



**HAL**  
open science

# Évaluation de la réponse au remplissage par le doppler carotidien au bloc opératoire du CHU de la Réunion

Roxane Roubertou

► **To cite this version:**

Roxane Roubertou. Évaluation de la réponse au remplissage par le doppler carotidien au bloc opératoire du CHU de la Réunion. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03550328

**HAL Id: dumas-03550328**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03550328v1>**

Submitted on 1 Feb 2022

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

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

**UNIVERSITE DE LA REUNION**

**UFR SANTE**

Année : 2021

N° : 2021LARE073M

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**Évaluation de la réponse au remplissage par le doppler  
carotidien au bloc opératoire du CHU de la Réunion**

Présentée et soutenue publiquement le *29/10/2021* à *18 h*  
à La Réunion

**Par Roxane ROUBERTOU**

**JURY**

**Président :**

**Madame la Professeure NOUETTE-GAULAIN Karine**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur WINER Arnaud**

**Monsieur le Docteur JABOT Julien**

**Monsieur le Docteur MOUSSA Mouhamed**

**Directeur de Thèse :**

**Monsieur le Docteur BONNET Corentin**

**Rapporteur de Thèse :**

**Monsieur le Professeur BIAIS Matthieu**

## TABLE DES MATIERES

RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE .....	2
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	5
INTRODUCTION .....	8
MATERIELS ET METHODES .....	13
<b>Statut de l'étude :</b> .....	13
<b>Sélection des participants :</b> .....	13
<b>L'anesthésie :</b> .....	14
<b>Modalité échographique du doppler carotidien</b> .....	15
<b>Doppler œsophagien</b> .....	16
<b>Autres mesures :</b> .....	17
<b>Objectif principal de l'étude :</b> .....	18
<b>Objectif principal :</b> .....	19
<b>Objectif secondaire :</b> .....	19
<b>Analyses statistiques :</b> .....	19
RESULTATS .....	22
<b>Analyses descriptives des données du doppler carotidien :</b> .....	23
<b>Etude de corrélation des mesures des doppler carotidien et œsophagien :</b> .....	27
DISCUSSION .....	31
CONCLUSION :.....	36
SOURCES : .....	37

## TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Algorithme de remplissage selon les RFE de la SFAR 2013 .....	14
Figure 2 : Résultat d'une échographie avec doppler pulsé carotidien.....	15
Figure 3 Schéma récapitulatif de l'étude et principales équations. ....	18
Figure 4 : Vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeurs après mini remplissage de 100 ml.....	25
Figure 5 : ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeurs après mini remplissage de 100 ml.....	25
Figure 6 : ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeurs après remplissage de 250 ml ...	25
Figure 7 : Vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 250 ml.....	25
Figure 8 : % d'augmentation de la vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 100 ml.....	26
Figure 9 : % d'augmentation de l'ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 100 ml.....	26
Figure 10 : % d'augmentation de la vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 250 ml .....	26
Figure 11 : % d'augmentation de l'ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 250 ml.....	26
Figure 12 : Relation entre les paramètres du doppler carotidien et ceux du doppler œsophagien après 250 ml de remplissage.. .....	27
Figure 13 : Relation entre les paramètres du doppler carotidien et ceux du doppler œsophagien après 100 ml de remplissage. ....	28
Figure 14 : Méthode de concordance de Bland-Altman du %Itv 250. ....	28
Figure 15 : Méthode de concordance de Bland-Altman du %Vc250.....	29
Figure 16 : Courbe ROC du %Itv250 et %Vc 250 .....	30
Figure 17 : Courbe ROC du %Itv100 et %Vc 100 .....	30
Tableau 1 : Tableau caractéristique de la population. ....	22
Tableau 2 : Comparaison "avant- après" des différents paramètres hémodynamiques, après remplissage de 250 ml.....	23

Tableau 3 : Tableau des mesures hémodynamiques. ....	24
Tableau 4 : Valeur diagnostic du %Itv250 et du %Vc250.....	30

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS**

ASA : American Society of Anesthesiology

AUC : Area Under the Curve

DC : Débit Cardiaque

FC : Fréquence cardiaque

F<sub>Tc</sub> : Correct Flow Time

IMC : Indice de Masse Corporelle

ITV : Intégral Temps Vitesse

ITV<sub>c</sub> : Intégral Temps Vitesse Carotidienne

ITV t100 : Intégral Temps Vitesse après 100 ml de remplissage par cristalloïdes

ITV t250 : Intégral Temps Vitesse après 250 ml de remplissage par cristalloïdes

% itv250 : Variation de l'Intégral Temps Vitesse carotidienne après 250 ml de remplissage par cristalloïdes

% itv100 : Variation de l'Intégral Temps Vitesse carotidienne après 100 ml de remplissage par cristalloïdes

LSA : Limite Supérieur d'Agrément

LIA : Limite Inférieur d'Agrément

PAD : Pression Arterielle Diastolique

PAM : Pression Arterielle Moyenne

PAS : Pression Arterielle Systolique

PEP : Pression Expiratoire Positive

POD : Pression Oreillette droite

PP : Pression Pulsée

$\Delta$ PP : Variation de la pression pulsée

Se : Sensibilité

Sp : Spécificité

R0 : patients répondeurs au remplissage vasculaire

R1 : Patients non répondeurs au remplissage vasculaire

ROC : Receiver Operating Characteristic

RV : Remplissage Vasculaire

SAo : Surface de la chambre de chasse aortique

SV : Stroke Volume = VES de l'aorte thoracique en doppler œsophagien

$\Delta$ SV : Variation de la VES aortique

VES : Volume d'Ejection Systolique

Vc : Vélacité maximal systolique du flux carotidien en doppler pulsé

Vc t100 : Vitesse systolique du flux carotidien après 100 ml de remplissage par cristalloïdes

Vc t250 : Vitesse systolique du flux carotidien après 250 ml de remplissage par cristalloïdes

%Vc250 : Variation de la Vitesse systolique carotidienne après 250 ml de remplissage par cristalloïdes

%Vc100 : Variation de la Vitesse systolique carotidienne après 100 ml de remplissage par cristalloïdes

Vd : Vitesse diastolique du flux carotidien en doppler pulsé

Vd t100 : Vitesse diastolique du flux carotidien après 100 ml de remplissage par cristalloïdes

Vd t250 : Vitesse diastolique du flux carotidien après 250 ml de remplissage par cristalloïdes

$\Delta V_{peak}$  : variation de la vitesse systolique du doppler carotidien

VPN : Valeur Prédictive Négative

VPP : Valeur Prédictive Positive

Vt : Volume courant

%Vfmax : Variation de la Vitesse systolique fémorale après remplissage par cristalloïdes

%ITVf : Variation de l'intégrale temps vitesse fémorale après remplissage par cristalloïdes

## INTRODUCTION

Dans les années 1950, Starling et Guyton étudient la réponse du débit cardiaque (DC) en fonction du retour veineux.

Les travaux de Guyton<sup>1</sup> sur des chiens, permettent de mettre en évidence les déterminants du DC. En étudiant la variation du DC chez des chiens aux caractéristiques hémodynamiques modifiés, il prouve son augmentation sous l'effet d'un remplissage vasculaire (RV) massif.

Son étude permet également de mettre en évidence les déterminants du retour veineux : la pression dans l'oreillette droite (POD) et la pression systémique statique.

Il démontre également que lorsque la POD s'approche de la pression systémique statique, le retour veineux ainsi que le DC sont nuls. Il introduit alors la notion de pression motrice et de précharge.

Les travaux de Frank et Starling<sup>2</sup> vont ensuite préciser les notions de précharge dépendance et indépendance en montrant que l'étirement des fibres d'actine et myosine en diastole permet une restitution de leur énergie en systole. Ainsi ils montrent que l'augmentation de la précharge augmente le volume d'éjection systolique (VES) via l'augmentation rapide de contraction et d'éjection ventriculaire. Néanmoins cette adaptation n'est pas illimitée, et lorsque la zone d'étirement maximale est atteinte, l'augmentation de la précharge n'est plus accompagnée d'une augmentation de la contraction ventriculaire, on parle alors de précharge indépendance.

L'anesthésie, aussi bien générale que locorégionale, est en elle-même pourvoyeuse de baisse du retour veineux et du DC par la vasodilatation qu'elle engendre. Cette baisse du DC peut avoir de nombreuses conséquences, notamment chez les patients les plus fragiles présentant des comorbidités, avec un niveau de tolérance aux épisodes d'hypoperfusion tissulaire, pour un organe donné, qui sera d'autant plus limité qu'il est préalablement le siège d'une dysfonction<sup>3,4</sup>.

S'y ajoutent des facteurs chirurgicaux, comme l'installation du patient ou le type de chirurgie, qui limitent également le retour veineux. On comprend donc bien l'importance de monitorer le DC en anesthésie afin d'éviter les complications post opératoires<sup>5,6</sup> en adaptant une réponse rapide aux variations hémodynamiques per opératoire.

A l'inverse, les effets délétères des RV successifs sont aussi bien connus<sup>7,8</sup>, réalisant une courbe de complications du remplissage en « U ».

Une étude récente réalisée auprès des anesthésistes nord américains (ASA) et européens (ESA) montre que 90 % des anesthésistes utilisent la pression artérielle invasive pour l'optimisation hémodynamique lors des chirurgies majeures<sup>9</sup>. Cependant, seulement 34 % d'entre eux monitorent le DC. Or au cours d'une hypovolémie, la pression artérielle peut être maintenue dans des valeurs normales grâce à des mécanismes de régulation, tandis que le DC chute<sup>10</sup>.

Pour cette raison, des recommandations ont été publiées par la SFAR en 2013<sup>11</sup>. Elles stipulent que pour les patients fragiles et/ou les chirurgies majeures, un RV en fonction du VES diminue la morbidité post opératoire, la durée de séjour<sup>12,13,14</sup> et la reprise alimentaire en chirurgie digestive<sup>15,16,17</sup>. Il est également recommandé de réévaluer le VES après toutes épreuves de RV de 200 – 250 ml de cristalloïdes. Pour les chirurgies mineures, le RV adapté permet de diminuer le recours aux antiémétiques avec une diminution des nausées vomissements post opératoires<sup>18</sup> et une diminution des morphiniques.

Pour nous aider dans la pratique quotidienne, de nombreux outils hémodynamiques<sup>19</sup> ont vu le jour. Ceux qui se prêtent particulièrement bien à l'anesthésie sont les outils non invasifs, avec des mesures facilement reproductibles et fiables. Il a été démontré que les indices les plus fréquemment utilisés, car facilement obtenus, comme la pression artérielle, la fréquence cardiaque (FC) ou la diurèse sont peu fiables. Ils sont faiblement corrélés au DC et dépendants de plusieurs autres facteurs. Les indices statiques invasifs, comme la pression veineuse centrale et la pression d'occlusion pulmonaire par cathétérisme de Swan Ganz ont montré leur inefficacité pour prédire la précharge dépendance des patients<sup>20,21,22,23</sup>.

A l'inverse, les indices dynamiques, telles que la variation respiratoire du VES ou de la pression pulsée (PP), basées sur l'interaction cœur poumon sous ventilation mécanique ont montré une bonne corrélation avec l'état de précharge dépendance que ce soit en réanimation ou en anesthésie<sup>24,25,26,27,28</sup>.

D'une part, ces mesures requièrent des conditions particulières, telles que : l'absence de ventilation spontanée, un rapport fréquence cardiaque/fréquence respiratoire > 3,6, une compliance thoraco-pulmonaire > 30 ml/cmH<sub>2</sub>O, un rythme sinusal et un volume courant d'au moins 8 ml.kg<sup>-1</sup> de poids théorique<sup>29,30</sup>. Ce dernier paramètre est ainsi en contradiction avec les recommandations concernant la ventilation mécanique protectrice.

Ensuite, ces mesures nécessitent la pose d'un cathéter artériel, ce qui n'est pas adapté pour l'anesthésie des chirurgies mineures et modérées.

La recherche d'outils moins invasifs est donc devenue un enjeu majeur pour l'étude de l'hémodynamique au bloc opératoire.

Les techniques ultra-sonographiques y sont bien adaptées. L'effet Doppler permet de calculer la distance parcourue par la colonne de sang durant chaque systole en fonction de la vitesse sanguine, appelé aussi intégrale temps vitesse (ITV). Pour rappel le DC est le produit du VES par la FC ( $DC = VES \times FC$ ). Le VES s'obtient quant à lui en multipliant l'ITV par la surface de la chambre de chasse aortique (SAo) ( $VES = ITV \times SAo$ ).

Les déterminants du DC sont les suivants :

- $ITV =$  hauteur de la colonne de sang déplacée dans l'aorte à chaque systole par analyse de l'enveloppe des vitesses de déplacement des globules rouges
- $SAo = (\pi \times \text{diamètre aortique}^2)/4$
- $VES = ITV \times SAo$
- $DC = VES \times FC$

L'échocardiographie, avec la variation de l'ITV sous aortique est un des gold standard pour diagnostiquer l'état de précharge dépendance. Elle peut être réalisée après un test de variation respiratoire, un test de levée de jambe passif ou un test de remplissage. Néanmoins, elle reste peu praticable en anesthésie devant l'accessibilité restreinte de l'aire cardiaque en per opératoire.

Le doppler œsophagien est un outil peu invasif, avec possibilité d'un monitoring continu du DC. La facilité, la rapidité et la reproductibilité des mesures, en font un outil de choix. Sa validité a été établie par plusieurs travaux en réanimation<sup>31,32,33,34</sup> et en anesthésie.

Il permet, au moyen d'une sonde de doppler continu introduite dans l'œsophage, de mesurer la vitesse sanguine en instantané dans l'aorte thoracique descendante. Le volume de sang déplacé à chaque systole dans l'aorte descendante est obtenu par le produit de la surface de section aortique et de la distance parcourue par la colonne de sang. Les limites de cet outil sont liées à son coût important, aux artefacts de l'ultrasonographie liés à l'utilisation du bistouri électrique par le chirurgien et aux erreurs de mesures liées aux mauvais positionnements de la sonde.

Toutefois, on peut s'affranchir en partie de ces erreurs par l'étude unique des variations de DC et de VES après un test de pré charge dépendance. Les mesures dynamiques ayant été validées pour le dépistage des patients pré charge dépendants sont :

- La variabilité respiratoire du débit aortique supérieure à 18 %

- La variabilité du débit aortique supérieure à 10 % lors d'une manœuvre de lever de jambes passif
- La variabilité du débit aortique supérieure à 10 % après un test de RV.

Les contre-indications du doppler œsophagien sont liées à son site d'insertion telles que les pathologies œsophagiennes, les troubles majeurs de l'hémostase, les traumatismes de la région faciale ou pharyngé, les malformations oropharyngées. La coarctation proximale de l'aorte, l'anévrisme ou malformation de l'aorte thoracique, sont des contre-indications liées aux erreurs des mesures par la production de vitesses turbulentes.

Pour pallier ces limites, tout en gardant le même principe, des études des doppler des artères périphériques tel que l'artère carotide, l'artère brachiale<sup>35</sup> et l'artère fémorale<sup>36</sup> ont été publiées.

L'intérêt majeur du doppler des troncs supra aortiques, en anesthésie est son accessibilité lors de la plupart des chirurgies. En effet, la région tête et cou est plus souvent accessible pour l'anesthésiste en per opératoire que la région du scarpin fémoral ou que la région thoracique pour une éventuelle échographie cardiaque.

La première étude introduisant l'utilité du doppler carotidien est l'étude de Blehar et al.<sup>37</sup> montrant l'évolution du « corrected flow time » (FTc) chez les patients déshydratés. L'outil utilisé, le FTc, était calculé par la formule  $ITV / \sqrt{FC}$ . Plusieurs autres études ont, par la suite, utilisé ce paramètre en montrant sa variation en fonction de la volémie des patients<sup>29,38</sup>.

Plus récemment, le FTc du doppler carotidien a montré une bonne efficacité pour prédire une réponse au RV, avec un air sous la courbe (AUC) de 0,88 dans l'étude de Barjaktarevic et al<sup>39</sup> et de 0,84 dans l'étude de Kim et al<sup>40</sup>. L'AUC, est l'aire sous la courbe de la courbe ROC, plus il est proche de 1, plus le test est fiable et permet une bonne discrimination entre deux valeurs.

La mesure de la variation de la vitesse systolique du doppler carotidien ( $\Delta V_{peak}$ ) semble également avoir des résultats prometteurs, pour la discrimination des patients précharge dépendant. Le  $\Delta V_{peak}$  est calculé en mesurant les vitesses systoliques maximales et minimales lors d'un cycle respiratoire. On peut ensuite le calculer par la formule suivante :

$$\Delta V_{peak} = 100 \times \frac{(maximum\ peak\ velocity - minimum\ peak\ velocity)}{[(maximum\ peak\ velocity + minimum\ peak\ velocity)/2]}$$

L'étude de Song et al.<sup>41</sup> montre une bonne corrélation du  $\Delta V_{\text{peak}}$  avec une augmentation de 11 % de celui-ci après un test de RV chez les patients précharge dépendant et une AUC de 0,85.

Le but de cette étude était de prouver la validité de l'ITV et de la vitesse systolique du doppler carotidien ( $V_c$ ) pour discriminer les patients répondant au remplissage, en ventilation mécanique invasive, au bloc opératoire de chirurgie générale.

## MATERIELS ET METHODES

### Statut de l'étude :

L'étude prospective observationnelle s'est déroulée entre Août 2019 et Novembre 2019, au bloc opératoire du Centre hospitalier universitaire de Saint-Pierre, La Réunion, France.

Le comité de protection des personnes Sud-Ouest et Outre-Mer a étudié et approuvé le processus de l'étude (référence DC 2015/137). De plus les patients étaient informés par oral et par écrit de l'étude la veille de leur opération lors d'une visite pré-anesthésique. Un support papier détaillant le type d'étude leur était donné, le consentement était recueilli par oral le jour de l'intervention.

### Sélection des participants :

Tous les patients de plus de 18 ans, ayant une opération programmée sous anesthésie générale et ventilation mécanique invasive, au bloc opératoire de Saint-Pierre étaient inclus après avoir accepté leur participation dans l'étude.

Les critères d'exclusion de l'étude étaient les patients avec des pathologies œsophagiennes telles qu'œsophagites, tumeurs, varices, diverticules, méga-œsophage.

Les patients ayant eu une chirurgie œsogastrique récente ou programmée pour ce type de chirurgie étaient également exclus de l'étude.

Enfin les patients avec antécédent de sténose carotidienne  $> 70\%$ , ou la découverte d'une sténose  $> 70\%$  pendant l'étude, ainsi que les patients programmés pour une chirurgie carotidienne étaient également exclus.

## L'anesthésie :

Les modalités de l'induction anesthésique étaient laissées à la discrétion de l'anesthésiste en salle. Les patients étaient ventilés en ventilation contrôlée avec un volume courant entre 6 ml/kg et 7 ml/kg de poids théorique. La pression expiratoire positive (PEP) était titrée selon les besoins du patient et selon la tolérance hémodynamique tout en gardant un objectif de pression de plateau < 28 cmH<sub>2</sub>O. La PEP n'était pas modifiée lors de l'intervention (sauf si nécessité pour la ventilation). La fréquence respiratoire était ajustée pour un objectif de fraction expirée de CO<sub>2</sub> entre 35 et 45 mmHg (qui était mesurée en continue par un capnographe). Les besoins en vasopresseurs étaient évalués librement par l'anesthésiste en fonction des données du doppler œsophagien.

Un RV systématique de 250 ml de cristalloïde était effectué à au moins 15 min de l'induction et 10 min de toutes injection de vasopresseurs, lors d'une phase de stabilité hémodynamique.

D'autres RV étaient réalisés selon le protocole issu de la recommandation SFAR de 2013, (Figure 1). Lors d'une diminution du VES au doppler œsophagien de 10 %, par rapport au VES initial, un nouveau test de RV était effectué. Plusieurs mini RV pouvaient donc être effectués chez un même patient lors d'une même anesthésie générale.

Aucun colloïde n'a été utilisé pendant l'étude.

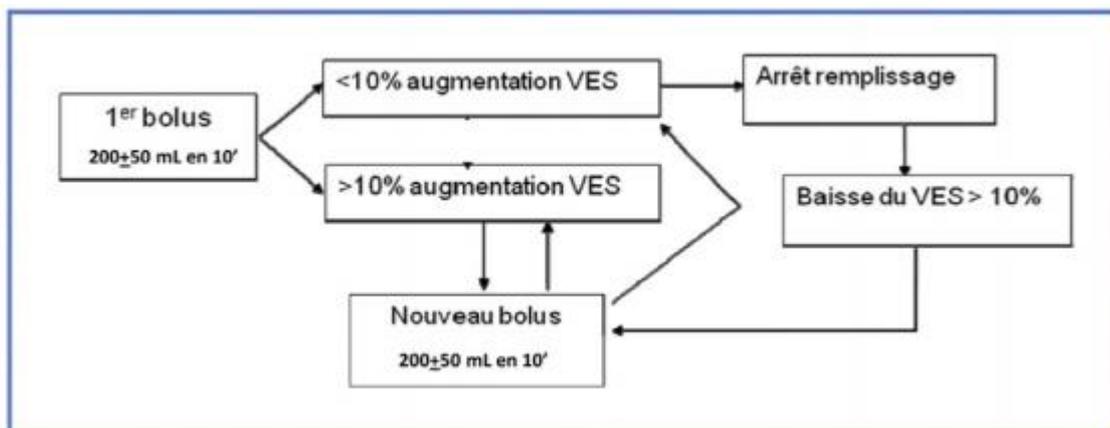


Figure 1 : Algorithme de remplissage selon les RFE de la SFAR 2013 « Stratégie du remplissage vasculaire périopératoire »

## Modalité échographique du doppler carotidien

Les mesures échographiques étaient réalisées par l'appareil de la marque *GEE*, modèle *Logic-e* avec une sonde linéaire aux fréquences de 5-10 MHz. Une des carotides communes devait être visualisée dans son grand axe, en mode B, les mesures étaient effectuées 1 cm en dessous du bulbe carotidien. L'angle  $\theta$  formé par la direction du tir doppler et l'axe du vaisseau devait être le plus petit possible et inférieur à  $60^\circ$ .

Une correction d'angle était effectuée pour obtenir le vecteur vitesse dans l'axe de la lumière du vaisseau.

Il était réalisé à l'aide du Doppler pulsé, les mesures de l'intégrale temps vitesse carotidienne (ITVc), de la vitesse systolique ( $V_c$ ) et de la vitesse diastolique ( $V_d$ ). L'ITVc était calculée par contour de l'enveloppe spectrale jusqu'à la fin de l'onde dicrote diastolique et par détection automatique des contours sur notre appareil. Les mesures étaient répétées pour obtenir le meilleur spectre d'ITV. La Figure 2 montre un exemple de mesure.

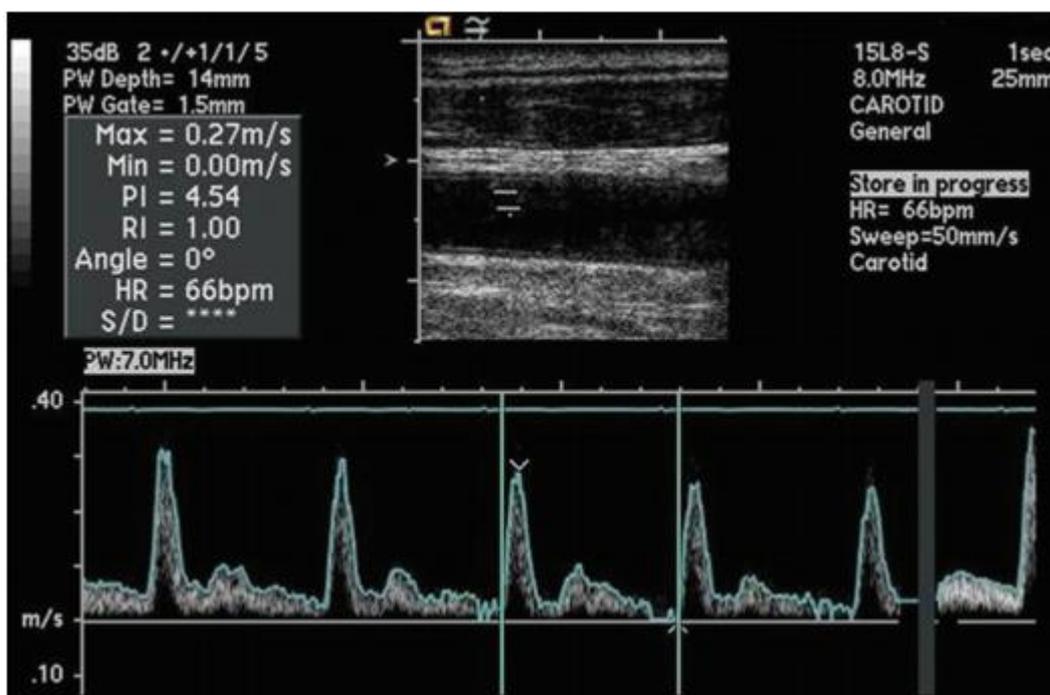


Figure 2 : Résultat d'une échographie avec doppler pulsé carotidien. Vitesse systolique et ITV (non affiché ici) calculées par détection automatique des contours.

Les patients étaient placés en décubitus dorsal, une première mesure était prise 15 min après le début de l'anesthésie générale (ITV t0, Vc t0, Vd t0). Une deuxième mesure était réalisée après un mini remplissage de 100 ml de cristalloïdes (ITV t100, Vc t100, Vd t100) puis une troisième après 150 ml de remplissage en plus (soit un total de 250 ml de cristalloïdes) (ITV t250, Vc t250, Vd t250).

Les mesures étaient effectuées par le même opérateur.

Le pourcentage de modification de l'ITVc et de Vc ont été calculé après 250 ml et 100 ml de remplissage (respectivement % itv250, % itv100, % Vc250 et % Vc100). Le pourcentage de modification d'une mesure était calculé selon la formule suivante :

$$\% \text{ de modification} = (\text{mesure après remplissage} - \text{mesure initiale}) / \text{mesure initiale} \times 100$$

### Doppler œsophagien

Le doppler œsophagien, du modèle *Cardio Q*®, était introduit par la bouche à la fin de l'induction anesthésique. La profondeur d'insertion était estimée à l'avance en mesurant la distance qui sépare les arcades dentaires du patient de la région située entre le 3<sup>ème</sup> espace et 5<sup>ème</sup> espace intercostal.

La profondeur et l'orientation de la sonde dans l'œsophage étaient ajustées par la qualité du signal obtenu sur l'écran. Le signal optimal était obtenu lorsqu'étaient combinés la meilleure enveloppe spectrale, le meilleur contour, l'intensité sonore maximale, associée à la vitesse maximale.

Le gain était utilisé pour majorer la visualisation de l'enveloppe. Le filtre était systématiquement ajouté afin de diminuer les artéfacts liés aux bruits de mouvements des parois vasculaires.

L'appareil utilisé (type *Cardio Q*®) estime le diamètre de l'aorte thoracique descendante grâce aux abaques en fonction de l'âge, du sexe, du poids et de la taille.

L'opérateur relevait les mesures du doppler œsophagien dans le même temps que celui du doppler carotidien, c'est-à-dire à distance de l'induction anesthésique, après un remplissage de 100 ml puis 250 ml de cristalloïdes.

Les mesures relevées étaient le volume d'éjection systolique (SV) et le débit cardiaque (DC).

Comme pour le doppler carotidien, un pourcentage de modification du SV était calculé après 100 ml et 250 ml de remplissage.

Les patients étaient considérés comme pré charge dépendant lorsque le volume d'éjection systolique obtenu par mesure du doppler œsophagien augmentait de 10 % après RV de 250 ml de cristalloïdes.

Un nouveau test de RV était effectué lorsque la valeur du VES diminuait de plus de 10 %.

#### **Autres mesures :**

D'autres données étaient également collectées telles que le poids, la taille, l'index de masse corporelle (IMC), le sexe et l'âge de l'individu. La notion d'antécédents d'hypertension artérielle, et le score American Society of Anesthesiology (ASA). Les données sur la ventilation mécanique étaient également consignées telles que le volume courant ( $V_t$ ) et la PEP. Un total des doses de vasopresseurs telles que la noradrénaline, l'éphédrine, la phényléphrine était réalisé en fin d'intervention.

Enfin les données paracliniques telles que la FC, la pression artérielle systolique (PAS), la pression artérielle diastolique (PAD) et la PP aux 3 différents temps de mesures ont également été colligées. La **Figure 3** synthétise le protocole de l'étude. Ci-dessous les équations des différentes mesures.

$$PP = PAS - PAD$$

$$\% SV_{250} = \frac{SV_{t250} - SV_{t0}}{SV_{t0}} * 100$$

$$\% Itv_{250} = \frac{Itv_{t250} - Itv_{t0}}{Itv_{t0}} * 100$$

$$\% Vc_{250} = \frac{Vc_{t250} - Vc_{t0}}{Vc_{t0}} * 100$$

$$\% Itv_{100} = \frac{Itv_{t100} - Itv_{t0}}{Itv_{t0}} * 100$$

$$\% Vc_{100} = \frac{Vc_{t100} - Vc_{t0}}{Vc_{t0}} * 100$$

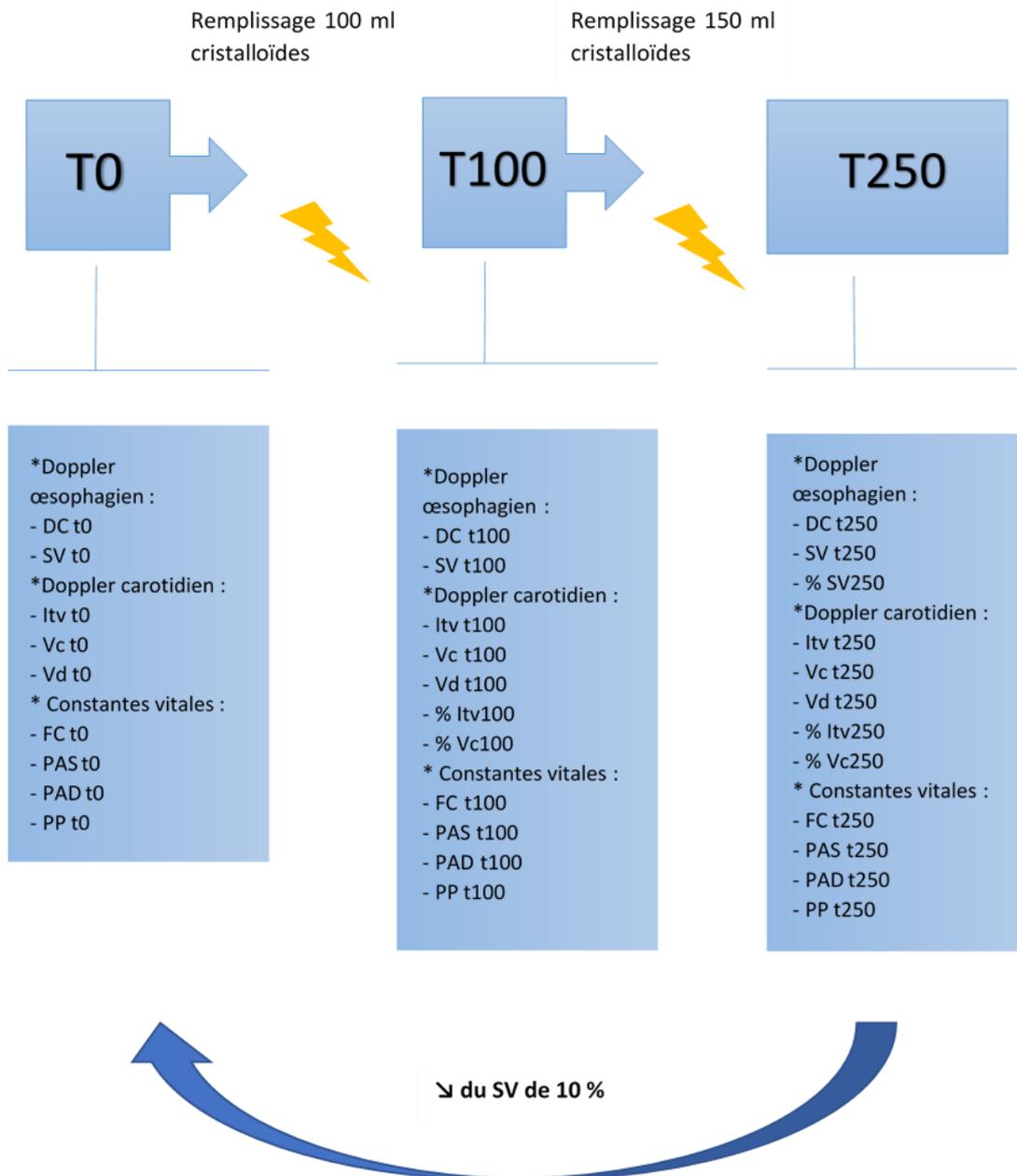


Figure 3 Schéma récapitulatif de l'étude et principales équations. DC : débit cardiaque. SV : VES aorte thoracique. ITV : intégrale temps vitesse. Vc : Vitesse systolique carotidienne. Vd : Vitesse diastolique carotidienne. FC : fréquence cardiaque. PAS : Pression artérielle systolique. PAD : pression artérielle diastolique. PP : pression pulsée. %Itv : % d'augmentation de l'ITV. % Vc : pourcentage d'augmentation de la vitesse systolique. %SV : % d'augmentation du VES

### **Objectif principal :**

L'objectif principal de l'étude était d'étudier les performances de deux indices dérivés du doppler carotidien (pourcentage d'augmentation de l'ITV (% itv250) et de la vitesse systolique carotidienne (% Vc 250)) dans le diagnostic de la réponse à un remplissage, défini par une augmentation du VES de l'aorte thoracique descendante par doppler œsophagien (SV) de plus de 10% après une expansion volémique par 250 ml de cristalloïdes.

### **Objectif secondaire :**

D'autres paramètres ont été évalués : la corrélation statistique entre les valeurs du doppler œsophagien (SV) et les paramètres du doppler carotidien (ITVc et Vc) et leur évolution avant et après un RV de 250 ml de cristalloïdes.

La capacité des indices dérivés du doppler carotidien à prédire la réponse au remplissage par un mini remplissage de 100mL de cristalloïde (%itv100 et %Vc100) était également évaluée.

### **Analyses statistiques :**

Des précédentes études ont montré que la courbe l'AUC du FIC par doppler carotidien est de 0,82 pour déterminer une réponse au remplissage. Nous avons fait l'hypothèse que l'AUC de l'ITV carotidienne serait au moins supérieure à 0,75. En prenant comme hypothèse nulle un AUC de 0,5, le test unilatéral a montré que 30 participants étaient nécessaires avec une puissance de 90 %, en assumant une erreur de type alpha de 0,05.

Les variables quantitatives sont exprimées en médiane devant le faible effectif, celle qualitatives en pourcentage.

Dans un premier temps, nous avons comparé la concordance des mesures du doppler carotidien à une méthode de référence, le doppler œsophagien. Pour cela, la distribution des valeurs de l'ITV et de la Vc était comparée au VES du doppler œsophagien.

La normalité de la distribution des données a été évaluée par les tests de Shapiro-Wilk et Kolmogorov-Smirnov. Ces données sont présentées sous la forme de moyenne avec écart type si la distribution est gaussienne ou de médiane et quartile à 25% et 75% en cas de distribution non gaussienne. L'analyse de la concordance des mesures a été réalisée par la méthode de Bland et Altman<sup>42</sup> permettant d'estimer le biais et les limites d'agrément définies comme  $\pm 1,96$  écart type (LSA pour limite supérieur d'agrément et LIA pour limite inférieure d'agrément).

La corrélation entre les variations des paramètres du doppler carotidien et du VES œsophagien était déterminée par le coefficient de corrélation de Pearson et la méthode de régression linéaire statistique. Le coefficient de corrélation de Pearson est la mesure de la corrélation linéaire entre deux variables. C'est un nombre compris entre -1 et 1; 0 représente une absence de corrélation. Toutefois une valeur de 0 ne veut pas dire que les deux variables ne sont pas liées, seulement qu'elles ne sont pas liées linéairement.

De plus, les variations de l'ITV, ainsi que ceux des paramètres cliniques et hémodynamiques après remplissage vasculaire ont été calculé par la méthode de Paired Welsh avec une méthode de calcul « avant-après ». Elle a également été comparé à celle du doppler œsophagien grâce aux diagrammes en Bloc Pot. Cette représentation graphique permet d'étudier la capacité qu'ont deux méthodes à détecter des variations en tenant compte du sens de cette variation.

Dans un second temps, nous avons évalué si les paramètres mesurés par le doppler carotidien permettaient de prédire la réponse au RV. Les vrais répondeurs étaient définis par une augmentation de 10 % du SV.

Les paramètres hémodynamiques étaient comparés, entre répondeurs et non répondeurs, par un test de Fisher en cas de distribution gaussienne et par un test de Mann Withney dans le cas contraire. La surface sous la courbe ROC était déterminé pour chaque paramètre retenu. La sensibilité (Se) et la spécificité (Sp), ainsi que les valeurs prédictives positives (VPP) et négatives (VPN) étaient calculées pour le seuil retenu. Les rapports de vraisemblance positifs (LR+) et négatifs (LR-) étaient également calculés. L'indice de Youden<sup>43</sup> (Se + Spe -1) était calculé pour chaque valeur seuil potentielle et permettait de retenir la valeur seuil pour laquelle l'indice de Youden était maximum. Une zone grise a été calculée selon la méthode de Coste<sup>44</sup>. Cette zone comprend les variables pour lequel il est difficile de conclure sur la réponse au remplissage. Elle était définie par les valeurs ayant une sensibilité inférieure à 90 % ou une spécificité inférieure à 90 %. La zone grise a été calculé pour les mesures du doppler carotidien après 100 ml et 250 ml. Les analyses statistiques ont été réalisé par le logiciel p-value [https://stats.pvalue.io/app\\_direct/stats/](https://stats.pvalue.io/app_direct/stats/) et le logiciel SPSS d'IBM.

## RESULTATS

Entre aout 2019 et novembre 2019, 30 patients ont été inclus dans l'étude avec au total 58 mesures réalisées. Aucun patient n'a été exclu de l'étude. Certains patients ont reçu plusieurs RV pendant la chirurgie selon le protocole de la SFAR. La moyenne des mesures par patient était de 1,6 avec au maximum 4 mesures pour un patient. Les patients ayant reçu plusieurs tests de remplissage étaient caractérisés comme répondeurs ou non selon la réponse à la première épreuve de remplissage.

Parmi les 30 patients, 21 (70 %) étaient répondeurs, 9 (30 %) non répondeurs au remplissage. Sur les 58 mesures, 20 ont été classé « non-répondeur » (R0), soit 34 % des mesures ; tandis que pour 38, soit 66 % des mesures, on obtenait une réponse au remplissage (R1). La population comprenait des patients âgés de 19 à 81 ans, avec une prédominance de femmes. Les caractéristiques des patients répondeurs ou non sont comparables et figurent dans le [Tableau 1](#).

	Tous (n=30)	R 0 (n = 9)	R 1 (n = 21)	n	p
Age (années)	51.5 [42.5; 61.0]	48.0 [45.0; 58.0]	53.0 [42.0; 61.0]	30	0.45 <sup>a</sup>
ASA, n	2.00 [1.00; 3.00]	2.00 [1.00; 2.00]	2.00 [2.00; 3.00]	30	0.082 <sup>a</sup>
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	28.4 [24.9; 34.4]	32.0 [25.0; 33.6]	27.2 [24.8; 34.6]	30	0.8 <sup>a</sup>
Éphédrine (mg)	0 [0; 8.25]	0 [0; 6.00]	0 [0; 9.00]	30	1 <sup>a</sup>
Néosynéphrine (µg)	0 [0; 0]	0 [0; 0]	0 [0; 100]	30	0.1 <sup>a</sup>
Noradrénaline (µg)	0 [0; 0]	0 [0; 0]	0 [0; 0]	30	0.73 <sup>a</sup>
PEP (mmHg)	5.00 [5.00; 6.00]	6.00 [5.00; 6.00]	5.00 [5.00; 6.00]	30	0.65 <sup>a</sup>
Vt (ml)	420 [400; 425]	425 [420; 425]	400 [380; 425]	30	0.12 <sup>a</sup>
HTA, n (%)					
Oui	19 (63%)	6 (67%)	13 (62%)	19	1 <sup>b</sup>
Non	11 (37%)	3 (33%)	8 (38%)	11	-
Sexe, n (%)					
Femme	20 (67%)	4 (44%)	16 (76%)	20	0.12 <sup>b</sup>
Homme	10 (33%)	5 (56%)	5 (24%)	10	-

Tableau 1 : Tableau caractéristique de la population. Les valeurs sont exprimées en médiane +/- écart type. R0 = patients non répondeurs. R1 : patients répondeurs. ASA : score de l'American Society of Anesthesiologists. IMC : indice de masse corporelle. PEP : Pression expiratoire positive. Vt : volume courant. HTA : hypertension artérielle  
- <sup>a</sup> Mann-Whitney test- <sup>b</sup> Fisher test

## Analyses descriptives des données du doppler carotidien :

De façon générale, lorsque que l'on étudie la variation des paramètres indépendamment du groupe auquel il appartient, on constate que le SV œsophagien, l'ITV, la vitesse systolique et diastolique carotidiennes augmentent significativement avant et après remplissage avec un delta de respectivement + 9.52 ml ; + 1.98 cm/s ; + 4.18 cm/s et + 3.66 cm/s. La fréquence cardiaque quant à elle diminue significativement ( Tableau 2).

	<i>avant (n = 58)</i>	<i>après (n = 58)</i>	<i>Δ moyenne</i>	<i>n</i>	<i>p</i>
<i>FC</i>	74.5 [68.2; 80.0]	72.5 [62.8; 77.0]	-2.59	58	<b>&lt;0.01<sup>a</sup></b>
<i>PAS</i>	110 [97.2; 121]	108 [100; 121]	0.448	58	0.88 <sup>a</sup>
<i>PAD</i>	61.0 [56.2; 68.8]	60.0 [55.0; 68.5]	-1.84	58	0.3 <sup>a</sup>
<i>PP</i>	46.5 [40.0; 54.5]	47.5 [42.2; 58.5]	2.29	58	0.12 <sup>a</sup>
<i>DC</i>	5.00 [4.03; 5.68]	5.25 [4.00; 6.27]	0.295	58	0.055 <sup>a</sup>
<i>Sv</i>	67.5 [51.8; 82.0]	75.5 [64.0; 88.0]	9.52	58	<b>&lt;0.001<sup>a</sup></b>
<i>Itv</i>	8.10 [6.64; 14.0]	10.4 [8.48; 14.6]	1.98	58	<b>0.041<sup>a</sup></b>
<i>Vc</i>	38.1 [30.8; 50.8]	40.6 [34.6; 53.2]	4.18	58	<b>0.015<sup>a</sup></b>
<i>Vd</i>	21.8 [19.1; 30.3]	25.4 [20.9; 35.2]	3.66	58	<b>&lt;0.001<sup>a</sup></b>

Tableau 2 : Comparaison "avant- après" des différents paramètres hémodynamiques, après remplissage de 250 ml. FC = fréquence cardiaque, PAS = pression artérielle systolique, PAD = pression artérielle diastolique, PP = pression pulsée, DC = débit cardiaque, SV = VES œsophagien, Itv = ITV carotidienne, Vc = vitesse systolique carotidienne, Vd = vitesse diastolique carotidienne. <sup>a</sup> Paired Welch test

Les paramètres vitaux usuels obtenus sans monitoring invasif, tels que la FC, la pression artérielle qu'elle soit systolique, diastolique ou pulsée n'étaient pas différents dans les deux groupes. Il en était de même pour les différents paramètres hémodynamiques à l'instant initial. Seule l'ITVc est significativement plus basse dans le groupe non répondeur avant RV.

Après RV, les données du DC, du VES, du pourcentage d'augmentation de l'ITV et de la vitesse systolique carotidienne sont statistiquement différents entre le groupe répondeur et non répondeur. L'ensemble des données sont regroupées dans le Tableau 3.

	<i>R 0</i> ( <i>n</i> = 20)	<i>R 1</i> ( <i>n</i> = 38)	<i>n</i>	<i>p</i>
Constantes vitales				
<i>FC t0</i>	73.5 [64.0; 80.0]	75.5 [69.0; 82.0]	58	0.4 <sup>a</sup>
<i>FC t100</i>	72.5 [65.5; 79.0]	72.5 [68.0; 77.8]	58	0.88 <sup>a</sup>
<i>FC t250</i>	72.0 [62.0; 76.2]	73.5 [66.0; 77.8]	58	0.57 <sup>a</sup>
<i>PAD t0</i>	63.0 [58.0; 66.5]	60.0 [54.5; 69.0]	58	0.55 <sup>a</sup>
<i>PAD t100</i>	62.0 [58.8; 64.2]	57.5 [54.0; 67.0]	58	0.52 <sup>a</sup>
<i>PAD t250</i>	60.0 [56.5; 69.0]	60.0 [55.0; 65.8]	58	0.76 <sup>a</sup>
<i>PAS t0</i>	112 [100; 121]	110 [95.5; 125]	58	0.72 <sup>a</sup>
<i>PAS t100</i>	108 [95.2; 120]	109 [102; 119]	58	0.61 <sup>a</sup>
<i>PAS t250</i>	110 [100; 119]	108 [100; 122]	58	0.59 <sup>a</sup>
<i>PP t0</i>	46.5 [42.2; 55.0]	46.0 [38.5; 52.8]	58	0.91 <sup>a</sup>
<i>PP t100</i>	45.5 [38.8; 56.5]	48.5 [41.2; 57.5]	58	0.3 <sup>a</sup>
<i>PP t250</i>	46.5 [40.8; 51.8]	48.0 [44.0; 59.8]	58	0.39 <sup>a</sup>
Paramètres doppler œsophagien				
<i>DC t0</i>	5.00 [4.00; 5.78]	5.00 [4.35; 5.50]	58	0.89 <sup>a</sup>
<i>DC t100</i>	4.75 [3.77; 5.17]	5.35 [4.43; 5.95]	58	0.08 <sup>a</sup>
<i>DC t250</i>	4.10 [3.08; 4.95]	5.75 [5.03; 6.45]	58	<0.01 <sup>a</sup>
<i>Sv t0</i>	71.0 [46.5; 82.8]	63.0 [54.2; 80.2]	58	0.48 <sup>a</sup>
<i>Sv t100</i>	64.0 [49.0; 78.8]	73.5 [62.5; 84.0]	58	0.18 <sup>a</sup>
<i>Sv t250</i>	65.0 [49.2; 76.2]	82.0 [68.5; 93.5]	58	0.012 <sup>a</sup>
%SV100	0 [-10.9; 4.41]	14.2 [7.54; 18.3]	58	<0.001 <sup>a</sup>
%SV250	-1.11 [-9.86; 6.01]	21.7 [15.9; 30.2]	58	<0.001 <sup>a</sup>
Paramètres doppler carotidien				
<i>Itv t0</i>	9.85 [7.90; 20.2]	7.60 [6.22; 11.5]	58	0.038 <sup>a</sup>
<i>Itv t100</i>	10.2 [8.02; 13.3]	9.56 [7.50; 12.8]	58	0.5 <sup>a</sup>
<i>Itv t250</i>	9.05 [7.75; 17.7]	10.6 [9.12; 12.8]	58	0.68 <sup>a</sup>
<i>Vc t0</i>	38.1 [30.1; 54.0]	37.3 [31.3; 47.7]	58	0.84 <sup>a</sup>
<i>Vc t100</i>	44.1 [31.7; 50.0]	41.2 [34.3; 53.9]	58	0.42 <sup>a</sup>
<i>Vc t250</i>	38.2 [31.8; 51.5]	43.0 [36.3; 56.6]	58	0.28 <sup>a</sup>
<i>Vd t0</i>	21.9 [16.7; 35.1]	21.8 [19.7; 27.4]	58	0.83 <sup>a</sup>
<i>Vd t100</i>	22.8 [18.3; 32.1]	25.6 [22.2; 33.3]	58	0.39 <sup>a</sup>
<i>Vd t250</i>	22.3 [20.3; 32.8]	25.9 [21.7; 35.2]	58	0.31 <sup>a</sup>
%itv100	-1.47 [-21.1; 17.0]	15.6 [8.59; 22.1]	58	0.018 <sup>a</sup>
%itv250	1.27 [-16.0; 13.3]	34.5 [12.6; 69.1]	58	<0.001 <sup>a</sup>
%Vc100	-1.14 [-19.5; 18.5]	8.94 [1.15; 18.9]	58	0.1 <sup>a</sup>
%Vc250	3.85 [-11.8; 9.45]	11.0 [-0.280; 25.7]	58	0.028 <sup>a</sup>

Tableau 3 : Tableau des mesures hémodynamiques. Les valeurs sont exprimées en médiane +/- écart type. R0 = patients non répondeurs. R1 : patients répondeurs. a Mann-Whitney test

L'augmentation des paramètres statiques tels que l'ITV et la Vc et des paramètres dynamiques tels que le %ITV et le %Vc est représentée par des diagrammes en Bloc Pot, en fonction du type de remplissage et en comparant les répondeurs et les non répondeurs (Figure 4 à Figure 10).

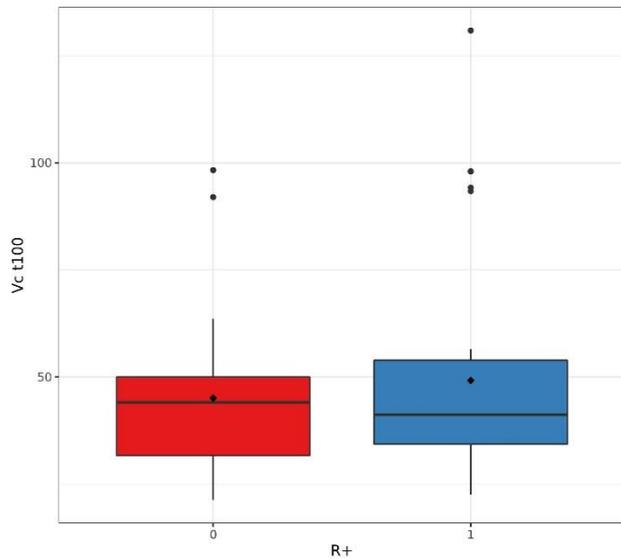


Figure 4 : Vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeurs après mini remplissage de 100 ml

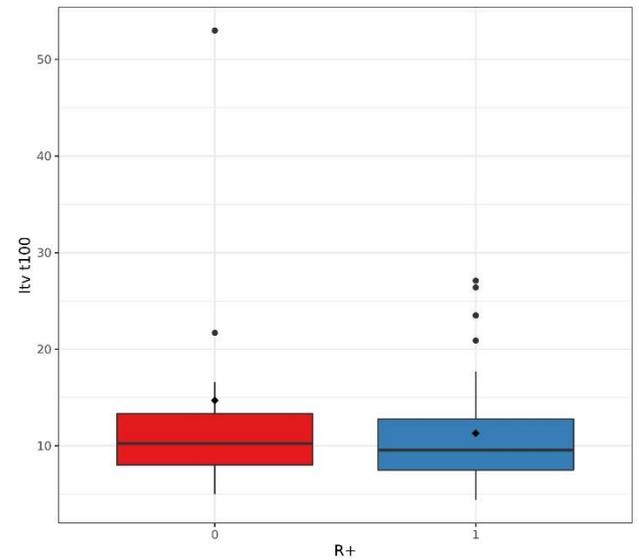


Figure 5 : ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeurs après mini remplissage de 100 ml

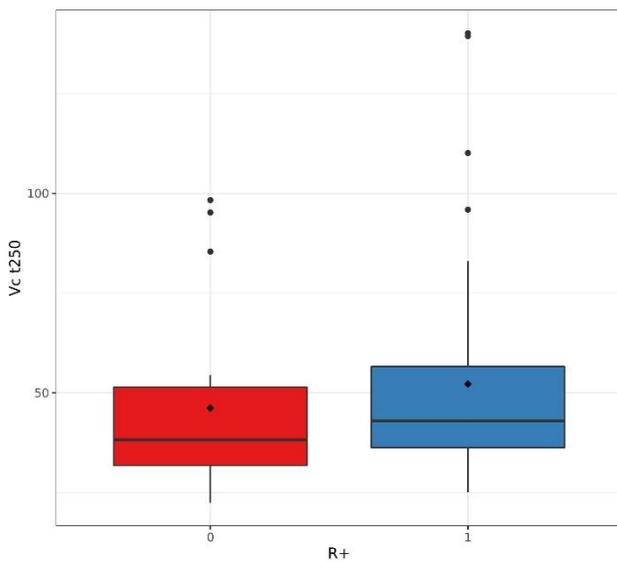


Figure 7 : Vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs (R1) et non répondeur (R0) après remplissage de 250 ml

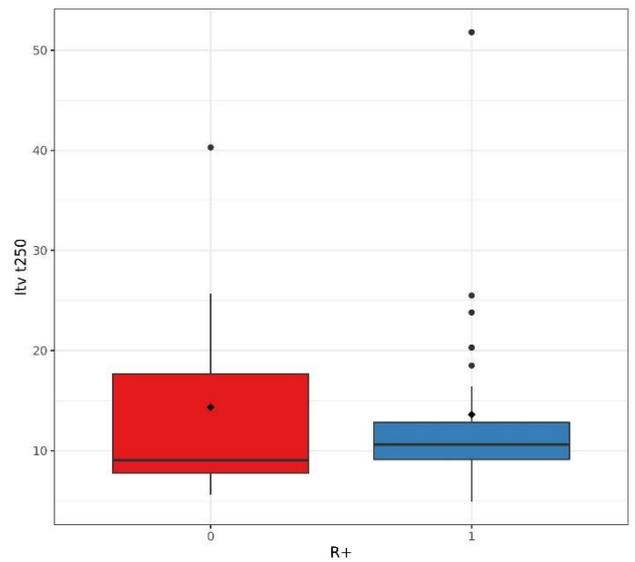


Figure 6 : ITV carotidien chez les répondeurs et non répondeurs après remplissage de 250 ml

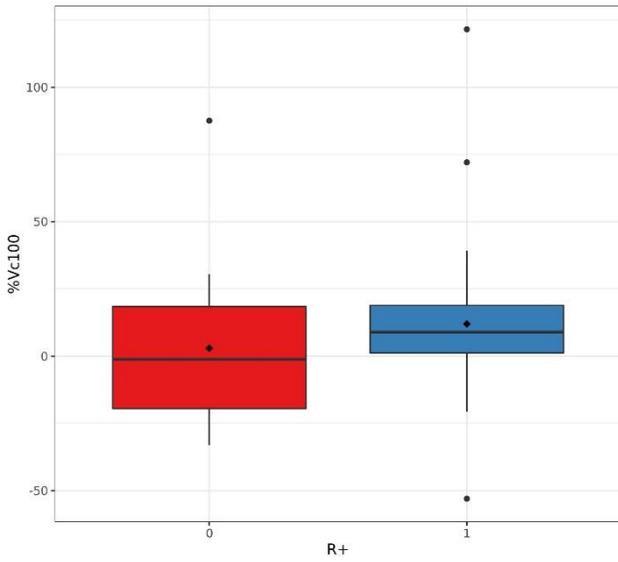


Figure 8 : % d'augmentation de la vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs (R1) et non répondeur (R0) après remplissage de 100 ml

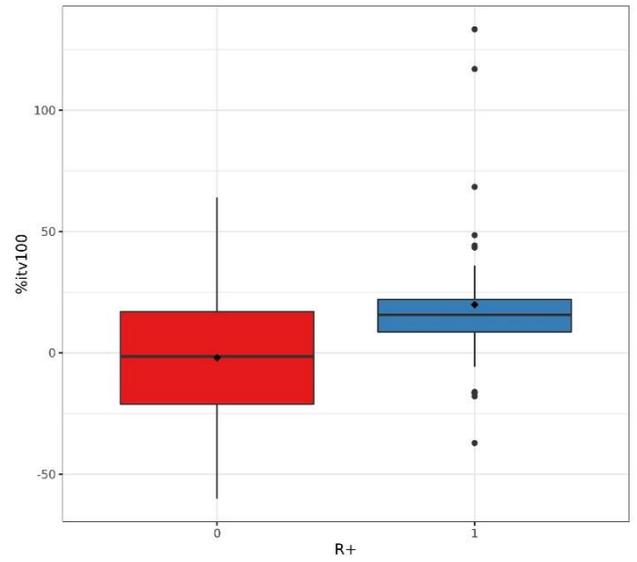


Figure 9 : % d'augmentation de l'ITV carotidien chez les répondeurs (R1) et non répondeur (R0) après remplissage de 100 ml

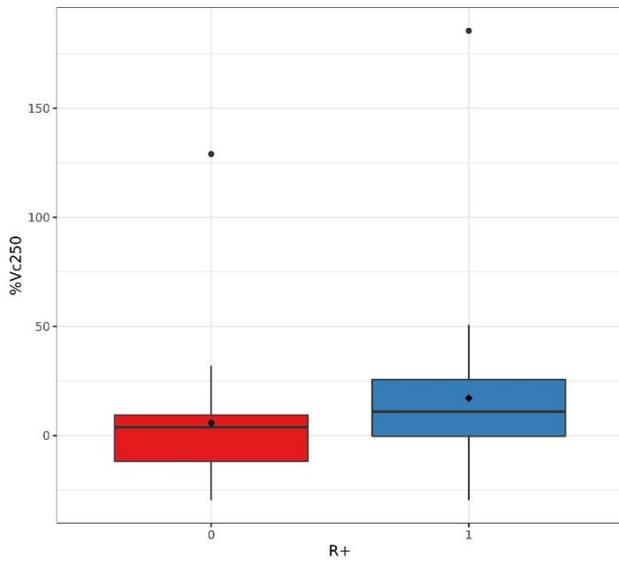


Figure 10 : % d'augmentation de la vitesse systolique carotidienne chez les répondeurs et non répondeur après remplissage de 250 ml

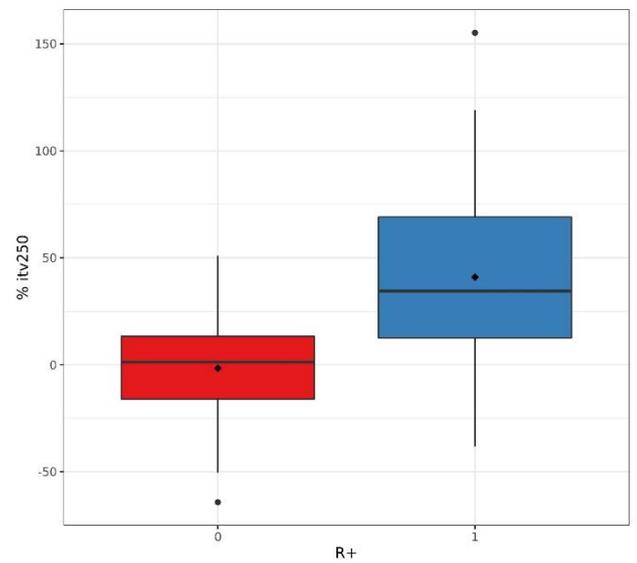


Figure 11 : % d'augmentation de l'ITV carotidien chez les répondeurs (R1) et non répondeur (R0) après remplissage de 250 ml

## Etude de corrélation des mesures des doppler carotidien et œsophagien :

On trouve une corrélation positive entre les variations du % Itv250, %Itv100, %Vc250, %Vc100 et ceux du doppler œsophagien pendant le remplissage (Figure 12 et Figure 13). Le coefficient de corrélation de Pearson était de 0,420 entre %SV et le %Itv ( $p < 0,001$ ) et de 0,094 entre %SV et %Vc ( $p = 0,48$ ).

Cependant, la méthode de Bland - Altman montre une systématique surestimation de l'ITV carotidienne par rapport au SV de 9,81 % (IC 95 % [-0,87 ; 20,5]) (Figure 14) et une sous-estimation de la Vc de -3,14 % (IC 95% [-13,02 ; 6,68]) (Figure 15). Les limites d'agrément étaient entre -69,8 et 89,5 pour le %Itv et entre -76,6 et 70,3 pour le %Vc.

L'AUC de la courbe ROC du %itv250 était de 0,79 (IC 95 % [0,68, 0,90]), celui du %Vc250 était de 0,68 (IC 95 % [0,53, 0,82]) (Figure 16). Les AUC des paramètres après 100 ml de remplissage sont respectivement pour le %Itv 100 et le %Vc100 de 0,69 et 0,63 (Figure 17).

Selon le test de Youden, la meilleure valeur pour discriminer les répondeurs au remplissage est une augmentation de 12,2 % de l'ITV et de 8,5 % du Vc. Pour ces seuils les sensibilité, spécificité, VPP, VPN, LR +, LR-, et zones grises sont résumés dans le Tableau 4.

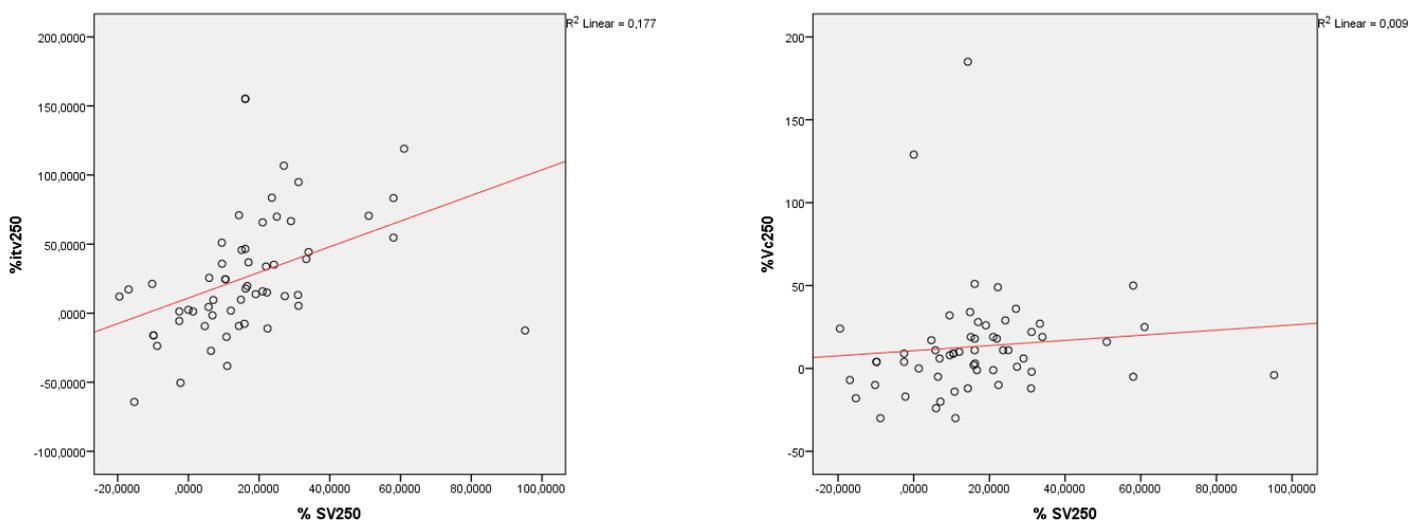


Figure 12 : Relation entre les paramètres du doppler carotidien et ceux du doppler œsophagien après 250 ml de remplissage. %Itv250 : variation de l'ITV carotidienne ; % Vc : variation de la vitesse systolique carotidienne ; % SV250 : variation du VES œsophagien après 250 ml de remplissage.

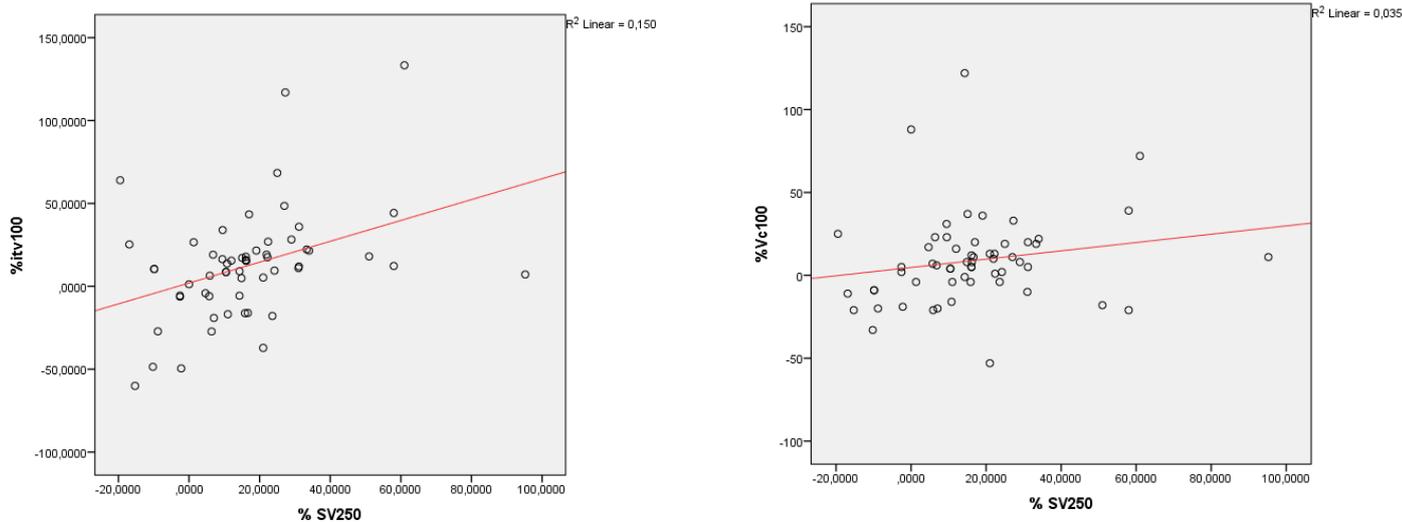


Figure 13 : Relation entre les paramètres du doppler carotidien et ceux du doppler œsophagien après 100 ml de remplissage. %Itv : variation de l'ITV carotidienne ; % Vc : variation de la vitesse systolique carotidienne après 100 ml de remplissage ; % SV250 : variation du VES œsophagien après 250 ml de remplissage.

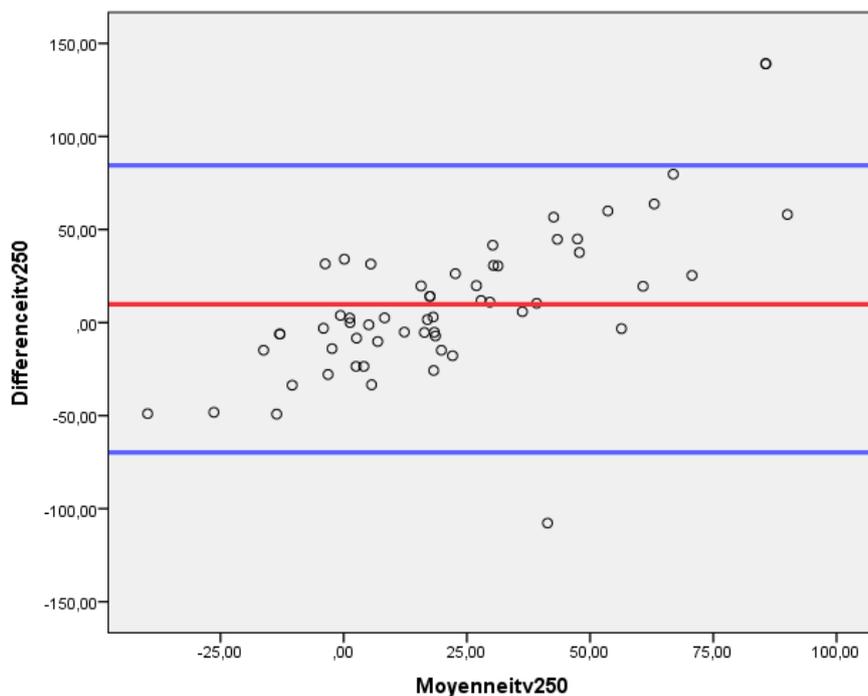


Figure 14 : Méthode de concordance de Bland-Altman du %Itv 250. La ligne rouge correspond à la moyenne. Les lignes bleues correspondent aux limites d'agrément supérieur et inférieur

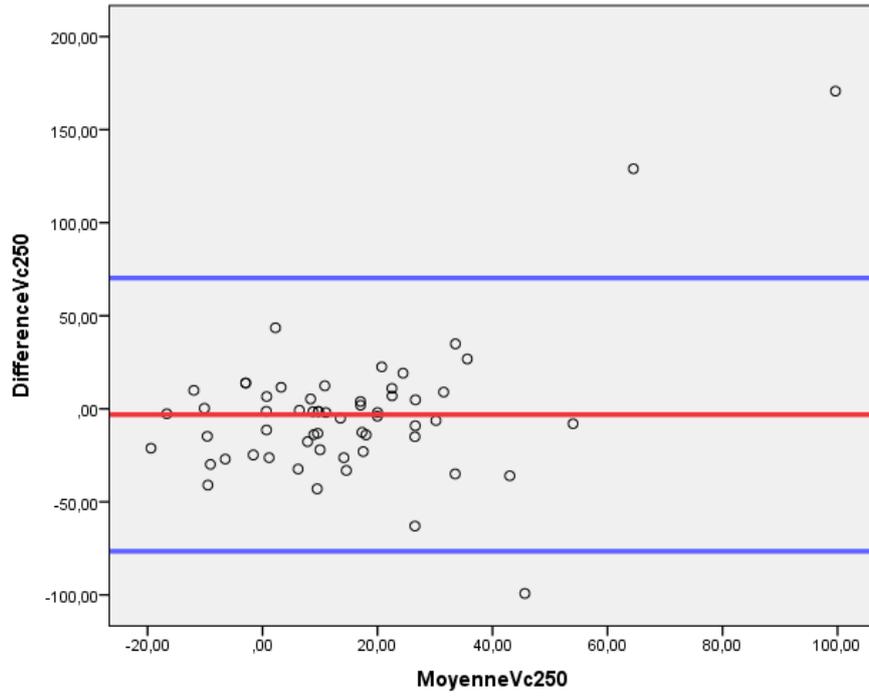
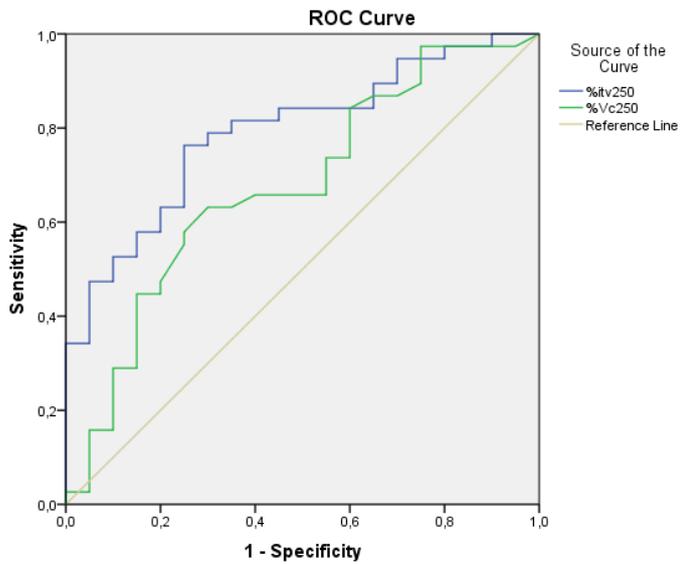
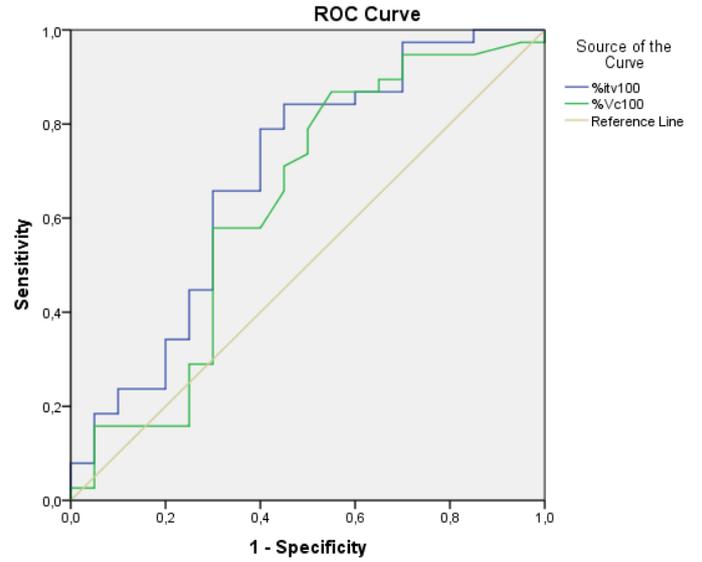


Figure 15 : Méthode de concordance de Bland-Altman du %Vc250. La ligne rouge correspond à la moyenne. Les lignes bleues correspondent aux limites d'agrément supérieur et inférieur



Diagonal segments are produced by ties.

Figure 16 : Courbe ROC du %Itv250 et %Vc 250 : Variation de l'ITV et de la vitesse systolique carotidienne après 250 ml de remplissage



Diagonal segments are produced by ties.

Figure 17 : Courbe ROC du %Itv100 et %Vc 100 : Variation de l'ITV et de la vitesse systolique carotidienne après 100 ml de remplissage

	Valeur seuil	Se	Sp	VPP	VPN	LR+	LR-	Zone grise
% itv250	12,2	0,76	0,75	0,85	0,63	3,04	0,32	-10,2 ; 29,6
%Vc250	8,5	0,63	0,7	0,8	0,5	2,1	0,53	-11 ; 24,5
% itv100	6,76	0,79	0,6	0,79	0,6	1,97	0,35	-16,1 ; 26,7
%Vc100	3	0,74	0,55	0,76	0,52	1,6	0,5	-13,5 ; 28,0

Tableau 4 : Valeur diagnostic du %Itv250 et du %Vc250. Se : Sensibilité ; Sp : Spécificité; VPP : Valeur prédictive positive; VPN : Valeur prédictive négative; LR+ : Rapport de vraisemblance positif; LR- : Rapport de vraisemblance négatif

## DISCUSSION

L'intérêt de cette étude est sa réalisation sur une population hétérogène de patients d'anesthésie. En effet, la population exclue était uniquement liée aux contre-indications du doppler œsophagien et les patients atteints de sténoses carotidiennes serrées. Elle représente donc bien la population en anesthésie avec des patients dont le score ASA est compris entre 1 et 3, et âgés de 19 à 81 ans. Néanmoins, on peut constater une faible utilisation de vasopresseur, malgré des anesthésies générales longues et des patients au score ASA élevés.

De plus, les avantages de cet outil échographique, sont sa disponibilité, son prix, son caractère non invasif. Il a également peu de contre-indication, mis-à-part sa difficulté d'interprétation des mesures chez les patients atteint de sténose carotidienne. Aujourd'hui l'échographe est un appareil fréquemment utilisé en anesthésie et disponible dans tous les blocs opératoires. Il n'y a donc pas de surcout lié à l'acquisition de nouveaux matériels qui sont souvent très coûteux.

Le respect d'une ventilation protectrice de 6 ml/kg de Vt dans cette étude, est également un atout majeur, d'autant plus pour les chirurgies longues. En effet d'autres études utilisent le

$\Delta V_{peak}$ , estimé par l'équation  $\Delta V_{peak} = \frac{V_{peakmax} - V_{peakmin}}{V_{peakmax} + V_{peakmin}} * 100$  avec Vpeak étant mesuré par la vitesse systolique carotidienne. Cet outil, basé sur l'interaction cœur poumon, a montré ses preuves dans l'évaluation de la précharge dépendance des patients mais au prix d'une ventilation mécanique au moins supérieure à 8 ml/kg voir 9 ml/kg dans l'étude de Brennan et al<sup>35</sup>, ce qui peut provoquer à long terme un volotraumatisme.

Le doppler carotidien est un outil acceptable pour évaluer la réponse au RV des patients au bloc opératoire. Le %Itv250 avec son AUC de 0,79 en fait un outil plus discriminant que le %Vc250 avec une AUC seulement à 0,68. Avec une valeur seuil de 12,2 %, il permet d'obtenir une Se de 0,76 et une Sp de 0,75. Les mesures après 100 ml de remplissage étaient moins discriminantes mais reste très utiles pour identifier les patients qui vont répondre à un RV plus conséquent, notamment pour les mesures en dehors des zones grises. En effet nous savons que l'utilisation d'une seule valeur seuil n'est pas forcément applicable à la réalité clinique. Pour cela, certains auteurs ont défini le concept de « zone grise »<sup>45,44</sup>, zone pour laquelle la valeur de l'indice obtenue ne peut prédire avec certitude la réponse attendue.

Cette approche permet de définir trois modalités : un seuil, au-dessus duquel la maladie a une probabilité diagnostique certaine, un autre seuil, au-dessous duquel la maladie peut être exclue et entre les deux, une zone dans laquelle le test est non conclusif et les investigations doivent être poursuivies.

Dans notre étude, la valeur seuil d'augmentation de l'ITVc après 100 ml de remplissage était de 6,76 % avec une sensibilité de 0,79 et une spécificité de 0,6. La valeur haute de la zone grise permet de conclure qu'une augmentation de plus de 27 % de l'ITVc permet de prédire à une réponse au remplissage plus conséquent de 250 ml avec une marge d'erreur de seulement 10 %.

Inversement, une diminution de plus de 16 % de l'ITVc après 100 ml de remplissage permettait d'en déduire une non-réponse à un remplissage plus conséquent, permettant ainsi d'éviter les effets délétères d'un surplus de remplissage.

Cette valeur seuils de zone grise négative montre cependant la limite du doppler carotidien. En effet, le fait d'avoir des valeurs extrêmement négatives montre la difficulté d'obtenir une spécificité de 90 %. Cette difficulté peut être due à un biais de précision, le doppler devant être idéalement placé toujours au même niveau pour effectuer les mesures ceux qui n'est pas toujours aisé.

Pareillement, la validité de ces outils est plus faible dans notre étude que pour celles réalisées sur les axes vasculaires périphériques.

En effet l'AUC du doppler fémoral montre de meilleurs résultats avec dans l'étude de Luzi et al<sup>36</sup>, qui utilise le pourcentage d'augmentation de l'ITV fémoral (%VTIf) et de celui de la vitesse systolique de l'artère fémorale (%Vfmax) sur une population de réanimation, un AUC de 0,91 et 0,85 avec une valeur seuil de 10 % et 7 % respectivement. Avec toutefois une zone grise conséquente comprise entre 7,15 et 13 % pour le %ITVf et entre 6,82 et 11,9 % pour %Vfmax qui ne permettait pas de conclure pour la moitié des patients.

Dans l'étude des artères brachiales de Brennan et al<sup>35</sup>, l'outil utilisé était le  $\Delta V_{peak}$ . L'étude montrait une excellente discrimination des répondeurs avec un seuil de 16 % pour un AUC à 0,95 permettant d'obtenir une sensibilité de 91 % et une spécificité de 95 %. L'étude montrait également une bonne corrélation avec le delta pression pulsée ( $\Delta PP$ ) avec un  $r^2$  de 0,84.

L'équipe de Song et al<sup>41</sup> a également montré un meilleur AUC du  $\Delta V_{\text{peak}}$  carotidien, de 0,85 pour un seuil de 11%, que celui du  $\Delta PP$ . Celui-ci était de 0,75 avec un seuil de 13 %. Les deux mesures étaient comparées  $\Delta SV$  de l'échographie cardiaque.

Ces meilleurs résultats peuvent être expliqués par l'utilisation d'un RV plus conséquent. Dans notre étude, nous avons utilisé des faibles quantités de RV de 100 et 250 ml de cristalloïdes. Tandis que les autres études utilisaient soit un RV de 500 ml, soit par colloïdes.

D'autres études, utilisent le FTc, qui ajuste l'ITV à la fréquence cardiaque avec la formule  $ITV/\sqrt{FC}$ . Deux études majeures ont illustré la variation du FTc en fonction de la variation volumique des patients. Dans l'étude de Blehar et al.<sup>37</sup>, l'augmentation moyenne du FTc est de 14,9 % lors d'un remplissage de 1 100 mL chez 56 patients déshydratés.

L'étude de Hossein-Nejad et al.<sup>38</sup> quant à elle, montre une diminution du FTc dans 89 % des cas lors d'une séance d'hémodialyse avec un seuil significatif de 10 %. Ces deux études sont en accord avec nos données, avec ici, une augmentation moyenne de l'ITV de 34 % chez les répondeurs.

C'est dans cette optique que l'équipe de Kim et al<sup>40</sup>, a cherché à différencier les deux mesures possibles du doppler carotidien. Ils ont comparé le FTc au  $\Delta V_{\text{peak}}$  chez les patients en ventilation spontanée avec comme gold standard l'ITV aortique. La corrélation du FTc et  $\Delta V_{\text{peak}}$  avec l'ITV aortique était sensiblement identique avec un  $r^2$  de 0,686 et -0,61 respectivement. L'AUC du FTc était de 0,84, celui du  $\Delta V_{\text{peak}}$  de 0,82. La valeur optimale du FTc était de 349,4 ms avec une sensibilité de 72,7 % et une spécificité de 83,9 %. Celle du  $\Delta V_{\text{peak}}$  était 9.1%, avec une sensibilité de 72.7% et une spécificité de 87.1%. La zone grise contenait 28% des patients pour le FTc et 50 % des patients pour le  $\Delta V_{\text{peak}}$ , ce qui est non négligeable.

Dans notre étude, les zones grises ont été calculées pour les quatre tests. Elles contenaient 26 soit 44,8 % des mesures pour le %itv250, et 36 soit 62 % des valeurs pour le %Vc250. Pour le %Itv100 et le %Vc100, la zone grise comprenait 37 soit 64 % des valeurs et 40 soit 69 % des mesures respectivement. Ce qui représente une part importante de valeurs où la conclusion n'est pas franche. Cela renforce également la supériorité du %ITV250 par rapport au %Vc250.

Premièrement, les faibles résultats de cette étude, peuvent être expliqués par un manque de précision des données issus du doppler carotidien. En effet, les diagrammes en Bloc Pot montre

une dispersion importante des données avec des mesures statiques ne pouvant pas discriminer les répondeurs aux remplissages. La précision des mesures tend néanmoins à s'améliorer après remplissage chez les répondeurs. Ces imprécisions de mesures peuvent être dues au nombre limité de patients non répondeurs (30 %) par rapport aux patients répondeurs.

Elles peuvent également être expliquées par le choix du seuil de réponse au remplissage de 10 % dans cette étude, qui a pu limiter le nombre de non répondeur. En effet d'autres études princeps sur le doppler œsophagien comme celle de Guinot et al.<sup>46</sup> utilisait un seuil de réponse au RV de 15 % après 500 ml de cristalloïdes, avec un nombre de non répondeurs plus conséquent de 41 %.

Deuxièmement, le diagramme de Bland-Altman montre une bonne corrélation avec le doppler œsophagien mais une dispersion des données importante, avec un manque de précision des mesures illustré par des limites d'accord élevées. Ceci explique également un pourcentage d'augmentation systématiquement plus élevé de 9,8 % pour l'ITVc par rapport au SV du doppler œsophagien. Cependant le diagramme de Bland-Altman montre une précision et une justesse plus importante pour la Vc que pour l'ITVc avec toutefois certaines valeurs extrêmes qui peuvent être des biais de mesure.

De même, le coefficient de corrélation de Pearson entre l'ITc, et le SV œsophagien est faible, estimé à 0,42 et quasi nulle à 0,094 entre la Vc et le SV. Cette faible corrélation peut être expliquée par une distribution inégale du DC.

En effet, le doppler œsophagien mesure les vitesses du flux de l'aorte thoracique descendante instantanément. Le volume est ensuite calculé en utilisant le produit des vitesses par la surface aortique.

Ce volume doit ensuite être de nouveau multiplié par un facteur de correction pour obtenir le volume d'éjection systolique global, en admettant que 70 % du débit cardiaque passent par l'aorte thoracique descendante, les autres 30 % étant destinés aux troncs supra-aortiques et aux artères coronaires. La mesure des flux du doppler carotidien ne permet donc d'estimer que 30 % de ceux du débit sanguin général.

De plus certaines pathologies, comme l'hypertension artérielle ou maladie athéromateuse des axes vasculaires, vont perturber l'autorégulation des circulations régionales<sup>47,48</sup>. Certaines sténoses peuvent être asymptomatiques mais peuvent modifier considérablement les vitesses.

Troisièmement les flux sont redistribués lors d'une anesthésie générale, par l'utilisation des agents anesthésiques, comme lors des états de choc<sup>49</sup>. Cependant l'augmentation du débit carotidien reste significative après manœuvre de levée de jambe avec une augmentation beaucoup plus importante du débit (+79 %) chez les répondeurs par rapport aux non répondeurs (+0,1%). Ce qui est également confirmé par notre étude avec une augmentation significative de l'ITV ainsi que du %ITV et du %Vc chez les répondeurs après remplissage. Néanmoins l'étude de Marik et al. retrouvait quant à elle une plus forte corrélation entre le pourcentage d'augmentation du SV par bio réactance et du débit carotidien avec un  $r^2 : 0,59$ .

Les limites de l'étude peuvent également être expliquées par l'utilisation du doppler œsophagien. En effet la plupart des études précédentes mesurent la variation de l'ITV aortique, seule cette étude a choisi l'utilisation du doppler œsophagien, par soucis d'accès limitée à l'aire cardiaque en per opératoire. Néanmoins les limites du doppler œsophagien sont bien connues.

Ces limites sont la nécessité d'une répartition constante du débit cardiaque entre aorte descendante et troncs supra-aortiques (70 % et 30 %, respectivement); d'un débit diastolique négligeable (la systole étant seule prise en compte) et d'un profil de vitesses « plat » dans l'aorte descendante.

Il existe également des imprécisions de mesures liées au bon alignement entre le faisceau doppler et le flux sanguin, qui influence la précision de la mesure de la vitesse aortique. La connaissance de l'angle qui existe entre eux et sa correction y est impossible. L'alignement ne peut s'apprécier qu'en s'aidant de la représentation spectrale du signal et du pic de vitesse. Une erreur de  $\pm 10^\circ$  sur l'angle entraîne une erreur de + 16 à - 19 % sur la mesure de vitesse

Enfin, une autre limite de l'étude est liée à son caractère uni centrique et uni observateur, l'étude de la concordance des mesures inter et intra observateur n'a donc pas été effectuée. L'acquisition des différentes mesures du doppler carotidien est une technique facile, rapide, et reproductible. L'échographie est, tout de même, connue pour être une technique opérateur dépendant. Cependant la plupart des études ont montré une variabilité inter et intra observateur faible<sup>36</sup> lors des échographies des axes périphériques. Ceci peut être expliqué par une acquisition des mesures rapides et facile dans ces régions, avec dans l'étude de Brennan et al<sup>35</sup>, un apprentissage de la technique pour des mesures au niveau de l'artère brachiale effectué en 30 min, malgré des cliniciens peu expérimentés (internes en médecine) et avec de bons résultats.

## CONCLUSION :

Le doppler carotidien semble être un paramètre acceptable pour évaluer la réponse d'un « mini remplissage » de 250 ml de cristalloïdes, pour des patients au bloc opératoire. Le pourcentage d'augmentation de l'ITV semble être le paramètre le plus pertinent pour discriminer les patients répondeurs. Le seuil retenu d'augmentation de l'ITV était de 12,2 %. Ces paramètres peuvent donc être une alternative moins invasive que le doppler œsophagien pour l'étude de la réponse au remplissage au bloc opératoire. Une diminution de 16 % de l'ITV carotidienne après 100 ml de remplissage permet de prédire les patients qui ne répondront pas au remplissage. Inversement, son augmentation de 27 % permet de conclure à une réponse au remplissage de 250 ml.

## SOURCES :

---

<sup>1</sup> Guyton, Arthur C. « Determination of Cardiac Output By Equating Venous Return Curves With Cardiac Response Curves ». *Physiological Reviews* 35, no 1 (1 janvier 1955): 123-29.

<https://doi.org/10.1152/physrev.1955.35.1.123>

<sup>2</sup> Starling, E H. « (From the Institute of Physiology, University College, London.) », s. d., 23.

[10.1113/jphysiol.1914.sp001669](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1914.sp001669)

<sup>3</sup> Shoemaker, William C., Charles C.J. Wo, Duraiyah Thangathurai, George Velmahos, Howard Belzberg, Juan A. Asensio, et Demetrios Demetriades. « Hemodynamic Patterns of Survivors and Nonsurvivors during High Risk Elective Surgical Operations ». *World Journal of Surgery* 23, n° 12 (décembre 1999): 1264-71. <https://doi.org/10.1007/s002689900660>.

<sup>4</sup> Brandt, Sebastian, Tomas Regueira, Hendrik Bracht, Francesca Porta, Siamak Djafarzadeh, Jukka Takala, José Gorrasi, et al. « Effect of Fluid Resuscitation on Mortality and Organ Function in Experimental Sepsis Models ». *Critical Care* 13, n° 6 (2009): R186. <https://doi.org/10.1186/cc8179>

<sup>6</sup> Brandstrup B, Tønnesen H, Beier-Holgersen R, Hjortso E, Ørding H, Lindorff-Larsen K, et al. Effects of intravenous fluid restriction on postoperative complications: comparison of two perioperative fluid regimens: a randomized assessor-blinded multicenter trial. *Ann Surg* 2003;238:641–8

<sup>7</sup> Rosenberg, Andrew L., Ronald E. Dechert, Pauline K. Park, Robert H. Bartlett, et NIH NHLBI ARDS Network. « Review of A Large Clinical Series: Association of Cumulative Fluid Balance on Outcome in Acute Lung Injury: A Retrospective Review of the ARDSnet Tidal Volume Study Cohort ». *Journal of Intensive Care Medicine* 24, n° 1 (janvier 2009): 35-46. <https://doi.org/10.1177/0885066608329850>.

<sup>8</sup> Boyd, John H., Jason Forbes, Taka-aki Nakada, Keith R. Walley, et James A. Russell. « Fluid Resuscitation in Septic Shock: A Positive Fluid Balance and Elevated Central Venous Pressure Are Associated with Increased Mortality\* ». *Critical Care Medicine* 39, n° 2 (février 2011): 259-65. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181feeb15>.

<sup>9</sup> Cannesson, Maxime, Gunther Pestel, Cameron Ricks, Andreas Hoeft, et Azriel Perel. « Hemodynamic Monitoring and Management in Patients Undergoing High Risk Surgery: A Survey among North American and European Anesthesiologists ». *Critical Care* 15, n° 4 (2011): R197. <https://doi.org/10.1186/cc10364>.

<sup>10</sup> Ward, Kevin R., Mohamad H. Tiba, Kathy L. Ryan, Ivo P. Torres Filho, Caroline A. Rickards, Tarryn Witten, Babs R. Soller, David A. Ludwig, et Victor A. Convertino. « Oxygen Transport Characterization of a Human Model of Progressive Hemorrhage ». *Resuscitation* 81, n° 8 (août 2010): 987-93. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2010.03.027>.

---

<sup>11</sup> Vallet, B., Y. Blanloeil, B. Cholley, G. Orliaguet, S. Pierre, et B. Tavernier. « Stratégie du remplissage vasculaire périopératoire ». *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation* 32, n° 6 (juin 2013): 454-62. <https://doi.org/10.1016/j.annfar.2013.04.013>

<sup>12</sup> Sinclair, S., S. James, et M. Singer. « Intraoperative Intravascular Volume Optimisation and Length of Hospital Stay after Repair of Proximal Femoral Fracture: Randomised Controlled Trial ». *BMJ* 315, n° 7113 (11 octobre 1997): 909-12. <https://doi.org/10.1136/bmj.315.7113.909>.

<sup>13</sup> Venn, R., A. Steele, P. Richardson, J. Poloniecki, M. Grounds, et P. Newman. « Randomized Controlled Trial to Investigate Influence of the Fluid Challenge on Duration of Hospital Stay and Perioperative Morbidity in Patients with Hip Fractures. These Findings Were Presented in Part at the 13th Annual Meeting of the European Society of Intensive Care Medicine, Rome 2000. » *British Journal of Anaesthesia* 88, n° 1 (janvier 2002): 65-71. <https://doi.org/10.1093/bja/88.1.65>.

<sup>14</sup> Gan, Tong J., Andrew Soppitt, Mohamed Maroof, Habib El-Moalem, Kerri M. Robertson, Eugene Moretti, Peter Dwane, et Peter S. A. Glass. « Goal-Directed Intraoperative Fluid Administration Reduces Length of Hospital Stay after Major Surgery ». *Anesthesiology* 97, n° 4 (1 octobre 2002): 820-26. <https://doi.org/10.1097/00000542-200210000-00012>

<sup>15</sup> Nisanevich, Vadim, et Sharon Einav. « Effect of Intraoperative Fluid Management on Outcome after Intraabdominal Surgery » 103, no 1 (2005): 8

<sup>16</sup> Bundgaard-Nielsen, M., K. Holte, N. H. Secher, et H. Kehlet. « Monitoring of Peri-operative Fluid Administration by Individualized Goal-directed Therapy ». *Acta Anaesthesiologica Scandinavica* 51, n° 3 (mars 2007): 331-40. <https://doi.org/10.1111/j.1399-6576.2006.01221.x>.

<sup>17</sup> Walsh, S. R., T. Tang, S. Bass, et M. E. Gaunt. « Doppler-Guided Intra-Operative Fluid Management during Major Abdominal Surgery: Systematic Review and Meta-Analysis: Doppler-Guided Intra-Operative Fluid Management ». *International Journal of Clinical Practice* 62, n° 3 (21 novembre 2007): 466-70. <https://doi.org/10.1111/j.1742-1241.2007.01516.x>.

<sup>18</sup> Missaoui, K., M.M. Ben yahia, Z. Hannachi, Y. Marzougui, S. Ghedira, et M. Houissa. « Incidence des nausées et des vomissements postopératoires après cholécystectomie par voie cœlioscopique : remplissage vasculaire peropératoire par colloïdes versus cristalloïdes ». *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation* 33 (septembre 2014): A212-13. <https://doi.org/10.1016/j.annfar.2014.07.357>.

<sup>19</sup> Teboul, Jean-Louis, et Le Kremlin-Bicêtre. « J.-L. Teboul, et le groupe d'experts de la SRLF », 2005, 9.

<sup>20</sup> Kumar, Anand, Ramon Anel, Eugene Bunnell, Kalim Habet, Sergio Zanotti, Stephanie Marshall, Alex Neumann, et al. « Pulmonary Artery Occlusion Pressure and Central Venous Pressure Fail to Predict Ventricular Filling Volume, Cardiac Performance, or the Response to Volume Infusion in Normal Subjects ». *Critical Care Medicine* 32, n° 3 (mars 2004): 691-99. <https://doi.org/10.1097/01.CCM.0000114996.68110.C9>.

- 
- <sup>21</sup> Marik, Paul E., Michael Baram, et Bobbak Vahid. « Does Central Venous Pressure Predict Fluid Responsiveness?: A Systematic Review of the Literature and the Tale of Seven Mares ». *Chest* 134, n° 1 (juillet 2008): 172-78. <https://doi.org/10.1378/chest.07-2331>.
- <sup>22</sup> Cholley BP. Benefits, risks and alternatives of pulmonary artery catheterization. *Curr Opin Anaesthesiol* 1998;11:645–50.
- <sup>23</sup> Osman, David, Christophe Ridel, Patrick Ray, Xavier Monnet, Nadia Anguel, Christian Richard, et Jean-Louis Teboul. « Cardiac Filling Pressures Are Not Appropriate to Predict Hemodynamic Response to Volume Challenge\* ». *Critical Care Medicine* 35, n° 1 (janvier 2007): 64-68. <https://doi.org/10.1097/01.CCM.0000249851.94101.4E>.
- <sup>24</sup> Biais, Matthieu. « Case Scenario: Respiratory Variations in Arterial Pressure for Guiding Fluid Management in Mechanically Ventilated Patients », s. d., 8.
- <sup>25</sup> Tavernier B, Makhotine O, Lebuffe G, Dupont J, Scherpereel P: Systolic pressure variation as a guide to fluid therapy in patients with sepsis-induced hypotension. *ANESTHESIOLOGY* 1998; 89:1313–21. <https://doi.org/10.1097/00000542-199812000-00007>
- <sup>26</sup> Michard, Frédéric, Sandrine Boussat, Denis Chemla, Nadia Anguel, Alain Mercat, Yves Lecarpentier, Christian Richard, Michael R. Pinsky, et Jean-Louis Teboul. « Relation between Respiratory Changes in Arterial Pulse Pressure and Fluid Responsiveness in Septic Patients with Acute Circulatory Failure ». *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 162, n° 1 (juillet 2000): 134-38. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.162.1.9903035>.
- <sup>27</sup> Cannesson, Maxime, Jean Pierre Goarin, et Benoît Tavernier. « Assessing the Diagnostic Accuracy of Pulse Pressure Variations for the Prediction of Fluid Responsiveness ». *PERIOPERATIVE MEDICINE*, s. d., 11. <https://doi.org/10.1097/ALN.0b013e318225b80a>
- <sup>28</sup> Feissel, Marc, Isabelle Mangin, Olivier Ruyer, Jean-Pierre Faller, Frédéric Michard, et Jean-Louis Teboul. « Respiratory Changes in Aortic Blood Velocity as an Indicator of Fluid Responsiveness in Ventilated Patients With Septic Shock ». *Chest* 119, n° 3 (mars 2001): 867-73. <https://doi.org/10.1378/chest.119.3.867>.
- <sup>29</sup> Mahjoub, Y., V. Lejeune, L. Muller, S. Perbet, L. Zieleskiewicz, F. Bart, B. Veber, et al. « Evaluation of Pulse Pressure Variation Validity Criteria in Critically Ill Patients: A Prospective Observational Multicentre Point-Prevalence Study † ». *British Journal of Anaesthesia* 112, n° 4 (avril 2014): 681-85. <https://doi.org/10.1093/bja/aet442>.
- <sup>30</sup> Ouattara, A., A. Dewitte, et H. Rozé. « Intraoperative Management of Heart–Lung Interactions: “From Hypothetical Prediction to Improved Titration” ». *Annales Françaises d’Anesthésie et de Réanimation* 33, n° 7-8 (juillet 2014): 476-79. <https://doi.org/10.1016/j.annfar.2014.07.004>.

---

<sup>31</sup> Valtier, Bruno, Bernard P. Cholley, Jean-Pierre Belot, Jean-Emmanuel de la COUSSAYE, Joaquim Mateo, et Didier M. Payen. « Noninvasive Monitoring of Cardiac Output in Critically Ill Patients Using Transesophageal Doppler ». *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 158, no 1 (juillet 1998): 77-83. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.158.1.9707031>.

<sup>32</sup> Mark, Jonathan B, Laverne D Gugino, Rosemarie Maddi, Barbara Hartwell, Richard Shemin, Verdi DiSesa, et Wasima N Rida. « Continuous Noninvasive Monitoring of Cardiac Output with Esophageal Doppler Ultrasound during Cardiac Surgery ». *ANESTH ANALG*, s. d., 8.

<sup>33</sup> Freund, Peter R. « Transesophageal Doppler Scanning Versus Thermodilution During General Anesthesia ». *The American Journal of Surgery*, s. d., 5.

<sup>34</sup> Phan, Tuong D., Hilmy Ismail, Alexander G. Heriot, et Kwok M. Ho. « Improving Perioperative Outcomes: Fluid Optimization with the Esophageal Doppler Monitor, a Metaanalysis and Review ». *Journal of the American College of Surgeons* 207, no 6 (décembre 2008): 935-41. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2008.08.007>.

<sup>35</sup> Brennan, J. Matthew, John E.A. Blair, Chetan Hampole, Sascha Goonewardena, Samip Vasaiwala, Dipak Shah, Kirk T. Spencer, et Gregory A. Schmidt. « Radial Artery Pulse Pressure Variation Correlates With Brachial Artery Peak Velocity Variation in Ventilated Subjects When Measured by Internal Medicine Residents Using Hand-Carried Ultrasound Devices ». *Chest* 131, n° 5 (mai 2007): 1301-7. <https://doi.org/10.1378/chest.06-1768>.

<sup>36</sup> Luzi, Aymeric, Philippe Marty, Arnaud Mari, Jean-Marie Conil, Thomas Geeraerts, Benoît Lepage, Olivier Fourcade, Stein Silva, et Vincent Minville. « Noninvasive Assessment of Hemodynamic Response to a Fluid Challenge Using Femoral Doppler in Critically Ill Ventilated Patients ». *Journal of Critical Care* 28, n° 6 (décembre 2013): 902-7. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2013.05.010>.

<sup>37</sup> Blehar, David J., Scott Glazier, et Romolo J. Gaspari. « Correlation of Corrected Flow Time in the Carotid Artery with Changes in Intravascular Volume Status ». *Journal of Critical Care* 29, n° 4 (août 2014): 486-88. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2014.03.025>.

<sup>38</sup> Hossein-Nejad, Hooman, Payam Mohammadinejad, Mahboob Lessan-Pezeshki, Seyedhossein Seyedhosseini Davarani, et Mohsen Banaie. « Carotid Artery Corrected Flow Time Measurement via Bedside Ultrasonography in Monitoring Volume Status ». *Journal of Critical Care* 30, n° 6 (décembre 2015): 1199-1203. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2015.08.014>

<sup>39</sup> Barjaktarevic, Igor, William E. Toppen, Scott Hu, Elizabeth Aquije Montoya, Stephanie Ong, Russell Buhr, Ian J. David, et al. « Ultrasound Assessment of the Change in Carotid Corrected Flow Time in Fluid Responsiveness in Undifferentiated Shock ». *Critical Care Medicine* 46, n° 11 (novembre 2018): e1040-46. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000003356>.

---

<sup>40</sup> Kim, D.-H., S. Shin, N. Kim, T. Choi, S.H. Choi, et Y.S. Choi. « Carotid Ultrasound Measurements for Assessing Fluid Responsiveness in Spontaneously Breathing Patients: Corrected Flow Time and Respirophasic Variation in Blood Flow Peak Velocity ». *British Journal of Anaesthesia* 121, n° 3 (septembre 2018): 541-49. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2017.12.047>

<sup>41</sup> Song, Y., Y.L. Kwak, J.W. Song, Y.J. Kim, et J.K. Shim. « Respirophasic Carotid Artery Peak Velocity Variation as a Predictor of Fluid Responsiveness in Mechanically Ventilated Patients with Coronary Artery Disease ». *British Journal of Anaesthesia* 113, n° 1 (juillet 2014): 61-66. <https://doi.org/10.1093/bja/aeu057>.

<sup>42</sup> Bland, J Martin, et Douglas G Altman. « Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement ». *International Journal of Nursing Studies*, 2010, 6.

<sup>43</sup> Youden, W J. « Index for Rating Diagnostic Tests », s. d., 4.

<sup>44</sup> Coste, Joel, Patrick Jourdain, et Jacques Pouchot. « A Gray Zone Assigned to Inconclusive Results of Quantitative Diagnostic Tests: Application to the Use of Brain Natriuretic Peptide for Diagnosis of Heart Failure in Acute Dyspneic Patients ». *Clinical Chemistry*, n° 12 (2006): 7.

<sup>45</sup> Cannesson M, et al. Assessing the diagnostic accuracy of pulse pressure variations for the prediction of fluid responsiveness: a “gray zone” approach. *Anesthesiology* 2011;115(2):231–41.

<sup>46</sup> Guinot, P.-G., B. de Broca, O. Abou Arab, M. Diouf, L. Badoux, E. Bernard, E. Lorne, et H. Dupont. « Ability of Stroke Volume Variation Measured by Oesophageal Doppler Monitoring to Predict Fluid Responsiveness during Surgery ». *British Journal of Anaesthesia* 110, n° 1 (janvier 2013): 28-33. <https://doi.org/10.1093/bja/aes301>.

<sup>47</sup> White, Richard P., et Hugh S. Markus. « Impaired Dynamic Cerebral Autoregulation in Carotid Artery Stenosis ». *Stroke* 28, n° 7 (juillet 1997): 1340-44. <https://doi.org/10.1161/01.STR.28.7.1340>.

<sup>48</sup> Strandgaard, S, J Olesen, E Skinh, et N A Lassen. « Autoregulation of Brain Circulation in Severe Arterial Hypertension ». *BRITISH MEDICAL JOURNAL*, 1973, 4.

<sup>49</sup> Marik, Paul E., Alex Levitov, Alisha Young, et Lois Andrews. « The Use of Bioreactance and Carotid Doppler to Determine Volume Responsiveness and Blood Flow Redistribution Following Passive Leg Raising in Hemodynamically Unstable Patients ». *Chest* 143, n° 2 (février 2013): 364-70. <https://doi.org/10.1378/chest.12-1274>.

## Évaluation de la réponse au remplissage par le doppler carotidien au bloc opératoire du CHU de la Réunion

### Résumé

**Introduction :** Prédire la réponse au remplissage est un des enjeux majeurs en anesthésie. De nombreux indices hémodynamiques statiques et dynamiques sont utilisés mais nécessitent des techniques invasives. Le but de cette étude était de déterminer si le doppler carotidien pouvait correctement identifier une réponse à un mini remplissage.

**Méthode :** L'étude prospective comprenait 58 mesures chez des patients sous anesthésie générale pour différentes chirurgies. Le pourcentage d'augmentation de l'ITV carotidienne (%ITV250) et de la vitesse systolique carotidienne (%Vc250) étaient comparés au volume d'éjection systolique du doppler œsophagien après un remplissage de 100 et 250 ml de cristalloïdes.

**Résultats :** Une augmentation de plus de 12,2 % du %ITV250 et de 8,5 % du %Vc250 prédit une réponse au remplissage avec une sensibilité de 76 % et 63 %, une spécificité de 75 et 70 %, une AUC de 0,79 et 0,68 respectivement. La corrélation entre le %ITV 250, le %Vc250 et le %SV était positive selon le coefficient de Pearson ( $r^2 = 0.42$  et  $0,094$ , respectivement avec  $P < 0.001$  et  $p=0,48$ ). On retrouvait également une augmentation des paramètres du doppler carotidien chez les répondeurs, significativement différente de ceux des non répondeurs.

**Conclusion :** les variations de l'ITV et de la vitesse systolique obtenues par doppler carotidien sont un bon reflet de la réponse à un mini remplissage. Cet outil peut donc être une alternative au doppler œsophagien pour les patients sous anesthésie générale.

Discipline : Anesthésie

Mots-Clés : remplissage, hémodynamique, doppler carotidien, doppler œsophagien, anesthésie générale, débit cardiaque

Assesment of response to a mini fluid challenge using carotid doppler in anesthesia.

### Abstract

**Background :** Predicting fluid responsiveness is a major issue in anesthesia. Many static and dynamic indices have been used, but some are invasive. The aim of this study is to determine if carotid blood flow doppler can correctly assess cardiac response to a mini fluid challenge.

**Method :** We prospectively recorded 58 measures in ventilated patients who received general anesthesia. Velocity time integral variation (%VTI250 and %VTI100) and systolic velocity variation (%Vc250 and %Vc100) derived from carotid Doppler analysis and stroke volume registered in esophageal doppler before and after a mini fluid challenge of 100- and 250-ml saline.

**Results :** Increase of %VTI250 12,2% or higher and %Vc250 8,5% or higher after an mini fluid challenge showed a sensitivity of 76% and 63%, a specificity of 75% and 70%, and an area under the curve of 0.79 and 0.68, respectively, for discriminating responder and nonresponder patients. According to Pearson coefficient, %VTI250 and %Vc250 were found to be positively correlated with esophageal doppler stroke volume variation ( $r^2 = 0.42$  and  $0,094$ , respectively;  $P < 0.001$  and  $0,48$ ) and were significantly different between responder patients and nonresponders.

**Conclusion :** Variation of carotid Doppler parameters before and after mini fluid challenge mirrors cardiac response to fluid loading. This tool could be considered as an alternative to esophageal doppler in a general population of anesthesia.

Discipline : anesthesia

Keywords : mini fluid challenge, hemodynamic, carotid doppler, esophageal doppler, general anesthesia, cardiac output