression pulsée vont par transformation mathématique (tenant compte de l'âge, du sexe, de la taille et de la fréquence cardiaque), permettre d'obtenir une onde de pression aortique avec mesure de la pression aortique systolique (PAoS) et de la pression aortique pulsée (PPAo). PAoS et PPAoS sont des déterminants de la contrainte systolique du ventricule gauche et de la rigidité artérielle. À partir de l'analyse de la forme de la courbe de

pression artérielle il est possible de déterminer un débit cardiaque. La technique de tonométrie artérielle d'aplanation est utilisée en cardiologie pour évaluer la postcharge ventriculaire gauche et définir des marqueurs de risque cardiovasculaires. En réanimation une étude récente a montré la faisabilité de la technique chez des patients hémodynamiquement stables, et une autre montre que la mesure radiale est bien corrélée aux mesures invasives de PA (12, 13).

La technique de tonométrie artérielle d'aplanation ne peut pas être, au jour d'aujourd'hui, recommandée pour déterminer et monitorer le débit cardiaque en réanimation chez des patients instables. De même, il n'existe aucune étude publiée concernant la prise en charge des patients en médecine d'urgence polyvalente.

6. La pléthysmographie pulsée de l'oxymètre de pouls

Un oxymètre de pouls est constitué d'un émetteur d'ondes lumineuses rouges (R) et infrarouges (IR) et d'un photodétecteur qui réceptionne le signal après avoir traversé le site de mesure (la pulpe d'un doigt ou le lobe de l'oreille). Le signal est transmis et analysé par un moniteur qui affiche une saturation en oxygène (SpO_2), résultante des variations d'absorption des ondes lumineuses mesurées par spectrophotométrie. La SpO_2 est associée à une courbe d'allure « systolodiastolique » reflet du caractère pulsatile de l'écoulement sanguin au niveau du site de mesure (pléthysmographie pulsée). La présence et la qualité de cette courbe doivent habituellement attester de la validité du signal et de la valeur de SpO_2 affichée.

Il existe une similitude remarquable entre le tracé de pléthysmographie pulsée et celui de l'onde de pouls enregistré par méthode invasive sur cathéter artériel. Au cours de la ventilation mécanique des patients parfaitement sédatisés, l'interaction cardio-pulmonaire est responsable d'une variation respiratoire du signal de la pression artérielle pulsée (ΔPP). Les variations de ΔPP sont liées aux variations de précharge ventriculaire et donc au statut volémique des patients. Un $\Delta PP > 13\%$ est prédictif d'une réponse au remplissage. De la même manière, la variation respiratoire de l'amplitude de la courbe de pléthysmographie (ΔPOP) a la capacité à prédire la réponse au remplissage vasculaire. Chez les patients septiques en réanimation, intubés et ventilés, en rythme sinusal régulier, ΔPOP est comparable au ΔPP . Le ΔPOP est un bon indice dynamique prédictif d'une réponse au remplissage vasculaire quand il est supérieur à 14 % (14). Au cours d'une épreuve de lever de jambe passif, la variation de ΔPOP permet de prédire la réponse au remplissage (15). Récemment deux études expérimentales montrent que chez des volontaires sains en ventilation spontanée, ΔPOP diminue au cours d'épreuves de lever de jambe passif mais sans qu'il ait pour autant de modification du débit cardiaque mesuré par échocardiographie transthoracique (16).

De façon plus récente les évolutions technologiques permettent une analyse plus fine, automatisée et continue de la courbe de pléthysmographie (Radical-7™, Masimo). Il est ainsi défini un indice de perfusion (IP, exprimé de 0,02 à 20 %) et ses variations respiratoires en continu (PVI : *Pleth Variability Index*, exprimé de 0 à 100 %). L'IP est une valeur numérique, basée sur le ratio entre la composante pulsatile et la composante non pulsatile et reflète l'amplitude de la courbe de pléthysmographie. L'hypothèse admise est que la composante pulsatile est le reflet de la circulation artérielle et donc du tonus vasculaire. En cas d'hypoperfusion périphérique (vasoconstriction ou hypovolémie), seule la composante pulsatile diminue : le ratio et l'IP diminuent, à contrario lors d'une vasodilatation l'IP augmente. Un IP inférieur à 1,4 chez des patients adultes en état critique permet d'authentifier une hypoperfusion périphérique (17). Concernant le PVI, il existe une relation étroite et une bonne corrélation avec le Δ POP. La même relation existe entre PVI et Δ PP. Un PVI > 20 % permet de prédire une réponse à l'expansion volémique (15).

La courbe de pléthysmographie pulsée, mise en parallèle à l'enregistrement continu électrocardiographique, permet l'analyse de la variation respiratoire de la période de pré-éjection ventriculaire. Cette dernière est définie par le temps calculé entre le début du QRS jusqu'au pied de la courbe de pléthysmographie pulsée. Cet indice est prédictif des effets d'un remplissage vasculaire chez des patients en choc septique, sous ventilation mécanique en réanimation (18).

L'analyse automatisée en continu de la courbe de pléthysmographie pulsée est disponible et permet de prédire la réponse au remplissage des patients en insuffisance circulatoire aiguë. Ces outils, strictement non invasifs, doivent être développés et validés en médecine d'urgence pour pouvoir être plus largement recommandé.

7. La saturation tissulaire en oxygène (StO₂)

Le développement des défaillances viscérales au cours des états de choc, est secondaire à une altération de la microperfusion tissulaire. Habituellement, la défaillance microcirculatoire est appréciée indirectement par des évaluations globales d'hémodynamique macrocirculatoire : la PAM, la fonction cardiaque, la saturation veineuse centrale en oxygène (ScvO₂), le taux de lactate, etc. La détection précoce de l'inadéquation de perfusion tissulaire, ainsi que son monitoring, doit permettre une optimisation de la prise en charge des patients et une amélioration du pronostic. La mesure de la PO₂ tissulaire par électrodes est une technique peu fiable pour estimer l'adéquation de la perfusion microcirculatoire.

La technologie de spectroscopie de proche infrarouge (*NIRS : near-infrared spectroscopy*) est une technique non invasive qui évalue le degré d'oxygénation de l'hémoglobine intravasculaire au niveau microcirculatoire, reflet de la StO₂ (InSpectra™ StO₂, Hutchinson Technology). Chez les patients polytraumatisés

sévères, en état de choc hypovolémique, à risque de développer des défaillances viscérales, l'amélioration du transport en oxygène s'accompagne d'une augmentation des valeurs moyennes de la StO_2 mesurées par *NIRS*. Toujours chez une large population de polytraumatisés en défaillance circulatoire, la mesure de la valeur de la StO_2 au niveau de l'éminence thénar a la même valeur pronostique que le déficit de base pour prédire le développement des défaillances viscérales (19). Des valeurs inférieures à 75 % sont associées à un devenir sombre. Lors d'une défaillance cardiaque isolée, la StO_2 est corrélée à la $ScvO_2$. Les variations de deux valeurs sont également bien corrélées entre elles (20). Chez les patients septiques, les données restent contradictoires mais les valeurs attendues de StO_2 devraient être plus basses chez les patients septiques, que chez les patients sains et elles devraient être corrélées à la $ScvO_2$ comme dans l'étude de Nardi et al. à propos de 16 patients en sepsis sévère ($n = 10$) ou choc septique ($n = 6$) (21).

Les études cliniques ne permettent pas d'affirmer que l'on puisse réaliser un monitoring et guider la réanimation des états septiques sur la mesure unique de la StO_2 . La pertinence du monitoring de la microcirculation par mesure de la StO_2 semble être améliorée par la réalisation de manœuvres dynamiques d'occlusion vasculaire avec un brassard pneumatique. Elles sont réalisées sur l'avant-bras avec mesure en continue de la StO_2 au niveau de l'éminence thénar. La courbe enregistrée de StO_2 , se divise en 4 phases : une phase de mesure de base, une phase de mesure d'ischémie, puis une phase de reperfusion et enfin une phase d'hyperémie. De ces courbes est déterminé un taux de désaturation (phase d'ischémie), reflet de la consommation locale d'oxygène, et un taux de resaturation (phase de reperfusion), reflet de la réactivité microcirculatoire (on parle d'hyperhémie active). Chez les patients septiques, on trouve une diminution du taux de désaturation ainsi qu'une altération de la resaturation. L'altération des 2 paramètres est d'autant plus marquée que les patients sont plus graves, à haut risque de syndrome de défaillance multiviscérale, et donc à pronostic plus sombre (22).

La technologie de spectroscopie de proche infrarouge connaît quelques limites. Elle ne permet pas de différencier, au sein du volume tissulaire étudié, la contribution relative entre secteur artériolaire et secteur veineux, ni de mesurer le flux sanguin microcirculatoire. Une stase veineuse pourrait artificiellement augmenter la mesure de la StO_2 interprétée comme une fausse amélioration de l'oxygénation tissulaire. Par ailleurs, la mesure de la StO_2 est influencée par l'épaisseur du tissu adipeux mais cette difficulté est surmontée par une mesure au niveau de l'éminence thénar. Le problème principal est d'ordre technique avec l'absence de « référence » et des appareillages utilisant des algorithmes différents avec des longueurs d'ondes et des profondeurs de pénétration lumineuses différentes.

La technologie *NIRS* permet d'apprécier le degré de dysfonction microcirculatoire, de façon complètement non invasive, en continu, au chevet du malade. L'association de la mesure de la StO_2 à des manœuvres dynamiques améliore la pertinence diagnostique. La recherche clinique en médecine d'urgence devrait s'attacher à positionner la technologie *NIRS* pour participer à guider la réanimation précoce des patients critiques.

8. La pression partielle tissulaire en dioxyde de carbone (PtCO₂)

L'hypercapnie tissulaire est constatée au niveau de tous les tissus au cours des défaillances circulatoires. La concentration locale d'un tissu en CO₂ est inversement proportionnelle à la perfusion pour une production de CO₂ donnée. La méthode de mesure au niveau de la muqueuse gastrique (tonométrie) a permis de démontrer une relation étroite entre la mesure intragastrique élevée de CO₂ et l'altération de la microcirculation systémique ainsi que le pronostic des patients septiques. Mais les nombreuses limitations techniques ont rendu cette technique obsolète. Depuis, les travaux expérimentaux et cliniques, ont démontré que l'élévation de la PtCO₂ (buccale ou sublinguale), mesurée par technique de capnométrie continue, est un marqueur utilisable pour authentifier l'altération de la microcirculation des états de choc septiques. Il s'agit même d'un marqueur plus précoce que l'élévation du taux de lactate (23). Aux urgences, de rares études ont analysé l'intérêt de la capnométrie sublinguale pour évaluer précocement les pertes sanguines chez les patients polytraumatisés à état hémodynamique stable ou instable, mais aussi comme marqueur prédictif de mortalité au cours du choc hémorragique (24).

La mesure cutanée de la PtCO₂ est utilisée en néonatalogie et en pédiatrie comme monitoring de la ventilation car elle est corrélée à la pression artérielle en CO₂ (PaCO₂) (25). Aux urgences, chez l'adulte, 2 études récentes rapportent l'intérêt de la mesure de la PtCO₂ au niveau du lobe de l'oreille, comparée à la mesure sur gaz du sang artériels de la PaCO₂, pour dépister une hypercapnie chez des patients présentant une décompensation d'insuffisance respiratoire chronique obstructive, une poussée d'asthme aiguë ou une pneumopathie communautaire (26). Comme pour la capnométrie sublinguale, la PtCO₂ cutanée au niveau thoracique permet précocement d'authentifier les anomalies microcirculatoires chez le polytraumatisé en état de choc hémorragique avec une valeur pronostique (27). L'étude récente, en réanimation, de Vallée et al. (28), chez des patients en état de choc septique, démontre la faisabilité et la fiabilité d'une mesure continue non invasive de la PtCO₂ au niveau du lobe de l'oreille pour évaluer la microcirculation.

La technologie de mesure sublinguale de la PtCO₂ permet d'étudier la microcirculation en situation de défaillance circulatoire mais semble, à l'heure actuelle, difficilement réalisable en médecine d'urgence. La mesure cutanée pourrait palier aux difficultés rencontrées par la technique sublinguale mais cette technologie n'est pas encore validée et son intérêt demande à être confirmé.

9. La bioimpédance et la bioréactance thoracique

L'estimation du débit cardiaque à partir des variations d'impédance thoracique à été théorisée il y a plus de 40 ans par Kubicek, puis remaniée à plusieurs reprises (29). La bioimpédance thoracique (Physioflow™, Manatec Biomedical ; BioZ™, SonoSite ; NCCOM™, Bomed Medical) estime le volume d'éjection systolique à partir des

variations d'impédance électrique du thorax (mesure de la modulation d'amplitude du signal). En pratique, on applique un courant de haute fréquence et d'amplitude connue au travers du thorax par l'intermédiaire de quatre électrodes et l'on mesure les variations de tension qui résultent des modifications de l'impédance thoracique par quatre électrodes adjacentes. Les principaux conducteurs dans le thorax sont les liquides physiologiques (principalement le sang) et par conséquent le courant électrique emprunte surtout les gros vaisseaux médiastinaux et les cavités cardiaques.

L'estimation du débit cardiaque par bioimpédance thoracique est simple de mise en œuvre et totalement non invasive. Son apprentissage est facile et la reproductibilité intra et interobservateur est bonne (30). L'ensemble des travaux étudiant la corrélation et l'agrément, de la mesure du débit cardiaque entre bioimpédance thoracique et d'autres méthodes de mesure de référence, dont l'échocardiographie, ainsi que les variations de la mesure en fonction des conditions de charge cardiaque, sont souvent décevantes (31). De nombreux facteurs modifiant l'impédance thoracique de base, comme l'obésité, l'œdème pulmonaire ou la condensation alvéolaire, l'artériosclérose aortique, l'arythmie cardiaque et les valvulopathies sont autant de causes d'inexactitude de la méthode. Mais les divergences observées semblent surtout être en rapport avec l'instabilité de la technique liée au bas niveau du rapport signal/bruit inhérent à cette technique. Certains auteurs proposent la bioimpédance thoracique aux urgences pour évaluer l'origine cardiaque d'une détresse respiratoire aiguë (32).

Contrairement à la bioimpédance, la bioréactance (NICOM™, Cheetah Medical) est l'analyse de la composante en modulation de fréquence du signal qui transite au travers du thorax. L'avantage est un rapport signal/bruit, en théorie, 100 fois meilleur par rapport à la technique de bioimpédance sans être modifié par le positionnement des électrodes. Cette technique totalement non invasive et continue nécessite la mise en place, sur le thorax du patient, de 4 électrodes émettrices et réceptrices. Le débit cardiaque est estimé à partir de la variation de fréquence reflet des variations du volume aortique. Les études expérimentales chez l'animal ont confirmé que la bioréactance est une méthode plus fidèle que la bioimpédance (33). Les études cliniques de validation confirment la précision de la méthode de mesure du débit cardiaque comparée à la technique de thermodilution ou de l'analyse du contour de pouls chez des patients, sédatisés ou non, intubés ou en respiration libre (34). En postchirurgie cardiaque, la méthode de mesure du débit cardiaque par bioréactance, permet de prédire la réponse au remplissage vasculaire lors d'une épreuve de lever de jambes passif (35).

La bioimpédance thoracique est utilisable aux urgences mais la bioréactance est une évolution majeure avec l'amélioration de l'analyse du signal ce qui peut permettre d'en faire une technologie d'utilisation plus large au quotidien. Totalement non invasive, la bioréactance thoracique permet avec une performance acceptable d'estimer le débit cardiaque, réellement en continu, et d'optimiser le remplissage vasculaire. De nombreuses études devraient rapidement confirmer le positionnement de cette technique en médecine d'urgence polyvalente pour l'évaluation et le monitoring hémodynamique de nos patients.

10. La capnographie et la pression téléexpiratoire en CO₂ (PetCO₂)

La capnométrie mesure la concentration de CO₂ dans les gaz respiratoires d'un patient. La capnoscopie, ou capnographie, est la visualisation continue sous forme de courbe (capnogramme) de la concentration de CO₂ en fonction du temps et au cours du cycle respiratoire. La méthode de mesure la plus répandue repose sur l'absorption de la lumière infrarouge. Il existe des analyseurs de type aspiratif (un échantillon de gaz est aspiré dans l'appareil pour y être analysé) utilisables pour des patients intubés ou non, et des analyseurs non aspiratifs (la mesure se fait directement sur le flux des gaz) exclusivement utilisables chez le patient intubé.

Au cours des cycles respiratoires, l'appareil fournit une courbe caractéristique qui atteste de la détection du CO₂ provenant des poumons. Sur ce capnogramme, on peut individualiser quatre phases : une ligne de base inspiratoire égale à 0 (phase I), une augmentation du CO₂ expiré au cours de la phase expiratoire représentant le mélange de l'air provenant de l'espace mort et de l'air alvéolaire (phase II), un plateau expiratoire correspondant exclusivement aux gaz provenant des alvéoles (phase III), un lavage rapide inspiratoire avec du gaz ne contenant pas de CO₂ (phase IV). La valeur de fin de plateau (phase III) est appelée pression télé-expiratoire en CO₂ (PetCO₂).

L'analyse de la morphologie de la courbe de capnogramme et des modifications de la valeur de PetCO₂ est couramment utilisée pour détecter une anomalie de production, de transport ou d'élimination du CO₂. Ainsi la capnographie est devenue un standard pour attester de la bonne mise en place des sondes endotrachéales pour la ventilation invasive, pour détecter un dysfonctionnement du circuit du respirateur, une hypo ou une hyperventilation alvéolaire, etc. De même chez les patients sédatisés avec une ventilation stable, la mesure de PetCO₂ est une méthode non invasive pour évaluer le débit sanguin alvéolaire et donc indirectement le débit sanguin systémique. Dans les situations de baisse du débit sanguin systémique, le débit sanguin pulmonaire diminue d'autant. Ainsi le CO₂ exhalé et la valeur de PetCO₂ diminuent. La morphologie du capnogramme et la valeur de PetCO₂ permettent de suivre l'état global circulatoire d'un patient intubé et ventilé, et de dépister une défaillance circulatoire sans pour autant attester du mécanisme de la modification hémodynamique. En cas d'arrêt cardio-circulatoire, il n'y a plus, par définition, de débit sanguin systémique ou pulmonaire, la PetCO₂ est nulle ou extrêmement basse. Au cours des manœuvres de ressuscitation, la valeur de PetCO₂ augmente avec l'efficacité du massage cardiaque externe sans être sensible aux artefacts mécaniques liés à celui-ci ; elle atteste aussi d'une reprise d'activité circulatoire efficace avec une valeur pronostique : inférieur à 10 après 20 minutes de réanimation la mortalité est de 100 % (36).

Le capnogramme et la valeur de PetCO₂ permettent de détecter une altération de l'état hémodynamique d'un patient sans préjuger de la cause et en l'absence de perturbations ventilatoires. Cette technique, simple de mise en place, doit être utilisée au quotidien en médecine d'urgence polyvalente.

11. Le principe de Fick appliqué au CO₂

Le principe de mesure du débit cardiaque par la méthode de Fick appliquée au dioxyde de carbone, est réalisable chez un patient intubé, ventilé. Cette technique (NICO™, Novamatrix/Respironics/Philips) totalement non invasive, nécessite la mise en place d'un circuit de réinhalation partielle intermittente à usage unique, branché sur le circuit du respirateur du patient. Sa mise en place est simple et l'apprentissage de maniement est rapide. Les premières mesures du débit cardiaque sont obtenues en quelques minutes mais il est à noter que la mesure est discontinue nécessitant plusieurs minutes entre les mesures, limite technique non négligeable pour un monitoring.

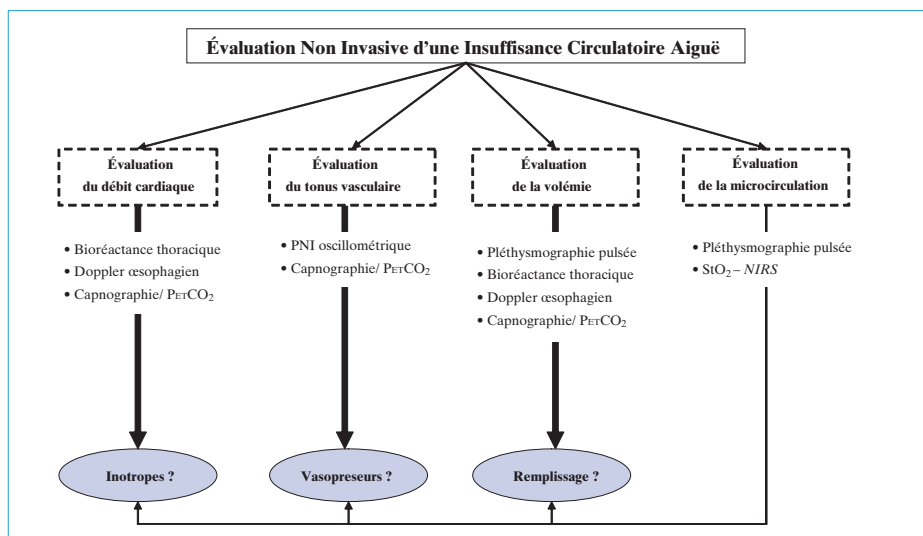
Les études expérimentales ou cliniques de validation de la technique, en anesthésie ou en réanimation, sont discordantes. La technique est fiable, essentiellement en anesthésie pour des patients au bloc opératoire sous ventilation contrôlée, parfaitement compliants ou curarisés avec un état hémodynamique stable. Tous ces éléments font des patients de réanimation de moins bons candidats pour cette technique de monitoring du débit cardiaque. Par ailleurs, le shunt intrapulmonaire, quand il est important, altère la mesure du débit cardiaque, situation courante en réanimation chez de nombreux patients présentant des pathologies pulmonaires (37).

En médecine d'urgence, malgré sa simplicité de mise en place, cette technique n'est pas recommandée. Rares sont les publications qui font état de son utilisation (38).

12. La technique du doppler œsophagien

La technique du doppler œsophagien permet d'estimer le débit cardiaque à partir du débit sanguin dans l'aorte thoracique descendante par mesure de la vitesse du flux à l'aide d'une sonde Doppler. C'est une technique non invasive, simple, rapidement maîtrisable et reproductible. Plusieurs approximations sont tout de même nécessaires pour déduire les volumes d'éjection systolique, ce qui affecte la mesure absolue du débit cardiaque. La sonde flexible, munie du transducteur, est préférentiellement introduite par la bouche, plutôt que par la narine, pour éviter les risques d'épistaxis. Elle est positionnée au niveau du tiers moyen de l'œsophage en regard de l'aorte descendante. Les modèles diffèrent entre eux pour l'estimation du diamètre aortique. Ils mesurent en continu, par écho-TM incorporé, le diamètre de l'aorte descendante (HemoSonic™, Arrow), ou alors ils estiment ce dernier en utilisant des abaques anthropométriques basés sur l'âge, le poids et la taille du patient (CardioQ™, Deltex Medical). L'opérateur recherche le meilleur angle d'insonation possible pour obtenir le meilleur pic de vitesse. La sonde peut facilement se déplacer en cours de monitoring altérant le signal, ce qui implique de vérifier systématiquement le caractère optimal du signal avant de valider les mesures. Bien que non invasive, mais possiblement mal tolérée chez le

Figure 1 – Évaluation non invasive d'une insuffisance circulatoire aiguë en médecine d'urgence



patient éveillé, on comprend aisément que cette technique soit plus confortable et utilisable chez un patient intubé et ventilé sous analgésie-sédation.

La technique est utilisable comme monitoring du débit cardiaque, en réanimation au quotidien : les variations au cours du temps de celui-ci sont comparables à celles obtenues par thermodilution chez des patients intubés et ventilés. Toujours en réanimation, chez des patients ventilés, il est démontré que l'élévation d'environ 8 % du débit aortique, lors d'une manœuvre passive de lever de jambe, est prédictive d'une réponse au remplissage (39).

Le doppler œsophagien est utilisable aux urgences, hospitalières et extra-hospitalières, chez des patients intubés et ventilés pour fournir une estimation fiable du débit cardiaque et la prédiction de la réponse à l'expansion volémique. Il permet d'améliorer la pertinence de l'évaluation hémodynamique des patients instables, et permet de suivre les choix des ajustements thérapeutiques (40).

13. Conclusion

Le monitoring hémodynamique doit être à risque iatrogène le plus faible possible, fournir rapidement une information instantanée et continue, être automatisée sans étalonnage, permettre une mesure précise non opérateur dépendant, et bien sûr à un prix convenable. Les avancées technologiques commencent à répondre à nos attentes sans pour autant que l'on puisse posséder l'outil idéal. La **figure 1** résume les techniques décrites ici qui sont d'ores et déjà utilisables en médecine d'urgence au quotidien. Il est vrai qu'à l'heure actuelle, d'une façon générale, la

quasi absence d'études expérimentales et cliniques en médecine d'urgence polyvalente ne permet que très partiellement de répondre à nos attentes. Pour autant, les développements technologiques vont rapidement positionner ces nouveaux outils pour guider la prise en charge précoce hémodynamique de nos patients.

Références bibliographiques

1. Brabrand M., Hosbond S., Folkestad L. Capillary refill time: a study of interobserver reliability among nurses and nurse assistants. *Eur J Emerg Med.* 2010.
2. Shavit I., Brant R., Nijssen-Jordan C. et al. A novel imaging technique to measure capillary-refill time: improving diagnostic accuracy for dehydration in young children with gastroenteritis. *Pediatrics.* 2006 ; 118 : 2402-8.
3. Thompson M., Coad N., Harnden A. et al. How well do vital signs identify children with serious infections in paediatric emergency care? *Arch Dis Child.* 2009 Nov ; 94 (11) : 888-93.
4. Lima A., Jansen T.C., van Bommel J. The prognostic value of the subjective assessment of peripheral perfusion in critically ill patients. *Crit Care Med.* 2009 Mar ; 37 (3) : 934-8.
5. Holcomb J.B., Niles S.E., Miller C.C. et al. Prehospital physiologic data and lifesaving interventions in trauma patients. *Mil Med.* 2005 ; 170 : 7-13.
6. Kaplan L.J., McPartland K., Santora T.A. et al. Start with a subjective assessment of skin temperature to identify hypoperfusion in intensive care unit patients. *J Trauma.* 2001 ; 50 : 620-7.
7. Aynsley-Green A., Pickering D. Use of central and peripheral temperature measurements in care of the critically ill child. *Arch Dis Child.* 1974 ; 49 : 477-81.
8. Menon V., Slater J., White H.D. et al. Acute myocardial infarction complicated by systemic hypoperfusion without hypotension: report of the SHOCK trial registry. *Am J Med.* 2000 ; 108 : 374-80.
9. Araghi A., Bander J.J., Guzman J.A. Arterial blood pressure monitoring in overweight critically ill patients: invasive or noninvasive? *Crit Care.* 2006 ; 10 : R64.
10. Bur A., Herkner H., Vlcek M. et al. Factors influencing the accuracy of oscillometric blood pressure measurement in critically ill patients. *Crit Care Med.* 2003 ; 31 : 793-9.
11. Boulain T., Achard J.M., Teboul J.L. et al. Changes in BP induced by passive leg raising predict response to fluid loading in critically ill patients. *Chest.* 2002 ; 121 : 1245-52.
12. Lamia B., Teboul J.L., Monnet X. et al. Contribution of arterial stiffness and stroke volume to peripheral pulse pressure in ICU patients: an arterial tonometry study. *Intensive Care Med.* 2007 ; 33 : 1931-7.
13. Wittrock M., Scholze A., Compton F. et al. Noninvasive pulse wave analysis for the determination of central artery stiffness. *Microvascular Research.* 2009 ; 77 : 109-1212.
14. Cannesson M., Desebbe O., Rosamel P. et al. Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre. *Br J Anaesth.* 2008 ; 101 : 200-6.

15. Loupec T., Nanadoumgar H., Frasca D. et al. Pleth variability index predicts fluid responsiveness in critically ill patients. *Crit Care Med.* 2010 Nov. 4.
16. Delerme S., Castro S., Freund Y. et al. Relation between pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude induced by passive leg raising and cardiac index in spontaneously breathing subjects. *Am J Emerg Med.* 2010 ; 28 : 505-10.
17. Lima A.P., Beelen P., Bakker J. Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a non-invasive indicator of perfusion. *Crit Care Med.* 2002 ; 30 : 1210-3.
18. Feissel M., Badie J., Merlani P.G. et al. Preejection period variations predict the fluid responsiveness of septic ventilated patients. *Crit Care Med* ; 2005 ; 33 : 2534-9.
19. Cohn S.M., Nathens A.B., Moore F.A. et al. Tissue oxygen saturation predicts the development of organ dysfunction during traumatic shock resuscitation. *J Trauma.* 2007 ; 62 : 44-55.
20. Podbregar M., Mozina H. Skeletal muscle oxygen saturation does not estimate mixed venous oxygen saturation in patients with severe left heart failure and additional severe sepsis or septic shock. *Crit Care.* 2007 ; 11 : R6.
21. Nardi O., Gonzalez H., Fayssol A. et al. Masseter muscle oxygen saturation is associated with central venous oxygen saturation in patients with severe sepsis. *J Clin Monit Comput.* 2010 ; 24 (4) : 289-93.
22. Payen D., Luengo C., Heyer L. et al. Is thenar tissue hemoglobin oxygen saturation in septic shock related to macrohemodynamic variables and outcome? *Crit Care.* 2009 ; 13 Suppl : 5 : S6.
23. Marik P.E., bankow A. Sublingual capnometry versus traditional markers of tissue oxygenation in critically ill patients. *Crit Care Med.* 2003 ; 31 : 818-22.
24. Baron B.J., Dutton R.P., Zehtabchi S. et al. Sublingual capnometry for rapid determination of the severity of hemorrhagic shock. *J Trauma.* 2007 ; 62 : 120-4.
25. Eberhard P. The design, use, and results of transcutaneous carbon dioxide analysis: current and future directions. *Anesth Analg.* 2007 ; 105 : S48-S52.
26. McVicar J., Eager R. Validation study of a transcutaneous carbon dioxide monitor in patients in the emergency department. *Emerg Med J.* 2009 ; 26 : 344-6.
27. Shoemaker W.C., Wo C.C.J., Chien L.C. et al. Evaluation of invasive and noninvasive hemodynamic monitoring in trauma patients. *J Trauma.* 2006 ; 61 : 844-54.
28. Vallée F., Mateo J., Dubreuil G. et al. Cutaneous ear lobe PCO₂ at 37°C to evaluate microperfusion in patients with septic shock. *Chest.* 2010 ; 138 : 1062-70.
29. Kubicek W., Patterson R., Witsoe D. Developmentt and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med.* 1966 ; 37 : 1208-12.
30. Wong D.H., Onishi R., Tremper K.K. et al. Thoracic bio-impedance and Doppler cardiac output measurement: learning curve and interobserver reproducibility. *Crit Care Med.* 1989 ; 17 : 1194-8.
31. Fellahi J.L., Caille V., Charron C. et al. Noninvasive assessment of cardiac index in healthy volunteers: a comparison between thoracic impedance cardiography and doppler echocardiography. *Anesth Analg.* 2009 ; 108 : 1553-9.
32. Vorwerk C., jeyanithi H., Coats T.J. Thoracic electrical bioimpedance: a tool to detremine cardiac versus non-cardiac causes of acute dyspnoea in the emergency departement. *Emerg med J.* 2010 ; 27 : 359-63.
33. Keren H., Burkoff D., Squara P. Evaluation of a noninvasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioreactance. *Am J Physiol heart Circ Physiol.* 2007 ; 293 : H583-9.

34. Raval N.Y., Squara P., Cleman M. et al. Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioactance technique. *J Clin Monit Comput.* 2008 ; 22 : 113-9.
35. Benomar B., Ouattara A., Estagnasie P. et al. Fluid responsiveness predicted by non-invasive bioactance-based passive leg raise teste. *Intensive Care Med.* 2010 ; 36 : 1875-81.
36. Levine R.L., Wayne M.A., Miller C.C. End-tidal carbon dioxide and outcome of out of hospital cardiac arrest. *N Engl J Med.* 1997 ; 337 : 301-6.
37. Chatti R., Cholley B. Les nouvelles techniques de monitoring du débit cardiaque : gadget ou avancées réelles ? *Réanimation.* 2007 ; 2 : 156-62.
38. Amathieu R., Minville V., Poloujadoff M.P. et al. Intérêt du monitoring du débit cardiaque en situation préhospitalière par la technique de la réinhalation partielle du CO₂ : à propos d'une observation. *Ann Fr Anesth Reanim.* 2005 ; 24 : 1387-9.
39. Lafanechère A., Pène F., Goulenok C. et al. Changes in aortic blood flow induced by passive leg raising predict fluid responsiveness in critically ill patients. *Crit Care.* 2006 ; R132.
40. Rodriguez R.M., Lum-Lung M., Dixon K. et al. A prospective study on esophageal Doppler hemodynamic assessment in the ED. *Am J Emerg Med.* 2006 ; 24 : 658-63.