



HAL
open science

Reproductibilité de la mesure du volume d'éjection systolique par Doppler oesophagien : influence du niveau de valeur

Stéphane Bar

► **To cite this version:**

Stéphane Bar. Reproductibilité de la mesure du volume d'éjection systolique par Doppler oesophagien : influence du niveau de valeur. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01390681

HAL Id: dumas-01390681

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01390681>

Submitted on 2 Nov 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTE DE MEDECINE D'AMIENS**

ANNEE 2016

N°2016-53

**REPRODUCTIBILITE DE LA MESURE DU VOLUME D'EJECTION
SYSTOLIQUE PAR DOPPLER OESOPHAGIEN : INFLUENCE DU NIVEAU
DE VALEUR**

THESE POUR LE DOCTORAT EN MEDECINE (DIPLOME D'ETAT)
SPECIALITE ANESTHESIE – REANIMATION

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT
LE 27 MAI 2016

PAR

MONSIEUR STEPHANE BAR

PRESIDENT DU JURY : Monsieur le Professeur Hervé DUPONT

MEMBRES DU JURY : Monsieur le Professeur Michel SLAMA
Monsieur le Professeur Emmanuel LORNE
Monsieur le Docteur Yazine MAHJOUB

DIRECTEUR DE THESE : Monsieur le Docteur Bruno DE BROCA

A mon Maître et Président de Thèse,

Monsieur le Professeur Hervé DUPONT

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
(Anesthésie-Réanimation)

Chef du service « Anesthésie-Réanimation »

Co-chef du Pôle « Anesthésie-Réanimation, médecine d'urgence »

Vous me faites l'honneur de présider cette thèse.

Je vous remercie pour la qualité de l'enseignement en Anesthésie et Réanimation dont j'ai pu bénéficier tout au long de mon cursus.

Veillez trouver par ce travail le témoignage de ma reconnaissance et de mon profond respect.

A mon maître,

Monsieur le Professeur Michel SLAMA

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
(Réanimation médicale)
Chevalier dans l'ordre des Palmes Académiques

Vous me faites l'honneur de juger ce travail.

Merci pour votre disponibilité et pour votre gentillesse.

Soyez assuré de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

A mon Maître,

Monsieur le Professeur Emmanuel LORNE

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier
(Anesthésie-Réanimation)

Vous me faites l'honneur de juger ce travail.

Merci pour votre encadrement, vos conseils et votre disponibilité tout au long de la réalisation de ce travail. Merci pour la qualité de formation en Anesthésie-Réanimation que vous m'avez prodigué tout au long de mon cursus.

Soyez assuré de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

A mon Maître,

Monsieur le Docteur Yazine MAHJOUB

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier
Anesthésiologie Réanimation, Médecine d'Urgence

Vous me faites l'honneur de juger ce travail.

Merci pour votre savoir et pour votre enseignement clinique que j'ai pu recevoir durant mes gardes dans le service.

Soyez assuré de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance

A mon Maître et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Bruno DE BROCA

Praticien Hospitalier
(Anesthésie réanimation)
Chirurgie urologique

Je te remercie de m'avoir proposé ce sujet de thèse.

Mes années d'internat m'ont permis d'apprécier tes qualités de médecin et d'enseignant.

Le physiologiste et le passionné qui ne te quittent jamais ont plusieurs fois éprouvé le champ de mes connaissances. Ils l'ont toujours agrandi.

Tu as été un guide bienveillant dans ce travail.

Je te remercie de la confiance que tu m'as accordée.

A Florine, pour tout ce que tu as pu faire pour moi, pour avoir fait de moi un homme meilleur, pour tout cet amour au quotidien. Une seule personne peut changer tous nos sentiments, toutes nos pensées et totalement notre vie.

A ma mère et mon père, pour m'avoir porté jusqu'ici. Tous les mots du monde ne sauraient exprimer la profonde gratitude que je vous témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que vous n'avez jamais cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être.

A ma grande sœur Sophie et à mon grand frère Nicolas, je ne vous dis pas assez que je vous aime et pourtant je le pense chaque jour.

A ma grand-mère que j'aime tant.

A mes grands-parents partis trop tôt. Je pense souvent à vous.

A mon beau-frère Jérôme, pour tous ces conseils, ces moments passés, cette fratrie naturelle.

A ma belle-sœur Isabelle, pour sa bonne humeur et sa joie de vivre.

A tous mes neveux et nièces que j'aime énormément : Constant, Océane, Clarisse, Clémence, Martin.

A Alain, sois assuré, là-haut, de toute mon admiration.

A mes beaux-parents, Guy et Véronique, merci de m'avoir accueilli si chaleureusement dans votre grande famille.

A Fouad et Matthieu, pour cette amitié sincère qui dure depuis des années et dont nous ne serions nous passer.

A l'équipe lilloise, amis de la première heure, tant de grands moments passés à Lille et ailleurs qui sont inoubliables : Moussi, William, Nesrine, Laurent, James, Marco.

Aux grands amis rencontrés en territoire picard : David, Aurore, Ramy, Poussinette, Jessou, Romain, Heloise. Elodie, Fanny, Pauline, groguy.

Aux cointernes avec qui j'ai vécu 5 années formidables : Spécial dédicace à Julien pour notre passion commune de l'hémodynamique, à madame Caplin pour m'avoir rassuré tant de fois, à Mr Miclo pour l'entraide sans faille, à mon fiston le Pierrot Huette, à ma petite maman Marie pour avoir fait de la réa CTV le plus beau des stages, à Amandine pour ta bonne humeur quotidienne et au Benji Terrasi pour tous nos délires. Et à tous les autres : Simon, Sophie, Manu, Medhi, Léonie, Abdel, Kahina, Diane, Thomas, Claire, Otilie, Arnaud, Marie Anaïs, Anne So, Romain, Charly, Florent, Chloé.

A l'équipe d'anesthésie-réanimation du CH de Laon pour m'avoir mis le pied à l'étrier de façon efficace et paternaliste : Emmanuella Lemaire-Nanni, Claude Chanteau, Denis Berlemont et Nourredine Daoudi.

Aux chefs d'anesthésie qui ont fait de moi un bien meilleur médecin et qui ont enrichi tous les champs de mes connaissances : Bruno bien sûr, Louise, Pierre, Elie, Eugénie, Mona, Matthieu, Vincent, Alexandre, Emmanuel Lorne, Adel, Volker, Rachid, Ivan, le grand chef Hayek, Ghada, Philippe, Bernard Cassetto, Jean Michel Guilbert.

A tous les IADES qui m'ont tant appris et qui ont rendu agréable l'exercice de ce métier : mon Coyot, le Pechin, oui oui, Laurent, Myriam, Stef Morgand, Seb, Seb Plonquet, Simon, Christian, Valérie, Yannick, Jean Lo et tant d'autres...

A monsieur Diouf pour l'aide apportée à ce travail.

A tous ceux ou celles qui me sont chers et que j'ai omis involontairement de citer.

A tous mes enseignants tout au long de mes études.

A tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

À tous ceux qui ont cette pénible tâche de soulager les gens et diminuer leurs souffrances.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| TABLE DES MATIERES | 19 |
| LISTE DES ABREVIATIONS | 21 |
| 1 INTRODUCTION | 23 |
| 2 MATERIEL ET METHODES | 26 |
| 2.1 SELECTION DES PATIENTS | 26 |
| 2.2 MONITORAGE DOPPLER ŒSOPHAGIEN | 27 |
| 2.3 RECUEILS DES DONNEES | 29 |
| 2.4 INFORMATION DU PATIENT..... | 29 |
| 2.5 ANALYSE STATISTIQUE | 30 |
| 3 RESULTATS | 32 |
| 3.1 CARACTERISTIQUES DEMOGRAPHIQUES DE LA POPULATION DE L'ETUDE | 32 |
| 3.2 ANALYSE DES VALEURS DE VES RECUEILLIS..... | 33 |
| 3.3 REPETABILITE GLOBALE DE LA MESURE DU VES PAR DOPPLER ŒSOPHAGIEN | 33 |
| 3.4 POURCENTAGE D'ERREUR DU DOPPLER ŒSOPHAGIEN COMME TECHNIQUE DE REFERENCE..... | 34 |
| 3.5 ANALYSE DU COEFFICIENT DE REPETABILITE ET DU POURCENTAGE D'ERREUR DE LA MESURE DU VES PAR DOPPLER ŒSOPHAGIEN EN FONCTION DU NIVEAU DE VALEUR | 34 |
| 3.6 FACTEURS INFLUENÇANT LA REPETABILITE DE LA MESURE DU VES PAR DOPPLER ŒSOPHAGIEN... 35 | |
| 4 DISCUSSION | 36 |
| 5 CONCLUSION | 45 |
| ANNEXE 1 | 47 |
| ANNEXE 2 | 49 |
| ANNEXE 3 | 51 |
| BIBLIOGRAPHIE | 53 |

LISTE DES ABREVIATIONS

AIVOC : Anesthésie Intraveineuse à Objectif de Concentration

ASA : American Society of Anesthesiology

BPCO : Broncho-pneumopathie Chronique Obstructive

CERAR : Comité d’Ethique de la Recherche en Anesthésie-Réanimation

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

CR : Coefficient de répétabilité

CV : Coefficient de variation

CV_{diff} : Coefficient de variation de répétabilité acceptable globale de la différence entre 2 techniques

DC : Débit Cardiaque

DO : Doppler Œsophagien

HTA : Hypertension Artérielle

IC95 : Intervalle de confiance à 95%

ITV : Intégrale Temps Vitesse

NICE : National Institute for Health and Clinical Excellence

PE : Pourcentage d’erreur

PNI : Pression Non Invasive

SFAR : Société Française d’Anesthésie Réanimation

Tec : Temps d’éjection corrigé

VES : Volume d’éjection systolique

1 **Introduction**

En 2012, la Société Française d'Anesthésie Réanimation (SFAR) a émis des recommandations pour une optimisation du débit cardiaque en péri-opératoire (1). Ces recommandations concluaient que, chez les patients chirurgicaux considérés « à haut risque », il est recommandé de titrer le remplissage vasculaire peropératoire en se guidant sur une mesure du volume d'éjection systolique (VES) dans le but de réduire la morbidité postopératoire, la durée de séjour hospitalier, et le délai de reprise d'une alimentation orale des patients de chirurgie digestive. Une augmentation du VES de 10% après un volume de remplissage de 200 ± 50 ml autorise la poursuite du remplissage vasculaire. Ces recommandations sont fondées sur des études dans lesquelles la titration du remplissage vasculaire peropératoire était guidée par une mesure de VES obtenue par Doppler œsophagien (DO) (2).

Le moniteur DO est un dispositif permettant la mesure des vitesses du flux sanguin circulant dans l'aorte thoracique descendante et ainsi d'estimer le débit cardiaque (3). Le DO est donc un outil de monitoring continu du VES, non invasif, validé dans de nombreuses situations cliniques d'anesthésie et de réanimation (4–8). Une méta-analyse récente démontre que la mise en place d'une optimisation hémodynamique avec le DO permet de diminuer l'incidence des complications post opératoires et par conséquent la durée de séjour hospitalier (9).

Le seul moniteur ayant fait l'objet de nombreux travaux et actuellement disponible en France est le CardioQ-ODM™ (Deltex Medical, Chichester, UK). Ce moniteur a d'ailleurs reçu en 2011 l'approbation du National Institute for Health and Clinical Excellence (NICE) pour l'optimisation du remplissage vasculaire des patients au bloc opératoire (10). L'une des limites principales découle du principe et de la méthode de mesure : l'instabilité spatiale de la sonde de Doppler dans l'œsophage est fréquente. Elle peut entraîner la perte d'un signal optimal et ainsi fausser la mesure du débit cardiaque. Ainsi son repositionnement systématique est nécessaire avant de tenir compte des données recueillies. Ceci est contraignant, et remet partiellement en question le caractère continu du monitoring par le DO.

Cependant, peu d'études se sont intéressées à la reproductibilité de la mesure du VES par DO. En 1985, Lavandier et al. ont été les premiers à s'intéresser à la variabilité inter-observateur de la mesure du débit cardiaque par DO, qui était alors de 10 % (11). En 1998,

Valtier et al ont mené une étude randomisée ayant pour objectif de montrer la validité de la mesure du débit cardiaque par DO par rapport à la thermodilution pulmonaire. Ils retrouvaient une bonne corrélation entre les mesures de débit cardiaque par les 2 techniques et surtout que les variations de débit cardiaque dans le temps étaient comparables entre les 2 techniques. De plus, la variabilité intra-observateur était plus faible (8%) que celle retrouvée avec la thermodilution pulmonaire (12%) (4). Singer et al. ont retrouvé un coefficient de variation (CV) très bas de 3,8% (8). Ces 3 études n'utilisaient pas le moniteur CardioQ-ODM™. Plus récemment, une étude retrouvait même que le remodelage de l'aorte thoracique descendante, augmentant avec l'âge, pouvait affecter la mesure du VES par le CardioQ-ODM™, la médiane du CV du VES était de 14% et augmentait linéairement en fonction du remodelage de l'aorte descendante (12). Des facteurs confondant pourraient donc influencer la variabilité de la mesure.

D'autre part, la notion d'interchangeabilité entre une technique de mesure du débit cardiaque « testée » et une technique « de référence » dépend de la variabilité des techniques et a été initialement introduit par Bland et Altman en utilisant le biais (moyenne des différences entre les 2 techniques) et les limites d'agrément (biais +/- 1.96 x ET) avec ET = Ecart Type (13). Critchley a introduit une méthode complémentaire utilisant le pourcentage d'erreur (PE) entre 2 techniques défini par la formule suivante :

$PE = 100 \times (1.96 \times ET / \text{moyenne des différences entre les techniques})$ (14). En effet, une technique « testée » est considérée interchangeable avec la méthode « de référence » si le PE de la différence entre les 2 techniques, décrit par Critchley, ne dépasse pas une certaine valeur seuil de 28,3%. On peut également considérer que l'interchangeabilité entre une technique de mesure du débit cardiaque « de référence » et une technique « testée » peut être obtenue à partir de la répétabilité (R). Une méthode précise est celle pour laquelle des mesures répétées (en conditions stables) donnent des valeurs proches les unes des autres. La répétabilité évalue donc l'erreur expérimentale inéluctable d'une technique de mesure.

Le coefficient de variation de répétabilité ($CV = ET/\text{moyenne}$) permet de déduire le coefficient de répétabilité (CR), correspondant à la précision, de chacune des 2 techniques ($CR = 1,96 \times CV = 1,96 \times ET/\text{moyenne}$). Pour s'assurer de l'interchangeabilité entre 2 techniques, le PE global acceptable de la différence entre les 2 techniques peut être obtenu à partir de la formule suivante :

$$PE = \sqrt{(CR^2 + CR^2)}$$

CR représente le coefficient de répétabilité de la technique « de référence » comparé avec une technique « testée » ayant le même CR. Pour le débit cardiaque, le CR de la méthode « de référence » (Swan Ganz) étant de 20% et la variabilité de la méthode « testée » devant être au moins égale à cette valeur, on obtient donc : $PE = \sqrt{(0,2^2 + 0,2^2)} = 0.283 = 28.3\%$. Cette valeur seuil de PE ne fait pas l'unanimité et est souvent considérée comme pas assez « exigeante » ou proche de la réalité pour évaluer la méthode testée (15,16).

Ces considérations amènent à 4 interrogations essentielles :

Premièrement, la titration du remplissage vasculaire se base sur une augmentation de plus de 10% du VES pour pouvoir conclure à la pré-charge dépendance du débit cardiaque permettant la poursuite de ce remplissage vasculaire. On peut alors se poser la question de la pertinence de la mesure de l'augmentation du VES de plus de 10 % par DO, lors d'une épreuve de remplissage, si la variabilité de la technique est proche de cette même valeur.

Deuxièmement, Critchley a défini un pourcentage d'erreur acceptable à 28,3% en ne considérant que la thermodilution artérielle pulmonaire comme technique de référence. En considérant le DO CardioQ-ODM™ comme technique de référence, quel serait alors le pourcentage d'erreur acceptable obtenu à partir de la répétabilité de cette technique ?

Troisièmement, la variabilité de la technique pourrait elle-même varier en fonction du niveau de valeur de VES, ce qui rendrait le CR et le pourcentage d'erreur inconstant et variable. En effet, la variabilité de certaines valeurs extrêmes pourrait être très différente de la variabilité moyenne qui est habituellement calculée sur la population. Ainsi, il en résulterait une mauvaise interprétation de la variabilité de ces valeurs extrêmes. Malgré cela, il n'existe pas d'étude, comportant de larges séries de mesures du VES avec le DO, s'intéressant au fait que la variabilité de mesure du VES puisse être différente selon le niveau de valeur du VES.

Quatrièmement, quels seraient les facteurs pouvant influencer la variabilité de la mesure du VES par DO ?

L'objectif principal était d'évaluer la reproductibilité de la mesure du VES par le DO (de type CardioQ-ODM™) par le coefficient de répétabilité en fonction du niveau de valeur du VES.

2 Matériel et méthodes

2.1 Sélection des patients

Nous avons mené une étude observationnelle, prospective, monocentrique au sein du bloc opératoire du CHU d'Amiens de septembre 2015 à avril 2016.

L'étude débutait dès lors qu'était posée l'indication d'un monitoring du VES par DO au cours d'une intervention chirurgicale avec anesthésie générale en chirurgie digestive, urologique, orthopédique, gynécologique ou vasculaire.

Il était alors procédé à la vérification de la présence d'un monitoring par électrocardiogramme continu, d'une saturation pulsée en oxygène, d'une mesure de la Pression Artérielle non Invasive (PNI) et d'une voie veineuse. L'induction anesthésique se faisait selon les pratiques habituelles du médecin anesthésiste prenant en charge le patient, et comportait toujours l'association d'un hypnotique (propofol ou etomidate), d'un morphinique (sufentanil ou rémifentanil) et d'un curare (cisatracurium ou rocuronium). L'entretien se faisait par des halogénés (sevoflurane ou desflurane) ou du propofol en mode AIVOC. L'intubation orotrachéale était systématique.

Les critères d'inclusion ont été les suivants :

- Patients majeurs
- Patients nécessitant un monitoring du VES par un DO

Les critères de non inclusion ont été les suivants :

- Trouble du rythme de type arythmie par fibrillation auriculaire
- Patients mineurs
- Rétrécissement aortique serré ou symptomatique
- Grossesse
- Mesure de tutelle
- Absence de consentement du patient
- Contre-indications absolues à la pose de la sonde de doppler œsophagien : pathologies œsophagiennes (œsophagite, tumeur, varices œsophagiennes, diverticule, mégaoesophage).

Les critères d'exclusion ont été les suivants :

- Défaut d'acquisition du signal en peropératoire du fait d'artefact peropératoire (mobilisation, bistouri électrique)
- Apparition de troubles du rythme au cours des phases de recueils de données
- Patient ayant des cycles de respiration spontanée au cours du recueil de données

2.2 *Monitoring Doppler œsophagien*

Une sonde DP240 était connectée à un moniteur CardioQ-ODM™ modèle n° 9051-20366 de Deltex Medical (UK) distribué par Gamida. La sonde de DO dispose de 2 cristaux piézoélectriques faisant un angle fixe de 45° par rapport à l'axe de la sonde (figure 1).

Les données anthropométriques du patient (âge, poids, taille) étaient programmées dans l'appareil et la sonde de DO était mise en place par voie orale ou nasale, la voie orale étant toujours privilégiée en cas de traumatisme crânien. La position de la sonde était optimisée de manière à ce que le meilleur signal Doppler du flux sanguin dans l'aorte descendante alliant vitesse maximale, aspect de flux laminaire et stabilité du signal soit enregistré. Le moniteur était ensuite paramétré pour un affichage du VES. Le VES étant calculé par le produit de l'intégral temps vitesse (ITV) des érythrocytes au niveau de l'aorte thoracique descendante par la surface aortique estimée au moyen d'abaques en fonction de l'âge, du poids et de la taille du patient (figure 2).

Le recueil des VES était moyenné sur 5 cycles cardiaques afin que la variabilité respiratoire du VES ne se confonde pas avec la variabilité intra individuelle.

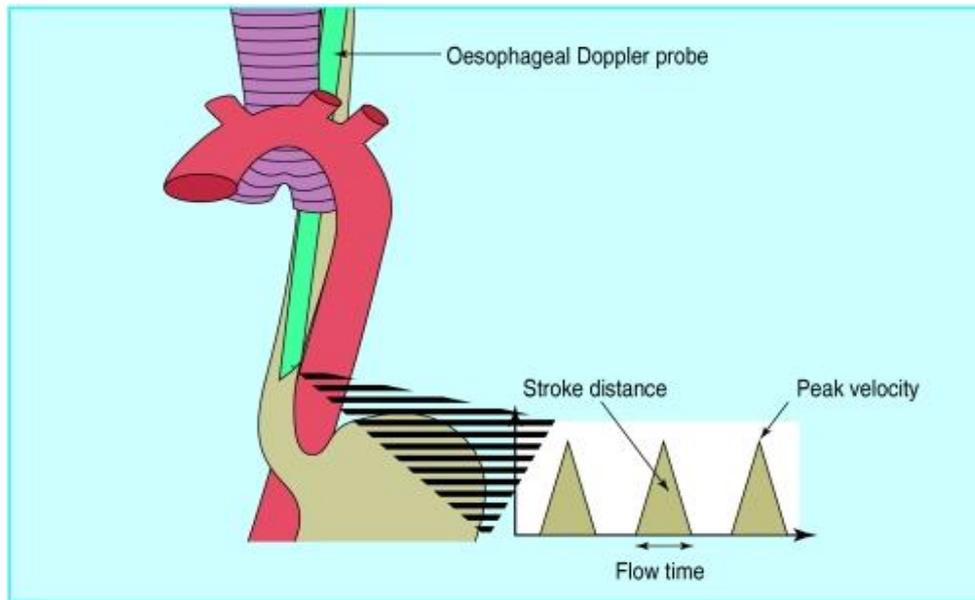


Figure 1. Schéma illustrant la mise en place de la sonde de Doppler œsophagien permettant de mesurer la vitesse des érythrocytes au niveau de l'aorte thoracique descendante et d'en déduire les données suivantes : la vitesse maximale, le temps d'éjection et le volume d'éjection systolique (Figure issue de l'article *Circulatory Support*, *BMJ*. 1999 Jun 26; 318: 1749–1752).

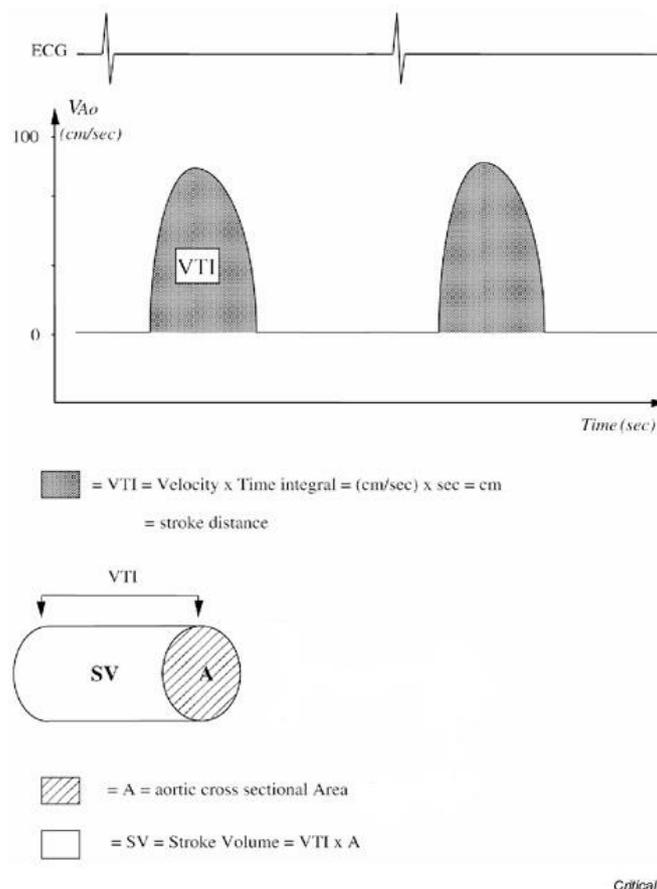


Figure 2. Schéma illustrant le calcul du volume d'éjection systolique (VES) par le produit de l'intégral temps vitesse (ITV) (ou velocity time integral VTI) des érythrocytes au niveau de l'aorte thoracique descendante par la surface aortique estimée au moyen d'abaques en fonction de l'âge, du poids et de la taille du patient (Christine Berton, et al. *Crit Care*. 2002 ; 6 : 216-221).

2.3 Recueils des données

Les données démographiques usuelles suivantes ont été recueillies :

- Âge
- Poids
- Taille
- Sexe
- Antécédents principaux (Hypertension artérielle (HTA), coronaropathie, insuffisance cardiaque, Broncho-Pneumopathie Chronique Obstructive (BPCO), insuffisance rénale chronique)
- Type de chirurgie (digestive, urologique, vasculaire, orthopédique ou gynécologique)
- Score ASA (American Society of Anesthesiology)
- Score de Lee

Les différents scores sont rappelés en Annexe 1.

Une fois que la sonde de DO était mise en place et que la stabilité hémodynamique du patient était obtenue, le recueil des données était réalisé comme suit :

- Mise en place du DO par voie nasale ou buccale jusqu'à obtention d'un signal Doppler aortique dit « optimisé » par un 1er médecin expert (était considéré comme expert un médecin ayant déjà une expérience d'au moins 12 poses de sondes de DO (17)).
- Recueil de trois VES (en recueil moyenné par 5 cycles) sur une période d'une minute.
- Vérification de l'optimisation du signal (plus ou moins réadaptation de la position de la sonde) par un second médecin expert et recueil de trois VES (avec les mêmes réglages) suivant cette réoptimisation.

Au cours de l'intervention chirurgicale, chaque réoptimisation du signal doppler était suivie d'une nouvelle série de 3 mesure de VES réalisée comme précédemment par les 2 mêmes médecins experts. Un couple de données correspondait aux 2 séries de 3 VES recueillis par les 2 médecins experts de façon concomitante.

L'étude prenait fin en même temps qu'était retirée la sonde de DO.

2.4 Information du patient

Notre étude a fait l'objet d'un avis favorable auprès du Comité d'Ethique de la Recherche en Anesthésie-Réanimation (CERAR), n°2015-003.

Chaque patient était informé oralement et recevait une fiche d'information résumant la nature et le but de la recherche ainsi que les droits du patient qui s'engage dans l'étude clinique. Cette fiche d'information était jointe au dossier du patient.

2.5 *Analyse statistique*

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel R® version 3.2.3.

La normalité de la distribution des données a été vérifiée au moyen d'un test d'Agostino-Pearson.

Les variables continues sont exprimées en moyenne \pm écart type et médiane [25-75^{ème} percentile] selon la distribution normale ou non des valeurs mesurées. Les variables quantitatives sont exprimées en nombres absolus (proportion en pourcentage).

Le biais moyen de mesure du VES par le DO entre les 2 observateurs a été calculé par la moyenne des différences entre les couples de mesures fournies par les deux observateurs.

Chaque moyenne et écart type du CR étaient estimés par rééchantillonnage bootstrap avec 200 répétitions. Le bootstrap est une technique qui permet d'estimer la précision d'un échantillon statistique (moyenne, écart type) en effectuant un tirage aléatoire avec remise, à partir d'un même ensemble de données : dans notre étude, 200 échantillons de taille égale à l'échantillon d'origine sont construits à l'aide de tirage avec remise.

Le coefficient de variation a été calculé selon la formule :

$$CV = ET/moyenne \text{ des mesures}$$

Le coefficient de répétabilité a été calculé selon la formule :

$$CR = 1,96 \times CV = 1,96 \times ET/moyenne \text{ des mesures}$$

Pour s'assurer de l'interchangeabilité entre 2 techniques, le CV de répétabilité acceptable globale de la différence (CV_{diff}) entre les 2 techniques peut être obtenu par la formule :

$$CV_{diff} = \sqrt{(CV \text{ répétabilité technique référence})^2 + (CV \text{ répétabilité technique testée})^2}$$

En considérant que la répétabilité de la technique « testée » doit être inférieure ou égale à celle de la technique « de référence », nous obtenons la formule suivante :

$$CV_{diff} = \sqrt{(CV \text{ répétabilité technique référence})^2 + (CV \text{ répétabilité technique référence})^2}$$

Par extension, on obtient : PE de la différence entre les 2 techniques :

$$PE = \sqrt{\left(1.96 \times \frac{ET}{\text{moyenne}}\right)^2 + \left(1.96 \times \frac{ET}{\text{moyenne}}\right)^2} = \sqrt{(CR^2 + CR^2)}$$

Avec CR le coefficient de répétabilité de la méthode de référence qui était le DO CardioQ-ODM™ dans notre étude.

Ces différentes méthodes statistiques sont détaillées dans une étude de Lorne et al. jointe en annexe 2.

Une analyse de comparaison des moyennes des CR portant sur les facteurs suivants : âge > 60 ans, sexe, hypertension artérielle, coronaropathie, insuffisance rénale chronique, score de Lee ≥ 2 , Score ASA ≥ 3 a été réalisée au moyen d'un test Z afin de montrer l'éventuelle influence de ces facteurs sur le CR.

Les analyses ont été effectuées avec un risque de première espèce α à 5%.

Le seuil de significativité retenu était $p < 0,05$.

3 Résultats

3.1 *Caractéristiques démographiques de la population de l'étude*

Dans cette étude, 56 patients ont été inclus, ce qui correspondait à 225 couples de 3 VES recueillis par les 2 médecins experts, soit une moyenne de 4 couples de 3 VES par patient et 1350 VES mesurés au total. Aucun patient n'a été exclu. Les caractéristiques démographiques de la population figurent au tableau 1.

| Caractéristiques des patients monitorés | Population (n = 56) |
|--|----------------------------|
| Age (année) | 60 [48-64] |
| Poids (kg) | 75 [65-85] |
| Taille (cm) | 169 [160-177] |
| Score ASA | 2 [2-3] |
| Score de LEE | 1 [0-2] |
| Sexe (Homme) | 34 (61%) |
| Antécédents | |
| HTA | 35 (63%) |
| Cardiopathie ischémique | 8 (14%) |
| Cardiopathie valvulaire | 1 (2%) |
| Cardiopathie rythmique | 0 |
| Dyslipidémie | 12 (21%) |
| BPCO | 5 (9%) |
| Insuffisance rénale chronique | 8 (14%) |
| Interventions | |
| Digestive | 18 (32%) |
| Urologique | 17 (30%) |
| Gynécologique | 7 (13%) |
| Vasculaire | 12 (21%) |
| Orthopédique | 2 (4%) |
| Statut des médecins experts | N = 9 |
| Internes en anesthésie réanimation | 8 |
| Médecin senior | 1 |

Tableau 1. Données démographiques. Les valeurs sont exprimées en médiane [±-intervalle interquartile] ou en valeur réelle (n= (%)). **kg** : Kilogramme. **cm** : Centimètres. **ASA** : American Society of Anesthesiology. **HTA** : Hypertension Artérielle. **BPCO** : Broncho-pneumopathie chronique obstructive.

3.2 Analyse des valeurs de VES recueillies

La moyenne du VES tout opérateur confondu est de 80 ml \pm 28.

La répartition du nombre de valeur de VES en fonction du niveau de valeur est représentée dans la figure 3.

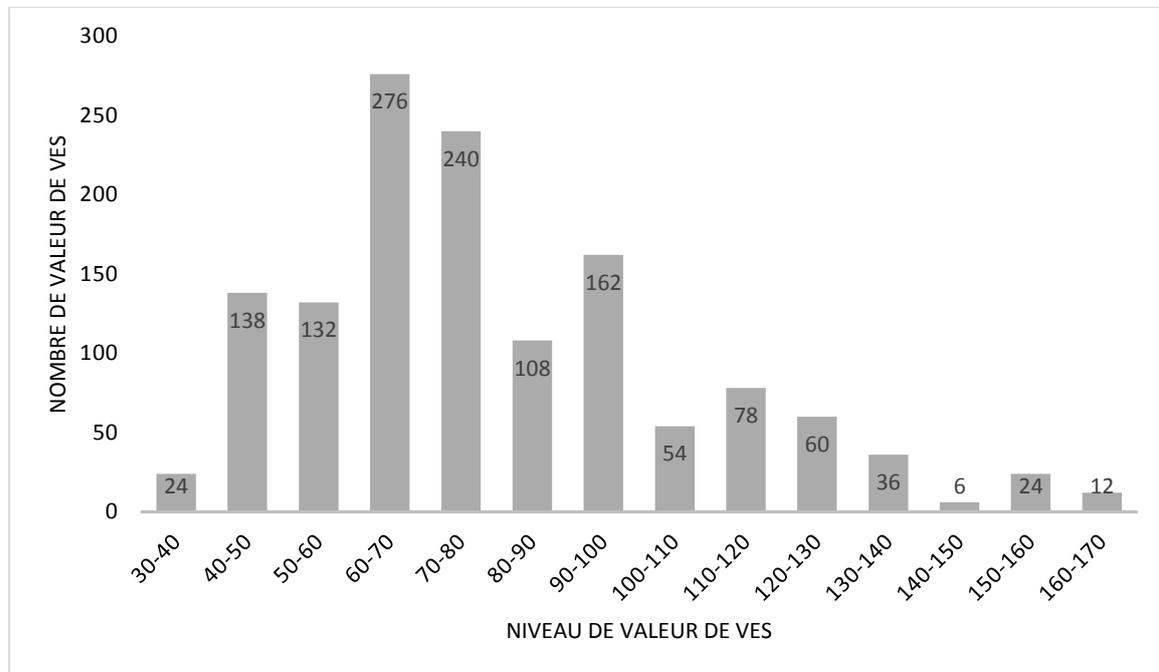


Figure 3. Analyse du nombre de valeurs de VES en fonction du niveau de valeur de VES.

3.3 Répétabilité globale de la mesure du VES par Doppler œsophagien

| | CV | CR |
|--------------------------|------------------------|---------------------------|
| Intra-observateur | 9,4% IC 95 [8,9 ; 9,9] | 18,4% IC 95 [17,5 ; 19,4] |
| Inter-observateur | 7,3% IC 95 [6,7 ; 7,6] | 14,3% IC 95 [13,1 ; 15,4] |

Tableau 2. Coefficient de variation (CV) et coefficient de répétabilité (CR) intra et inter observateur.

Le biais moyen de la mesure du VES entre les deux médecins experts est de -0.32 ml (IC95 [-13.99 ; 13.35]).

3.4 Pourcentage d'erreur du Doppler œsophagien comme technique de référence

En considérant que la répétabilité de la technique « testée » doit être inférieure ou égale à celle du DO comme technique de référence, le CV de répétabilité acceptable globale de la différence, CV_{diff} , entre les 2 techniques est égal à :

$$CV_{diff} = \sqrt{(CV^2 + CV^2)} = \sqrt{(9,4^2 + 9,4^2)} = 13.3\% \text{ IC } 95 [12,6 ; 14]$$

Par extension, le PE global de la différence entre 2 techniques de mesure du VES, en considérant le DO comme technique de référence, calculé grâce au CR global est de :

$$PE = \sqrt{(CR^2 + CR^2)} = \sqrt{(18,4^2 + 18,4^2)} = 26\% \text{ IC } 95 [24,7 ; 27,4]$$

3.5 Analyse du coefficient de répétabilité et du pourcentage d'erreur de la mesure du VES par Doppler œsophagien en fonction du niveau de valeur

L'analyse du CR du DO en fonction du niveau de valeur du VES est détaillée sur la figure 4 sur la courbe noire pleine. L'intervalle de confiance à 95% de cette courbe est représenté par les courbes noires en pointillés. La ligne rouge symbolise le seuil de variation de VES de 10% après remplissage.

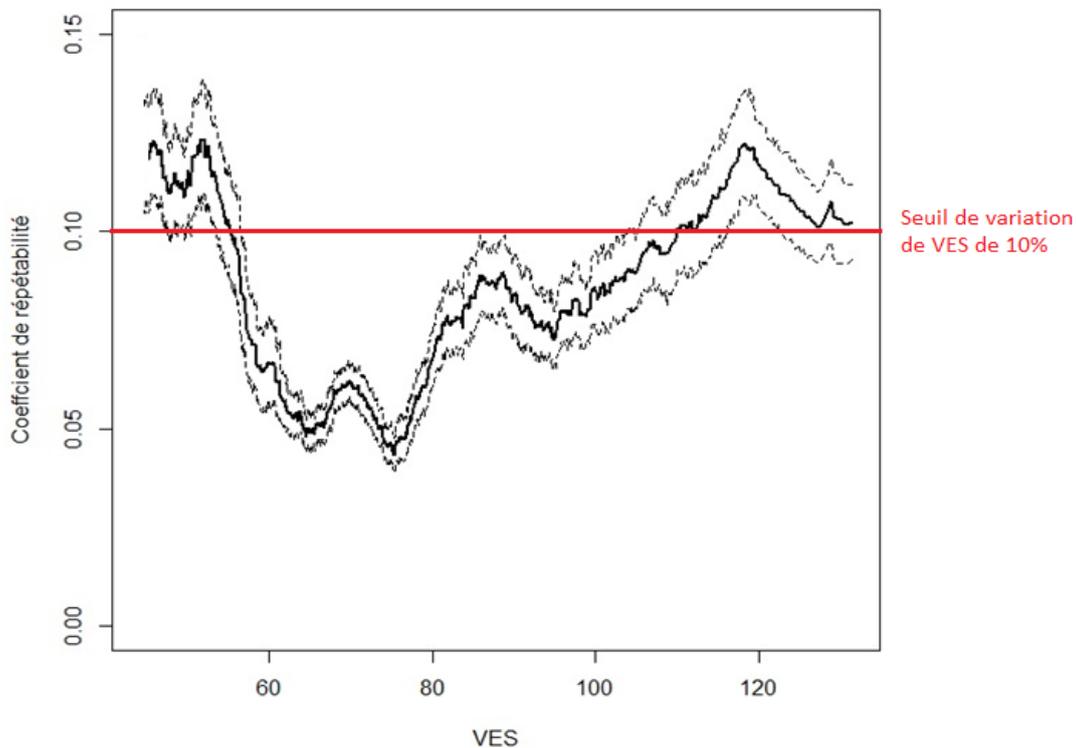


Figure 4. Analyse du coefficient de répétabilité CR en fonction du niveau de VES.

L'analyse du PE en fonction du niveau de valeur de VES, en considérant le DO comme technique de référence est détaillée sur la figure 5 sur la courbe noire. La zone violette sous cette courbe représente la zone où le PE de la différence entre 2 techniques est acceptable, c'est à-dire celle où le DO est interchangeable avec une autre technique « testée », en fonction du niveau de valeur de VES.

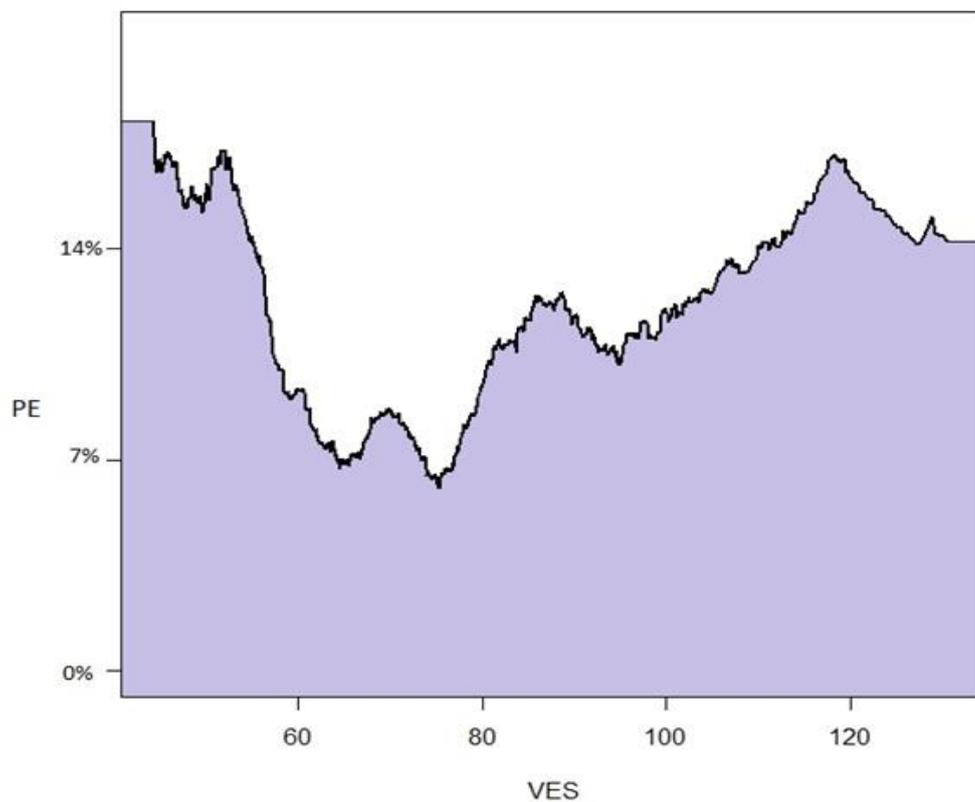


Figure 5. Analyse du PE en fonction du niveau de valeur de VES

3.6 Facteurs influençant la répétabilité de la mesure du VES par Doppler œsophagien

Les résultats de l'analyse de comparaison des moyennes des CR portant sur différents facteurs figurent sur le tableau 3 ci-dessous.

| Variables | CR (erreur standard) | Degré de significativité p |
|--|----------------------------------|-----------------------------------|
| Age ≥ 60ans < 60ans | 20,11 % (0,73) 16,64 % (0,73) | p = 0,0008 |
| Sexe Homme Femme | 20,29% (0,63) 14,95% (0,71) | p < 0,0001 |
| HTA Oui Non | 16,16% (0,58) 22,49% (0,90) | p < 0,0001 |
| Coronaropathie Oui Non | 18,06% (0,90) 18,60% (0,50) | p = 0,5999 |
| Insuffisance rénale chronique Oui Non | 26,62% (0,17) 17,42% (0,50) | p < 0,0001 |
| Score de Lee <2 ≥2 | 17,21% (0,54) 21,80% (1,04) | p < 0,0001 |
| Score ASA <3 ≥3 | 16,63% (0,71) 20,70% (0,71) | p < 0,0001 |

Tableau 3. Analyse de comparaison des moyennes des CR portant sur différents facteurs.

4 **Discussion**

Les premiers critères de qualité d'un moniteur du débit cardiaque sont l'exactitude et la précision. Une méthode précise est celle pour laquelle des mesures répétées (en conditions stables) donnent des valeurs proches les unes des autres. Elle se quantifie par le coefficient de variation de répétabilité (rapport entre l'écart-type des mesures et leur valeur moyenne : $CV = ET/moyenne$). La précision, ou coefficient de répétabilité CR, d'une technique est considérée égale à 1,96 fois le CV. Dans notre étude, sa valeur globale est de 18,4 % (soit un CV de 9,4 %).

En considérant un CV acceptable de 10 % pour définir une technique ayant une bonne reproductibilité, soit un CR acceptable de $1,96 \times 10 \% = 19,6 \%$, nous pouvons conclure que la reproductibilité globale de la mesure du VES par DO est bonne.

Cette valeur de CV est proche de celle retrouvée par Valtier et al. qui était de 8 % (4). Celle de 3,8 % retrouvée par Singer et al. paraît très basse, d'autant plus que le nombre de patients était réduit (38 patients) (8). Cependant, ces 2 études n'utilisaient pas le DO cardioQODM™.

La reproductibilité inter observateur de la mesure du VES par DO est très bonne également avec un CV inter observateur de 7,3 % et un biais moyen de -0.32 ml entre les observateurs. Cette valeur est plus basse que celle retrouvée par Lavandier et al. qui n'utilisaient pas non plus le cardioQODM™ (11).

Nous retrouvons également un PE acceptable de différence entre 2 techniques, en considérant le DO comme technique de référence, de 26 %.

Critchley et al. ont proposé, en 1999, de calculer un pourcentage d'erreur de différence entre 2 techniques ($PE = [1,96 \times ET / moyenne\ des\ differences] \times 100 (\%)$), avec un seuil d'acceptabilité (de concordance) à 28,3%, valeur qui a été très largement reprise dans la littérature (14). La nécessaire utilisation d'une technique de référence est une source de controverse dans la littérature car il n'y a pas de méthode dont l'exactitude et la précision soient parfaites. La thermodilution par cathéter artériel pulmonaire reste la technique de référence pour les études cliniques. Or, la précision de la thermodilution varie selon les conditions d'utilisation. La valeur seuil de 28,3% retenue pour le PE par Critchley correspond en fait à celle qui serait obtenue en confrontant deux techniques interchangeables dont le CR serait de 20% (permettant donc de conclure que la méthode évaluée est aussi précise que la thermodilution, sous réserve que le CR de cette dernière soit de 20 %) (14).

De plus, la valeur seuil de 30% pour le PE ne fait pas l'unanimité, certains insistant sur le fait que dans des conditions peropératoires stables, la précision de la thermodilution est meilleure (1,96 x CV très inférieur à 20 %). Dans ce cas, un PE de 30 % ne serait pas assez "exigeant" pour la méthode testée. Au contraire, dans certaines conditions, la précision de la thermodilution serait moins bonne (1,96 x CV très supérieur à 20 %) amenant également à des conclusions erronées. Récemment, Peyton et Chong ont plaidé pour redéfinir le PE acceptable en clinique à 45 % dans une méta-analyse (18). Neuf études de cette méta-analyse concernaient le DO. Seules trois études concernaient le moniteur CardioQODM™ qui était comparé à la thermodilution artérielle pulmonaire comme technique de référence. Les résultats figurent en annexe 3. Le PE retrouvé pour le DO était de 42,1%. Cette méta-analyse ne prenait en compte que les études publiées avant 2006.

Le CV (ou CR) de la technique « de référence » est rarement recherché. Ainsi, l'originalité de notre étude est donc de prendre le DO comme technique de référence pour l'établissement du pourcentage d'erreur. Cette approche a déjà été utilisée pour la comparaison de nouvelles techniques de monitoring non invasives du débit cardiaque au bloc opératoire au DO. Les différents pourcentages d'erreur retrouvés dans ces études figurent dans le tableau 4.

| ANNEE | EQUIPE | TECHNIQUE TESTEE | PE |
|-------|-----------------------|---|---------------|
| 2009 | Chatti et al.(19) | Vigileo-FloTrac™ | 58% |
| 2011 | Meng et al.(20) | Vigileo-FloTrac™ | 66% |
| 2013 | Davies et al.(21) | Vigileo-FloTrac™ et LiDCOrapid™ | >70% |
| 2013 | Garcia et al.(22) | 8 algorithmes d'analyse de la pression pulsée | 27,2% à 40,2% |
| 2014 | Lorne et al.(23) | Niccomo™ | 35% |
| 2015 | Zhang et al.(24) | 5 algorithmes d'analyse du contour de l'onde de pouls | 26,4% à 56,3% |
| 2015 | Feldheiser et al.(25) | LiDCOrapid™ | 63.7% |
| 2015 | Caillard et al.(26) | 9 algorithmes d'analyse de la pression pulsée | 26 à 39% |
| 2015 | Holset et al. (27) | Vigileo-FloTrac™ | 45% |

Tableau 4. Etudes ayant comparé de nouvelles techniques non invasives de monitoring du VES avec le DO en tant que technique de référence.

Les arguments invoqués par les auteurs pour ne pas utiliser la thermodilution artérielle pulmonaire comme technique de référence sont les suivants : les complications de la pose du cathéter, la difficulté d'obtenir la tendance aux variations avec un bolus unique, le caractère non invasif du DO.

Mais, la principale limite est l'absence de recherche du CV (ou du CR) dans ces études en considérant le DO comme technique de référence. Ainsi, la valeur seuil de PE retenue était toujours celle de 28,3% (décrit pour la thermodilution artérielle pulmonaire) pour définir l'interchangeabilité entre le DO et une nouvelle technique de monitoring du débit cardiaque. A notre connaissance, nous avons été les premiers à s'y intéresser dans le but d'en faire une technique de référence fiable pour tester son interchangeabilité avec une technique « testée » de mesure du débit cardiaque en déduisant le PE acceptable. De plus, il est intéressant de constater que les différents PE de ces études ont des valeurs très élevées.

Dans notre étude, nous avons également montré que le coefficient de répétabilité de la technique de référence (le CardioQ-ODM™) n'était pas constant et variait suivant le niveau de valeur de VES recueilli. En effet, ce CR apparaît plus élevé au niveau des valeurs extrêmes de VES. Ainsi la valeur du pourcentage d'erreur pourrait également varier en fonction du niveau de valeurs de VES. Cette analyse est retrouvée chez un modèle animal dans une étude récente (28). Au bloc opératoire, sous anesthésie générale, cette variation de la variabilité de la technique de mesure pourrait entraîner des interprétations erronées de la mesure du débit cardiaque. Lors des situations de bas niveaux de VES, comme par exemple un choc d'origine hémorragique ou suite à l'administration d'hypnotiques lors de l'induction anesthésique, la variabilité du CardioQ-ODM™ se révélerait plus importante et donc, la précision serait plus faible. La constatation serait la même en cas de situation de haut niveau de VES. Dans l'étude originale de Bland et Altman, il n'y avait que 17 paires de mesures pour l'ensemble des niveaux de valeur (13). Il ne semblait donc pas raisonnable d'évaluer si le CR variait selon le niveau de valeur sur un si petit échantillon. Notre étude a l'avantage de s'être intéressée au CR sur une large série de valeur de VES.

Par ailleurs, la valeur absolue du VES mesurée par les outils de monitoring, quels qu'ils soient, n'est pas un critère pour décider de l'opportunité d'un remplissage ou de sa poursuite. En effet, une valeur « normale » ou « élevée » du VES ne préjuge pas de son caractère adapté aux besoins ni de l'absence d'une élévation du VES en réponse au test de remplissage. La recommandation de la SFAR de 2012 concernant le remplissage vasculaire prenait un seuil d'augmentation du VES de 10 % afin de conclure à la pré-charge dépendance

du patient permettant la poursuite du remplissage. L'objectif de cette stratégie est d'optimiser le VES pour limiter le risque d'hypoperfusion. L'absence d'augmentation du VES en réponse à un apport liquidien témoigne que le plateau de la courbe de fonction cardiovasculaire a bien été atteint et que le remplissage vasculaire doit être interrompu pour éviter la congestion veineuse (systémique ou pulmonaire) qui surviendrait obligatoirement dans le cas contraire (figure 6). Une dizaine d'études cliniques contrôlées ont évalué, dans différentes populations de patients, la stratégie associant le monitoring du VES par DO et des épreuves de remplissage par bolus liquidiens (de l'ordre de 250 ml de colloïde), dès le début de l'anesthésie, répétés en cas d'augmentation du VES, mais interrompus dès que le VES n'augmentait plus. L'administration d'un nouveau bolus n'était possible que si le VES baissait par rapport à la valeur maximale obtenue après la titration initiale.

Or, nous avons montré qu'en prenant le DO comme technique de monitoring du débit cardiaque, cette recommandation pouvait ne plus être fiable au niveau des valeurs extrêmes de VES. Ceci entraînerait donc des erreurs d'interprétations de la variation du VES dues à la variabilité intrinsèque même de la technique.

Un choix de seuil d'augmentation du VES plus élevé, après une épreuve de remplissage, pourrait donc s'avérer plus pertinent en utilisant le DO comme technique de monitoring. Certains auteurs ont utilisé un seuil d'augmentation de 15 % du VES comme limite de significativité pour définir un patient répondeur au remplissage dans plusieurs études d'optimisation hémodynamique au bloc opératoire (29–34).

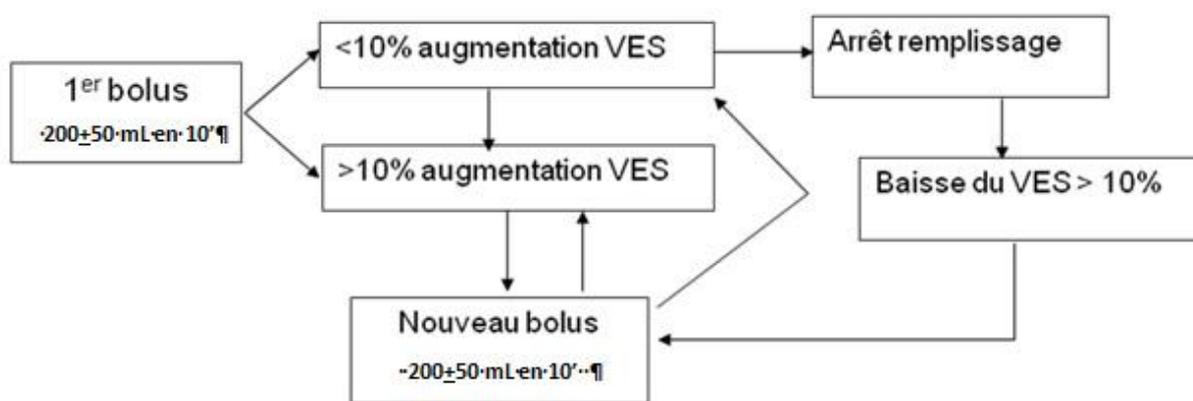


Figure 6. Titration du remplissage guidée par le monitoring de la variation du VES (SFAR 2012).

Nous avons également montré, en corolaire de la variation du CR du DO, qu'il existait également une variation du PE en fonction du niveau de valeur du VES. Cette constatation amène donc à considérer la valeur seuil du pourcentage d'erreur pour définir

l'interchangeabilité entre 2 techniques comme une variable dont le seuil varie en fonction du niveau de valeur de VES dans lequel les mesures sont faites. Ainsi, nous pouvons définir une zone, située sous la courbe représentant la variation du PE en fonction du VES, où le DO est interchangeable avec une autre technique « testée » en fonction du niveau de valeur de VES, plutôt qu'un seuil unique de PE.

Nous avons également montré que la variabilité de la mesure du VES par DO pouvait être plus importante en fonction de certains facteurs : Age > 60 ans, sexe masculin, insuffisance rénale chronique, score de LEE ≥ 2 et score ASA ≥ 3 . Ceci avait déjà été mis en avant par Zhang et al. (12) qui l'expliquaient de la façon suivante : plus l'âge et les facteurs de risques cardiovasculaires sont importants, plus l'aorte thoracique descendante perd de son élasticité et a tendance à s'agrandir en surface et en longueur. Pour s'accommoder de cet allongement, l'aorte se déplace latéralement par rapport à sa position centrale initiale. Des études préalables avaient montré que l'aorte thoracique descendante devenait plus longue et tortueuse avec l'âge (35). Par conséquent, ces constatations peuvent entraîner un mauvais alignement entre la sonde Doppler et l'aorte, ainsi le CV du VES mesuré augmentait linéairement en fonction de l'importance du remodelage de l'aorte. L'HTA était le principal facteur de risque de remodelage de l'aorte et donc de majoration du CV, ce qui n'est pas retrouvé dans notre étude. L'effet de l'âge sur le recueil du signal Doppler avait déjà été reporté pour la première fois en 1987 (36). L'insuffisance rénale chronique, quant à elle, favoriserait l'apparition de calcifications vasculaires diffuses probablement causées par l'hyperphosphatémie, d'où une perte d'élasticité de la paroi aortique.

Finalement, en matière de monitoring, l'évolution du VES, sans doute plus que des valeurs absolues, est cliniquement pertinente. Un PE > 30% ne disqualifie alors pas nécessairement un appareil qui aurait d'autres qualités. La capacité à évaluer les variations du VES, qu'elles soient spontanées, sur une période de temps plus ou moins longue, au décours d'une épreuve de RV, ou en réponse à l'introduction d'un vasoconstricteur, est également importante à connaître pour caractériser un moniteur. Cette évaluation utilise des méthodologies d'analyse spécifiques, qui visent à apprécier ou quantifier la concordance d'évolution (direction et amplitude) des valeurs de VES obtenues avec le moniteur évalué et celui "de référence" (37). Des seuils, eux aussi arbitraires et discutables, ont été proposés.

Dans tous les cas, les conditions d'évaluation doivent être prises en compte : un patient en état de choc et un patient stable au bloc opératoire représentent évidemment deux niveaux d'évaluation différents pour un moniteur de débit cardiaque.

D'autres critères sont naturellement à prendre en compte, en particulier (et sans être exhaustif) la mesure continue (battement par battement) ou discontinue, la rapidité de détection des variations du VES, la mise à disposition d'informations hémodynamiques complémentaires, ou encore la facilité de mise en œuvre (y compris l'opérateur-dépendance), le caractère plus ou moins invasif, et le coût du consommable. Enfin, il ne faut pas oublier que chaque moniteur est unique : la même technique, la même méthode de mesure ne garantissent pas l'équivalence entre deux moniteurs.

Notre étude comporte plusieurs limites. La première concerne la définition du « médecin expert » en monitoring du VES par DO. En effet, nous avons choisi d'utiliser celle retenue par Lefrant et al. qui considéraient une courbe d'apprentissage de 12 patients suffisante pour optimiser de façon correcte le signal recueilli par le DO (17). Or, cette étude n'utilisait pas le moniteur cardioQ, mais nous pouvons supposer que la courbe d'apprentissage est la même pour notre moniteur. Cet apprentissage rapide a eu pour conséquence que les mesures ont été effectuées par un grand nombre de médecins « juniors » (88 % d'internes dans notre étude) pouvant induire un biais d'observation.

Par ailleurs, il s'agissait d'une étude monocentrique, ce qui implique un faible nombre de patients inclus avec un faible nombre d'observateurs, pouvant induire un biais de recrutement.

De plus, nous avons choisi de recueillir et d'analyser toutes les mesures de VES prises à chaque optimisation du recueil du signal DO, ce qui implique un nombre très différent de couples de VES par patient et par intervention. L'idéal aurait été de standardiser le nombre de couples de VES par patient.

On peut également constater que les intervalles de confiance à 95 % du CR sont plus importants au niveau des valeurs extrêmes. Ceci pourrait être influencé par le nombre de recueils de VES moins important au niveau de ces valeurs (figure 3). En effet, un nombre plus réduit de lectures de VES pourrait majorer la dispersion autour de la moyenne du CR à ces niveaux de valeurs. Une harmonisation du nombre de patients par niveau de valeur aurait permis d'éviter ce biais.

Les valeurs sur la courbe de distribution du CR sont plus basses que le CR global. Cependant, il faut garder à l'esprit que la valeur du CR global est influencée par les valeurs

des CR correspondant aux niveaux extrêmes de valeur de VES qui sont plus élevés. Reed et al. ont montré que même si le CV est en grande partie indépendant de la valeur moyenne, les valeurs vers les niveaux extrêmes ont tendance à afficher des CV plus élevés (38). De plus, l'analyse par échantillonnages successifs selon les valeurs de VES pourrait modifier l'interprétation de la valeur du CR. Cette approche du CR en fonction du niveau de valeur reste à être validée pour d'autres techniques du monitoring du débit cardiaque.

5 Conclusion

La reproductibilité de la mesure du VES par DO est bonne. Cependant, la répétabilité de la mesure n'est pas constante selon le niveau de valeur de VES et est plus importante pour les valeurs extrêmes de VES. Le PE acceptable, en considérant le DO comme une technique de référence, est plus faible que celui de la thermodilution artérielle pulmonaire retrouvé par Critchley et al. et varie également suivant le niveau de valeur de VES. Au niveau des valeurs extrêmes de VES, le seuil de variation de 10%, recommandé pour poursuivre la titration du remplissage vasculaire, n'est peut-être pas suffisant pour définir qu'un patient ait une variation réelle du VES. Certains facteurs tel que l'âge > 60 ans, le sexe masculin, l'insuffisance rénale chronique, le score de LEE ≥ 2 et le score ASA ≥ 3 pourrait influencer la répétabilité de la mesure du VES.

ANNEXE 1

| SCORE ASA | |
|---|--------------|
| Etat de santé du patient | Score |
| Patient sain, en bonne santé, C'est-à-dire sans atteinte organique, physiologique, biochimique ou psychique. | 1 |
| Maladie systémique légère, patient présentant une atteinte modérée d'une grande fonction, par exemple : légère hypertension, anémie, bronchite chronique légère. | 2 |
| Maladie systémique sévère ou invalidante, patient présentant une atteinte sévère d'une grande fonction qui n'entraîne pas d'incapacité, par exemple : angine de poitrine modérée, diabète, hypertension grave, décompensation cardiaque débutante | 3 |
| Patient présentant une atteinte sévère d'une grande fonction, invalidante, et qui met en jeu le pronostic vital, par exemple : angine de poitrine au repos, insuffisance systémique prononcée (pulmonaire, rénale, hépatique, cardiaque...) | 4 |
| Patient moribond dont l'espérance de vie ne dépasse pas 24 h, avec ou sans intervention chirurgicale | 5 |

| Score de risque cardiaque de Lee | | |
|----------------------------------|---|---------------------------------|
| Calcul du score de Lee classique | Facteur de risque | Calcul du score de Lee clinique |
| 1 point | Chirurgie à haut risque définie par une chirurgie vasculaire supra-inguinale, intrathoracique ou intrapéritonéale | |
| 1 point | Coronaropathie définie par un antécédent d'infarctus du myocarde, un angor clinique, une utilisation de nitrés, une onde Q sur l'ECG ou un test non invasif de la circulation coronaire positif | 1 point |
| 1 point | Insuffisance cardiaque définie par un antécédent d'insuffisance cardiaque congestive, d'œdème pulmonaire, une dyspnée nocturne paroxystique, des crépitations bilatérales ou un galop B3, ou une redistribution vasculaire radiologique | 1 point |
| 1 point | Antécédent d'accident vasculaire cérébral ischémique ou d'accident cérébral ischémique transitoire | 1 point |
| 1 point | Diabète avec insulinothérapie | 1 point |
| 1 point | Insuffisance rénale chronique définie par une créatinine > 2,0 mg/dL (177 µmol/L) | 1 point |

ANNEXE 2

1 **Materials and Methods**

2 **Previous descriptions of agreement and interchangeability**

3 The Bland-Altman method has been previously described to assess the agreement between a
4 test method (TM) and a reference method (RM), using bias (mean difference between RM and
5 TM), precision [standard deviation (SD) of the differences], and limits of agreements [bias
6 (1.96 SD)].³

7 Repeatability (R) has been previously defined as follows: $R (\%) = \sqrt{\frac{\Sigma(RM1-RM2)^2}{n}}$.³ The

8 repeatability coefficient (RC) can be defined as $RC (\%) = 1.96 \times \frac{R}{\text{mean of data}}$. The

9 repeatability of the difference between two measurements is equal to

10 $\sqrt{(\text{repeatability of method 1})^2 + (\text{repeatability of method 2})^2}$. To ensure

11 interchangeability between two methods, the repeatability of the TM must be less than or
12 equal to the repeatability of the RM,⁴ and the overall acceptable repeatability of the difference
13 between RM and TM must be less than or equal to:

14 $\sqrt{\text{repeatability of RM}^2 + \text{repeatability of TM}^2}$. The acceptable ratio of the differences

15 against means must then be less than or equal to: $\sqrt{RC^2 + RC^2}$. For example, if a RM, such
16 as cardiac output (CO) assessed by thermodilution, has a repeatability of 20%, then the

17 repeatability of the TM should be less than or equal to 20% and the overall acceptable

18 repeatability of the difference should be less than or equal to $\sqrt{0.2^2 + 0.2^2} = 0.283 = 28.3\%$ of
19 the mean measurements of the population (i.e $\pm 1.42 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ when the mean cardiac output in a

20 study population is $5 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$).⁴ The percentage error (PE) simplifies this concept of

21 interchangeability by using the following formula: $PE (\%) = 100 \times \frac{(1.96 \times \text{Precision})}{\text{mean of measurements}}$.

ANNEXE 3

| Reference | Year | Population | Device | Version | Reference | Data Points | Bias | Precision |
|--|------|---|---------------|---------|-----------|-------------|--------------|-------------|
| Esophageal Doppler method Lafanachere <i>et al.</i> ⁷⁹ | 2006 | Infrarenal aortic surgery (OP) <i>After probe insertion</i> <i>Preclamping</i> <i>10 min after clamping</i> <i>Before declamping</i> <i>10 min after declamping</i> <i>End of surgery</i> | Hemosonic 100 | ITD | | 22 | -0.10 | 0.89 |
| | | | | | | | -0.13 | 1.18 |
| | | | | | | | -0.43 | 1.04 |
| | | | | | | | -0.54 | 1.05 |
| | | | | | | | -0.18 | 1.00 |
| | | | | | | | -0.15 | 1.00 |
| Sharma <i>et al.</i> ⁸⁰ | 2005 | Cardiac surgery (postoperative) <i>T1 (0 min)</i> <i>T2 (30 min)</i> <i>T3 (60 min)</i> <i>T4 (90 min)</i> | TECO | ITD | | 35 | -1.18 | 1.37 |
| | | | | | | | -1.17 | 1.35 |
| | | | | | | | -1.22 | 1.37 |
| | | | | | | | -1.15 | 1.37 |
| Collins <i>et al.</i> ⁸¹ | 2005 | Cardiac surgery (OP) <i>After probe insertion</i> <i>Before heart displacement</i> <i>During heart displacement</i> <i>Before sternal closure</i> | Hemosonic 100 | ITD | 300 | | 0.10 | 1.00 |
| | | | | | | | -0.60 | 1.00 |
| | | | | | | | -0.50 | 0.80 |
| | | | | | | | -0.70 | 0.70 |
| Kim <i>et al.</i> ⁸² | 2004 | Escharectomy for major burns (OP) | CardioQ | ITD | | 92 | -0.77 | 1.37 |
| Hullett <i>et al.</i> ⁸³ | 2003 | Cardiac surgery (OP) | CardioQ | ITD | | 331 | -0.56 | 0.64 |
| Jaeggi <i>et al.</i> ⁸⁴ | 2003 | Postoperative cardiac surgery (ICU) | Hemosonic 100 | ITD | | 85 | 0.46 | 1.60 |
| Moxon <i>et al.</i> ⁸⁵ | 2003 | Postoperative cardiac surgery (ICU) | Hemosonic 100 | ITD | | 47 | 0.23 | 1.06 |
| Leather <i>et al.</i> ⁸⁶ | 2001 | Radical prostatectomy (OP) <i>Before epidural anesthetic administered</i> <i>After epidural anesthetics administered</i> | ODM II | ITD | | 14 | -0.89 | 0.89 |
| | | | | | | 14 | 0.55 | 1.88 |
| Penny <i>et al.</i> ⁸⁷ | 2000 | Preeclampsia pts | CardioQ | ITD | | 17 | -2.00 | 1.50 |

Table 2. Agreement between Each of the Four Methods and Thermodilution

| Method (N Studies) | n | Bias L/min Mean [±95% CI] | Precision L/min | Percentage Error Mean [±95% CI] |
|-------------------------------|-----|------------------------------|-----------------|------------------------------------|
| Pulse contour (N = 24) | 714 | -0.00 [±0.09] | 1.22 | 41.3 [±2.7]% |
| Esophageal Doppler (N = 2) | 57 | -0.77 [±0.29] | 1.07 | 42.1 [±9.9]% |
| Pco ₂ RB (N = 8) | 167 | -0.05 [±0.17] | 1.12 | 44.5 [±6.0]% |
| TEB (N = 13) | 435 | -0.10 [±0.11] | 1.14 | 42.9 [±3.6]% |

Pooled weighted data, showing agreement between each of the four methods and bolus thermodilution from the studies that met the statistical criteria for inclusion in the meta-analysis, where a single independent measurement from each subject could be identified. 95% CI = 95% confidence intervals; n = total number of pooled measurements; Pco₂RB = partial carbon dioxide rebreathing method; Percentage Error = limits of agreement (1.96 SD)/mean cardiac output; Precision = one standard deviation (1 SD) of the difference between paired measurements; TEB = transthoracic electrical bioimpedance.

Bibliographie

1. Vallet B, Blanloeil Y, Cholley B, Orliaguet G, Pierre S, Tavernier B. Stratégie du remplissage vasculaire périopératoire. *Ann Fr Anesth Réanimation*. juin 2013 ; 32 : 454-62.
2. Phan TD, Ismail H, Heriot AG, Ho KM. Improving Perioperative Outcomes: Fluid Optimization with the Esophageal Doppler Monitor, a Metaanalysis and Review. *J Am Coll Surg*. déc 2008 ; 207 : 935-41.
3. Singer M. Oesophageal Doppler. *Curr Opin Crit Care*. juin 2009 ; 15 : 244-8.
4. Valtier B, Cholley BP, Belot J-P, de la COUSSAYE J-E, Mateo J, Payen DM. Noninvasive monitoring of cardiac output in critically ill patients using transesophageal Doppler. *Am J Respir Crit Care Med*. 1998 ; 158 : 77-83.
5. Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. *Intensive Care Med*. nov 2004 ; 30 : 2060-6.
6. Schober P, Loer SA, Schwarte LA. Perioperative hemodynamic monitoring with transesophageal Doppler technology. *Anesth Analg*. août 2009 ; 109 : 340-53.
7. Singer M. Oesophageal Doppler monitoring: should it be routine for high-risk surgical patients? *Curr Opin Anaesthesiol*. avr 2011 ; 24 : 171-6.
8. Singer M, Clarke J, Bennett ED. Continuous hemodynamic monitoring by esophageal Doppler. *Crit Care Med*. mai 1989 ; 17 : 447-52.
9. Walsh SR, Tang T, Bass S, Gaunt ME. Doppler-guided intra-operative fluid management during major abdominal surgery: systematic review and meta-analysis: Doppler-guided intra-operative fluid management. *Int J Clin Pract*. 21 nov 2007 ; 62 : 466-70.
10. CardioQ-ODM oesophageal doppler monitor | Guidance and guidelines | NICE [Internet]. [cité 13 mars 2016]. Disponible sur: <https://www.nice.org.uk/guidance/mtg3>
11. Lavandier B, Cathignol D, Muchada R, Xuan BB, Motin J. Noninvasive aortic blood flow measurement using an intraesophageal probe. *Ultrasound Med Biol*. juin 1985 ; 11 : 451-60.
12. Zhang J, Critchley LAH, Huang L. The effect of aorta unfolding and remodelling on oesophageal Doppler readings as probe depth is varied. Thompson JP, éditeur. *Br J Anaesth*. nov 2015 ; 115 : 708-15.
13. Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*. 1986 ; 327 : 307-310.

14. Critchley LA, Critchley JA. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput.* 1999 ; 15 : 85–91.
15. Cecconi M, Rhodes A, Poloniecki J, Della Rocca G, Grounds RM. Bench-to-bedside review: the importance of the precision of the reference technique in method comparison studies—with specific reference to the measurement of cardiac output. *Crit Care.* 2009 ; 13 : 201.
16. Peyton PJ, Chong SW. Minimally Invasive Measurement of Cardiac Output during Surgery and Critical Care A Meta-analysis of Accuracy and Precision. *Anesthesiology.* nov 2010 ; 113 : 1220-35.
17. Lefrant JY, Bruelle P, Aya AG, Saïssi G, Dauzat M, de La Coussaye JE, et al. Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med.* avr 1998 ; 24 : 347-52.
18. Minimally Invasive Measurement of Cardiac Output during Surgery and Critical Care:A Meta-analysis of Accuracy and Precision [Internet]. [cité 26 mars 2016]. Disponible sur: <http://anesthesiology.pubs.asahq.org/article.aspx?articleid=1933340>
19. Chatti R, de Rudniki S, Marque S, Dumenil AS, Descorps-Declere A, Cariou A, et al. Comparison of two versions of the Vigileo-FloTrac™ system (1.03 and 1.07) for stroke volume estimation: a multicentre, blinded comparison with oesophageal Doppler measurements. *Br J Anaesth.* 25 févr 2009 ; 102 : 463-9.
20. Meng L, Phuong Tran N, Alexander BS, Laning K, Chen G, Kain ZN, et al. The Impact of Phenylephrine, Ephedrine, and Increased Preload on Third-Generation Vigileo-FloTrac and Esophageal Doppler Cardiac Output Measurements: *Anesth Analg.* oct 2011 ; 113 : 751-7.
21. Davies SJ, Minhas S, Wilson RJT, Yates D, Howell SJ. Comparison of stroke volume and fluid responsiveness measurements in commonly used technologies for goal-directed therapy. *J Clin Anesth.* sept 2013 ; 25 : 466-74.
22. Garcia MM, Romero MG, Cano AG, Rhodes A, Grounds RM, Cecconi M. Impact of arterial load on the agreement between pulse pressure analysis and esophageal Doppler. *Crit Care.* 2013 ; 17 : R113.
23. Lorne E, Mahjoub Y, Diouf M, Slegem J, Buchalet C, Guinot P-G, et al. Accuracy of impedance cardiography for evaluating trends in cardiac output: a comparison with oesophageal Doppler. *Br J Anaesth.* 1 oct 2014 ; 113 : 596-602.
24. Zhang J, Critchley LAH, Huang L. Five algorithms that calculate cardiac output from the arterial waveform: a comparison with Doppler ultrasound. Absalom AR, éditeur. *Br J Anaesth.* sept 2015 ; 115 : 392-402.
25. Feldheiser A, Pavlova V, Weimann K, Hunsicker O, Stockmann M, Koch M, et al. Haemodynamic Optimization by Oesophageal Doppler and Pulse Power Wave Analysis in Liver Surgery: A Randomised Controlled Trial. Bruns H, éditeur. *PLOS ONE.* 17 juill 2015 ; 10 : e0132715.

26. Caillard A, Gayat E, Tantot A, Dubreuil G, M'Bakulu E, Madadaki C, et al. Comparison of cardiac output measured by oesophageal Doppler ultrasonography or pulse pressure contour wave analysis. Hemmings HC, éditeur. *Br J Anaesth.* juin 2015 ; 114 : 893-900.
27. Hoiseth LO, Hoff IE, Hagen OA, Landsverk SA, Kirkebøen KA. Agreement between stroke volume measured by oesophageal Doppler and uncalibrated pulse contour analysis during fluid loads in severe aortic stenosis. *J Clin Monit Comput.* août 2015 ; 29 : 435-41.
28. Yang XX, Critchley LA, Rowlands DK, Fang Z, Huang L. Systematic Error of Cardiac Output Measured by Bolus Thermodilution With a Pulmonary Artery Catheter Compared With That Measured by an Aortic Flow Probe in a Pig Model. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* déc 2013 ; 27 : 1133-9.
29. Guinot P-G, de Broca B, Abou Arab O, Diouf M, Badoux L, Bernard E, et al. Ability of stroke volume variation measured by oesophageal Doppler monitoring to predict fluid responsiveness during surgery. *Br J Anaesth.* 1 janv 2013 ; 110 : 28-33.
30. Boly CA, Bouwman RA, Reesink KD. Reply from the authors. *Br J Anaesth.* 1 mars 2014 ; 112 : 579-80.
31. Zhang Z, Lu B, Sheng X, Jin N. Accuracy of stroke volume variation in predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis. *J Anesth.* déc 2011 ; 25 : 904-16.
32. Kim KM, Gwak MS, Choi SJ, Kim MH, Park MH, Heo BY. Pulse pressure variation and stroke volume variation to predict fluid responsiveness in patients undergoing carotid endarterectomy. *Korean J Anesthesiol.* 2013 ; 65 : 237.
33. Woolnough M, Allam J, Hemingway C, Cox M, Yentis SM. Intra-operative fluid warming in elective caesarean section: a blinded randomised controlled trial. *Int J Obstet Anesth.* oct 2009 ; 18 : 346-51.
34. Picard J, Bedague D, Bouzat P, Ollinet C, Albaladejo P, Bosson J-L, et al. Oesophageal Doppler to optimize intra-operative haemodynamics during prone position. A randomized controlled trial. *Anaesth Crit Care Pain Med [Internet].* avr 2016 [cité 26 avr 2016]; Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352556816300212>
35. Craiem D, Chironi G, Redheuil A, Casciaro M, Mousseaux E, Simon A, et al. Aging Impact on Thoracic Aorta 3D Morphometry in Intermediate-Risk Subjects: Looking Beyond Coronary Arteries with Non-Contrast Cardiac CT. *Ann Biomed Eng.* mai 2012 ; 40 : 1028-38.
36. Gardin JM, Davidson DM, Rohan MK, Butman S, Knoll M, Garcia R, et al. Relationship between age, body size, gender, and blood pressure and Doppler flow measurements in the aorta and pulmonary artery. *Am Heart J.* 1987 ; 113:101-9.

37. Critchley LA, Lee A, Ho AM-H. A Critical Review of the Ability of Continuous Cardiac Output Monitors to Measure Trends in Cardiac Output: *Anesth Analg.* nov 2010 ; 111 : 1180-92.
38. Reed GF, Lynn F, Meade BD. Use of Coefficient of Variation in Assessing Variability of Quantitative Assays. *Clin Vaccine Immunol.* 1 nov 2002 ; 9 : 1235-9.

