

PEUT-ON SE FIER AUX NOUVEAUX MONITRAGES HÉMODYNAMIQUES NON INVASIFS (ET SI OUI, COMMENT LES UTILISER) ?

Emmanuel Dudoignon, Fabrice Vallée, Joachim Mateo, Etienne Gayat
Département d'Anesthésie-Réanimation – SMUR, Hôpitaux Universitaires
Saint Louis – Lariboisière – Fernand Widal, INSERM UMR-S 942, Université
Paris Diderot, 2 rue Ambroise Paré, Paris. E-mail : etienne.gayat@aphp.fr

INTRODUCTION

La mesure de la pression artérielle et du débit cardiaque des patients à risque fait partie intégrante de la surveillance hémodynamique dans la période péri-opératoire et en réanimation. En effet, la mise en place d'un algorithme guidant la thérapeutique incluant l'optimisation péri-opératoire du débit cardiaque pourrait être associée à une réduction significative du taux de complication à 24 heures ainsi que de la morbi-mortalité des patients les plus sévères [1-3]. L'optimisation hémodynamique péri-opératoire constitue donc une préoccupation constante pour maintenir l'homéostasie circulatoire en particulier chez le patient à risque cardiovasculaire.

Durant ces dernières années, les progrès en matière de technologie biomédicale et de numérisation ont permis d'envisager une estimation fiable et continue des valeurs de pression artérielle et de débit cardiaque de manière non ou peu invasive. Des techniques totalement non invasives connaissent actuellement un essor important par opposition aux techniques invasives comme le cathéter de Swan-Ganz et la thermodilution transpulmonaire qui restent cependant les techniques de référence. En effet, les complications associées à la mise en place du monitoring invasif (complications mécaniques et risques infectieux en particulier) ont contribué à la limitation de l'utilisation de ce type de monitoring et à l'essor de technologies non invasives.

Le but de cette revue est de présenter ces différentes techniques en décrivant leur principe de fonctionnement, leurs limites et leurs avantages respectifs pour donner aux cliniciens quelques clés pour choisir l'outil le plus adapté à l'état du patient ou au type de chirurgie.

Dans cette revue, nous nous focaliserons sur les nouveaux monitorages continus totalement non-invasifs de la pression artérielle d'une part et du débit cardiaque d'autre part. Nous distinguerons tout d'abord l'évaluation continue de la pression artérielle par photopléthysmographie puis par tonométrie d'aplanation.

Les techniques de mesures non invasives du débit cardiaque que nous discuterons incluent l'analyse du contour de l'onde de pouls, la bio-impédance ou bio-réactance, et l'analyse du temps de transit de l'onde de pouls [4]. Nous présenterons les principes physiques des différentes technologies utilisées par les moniteurs disponibles actuellement, avec leurs domaines d'application et leurs limites tels que décrits dans la littérature.

1. MESURE NON-INVASIVE ET CONTINUE DE LA PRESSION ARTÉRIELLE

1.1. PHOTOPLÉTHYSMOGRAPHIE DIGITALE

1.1.1. PRINCIPES PHYSIQUES

Initialement décrite par J. Penaz en 1973 [5] et redéveloppée par Fortin et al. en 2006 [6], la photopléthysmographie digitale est une technique permettant la mesure de la pression artérielle en continue.

Un manchon gonflable digital comportant une diode électroluminescente émettrice et réceptrice est placé sur une des phalanges du patient. Le faisceau lumineux traverse tous les tissus du doigt (peau, muscle, os et vaisseaux). Étant donné que l'absorption lumineuse varie au cours du cycle cardiaque suite au changement du diamètre artériolaire (les autres structures ayant une absorption constante), la photopléthysmographie permet la mesure continue de la variation du diamètre des artères digitales palmaires. Le manchon se gonfle et se dégonfle dynamiquement à une pression P pour maintenir l'absorption constante en maintenant donc le diamètre de l'artère digitale constant tout au long du cycle cardiaque. La pression P nécessaire pour que le diamètre artériolaire ne change pas correspond à la pression dans l'artère digitale tout au long du cycle cardiaque.

Plusieurs appareils sont disponibles sur le marché :

- Le CNAP™ (CNSystems ©, Graz, Autriche [6]), qui calibre la courbe de pression en faisant des mesures de pressions artérielles au moyen d'un brassard huméral toutes les 30 minutes.
- Le Clearsight™ (Edwards ©, Irvine, États-Unis [7]), qui utilise un algorithme analysant la courbe de photopléthysmographie et une fonction de transfert permettant d'estimer la pression artérielle brachiale à partir de la pression artérielle digitale.

1.1.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

En 2013, Jeleazcov C et al. comparent le CNAP au cathéter artériel radial au bloc opératoire [8]. Après inclusion de 88 patients de chirurgie digestive, cardiaque et neurochirurgie, les auteurs ont retrouvé une bonne concordance entre les valeurs de pression obtenues par le CNAP et le cathéter artériel. Les auteurs concluent que les techniques utilisant la photopléthysmographie (CNAP), seraient suffisamment performantes et fiables pour constituer une alternative au cathéter artériel chez les patients au bloc opératoire. Néanmoins, ces résultats sont à pondérer avec l'étude menée par Ilies et al. en 2012 [9] qui retrouvaient une corrélation très relative en particulier pour des valeurs basses de pressions artérielles. Après analyse de 85 patients de chirurgie digestive, thoracique et vasculaire sous anesthésie générale, les auteurs constatent qu'après l'induction, le CNAP détectait les variations rapides de pressions artérielles avec un pourcentage d'erreur de l'ordre de 25 %. Ainsi, chez les patients présentant des variations rapides de pressions artérielles ou des valeurs de pressions basses, il ne paraît pas licite d'utiliser le CNAP pour le monitoring continu de la pression artérielle.

Gayat E. et al. [10] en 2013 ont inclus 52 patients sous anesthésie générale et l'objectif de leur étude consistait à évaluer la capacité du CNAP à détecter les pics et nadirs de pressions artérielles durant l'anesthésie et l'intubation oro-trachéale. La précision des mesures obtenues était insuffisamment fiable pour les valeurs extrêmes de pression artérielle.

Pour le ClearSight (ex Nexfin®), Weiss E. et al. en 2014 ont inclus 31 patients au bloc opératoire sous anesthésie générale pour tous types de chirurgie. Les auteurs ont étudié la précision du Nexfin en comparaison au cathéter artériel radial. Les auteurs concluent que le Nexfin était capable de détecter toutes les variations de pression artérielle. Néanmoins, les limites d'agrément entre les 2 mesures étaient larges et le Nexfin ne peut donc se substituer au cathéter artériel radial chez ces patients.

1.2. TONOMÉTRIE ARTÉRIELLE

1.2.1. PRINCIPES PHYSIQUES

Le tonomètre se présente comme un bracelet sur lequel se trouve un transducteur de pression mécanographique formé de cristaux piezorésistifs. Ce dernier est appliqué en regard de l'artère radiale avec une pression minimale de telle sorte qu'elle ne soit pas occluse et qu'elle ne modifie pas la pression intra-artérielle (applanation). Cela permet d'obtenir une courbe de pression artérielle en continue.

La tonométrie nécessite la réalisation d'une calibration par méthode oscilométrique (brassard) pour obtenir des valeurs continues de la pression artérielle. Le seul système qui est actuellement commercialisé est le T-line system, TENSYS ©, San Diego, Etats-Unis.

1.2.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

En 2006, Janelle et al. [11] ont mené une étude chez 25 patients sous anesthésie générale au bloc opératoire pour évaluer la précision des mesures de pressions artérielles mesurées en tonométrie comparée à une pression artérielle sanglante. Le tonomètre artériel (T-Line system) était placé sur le poignet du patient et un cathéter artériel radial sur le poignet controlatéral. Les résultats étaient encourageants : la précision retrouvée était respectivement pour la PAM de $5,7 \pm 4,4$ mmHg ; pour la PAS $5,7 \pm 4,5$ mmHg et pour la PAD de $4,0 \pm 4,8$ mmHg.

Deux autres études ont évalué la mesure de la pression artérielle par tonométrie artérielle chez les patients de réanimation. Saugel et al. en 2012 [12] ont conduit une étude chez 28 patients de réanimation médicale dont un tiers recevant des catécholamines et comparent la précision du tonomètre (T-Line TL-200) au cathéter artériel placé en voie fémorale. Les auteurs retrouvent une bonne corrélation entre les valeurs obtenues par les 2 valeurs et concluent que la détermination de la pression artérielle par tonométrie pourrait être une alternative au cathéter artériel. En 2013, une nouvelle étude menée par l'équipe de Meidert [13] a comparé la tonométrie au cathéter radial chez 24 patients de réanimation. Les auteurs ont retrouvé pour la pression artérielle moyenne, systolique et diastolique un pourcentage d'erreur acceptable de l'ordre de 15 %. Ces études suggèrent que les valeurs de pression artérielle obtenues par TENSYS pourraient refléter les valeurs retrouvées par cathéters invasifs. Cependant, il n'existe à notre connaissance aucune étude ayant abordé les variations de pression artérielle après épreuves thérapeutiques.

2. MESURE NON-INVASIVE DU DÉBIT CARDIAQUE

2.1. ANALYSE DU CONTOUR DE L'ONDE DE POULS ET MODÈLE DE WINDKESSEL

Après avoir obtenu un signal continu de pression artérielle, les différentes firmes appliquent un modèle de Windkessel qui constitue l'équation la plus validée et la plus utilisée pour estimer le volume d'éjection systolique à partir de la courbe de pression artérielle.

2.1.1. POUR LA PHOTOPLÉTHYSMOGRAPHIE DIGITALE ET POUR LA TONOMÉTRIE ARTÉRIELLE

A partir d'une courbe de pression artérielle continue, et en y appliquant un modèle de Windkessel basé sur le fait que l'analyse de l'aire sous la courbe de pression est proportionnelle au volume d'éjection systolique, les moniteurs de photopléthysmographie digitale ainsi que de tonométrie artérielle propose une estimation du débit cardiaque selon un algorithme qui leur est propre. Mais la principale limite ces techniques réside dans le fait qu'elles sont donc très dépendantes de la qualité du signal de la pression artérielle. Il faut donc déjà optimiser le signal de la pression pour pouvoir analyser les valeurs de débit cardiaque. De plus, ces modèles de Windkessel ne prennent pas en compte les variations des caractéristiques de rigidité artérielle, et calibre leur modèle avec une valeur fixe de l'impédance artérielle. Ces moniteurs peuvent donc être informatifs lorsque l'impédance artérielle ne varie pas ou peu (titration du remplissage vasculaire) mais sont fortement mis en défaut lorsque l'impédance artérielle varie rapidement comme lors de l'administration de vasoconstricteurs.

2.1.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

Les résultats concernant la fiabilité et la précision de l'évaluation du débit cardiaque par photopléthysmographie ou tonométrie d'aplanation sont contradictoires. Broch et al. ont montré que la photopléthysmographie était une technique fiable en postopératoire de pontage coronarien pour l'évaluation du débit cardiaque avec une bonne corrélation des valeurs estimées en thermodilution transpulmonaire et en photopléthysmographie avec un pourcentage d'erreur d'environ 23 %. Bubenek et al. [14] avec le ClearSight (ex Nexfin) retrouvent des résultats plus contrastés : initialement, les débits cardiaques étaient de $4,9 \pm 1,1$ en thermodilution et $5,0 \pm 1,4$ l/min en photopléthysmographie avec un biais estimé à $0,1 \pm 1,0$ avec un intervalle de confiance compris entre -2,5 et 2,4 l/min et 39 % de pourcentage d'erreur. Après modification de précharge (test de lever de jambe et/ou épreuve de remplissage), les débits cardiaques étaient de $5,6 \pm 1,3$ pour la thermodilution et $5,6 \pm 1,5$ pour la photopléthysmographie avec un pourcentage d'erreur de 38 %.

Chez les patients de réanimations qui présentent des troubles microcirculatoires, une vasoconstriction périphérique ou une labilité tensionnelle importante, les techniques de photoplethysmographie digitale ne semble pas être suffisamment performantes pour l'évaluation du débit cardiaque [14-15]

Pour la tonométrie artérielle radiale, deux études récentes évaluent l'estimation du débit cardiaque chez des patients de réanimation et de chirurgie cardiaque. La première étude de Saugel [17] et al. sur 22 patients de réanimation médicale compare les valeurs de débit cardiaque obtenu par tonométrie à la thermodilution transpulmonaire. Les valeurs de débit cardiaque obtenues étaient estimées à $7,0 \pm 2,0$ pour la thermodilution et $6,9 \pm 2,1$ l/min pour la tonométrie. Le pourcentage

d'erreur était de 23 %. Wagner [18] et al. mènent une étude comparative prospective et évaluent la mesure du débit cardiaque par tonométrie chez 50 patients après chirurgie cardiaque. Les résultats mis en évidence étaient relativement fiables avec un débit cardiaque estimé en thermodilution transpulmonaire à $4,7 \pm 1,2$ et à $4,9 \pm 1,1$ l/min en tonométrie. L'analyse par Bland-Altman révèle un biais estimé à $-0,2$ l/min $\pm 0,8$ l/min et des limites d'agrément à $[-1.8 ; +1.4]$ l/min. Le pourcentage d'erreur était quant à lui estimé à 34 %.

A notre connaissance, aucune étude n'évalue les performances de la tonométrie artérielle pour l'évaluation des variations de débit cardiaque après épreuves de remplissage et/ou introduction de vasopresseurs. D'autres études sont nécessaires afin de confirmer ces résultats après modification des conditions de charges.

2.2. BIO-IMPÉDANCE THORACIQUE

2.2.1. PRINCIPES PHYSIQUES

La bio-impédance thoracique permet d'estimer le volume d'éjection systolique à chaque battement cardiaque à partir des variations cycliques de l'impédance électrique du thorax. Par extension de la loi d'Ohm, l'impédance mesure l'opposition d'un circuit électrique au passage du courant à travers les différentes structures composant la cage thoracique.

Dans l'organisme, le sang contenu dans les gros vaisseaux et les cavités cardiaques constitue un des principaux conducteurs physiologiques. Dès 1966, Kubicek établit une relation entre volume d'éjection systolique et impédance thoracique [19]. En effet, le volume d'éjection systolique est relié aux variations d'impédance électrique thoracique selon une formule qui tient compte de l'impédance électrique thoracique initiale, de la variation maximale d'impédance au cours de la systole, du temps d'éjection ventriculaire gauche et des variations d'amplitude du thorax à la respiration [20]. A chaque battement cardiaque, le volume sanguin thoracique varie et modifie donc l'impédance électrique du thorax. Il est possible de mesurer ces variations d'impédance par l'application d'un courant électrique alternatif de faible intensité et de haute fréquence au travers d'électrodes.

Quatre paires d'électrodes sont disposées sur le thorax. Une des électrodes agit comme un transformateur courant-tension et le sang comme un conducteur ; l'autre recueille le signal et enregistre les variations de tension résultant de la modification d'impédance. Un moniteur de bio-impédance mesure donc la modulation d'amplitude du signal.

2.2.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

En 1998, Shoemaker et al. [21] ont montré sur une cohorte de 680 patients médicaux et/ou chirurgicaux que la bio-impédance thoracique aurait une fiabilité suffisante pour monitorer le débit cardiaque en comparaison aux techniques de monitoring invasives.

Il existe différents systèmes de détermination du débit cardiaque basés sur la bio-impédance thoracique mais un grand nombre est tombé en désuétude. Seul le BioZ®, Medis, Ilmenau, Allemagne, reste commercialisé. La majorité des études compare les différents appareils de bio-impédance thoracique (avec des algorithmes propres à chaque étude), à la mesure invasive du débit cardiaque par thermodilution [22-23]. Plusieurs méta-analyses ont montré une corrélation relative entre la bio-impédance thoracique et la thermodilution. Cette corrélation est d'autant plus médiocre lorsqu'il s'agit de patients de réanimation [24]. Néanmoins, aucune

étude récente n'a confirmé ces données et la plupart des résultats sont décevants et semblent varier en fonction de la population étudiée. Quel que soit le type de patient (médicaux, postopératoire de chirurgie cardiaque) [25-26] et quel que soit l'algorithme utilisé [27], la bio-impédance thoracique ne semble pas supplanter les techniques utilisant la thermodilution.

Les principales limites de la bio-impédance sont les facteurs faisant varier l'impédance thoracique à savoir les données anthropométriques, l'obésité [28], les variations des résistances vasculaires périphériques [29], la présence de liquides intra-thoraciques tels que l'œdème pulmonaire, les épanchements pleuraux et péricardiques [30], les arythmies, l'utilisation du bistouri électrique, le positionnement des électrodes [27] ainsi que les propriétés mécaniques de l'arbre artériel. L'ensemble de ces paramètres influence les valeurs de débit cardiaque obtenues.

Ainsi, il semble qu'à l'heure actuelle, la bio-impédance thoracique ne soit pas une technique suffisamment fiable pour l'évaluation du débit cardiaque. C'est la raison pour laquelle la majorité des moniteurs a été délaissée et que d'autres moniteurs plus performants ont été développés.

2.3. BIO-RÉACTANCE THORACIQUE

2.3.1. PRINCIPES PHYSIQUES

Comme rappeler ci-dessus la bio-impédance consiste à appliquer un courant de faible intensité et de haute fréquence afin de mesurer des changements d'impédance induite par le volume d'éjection systolique. Les variations de volume sanguin thoracique induisent également des changements des propriétés capacitive et inductive du thorax que l'on appelle la réactance. Schématiquement, la réactance entraîne des glissements/modulation de phase d'un signal alternatif.

Les variations de réactances peuvent être détectées par les changements de fréquences et/ou de phase de la tension au moyen d'électrodes disposées sur le thorax du patient [32].

En clinique, les techniques basées sur la modulation de fréquence comme la bio-réactance ont un meilleur rapport signal/bruit que les techniques faisant appel à la modulation d'amplitude comme la bio-impédance [33]. Ainsi, la principale différence entre la bio-réactance et la bio-impédance est l'utilisation de la modulation de fréquence et du décalage de phase du signal permettant l'amélioration de la qualité du signal pour mesurer le débit cardiaque et ses variations. NICOM Cheetah® (Cheetah medical, Tel Aviv, Israel) est actuellement le seul moniteur commercialisé utilisant la bio-réactance pour estimer le débit cardiaque.

2.3.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

A partir de 2007 sur un modèle porcin, Keren et al. constate que le débit cardiaque évalué par bioréactance est corrélé à la valeur et aux variations de débit cardiaque en circulation extra-corporelle [31].

Chez l'homme, les systèmes de bio-réactance ont été comparés au bloc opératoire et chez des patients de réanimation à la mesure du débit cardiaque par thermodilution et/ou Doppler œsophagien. Les auteurs ont mis en évidence que la bio-réactance permettait de mesurer et de suivre les variations de débit cardiaque induites par le remplissage ou l'introduction de vasopresseur [36].

Les limites de la technique sont liées aux hypothèses nécessaires à l'établissement du modèle :

- L'une d'elle considère l'aorte comme un cylindre de longueur constante. De ce fait il ne faut pas utiliser la bio-réactance dans les pathologies de l'aorte comme les dissections aortiques ou les maladies anévrismales.
- Une autre considère que la résistivité et la viscosité du sang sont constantes. Cela implique une valeur d'hémoglobine stable.
- L'hypertension pulmonaire sévère rend également difficile l'interprétation des valeurs obtenues. En effet, physiologiquement les variations d'impédance et de réactance sont essentiellement dues à la variation du volume sanguin aortique et donc au volume d'éjection systolique lors du passage dans l'aorte thoracique. La variation de volume de l'artère pulmonaire est négligeable du fait d'un volume et d'une pression bien plus faible. En cas d'hypertension artérielle pulmonaire, cette variation de réactance devient significative et biaise donc les valeurs de débit cardiaque obtenues.

Contrairement à la bio-impédance, la bio-réactance thoracique semblerait être reproductible et suffisamment fiable pour le monitoring du débit cardiaque mais d'autres études sont en cours pour déterminer la place de ce type de monitoring en anesthésie et réanimation.

2.4. TEMPS DE TRANSIT DE L'ONDE DE POUOLS

2.4.1. PRINCIPES PHYSIQUES

L'onde de pouls est un phénomène se propageant de proche en proche. Il a été observé que la courbe de l'onde de pouls mesurée sur différentes zones anatomiques présente un décalage temporel en prenant l'onde R du signal de l'électrocardiogramme comme base de temps. Ce décalage temporel reflète le temps de transit de l'onde de pouls d'un site anatomique à l'autre et dépend de la distance entre les deux sites et des propriétés de la paroi artérielle. Le temps de transit de l'onde de pouls est défini comme le temps entre l'onde R et le pic systolique évalué par oxymétrie de pouls.

La technologie esCCO™ (Nihon Kohden, Tokyo, Japon) propose une évaluation continue et non-invasive du débit cardiaque par l'analyse de la relation existant entre la vitesse de propagation de l'onde de pouls et la rigidité artérielle, et le VES d'autre part. A rigidité artérielle constante, toutes variations du temps de transit de l'onde de pouls seraient proportionnelles aux variations du volume d'éjection systolique. Le système esCCO nécessite une calibration initiale comprenant les données anthropométriques du patient ainsi que la valeur de pression artérielle. Une évaluation du débit cardiaque est quant à elle estimée par la vélocité de l'onde de pouls. La sensibilité de la mesure peut être améliorée en calibrant le moniteur à partir d'une valeur de débit cardiaque obtenu par un autre moyen (Doppler œsophagien, thermodilution).

2.4.2. VALIDATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE

Peu d'études de validation existent pour cette technologie innovante. Après une première description de la technologie calibrée à une valeur de débit cardiaque de référence en 2004 par Ishihara [37], Yamada et al. ont ensuite évalué l'esCCO dans une étude multicentrique sur 213 patients de soins intensifs et de chirurgie en la comparant à la thermodilution artérielle pulmonaire [38]. Dans cette étude, le système esCCO a également été calibré à une valeur de débit cardiaque de référence et les résultats étaient décevants concernant leurs variations avec des valeurs oscillant entre -2,13 et +2,39 l/min et un pourcentage d'erreur de 54 %.

Une autre étude portant sur 35 patients de chirurgie cardiaque a été réalisée en 2013 et retrouve des résultats similaires [39]. Une des limites majeure du système esCCO est la nécessité d'une calibration pour établir une valeur de référence. De plus, le VES n'étant pas le seul facteur modifiant la rigidité artérielle, de nombreux facteurs interviennent en réanimation modifiant cette estimation notamment la vasoplégie et la vasoconstriction (secondaire à un état de choc septique pour l'un ou à l'administration de médicaments vasopresseurs) faussant les valeurs de débits cardiaques estimés par esCCO.

Des études récentes soulignent l'absence de concordance entre les variations rapides de débit cardiaque et les tests de précharge dépendance et/ou épreuve de remplissage [40]. A l'heure actuelle, d'autres études sont nécessaires pour valider l'esCCO comme outil de monitoring du débit cardiaque et de ses variations.

CONCLUSION

Le développement d'outils de monitoring de moins en moins invasif répond au double challenge qui s'impose à l'anesthésiste – réanimateur : faire une médecine de plus en plus personnalisée et de moins en moins iatrogène. Ainsi, il semble nécessaire de continuer à développer des moniteurs non-invasifs de la pression artérielle et du débit cardiaque s'intégrant dans des algorithmes de prise en charge hémodynamique au bloc opératoire et en réanimation.

Alors que, chez les patients à risque cardiovasculaire faible ou intermédiaire opéré d'une chirurgie mineure, ces technologies pourraient être une alternative prometteuse au bloc opératoire ou en réanimation, chez les patients à risque cardiovasculaire élevé et lors de chirurgies majeures, il est encore licite d'avoir recours à un monitoring invasif et bien validé.

Conflits d'intérêts :

Des collaborations industrielles existent entre le Département d'Anesthésie – Réanimation – SMUR des Hôpitaux Universitaires Saint Louis – Lariboisière et plusieurs industriels spécialisés dans les dispositifs médicaux (Deltex Medical, Retia Medical et Cheetah medical).

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Hamilton, M. A., 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;112:1392–1402.
- [2] Cecconi, M. et al. Clinical review: Goal-directed therapy-what is the evidence in surgical patients? The effect on different risk groups. *Crit. Care Lond. Engl.* 2013;17:209.
- [3] Pearse, R. et al. Early goal-directed therapy after major surgery reduces complications and duration of hospital stay. A randomised, controlled trial [ISRCTN38797445]. *Crit. Care Lond. Engl.* 2005;9:R687–693.
- [4] Saugel, B et al. Non-invasive continuous cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine. *British Journal of Anaesthesia.* 2015;10:1093.
- [5] Penaz J et al. Contribution to the continuous indirect blood pressure measurement. *Z Gesamte Inn Med* 1976;31:1030-3.
- [6] Fortin J et al. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops. *Computers in biology and medicine* 2006;36:941-57.
- [7] Eeftink Schattenkerk DW et al. Nexfin noninvasive continuous blood pressure validated against Riva-Rocci/Korotkoff. *Am J Hypertens.* 2009;22:378-83.

- [8] Jeleazcov C et al. Precision and accuracy of a new device (CNAP) for continuous non invasive arterial pressure monitoring assessment during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2010;105:264-72.
- [9] Iliès C. et al. Investigation of the agreement of a continuous non-invasive arterial pressure device in comparison with invasive radial artery measurement. *BJA* 2012;108(2):202-10.
- [10] Gayat E. et al. CNAP does not reliably detect minimal or maximal arterial blood pressures during induction of anaesthesia and tracheal intubation. *Acta Anaesthesiol Scand* 2013;57:468-73.
- [11] Janelle GM et al. An accuracy evaluation of the T-Line Tensymeter (continuous noninvasive blood pressure management device) versus conventional invasive radial artery monitoring in surgical patients. *Anesth Analg* 2006;102:484-90.
- [12] Saugel B et al. The T-Line TL-200 system for continuous non-invasive blood pressure measurement in medical intensive care unit patients. *Intensive Care Med* 2012;38:1471-77.
- [13] Meidert A.S et al. Radial artery applanation tonometry for continuous non-invasive arterial pressure monitoring in intensive care unit patients: comparison with invasively assessed radial arterial pressure. *BJA* 2014;112(3):521-8.
- [14] Bubenek-Turconi SI 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.
- [15] Monnet X et al. The estimation of cardiac output by the Nexfin device is poor reliability for tracking the effects of a fluid challenge. *Crit Care* 2012;16:R212.
- [16] Ameloot K et al. Nexfin noninvasive continuous hemodynamic monitoring : Validation against continuous pulse contour and intermittent transpulmonary thermodilution derived cardiac output in critically ill patients. *Scientific World J* 2013;2013:519080.
- [17] Saugel B et al. An autocalibrating algorithm for non-invasive cardiac output determination based on the analysis of an arterial pressure waveform recorded with radial artery applanation tonometry : a proof of concept pilot analysis. *J Clin Monit Comput* 2014;28:357-62.
- [18] Wagner J et al. Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive cardiac output measurement: A comparison with intermittent pulmonary artery thermodilution in patients after cardiothoracic surgery. *Critical Care Med* 2015;43:1423-28.
- [19] Kubicek WG et al. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med* 1966;37:1208-12.
- [20] Bernstein DP. A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance : theory and rationale. *Crit Care Med* 1986;14:904-9.
- [21] Shoemaker WC et al. Multicenter Study of Noninvasive Monitoring Systems as Alternatives to Invasive Monitoring of Acutely Ill Emergency Patients. *Chest* 1998.
- [22] Sagemen WS et al. Equivalence of bioimpedance and thermodilution in measuring cardiac index after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2002;16:8-14.
- [23] Spiess BD et al. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: evaluation of a second generation bioimpedance device. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2001;15:567-73.
- [24] Engoren M et al. Comparison of cardiac output determined by bioimpedance, thermodilution, and the Fick method. *Am J Crit Care* 2005;14:40-5.
- [25] Peyton et al. Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care : a meta-analysis of accuracy and precision. *Anesthesiology* 2010;113:1220-35.
- [26] Petter H et al. Measurement of cardiac output with non-invasive Aesculon impedance versus thermodilution. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;1:39-47.
- [27] De Waal EE 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.
- [28] Heringlake M et al. Lack of agreement between thermodilution and electrical velocimetry cardiac output measurement. *Intensive Care Med* 2007;33:2168-72.
- [29] Sathyaprabha TN et al. Noninvasive cardiac output measurement by transthoracic electrical bioimpedance: influence of age and gender. *J Clin Monit Comput* 2008;22:401-8.
- [30] Critchley et al. The effect of peripheral resistance on impedance cardiography measurement in the anesthetized dog. *Anesth Analg* 2005;100:1708-12.
- [31] Critchley et al. The effect of lung injury and excessive lung fluid, on impedance cardiac output measurements, in the critically ill. *Intensive Care Med* 2000;26:679-85.

- [32] Keren H et al. Evaluation of a noninvasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioreactance. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2007;293:H583-9.
- [33] Squara P et al. Noninvasive cardiac output monitoring (NICOM): a clinical validation. *Intensive Care Med* 2007;33:1191-4.
- [34] Squara P. Bioreactance: a new technology for noninvasive cardiac output monitoring. *Resuscitation* 2008;17:111-19.
- [35] Marik PE et al. The use of bioreactance and carotid Doppler to determine volume responsiveness and blood flow redistribution following passive leg raising in hemodynamically unstable patients. *Chest* 2013;143:364-70.
- [36] Waldron NH et al. A prospective comparison of a noninvasive cardiac output monitor versus esophageal Doppler monitor for goal-directed fluid therapy in colorectal surgery patients. *Anesth Analg* 2014;118:966-75.
- [37] Ishihara et al. A new non-invasive continuous cardiac output trend solely utilizing routine cardiovascular monitors. *J Clin Monit Comput* 2004;18:313-20.
- [38] Yamada 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;155:82-7.
- [39] Fischer MO et al. The diagnostic accuracy of estimated continuous cardiac output compared with transthoracic echocardiography. *Can J Anaesth* 2014;61:19-26.
- [40] Ball TR et al. Accuracy of noninvasive estimated continuous cardiac output (esCo) compared to thermodilution cardiac output : a pilot study in cardiac patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2013;27:1128-32.