

Unité d'évaluation des technologies et  
des modes d'intervention en santé (UETMIS)  

---

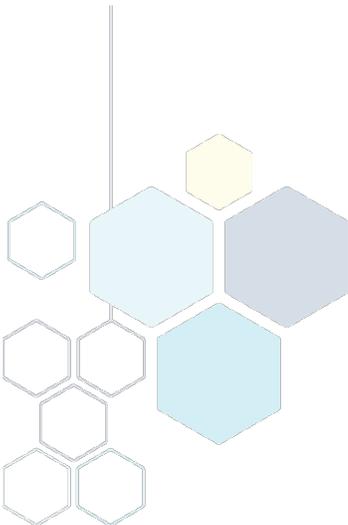
Centre hospitalier de l'Université de Montréal

# ÉVALUATION DE L'HÉMODYNAMIE ET DE LA VOLÉMIE PEROPÉRATOIRE PAR BIORÉACTANCE

*Préparé par*

Imane Hammana

Alfons Pomp



Mars 2021

Le contenu de cette publication a été rédigé et édité par l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Ce document est également offert en format PDF sur le site Web du CHUM.

Auteurs : Imane Hammana, Ph. D.  
Alfons Pomp, M.D., FRCSC, FACS

Pour se renseigner sur cette publication ou sur toute autre activité de l'UETMIS, s'adresser à :

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS)  
Centre hospitalier de l'Université de Montréal  
Bureau 4902  
1001, rue Saint-Denis  
Montréal (Québec) H2X 3H9  
Téléphone : 514 890-8000, poste 36132  
Télécopieur : 514 412-7460  
Courriel : detmis.chum@ssss.gouv.qc.ca

Comment citer ce document :

« Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS). Centre hospitalier de l'Université de Montréal. *Évaluation de l'hémodynamie et de la volémie peropératoire par bioréactance*. Préparé par Imane Hammana et Alfons Pomp. Mars 2021 ».

ISBN 978-2-89528-143-6

La reproduction totale ou partielle de ce document est autorisée à condition que la source soit mentionnée.

## TABLE DES MATIÈRES

---

TABLE DES MATIÈRES .....	3
MISSION.....	4
RÉSUMÉ .....	5
EXECUTIVE SUMMARY .....	6
ABRÉVIATIONS ET ACRONYMES .....	7
AVANT-PROPOS.....	8
<b>1 INTRODUCTION.....</b>	<b>9</b>
1.1 Évaluation clinique .....	9
1.2 Description de la technologie.....	10
1.3 Questions de recherche .....	10
<b>2 MÉTHODOLOGIE .....</b>	<b>11</b>
2.1 Recherche bibliographique.....	11
2.2 Critères d'inclusion et d'exclusion .....	11
2.3 Grille d'évaluation .....	11
2.4 Type de synthèse proposé.....	11
<b>3 RÉSULTATS.....</b>	<b>12</b>
3.1 Sélection des études.....	12
3.2 Résultats de la recherche bibliographique .....	12
3.3 Résultats .....	12
3.3.1 Revue systématique de Joosten et collab. (2018) [38].....	12
3.3.2 Étude prospective de Ling, H.Z. et collab. (2020) .....	14
<b>4 DISCUSSION.....</b>	<b>14</b>
<b>5 LE CONTEXTE DU CHUM.....</b>	<b>15</b>
<b>6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....</b>	<b>15</b>
<b>7 RÉFÉRENCES.....</b>	<b>16</b>
ANNEXE 1 - STRATÉGIE DE RECHERCHE DOCUMENTAIRE .....	20
ANNEXE 2 - TABLEAU COMPARATIF DES MÉTHODES DE MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE [37] .....	21
ANNEXE 3 - LE SCHÉMA DE STARLING [44].....	22
ANNEXE 4 - LA COURBE DE STARLING [44] .....	23

## MISSION

---

L'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) a pour mission de conseiller les décideurs du CHUM dans leurs choix de technologies et de modes d'intervention en santé, en basant sa méthodologie sur les données probantes, les pratiques les plus efficaces dans le domaine de la santé et l'état des connaissances actuelles. En outre, en conformité avec la mission universitaire du CHUM, elle travaille à diffuser les connaissances acquises au cours de ses évaluations, tant au sein de la communauté du CHUM qu'à l'extérieur, contribuant ainsi à l'implantation d'une culture d'évaluation et d'innovation.

En plus de s'associer aux médecins, aux pharmaciens, aux membres du personnel infirmier et aux autres professionnels du CHUM, l'UETMIS travaille de concert avec la communauté de pratique. Cette dernière est composée des unités d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé des autres centres hospitaliers universitaires, de l'Institut national d'excellence en santé et en services sociaux (INESSS) ainsi que du Réseau universitaire intégré de santé de l'Université de Montréal (RUIS de l'UdeM).

L'UETMIS participe également au processus permanent d'amélioration continue de la performance clinique. Elle travaille de concert avec l'équipe de la gestion de l'information à élaborer des tableaux de bord permettant une évaluation critique et évolutive des secteurs d'activités cliniques. L'UETMIS propose des pistes de solution, contribuant à accroître la performance clinique par une analyse des données probantes et des lignes directrices cliniques, de même que des pratiques exemplaires. Cette démarche est réalisée en collaboration avec les gestionnaires (administratifs et cliniques).

### **Divulgence de conflit d'intérêts**

Aucun conflit à signaler

## RÉSUMÉ

---

Les résultats chirurgicaux sont proportionnellement liés à des facteurs non modifiables présents chez le patient, tels que l'âge et la comorbidité, ainsi qu'à l'ampleur et à la durée de l'intervention chirurgicale. L'optimisation des paramètres hémodynamiques en période préopératoire diminue la mortalité, la morbidité et la durée du séjour, et peut améliorer la récupération fonctionnelle chez les patients à haut risque. Les protocoles de récupération améliorée après une opération incluent une surveillance peropératoire individualisée du débit cardiaque (DC) et de la volumétrie. Cette dernière repose sur la mesure de la pression artérielle et veineuse systémique ainsi que du débit cardiaque. Ces techniques restent invasives parce qu'elles nécessitent un accès vasculaire avec un risque de complications importantes. Cependant, le développement récent de dispositifs moins invasifs promet une mesure précise des paramètres hémodynamiques requis sans risque de complications liées à l'accès vasculaire.

Lors de cette évaluation, nous avons examiné une technologie non invasive basée sur la bioréactance, qui utilise des déphasages de courants électriques appliqués à travers le thorax pour analyser les changements qui dépendent du flux sanguin. D'abord, bien qu'il existe des centaines d'articles, y compris plusieurs essais cliniques, décrivant les variables des technologies de bio-impédance et de bioréactance, il y a peu de données probantes sur le sujet. Il convient également de mentionner que, selon le consensus actuel concernant les mesures de bio-impédance non invasives, ces technologies ne sont pas suffisamment précises pour mesurer de manière appropriée le DC dans l'environnement de soins intensifs (USI ou salle d'opération). D'autre part, l'avantage supposé de la bioréactivité par rapport à la bio-impédance n'a été décrit que dans une petite cohorte de patients en USI après une intervention chirurgicale cardiaque où les valeurs mesurées de la bioréactance étaient semblables aux mesures de thermodilution chez seulement 80 % des patients. D'autres études avec un groupe de patients plus hétérogène n'ont pas montré de corrélation acceptable entre la bioréactance et les mesures de thermodilution invasive. Enfin, une analyse systémique récente de la littérature a conclu que l'exactitude et la précision de toutes les technologies non invasives actuellement disponibles pour mesurer le DC ne se sont pas considérablement améliorées depuis 2010. Des avancées supplémentaires sont nécessaires pour améliorer les performances cliniques de la bioréactance et les autres technologies proposées, notamment pour mieux comprendre la composition de la transmission du signal et extraire le signal de l'expansion aortique.

Nous concluons qu'à l'heure actuelle, la surveillance hémodynamique chez les patients gravement malades ne doit pas être réalisée à l'aide d'une technologie non invasive basée sur la bioréactance au CHUM. Ce type de surveillance doit être réservé à des indications précises dans une situation clinique où des mesures extrêmement précises du DC ne sont pas nécessaires. D'autres études sont indispensables pour démontrer que la surveillance hémodynamique non invasive joue un rôle dans l'amélioration de la qualité des soins et de l'état des patients fragiles dans un contexte de soins intensifs ou d'opération à haut risque.

## EXECUTIVE SUMMARY

---

Surgical outcomes are related to non-modifiable patients factors such as age and co-existing disease, as well as the magnitude and duration of the operative procedure. Optimization of hemodynamic parameters in the pre-operative period decreases mortality, morbidity, length of stay and may improve functional recovery in high-risk patients. Enhanced recovery after surgery protocols advocate for individualized intra-operative monitoring of cardiac output and stroke volume over standard fluid management in critically ill patients. Definitive hemodynamic monitoring is based on the invasive measurement of systemic, pulmonary arterial and venous pressures and of cardiac output. These techniques require vascular access with the potential for significant complications. Recent development of less invasive pulse contour and pulse pressure analysis devices should allow for accurate measurement of the required hemodynamic parameters without the risk of vascular access complications.

This is a review of non-invasive technology of bioactance; which uses phase shifts of electric currents applied across the thorax to analyze blood flow dependent changes. While there are hundreds of articles including several clinical trials, describing bioimpedance, there is a paucity of medical literature on bioactance. It is also noteworthy to mention the current consensus regarding non-invasive bioimpedance measurements is that they do not offer sufficient precision to be able to appropriately measure cardiac output in the critical care (ICU or operating room) environment. Bioactance supposed advantage over bioimpedance has only been described in a small cohort of homogenous patients in the ICU after cardiac surgery; even then bioactance measured values were similar to thermodilution measurements in only 80% of patients. Other studies with a more heterogenous group of patients did not show an acceptable correlation between bioactance and invasive thermodilution measurements. Finally, a recent systemic review concludes that the accuracy and precision of all currently available non-invasive technologies to measure cardiac output has not significantly improved since 2010. More development is necessary to improve the clinical performance of bioactance ; most notably to better understand the composition of signal transmission and extract (the signal of) aortic expansion.

We conclude that hemodynamic surveillance, in order to provide goal directed fluid management in critically ill patients, should not be done using non-invasive technology at the CHUM. This type of monitoring should be reserved for specific indications in a clinical situation where extremely precise measurements of cardiac output are not necessary. More studies are needed to show that non-invasive hemodynamic surveillance has a role in improving the quality of care and patient outcomes in a critical care or high-intensity surgical setting.

## ABRÉVIATIONS ET ACRONYMES

---

DC	Débit cardiaque ( <i>cardiac output</i> )
ETT	Échographie Doppler cardiaque transthoracique
ERAS	Récupération rapide après chirurgie ( <i>enhanced recovery after surgery</i> )
USI	Unité de soins intensifs
LOA	Limite de concordance ( <i>limit of agreement</i> )
MICOM	Surveillance mini-invasive du débit cardiaque
PAC intermittente	Thermodilution artérielle pulmonaire intermittente
PAC	Cathéter artériel pulmonaire ( <i>pulmonary artery catheter</i> )
PiCCO	Thermodilution pulmonaire ou transpulmonaire (TPTD)

## AVANT-PROPOS

---

De nombreuses études ont montré que l'optimisation des paramètres hémodynamiques réduit la mortalité, la morbidité, le taux de complications postopératoires et la durée d'hospitalisation, en plus d'améliorer la récupération fonctionnelle chez les patients à haut risque.

Chez l'adulte, la thermodilution artérielle pulmonaire intermittente (PAC intermittente) et la thermodilution transpulmonaire (TPTD ou PiCCO) sont considérées comme la méthode de référence pour la mesure du débit cardiaque. Cependant, ces méthodes sont invasives et liées à des complications [6-9]. Chez les nouveau-nés et les patients pédiatriques, l'échographie Doppler cardiaque transthoracique (ETT) est la technique la plus couramment utilisée [1]. Cette technique comporte plusieurs limites, car elle nécessite un opérateur expérimenté et est techniquement exigeante, et le résultat est obtenu par intermittence.

Récemment, de nombreux dispositifs non invasifs ont été développés et étudiés afin de pallier ces désavantages [2, 3]. Cependant, l'optimisation hémodynamique chez les patients gravement malades est une tâche complexe. La perfusion d'un organe est déterminée non seulement par la pression de perfusion, mais aussi par le débit cardiaque (DC) [4].

Dans ce contexte, le monitoring de la volémie constitue donc un des éléments clés de l'optimisation hémodynamique peropératoire. Après un rappel de certains signes cliniques couramment utilisés, nous ferons le point sur les avancées technologiques strictement non invasives qui permettent d'effectuer le monitoring hémodynamique.

# 1 INTRODUCTION

Aux urgences et aux soins intensifs, le monitoring hémodynamique est un facteur important de survie, particulièrement pour les patients fragiles et ceux présentant des comorbidités. L'objectif clinique primaire est d'optimiser la perfusion et l'oxygénation tissulaire et, par conséquent, d'améliorer le pronostic du patient en état critique. Pour ce faire, l'utilisation d'outils d'évaluation pertinents est indispensable. Il est dorénavant possible d'améliorer les résultats obtenus chez les patients en définissant des paramètres hémodynamiques personnalisables en fonction des comorbidités ou des pathologies présentes. Les protocoles ERAS (*enhanced recovery after surgery* ou récupération rapide après chirurgie) recommandent une optimisation des fluides individuelle peropératoire grâce à une surveillance hémodynamique intégrée [8-10]. Il n'existe pas, à l'heure actuelle, un consensus concernant l'outil idéal de monitoring, cependant plusieurs travaux présentent des appareils qui se veulent plus précis et peu invasifs. Parmi les méthodes d'investigation hémodynamique, l'exploration des pressions et des débits s'effectue par des techniques non invasives avec un tensiomètre (ou sphygmomanomètre), par échographie Doppler ou par des méthodes invasives comme le cathétérisme cardiaque, qui est considéré comme la technique de référence. Cette technique requiert un accès cutané associé à un cathétérisme vasculaire, ce qui comporte un certain nombre d'effets nocifs, voire de risques d'accident.

Il est aussi à noter que les méthodes dites « non invasives » impliquent un apprentissage généralement rapide de la part de l'utilisateur et permettraient de pallier ces complications liées au cathétérisme vasculaire. Elles proposent d'aborder l'hémodynamique des patients de façon simple tout en étant accessibles à tous les praticiens et dans de multiples situations cliniques [5, 6].

## 1.1 Évaluation clinique

La volémie, ou masse sanguine, est le volume sanguin contenu dans le système vasculaire et les cavités cardiaques. Elle comprend deux éléments : le volume globulaire, composé essentiellement des globules rouges, et le volume plasmatique [11, 12]. Le volume sanguin est réparti dans deux systèmes : le système artériel à haute pression (ou système résistif) et le système veineux à basse pression (ou capacitif). Ce dernier, en raison d'une compliance 30 fois supérieure à celle du système artériel, contient environ 70 % de l'ensemble du volume sanguin [13].

La volémie, qui constitue un facteur majeur de la précharge ventriculaire, influence le DC et donc la perfusion tissulaire. L'hypovolémie, qui indique une diminution de l'apport en oxygène tissulaire, et l'augmentation inadéquate de la volémie présentent toutes deux un risque de dysfonction d'organes et de complications postopératoires [7].

L'hypotension, la tachycardie, l'insuffisance circulatoire périphérique et l'oligurie constituent des signes cliniques d'hypovolémie. Ces signes sont en général tardifs et difficilement détectables et peuvent être faussement négatifs ou positifs en peropératoire, par exemple dans le cas d'une baisse de la pression artérielle (PA) par la vasoplégie anesthésique ou dans le cas d'absence de tachycardie générée par les produits anesthésiques [14-17].

Physiologiquement, la régulation de la volémie résulte de mécanismes qui collaborent au maintien ou au rétablissement d'une volémie normale, qu'on appelle aussi « euvolémie » [17-20]. L'euvolémie fait appel à des phénomènes passifs et actifs. Les phénomènes passifs sont liés aux lois physiques : la restauration plasmatique par transfert ou transsudation capillaire. On parlera par exemple du schéma de Starling, dans lequel le système lymphatique contribue au maintien de la volémie en recueillant le liquide transsudant dans le secteur interstitiel de son drainage, puis en l'acheminant vers le canal thoracique et la circulation sanguine [21] ( annexe 3).

Les phénomènes actifs impliquent des neurorécepteurs sensibles aux variations de volume, mettant en cause des centres intégrateurs et un effecteur (essentiellement le rein). Ainsi, le volume et l'osmolarité sont réglés par des mécanismes qui, bien que foncièrement distincts, sont en étroite relation.

Aussi, notons que trois hormones assurent la stabilité de la volémie dans l'équation : l'hormone antidiurétique (ou vasopressine), qui régule l'élimination de l'eau par le rein; l'aldostérone, qui régule les concentrations en sodium; et les peptides natriurétiques<sup>1</sup>, qui modulent rapidement la volémie en cas d'augmentation de celle-ci [22].

## 1.2 Description de la technologie

Les technologies de monitoring de la volumétrie par des outils ou technologies non invasives se basent sur une interprétation complexe de certaines données physiologiques, telles que le flux aortique, le principe de Fick ou la bio-impédance thoracique [23-26]. Ces technologies se classent comme suit :

- Méthodes utilisant la courbe de la pression pulsée (pulse contour)
  - Analyse de la courbe de la pression pulsée
  - LIDCO et PiCCO (dilution nécessaire)
  - Flo-Trac (données nécessaires, sans calibration)
- Méthodes utilisant la bioréactance ou la bio-impédance
  - CHEETAH Starling et NICOM™
  - ECOM™
- Technologies non vasculaires
  - Principe de Fick appliqué à la réinspiration partielle du DC (NICO™)
  - Flux aortique au Doppler œsophagien (CardioQ™, HemoSonic™ 100, Waki TO™)

Au CHUM, nous utilisons les dispositifs suivants : le Swan-Ganz, une technologie qui nécessite un accès veineux, le PICCO, le FloTrac et l'échographie transoesophagienne.

À des fins de comparaison, nous avons donc essayé de trouver des publications comparant l'un de ces dispositifs avec le Starling SV, dont la technologie est basée sur la bioréactance.

La bioréactance (NICOM™, Cheetah Medical) a été développée pour pallier les limitations de la bio-impédance. Cette technologie se base sur la mesure de décalage de phase dans la tension à travers le thorax. En effet, l'analyse se fait à partir de la modulation de fréquence du signal qui transite au travers du thorax, ce qui se traduit par un décalage mesurable du rapport signal/bruit. Cette technique totalement non invasive et continue nécessite la mise en place de quatre électrodes émettrices et réceptrices sur le thorax du patient. Le DC est estimé à partir de la variation de fréquence, reflet des variations du volume aortique [27]. Après une opération cardiaque, la méthode de mesure du débit cardiaque par bioréactance permet de prédire la réponse au remplissage vasculaire lors d'une épreuve de lever de jambes passif [28, 29].

Cette technologie vise à estimer le DC en continu et à optimiser le remplissage vasculaire. La bioréactance est utilisée par deux produits de la même société, soit NICOM et Starling (Cheetah Medical, Wilmington, DE, USA) [30].

## 1.3 Questions de recherche

- Quelle est la précision de la mesure non invasive de la volumétrie par la bio-impédance proposée par Starling™ ?
- Quel est le niveau d'innocuité de ce dispositif ?
- Quel est le rapport coût-efficacité de ce dispositif ?

---

<sup>1</sup> Le peptide natriurétique B (ou BNP, pour *brain natriuretic peptide*) et le peptide C constituent une famille de polypeptides d'origine essentiellement cardiaque, ayant un effet natriurétique (augmentation de l'élimination urinaire de sodium).

## 2 MÉTHODOLOGIE

### 2.1 Recherche bibliographique

Nous avons effectué une recherche dans les bases de données électroniques de PubMed, Embase, Web of Science et Cochrane Library of Clinical Trials. La dernière recherche a été effectuée le 4 octobre 2020. Ont été exclues les études non publiées en tant qu'articles de revue complets (par exemple, lettres, éditoriaux et articles de conférence).

La stratégie de recherche menée dans PubMed est présentée à l'annexe 1. Le site du fabricant et celui des technologies comparables ont été consultés pour trouver des études supplémentaires ainsi que les listes de références de toutes les études incluses.

### 2.2 Critères d'inclusion et d'exclusion

Nous avons examiné toutes les études comparant la mesure du DC obtenue par des méthodes invasives ou semi-invasives à la mesure obtenue par un dispositif de surveillance du DC totalement non invasif pour les secteurs suivants : la salle d'opération (OR), l'unité de soins intensifs (USI) et le service d'urgence (ED), à condition qu'ils évaluent la concordance et la précision.

Pour être admissibles, les études devaient :

- comparer la mesure du DC par EV (*electrical velocimetry*) ou vélocité électrique<sup>2</sup> ;
- utiliser l'analyse de Bland-Altman pour signaler le biais, l'écart-type du biais et la moyenne des pourcentages d'erreurs (EMP) ou permettre d'extraire ces données [31] ;
- être réalisées chez l'homme ; et
- être publiées sous forme d'un article complet. Des études impliquant des participants de tout âge et dans toutes les circonstances cliniques ont été incluses. Aucune restriction de date de publication n'a été appliquée.

### 2.3 Grille d'évaluation

Pour évaluer le risque de biais dans les études individuelles, nous avons utilisé les directives d'évaluation de la qualité des études d'exactitude diagnostique (QUADAS-2) [32]. L'outil QUADAS-2 original comprend les quatre domaines : sélection des patients, test d'index, test de référence, débit et minutage.

Les revues systématiques composées d'études randomisées et non randomisées ont été évaluées avec l'outil AMSTAR2 (A Measurement Tool to Assess Systematic Reviews 2) [33].

### 2.4 Type de synthèse proposé

Ce document se présente comme une revue narrative des données retracées. La recherche documentaire retient les revues systématiques, les études comparatives à répartition aléatoire, les guides de pratique fondés sur des données probantes, les études comparatives, les évaluations économiques ainsi que les avis d'experts traitant de la question de l'utilisation de cette technologie.

Pour ce faire, les sites Web suivants ont été consultés : MEDLINE PubMed, Cochrane Library, DARE via Cochrane Library, Embase, Clinical Trials, EBM, CRD, etc. ; les sites des agences d'évaluation des technologies (CADTH,

---

<sup>2</sup> La vélocimétrie électrique (EV) est un type de cardiographie par impédance. Il s'agit d'une méthode non invasive et continuellement applicable de surveillance du débit cardiaque.

INAHTA, NICE, HAS, KCE, AHTQ, ASERNIPS, etc.); et les sites des sociétés d'experts concernées par la question étudiée.

Les stratégies de recherche documentaire utilisées dans MEDLINE (via PubMed) sont présentées à l'annexe 1. Nous avons aussi analysé les bibliographies des documents pertinents afin d'y trouver d'autres références d'intérêt.

## **3 RÉSULTATS**

### **3.1 Sélection des études**

Pour évaluer la précision et la fiabilité des mesures obtenues, nous voulions effectuer une comparaison avec une méthode sûre considérée comme une méthode de référence. Malheureusement, il n'y a pas de consensus à ce sujet [34, 35]. En clinique, la thermodilution pulmonaire (cathéter de Swan-Ganz) et la thermodilution transpulmonaire (PiCCO) sont les standards de comparaison les plus utilisés lorsqu'on veut tester la pertinence de ces nouvelles technologies. Or, ce sont des modèles de performance moyenne, qui ont leurs propres limites. Les méthodes de référence idéales seraient l'utilisation d'un débitmètre électronique autour de l'aorte ascendante ou la méthode de Fick par dilution d'un traceur, mais toutes deux sont irréalisables en clinique. Le deuxième problème est la méthodologie statistique utilisée pour comparer la technique investiguée à la technique de référence. Nous avons généralement recouru à trois méthodes [34, 36], qui n'évaluent pas nécessairement les mêmes paramètres<sup>3</sup> : l'analyse de Bland-Altman, le pourcentage d'erreur et l'analyse de la concordance [37].

### **3.2 Résultats de la recherche bibliographique**

Nous avons délibérément choisi de nous concentrer sur des dispositifs de mesure basés sur la bioréactance, dont le NICOM™ de Cheetah Med, en prenant quatre critères d'acceptabilité : biais, précision, réponse et reconnaissance des variations significatives du débit cardiaque.

En nous basant sur ces critères, nous avons trouvé deux revues systématiques qui comparent différents dispositifs de mesure semi-invasifs ou non invasifs. Nous avons aussi inclus une étude prospective chez les femmes enceintes présentant un dysfonctionnement cardiaque. Aucune évaluation coût-efficacité n'a été trouvée.

### **3.3 Résultats**

#### **3.3.1 Revue systématique de Joosten et collab. (2018) [38]**

Les auteurs ont analysé 37 études, dont une qui a été scindée en deux études et compare des dispositifs non invasifs en prenant comme référence la méthode de mesure par PiCCO. Les auteurs ont déterminé deux objectifs.

---

<sup>3</sup> Analyse de Bland-Altman : évaluation du biais (différence entre les moyennes des mesures des deux technologies) et des limites d'agrément à 95 % (différence moyenne  $\pm$  1,96 fois la déviation standard de la différence moyenne), qui devraient être < 30 %. La première renseigne sur la précision, et la seconde, sur la reproductibilité.

Pourcentage d'erreur : 2 fois la déviation standard de la différence moyenne divisée par la moyenne des mesures. Il devrait être < 25 % et est directement proportionnel au degré minimal de variation d'une mesure nécessaire pour que le dispositif puisse enregistrer une variation significative.

Analyse de la concordance dans la direction et l'amplitude du changement des valeurs mesurées lorsque la variable se modifie (trending) > 90 %.

- **Objectif primaire** : comparaison de la concordance et de la précision des taux de DC mesurés par la méthode test, c'est-à-dire la thermodilution par la technique du bolus (Bolus TD<sup>4</sup>), aux mesures obtenues par un dispositif de surveillance du DC complètement non invasif dans la salle d'opération (OR), l'unité de soins intensifs (USI) et le service d'urgence (SU).
- **Secondaire** : réaliser une méta-analyse à partir des données extraites des revues systématiques en calculant les quatre variables suivantes :
  - l'estimation groupée de la différence moyenne entre la méthode testée et la méthode de référence (biais) ;
  - l'estimation groupée de l'écart-type (précision) ;
  - l'estimation des intervalles de confiance à 95 % pour les limites de concordance (LOA<sup>5</sup>) ou l'IC à 95 % du biais ; et
  - l'estimation groupée du pourcentage des erreurs (+++PE).

Une concordance acceptable entre la méthode testée et la méthode de référence a été définie comme une estimation groupée pour le pourcentage d'erreur de < 30 % [39]. Les participants étaient des adultes (âge > 18 ans) avec des caractéristiques claires (âge, poids, taille, sexe, milieu et taille de l'échantillon) dans les milieux de soins suivants : salle d'opération, les soins intensifs ou l'urgence.

Les critères d'exclusion comprenaient les technologies en cours de validation ou prototypiques et toutes les conditions qui conduisent à des mesures inexactes de DC par bolus TD; il s'agissait essentiellement de toute population de patients présentant des shunts intracardiaques ou des insuffisances valvulaires pulmonaires et tricuspides.

## Résultats

Nous avons constaté que sur les 37 études sélectionnées, 27 ont été menées en unités de soins intensifs, 8 en salle d'opération et 3 à la fois en unité de soins intensifs et dans la salle d'opération. Aucune étude et aucun résultat relatifs aux urgences n'ont été sélectionnés.

La bio-impédance électrique thoracique correspondait à trois technologies similaires (bio-impédance, bioréactance et vélocimétrie électrique) utilisées par six dispositifs (NICOMONTM, ICGTM, BoMedNCCOM3TM, BioZTM, NICOMTM et AesculonTM) [40, 41].

### Analyse des sous-groupes par type d'appareil

La décomposition du groupe de bio-impédance en trois composants (impédance classique, bioréactance et vélocimétrie) a été effectuée, mais n'a pas montré de différences sur le plan des résultats.

Une seule étude datant de 2009 a comparé un dispositif de bioréactance au PiCCO chez des patients aux soins intensifs et a rapporté un taux de PE de 39,5 %, qui se situe au-delà du taux établi de 30 %.

---

<sup>4</sup> La thermodilution transpulmonaire et cardiaque – technique actuellement disponible sur les moniteurs PiCCOplus ou par Swan-Ganz. Le monitoring cardiaque par PiCCO (pulsion medical systems) et les modules CCO de débit cardiaque des moniteurs de surveillance Philips (Philips medical systems) permettent de mesurer différents paramètres cardiorespiratoires. Après injection par voie veineuse centrale d'un indicateur thermique (sérum physiologique froid ou à température ambiante), la thermistance du cathéter artériel (habituellement fémoral, mais possiblement axillaire, brachial ou radial long) permet d'enregistrer une courbe de thermodilution.

<sup>5</sup> LOA (*limit of agreement*) ou la limite de concordance est une méthode donnant une estimation de l'intervalle où se trouve une proportion des différences entre les mesures. Elle est utilisée lorsqu'on souhaite essayer une nouvelle technique ou méthode de mesure qui présente des avantages par rapport à ce qui est actuellement utilisé, mais peut également disposer de données non concluantes quant à la fiabilité de la méthode.

### 3.3.2 Étude prospective de Ling, H.Z. et collab. (2020)

Le dysfonctionnement cardiaque maternel est associé à une prééclampsie, une restriction de la croissance fœtale et une instabilité hémodynamique pendant l'anesthésie obstétricale. Il y a de ce fait un intérêt croissant pour l'utilisation de la surveillance du débit cardiaque (DC) non invasive pour guider les thérapies antihypertensives et fluides en obstétrique [42].

Dans cette étude, la mesure par bioréactance thoracique obtenue à l'aide de l'instrument NICOM a été comparée à celle obtenue par échocardiographie transthoracique chez la femme enceinte. Les caractéristiques maternelles telles que la différence absolue du volume systolique, du DC et de la fréquence cardiaque n'ont pas été prises en considération.

L'étude a été réalisée en prospective en incluant 56 femmes qui en était à 11 à 14 semaines de gestation, 57 entre 20 et 23 semaines et 53 entre 35 et 37 semaines, toutes ayant des grossesses uniques. Le DC a été évalué à plusieurs reprises et simultanément pendant 5 minutes en position latérale gauche avec NICOM et échocardiographie. La performance du NICOM a été évaluée en calculant le biais, les limites de concordance à 95 % et la différence moyenne en pourcentage par rapport à l'échocardiographie [42].

Les résultats montrent que la différence moyenne des mesures du DC entre les deux méthodes était de 17 %, avec un biais moyen de 0,13 l/min et des limites de concordance de 1,1 à 0,84; les mesures du volume systolique se situaient autour de 15 %, avec un biais moyen de 0,8 ml (10,9 à 12,6); et la différence des mesures de la fréquence cardiaque étaient de 6 %, avec un biais moyen de 2,4 battements/min (6,9 à 2,0), ce qui est considéré comme des valeurs acceptables.

Les auteurs ont rapporté que la différence absolue entre le NICOM et l'échocardiographie n'a pas été affectée par l'âge maternel, le poids, la taille, la race ou la pression artérielle systolique ou diastolique. Ils ont conclu que le NICOM présentait un bon accord avec l'échocardiographie et qu'il pouvait être utilisé pendant la grossesse pour mesurer la fonction cardiaque.

## 4 DISCUSSION

Un nombre croissant de patients nécessitent une surveillance hémodynamique peropératoire précise en raison du vieillissement de la population et des comorbidités. Le développement récent de dispositifs de surveillance minimale non invasifs permet d'appliquer un contrôle, un suivi et une observation détaillés de larges populations de patients, tout en réduisant les complications. Dans ce document, nous passons en revue les caractéristiques de surveillance de la technologie basée sur la bioréactance. Cette dernière est utilisée par deux produits de la même société, c'est-à-dire NICOM et Starling de Cheetah Medical (Wilmington, DE, É.-U.).

La bio-impédance et la bioréactance ont le fort avantage d'être totalement non invasives. La littérature sur la bio-impédance comprend des centaines d'articles, dont des dizaines d'essais cliniques se déroulant dans un large éventail de situations – en soins ambulatoires, dans un laboratoire de physiologie, pendant une intervention chirurgicale et dans les unités de soins intensifs. Malheureusement, une comparaison pertinente de ces résultats fournit des données quelque peu contradictoires [21].

D'autre part, nous avons remarqué qu'au moins un tiers des publications ont établi que la bio-impédance n'était pas fiable pour évaluer le DC [22-25]. En nous concentrant sur des articles avec des résultats positifs, nous constatons que la plupart d'entre eux ont eu lieu en dehors d'un établissement de soins intensifs, le plus souvent dans des situations où la valeur absolue du DC a moins ou très peu d'importance [26-30]. Cela peut s'expliquer par le fait que l'environnement électronique est plus lourd en soins intensifs et en réanimation en raison du nombre d'appareils de surveillance par rapport aux services de médecine traditionnelle; aussi, plus le niveau de bruit est élevé, moins la bio-impédance sera précise en raison d'un rapport signal/bruit défavorable.

Notons qu'à ce jour, la bio-impédance n'est pas considérée par consensus comme suffisamment précise pour estimer le DC dans les unités de soins intensifs.

La bioréactance, en revanche, n'est pas bien documentée. En réalité, la supériorité théorique de la bioréactance sur la bio-impédance a été rapportée dans un petit ensemble d'études de cohorte, chez des patients assez homogènes dans l'unité des soins intensifs à la suite d'une chirurgie cardiaque [33, 34]. Dans deux études, la précision, le délai et l'amplitude du signal étaient semblables à ceux obtenus par la thermodilution continue, bien qu'un biais allant jusqu'à 20 % était présent chez 20 % des patients. En d'autres termes, le DC mesuré par bioréactance était comparable à celui obtenu par la thermodilution chez 80 % des patients. Dans plusieurs autres études portant sur des patients plus hétérogènes, les résultats n'ont pas été considérés comme acceptables [35, 36]. Des inquiétudes peuvent être soulevées concernant la diminution de la précision pendant l'état de faible débit sanguin [30].

De ce fait, et comme l'a démontré l'étude prospective incluse, cette technologie est envisageable, par exemple pendant la grossesse, pour mesurer la fonction cardiaque, dans la mesure où le pronostic vital n'est pas compromis et où l'on pourrait se permettre une certaine marge d'erreur sans conséquences majeures sur la santé des usagers.

Finalement, la revue systématique consultée a soulevé un point important. Les auteurs notent que par rapport à ce qui a été initialement proposé en 2010 par Peyton et Chong [43], l'exactitude et la précision des technologies de mesure de DC totalement non invasives disponibles dans le commerce n'avaient pratiquement pas progressé. De plus, une hétérogénéité significative a été détectée entre les études pour toutes les technologies peu invasives ou non invasives testées.

Des avancées technologiques supplémentaires peuvent être nécessaires pour améliorer les performances de bioréactance ou pour mieux comprendre la composition du signal et obtenir une meilleure extraction du signal d'expansion aortique. Le processus de calibrage automatique peut également être amélioré pour mieux s'adapter à la population étudiée.

## 5 LE CONTEXTE DU CHUM

Selon l'état actuel des connaissances, les cliniciens du CHUM voient un intérêt dans les appareils non invasifs pour les patients moins malades dans le cadre de protocoles de type ERAS et de la gestion de la volémie selon les principes de la thérapie ciblée (*goal-directed therapy*). Plus précisément, cette technologie serait utile lorsque la mesure exacte du débit cardiaque (DC) n'est pas aussi importante que l'évolution dans le temps et la réponse aux interventions cliniques. L'objectif n'est pas de remplacer les méthodes invasives de mesure du DC, mais de trouver une solution non invasive pour les patients non critiqueusement malades chez qui il n'est pas indiqué d'effectuer un monitoring invasif. Ainsi, les appareils de mesure non invasifs de type bioréactance seraient complémentaires aux méthodes de mesure invasives déjà utilisées. Ils ne sont pas appelés à remplacer les normes, mais plutôt à guider la gestion de la volémie chez des patients non critiqueusement malades dans un contexte de ERAS et de thérapies ciblées qui se sont avérées bénéfiques pour la récupération postopératoire des patients.

Un registre de données de suivi de ces patients serait jumelé à ces interventions afin de pouvoir juger de leur efficacité et de leur innocuité pour des patients qui répondent aux critères de ERAS et de thérapie ciblée.

## 6 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Pour l'instant, rien ne nous permet de dire que la surveillance hémodynamique basée sur le principe de la bioréactance serait à privilégier dans les pratiques courantes du CHUM, en particulier lors de la prise en charge de patients dont l'état de santé est critique et dont la survie dépend grandement de la précision des paramètres de la surveillance hémodynamique.

Autrement dit, l'utilisation de cette technologie serait à déterminer selon la situation clinique du patient, pour laquelle des écarts de précision ne mettraient pas en danger le pronostic vital.

Des études supplémentaires sont nécessaires pour démontrer leur rôle dans l'amélioration de la qualité des soins, plus précisément dans les milieux de soins critiques et en chirurgie.

## 7 RÉFÉRENCES

1. Sander, M., E. Schneck, and M. Habicher, Management of perioperative volume therapy - monitoring and pitfalls. *Korean J Anesthesiol*, 2020. 73(2): p. 103-113.
2. Funcke, S., et al., Practice of hemodynamic monitoring and management in German, Austrian, and Swiss intensive care units: the multicenter cross-sectional ICU-CardioMan Study. *Ann Intensive Care*, 2016. 6(1): p. 49.
3. Shin, C.H., et al., Effects of Intraoperative Fluid Management on Postoperative Outcomes: A Hospital Registry Study. *Ann Surg*, 2018. 267(6): p. 1084-1092.
4. Braz, L.G., et al., Perioperative and anesthesia-related cardiac arrest and mortality rates in Brazil: A systematic review and proportion meta-analysis. *PLoS One*, 2020. 15(11): p. e0241751.
5. An, R., et al., Effect of anesthesia methods on postoperative major adverse cardiac events and mortality after non-cardiac surgeries: a systematic review and meta-analysis. *Minerva Anesthesiol*, 2017. 83(7): p. 749-761.
6. Braz, L.G., et al., Mortality in anesthesia: a systematic review. *Clinics (Sao Paulo)*, 2009. 64(10): p. 999-1006.
7. Pearse RM, A.G.P.f.t.B.e., Perioperative fluid therapy. *Bmj*; 344:e2865.
8. Mythen, M.G., et al., Perioperative fluid management: Consensus statement from the enhanced recovery partnership. *Perioper Med (Lond)*, 2012. 1: p. 2.
9. Thiele, R.H., et al., American Society for Enhanced Recovery (ASER) and Perioperative Quality Initiative (POQI) joint consensus statement on perioperative fluid management within an enhanced recovery pathway for colorectal surgery. *Perioper Med (Lond)*, 2016. 5: p. 24.
10. Thiele, R.H., et al., Correction to: American Society for Enhanced Recovery (ASER) and Perioperative Quality Initiative (POQI) joint consensus statement on perioperative fluid management within an enhanced recovery pathway for colorectal surgery. *Perioper Med (Lond)*, 2018. 7: p. 5.
11. Jones, J.G. and C.A. Wardrop, Measurement of blood volume in surgical and intensive care practice. *Br J Anaesth*, 2000. 84(2): p. 226-35.
12. Pearson, T.C., et al., Interpretation of measured red cell mass and plasma volume in adults: Expert Panel on Radionuclides of the International Council for Standardization in Haematology. *Br J Haematol*, 1995. 89(4): p. 748-56.
13. Funk, D.J., E. Jacobsohn, and A. Kumar, The role of venous return in critical illness and shock-part I: physiology. *Crit Care Med*, 2013. 41(1): p. 255-62.
14. Soga, Y., et al., Efficacy of fluid assessment based on intrathoracic impedance monitoring in patients with systolic heart failure. *Circ J*, 2011. 75(1): p. 129-34.
15. Spear, M. and K. Thurman, Real-Time Pressure Assessment and Monitoring With a Fluid Immersion Simulation Support Surface Show Clinical and Financial Benefits for Flap Management. *Plast Surg Nurs*, 2017. 37(1): p. 39-44.
16. Yu, S.J., et al., Assessment of fluid shifts of body compartments using both bioimpedance analysis and blood volume monitoring. *J Korean Med Sci*, 2006. 21(1): p. 75-80.

17. Singh, S., W.G. Kuschner, and G. Lighthall, Perioperative intravascular fluid assessment and monitoring: a narrative review of established and emerging techniques. *Anesthesiol Res Pract*, 2011. 2011: p. 231493.
18. Daimon, A., et al., Utility of Fluid Assessment Based on the Intrathoracic Impedance Monitoring in a Peripartum Woman with Heart Disease. *Int Heart J*, 2018. 59(2): p. 435-438.
19. Plurad, D.S., et al., Monitoring modalities and assessment of fluid status: A practice management guideline from the Eastern Association for the Surgery of Trauma. *J Trauma Acute Care Surg*, 2018. 84(1): p. 37-49.
20. Reid, J., et al., Improving the monitoring and assessment of fluid balance. *Nurs Times*, 2004. 100(20): p. 36-9.
21. Blanloeil Y, R.B., Régulation de la volémie. , in *Physiologie Humaine Appliquée*. 2006. p. 417-429.
22. Funk DJ, J.E., Kumar A., The role of venous return in critical illness and shock-part I: physiology, in *CritCare Med*.
23. Chopra, S., et al., Precision and consistency of the passive leg raising maneuver for determining fluid responsiveness with bioimpedance non-invasive cardiac output monitoring in critically ill patients and healthy volunteers. *PLoS One*, 2019. 14(9): p. e0222956.
24. Forget, P., Non-invasive fluid responsiveness monitoring: Patients selection considerations. *Saudi J Anaesth*, 2013. 7(3): p. 227-8.
25. Hahn, R.G., Y. Li, and J. Zdolsek, Non-invasive monitoring of blood haemoglobin for analysis of fluid volume kinetics. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2010. 54(10): p. 1233-40.
26. Lakhali, K., et al., Fluid challenge: tracking changes in cardiac output with blood pressure monitoring (invasive or non-invasive). *Intensive Care Med*, 2013. 39(11): p. 1953-62.
27. Keren, H., D. Burkhoff, and P. Squara, Evaluation of a noninvasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioimpedance. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2007. 293(1): p. H583-9.
28. Benomar, B., et al., Fluid responsiveness predicted by noninvasive bioimpedance-based passive leg raise test. *Intensive Care Med*, 2010. 36(11): p. 1875-81.
29. Raval, N.Y., et al., Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioimpedance technique. *J Clin Monit Comput*, 2008. 22(2): p. 113-9.
30. Nguyen, L.S. and P. Squara, Non-Invasive Monitoring of Cardiac Output in Critical Care Medicine. *Front Med (Lausanne)*, 2017. 4: p. 200.
31. Bland, J.M. and D.G. Altman, Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1986. 1(8476): p. 307-10.
32. Whiting, P.F., et al., QUADAS-2: a revised tool for the quality assessment of diagnostic accuracy studies. *Ann Intern Med*, 2011. 155(8): p. 529-36.
33. Shea, B.J., et al., AMSTAR is a reliable and valid measurement tool to assess the methodological quality of systematic reviews. *J Clin Epidemiol*, 2009. 62(10): p. 1013-20.
34. Saugel, B., et al., Noninvasive continuous cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine. *Br J Anaesth*, 2015. 114(4): p. 562-75.
35. Thiele, R.H., K. Bartels, and T.J. Gan, Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review. *Crit Care Med*, 2015. 43(1): p. 177-85.
36. Peeters Y, B.J., Mekeirele M, Et Al. , Hemodynamic monitoring: to calibrate or not to calibrate ? Part 1 - Calibrated techniques *Anesthesiol Intens Ther* 2015. 47:487-500.
37. Guy, C.P., Le monitoring en anesthésie cardiaque, in *Précis d'Anesthésie Cardiaque*, C. PG, Editor. 2008.
38. Joosten, A., et al., Accuracy and precision of non-invasive cardiac output monitoring devices in perioperative medicine: a systematic review and meta-analysis. *Br J Anaesth*, 2017. 118(3): p. 298-310.

39. Critchley, L.A. and J.A. Critchley, A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput*, 1999. 15(2): p. 85-91.
40. Marque, S., et al., Comparison between Flotrac-Vigileo and Bioreactance, a totally noninvasive method for cardiac output monitoring. *Crit Care*, 2009. 13(3): p. R73.
41. Squara, P., et al., Comparison of monitoring performance of Bioreactance vs. pulse contour during lung recruitment maneuvers. *Crit Care*, 2009. 13(4): p. R125.
42. Ling, H.Z., et al., Clinical validation of bioreactance for the measurement of cardiac output in pregnancy. *Anaesthesia*, 2020. 75(10): p. 1307-1313.
43. Peyton, P.J. and S.W. Chong, Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision. *Anesthesiology*, 2010. 113(5): p. 1220-35.
44. Curie, C.D.P.F.J.-J.H.P.e.M., Anatomie pathologique, Niveau PCEM2 2002 - 2003: p. 29/202.

## ANNEXES

## ANNEXE 1 – STRATÉGIE DE RECHERCHE DOCUMENTAIRE

---

### Stratégie de recherche sur PubMed

1. (hemodynamic OR haemodynamic) AND (measurement OR measure OR measured OR measuring OR monitor OR monitoring OR monitored OR monitors OR determined OR determination OR determining OR determine)
2. Noninvasive OR non-invasive OR "non invasive"
3. #1 AND #2
4. Pulse contour analysis OR pulse pressure analysis OR pulse contour OR pulse wave transit time OR pressure wave form analysis OR Finger cuff technology OR photoplethysmography OR bioimpedance OR impedance OR impedance cardiography OR impedance plethysmography OR bioactance OR regional impedance OR 3-dimensional impedance OR electrical velocimetry OR endotracheal bioimpedance OR oesophageal doppler OR esophageal doppler OR transoesophageal doppler OR transesophageal doppler OR transthoracic Doppler OR rebreathing fick OR carbon dioxide rebreathing
5. Cheetah OR Cardioscreen/Niccomo OR NCCOM 3 OR NICO
6. #3 OR #4 OR #5
7. Thermodilution OR thermodilutions OR transpulmonary thermodilution OR pulmonary blood flow OR pulmonary artery catheter OR Pulmonary Artery Catheterization OR Swan Ganz OR Swan-Ganz Catheterization OR PICCO OR PICCO2 OR Pulsioflex OR EV 1000 OR Volume view
8. #6 AND #7
9. Neonates OR neonate OR newborn OR newborns OR infants OR infant OR child OR children OR adolescent OR adolescence OR pediatric OR pediatrics OR paediatric OR paediatrics OR animals OR animal
10. #8 NOT #10
11. #8 AND (Adult OR Adults OR elder OR elderly)
12. #10 OR #11
13. Letter OR editorial OR news OR comment OR case reports OR review OR note OR conference
14. #12 NOT #13
15. #12 Filters: Publication date from 2000/01/01; French; English

## ANNEXE 2 – TABLEAU COMPARATIF DES MÉTHODES DE MESURE DU DÉBIT CARDIAQUE [37]

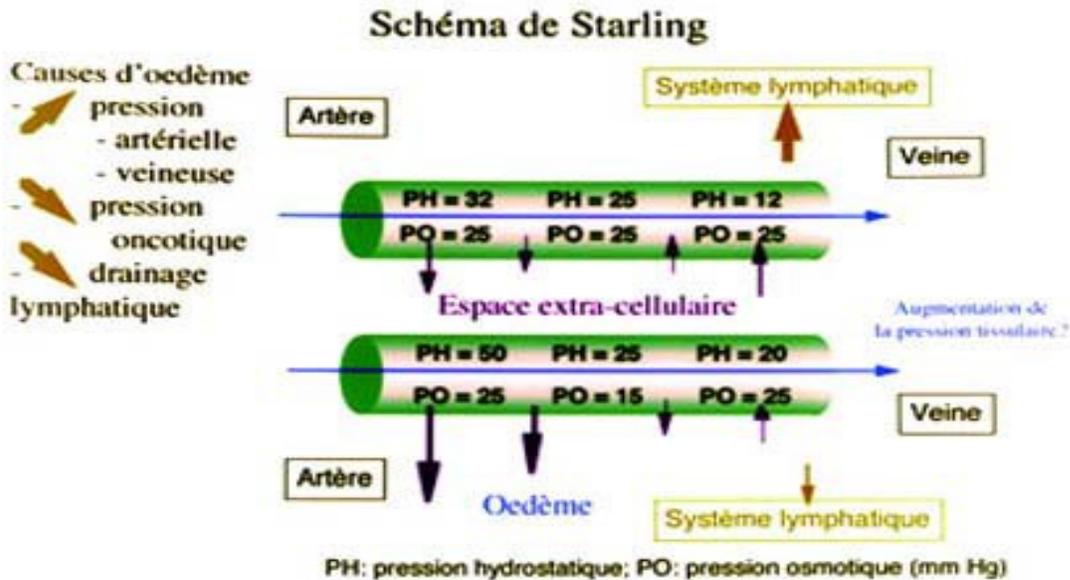
Comparaison des différentes méthodes d'évaluation du débit cardiaque

	Cath artériel	Voie centrale	Calcul DC	Etalonnage	Taux d'erreur	Particularités
Swan-Ganz	Non	Cathéter pulmonaire	Thermodilution pulmonaire	Mesure directe	Standard (< 12%)	PAP, PAPO, SvO <sub>2</sub> , RAS, RAP Invasif, complications
PiCCO, VolumeView	Cathéter fémoral* ΔPP	Voie centrale	S sous courbe artérielle	Thermodilution transpulmonaire (3-4 x f <sub>j</sub> )	10-20%	ΔVS, précharge, fonction ventricules Recalibrations néc.
LidCO	Cathéter standard ΔPP	Non	S sous courbe artérielle	Dilution transpulmonaire (Li)	46%	Injections lithium limitées Recalibrations néc.
FlowTrac/Vigileo	C standard ΔPP	Non	Algorithme	Non (algorithme)	48%	Peu fiable si RAS ↑ ou ↓, ou DC ↓
Systèmes non-invasifs (Nexfin, ProAQT, esCCO)	Non (pulsomètre) ΔPP	Non	Algorithme	Non (algorithme)	> 45%	Non fiables en-dehors des limites physiologiques
Doppler oesophagien	Non	Non	Doppler dans aorte descend	Non	40-50%	Sonde oesophagienne
NICO	Non	Non	Réinspiration partielle CO <sub>2</sub>	Non	35%	Patient intubé
Bio-impédance, bio-réactance	Non	Non	Δ impédance thoracique avec flux aorte	Non	45%	Electrodes cutanées

Notes:

\*: cathéter spécial. C: cathéter. ΔPP: variations respiratoires de la pression pulsée en continu. ΔVS: variations respiratoires du volume systolique. Li: lithium. S: surface. RAS: résistances artérielles systémiques. DC: débit cardiaque.

## ANNEXE 3 – LE SCHÉMA DE STARLING [44]



Deux segments de la microcirculation artériolo-capillaire sont représentés.

**En haut, la situation est normale.** La pression artériolaire (PH ou pression hydrostatique) qui tend à faire sortir les liquides du vaisseau vers le tissu est supérieure à la pression oncotique (PO), développée par les protéines sanguines, qui tend à faire entrer les liquides dans la lumière du vaisseau (à gauche de l'image). Cette situation est inversée dans le segment veineux (à droite de l'image). L'équilibre est obtenu : les échanges sont effectués sans excès de liquide dans le tissu.

**En bas, les conditions pathologiques susceptibles d'entraîner un œdème :** augmentation de la pression hydrostatique artériolaire ou veineuse, diminution de la PO (hypoprotéinémie), obstacle au retour lymphatique. Ces diverses conditions conduisent à un déséquilibre en faveur de la sortie des liquides de la lumière du vaisseau vers le tissu : œdème tissulaire.

## ANNEXE 4 – LA COURBE DE STARLING [44]

---

Courbes de Franck-Starling représentant l'impact des variations de la précharge sur le volume d'éjection systolique (VES) ventriculaire.

En 1 (hypovolémie), une variation donnée de la précharge (flèche 1) induit d'importantes variations du VES (flèche 2).

En 2 (normovolémie), une même variation de la précharge (flèche 3) induit de faibles variations du VES (flèche 4).

