



Mesure du débit cardiaque par Vigileo, Most Care versus Swan-Ganz, en post opératoire de chirurgie cardiaque

Camille Poquet

► To cite this version:

Camille Poquet. Mesure du débit cardiaque par Vigileo, Most Care versus Swan-Ganz, en post opératoire de chirurgie cardiaque. Médecine humaine et pathologie. 2014. dumas-01148170

HAL Id: dumas-01148170

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01148170>

Submitted on 4 May 2015

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.

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il n'a pas été réévalué depuis la date de soutenance.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact au SICD1 de Grenoble : **thesebum@ujf-grenoble.fr**

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE PAR VIGILEO, MOST CARE
VERSUS SWAN-GANZ,
EN POST OPERATOIRE DE CHIRURGIE CARDIAQUE

THESE
PRESENTÉE POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE
DIPLOME D'ETAT

CAMILLE POQUET
Née le 24 juillet 1986 à Lille

THESE SOUTENUE PUBLIQUEMENT A LA FACULTE DE MEDECINE DE GRENOBLE*

Le Jeudi 11 Septembre 2014

DEVANT LE JURY COMPOSE DE

Président du jury : M. le Professeur Pierre Albaladejo

Membres :

M. le Docteur Michel Durand, directeur de thèse

M. le Professeur Jean François Payen

M. le Professeur Alexandre Moreau - Gaudry

**La Faculté de Médecine de Grenoble n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ; ces opinions sont considérées comme propres à leurs auteurs.*

UFR de Médecine de Grenoble

DOMAINE DE LA MERCI
38706 LA TRONCHE CEDEX – France
TEL : +33 (0)4 76 63 71 44
FAX : +33 (0)4 76 63 71 70



Affaire suivie par Marie-Lise GALINDO sp-medicine-pharmacie@ujf-grenoble.fr

Doyen de la Faculté : **M. le Pr. Jean Paul ROMANET**

Année 2013-2014

ENSEIGNANTS A L'UFR DE MEDECINE

CORPS	NOM-PRENOM	Discipline universitaire
PU-PH	ALBALADEJO Pierre	Anesthésiologie réanimation
MCU-PH	APTEL Florent	Ophtalmologie
PU-PH	ARVIEUX-BARTHELEMY Catherine	chirurgie générale
PU-PH	BACONNIER Pierre	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	BAGUET Jean-Philippe	Cardiologie
PU-PH	BALOSSO Jacques	Radiothérapie
PU-PH	BARRET Luc	Médecine légale et droit de la santé
PU-PH	BAUDAIN Philippe	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	BEANI Jean-Claude	Dermato-vénéréologie
PU-PH	BENHAMOU Pierre Yves	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
PU-PH	BERGER François	Biologie cellulaire
PU-PH	BETTEGA Georges	Chirurgie maxillo-faciale, stomatologie
MCU-PH	BOISSET Sandrine	Agents infectieux
PU-PH	BONAZ Bruno	Gastro-entérologie, hépatologie, addictologie
MCU-PH	BONNETERRE Vincent	Médecine et santé au travail
PU-PH	BOSSON Jean-Luc	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	BOTTARI Serge	Biologie cellulaire
PU-PH	BOUGEROL Thierry	Psychiatrie d'adultes
PU-PH	BOUILLET Laurence	Médecine interne
MCU-PH	BOUZAT Pierre	Réanimation
PU-PH	BRAMBILLA CHRISTIAN	Pneumologie
PU-PH	BRAMBILLA Elisabeth	Anatomie et cytologie pathologiques
MCU-PH	BRENIER-PINCHART Marie Pierre	Parasitologie et mycologie
PU-PH	BRICAULT Ivan	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	BRICHON Pierre-Yves	Chirurgie thoracique et cardio- vasculaire
MCU-PH	BRIOT Raphaël	Thérapeutique, médecine d'urgence
PU-PH	CAHN Jean-Yves	Hématologie
MCU-PH	CALLANAN-WILSON Mary	Hématologie, transfusion
PU-PH	CARPENTIER Françoise	Thérapeutique, médecine d'urgence

Mise à jour le 11 février 2014

PU-PH	CARPENTIER Patrick	Chirurgie vasculaire, médecine vasculaire
PU-PH	CESBRON Jean-Yves	Immunologie
PU-PH	CHABARDES Stephan	Neurochirurgie
PU-PH	CHABRE Olivier	Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
PU-PH	CHAFFANJON Philippe	Anatomie
PU-PH	CHAVANON Olivier	Chirurgie thoracique et cardio- vasculaire
PU-PH	CHIQUET Christophe	Ophthalmologie
PU-PH	CHIROSEL Jean-Paul	Anatomie
PU-PH	CINQUIN Philippe	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	COHEN Olivier	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	COUTURIER Pascal	Gériatrie et biologie du vieillissement
PU-PH	CRACOWSKI Jean-Luc	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
PU-PH	DE GAUDEMARIS Régis	Médecine et santé au travail
PU-PH	DEBILLON Thierry	Pédiatrie
MCU-PH	DECAENS Thomas	Gastro-entérologie, Hépatologie
PU-PH	DEMATTEIS Maurice	Addictologie
PU-PH	DEMONGEOT Jacques	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
MCU-PH	DERANSART Colin	Physiologie
PU-PH	DESCOTES Jean-Luc	Urologie
MCU-PH	DETANTE Olivier	Neurologie
MCU-PH	DIETERICH Klaus	Génétique et procréation
MCU-PH	DUMESTRE-PERARD Chantal	Immunologie
PU-PH	ESTEVE François	Biophysique et médecine nucléaire
MCU-PH	EYSSERIC Hélène	Médecine légale et droit de la santé
PU-PH	FAGRET Daniel	Biophysique et médecine nucléaire
PU-PH	FAUCHERON Jean-Luc	chirurgie générale
MCU-PH	FAURE Julien	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	FERRETTI Gilbert	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	FEUERSTEIN Claude	Physiologie
PU-PH	FONTAINE Éric	Nutrition
PU-PH	FRANCOIS Patrice	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	GARBAN Frédéric	Hématologie, transfusion
PU-PH	GAUDIN Philippe	Rhumatologie
PU-PH	GAVAZZI Gaétan	Gériatrie et biologie du vieillissement
PU-PH	GAY Emmanuel	Neurochirurgie
MCU-PH	GILLOIS Pierre	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	GODFRAND Catherine	Anatomie et cytologie pathologiques (type clinique)
MCU-PH	GRAND Sylvie	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	GRIFFET Jacques	Chirurgie infantile
MCU-PH	GUZUN Rita	Endocrinologie, diabétologie, nutrition, éducation thérapeutique

Mise à jour le 11 février 2014

PU-PH	HALIMI Serge	Nutrition
PU-PH	HENNEBICQ Sylviane	Génétique et procréation
PU-PH	HOFFMANN Pascale	Gynécologie obstétrique
PU-PH	HOMMEL Marc	Neurologie
PU-PH	JOUK Pierre-Simon	Génétique
PU-PH	JUVIN Robert	Rhumatologie
PU-PH	KAHANE Philippe	Physiologie
PU-PH	KRACK Paul	Neurologie
PU-PH	KRAINIK Alexandre	Radiologie et imagerie médicale
PU-PH	LABARERE José	Département de veille sanitaire
PU-PH	LANTUEJOL Sylvie	Anatomie et cytologie pathologiques
MCU-PH	LAPORTE François	Biochimie et biologie moléculaire
MCU-PH	LARDY Bernard	Biochimie et biologie moléculaire
MCU-PH	LARRAT Sylvie	Bactériologie, virologie
MCU-PH	LAUNOIS-ROLLINAT Sandrine	Physiologie
PU-PH	LECCIA Marie-Thérèse	Dermato-vénéréologie
PU-PH	LEROUX Dominique	Génétique
PU-PH	LEROY Vincent	Gastro-entérologie, hépatologie, addictologie
PU-PH	LETOUBLON Christian	chirurgie générale
PU-PH	LEVY Patrick	Physiologie
MCU-PH	LONG Jean-Alexandre	Urologie
PU-PH	MACHECOURT Jacques	Cardiologie
PU-PH	MAGNE Jean-Luc	Chirurgie vasculaire
MCU-PH	MAIGNAN Maxime	Thérapeutique, médecine d'urgence
PU-PH	MAITRE Anne	Médecine et santé au travail
MCU-PH	MALLARET Marie-Reine	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
MCU-PH	MARLU Raphaël	Hématologie, transfusion
MCU-PH	MAUBON Danièle	Parasitologie et mycologie
PU-PH	MAURIN Max	Bactériologie - virologie
MCU-PH	MCLEER Anne	Cytologie et histologie
PU-PH	MERLOZ Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologie
PU-PH	MORAND Patrice	Bactériologie - virologie
PU-PH	MOREAU-GAUDRY Alexandre	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	MORO Elena	Neurologie
PU-PH	MORO-SIBILOT Denis	Pneumologie
MCU-PH	MOUCHET Patrick	Physiologie
PU-PH	MOUSSEAU Mireille	Cancérologie
PU-PH	MOUTET François	Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, brûlologie
MCU-PH	PACLET Marie-Hélène	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	PALOMBI Olivier	Anatomie
PU-PH	PARK Sophie	Hémato - transfusion
PU-PH	PASSAGGIA Jean-Guy	Anatomie

Mise à jour le 11 février 2014

PU-PH	PAYEN DE LA GARANDERIE Jean-François	Anesthésiologie réanimation
MCU-PH	PAYSANT François	Médecine légale et droit de la santé
MCU-PH	PELLETIER Laurent	Biologie cellulaire
PU-PH	PELLOUX Hervé	Parasitologie et mycologie
PU-PH	PEPIN Jean-Louis	Physiologie
PU-PH	PERENNOU Dominique	Médecine physique et de réadaptation
PU-PH	PERNOD Gilles	Médecine vasculaire
PU-PH	PIOLAT Christian	Chirurgie infantile
PU-PH	PISON Christophe	Pneumologie
PU-PH	PLANTAZ Dominique	Pédiatrie
PU-PH	POLACK Benoît	Hématologie
PU-PH	POLOSAN Mircea	Psychiatrie d'adultes
PU-PH	PONS Jean-Claude	Gynécologie obstétrique
PU-PH	RAMBEAUD Jacques	Urologie
MCU-PH	RAY Pierre	Génétique
PU-PH	REYT Émile	Oto-rhino-laryngologie
MCU-PH	RIALLE Vincent	Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication
PU-PH	RIGHINI Christian	Oto-rhino-laryngologie
PU-PH	ROMANET J. Paul	Ophtalmologie
MCU-PH	ROUSTIT Matthieu	Pharmacologie fondamentale, pharmaco clinique, addictologie
MCU-PH	ROUX-BUISSON Nathalie	Biochimie, toxicologie et pharmacologie
PU-PH	SARAGAGLIA Dominique	Chirurgie orthopédique et traumatologie
MCU-PH	SATRE Véronique	Génétique
PU-PH	SCHMERBER Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
PU-PH	SCHWEBEL-CANALI Carole	Réanimation médicale
PU-PH	SCOLAN Virginie	Médecine légale et droit de la santé
MCU-PH	SEIGNEURIN Arnaud	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	SERGEANT Fabrice	Gynécologie obstétrique
PU-PH	SESSA Carmine	Chirurgie vasculaire
PU-PH	STAHL Jean-Paul	Maladies infectieuses, maladies tropicales
PU-PH	STANKE Françoise	Pharmacologie fondamentale
MCU-PH	STASIA Marie-José	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	TAMISIER Renaud	Physiologie
PU-PH	TONETTI Jérôme	Chirurgie orthopédique et traumatologie
PU-PH	TOUSSAINT Bertrand	Biochimie et biologie moléculaire
PU-PH	VANZETTO Gérard	Cardiologie
PU	VILLA Alessandro	Neurosciences
PU-PH	VUILLEZ Jean-Philippe	Biophysique et médecine nucléaire
PU-PH	WEIL Georges	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
PU-PH	ZAOUI Philippe	Néphrologie
PU-PH	ZARSKI Jean-Pierre	Gastro-entérologie, hépatologie, addictologie

Mise à jour le 11 février 2014

Remerciements

Aux membres de mon jury :

Monsieur le Professeur Pierre Albaladejo,

Merci pour votre relecture, vos conseils en réunion recherche et la réalisation des bolus de thermodilution nocturnes lors des inclusions.

Merci de me faire l'honneur de présider cette thèse.

Monsieur le Docteur Michel Durand,

Merci pour ton soutien, ta disponibilité, ta réactivité à toute heure pour ce sujet difficile.

J'ai appris beaucoup lors de mon passage dans ton service en quatrième semestre, grâce à ta patience malgré des connaissances encore très limitées. J'admire et tenterai de prendre pour exemple ton empathie et ta présence quasi constante au lit du malade, malgré la lourde gestion d'un service.

Monsieur le Professeur Jean François Payen,

Merci pour votre présence et la qualité de votre formation durant mon cursus.

Messieurs les Pr Payen et Pr Albaladejo, votre écoute et votre disponibilité auprès des internes grenoblois est honorable, malgré notre nombre croissant et les difficultés qui en découlent.

Monsieur le Professeur Alexandre Maury Gaudry,

Merci de me faire l'honneur de faire partie de mon jury.

A mes proches :

A toi mon Mat, pour ta présence à mes côtés chaque jour, la vie à deux (et bientôt trois !) est si riche et si pleine de surprise, on ne s'ennuie jamais. Ton calme et ta sérénité à toute épreuve

m'apaisent. Merci pour tes riches conseils sur la chirurgie cardiaque et la relecture des bland et altman ...

A mes parents (bientôt X2 grands parents !), pour m'avoir élevés avec autant d'amour et de bonheur, pour leur soutien dans ces longues études pleine de doutes, pour leur admiration parfois excessive.

Et pour la naissance de la vocation, le couffin dans la salle de chirurgie vétérinaire !

A mes frères et Pauline, pour nos années d'enfance si rigolotes et complices

A mamie Moustache et mamie Odette, pour votre amour

A Juliette et Alice, à Arthur pour me faire tant rire

A la famille Tonini, de me faire l'honneur de partager leur Matteo.

A mes amis :

A Zoé, ma plus fidèle amie, tu m'as accompagnée comme personne ces derniers mois.

A Nanou, Max, Helo, Ben, Yann pour ces fous rire partagés depuis tant d'années

A Lyly, mon amie d'enfance, tu me manques

A Chloé et Anne Laure, mes irlandaises

A Alixe, pour tous ces voyages merveilleux, pour m'avoir supporté enceinte en Guyane

A Julien ch'ti Ju, d'avoir grandi ensemble

A Aurel, pour notre arrivée à Grenoble ensemble, mon amie d'ici !

A Nadège, Caro, Alex, colocs de chocs, et Lara pour nos soirées dignes des bringues lilloises

A Ben et Jéré, mes papas Grenoblois, pour m'avoir accueillie et initiée au ski de rando.

A tous mes cointernes, équipes médicales et paramédicales de Grenoble et d'Annecy :

A mes cointernes de choc, surtout Béné et Lara, pour notre bonne entente, et pour votre contribution à ma thèse en réa 9

A Gilles, Marc, Bashar, Michel, aux médecins de réa 9 et de la réa d'Annecy pour leur enseignement, j'ai envie d'être comme vous !!

Aux Iades et infirmiers de réa, pour nos nuits de galère.

Au personnel de l'internat de Grenoble, Marie Angèle, Eric et Louise.

TABLE DES MATIERES

Résumé en Anglais p 10

Résumé en Français p 11

Généralités : Exposé du problème p 12

Etude COMCO : Mesure du débit cardiaque par Vigileo, MostCare versus Swan-Ganz en post opératoire de chirurgie cardiaque

Introduction p 20

Matériel et Méthodes p 22

Résultats p 27

Discussion p 37

Conclusion p 43

Conclusion signée p 44

Bibliographie p 46

CONTINUOUS CARDIAC OUTPUT MEASUREMENT BY VIGILEO, PRAM VERSUS SWAN-GANZ IN POST OPERATIVE PERIOD OF CARDIAC SURGERY

SUMMARY

The reference technique for cardiac output (CO) monitoring is thermodilution with Swan-Ganz catheter. New techniques less invasive based on the arterial pulse contour analysis were developed: Vigileo and PRAM. The aim of this study was to compare the continuous cardiac output (CCO) measurements of these 2 techniques with Swan-Ganz continuous thermodilution in postoperative period of cardiac surgery.

Nineteen patients were included. During 18 hours, CCO measurement by monitor Vigilance II and invasive blood pressure curve were recorded. Secondly, this curve was injected in a pressure simulator and transmitted simultaneously in the cardiac flowmeter MostCare and Vigileo. The measures were compared to CCO Swan-Ganz measure every minute. 20% of the values further away from the mean value were removed. The methods of measure of CCO were compared by linear regression. Bland and Altman method was used to determine bias and limits of agreement. A percentage error, by Critchley test, less than 30 % was chosen as equivalency criterion of the two methods.

The coefficient of correlation between Vigileo and thermodilution was 0.89 ($p < 0.001$ IC 95% = [0.88; 0.90]), the mean difference was -0,9 L /min, and the limits of agreement were 1.3 L /min. The error percentage was good, 29 %. The coefficient of correlation between MostCare and thermodilution was 0.7 ($p < 0.001$, IC 95% = [0.68; 0.73]), the mean difference was 0,9 L /min, and the limits of agreement were 1.6 L /min, the error percentage was 44,9%, so not sufficient.

RESUME

La technique de référence de mesure du débit cardiaque est la thermodilution par cathéter de Swan-Ganz. De nouvelles techniques moins invasives basées sur l'analyse du contour de l'onde de pouls ont été développées : Le Vigileo et le MostCare. L'objectif de cette étude est de comparer en post opératoire de chirurgie cardiaque la mesure du débit cardiaque continu (DCC) par ces deux moniteurs à la thermodilution continue par Swan-Ganz.

Dix-neuf patients étaient inclus. Pendant 18 h, la mesure du DCC par thermodilution d'un moniteur Vigilance II CCO system et la courbe de pression artérielle étaient enregistrées. Secondairement celle-ci était injectée dans un simulateur de pression, puis transmise simultanément aux débitmètres cardiaques MostCare et Vigileo. Ces mesures étaient comparées aux mesures de Swan-Ganz de DCC toutes les minutes. 20% des valeurs de débit du MostCare et du Vigileo les plus éloignées étaient supprimées. Les méthodes de mesure de DCC étaient comparées par régression linéaire. La méthode de Bland et Altman était utilisée pour déterminer le biais et les limites de concordance. Un pourcentage d'erreur, par test de Critchley, inférieur à 30 % était retenu comme critère d'équivalence des 2 méthodes.

Le coefficient de corrélation (r) entre Vigileo et thermodilution était de 0,89 ($p < 0,001$ IC 95% = [0,88; 0,90]), le biais de -0,9 L /min, et les limites de concordance de 1.3 L /min. La concordance était bonne, avec un pourcentage d'erreur de 29%. Le r entre MostCare et thermodilution était de 0,7 ($p < 0,001$, IC 95% = [0,68; 0,73]), le biais de 0,9L /min, les limites de concordance de 1.6 L /min, et le pourcentage d'erreur de 44,9%, donc non équivalent.

GENERALITES

L'existence d'une dysfonction cardiaque est fréquente en post opératoire de chirurgie cardiaque du fait de l'ischémie reperfusion myocardique, de la réaction inflammatoire post circulation extracorporelle, du bas débit per opératoire lié à l'anesthésie, de la réalisation plus fréquente de chirurgies longues et complexes et des caractéristiques des patients ; en effet, ils sont plus âgés qu'auparavant, présentent une fonction cardiaque plus altérée et des comorbidités plus nombreuses.

Des études suggèrent que l'optimisation précoce des paramètres hémodynamiques post-opératoires permettant le maintien d'une fonction cardiocirculatoire suffisante améliore le devenir des patients ou raccourcit la durée de séjour en réanimation.

Cette optimisation passe par une surveillance clinique, biologique et hémodynamique, qui permet de dépister plus précocement les complications et donc d'en limiter les conséquences.

Les complications principales sont cardio-circulatoires (arythmies, dysfonction ventriculaire, hypovolémie, vasoplegie) puis respiratoires, neurologiques, rénales et digestives, certaines pouvant être la conséquence d'un bas débit postopératoire.

Le débit cardiaque est un paramètre très utile pour évaluer la fonction cardiaque et guider au mieux les apports liquidiens afin d'éviter une hypoperfusion tissulaire par défaut de remplissage, ou un excès de remplissage et les complications congestives qui en résultent.

Cependant le monitoring du débit cardiaque n'est pas aisé et aucune technique utilisable en pratique clinique n'est actuellement optimale. Le « gold standard » retenu est la thermodilution par bolus à l'aide d'un cathéter de Swan-Ganz.

Les indications d'un tel cathétérisme sont principalement la préexistence d'une dysfonction ventriculaire gauche, d'un infarctus du myocarde récent, d'une chirurgie mitrale, d'une chirurgie combinée ou d'une chirurgie redux.

De nouvelles techniques basées sur l'analyse de l'onde de pouls permettent désormais de mesurer le débit cardiaque de façon plus simple et moins invasive.

Cependant, elles nécessitent d'accepter la perte de certaines données primordiales au monitoring hémodynamique telles que la SVO₂ ou les pressions pulmonaires.

Deux principes ont été développés : le premier type d'analyse, qui consiste à modéliser l'arbre artériel en lui attribuant des propriétés mécaniques (variables selon le modèle), est utilisé par le PiCCOTM (Pulsion Medical Systems, Germany) et par le PulseCOTM (LiDCO Ltd., UK). Le second type d'analyse, utilisé par le moniteur VigileoTM (Edwards, Irvine, CA) et le PRAM/MostCare (VYTEC Health, Padova, Italy) repose sur une analyse statistique des caractéristiques de la forme de l'onde de pouls combinée à des paramètres biométriques, et une estimation de la compliance régionale aortique de chaque patient.

Les résultats des études principales sur la fiabilité de ces deux dernières techniques en fonction du contexte clinique sont présentés dans la discussion de l'étude qui suit.

L'objectif est ici de décrire le principe de fonctionnement, les intérêts et les limites théoriques respectifs du MostCare et du Vigileo.

I. LE MOSTCARE

A Principes de fonctionnement

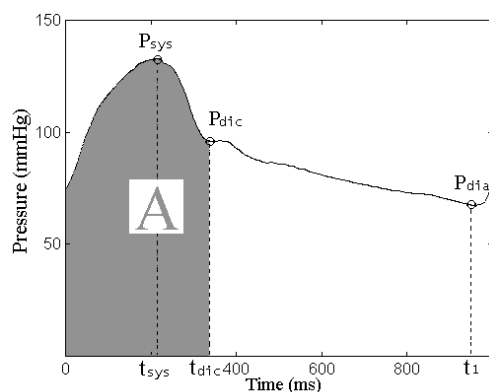
« Pressure Recording Analytical Method » (PRAM) est la méthode permettant de calculer les paramètres hémodynamiques en analysant les changements dans la morphologie et l'aire sous la courbe de l'onde de pression artérielle à la fois systolique et diastolique, suivant le principe physique des perturbations.

L'index cardiaque est déterminé battement par battement, le signal étant enregistré à partir d'un cathéter artériel radial ou fémoral. Il ne nécessite pas de cathétérisme veineux central comme le PICCO, ni de calibration préalable ou d'ajustement sur l'âge, le sexe, le poids et la taille.

Le MostCare acquiert le signal analogique d'une façon précise avec un balayage à une haute fréquence de 1000 Hz.

Le MostCare calcule l'impédance spécifique et en temps réel, battement par battement. L'impédance ($Z(t)$) est la résultante de forces interagissant dans le système cardio-vasculaire : la contractilité cardiaque, les résistances vasculaires et artérielles et la compliance artérielle déterminent différents cadres physiopathologiques en changement continu ; la forme et l'aire de la courbe de la pression artérielle en sont influencées et décrivent par conséquent l'interaction instantanée de tous ces éléments.

Le volume d'éjection (SV) (cm³) correspond au rapport entre la surface au-dessous de la composante systolique de la courbe de pression (A) et l'impédance caractéristique $Z(t)$



<http://www.vytech.eu/SUBSZ01Y/eng/>

$$Z(t) \quad Z(t) = P(t)/t \times K(t)$$

$$SV = A / Z(t) \quad Z(t) = P(t)/t \times K(t)$$

- A (mm Hg/s) est la surface totale sous la courbe de pression systolique.

- $K(t) (s^{-2}cm^{-1}) \times (cm^{-2})^{-1}$ est un facteur inversement lié à l'accélération instantanée de la surface de section. La valeur de K est obtenue par un ratio entre la pression artérielle moyenne attendue (numérateur constant, théorique 90 mm hg) et la pression artérielle mesurée, qui varie à chaque cycle cardiaque.
- $P(t)/t (mmHg/s)$ est la description analytique du profil de courbe de pression, exprimée comme la variation de pression par unité de temps pendant un cycle cardiaque entier (portion systolique et diastolique)

B. Intérêts

Son intérêt réside dans son caractère non invasif et dans sa simplicité d'utilisation, avec une absence de calibration préalable ou d'ajustement sur l'âge, le sexe, le poids et la taille.

Le MostCare fournit des paramètres systémiques (pression systolique, diastolique, dicrote, moyenne, fréquence cardiaque) et hémodynamiques (volume d'éjection systolique, débit cardiaque, résistances systémiques vasculaires, variation du volume d'éjection systolique, variation de la pression systolique, variation de la pression dicrotique, variation de la pression pulsée, efficacité du cycle cardiaque).

L'efficacité du cycle cardiaque (CCE) décrit l'efficacité du couple cœur-circulation; elle représente la consommation d'énergie requise par le système cardiovasculaire pour maintenir l'homéostasie.

La CCE est un chiffre absolu, avec des valeurs normalement comprises entre +1 (situation limite où le système utiliserait l'énergie sans la disperser) et -1 (énergie complètement utilisée puisée dans les réserves). Physiquement, la CCE représente le rapport entre une forme d'onde idéale pour le patient sous observation et la forme d'onde réelle pendant le cycle cardiaque examiné. Le calcul de l'efficacité cardiaque considère la contractilité, la compliance artérielle, la résistance vasculaire et artérielle.

La CCE permet l'évaluation de l'état physiopathologique du patient et de son évolution potentielle. Une corrélation directe a été vérifiée entre la CCE et la Fraction d'Ejection ¹ La CCE a démontré une corrélation inverse avec le peptide natriurétique de type pro-B N-terminal ²

C. Limites

Comme tous les systèmes basés sur l'analyse de l'onde de pouls, tous les facteurs influençant la résistance artérielle périphérique telle que l'artériopathie périphérique, le rétrécissement aortique, l'arythmie sont des facteurs d'exclusion de l'utilisation.

Ce système nécessite un contrôle strict des artéfacts, puisqu'une oblitération de ligne par un caillot, ou une plicature de ligne externe peuvent perturber significativement la mesure du débit cardiaque. Une analyse du signal et des purges régulières par un observateur formé sont donc nécessaires.

L'indicateur de l'onde dicrote (barre verte verticale) positionné sur l'incisure dicrote effective est un bon marqueur de fiabilité du signal.

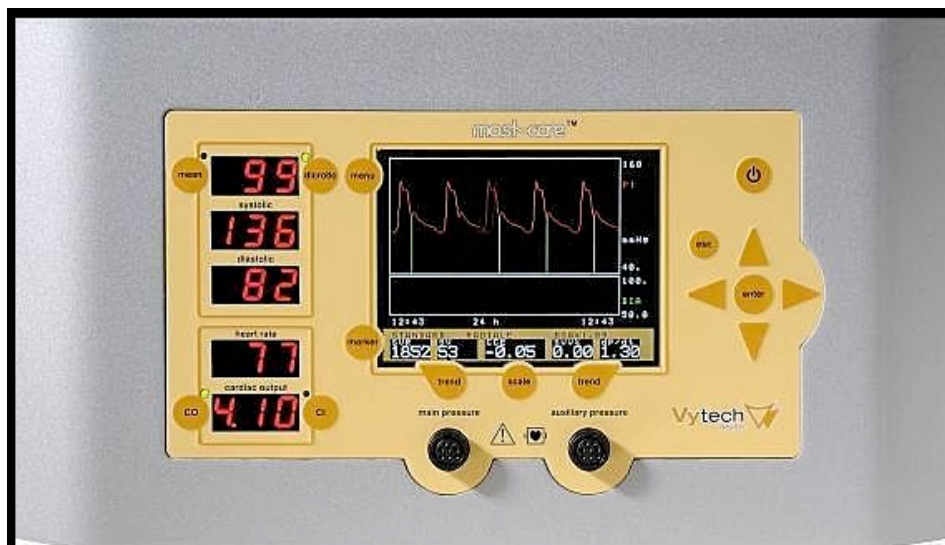


Photo du MostCare <http://www.vytech.eu>

II. LE VIGILEO

A. Principes de fonctionnement

L'onde de pouls est recueillie par un capteur spécifique (FloTrac™, Edwards, Irvine CA) et est relié au moniteur Vigileo™. A la différence du PiCCO et du LiDCO, il ne nécessite pas de calibration du débit cardiaque par une technique de dilution d'indicateur. Une calibration interne s'effectue automatiquement toutes les 10 minutes.

Treize paramètres (paramètres de l'analyse morphologique de la courbe de pression, paramètres biométriques, estimation de la compliance régionale aortique etc) sont combinés dans un algorithme non divulgué pour prédire une valeur de volume d'éjection systolique (VES), et donc d'estimer le débit cardiaque (DC)

$$DC = FC \times VES$$

Les deux déterminants du VES sont la pression pulsée (déviatation standard SDap), ainsi que la résistance et la compliance vasculaire intégrées dans une variable κ .

$$DC = FC \times SDap \times \kappa$$

La valeur de κ dépend d'un modèle de régression multivariée incluant la compliance aortique, la pression artérielle moyenne, l'asymétrie, l'amortissement de la courbe de pression artérielle ainsi que la taille, le poids, l'âge et le sexe du patient.

L'onde artérielle est enregistrée à une fréquence de 100 Hz et la déviatation standard de la pression pulsée est déterminée sur 20 secondes.

B. Intérêts

Tout d'abord, le vigiléo est simple d'utilisation, peu invasif et ne nécessite pas de calibration, ce qui permet à tous les soignants de relever les différentes mesures.

En fournissant une valeur de référence pour la résistance périphérique (rapport entre pression artérielle moyenne et débit cardiaque moyen), la calibration initiale par les paramètres anthropométriques permet au système de calculer plus précisément la compliance et l'impédance et, ainsi, d'obtenir une estimation plus fiable du DC

Le Vigileo reporte le DC, l'index cardiaque (IC), le volume d'éjection (VE), le VE indexé et la variation respiratoire du volume d'éjection (VVE). Relié à un cathéter veineux central d'oxymétrie, il permet également la mesure en continu de la saturation veineuse centrale en oxygène (ScvO₂).

Le VVE a été démontré pour le PiCCOTM comme un indicateur dynamique de réserve de précharge chez les patients soumis à une ventilation en pression positive ³. Le calcul de VVE est fondé sur la variabilité respiratoire de la surface sous la portion systolique de la courbe de pression artérielle.

Le pronostic du patient est dépendant du niveau de remplissage vasculaire adapté au mieux sur le VE et/ou sur des indices de précharge dépendance ⁴.

La surveillance de la ScvO₂ doit permettre d'apprécier au mieux les effets respectifs du remplissage et des agents vasoactifs dont le retentissement sur les variations de compliance vasculaire limite l'interprétation des indicateurs dynamiques de précharge ⁵.

C. Limites

Les résultats des études comparant vigiléo et thermodilution sont présentés dans l'article suivant. Le calcul du DC par la technique d'analyse de l'onde de pouls peut être mis à défaut si la courbe de pression artérielle présente des artéfacts, si le patient est arythmique ou s'il présente une insuffisance aortique.

Le Vigileo utilise une calibration interne à partir d'abaques de telle sorte que la compliance et les résistances vasculaires systémiques sont évaluées statistiquement ⁵.

Ceci soulève la question de la fiabilité de la mesure du DC lors des variations brutales de compliance et de résistance induites par certaines pathologies ou par l'usage d'agents vasoactifs.



Photo du Vigileo <http://www.edwards.com/products/mininvasive/pages/vigileo.aspx>

1 Scolletta S, Romano SM, Maglioni E, et al. Left ventricular performance by PRAM during cardiac surgery. *Intensive Care Med* 2005; 31(Suppl 1):S157

2 Scolletta S, G. Ranaldi, F. Carlucci, F. Franchi, S.M. Romano and B. Biagioli "Relationship between N-terminal pro-B- type natriuretic peptide (Nt-proBNP) and cardiac cycle efficiency in cardiac surgery" *Biomedicine & Pharmacotherapy*, In Press, Uncorrected Proof, Available online 19 January 2010

3 Berkenstadt H, Margalit N, Hadani M, Friedman Z, Segal E, Villa Y et al. Stroke volume variation as a predictor of fluid responsiveness in patients undergoing brain surgery. *Anesth Analg* 2001;92:984-9. [6] Michard F, Boussat S, Chemla D, Anguel N, Mercat A, Lecarpentier Y et al. Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162:134-8.

4 Grocott MP, Mythen MG, Gan TJ. Perioperative fluid management and clinical outcomes in adults. *Anesth Analg* 2005;100:1093-106.

5 Nouira S, Elatrous S, Dimassi S, Besbes L, Boukef R, Mohamed B et al. Effects of norepinephrine on static and dynamic preload indicators in experimental hemorrhagic shock. *Crit Care Med* 2005;33:2339-43.

ETUDE COMCO MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE PAR VIGILEO, MOSTCARE VERSUS SWAN-GANZ, EN POST OPERATOIRE DE CHIRURGIE CARDIAQUE

INTRODUCTION

La mesure du débit cardiaque est essentielle chez les patients en post opératoire de chirurgie cardiaque pour évaluer la fonction cardiaque, optimiser la perfusion tissulaire et guider la thérapeutique. La prise en charge précoce des bas débits cardiaque doit permettre d'éviter l'évolution vers la défaillance polyviscérale [1]. La thermodilution intermittente par « bolus » grâce au cathéter de Swan-Ganz demeure la méthode de référence pour la mesure du débit cardiaque [2]. En pratique clinique, la mesure continue du débit cardiaque par thermodilution est d'utilisation plus facile : la fiabilité de cette technique est admise expérimentalement [3], et également en clinique [4] ou après chirurgie cardiaque [5]. Cependant, l'utilisation de la Swan-Ganz est une méthode invasive responsable de complications graves [6], [7]. Dans la plupart des études son utilisation n'a pas permis de diminuer la mortalité ou la morbidité [8] , voire a été associée à une augmentation de la mortalité [9]. Ceci explique la diminution de l'utilisation de la Swan-Ganz [10].

D'autres techniques de mesure du débit cardiaque, basées sur l'analyse de l'onde de pouls enregistrée à partir d'un cathéter artériel, dont l'utilisation est universelle en chirurgie cardiaque ont été développées : ces méthodes nécessitent ou non une calibration. Parmi ces dernières, le VigileoTM, (FloTracTM, Edwards Lifesciences, Irvine, CA, USA), et le MostCare, PRAM (powered by the pressure – recording analytic method, Vytech HealthTM, Padova, Italy) sont les plus étudiées.

A partir du recueil de l'onde de pouls, le FloTrac déduit, en fonction de l'âge, du sexe, de la taille et du poids un volume d'éjection ajusté en fonction de la compliance vasculaire et moyenné sur 20 secondes [11]. Le MostCare enregistre à partir d'un cathéter artériel radial ou

fémoral, battement par battement, l'onde dicrote de la courbe de pression artérielle et la moyenne sur 3 à 12 battements [12].

La validité de ces méthodes demeure discutée du fait du manque de fiabilité de la mesure de la pression artérielle [13]. La qualité des études disponibles est souvent insuffisante du fait d'un nombre limité de patients ou de mesures, et d'une population sélectionnée ne reflétant que partiellement le patient type de chirurgie cardiaque. De plus, peu d'études concernent la concordance des mesures lors des variations de débit [14]. Enfin, bien que ces méthodes permettent une mesure en continu du débit cardiaque, les études disponibles n'ont analysé que quelques points au cours de la période étudiée, sans que les critères de choix de ces mesures ne soient présentés.

L'objectif de l'étude était de comparer en post opératoire de chirurgie cardiaque la mesure en continu du débit cardiaque par deux techniques non invasives, le Vigiléo et le MostCare, à la technique de référence, la thermodilution par cathéter de Swan-Ganz.

MATERIEL ET METHODES

Après avis favorable du Comité d'éthique régional, dix-neuf patients ont été inclus dans une étude prospective observationnelle. Une notice d'information leur était remise, avec accord préalable et possibilité de se retirer de l'étude.

Les patients étaient inclus dans l'étude lors de leur admission en réanimation en post opératoire d'une chirurgie cardiaque s'ils étaient porteurs d'un cathéter de Swan-Ganz : la mise en place d'un cathéter de Swan-Ganz était décidée en préopératoire du fait des caractéristiques du patient et du type de geste chirurgical selon le protocole du service. Aucun critère d'exclusion n'a été retenu, les patients arythmiques, électroentraînés en post opératoire, opérés d'une chirurgie valvulaire ou porteurs d'une valvulopathie, présentant une artériopathie périphérique, ou instables sur le plan hémodynamique étaient inclus.

Les patients étaient équipés au bloc opératoire à l'induction, sous anesthésie locale, d'un cathéter de pression artérielle invasive, Seldicath® de 1,3 mm de diamètre et de 8 cm de longueur en voie radiale et 12 cm en voie fémorale (Plastimed, Le Plessis Bouchard, France). Le site d'implantation dépendait du résultat de la manœuvre d'Allen et de la nécessité de laisser libre l'artère radiale pour les pontages coronariens.

Un cathéter de Swan-Ganz (Edwards Lifesciences, Irvine, CA, USA) était mis en place via la veine jugulaire interne dans un introducteur de 8,5F (Fast-Cath™ St Jude Médical, USA). Trois types de cathéter de Swan-Ganz étaient utilisés : thermodilution classique avec monitoring du débit cardiaque continu (CCO, CCombo, 744HF75), cathéter mesurant le CCO et la saturation du sang veineux mêlée (SVO2, CCombo/VIP, 746HF8), et cathéter mesurant le CCO, la SVO2, la fraction d'éjection et les volumes systolique et diastolique du ventricule droit (CCombo/CEDV/VIP, 777HF8). Le choix du modèle était déterminé par la pathologie cardiaque du patient et le type de chirurgie et laissé à l'appréciation de l'anesthésiste responsable du patient.

En post opératoire à l'arrivée en réanimation, le capteur de pression artérielle était remplacé par un capteur « FloTrac » (FloTrac, Edwards Lifesciences, Irvine, CA) de façon à disposer d'une sortie pour la surveillance du patient sur le moniteur Philips MP80 et d'une sortie pour l'enregistrement des courbes de pression sur un ordinateur. Pendant toute la durée de l'enregistrement, la courbe de pression artérielle était surveillée à la recherche d'amortissement ou de résonance, des purges étaient réalisées régulièrement à l'arrivée en réanimation à H6 et à H18. Le cathéter de Swan-Ganz était connecté au moniteur Vigilance II CCO system (Software version) pour la mesure du débit continu. Une mesure du débit cardiaque par bolus était réalisée via le moniteur Philips MP80 configuré avec la constante déterminée par le constructeur en fonction du type de cathéter utilisé, de l'utilisation de bolus de 10 ml à température ambiante.

Trois signaux étaient enregistrés sur un ordinateur pendant environ 18 h à partir d'un système d'enregistrement PowerLab. (AD Instruments) : figure 1

- La mesure de débit cardiaque continu par thermodilution d'un moniteur Vigilance
- La courbe de pression mesurée à partir d'un capteur de pression artérielle échantillonnée à 1000Hz
- Le signal ECG obtenu à partir du moniteur Philips (Philips Medical System, Eindhoven, Pays Bas)

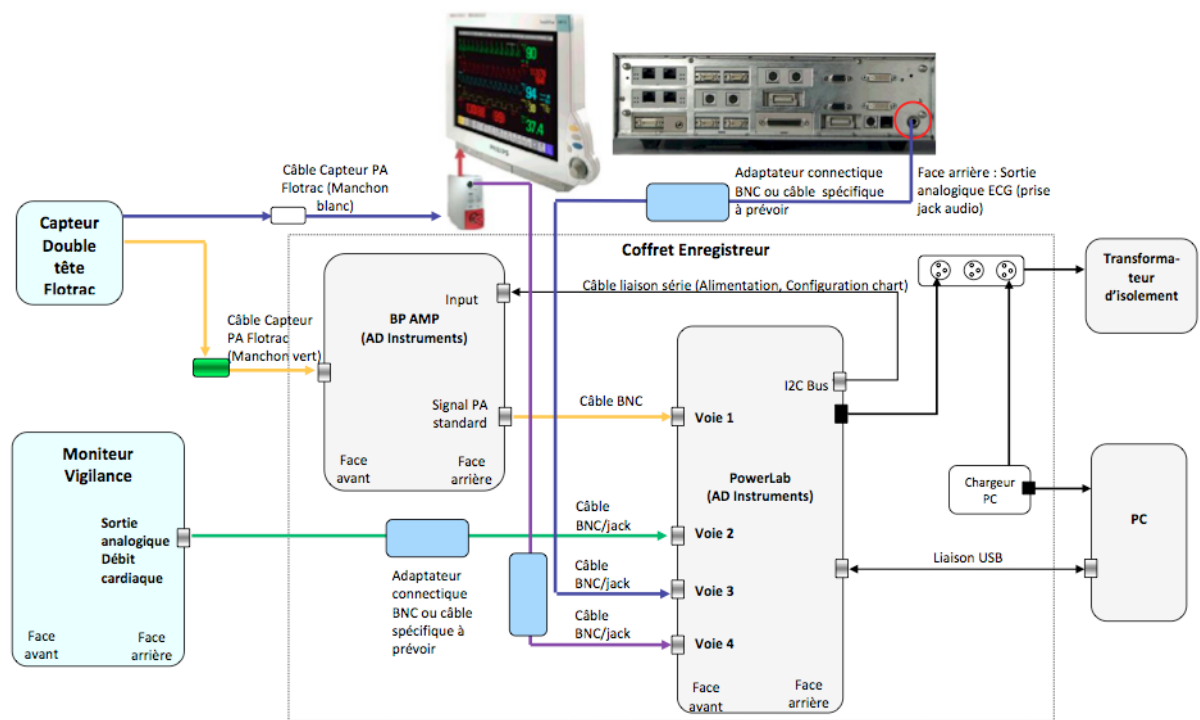


Figure 1 : schéma de montage des différents appareils de mesure de débit cardiaque et interface informatique : PowerLab (PRETA TIMC-IMAG)

A l'arrivée en réanimation, à la sixième heure et à la fin de l'enregistrement, 5 bolus de 10mL de sérum salé 9% à température ambiante étaient injectés rapidement, la courbe de thermodilution et la mesure du débit étant enregistrées sur le moniteur Philips. Les bolus injectés manuellement en environ 3 secondes étaient répétés toutes les 30 secondes sans essayer de synchroniser l'injection avec une phase du cycle respiratoire. Les deux valeurs extrêmes sur les 5 réalisées étaient éliminées et une moyenne des 3 autres calculée. La mesure du débit continu par la Swan-Ganz était arrêtée durant la réalisation des bolus.

Dans un premier temps, les valeurs de débit cardiaque obtenues par thermodilution étaient comparées aux valeurs de débit cardiaque continu de la Swan-Ganz relevées sur le Vigilance II juste avant et après la thermodilution par bolus et à la moyenne des valeurs de débit mesuré par le Vigileo et le MostCare pendant les 3 à 5 minutes que durait la réalisation des bolus.

Secondairement, les signaux de pression artérielle extraits du labchart étaient réutilisés en laboratoire, et injectés sur un banc.

Le banc était constitué d'un simulateur de pression Flometrics®, d'un capteur Millar® permettant de garantir l'intégrité du signal dans le dôme du simulateur, d'une tubulure de 30 cm permettant de ne pas introduire de distorsions supplémentaires au signal clinique, et d'un capteur double-tête Flowtrac® d'Edwards dirigeant en simultané le signal de pression artérielle enregistré en clinique vers les deux débitmètres cardiaque Vigiléo et MostCare. L'ensemble des signaux (signal de la pression artérielle clinique, signal Millar® de pression artérielle dans le dôme, signal de débit cardiaque du Vigiléo, et signal du débit cardiaque du MostCare) était enregistré sur un Powerlab 16 voies (AD Instruments).

Un dispositif complémentaire permettait de vérifier en continu que le signal restitué dans le dôme du simulateur ne présentait pas un écart de plus de 3mmHg par rapport à la consigne (signal enregistré en clinique).

Le débit cardiaque ainsi reproduit était enregistré toutes les 9 secondes puis moyenné toutes les minutes. Le débit cardiaque du Vigileo et du MostCare était comparé aux mesures de débit continu obtenues avec la Swan-Ganz. Les valeurs aberrantes étaient éliminées en ne conservant pour l'analyse statistique que les valeurs du rapport des débits du MostCare ou du Vigileo sur le débit de la Swan-Ganz comprises entre le 10^{ème} et le 90^{ème} percentile.

Les résultats étaient comparés en fonction de la période de ventilation (mécanique ou spontanée), du type de cathéter de Swan-Ganz, de la localisation du cathéter artériel radial ou fémoral, du type de chirurgie (chirurgie de la valve aortique ou non) d'une stimulation cardiaque par pacemaker externe (ou non).

Les valeurs de débit cardiaque issues des 3 moniteurs étaient ensuite moyennées toutes les 30 minutes de façon à évaluer la concordance des variations de débit entre les 3 méthodes.

Analyse statistique :

Les résultats étaient exprimés en moyenne $\pm$ écart-type. La comparaison des 3 méthodes de mesure du débit cardiaque a été réalisée par régression linéaire et calcul du coefficient de corrélation de Pearson. Les tests de Kolmogorov-Smirnov et Shapiro-Wilks ont été utilisés pour rechercher la normalité de la distribution des différences entre les mesures de la Swan-Ganz et des 2 autres débitmètres. La méthode de concordance de Bland et Altman [15] a été utilisée pour déterminer le biais défini comme la différence de moyenne entre 2 méthodes et les limites de concordance définies comme le biais $\pm 1,96$ écart-type du biais. Un pourcentage d'erreur inférieur à 30 % (débit moyen divisé par $1,96 \times$ écart-type du biais) était retenu comme critère d'équivalence des 2 méthodes comme suggéré par Critchley [16] . La méthode des 4 quadrants a été utilisée pour comparer l'évolution des débits cardiaques, avec une zone d'exclusion égale à une déviation standard de la variation du débit de la Swan-Ganz. Une concordance supérieure à 92 % étant retenue comme limite pour apprécier une bonne concordance des méthodes lors des changements de débit cardiaque [17] . L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel MedCalc® (MedCalc Software, Ostend, Belgique).

RESULTATS

Dix-neuf patients étaient inclus dans l'étude.

Ils étaient âgés de 37 à 85 ans ($69,5 \pm 12$ ans), la majorité était de sexe masculin (12/19 patients) et leur poids était compris entre 46 et 110 kg (73 ± 16 kg).

Le cathéter artériel était implanté chez 16 patients en radial et 3 patients en fémoral.

Le tableau I liste les antécédents importants des patients, le tableau II les types de chirurgie.

ANTECEDENTS	NOMBRE PATIENTS
Rétrécissement aortique serré	6
Insuffisance aortique	4
Insuffisance mitrale	6
Rétrécissement mitral	1
Insuffisance cardiaque	3
Infarctus du myocarde	3
Artériopathie des membres inférieurs	2
Arythmie complète par fibrillation auriculaire	2
pacemaker	1
Troubles de conduction sévères*	3
Insuffisance rénale chronique	4

**bloc atrioventriculaire grade 3 et bloc de branche droit + hemibloc antérieur gauche*

Tableau I : Principaux antécédents des patients

Types de chirurgie	nombre
Remplacement valvulaire aortique (RVA) biologique	2
Bentall	5
Plastie mitrale	3
Remplacement valvulaire mitral (RVM) mécanique	1
Pontage aorto coronarien (PAC)	3
RVM mécanique + PAC	1
RVA biologique + PAC	1
Bentall +PAC	1
RVA biologique + plastie mitrale	1
Plastie aortique + fermeture de foramen ovale perméable	1

Tableau II: type de chirurgie.

Les patients étaient extubés en moyenne à 290 ± 203 min après leur arrivée en réanimation.

Sept patients étaient électroentraînés par le pacemaker externe en post opératoire, 3 présentaient un nouveau trouble de conduction (apparition d'un bloc de branche gauche ou droit).

Les doses moyennes d'amines en post opératoire immédiat étaient faibles :

noradrénaline $0,12 \pm 0,11$ $\mu\text{g/kg/min}$, dobutamine $1,2 \pm 2,6$ $\mu\text{g/kg/min}$.

Comparaison du débit cardiaque mesuré par bolus de Swan-Ganz et par le Vigileo et le MostCare

Le débit cardiaque mesuré par la thermodilution par bolus (52 séries de mesures) était comparé à la thermodilution continue, au Vigileo et au MostCare (tableau III)

	Moyenne	DS	minimum	maximum	10 - 90 Percentile
Thermodilution (L/min)	4,2	1,2	2,3	7,3	2,7– 5,5
Thermodilution continue (L/min)	4,1	1,2	2,1	8	2,6 - 5,8
MostCare (L/min)	3,6	0,7			2,7 - 4,8
Vigileo (L/min)	5	1,4	2,45	8,7	3,6 - 6,4

Tableau III : Débit cardiaque mesuré par les 3 techniques

La corrélation entre la thermodilution par bolus et thermodilution continue était significative (Figure 2 $r=0,88$, IC 95 % [0.8 ; 0.93] $p<0.0001$). Le biais, mesuré par la méthode de concordance de Bland et Altman était de 0,1 L/min et les limites de concordance (biais ± 1.96 SD) de 1,1 L /min (Figure 2). Le pourcentage d'erreur entre les 2 méthodes était de 26,4 %.

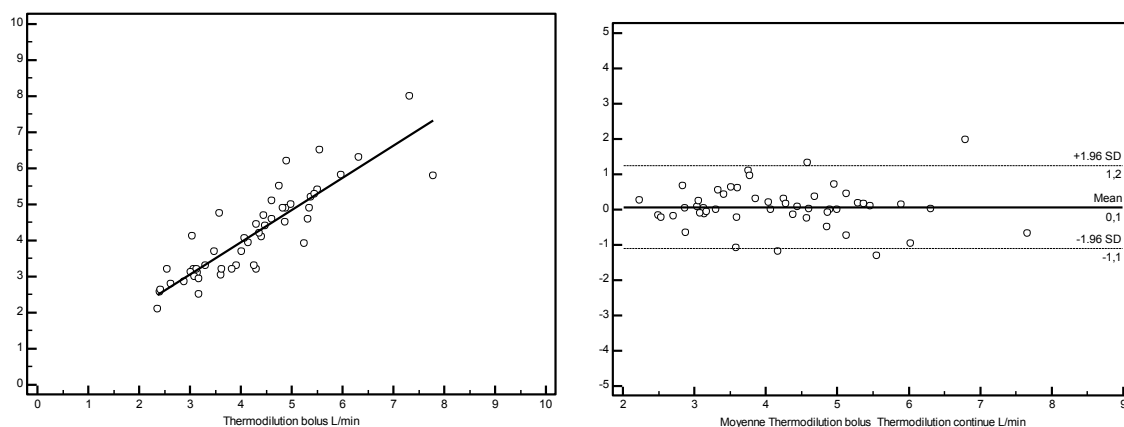


Figure 2 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman pour la méthode de thermodilution par bolus versus Swan-Ganz en continu.

La corrélation entre la thermodilution par bolus et le Vigiléo était significative (Figure 3 $r=0.81$, biais=0.12, IC 95% [0.66, 0.9] $p<0,0001$). Le biais, mesuré par Bland et Altman, était de -0,4 L /min, et les limites de concordance de 1,5 L/min (figure 3). Le pourcentage d'erreur, entre Vigiléo et thermodilution par bolus était de 32,4 %.

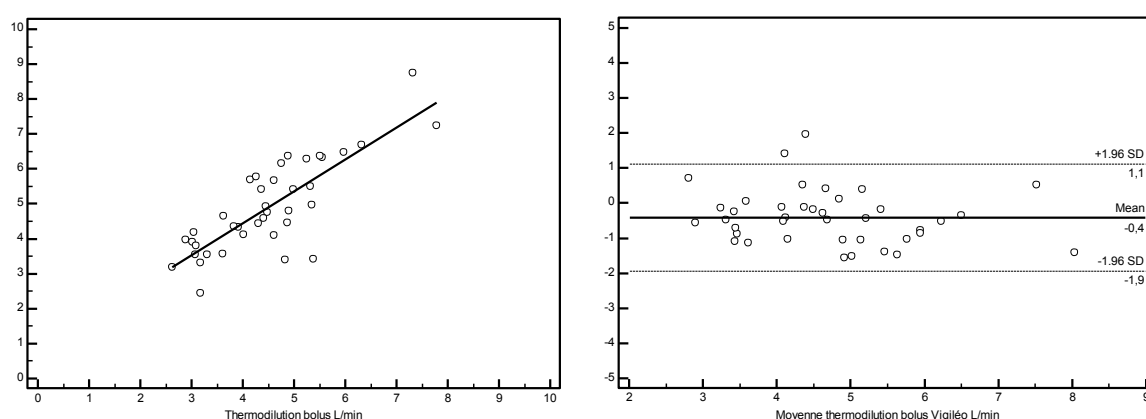


Figure 3 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman pour la méthode de thermodilution par bolus versus Vigiléo

La corrélation entre thermodilution par bolus et MostCare était nettement inférieure (figure 4 $r=0.36$ IC 95% [0.05, 0.6] $p = 0.02$). Le biais était de 0,3 L /min, et les limites de concordance de 1,9 L /min (figure 4). Le pourcentage d'erreur, entre MostCare et thermodilution par bolus était de 51,5 %

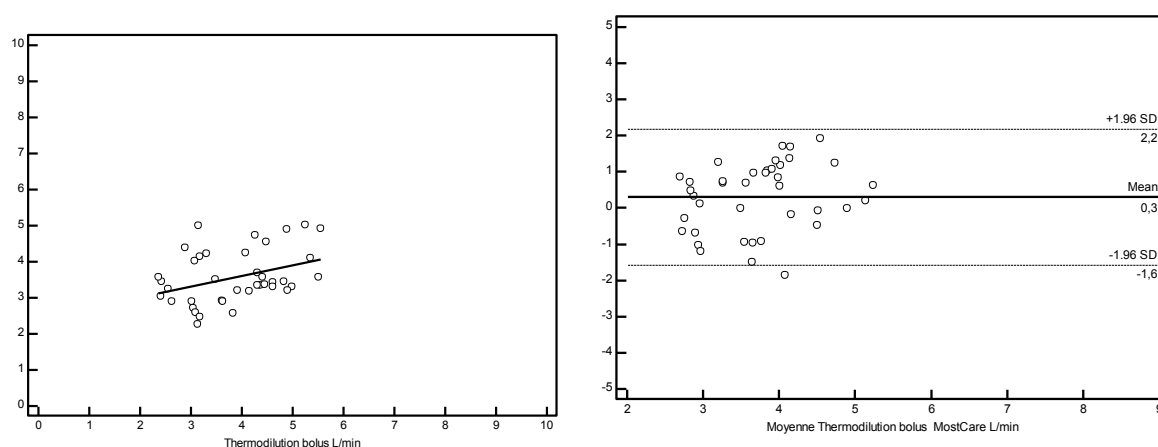


Figure 4 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman pour la méthode de thermodilution par bolus versus MostCare

Comparaison du débit cardiaque mesuré en continu par la Swan-Ganz, par le Vigileo et le MostCare:

Le débit cardiaque par thermodilution continue (DCC) du Vigilance était comparé aux deux débitmètres Vigileo et MostCare pendant 18h, toutes les minutes, en éliminant 20% des valeurs extrêmes (tableau IV).

	Moyenne L/min	Mediane L/min	Min L/min	Max L/mi	10 - 90 Percentile
Thermodilution continue	4,03 ± 1,06	3,87	1,57	7,87	2,74- 5,5
MostCare	3,28 ± 0,64	3,19	1,82	8,91	2,6 - 4,1
Vigileo	4,93 ± 1,15	4,71	2,00	9,56	3,6 - 6,4
Thermodilution C- MostCare	0,76 ± 1,14	0,68	-4,67	4,44	-0,64 - 2,33
Thermodilution C -Vigileo	0,90 ± 0,66	0,91	-0,61	2,24	-0,01 - 1,78

Tableau IV : débit cardiaque en continu

La moyenne des débits était de 4,03 ± 1,06 L/min pour le DCC et de 4,93 ± 1,15 pour le Vigileo. La corrélation entre Vigileo et DCC était significative (Figure 5: $r=0,89$,

IC 95% = [0,88; 0,90], $p < 0,0001$). Le biais, mesuré par Bland et Altman était de -0,9 L /min, et les limites de concordance de 1.3 L /min (Figure 5)

Le pourcentage d'erreur entre Vigileo et DCC était de 29 %. La distribution des différences entre thermodilution continue et Vigileo était gaussienne ($p = 0,13$).

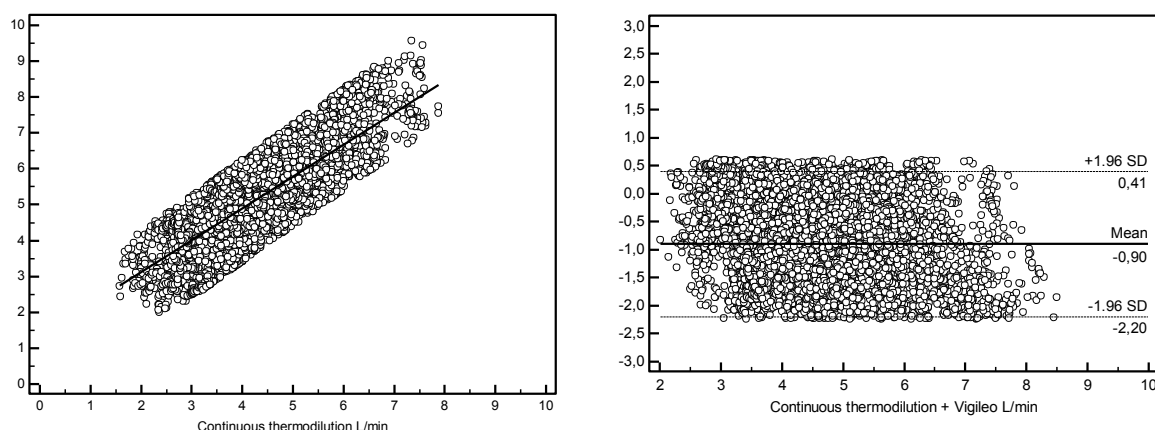


Figure 5 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman pour la méthode de thermodilution en continu versus vigileo

La moyenne des débits obtenus en continu par le MostCare était de $3,28 \pm 0,64$ L/min.

La corrélation entre MostCare et DCC était (Figure 6: $r=0,7$, IC 95%= [0,68; 0,73], $p < 0,0001$). Le biais, mesuré par Bland et Altman était de 0.9L /min, et les limites de concordance de 1.6 L /min (Figure 6). Le pourcentage d'erreur, entre MostCare et DCC, était de 44.9 %. La distribution des différences entre thermodilution continue et MostCare était gaussienne ($p = 0,10$).

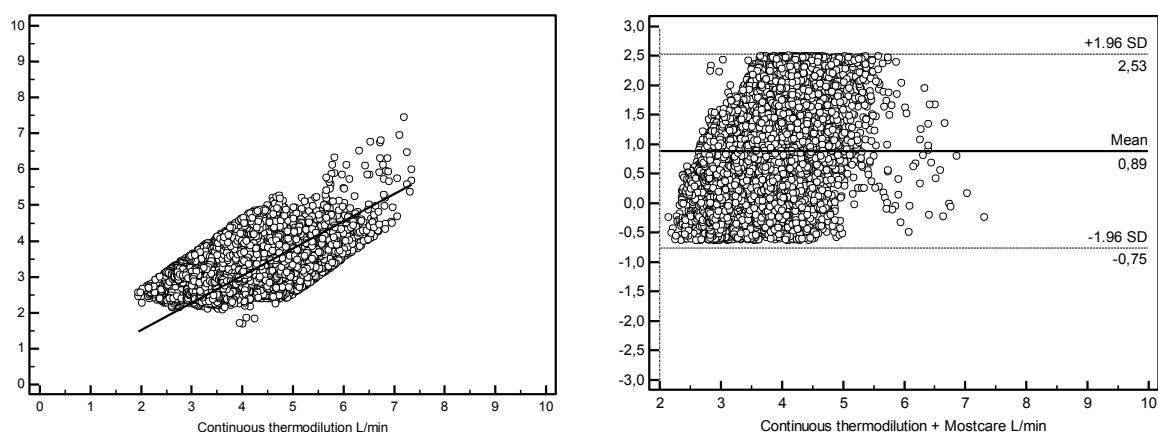


Figure 6 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman pour la méthode de thermodilution en continu versus mostcare

Il n'existait pas de différence significative entre les mesures de DCC et vigileo et DCC MostCare en fonction de la localisation radiale ou en fémorale du cathéter artériel (Figure 7).

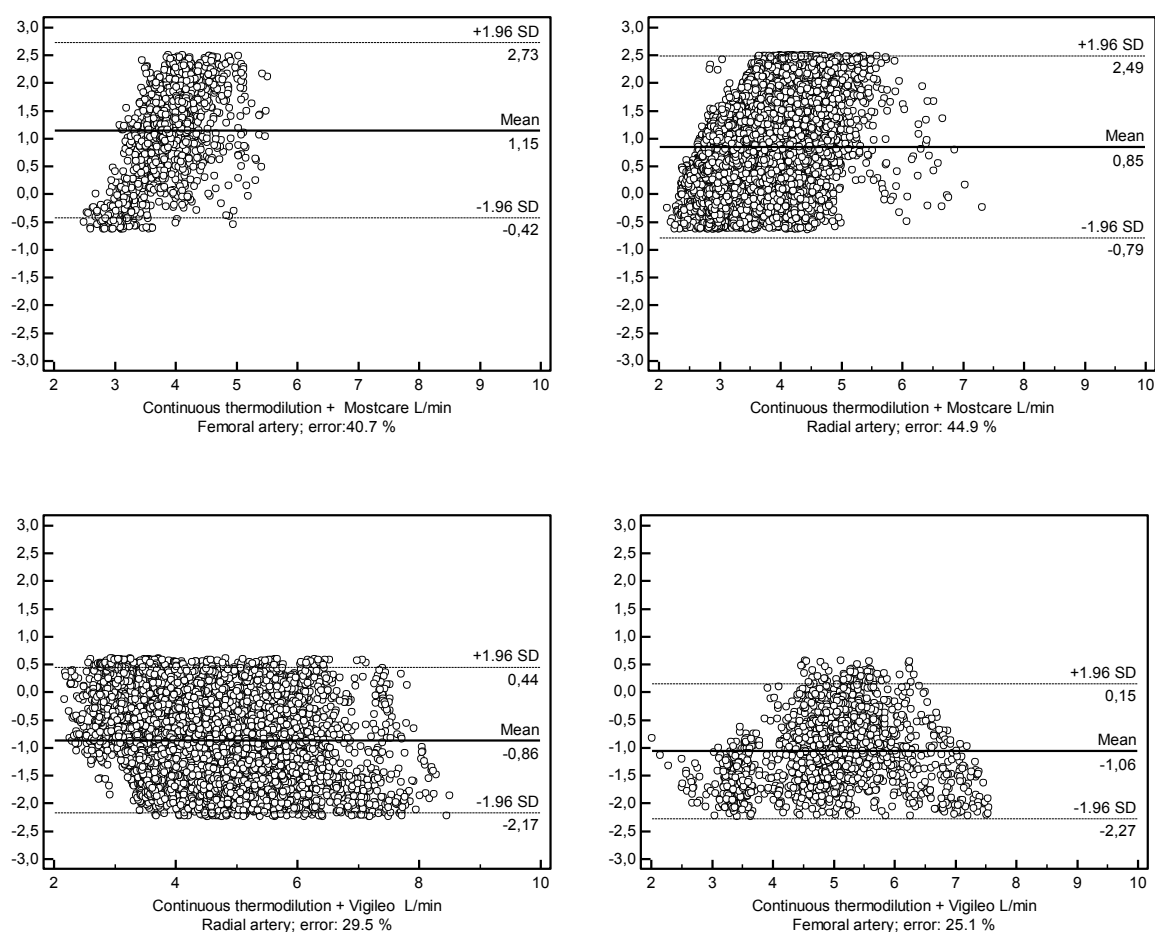


Figure 7 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman en fonction de la localisation radiale ou fémorale du cathéter artériel.

La concordance était meilleure entre DCC et MostCare pendant la ventilation mécanique, la différence peu significative pour le vigileo (Figure 8).

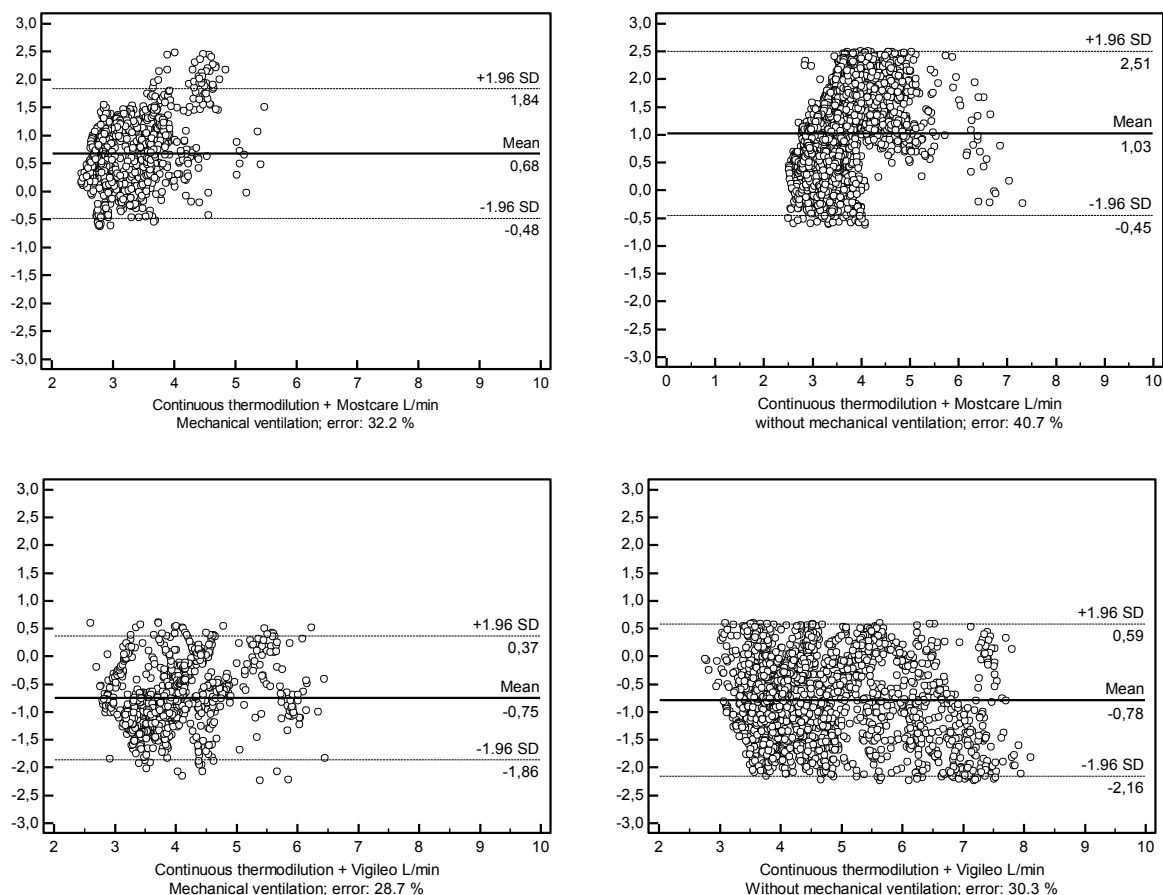
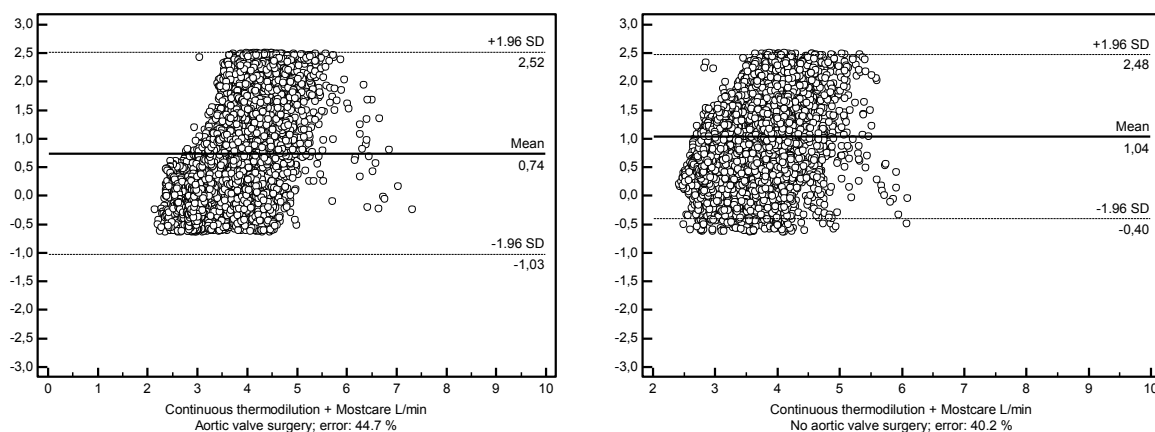


Figure 8 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman en fonction de la ventilation.

La concordance était meilleure entre DCC et MostCare et DCC et vigileo chez les patients non opérés de chirurgie valvulaire aortique (figure 9):



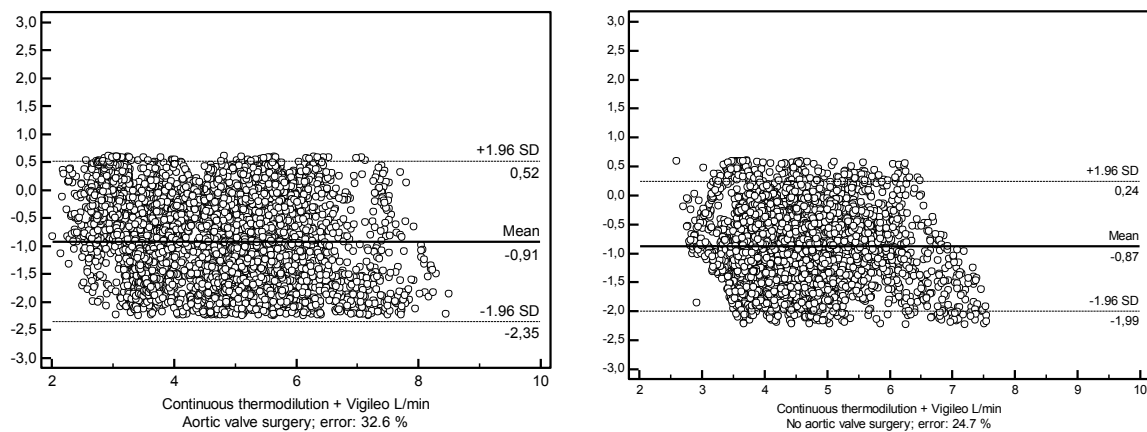


Figure 9 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman en fonction du type de chirurgie.

Concernant l'utilisation du pacemaker, les données n'étaient pas significative vu le faible nombre de patients stimulés en post opératoire (Figure 10).

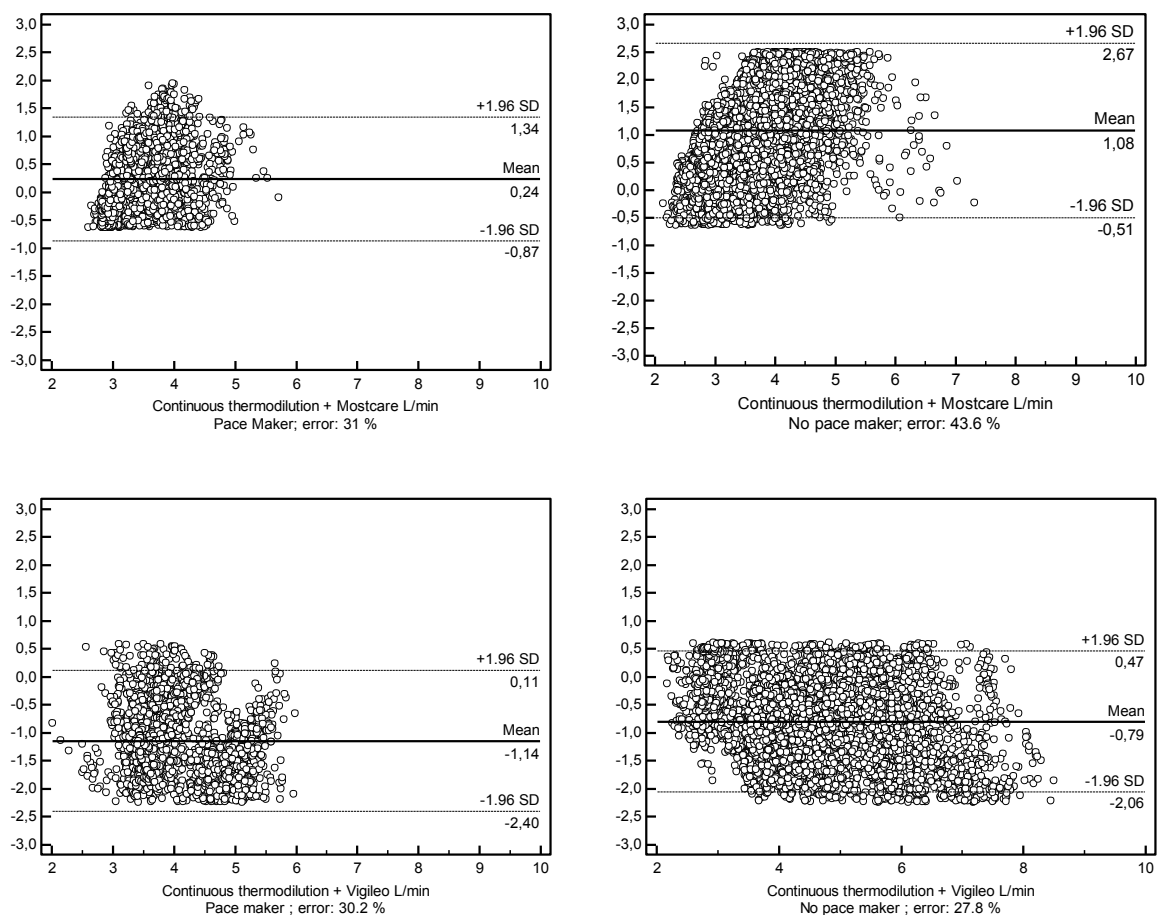


Figure 10 : graphique de régression linéaire et Bland et Altman en fonction de l'utilisation du pacemaker en post opératoire.

La concordance des méthodes lors des variations de débit supérieures à 0,5 L/min enregistrées par la Swan-Ganz en thermodilution continue était mauvaise, inférieure aux 92% requis (figure 10). Les concordances entre la Swan-Ganz et le Vigiléo et la Swan-Ganz et le MostCare étaient respectivement de 70,5% et de 67,9 %. La concordance était meilleure lorsque l'on comparait les variations de débit enregistrées par les deux moniteurs basés sur l'onde de pouls : 77,7 %.

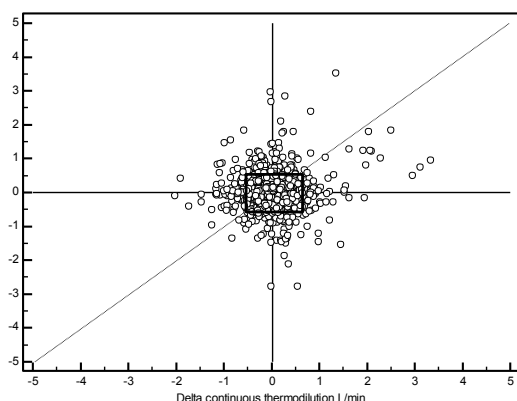


Figure 10 a

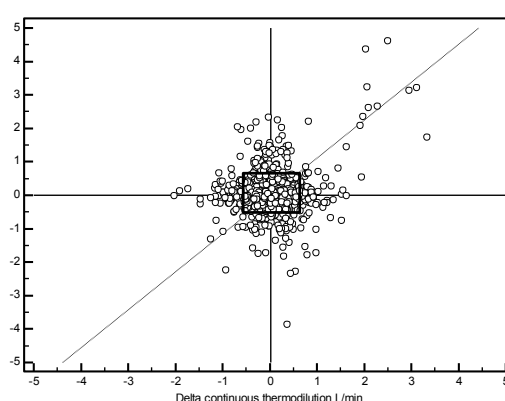


Figure 10 b

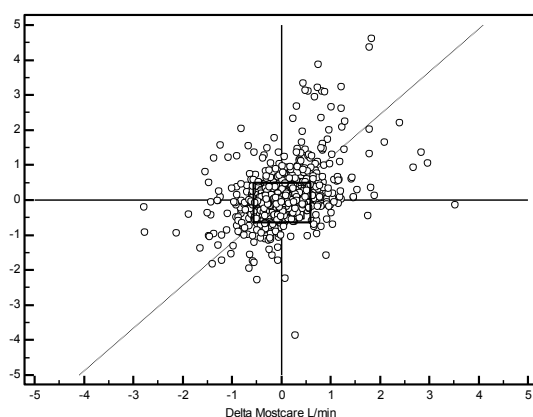


Figure 10 c

Figure 10 : variation de débit entre Swan-Ganz en continu et vigiléo (a), Swan-Ganz et MostCare (b) et entre Vigiléo et MostCare (c) par la méthode des 4 quadrants.

Nous avons étudié certaines périodes durant lesquelles le signal de pression artérielle était mauvais, et analysé les modifications de débit sur le Vigiléo et le MostCare après une purge. (Figure 11)

Sur les périodes étudiées, le débit du vigiléo s'élevait systématiquement de 0.5 L/min après la purge, dans un délai de 30 secondes, alors que celui du MostCare diminuait de 0.5 L/min dans un délai plus court de 10 secondes.

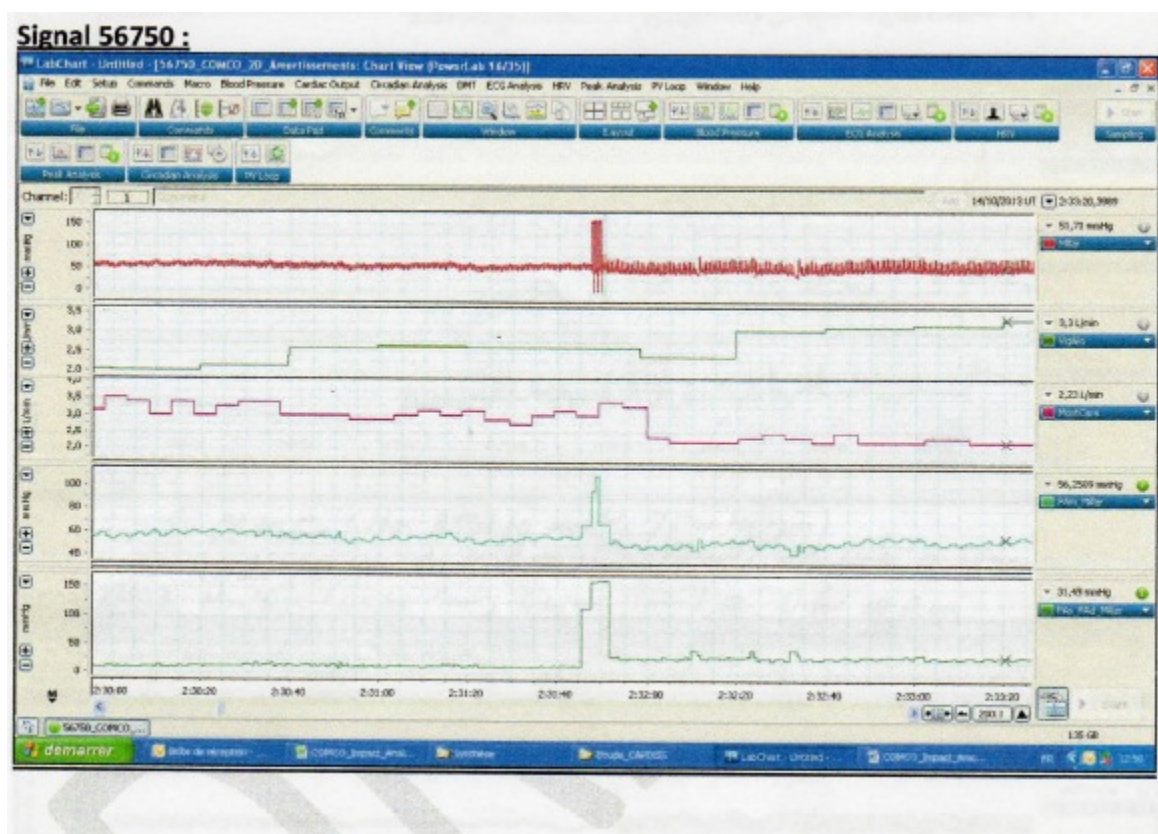


Figure 11 : écran de capture du PowerLab enregistrant une purge provoquant une variation de débit du MostCare et du vigiléo

DISCUSSION

Cette étude est à notre connaissance la première à comparer en continu ces trois moniteurs de débit cardiaque. Les résultats ont montré une concordance entre DCC mesuré par la Swan-Ganz et par le Vigiléo satisfaisante. Le pourcentage d'erreur du MostCare par rapport à la Swan-Ganz atteignait 45 %, et était donc supérieur à la limite considérée comme acceptable.

Il existait cependant un biais important entre les 3 techniques, avec un débit moyen du Vigiléo supérieur à celui de la Swan-Ganz de $0,90 \pm 0,66$ L/min, et inférieur pour le MostCare de $0,76 \pm 1,14$ L/min.

La mesure en continue du débit cardiaque présente des avantages par rapport à la mesure discontinue, en particulier celui d'être automatisée et de permettre de détecter plus précocement les variations du débit cardiaque.

Une étude récente [18] montrait que la mortalité, la morbidité, la durée d'hospitalisation et le coût n'étaient pas augmentés par l'utilisation de la Swan-Ganz. De plus, de mauvaises décisions médicales guidées par des mesures erronées de débit étaient plus délétères que les éventuels risques de la Swan-Ganz.

La mesure du débit cardiaque basée sur la courbe de pression artérielle a l'avantage de la simplicité. Un grand nombre d'études comparant le Vigileo ou le MostCare à la thermodilution a été réalisé. Malgré cela, la précision de ces méthodes reste discutée et les résultats varient nettement d'une étude à l'autre.

Concernant le MostCare, les différentes études retrouvent des résultats contrastés. Romano [19] avait comparé le MostCare à la thermodilution chez des patients stables au cours d'un cathétérisme droit et gauche et montrait une excellente corrélation ($r^2 = 0.88$). Cependant le signal de pression artérielle provenait d'un cathéter aortique et non pas périphérique comme dans notre étude. Expérimentalement, la même équipe [20] retrouvait une bonne corrélation ($r^2 = 0.87$) et un faible pourcentage d'erreur entre thermodilution discontinue et MostCare dans

un modèles porcins instables hémodynamiquement. Cependant, les méthodes n'étaient plus comparables lorsque la volémie chutait de plus de 35 %. En péri opératoire de pontage aorto-coronarien [21], la corrélation entre thermodilution discontinue et MostCare était satisfaisante ($r^2 = 0,78$) avec une faible différence de débit. Un pourcentage d'erreur de 25% dans une étude [22] entre thermodilution discontinue et MostCare était rapporté chez 16 patients après chirurgie cardiaque. A l'inverse, d'autres auteurs [23] retrouvaient une très faible corrélation ($r = 0.313$ pourcentage d'erreur de 87%) entre thermodilution discontinue et MostCare chez 23 patients extubés après chirurgie cardiaque.

La discordance de ces résultats n'est pas claire, mais peut être liée à la qualité du signal de pression artérielle. En effet, la qualité de la mesure du débit cardiaque basé sur l'onde de pouls en est hautement dépendante [24] et peu d'études donnent des précisions sur ce point.

Un avantage du MostCare présenté par ses auteurs [12][25] réside dans sa capacité à être fiable dans deux situations non validées par les autres techniques d'onde de pouls, notamment le Vigiléo : les patients instables équipés d'une contre pulsion intra aortique et ceux en arythmie par fibrillation auriculaire (ACFA). Une bonne corrélation ($r = 0.72$ $p < 0.01$) et un pourcentage d'erreur de 30 % entre MostCare et thermodilution discontinue étaient retrouvés dans une étude incluant 32 patients instables sous fortes doses d'inotrope et/ou contrepulsés [12]. Cependant, les données de quatre patients avaient été éliminées arbitrairement du fait d'un over ou underdamping du signal de pression artérielle. Ces résultats discordent de deux autres études, avec un pourcentage d'erreur de 73 % chez des patients en arythmie par fibrillation auriculaire après chirurgie cardiaque [26], et de 69 % chez 59 patients instables contrepulsés, ou avec de fortes doses d'amines, en ACFA [27].

Concernant des patients non chirurgicaux, les résultats étaient encourageants chez les patients septiques [28] la précision du MostCare ne semblant pas affectée par les changements de

résistance vasculaire provoqués par la noradrénaline, et chez les patients en choc hémorragique [29], [30] et en soins intensifs pédiatriques [31] .

Dans notre étude, la corrélation entre MostCare et thermodilution en bolus et continu était moins satisfaisante. Le nombre de patients était similaire aux études préalables, le nombre de données (18 h en continu) bien supérieur avec 11547 points.

Les résultats discordants pourraient être en rapport avec les patients instables hémodynamiquement ou opérés de chirurgie valvulaire, non exclus de cette étude contrairement aux autres travaux.

Concernant le Vigiléo, dans notre étude, le pourcentage d'erreur était de 29 %. Les résultats dans la littérature sont assez nombreux avec des résultats variables. Le biais moyen rapporté dans les études était plus faible que dans notre étude, $0,35 \pm 0,15$ L/min, mais plus important pendant la période postopératoire. Une méta-analyse récente [32] analysait les articles validés sur le plan méthodologique parus sur la mesure du débit cardiaque par technique de l'onde de pouls, notamment le Vigiléo depuis 2004. Sur 40 articles analysés, le biais de l'ensemble des études, incluant les patients septiques et les chirurgies hépatiques était de 47 %.

En post opératoire de chirurgie cardiaque, comparé à la Swan-Ganz, les études utilisant la première version du Vigiléo [33]–[38] retrouvaient un pourcentage d'erreur supérieur à 40 %. A l'inverse, une étude plus récente [39] incluant 50 patients chirurgicaux stables, retrouvait une bonne corrélation et un pourcentage d'erreur de 32 %. Le choix du site de ponction artérielle fémoral et radial n'influait pas le résultat. D'autres retrouvaient des résultats similaires [11], [40], [41]

Les résultats étaient plus encourageants avec la deuxième version du vigiléo :

Deux études [41], [42] retrouvaient une amélioration des résultats entre la première et la deuxième version. Trois auteurs [43]–[45] retrouvaient de bons résultats, avec un pourcentage

d'erreur inférieur à 30 %. A l'inverse, quatre études [46]–[49] retrouvaient une très mauvaise concordance, notamment Schramm [49] qui calculait un pourcentage d'erreur de 76 % entre vigiléo utilisant un cathéter radial et thermodilution, contre 69 % lorsque le vigiléo était implanté en fémoral.

Concernant la troisième version du vigiléo, les résultats étaient également discordants : Vasdev et al [50] retrouvait un pourcentage d'erreur de 22 % entre thermodilution et vigiléo, et une excellente corrélation entre site d'implantation radial et fémoral.

Les résultats de deux autres études étaient moins bons [51], [52] avec un pourcentage d'erreur de 59%. La discordance des résultats ne semble pas être expliquée par des populations différentes, puisque les patients étaient tous stables hémodynamiquement et en rythme sinusal.

Seules deux études concernaient les remplacements valvulaires aortique : Button and al [53], où le biais était de 0,25 L/min, cependant le pourcentage d'erreur n'était pas cité, et Staier and al [47] : ce dernier comparait les débits chez 30 patients bénéficiant d'un remplacement aortique. Le pourcentage d'erreur était de 36 % après l'induction anesthésique, et s'élevait à 56 % en fin de circulation extra corporelle.

Concernant les variations de débit, les études [54], [55] retrouvaient une faible performance du Vigiléo pour détecter les variations de débit cardiaque, notamment celles induites par une augmentation du tonus vasculaire par noradrénaline; la concordance entre Swan-Ganz et Vigiléo était de 67.5%, 28.8%, and 7.7% respectivement dans les basses, normales et hautes variations induites. De même, Hadian et al [52] retrouvait une faible concordance, 59 %, lors des variations de débit supérieurs à 0,5 L/min et une faible corrélation $r^2 = 0.08$, $P = 0.079$.

Il existait peu d'étude comparant les variations de débit enregistrées par la Swan-Ganz et par

le MostCare. Scolletta et al [25] retrouvait une concordance de 89,5 % entre les deux techniques pour les variations de débit supérieures à 1 L /min, et s'élevait à 95,1 % pour les variations supérieures à 0,5 L/min ;

Dans notre étude, la concordance des deux méthodes à la Swan-Ganz lors des variations de débit était moyenne. Cependant, aucune mesure thérapeutique, comme un remplissage vasculaire ou l'administration de noradrénaline n'était réalisée dans le but de faire varier le débit. De plus, certaines variations de débit enregistrées sur la Swan-Ganz ne trouvaient pas d'explication clinique et aucune autre variation hémodynamique constatée, suggérant une possible fluctuation naturelle du débit cardiaque enregistrée par la Swan-Ganz.

Les limites de notre étude étaient les suivantes :

Tout d'abord, le nombre de sujets nécessaires n'était pas calculé à priori.

Cependant, à notre connaissance, une seule étude [56] a essayé de comparer 2 méthodes de débit en continu sur une période prolongée. Avec 11547 paires, elle représente l'étude la plus exhaustive en terme de données.

Ensuite, le choix de la Swan-Ganz comme méthode de référence était discutable, mais justifié par le fait qu'il s'agit toujours de la méthode de référence [57].

L'originalité de l'étude consistant en une comparaison des débits en continu, toutes les minutes, la thermodilution discontinue ou par bolus ne permettait pas cette exhaustivité. Nous avons donc préalablement confirmé la corrélation des deux méthodes utilisant la Swan-Ganz.

La concordance des deux méthodes était bonne, avec un pourcentage d'erreur de 26,4 %.

Le pourcentage d'erreur acceptable [16] entre une nouvelle technique de mesure et la Swan-Ganz est de 30 %, basé sur une précision de la technique de référence de plus ou moins 20 %.

Certains auteurs [58] suggèrent que cette limite d'agrément est trop basse et qu'une erreur de

45 % est plus réaliste, basée sur une précision de la technique de référence de plus ou moins 30 %. La technique de référence retenue présente un risque d'erreur qui varie de 5 à 15 % selon les études [59], [60] .

La précision de la thermodilution peut varier en fonction du type de cathéter et du moniteur utilisé comme cela est suggéré in vitro [61]: le coefficient de variation sur 3 mesures combinées variait de 13% à 28% selon le moniteur utilisé [62] .

L'autre limite de la technique de référence concerne la mesure des variations de débit.

En effet, une valeur de débit cardiaque est affichée sur le Vigilance II toutes les 55 secondes, correspondant à la moyenne des 3 à 6 minutes précédentes. Or, il est admis qu'un moniteur de débit doit avoir un temps de réponse lors des variations de débit de une minute, et non pas six [63]. L'étude de la concordance lors de variations de débit variations est limitée par des temps de réaction différents entre les techniques, le caractère observationnel de l'étude expliquant les faibles variations de débit enregistrées.

Les méthodes statistiques étaient celles utilisées habituellement pour comparer des débits cardiaques. Le choix a été fait d'exclure pour chacun des 2 moniteurs les 20 % de paires de valeurs pour lesquelles les discordances entre les résultats étaient les plus élevées, ce qui peut sembler important. Cependant, la seule étude publiée utilisant des mesures de débit continu n'a retenu que 9000 paires de valeurs sur 66000 recueillies. Lorsque la thermodilution par bolus est la méthode de référence, il est d'usage [26], [64] de retirer de l'analyse les valeurs variant de plus de 10 à 20 % des valeurs précédentes.

Ensuite, les critères d'analyse de la qualité de la courbe de pression artérielle n'étaient pas décrits. Cependant, les périodes d'artéfact avec over et underdamping étaient soigneusement étudiées et éliminées, et des purges étaient réalisées toutes les heures (figure 11) les trois

premières heures en post opératoire, puis en fonction de l'aspect de la courbe de pression artérielle, à la discrétion des infirmières et des médecins au lit du patient.

Enfin, cette étude non interventionnelle ne permettait pas d'enregistrer simultanément au lit du patient les débits cardiaques par le MostCare et le Vigiléo, car cela aurait nécessité deux cathéters artériels. La technique retenue était de retransmettre secondairement le signal de pression artérielle à travers un banc aux deux moniteurs. La validité du banc de mesure a été vérifiée par l'enregistrement via un capteur de pression Millar des pressions générées par le banc et leur comparaison avec les valeurs enregistrées initialement.

CONCLUSION

En conclusion, la mesure du débit continu après chirurgie cardiaque par le Vigiléo dans notre étude semble comparable à ceux obtenus de manière plus invasive par le cathéter de Swan-Ganz, les données du MostCare paraissant moins bien corrélés. Cependant, les valeurs moyennes de débit des trois appareils sont assez divergentes et ne sont donc pas interchangeables en valeur absolue. Les techniques basées sur l'onde de pouls ont comme avantages outre d'être moins invasive, de permettre d'obtenir des indices dérivés permettant de guider le remplissage pour le Vigiléo et le MostCare ou d'avoir des indices de contractilité cardiaque pour le MostCare. Des études complémentaires montrant que la surveillance hémodynamique des patients après chirurgie cardiaque par ce type de moniteur permet de diminuer la morbidité périopératoire reste à réaliser.

MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE PAR VIGILEO, MOST CARE VERSUS SWAN GANZ EN POST OPERATOIRE DE CHIRURGIE CARDIAQUE

CONCLUSION

La mesure du débit cardiaque est essentielle chez les patients en post opératoire de chirurgie cardiaque pour évaluer la fonction cardiaque, optimiser la perfusion tissulaire et guider la thérapeutique. La prise en charge précoce des bas débits cardiaque doit permettre d'éviter l'évolution vers la défaillance polyviscérale.

L'objectif de l'étude est de comparer en post opératoire de chirurgie cardiaque la mesure en continu du débit cardiaque par les deux techniques non invasives, le Vigiléo et le MostCare, et la thermodilution par cathéter de Swan Ganz, choisie comme technique de référence.

L'intérêt de cette étude est tout d'abord sa population large, puisque les patients arythmiques, instables hémodynamiquement, stimulés par pacemaker, ou opérés de chirurgie aortique étaient inclus, mais également la quantité de données, puisqu'avec 11547 paires et la comparaison des mesures en continu, elle constitue l'étude la plus exhaustive en terme de données.

La méthode de thermodilution en continue par cathéter de Swan Ganz est d'abord revalidée, par rapport à la technique de thermodilution par bolus ; en effet, le pourcentage d'erreur entre les deux méthodes est de 26,4 %.

La mesure du débit continu après chirurgie cardiaque par le Vigiléo dans notre étude semble comparable à celui obtenu de manière plus invasive par le cathéter de Swan Ganz (pourcentage d'erreur de 29 %), les données du MostCare paraissant moins bien corrélées (pourcentage d'erreur de 44.9 %).

Cependant, les valeurs moyennes de débit des trois appareils sont assez divergentes et ne sont donc pas interchangeables en valeur absolue.

La limite principale de l'étude concerne le choix de la technique de référence, car bien que la Swan Ganz demeure le gold standard de mesure du débit cardiaque en clinique, certaines variations de débit enregistrées ne trouvaient pas d'explication clinique, aucune autre variation hémodynamique n'étant constatée, suggérant une possible fluctuation naturelle du débit cardiaque enregistrée par la Swan.

De plus, la comparaison des moniteurs lors des variations de débit est peu exploitable, puisqu'aucune mesure thérapeutique n'était réalisée et les données insuffisantes.

En conclusion, les techniques basées sur l'onde de pouls ont comme avantages outre d'être moins invasive, de permettre d'obtenir des indices dérivés permettant de guider le remplissage pour le Vigiléo et le MostCare ou d'avoir des indices de contractilité cardiaque pour le MostCare. Des études complémentaires montrant que la surveillance hémodynamique des patients après chirurgie cardiaque par ce type de moniteur permet de diminuer la morbidité périopératoire reste à réaliser.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

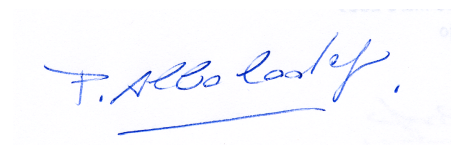
Grenoble, le aout 2014

LE DOYEN

J.P. ROMANET

LE PRESIDENT DE LA THESE

P. ALBALADEJO



BIBLIOGRAPHIE

- [1] W. C. Shoemaker, P. L. Appel, H. B. Kram, K. Waxman, and T. S. Lee, "Prospective trial of supranormal values of survivors as therapeutic goals in high-risk surgical patients.," *Chest*, vol. 94, no. 6, pp. 1176–86, Dec. 1988.
- [2] M. Cecconi, M. Grounds, and A. Rhodes, "Methodologies for assessing agreement between two methods of clinical measurement: are we as good as we think we are?," *Curr. Opin. Crit. Care*, vol. 13, no. 3, pp. 294–6, Jun. 2007.
- [3] D. Thrush, J. B. Downs, and R. A. Smith, "Continuous thermodilution cardiac output: agreement with Fick and bolus thermodilution methods.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 9, no. 4, pp. 399–404, Aug. 1995.
- [4] T. Mihaljevic, L. K. von Segesser, M. Tönz, B. Leskosek, B. Seifert, R. Jenni, and M. Turina, "Continuous versus bolus thermodilution cardiac output measurements--a comparative study.," *Crit. Care Med.*, vol. 23, no. 5, pp. 944–9, May 1995.
- [5] S. Kaukinen, T. Kööbi, Y. Bi, and V. M. h Turjanmaa, "Cardiac output measurement after coronary artery bypass grafting using bolus thermodilution, continuous thermodilution, and whole-body impedance cardiography.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 17, no. 2, pp. 199–203, Apr. 2003.
- [6] D. C. Evans, V. A. Doraiswamy, M. P. Prosciak, M. Silviera, M. J. Seamon, V. Rodriguez Funes, J. Cipolla, C. F. Wang, S. Kavuturu, D. A. Torigian, C. H. Cook, D. E. Lindsey, S. M. Steinberg, and S. P. Stawicki, "Complications associated with pulmonary artery catheters: a comprehensive clinical review.," *Scand. J. Surg.*, vol. 98, no. 4, pp. 199–208, Jan. 2009.
- [7] G. R. Ferretti, F. Thony, K. M. Link, M. Durand, K. Wollschläger, D. Blin, and M. Coulomb, "False aneurysm of the pulmonary artery induced by a Swan-Ganz catheter: clinical presentation and radiologic management.," *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 167, no. 4, pp. 941–5, Oct. 1996.
- [8] J. D. Sandham, R. D. Hull, R. F. Brant, L. Knox, G. F. Pineo, C. J. Doig, D. P. Laporta, S. Viner, L. Passerini, H. Devitt, A. Kirby, and M. Jacka, "A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients.," *N. Engl. J. Med.*, vol. 348, no. 1, pp. 5–14, Jan. 2003.
- [9] N. M. Schwann, Z. Hillel, A. Hoeft, P. Barash, P. Möhnle, Y. Miao, and D. T. Mangano, "Lack of effectiveness of the pulmonary artery catheter in cardiac surgery.," *Anesth. Analg.*, vol. 113, no. 5, pp. 994–1002, Nov. 2011.
- [10] K. K. Y. Koo, J. C. J. Sun, Q. Zhou, G. Guyatt, D. J. Cook, S. D. Walter, and M. O. Meade, "Pulmonary artery catheters: evolving rates and reasons for use.," *Crit. Care Med.*, vol. 39, no. 7, pp. 1613–8, Jul. 2011.
- [11] G. R. Manecke, "Edwards FloTrac sensor and Vigileo monitor: easy, accurate, reliable cardiac output assessment using the arterial pulse wave.," *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 2, no. 5, pp. 523–7, Sep. 2005.
- [12] A. Zangrillo, G. Maj, F. Monaco, A. M. Scandroglio, M. Nuzzi, V. Plumari, I. Virzo, E. Bignami, G. Casiraghi, and G. Landoni, "Cardiac index validation using the pressure

- recording analytic method in unstable patients.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 24, no. 2, pp. 265–9, Apr. 2010.
- [13] S. Romagnoli, S. M. Romano, S. Bevilacqua, C. Lazzeri, G. F. Gensini, C. Pratesi, D. Quattrone, D. Dini, and A. R. De Gaudio, “Dynamic response of liquid-filled catheter systems for measurement of blood pressure: precision of measurements and reliability of the Pressure Recording Analytical Method with different disposable systems.,” *J. Crit. Care*, vol. 26, no. 4, pp. 415–22, Aug. 2011.
 - [14] L. A. Critchley, A. Lee, and A. M.-H. Ho, “A critical review of the ability of continuous cardiac output monitors to measure trends in cardiac output.,” *Anesth. Analg.*, vol. 111, no. 5, pp. 1180–92, Nov. 2010.
 - [15] J. M. Bland and D. G. Altman, “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.,” *Lancet*, vol. 1, no. 8476, pp. 307–10, Feb. 1986.
 - [16] L. A. Critchley and J. A. Critchley, “A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques.,” *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 15, no. 2, pp. 85–91, Feb. 1999.
 - [17] A. C. Perrino, T. O’Connor, and M. Luther, “Transtracheal Doppler cardiac output monitoring: comparison to thermodilution during noncardiac surgery.,” *Anesth. Analg.*, vol. 78, no. 6, pp. 1060–6, Jun. 1994.
 - [18] S. S. Rajaram, N. K. Desai, A. Kalra, M. Gajera, S. K. Cavanaugh, W. Brampton, D. Young, S. Harvey, and K. Rowan, “Pulmonary artery catheters for adult patients in intensive care.,” *Cochrane database Syst. Rev.*, vol. 2, p. CD003408, Jan. 2013.
 - [19] S. M. Romano and M. Pistolesi, “Assessment of cardiac output from systemic arterial pressure in humans.,” *Crit. Care Med.*, vol. 30, no. 8, pp. 1834–41, Aug. 2002.
 - [20] S. Romagnoli, S. M. Romano, S. Bevilacqua, F. Ciappi, C. Lazzeri, A. Peris, D. Dini, and S. Gelsomino, “Cardiac output by arterial pulse contour: reliability under hemodynamic derangements.,” *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 8, no. 6, pp. 642–6, Jun. 2009.
 - [21] P. Giomarelli, B. Biagioli, and S. Scolletta, “Cardiac output monitoring by pressure recording analytical method in cardiac surgery.,” *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, vol. 26, no. 3, pp. 515–20, Sep. 2004.
 - [22] A. Donati, A. Carsetti, S. Tondi, C. Scorcella, R. Domizi, E. Damiani, V. Gabbanelli, C. Münch, E. Adrario, P. Pelaia, and M. Cecconi, “Thermodilution vs pressure recording analytical method in hemodynamic stabilized patients.,” *J. Crit. Care*, vol. 29, no. 2, pp. 260–4, Apr. 2014.
 - [23] H. Paarmann, H. V Groesdonk, B. Sedemund-Adib, T. Hanke, H. Heinze, M. Heringlake, and J. Schön, “Lack of agreement between pulmonary arterial thermodilution cardiac output and the pressure recording analytical method in postoperative cardiac surgery patients.,” *Br. J. Anaesth.*, vol. 106, no. 4, pp. 475–81, Apr. 2011.
 - [24] N. C. Gibbs and R. M. Gardner, “Dynamics of invasive pressure monitoring systems: clinical and laboratory evaluation.,” *Heart Lung*, vol. 17, no. 1, pp. 43–51, Jan. 1988.

- [25] S. Scolletta, F. Franchi, F. S. Taccone, K. Donadello, B. Biagioli, and J.-L. Vincent, "An uncalibrated pulse contour method to measure cardiac output during aortic counterpulsation.," *Anesth. Analg.*, vol. 113, no. 6, pp. 1389–95, Dec. 2011.
- [26] G. Maj, F. Monaco, G. Landoni, L. Barile, D. Nicolotti, M. Pieri, G. Melisurgo, F. Pappalardo, and A. Zangrillo, "Cardiac index assessment by the pressure recording analytic method in unstable patients with atrial fibrillation.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 25, no. 3, pp. 476–80, Jun. 2011.
- [27] L. Barile, G. Landoni, M. Pieri, L. Ruggeri, G. Maj, C. Nigro Neto, L. Pasin, L. Cabrini, and A. Zangrillo, "Cardiac index assessment by the pressure recording analytic method in critically ill unstable patients after cardiac surgery.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 27, no. 6, pp. 1108–13, Dec. 2013.
- [28] F. Franchi, R. Silvestri, L. Cubattoli, F. S. Taccone, K. Donadello, S. M. Romano, P. Giomarelli, W. T. McBride, and S. Scolletta, "Comparison between an uncalibrated pulse contour method and thermodilution technique for cardiac output estimation in septic patients.," *Br. J. Anaesth.*, vol. 107, no. 2, pp. 202–8, Aug. 2011.
- [29] F. Franchi, E. Falciani, K. Donadello, V. Zacà, R. Silvestri, F. S. Taccone, L. Cubattoli, P. Mongelli, P. Giomarelli, and S. Scolletta, "Echocardiography and pulse contour analysis to assess cardiac output in trauma patients.," *Minerva Anesthesiol.*, vol. 79, no. 2, pp. 137–46, Feb. 2013.
- [30] M. Biais, V. Cottenceau, L. Stecken, M. Jean, L. Ottolenghi, S. Rouillet, A. Quinart, and F. Sztark, "Evaluation of stroke volume variations obtained with the pressure recording analytic method.," *Crit. Care Med.*, vol. 40, no. 4, pp. 1186–91, Apr. 2012.
- [31] M. Calamandrei, L. Mirabile, S. Muschetta, G. F. Gensini, L. De Simone, and S. M. Romano, "Assessment of cardiac output in children: a comparison between the pressure recording analytical method and Doppler echocardiography.," *Pediatr. Crit. Care Med.*, vol. 9, no. 3, pp. 310–2, May 2008.
- [32] T. Schlöglhofer, H. Gilly, and H. Schima, "Semi-invasive measurement of cardiac output based on pulse contour: a review and analysis.," *Can. J. Anaesth.*, vol. 61, no. 5, pp. 452–79, May 2014.
- [33] M. Sander, C. D. Spies, H. Grubitzsch, A. Foer, M. Müller, and C. von Heymann, "Comparison of uncalibrated arterial waveform analysis in cardiac surgery patients with thermodilution cardiac output measurements.," *Crit. Care*, vol. 10, no. 6, p. R164, Jan. 2006.
- [34] A. Zimmermann, C. Kufner, S. Hofbauer, J. Steinwendner, W. Hitzl, G. Fritsch, R. Schistek, M. Kirnbauer, and G. Pauser, "The accuracy of the Vigileo/FloTrac continuous cardiac output monitor.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 22, no. 3, pp. 388–93, Jun. 2008.
- [35] C. Prasser, S. Bele, C. Keyl, S. Schweiger, B. Trabold, M. Amann, J. Welnhöfer, and C. Wiesenack, "Evaluation of a new arterial pressure-based cardiac output device requiring no external calibration.," *BMC Anesthesiol.*, vol. 7, p. 9, Jan. 2007.
- [36] M. Cecconi, D. Dawson, R. Casaretti, R. M. Grounds, and A. Rhodes, "A prospective study of the accuracy and precision of continuous cardiac output monitoring devices as

- compared to intermittent thermodilution.,” *Minerva Anesthesiol.*, vol. 76, no. 12, pp. 1010–7, Dec. 2010.
- [37] H. I. Opdam, L. Wan, and R. Bellomo, “A pilot assessment of the FloTrac cardiac output monitoring system.,” *Intensive Care Med.*, vol. 33, no. 2, pp. 344–9, Feb. 2007.
 - [38] W. T. McGee, J. L. Horswell, J. Calderon, G. Janvier, T. Van Severen, G. Van den Berghe, and L. Kozikowski, “Validation of a continuous, arterial pressure-based cardiac output measurement: a multicenter, prospective clinical trial.,” *Crit. Care*, vol. 11, no. 5, p. R105, Jan. 2007.
 - [39] G. R. Manecke and W. R. Auger, “Cardiac output determination from the arterial pressure wave: clinical testing of a novel algorithm that does not require calibration.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 21, no. 1, pp. 3–7, Feb. 2007.
 - [40] R.-M. B. G. E. Breukers, S. Sepehrkhoy, S. R. Spiegelberg, and A. B. J. Groeneveld, “Cardiac output measured by a new arterial pressure waveform analysis method without calibration compared with thermodilution after cardiac surgery.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 21, no. 5, pp. 632–5, Oct. 2007.
 - [41] A. Senn, D. Button, A. Zollinger, and C. K. Hofer, “Assessment of cardiac output changes using a modified FloTrac/Vigileo algorithm in cardiac surgery patients.,” *Crit. Care*, vol. 13, no. 2, p. R32, Jan. 2009.
 - [42] H. Maxeiner, S. Wenzel, M. A. Weigand, and M. Mueller, “Cardiac output measured by FloTrac/Vigileo system: does the ‘plug and play’ principle work,” *Appl. ...*, vol. 14, pp. 131–138, 2010.
 - [43] A. Zimmermann, J. Steinwendner, S. Hofbauer, M. Kirnbauer, J. Schneider, L. Moser, and G. Pauser, “The accuracy of the Vigileo/FloTrac system has been improved--follow-up after a software update: a blinded comparative study of 30 cardiosurgical patients.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 23, no. 6, pp. 929–31, Dec. 2009.
 - [44] C. Prasser, B. Trabold, A. Schwab, C. Keyl, S. Ziegler, and C. Wiesenack, “Evaluation of an improved algorithm for arterial pressure-based cardiac output assessment without external calibration.,” *Intensive Care Med.*, vol. 33, no. 12, pp. 2223–5, Dec. 2007.
 - [45] Y. Mehta, R. K. Chand, R. Sawhney, M. Bhise, A. Singh, and N. Trehan, “Cardiac output monitoring: comparison of a new arterial pressure waveform analysis to the bolus thermodilution technique in patients undergoing off-pump coronary artery bypass surgery.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 22, no. 3, pp. 394–9, Jun. 2008.
 - [46] M. Cannesson, Y. Attouf, P. Rosamel, P. Joseph, O. Bastien, and J.-J. Lehot, “Comparison of FloTrac cardiac output monitoring system in patients undergoing coronary artery bypass grafting with pulmonary artery cardiac output measurements.,” *Eur. J. Anaesthesiol.*, vol. 24, no. 10, pp. 832–9, Oct. 2007.
 - [47] K. Staier, C. Wiesenack, L. Günkel, and C. Keyl, “[Cardiac output determination by thermodilution and arterial pulse waveform analysis in patients undergoing aortic valve replacement],” *Can. J. Anaesth.*, vol. 55, no. 1, pp. 22–8, Jan. 2008.
 - [48] C. K. Hofer, D. Button, L. Weibel, M. Genoni, and A. Zollinger, “Uncalibrated radial and femoral arterial pressure waveform analysis for continuous cardiac output measurement: an evaluation in cardiac surgery patients.,” *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 24, no. 2, pp. 257–64, Apr. 2010.

- [49] S. Schramm, E. Albrecht, P. Frascarolo, P.-G. Chassot, and D. R. Spahn, "Validity of an arterial pressure waveform analysis device: does the puncture site play a role in the agreement with intermittent pulmonary artery catheter thermodilution measurements?," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 24, no. 2, pp. 250–6, Apr. 2010.
- [50] S. Vasdev, S. Chauhan, M. Choudhury, M. P. Hote, M. Malik, and U. Kiran, "Arterial pressure waveform derived cardiac output FloTrac/Vigileo system (third generation software): comparison of two monitoring sites with the thermodilution cardiac output.," *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 26, no. 2, pp. 115–20, Apr. 2012.
- [51] L. Vetrugno, M. G. Costa, L. Spagnesi, L. Pompei, P. Chiarandini, I. Gimigliano, and G. Della Rocca, "Uncalibrated arterial pulse cardiac output measurements in patients with moderately abnormal left ventricular function.," *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, vol. 25, no. 1, pp. 53–8, Feb. 2011.
- [52] M. Hadian, H. K. Kim, D. A. Severyn, and M. R. Pinsky, "Cross-comparison of cardiac output trending accuracy of LiDCO, PiCCO, FloTrac and pulmonary artery catheters.," *Crit. Care*, vol. 14, no. 6, p. R212, Jan. 2010.
- [53] D. Button, L. Weibel, O. Reuthebuch, M. Genoni, A. Zollinger, and C. K. Hofer, "Clinical evaluation of the FloTrac/Vigileo system and two established continuous cardiac output monitoring devices in patients undergoing cardiac surgery.," *Br. J. Anaesth.*, vol. 99, no. 3, pp. 329–36, Sep. 2007.
- [54] K. Suehiro, K. Tanaka, T. Funao, T. Matsuura, T. Mori, and K. Nishikawa, "Systemic vascular resistance has an impact on the reliability of the Vigileo-FloTrac system in measuring cardiac output and tracking cardiac output changes.," *Br. J. Anaesth.*, vol. 111, no. 2, pp. 170–7, Aug. 2013.
- [55] R. B. P. de Wilde, B. F. Geerts, J. Cui, P. C. M. van den Berg, and J. R. C. Jansen, "Performance of three minimally invasive cardiac output monitoring systems.," *Anaesthesia*, vol. 64, no. 7, pp. 762–9, Jul. 2009.
- [56] P. Squara, D. Denjean, P. Estagnasie, A. Brusset, J. C. Dib, and C. Dubois, "Noninvasive cardiac output monitoring (NICOM): a clinical validation.," *Intensive Care Med.*, vol. 33, no. 7, pp. 1191–4, Jul. 2007.
- [57] F. G. Mihm, A. Gettinger, C. W. Hanson, H. C. Gilbert, E. P. Stover, J. S. Vender, B. Beerle, and G. Haddow, "A multicenter evaluation of a new continuous cardiac output pulmonary artery catheter system.," *Crit. Care Med.*, vol. 26, no. 8, pp. 1346–50, Aug. 1998.
- [58] P. J. Peyton and S. W. Chong, "Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision.," *Anesthesiology*, vol. 113, no. 5, pp. 1220–35, Nov. 2010.
- [59] M. Haller, C. Zöllner, J. Briegel, and H. Forst, "Evaluation of a new continuous thermodilution cardiac output monitor in critically ill patients: a prospective criterion standard study.," *Crit. Care Med.*, vol. 23, no. 5, pp. 860–6, May 1995.
- [60] L. D. Hillis, B. G. Firth, and M. D. Winniford, "Analysis of factors affecting the variability of Fick versus indicator dilution measurements of cardiac output.," *Am. J. Cardiol.*, vol. 56, no. 12, pp. 764–8, Nov. 1985.

- [61] A. Rubini, D. Del Monte, V. Catena, I. Attar, M. Cesaro, D. Soranzo, G. Rattazzi, and G. L. Alati, "Cardiac output measurement by the thermodilution method: an in vitro test of accuracy of three commercially available automatic cardiac output computers.," *Intensive Care Med.*, vol. 21, no. 2, pp. 154–8, Feb. 1995.
- [62] X.-X. Yang, L. A. Critchley, and G. M. Joynt, "Determination of the precision error of the pulmonary artery thermodilution catheter using an in vitro continuous flow test rig.," *Anesth. Analg.*, vol. 112, no. 1, pp. 70–7, Jan. 2011.
- [63] P. Squara, M. Cecconi, A. Rhodes, M. Singer, and J.-D. Chiche, "Tracking changes in cardiac output: methodological considerations for the validation of monitoring devices.," *Intensive Care Med.*, vol. 35, no. 10, pp. 1801–8, Oct. 2009.
- [64] E. Saraceni, S. Rossi, P. Persona, M. Dan, S. Rizzi, M. Meroni, and C. Ori, "Comparison of two methods for cardiac output measurement in critically ill patients.," *Br. J. Anaesth.*, vol. 106, no. 5, pp. 690–4, May 2011.

