



**HAL**  
open science

# Évaluation d'une mini épreuve de remplissage vasculaire par doppler carotidien en réanimation. Étude prospective observationnelle monocentrique

Francis Quinty

## ► To cite this version:

Francis Quinty. Évaluation d'une mini épreuve de remplissage vasculaire par doppler carotidien en réanimation. Étude prospective observationnelle monocentrique. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01468670

**HAL Id: dumas-01468670**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01468670>**

Submitted on 15 Feb 2017

**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.

# Université de Bordeaux

Année 2016

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**EVALUATION D'UNE MINI EPREUVE DE REMPLISSAGE VASCULAIRE  
PAR DOPPLER CAROTIDIEN EN REANIMATION.  
ETUDE PROSPECTIVE OBSERVATIONNELLE MONOCENTRIQUE.**

Présentée et soutenue par Francis Quinty

le 07/06/2016

**Président du jury :** Pr OUATTARA (CHU Haut l'Evêque , Bordeaux)

**Membres du jury :** Pr WINER (CHU Saint-Pierre de la Réunion)

Dr BIAIS, MCU-PH (CHU Pellegrin, Bordeaux)

Dr LUZI (CHU Saint Pierre de la Réunion)

**Directeur de thèse :** Dr ANTOK (CHU Saint Pierre de la Réunion)

**Rapporteur :** Dr ROBIN, MCU-PH (CHRU Lille)

## Remerciements :

A Monsieur le Professeur Ouattara ; merci d'avoir accepté la présidence du jury. Mes deux semestres dans votre service resteront parmi les meilleurs de mon cursus. Veuillez être assuré de mon plus profond respect.

A Monsieur le Professeur Winer ; cher Arnaud merci pour ton investissement et ton soutien indéfectible. Tu as toujours été présent pour les internes océan indien. Sois assuré de ma profonde amitié.

A Monsieur le Dr Biais : merci pour les trois mois passés dans le service d'anesthésie neurochirurgicale ou j'ai pu apprécier votre rigueur et vos conseils en hémodynamique notamment.

A Monsieur le Dr Luzi ; cher Aymeric merci pour ton soutien, ta disponibilité et nos discussions sur le sujet de ma thèse.

A Monsieur le Dr Antok ; cher Manu merci d'avoir accepté de diriger ce travail et de ta confiance dans ce sujet.

J'ai hâte de travailler à tes côtés en réanimation. Sois assuré de ma profonde amitié.

A Monsieur le Dr Robin merci pour vos remarques sur ce travail.

Merci à Sabrina de me supporter au quotidien et de m'avoir soutenu à chaque étape de ce travail malgré des moments de doute.

Merci à toute l'équipe de réanimation polyvalente de St Pierre médecins, infirmières et co-internes pour ce semestre qui m'a permis de m'épanouir.

Une dédicace à François l'auvergnat pour nos discussions sur le rugby pour se distraire lors de certaines gardes difficiles !!!

Merci aux équipes du bloc de St Denis pour mes premiers pas en anesthésie réanimation et à celle de St Pierre pour leur confiance durant mon 9ème semestre

Une pensée à tous mes co-internes de la Réunion (Emilie, Bérénice, Xavier, Romain, Mathilde...) pour tous les bons moments.

Merci aussi à mes co-internes bordelais en particulier Fred et Enio, mes compagnons de DU avec qui les trajets vers Paris et Angers n'ont jamais été aussi courts.

Merci aux équipes des réanimations digestives et thoraciques pour leur gentillesse et leur accueil durant mes deux semestres à Haut l'Evêque. Merci en particulier au Dr Rozé pour ses conseils et au Dr Napolitano-Léger pour sa gentillesse et son humanisme.

Merci aux équipes de Bergonié et au Dr Kabani pour son accueil à mon retour sur Bordeaux et ses compétences.

Merci à mes co-externes de Clermont Romain et Elodie pour la préparation de l'ECN avec quelques moments d'anthologie !

Enfin je ne serais pas ici aujourd'hui à écrire ces lignes sans le soutien sans faille de ma famille depuis le début de mon cursus. Je me rappelle ces longues soirées de P1 à réciter avec ma mère ou encore les derniers mois avant le concours chez mes grands parents à travailler sans relâche. A mon père mon vrai modèle, un médecin de campagne en voie de disparition et un père formidable.

A ma sœur Charlotte (alias Preston), qui dans quelques semaines a un rendez vous crucial  
A mon frère Pierre qui nous a trahit en choisissant la voie des arracheurs de dents !!!  
A tous je vous aime fort..

## Résumé

**INTRODUCTION:** La gestion du remplissage vasculaire est une des questions les plus difficiles en réanimation. Une étude récente montre qu'en pratique clinique, le remplissage vasculaire n'est pas monitoré malgré de nombreux outils de monitoring disponible. Cependant certains d'entre eux sont invasifs ou seulement applicables dans des conditions strictes. Le doppler carotidien, une méthode non invasive et facile d'utilisation, a montré d'excellentes valeurs prédictives pour prédire la réponse au remplissage après épreuve de lever de jambe. Par ailleurs, le mini fluid challenge est une alternative valide au fluid challenge classique pour prévenir la surcharge vasculaire.

**OBJECTIF:** Evaluer si les variations de débit carotidien peuvent prédire la réponse au remplissage après un mini fluid challenge.

**METHODE:** Cette étude observationnelle prospective a été réalisée de septembre à décembre 2015. Tous les patients nécessitant un remplissage vasculaire ont été inclus. Les patients mineurs, avec une sténose carotidienne ou une mauvaise échogénicité étaient exclus. Nous avons enregistré les variations de débit carotidien après 100cc de cristalloïdes (deltaDc100) sur 1min puis les variations de l'intégrale temps vitesse (ITV) après les 400cc de cristalloïdes suivants évaluées par échocardiographie trans-thoracique. Le débit cardiaque (DC) était calculé ainsi DC: VTI x Fréquence cardiaque x Surface aortique. Un patient dont le débit cardiaque augmentait de 15% après 500CC de cristalloïdes (DeltaDC500) était considéré comme répondeur. Si la ventilation mécanique était nécessaire, une stratégie protectrice était appliquée.

Statistiques: La corrélation de Spearman était utilisée. La courbe ROC et la zone grise étaient calculées pour deltaDc100.

**RESULTATS:** Au total 30 patients étaient inclus. Les diagnostics à l'admission étaient des sepsis sévère/choc septique (22), traumatisme crânien (4) et post opératoire (4). 65% des patients étaient ventilés et 45% nécessitaient un support en vasopresseur. On ne notait pas de différence entre répondeurs et non répondeurs. Quatorze patients étaient répondeurs (45%). Dc100 augmentait de 32% +/- 24% chez les répondeurs versus 10% +/- 8% chez les non répondeurs ( $p < 0,001$ ). DeltaDc100 était étroitement corrélé à DeltaDC500 ( $r = 0,78$ ;  $p < 0,001$ ). Le seuil optimal pour DeltaDc100 était de 14% avec une sensibilité et spécificité respectivement de 93% et 82%. L'aire sous la courbe ROC de DeltaDc100 était de 0,91 +/- 0,01. Après échantillonnage, une zone grise entre 11 et 20% était observée chez 29% des patients.

**CONCLUSION:** Notre étude montre que les variations du doppler carotidien après mini fluid challenge peuvent prédire la réponse au remplissage.

# SOMMAIRE

## 1<sup>ère</sup> partie :

- I) Introduction
- II) Physiopathologie
  - a) Notion de précharge
  - b) Précharge dépendance
- III) Outils de Monitoring
  - a) Thermodilution
  - b) Vélocimétrie doppler
    - 1. Doppler oesophagien
    - 2. Echographie doppler trans -thoracique et trans -oesophagien
  - c) Autre monitoring
- IV) Prédiction de la réponse au remplissage
  - a) Indice dynamique
  - b) Test de lever de jambe passif
  - c) Occlusion télé expiratoire
  - d) Epreuve de mini fluid challenge
- V) Doppler des artères périphériques

## 2<sup>ème</sup> partie

- I) Matériel et méthodes
- II) Résultats
- III) Discussion
- IV) Conclusion
- V) Références

## I) Introduction

Le remplissage vasculaire est l'une des plus fréquentes thérapies en réanimation. Il constitue la base de l'optimisation hémodynamique à la phase précoce du choc septique et en médecine périopératoire(1). Néanmoins, en réanimation, l'excès de remplissage au delà des 48 premières heures est associé à un pronostic de survie moindre (2). Ainsi il semble raisonnable d'administrer le minimum de remplissage nécessaire en cas d'instabilité hémodynamique à la phase précoce, puis d'adopter une attitude plus restrictive. Il serait donc préférable d'adopter une stratégie d'optimisation hémodynamique en visant un volume de remplissage minimal efficace. Une telle stratégie semble être associée à un meilleur pronostic de survie des patients (3). Néanmoins cela implique un monitoring hémodynamique incluant l'étude des variations du débit cardiaque lors du remplissage vasculaire. Récemment, l'étude multicentrique FENICE (centres français et belges), évaluant sur 24h le remplissage en réanimation, a révélé des conclusions pour le moins surprenantes (4). Tout d'abord, la précharge dépendance n'était testée que dans 50 % des cas avant remplissage. La pression veineuse centrale (PVC) recommandée par la Surviving Sepsis Campaign était l'indice le plus utilisé malgré son faible pouvoir prédictif (5). Ensuite dans 70 % des cas le paramètre utilisé comme critère de réponse au remplissage était l'augmentation de la pression artérielle malgré ses limites. En effet la pression artérielle fait l'objet d'une régulation fine à court et moyen terme en fonction de la douleur, du stress, de la température...(6). Par ailleurs les différentes situations physiopathologiques en réanimation (sepsis, stress chirurgical...) modifient la vasomotricité ainsi que la compliance artérielle. La pression artérielle n'est donc pas un substitut fiable du débit cardiaque. L'étude FENICE a permis de révéler certaines carences en pratique clinique concernant l'évaluation du remplissage en réanimation. Elle met aussi en exergue le décalage entre les nombreuses études sur les outils de monitoring et leur applicabilité réelle en réanimation. En effet ces études sont souvent réalisées dans des populations très sélectionnées et reflète ainsi peu la réalité clinique. Par ailleurs certains moniteurs hémodynamiques nécessitent une expertise pas toujours maîtrisée et

représente un cout qui limite leur utilisation. Il semble donc intéressant, au regard de ces résultats de rationaliser le remplissage vasculaire et de trouver d'autres outils de monitoring. Récemment, l'épreuve de mini remplissage ou mini-fluid challenge a été introduit comme test prédictif de la réponse au remplissage vasculaire afin d'éviter une surcharge vasculaire (7). Nous avons donc voulu tester ce nouvel outil au sein de notre hôpital en réanimation en évaluant les variations du débit carotidien par échographie doppler.

Ce travail est divisé en deux parties. Dans un premier temps après un rappel physiopathologique, nous effectuerons une revue de la littérature concernant les outils de monitoring hémodynamique et les différents indices de précharge dépendance disponible en réanimation. Dans un deuxième temps, nous présenterons les résultats de notre étude.

## **II) Physiopathologie :**

### **a) Notion de précharge.**

Dans les études expérimentales la précharge correspond à la longueur de la fibre myocardique avant sa contraction. En pratique clinique pour chaque ventricule droit ou gauche, la précharge peut être définie soit par la dimension du ventricule en télédiastole (diamètre, surface, volume), soit par les conditions de charge du ventricule en télédiastole (pression et contrainte transmurale) . La précharge dépend non seulement du retour veineux qui détermine la quantité de sang qui remplit le ventricule en diastole mais aussi de l'élastance diastolique. En diastole, la relation existant entre la pression ventriculaire transmurale et le volume ventriculaire n'est pas linéaire mais curvilinéaire. A la phase initiale, le volume et l'élastance augmentent dans des proportions similaires (phase linéaire) ; au delà d'un certain seuil, l'élastance diastolique devient plus importante (le ventricule devenant moins compliant) et une augmentation plus élevée des pressions de remplissage devient nécessaire pour

permettre une augmentation modérée du volume télédiastolique (phase curviligne). Différents facteurs peuvent augmenter l'élastance diastolique qu'ils soient intrinsèques (ischémie myocardique, hypertrophie myocardique) ou extrinsèques (dilatation d'un ventricule aux dépens de l'autre, épanchement péricardique). Dans ces cas, pour une même pression transmurale, le volume télédiastolique et donc le volume d'éjection systolique diminueront. Ces situations fréquentes en réanimation doivent être prises en compte dans l'évaluation du remplissage.

### **b) Précharge dépendance.**

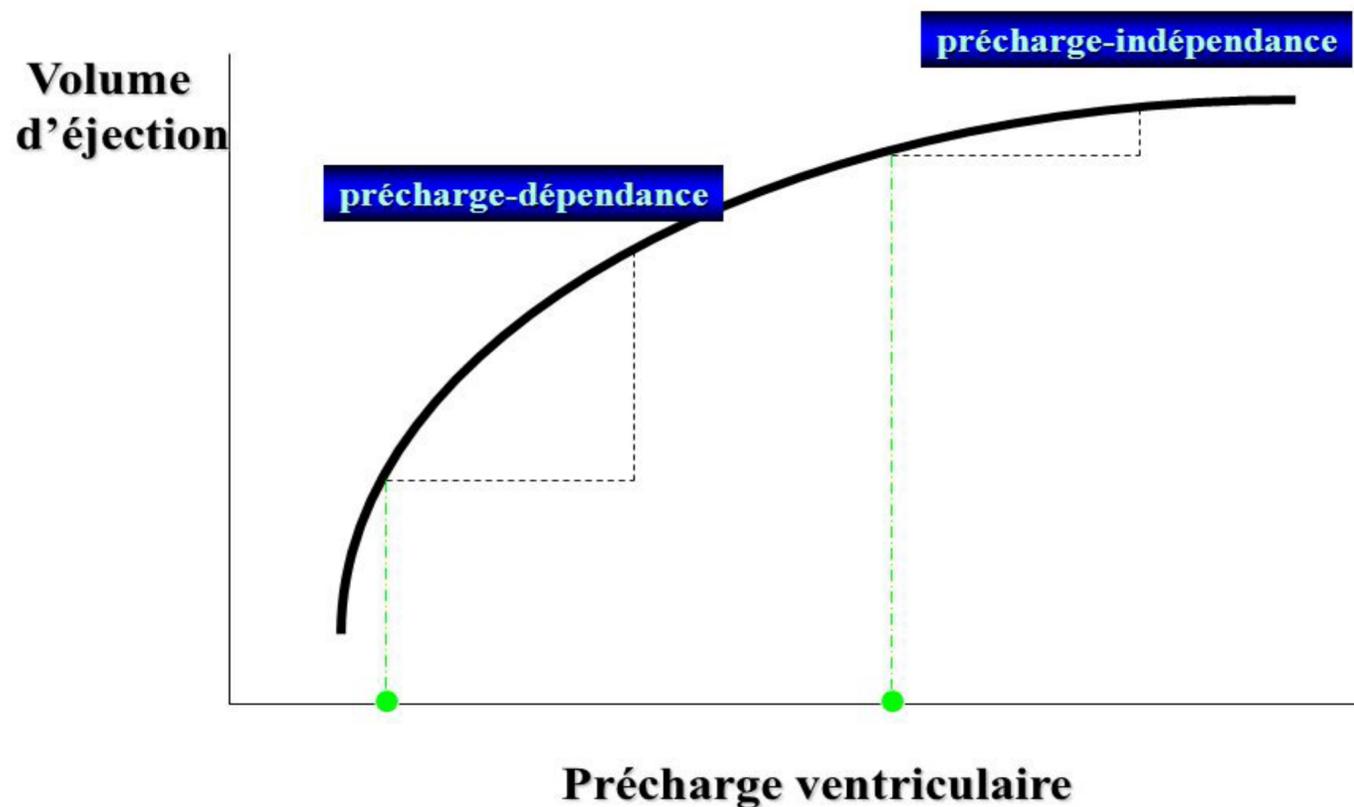
La notion de réponse au remplissage est définie par la capacité du ventricule gauche à augmenter son volume d'éjection en réponse à l'administration liquidienne. Historiquement le remplissage vasculaire a consisté en la réalisation d'épreuve dynamique appelée « fluid challenge » (7). Physiologiquement il s'agit d'évaluer dans quelle portion de la courbe de Frank Starling se trouve le patient (figure 1). En effet si le patient est sur la partie ascendante de la courbe, le débit cardiaque va augmenter ; on parle alors de patient « répondeur au remplissage ». Si le patient est sur la partie plane alors le débit ne change pas ou peu et le patient est dit « non répondeur ». Dans ce dernier cas, le risque est d'instaurer une surcharge vasculaire avec un transfert liquidien du secteur vasculaire vers le secteur interstitiel et de favoriser ainsi la constitution d'œdème généralisé, notamment au niveau pulmonaire. La notion de précharge dépendance s'applique aussi bien au ventricule gauche qu'au ventricule droit, les deux ventricules étant branchés en série.

Un des déterminants essentiels de la précharge dépendance est le retour veineux. En effet selon le modèle de Guyton le gradient de pression du retour veineux est la différence entre la pression motrice d'amont qui règne dans le réservoir périphérique (pression systémique moyenne PSM) et la pression de retour représentée par la pression auriculaire droite intravasculaire (POD). Cette notion est importante car en cas de choc hémorragique le retour veineux est par définition altéré par effondrement de la PSM et donc la mesure de la précharge dépendance est inutile dans cette

situation.

En pratique clinique la première étape consiste donc à monitorer le débit cardiaque pour évaluer l'efficacité du remplissage vasculaire. Un patient est dit «répondeur » si son débit cardiaque augmente d'au moins de 15% après administration de 500 ml d'une solution de remplissage (cristalloïde ou colloïde) (15 ;34). Pour cela, divers outils sont à la disposition du clinicien pour mesurer ou estimer le débit cardiaque.

### Courbe de fonction systolique ou courbe de Frank – Starling



**Figure 1**

### **III) Outils de monitoring hémodynamique en réanimation :**

Globalement les outils de monitoring reposent sur deux principes : la thermodilution et la vélocimétrie doppler.

### **a) La thermodilution :**

Ce mode de mesure du VES est basé sur l'intégration de la courbe de dilution d'un indicateur dans la circulation selon le principe de Stewart-Hamilton. À l'issue de l'injection d'un indicateur dans une cavité animée d'un débit constant, et en l'absence de recirculation, la quantité totale d'un indicateur à la sortie de la cavité correspond au produit du débit de sortie (en l'occurrence le débit cardiaque) avec la concentration instantanée à la sortie (8). En pratique clinique, l'injection d'un bolus froid de sérum physiologique permet de calculer le débit cardiaque grâce à une thermistance située à distance de l'injection par l'analyse instantanée de la baisse de la température sanguine. L'outil historiquement utilisé est le cathéter de Swan Ganz qui permet de calculer le débit du cœur droit et dont l'extrémité est située dans l'artère pulmonaire. L'injection ayant lieu en proximal au niveau de l'oreillette droite et le dispositif de thermistance se situant en distal du cathéter au niveau de l'artère pulmonaire. Néanmoins en raison de son invasivité, celle-ci n'est plus réservée qu'en périopératoire de chirurgie cardiaque ; elle reste néanmoins la technique de référence pour la mesure du débit cardiaque. Basé sur le même principe, la thermodilution transpulmonaire à travers la technologie PICCO® et Edwards® s'est développée secondairement ; Il s'agit d'un cathéter artériel disposant d'une thermistance associé à la mise en place d'un cathéter veineux central avec une autre thermistance. L'injection d'un bolus de sérum physiologique froid dans le système cave permet ainsi une mesure du VES. Cette mesure permet la calibration de la méthode complémentaire de l'analyse de l'onde de pouls. Certains moniteurs sont d'ailleurs uniquement basés sur cette analyse avec ou sans calibration par thermodilution préalable ; notamment le système sans thermodilution Vigileo/Flotrac® qui a montré son efficacité dans la prédiction du remplissage (9). Néanmoins en réanimation la présence de vasopresseur modifie la compliance artérielle et ainsi la fiabilité des mesures du débit cardiaque (10).

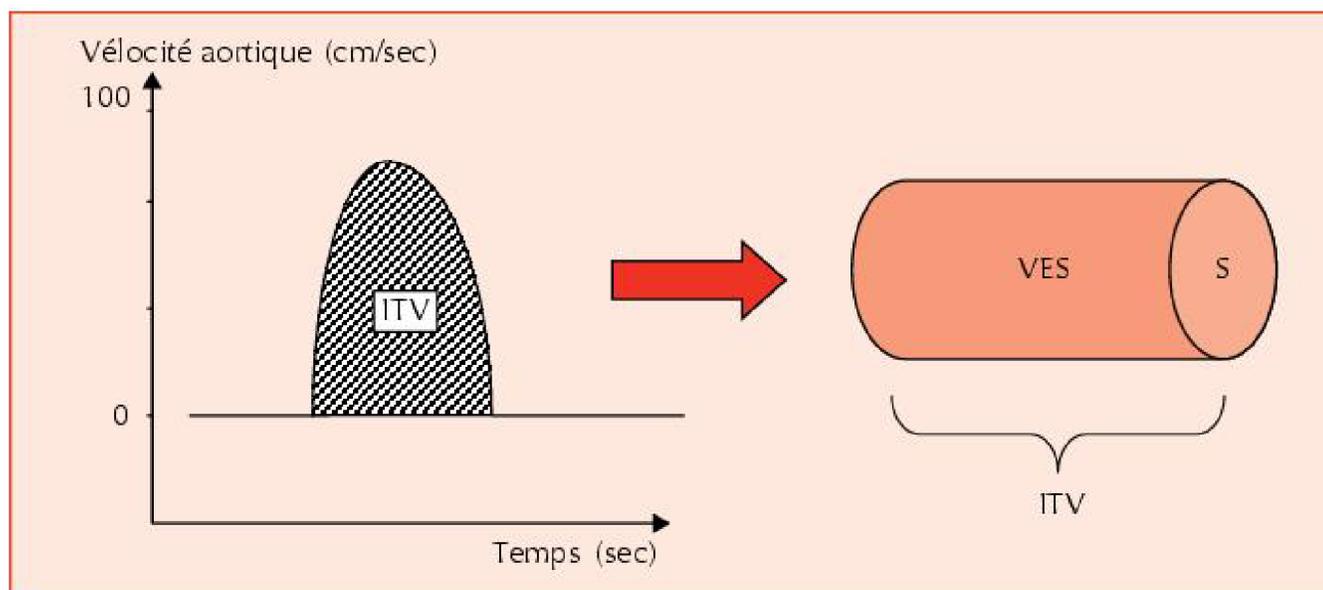
## b) La vélocimétrie doppler :

Cette technique est basée sur la mesure de la vitesse des érythrocytes par effet doppler (figure 2).

Au cours de cette méthode, le VES est assimilé à une colonne de sang dont la hauteur est égale à l'intégration durant le cycle cardiaque, de la vitesse des hématies ainsi appelé intégrale temps vitesse (ITV) (11). Une multiplication de cette hauteur par la surface de section de la colonne (chambre de chasse ventriculaire, surface aortique ou diamètre de l'aorte) permet un calcul du VES.

### 1) Doppler œsophagien :

Il s'agit d'une petite sonde flexible introduite dans l'œsophage par voie orale ou nasale manuellement jusqu'à l'obtention d'un signal doppler interprétable. La mesure principale utilisée est le Stroke Volume (SV) calculé à partir de l'ITV et de la surface de l'aorte. En fonction du modèle, la surface est estimée à partir d'abaque comprenant le sexe, l'âge, le poids (système Cardio Q©). Très étudié dans le monde anglo-saxon, le doppler œsophagien est néanmoins peu utilisé en France. Ceci vient probablement du fait que le signal doppler est difficile à obtenir et nécessite que la malade soit coopérant et souvent sédaté. Par ailleurs une courbe d'apprentissage est nécessaire et donc le doppler œsophagien reste opérateur dépendant (12).



**Figure 2** Principe de mesure du VES à partir de l'ITV dans l'aorte thoracique ascendante multiplié par la surface de section.  $VES (ml) = ITV (cm) \times S (cm^2)$

## 2) Echographie trans-thoracique ou trans-oesophagienne :

L'échographie a pris une place considérable dans le monitoring hémodynamique depuis une dizaine d'années. Les compétences en échographie font ainsi l'objet de recommandations au sein de la SRLF (13). Concernant le remplissage vasculaire la mesure et les variations de l'intégrale temps-vitesse sous aortique en coupe apical sont considérées comme un gold standard en réanimation. L'abord transoesophagien permet également l'accès aux variations de l'ITVssao ( $\Delta ITVssao$ ) et de la veine cave supérieure ( $\Delta VCS$ ) chez les patients sous ventilation mécanique. Néanmoins de manière surprenante l'étude FENICE a montré que l'échographie n'était utilisée que dans 2% des cas comme outil de monitoring. Une des explications est qu'elle nécessite une courbe d'apprentissage minimale pour être utilisée (13). La qualité des images échographiques peut aussi être affectée par bon nombre de facteurs (obésité, position du patient, déformations thoraciques, la ventilation mécanique, chirurgie cardiaque ou thoracique).

### **c) Autres techniques de monitoring**

Certains moniteurs de débit cardiaque sont basés sur la méthode de Fick fondée sur le fait que la consommation en oxygène est égale à la quantité d'oxygène ajouté au sang qui circule dans les poumons. Ainsi la consommation en oxygène peut être mesurée à partir de l'analyse des échanges gazeux. Seul le débit cardiaque participant aux échanges gazeux est mesuré. Ainsi le moniteur NICO additionne le shunt pulmonaire évalué à partir des courbes iso-shunt de Nunn (relation entre  $FIO_2$  et  $PaO_2$  estimée par la  $SpO_2$ ). Ceci implique un certain nombre d'approximations (stabilité du débit cardiaque, estimation du shunt) constituant des sources d'erreurs peu compatibles avec son utilisation en réanimation (14). Il existe également un autre type de monitoring basé sur la

bioréactance thoracique, qui utilise les variations de la conductivité électrique thoracique induites par les mouvements du sang dans le thorax durant la systole ventriculaire au cours de l'application d'un courant alternatif de faible amplitude et haute fréquence. Une nouvelle technologie, le NICOM, mesure les variations de fréquence des courants électriques traversant le thorax plus que les variations d'impédances qui sont moins sensibles au bruit de fond. En réanimation malgré de nombreux paramètres à régler, le système NICOM permet une estimation de la réponse au remplissage satisfaisante (15). Néanmoins le positionnement précis des électrodes ainsi que les artéfacts liés à la ventilation rend son utilisation à large échelle difficile.

## **IV) Prédiction de la réponse au remplissage.**

### **a) Indice dynamique**

Afin d'éviter des remplissages successifs pour monitorer la précharge dépendance et ainsi limiter les apports liquidiens, le concept de prédiction de la réponse au remplissage est apparu. Il s'agit initialement du développement d'indice dynamique basé sur les interactions cœur poumon (figure3). Plusieurs indices ont été étudiés comme les variations de la pression pulsée ( $\Delta PP$ ), du volume d'éjection systolique ( $\Delta VES$ ), de la veine cave supérieure ( $\Delta VCS$ ) ou encore de l'ITVssao ( $\Delta ITVssao$ ) (16,17). Néanmoins tous ces outils ne sont valables que sous strictes conditions : le patient doit être ventilé avec un volume courant au moins égal à 8ml/kg de poids idéal, profondément sédaté pour éviter la respiration spontanée, en rythme sinusal régulier, avec un rapport fréquence respiratoire/cardiaque  $< 3$ . Ces conditions sont mises à l'épreuve de l'évolution des pratiques en réanimation avec d'une part la tendance à réduire le volume courant à 6ml/kg pour tous les patients ventilés et non plus seulement ceux présentant un SDRA. D'autre part les études récentes montrent que l'excès de sédation à la phase précoce en réanimation (dans les 48h) est associé à une mortalité

accrue (18). Ainsi les recommandations récentes concernant la sédation incitent à favoriser la respiration spontanée pour diminuer la durée de ventilation mécanique (19). Une enquête de pratique multicentrique sur 1 jour a mis en évidence que les indices dynamiques n'étaient utilisables que chez 2% des patients en réanimation polyvalente (20). Ceci est dû en grande partie à la population hétérogène de l'étude avec en particulier 50% de patients non ventilés. Biais et al ont aussi montré, dans une étude multicentrique sur une large cohorte de patients ventilés et sédatisés, que la zone grise du  $\Delta PP$  (les valeurs non concluantes) représentait 62% des patients (21).

Certains patients, notamment les patients avec une défaillance ventriculaire droite, vont présenter des critères de précharge dépendance d'après les indices dynamiques alors qu'ils ne seront pas répondeurs (faux positifs) ; ceci en rapport non pas à une diminution de la précharge mais plutôt à une augmentation importante de la post charge du VD. Ces indices ne sont donc pas valables chez cette population. Compte tenu de ces faux positifs, d'une zone grise relativement étendue et des conditions de validité stricts de ces indices dynamiques ; la mesure du VES semble une méthode de choix pour estimer la réponse au remplissage. D'autres outils se sont donc développés pour dépasser ces limites.

### **b) Test de lever de jambe passif.**

Le lever de jambe est responsable d'une augmentation transitoire de la précharge via le transfert du sang veineux des membres inférieurs au compartiment thoracique. L'intérêt de cette manœuvre est de créer un « auto remplissage » réversible donc sans effet secondaire (22). Par ailleurs cette méthode est validée en cas de respiration spontanée, de compliance pulmonaire effondrée mais aussi d'arythmies cardiaques (23,24). Néanmoins sa réalisation nécessite un minimum de rigueur pour ne pas fausser les mesures (25) (figure 2). Une méta analyse récente sur 1000 patients retient une augmentation de 10% +/- 2 du débit cardiaque après lever de jambe comme valeur seuil (26).

**Figure 4** : Lever de jambe correspondant à un basculement de 45° de l'ensemble tronc et membres inférieurs



- A) Patient en position semi assise à 45°
- B) Le Lit est basculé de 45°
- C) La tête est basculée horizontalement

### **c) Occlusion télé expiratoire**

L'occlusion télé expiratoire est réalisée en interrompant la ventilation mécanique pendant 15 secondes par une pause télé expiratoire. Il s'agit comme le lever de jambe d'un « auto remplissage » en diminuant la pression thoracique au cours de l'inspiration et ainsi augmenter le retour veineux (27). Une augmentation du débit cardiaque de 5% après occlusion permet de prédire la réponse au remplissage y compris chez les patients en arythmies et en SDRA (28). La pause télé expiratoire peut aussi être évaluée efficacement par la pression pulsée contrairement au lever de jambe qui modifie

la compliance artérielle et donc l'approximation du VES.

#### **d) Epreuve de mini remplissage vasculaire.**

En 2011, Muller et al ont introduit une nouvelle méthode de prédiction de la réponse au remplissage. Ce mini remplissage consiste à mesurer les variations de l'ITVssao après l'administration de 100 cc de colloïdes (29). Une augmentation de plus de 10% de l'ITVssao permet de prédire la réponse au remplissage. Physiologiquement ces résultats prometteurs reposent sur la morphologie de la courbe de Starling. En cas de précharge dépendance la pente de la courbe fait qu'avec un petit volume on obtient une augmentation significative du débit cardiaque. Néanmoins cette étude concerne une population sélectionnée avec des patients profondément sédatisés. Par ailleurs la valeur de 10% choisi par les auteurs, n'était pas le meilleur seuil statistique mais celui le plus pertinent cliniquement en rapport avec la variabilité interindividuelle de l'ITVssao (3 à 8%). Ainsi si les performances diagnostiques du test sont bonnes en terme de sensibilité (95%) ; la spécificité (78%) est quant à elle discutable par rapport à la pause télé expiratoires (Se 91% ; Sp 100%) ou le lever de jambe (Se 90% ; Sp 91,4%) dans des populations comparables (21). Cette différence a un sens cliniquement car cela signifie que dans 1 cas sur 5 environ le test est positif alors que le patient n'est pas répondeur.

#### **VI) Dopplers artériels périphériques.**

Parallèlement au développement de l'échographie en réanimation, plusieurs études se sont intéressées au doppler des artères périphériques. Ces techniques basées sur la vélocimétrie doppler ont l'avantage d'être totalement non invasive et simple d'utilisation. Monge Garcia et al ont montré en 2006 que le doppler au niveau radial permettait de monitorer la réponse au remplissage chez des patients ventilés en réanimation. En 2009, chez des patients non ventilés en sepsis sévère ou atteint

de pancréatite aigue, Préau et al ont montré qu'une épreuve de lever de jambe monitorée par doppler fémoral était bien corrélée au débit cardiaque en mesurant les variations systoliques fémorales ( $\Delta V_{syst}$ ) ( $\Delta V_{syst} > 8\%$ , Se :86% ; Sp 80%) (30). En 2013, Luzi et al ont confirmé ces résultats en mesurant les variations d'ITV fémoral ( $\Delta ITV_f$ ) chez des patients ventilés ( $\Delta ITV_f > 10\%$  ; Se : 80% ; Sp 84%) (31). Néanmoins dans ces deux études la sensibilité et la spécificité restent inférieures à 90%. Ces résultats peuvent s'expliquer par les modifications physiopathologiques de l'hémodynamique vasculaires au cours d'un état de choc. En effet plusieurs études expérimentales ont démontré une modification du flux sanguin aux dépens des organes nobles que sont les reins, les vaisseaux coronariens et le cerveau (32,33). En ce sens le doppler carotidien semble être une localisation préférentielle pour évaluer les modifications hémodynamiques. Récemment Marik et al ont confirmé cette hypothèse en montrant qu'après une épreuve de lever de jambe, une augmentation de 20% du débit carotidien prédisait de manière excellente la réponse au remplissage (Se 94% ; Sp 86%) (34). En se basant sur ce résultat prometteur, notre étude a pour objectif d'évaluer une épreuve de mini remplissage vasculaire guidée par le doppler carotidien en réanimation. Le critère de jugement principal sera les variations du débit carotidien mesuré après administration de 100cc de cristalloïdes. Les critères de jugement secondaires sont les variations des vitesses carotidiennes systolique et diastolique après 100 cc de cristalloïdes.

2<sup>ème</sup> partie.

<b>EVALUATION D'UNE MINI EPREUVE DE REMPLISSAGE VASCULAIRE PAR DOPPLER CAROTIDIEN EN REANIMATION.</b>
---

### **I) Matériel et méthodes :**

Il s'agit d'une étude prospective observationnelle réalisée dans les réanimations polyvalente et neurochirurgicale du Groupe Hospitalier Sud Réunion de juillet à décembre 2015. Cette étude a été approuvée par le comité de protection des personnes de Bordeaux. Tous les patients ont reçu une lettre d'information et signé un consentement écrit.

#### Objectif principal :

Evaluer les variations du débit carotidien après mini fluid challenge comme indice prédictif de la réponse au remplissage vasculaire.

#### Objectifs secondaires :

Evaluer les variations des vitesses systoliques et diastoliques du flux carotidien après mini fluid challenge comme indice prédictif de la réponse au remplissage vasculaire.

#### **Population :**

##### Les critères d'inclusion :

Tout patient nécessitant un remplissage vasculaire rapide à la discrétion du médecin. Le remplissage était administré selon la présence de signes d'hypoperfusion tissulaire : clinique (hypotension artérielle, tachycardie, oligurie, marbrures) et /ou biologique (insuffisance rénale, acidose lactique).

##### Les critères d'exclusion :

Patients mineurs, refus de participer, oedème aigue pulmonaire, choc hémorragique, sténoses

carotidiennes, antécédents de chirurgie carotidienne, patient moribond, mauvaise échogénicité cardiaque.

**Critères de jugement :**

Critères de jugement principal :

- Variations du débit carotidien après administration de 100cc de cristalloïde mesurées par échographie doppler.
- Variations du débit cardiaque après 500 ml de cristalloïde mesurées par échocardiographie doppler.

-Critère de jugement secondaires :

- Variations des vitesses systoliques du flux carotidien après administration de 100cc de cristalloïde mesurées par échographie doppler.
- Variations des vitesses diastoliques du flux carotidien après administration de 100 cc de cristalloïde mesurées par échocardiographie doppler.
- Variations du débit cardiaque après 500 ml de cristalloïde mesurées par échocardiographie doppler.

**Mesures :**

Les variations de la mesure du débit cardiaque par échocardiographie étaient la méthode de référence choisie pour évaluer la réponse au remplissage. Toutes les mesures échodoppler ont été réalisées avec un appareil d'échographie General Electric Vivid E9 XD Clear.©\_

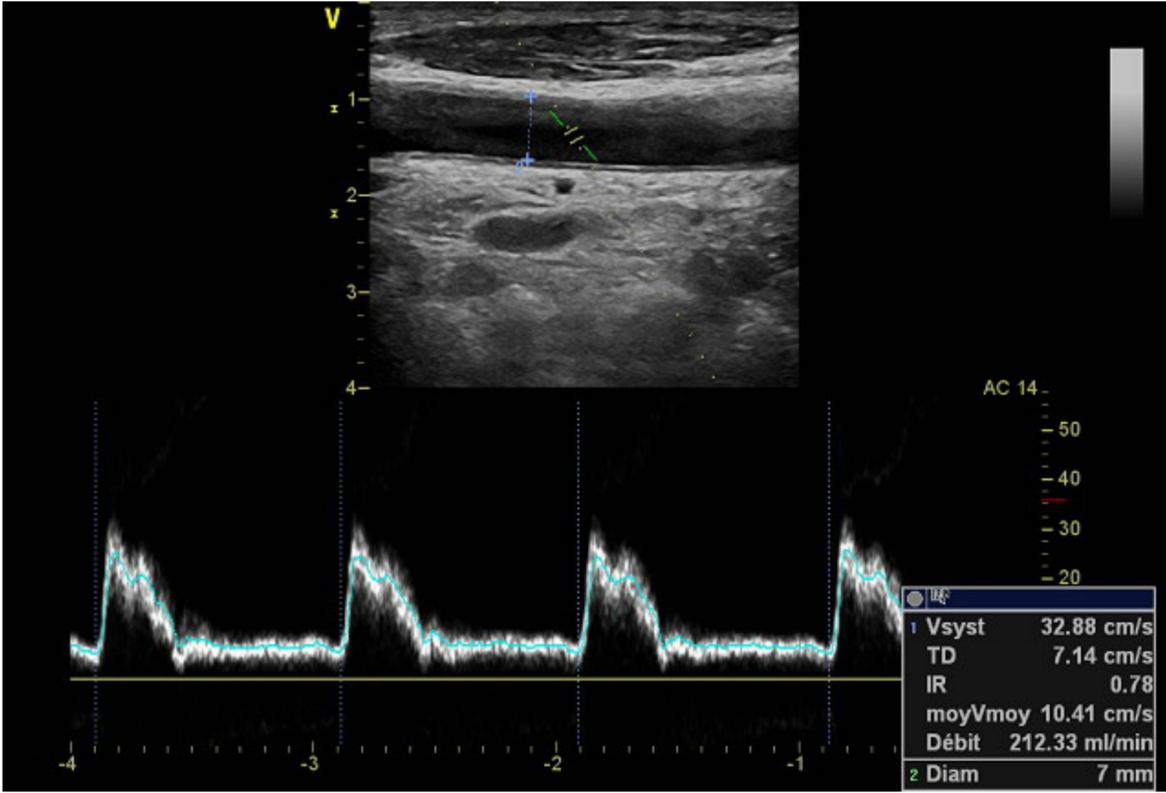
a) Echographie cardiaque : \_\_\_\_\_

L'intégrale temps vitesse sous aortique (ITVssao) était enregistré en coupe apicale en doppler pulsé après avoir vérifié l'intégrité de la valve aortique et l'absence de valvulopathie. La mesure obtenue était moyennée sur 3 cycles afin de diminuer les variations intra individuelles. Le diamètre de l'aorte était mesuré en coupe parasternale grand axe, permettant le calcul de la surface aortique ( $S_{ao} = \pi d^2 / 4$ ). Le diamètre aortique n'a pas été recalculé considérant qu'il est stable entre deux mesures. Le débit cardiaque était donc calculé comme suit :  $DC \text{ (ml/min)} = ITV_{ssao} \times S_{ao} \times FC$ . La fraction d'éjection ventriculaire était évaluée selon la méthode de Simpson.

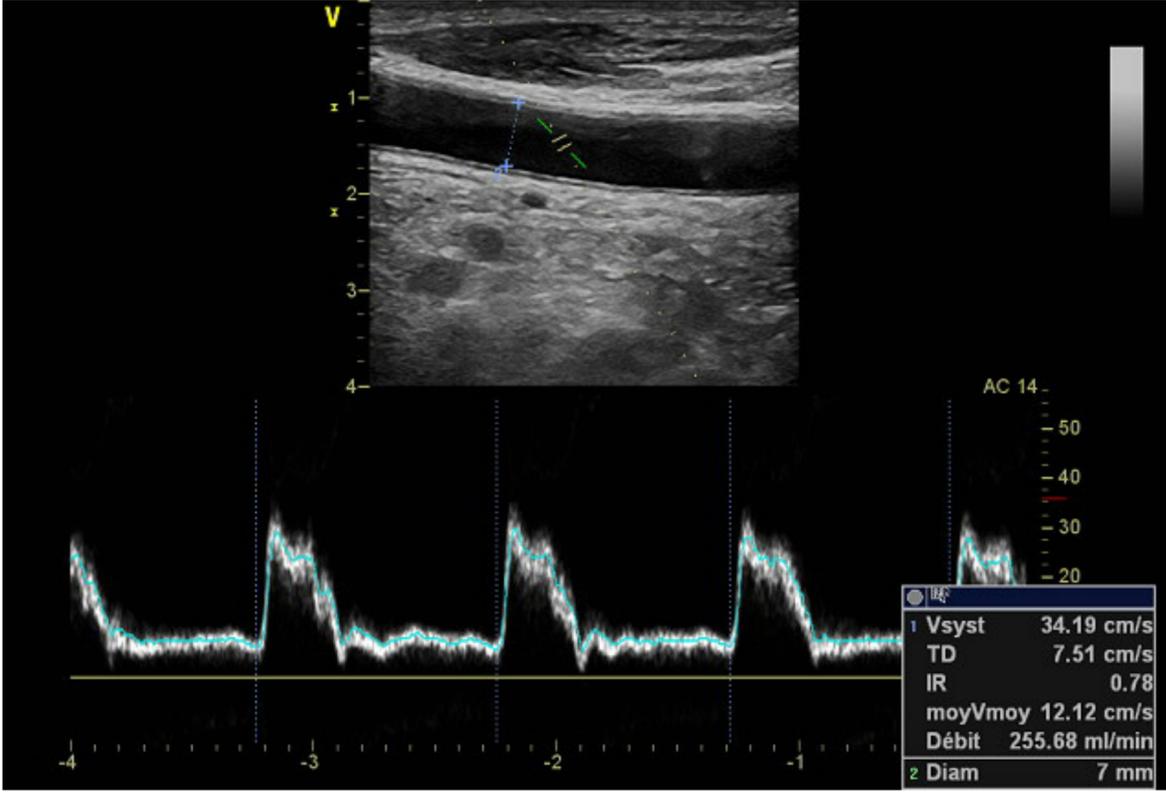
b) Doppler carotidien :

Les images doppler étaient obtenues avec une sonde vasculaire 5 MHz dans la même position que les mesures trans-thoraciques (demi assis 30-45°). Avant les mesures l'absence de sténoses carotidiennes bilatérales était vérifiée en doppler couleur. La mesure du diamètre maximal en diastole était effectuée en coupe transversale puis on effectuait une rotation à 90° de la sonde doppler pour aligner la carotide commune en coupe longitudinale. Le curseur était placé au milieu de l'artère et ajusté de telle façon à obtenir un angle de mesure inférieur à 60° pour optimiser le signal doppler **(figure 1)**. La variabilité intra individuelle était réduite par la moyenne sur 3 mesures. L'échelle de mesure n'a pas été modifiée durant toute l'étude. L'intégrale temps vitesse de la carotide commune (ITVcc) était mesuré automatiquement sur l'enveloppe doppler du signal. Le débit carotidien (ml/min) était ainsi calculé automatiquement  $D_c = \pi \times d^2 / 4 \times ITV_{cc} \times F_c$ .

**Figure 1:** Variation du débit carotidien après 100cc. Noter les variations à la fois des vitesses systoliques et diastoliques



+ 100cc



**Design de l'étude :**

Une première série de mesure était réalisée à T0 : Pression artérielle systolique (PAS), fréquence cardiaque (FC), diamètre sous aortique (dssao) et ITVssao ; diamètre de la carotide commune (dcc) et débit carotidien (Dc), vitesse systolique (Vs) et diastolique (Vd) du flux carotidien.

Une deuxième série de mesure était réalisée après administration de 100 cc de cristalloïdes sur 1 min (T100) : dcc, Dc, Vs, Vd, PAS et FC.

Les variations du débit cardiaque étaient mesurées après l'administration des 400cc de cristalloïdes suivant (T500) : ITVssao.

Les variations du Dc et du DC étaient exprimées en pourcentage :  $\text{variation (\%)} = 100 \times (\text{valeur post remplissage} - \text{valeur initiale}) / \text{valeur initiale}$ . Le patient était considéré comme répondeur si son débit cardiaque augmentait de 15% après l'administration de 500cc de cristalloïdes. Le seuil de 15% était choisi sur la base de précédentes études (35 ,36)

**Analyse statistique :**

Le logiciel Xlstat Biomed était utilisé pour les statistiques descriptives et la courbe ROC. Le logiciel Medcalc version 16.2.1 était utilisé pour le calcul de l'effectif et la zone grise. Un effectif de 30 patients était nécessaire pour montrer que les variations de Dc permettaient de prédire la réponse au remplissage avec une AUC > 0,8, une puissance de 80%, un risque alpha à 0,05 et un risque beta de 20%. La distribution normale des données était évaluée par le test de Shapiro Milk. La comparaison des données entre les patients répondeurs et non répondeurs était réalisée par le test de Mann-Whitney. La corrélation linéaire était calculée par le coefficient de Pearson ou Spearman en fonction de la distribution des données. Une courbe ROC était construite pour tester la capacité du doppler carotidien à prédire la réponse au remplissage après une épreuve de mini remplissage. L'aire sous la courbe (AUC) était ainsi calculée et exprimée en AUC +/- standard déviation. Les valeurs du seuil choisi sur la courbe ROC étaient celles correspondant à l'indice de Youden. P<0.05 était considéré

comme statistiquement significatif. Les données étaient exprimées en moyenne $\pm$  SD ou en médiane (interquartile range) en fonction de la distribution. Pour éviter une approche binaire avec une seule valeur seuil non adaptée à la pratique clinique, nous avons choisi de calculer la zone grise c'est à dire un intervalle de valeur non concluante. La zone grise était déterminée par échantillonnage en deux étapes selon l'approche de Cannesson et al (37). Tout d'abord en calculant l'intervalle de valeur avec une sensibilité et/ou spécificité < 90% (valeurs non concluantes). Ensuite en utilisant l'intervalle de confiance 95% de l'indice de Youden échantillonné. La zone grise retenue étant la plus large parmi ces deux méthodes.

## **II) Résultats :**

Au total trente patients étaient inclus pour l'analyse des données. Six patients étaient exclus pour mauvaise échogénicité cardiaque. Aucun n'a été exclu pour sténose carotidienne. Les diagnostics à l'admission se répartissaient comme suit : sepsis sévère/choc septique (n= 22) ; hémorragie méningée (n= 4) ; postopératoire (n=4). Dix sept patients étaient intubés (67%) ; tous avec un volume courant autour de 6ml/kg et dont la majorité conservaient une ventilation spontanée. Quinze patients recevaient de la noradrénaline (45%). Au total quatorze patients (46%) étaient répondeurs et seize non répondeurs (54%). On ne constatait pas de différence significative entre les patients « répondeurs » et « non répondeurs » à l'inclusion concernant les caractéristiques démographiques, les critères de gravité cliniques, les données hémodynamiques ou échographique (tableau 1) ; excepté la Vs du flux carotidien initiale qui est significativement plus faible chez les patients répondeurs (p= 0,02).

**Tableau 1 : Caractéristiques des patients à l'inclusion et comparaison entre répondeurs et non répondeurs.**  
 FEVG (Fraction d'éjection ventriculaire gauche) ; SAPS 2 (Score physiologique de sévérité simplifié) ; FC (fréquence cardiaque) ; PAS (Pression artérielle systolique) ; ITVssao (Intégrale temps vitesse systolique) ; DC (débit cardiaque) ; Dc (débit carotidien) ; Vs (vitesse systolique du flux carotidien) ; Vd (vitesse diastolique du flux carotidien).

<b>Caractéristiques</b>	<b>Répondeurs N= 14</b>	<b>Non Répondeurs N= 16</b>	<b>P valeur</b>
<b>Age</b>	63 +/- 10	57 +/- 11	0,11
<b>Score SAPS2</b>	54 +/- 13	52 +/- 8	0,95
<b>Sexe ratio M/F</b>	11/5	10/6	0,8
<b>FEVG (%)</b>	58 +/- 6	59 +/- 4	0,86
<b>Noradrénaline (<math>\mu</math>/kg/min)</b>	0,53 +/- 0,3	0,59 +/- 0,4	0,8
<b>FC (bts/min)</b>	103 +/- 16	93 +/- 20	0,2
<b>PAS (mm Hg)</b>	90 +/- 6	107 +/- 22	0,105
<b>ITVssao (cm)</b>	14 +/- 4	17 +/- 4	0,052
<b>DC (ml/min)</b>	4512 +/- 850	4673 +/- 1225	0,47
<b>Dac (ml/min)</b>	184 +/- 76	204 +/- 53	0,6
<b>Vs (cm/s)</b>	38 +/- 17	56 +/- 28	<b>0,02</b>
<b>Vd (cm/s)</b>	9,4 +/- 7	8,6 +/- 3	0,6

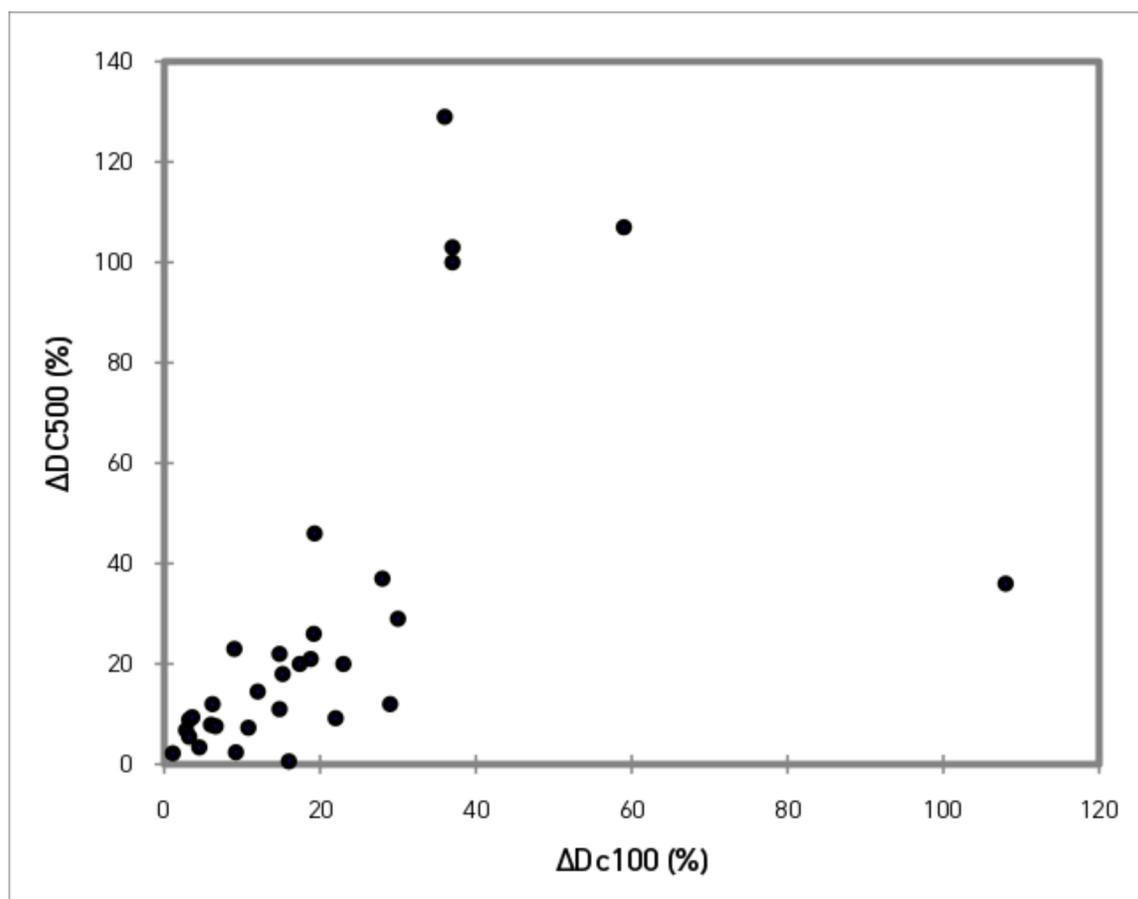
Après 100cc de remplissage (T100), seuls  $\Delta$ Dc100 et  $\Delta$ Vd100 étaient significativement augmentés chez les répondeurs versus non répondeurs (**tableau 2**). Après 500cc,  $\Delta$ ITV était significativement plus élevés chez les répondeurs versus non répondeurs (49% vs 7% ;  $p < 0,001$ ). La corrélation entre débit carotidien et cardiaque était évaluée par la méthode de Spearman. Chez tous les patients  $\Delta$ Dc100 était bien corrélée à  $\Delta$ DC500 ( $r = 0,78$  ;  $P < 0,001$ ) (**figure 2**). En revanche  $\Delta$ Vs100 et  $\Delta$ Vd100 n'étaient pas corrélées au  $\Delta$ DC500, respectivement  $r = 0,11$  et  $r = 0,28$  ( $p > 0,05$ ).

Par ailleurs les variations de l'index de résistance ( $IR = Vs - Vd / Vs$ ) montre une diminution en moyenne

de 5% +/- 6 chez les répondeurs versus une augmentation moyenne de 2% +/-2 chez les non répondeurs.

**Tableau 2 : Comparaison des variations des données hémodynamiques et échographiques après 100cc de cristalloïdes entre répondeurs et non répondeurs.** Les valeurs sont exprimées en pourcentage (%). Dc (Débit carotidien) ; Vs (Vitesse systolique) ; Vd (Vitesse diastolique) ; dc (diamètre carotidien) ; FC ( Fréquence cardiaque) ; PAS ( Pression artérielle systolique).

Données	Répondeurs	Non Répondeurs	Valeur P
$\Delta Dc100$ (%)	32 +/- 24	10 +/- 8	0,001
$\Delta Vs100$ (%)	11 +/- 7	7 +/- 10	0,6
$\Delta Vd100$ (%)	26 +/- 46	17 +/- 18	0,62
$\Delta dc$ (%)	2 +/- 2	0	0,07
$\Delta FC$ (%)	1,1 +/- 1	0,8 +/- 1,3	0,17
$\Delta PAS$ (%)	2,2 +/- 3	1,3 +/- 1,5	0,46

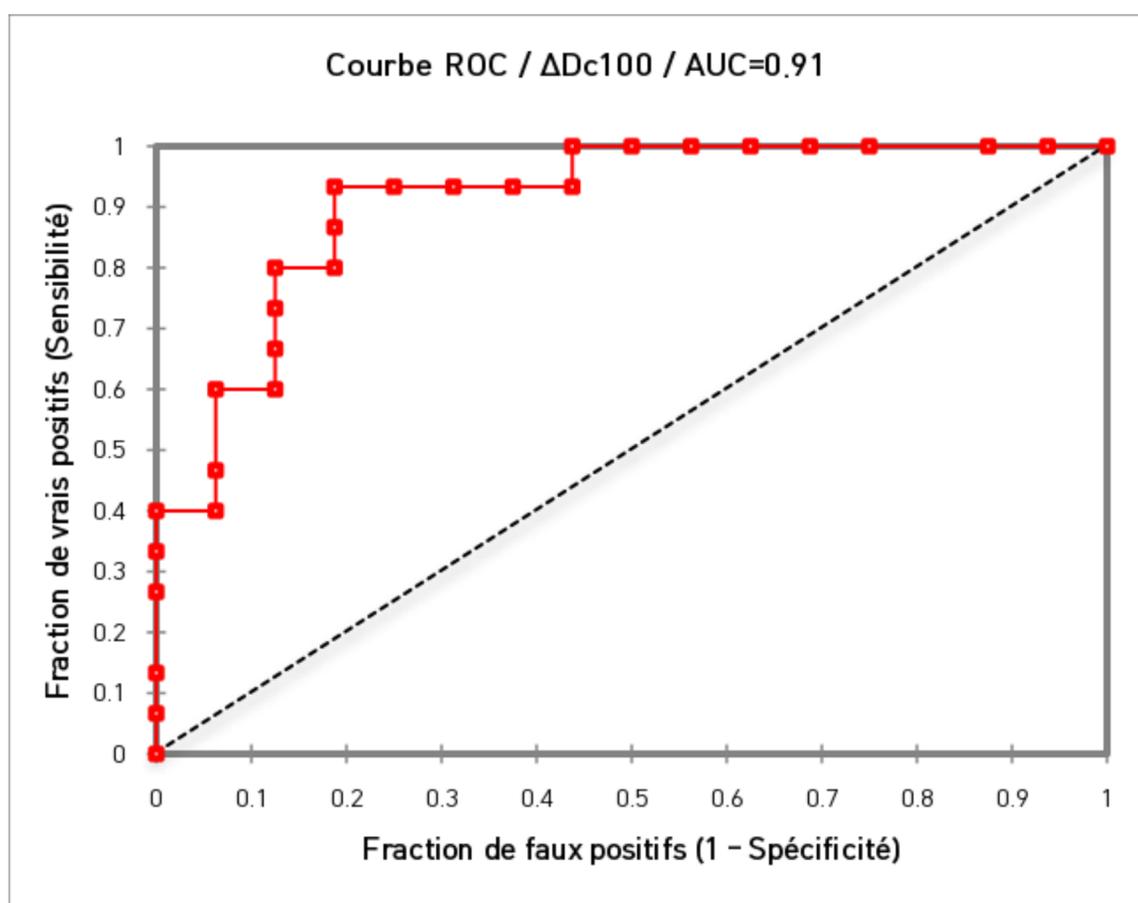


**Figure 2. Corrélation entre  $\Delta Dc100$  et  $\Delta DC500$ .**

### Prédiction de la réponse au remplissage

La figure 2 montre que  $\Delta Dc100$  permet de prédire la réponse au remplissage à 500cc avec une AUC de 0,91 +/- 0,01. Le meilleur seuil retenu est de 14% permettant d'obtenir une Se de 93 %, une Sp de 82 %, une VPP de 82%, une VPN de 93%, un rapport de vraisemblance (RV) positif à 4,98 et un RV négatif à 0,08. L' odds ratio calculé (RV+/RV-) est de 62.

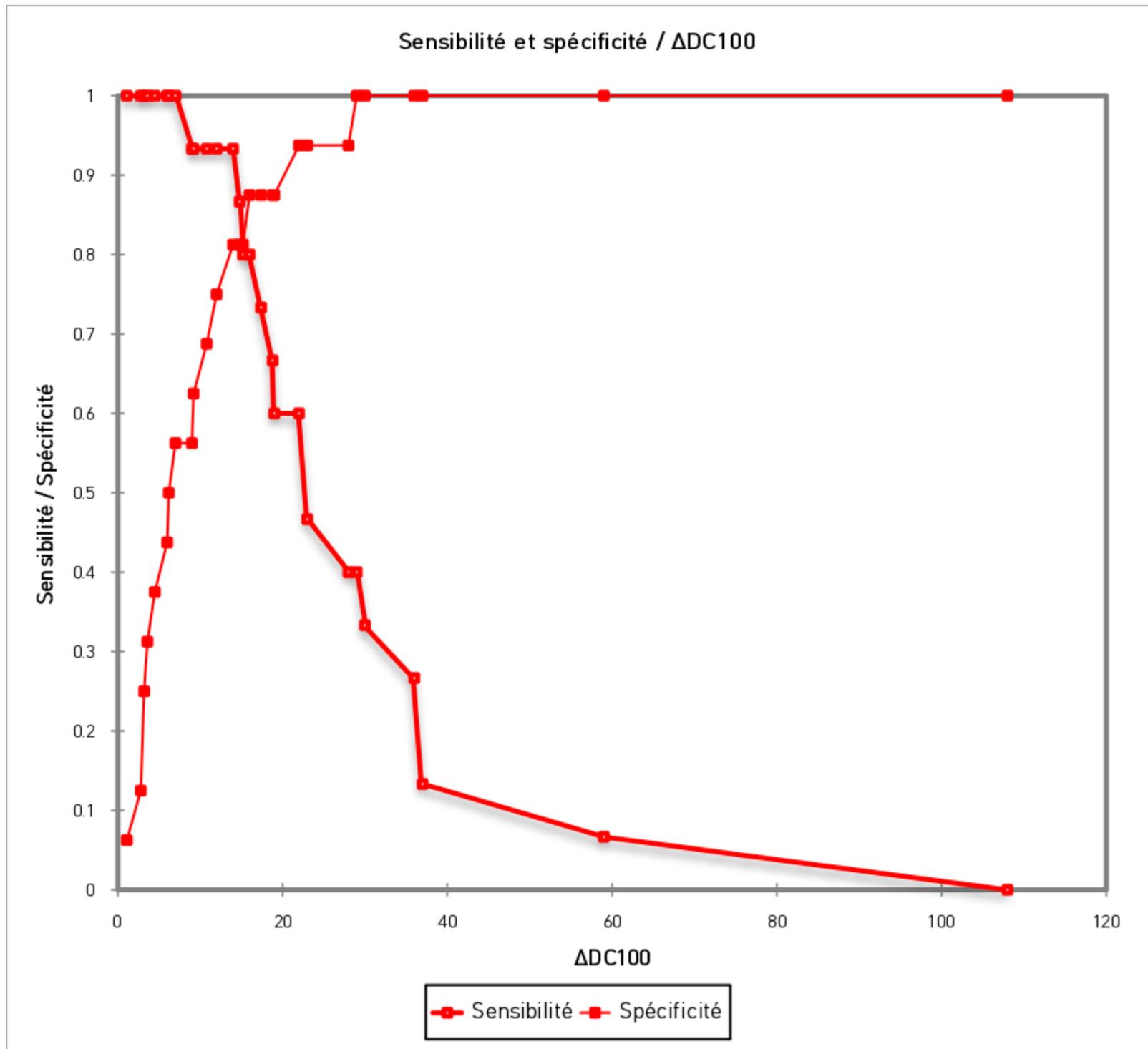
L'aire sous la courbe pour  $\Delta Vd100$  est de 0,53 +/- 0,03 (p=0,7). Pour  $\Delta Vs100$ , l' AUC est de 0,57 +/- 0,09 (p=0,13).



**Figure 3. Courbe ROC pour la prédiction de la réponse au remplissage de  $\Delta Dc100$ .**

Concernant la zone grise de  $\Delta Dc100$ , après échantillonnage on obtenait un indice de Youden à 14% avec un IC 95% entre 11% et 20%. L'analyse des sensibilités et spécificités avec une tolérance de 10% montrait une zone grise comprise entre 13,1% et 15,8%. Ainsi la zone grise retenue la plus large était

celle entre 11% et 20%. Au total dans notre cohorte, 9 patients (29%) se situaient dans cette zone  
**(figure 4).**



**Figure 4. Détermination de la zone grise correspondant à l'intervalle de valeur non concluante entre 11 et 20%. Répartition en pourcentage des effectifs avec 35% en dessous de 11% et 36% au dessus de 20%.**

### III) Discussion

#### Paramètre du doppler carotidien.

Cette étude démontre que la variation du débit carotidien après 100cc de cristalloïdes permet de prédire la réponse au remplissage dans une population hétérogène de patients en réanimation.

En effet, une augmentation du  $\Delta Dc100 > \text{à } 14\%$  permet de prédire la réponse au remplissage avec une spécificité de 93%, une sensibilité de 82% avec une zone grise comprise entre 11 et 20%. L' odds ratio calculé à 62 confirme le gain diagnostique important de cette méthode.

Dans notre étude la variabilité inter individuelle était de  $5,8\% \pm 3,2$  similaire aux études antérieures et éloignée de la limite inférieure de la zone grise (30,31,34). Le doppler carotidien semble donc être un outil pertinent et reproductible pour monitorer un mini fluid challenge.

La corrélation entre  $\Delta Dc100$  et  $\Delta DC500$  est bonne ( $r= 0,78$ ). Ainsi le débit carotidien augmente dans les mêmes proportions que le DC excepté certaines valeurs extrêmes hautes. En pratique clinique, le mini-fluid challenge sur doppler carotidien pourrait donc permettre une titration du remplissage ; l'intensité de la variation du Dc permettant d'estimer la position du patient sur la courbe de Franck Starling.

Des études récentes suggèrent l'intérêt des variations de vitesse systolique sur le doppler fémoral dans la réponse au remplissage après « test de lever de jambe » ou « fluid challenge » de 500 ml (30 ;31). Cependant, dans notre travail, le  $\Delta Vs100$  et  $Vd100$  sur doppler carotidien n'apparaissent pas comme de bon indicateur de précharge dépendance . Ceci s'explique car sur le plan physiologique, la circulation fémorale est un système à haute résistance avec une perfusion tissulaire dépendante essentiellement de la systole alors que la circulation cérébrale et à un moindre niveau la carotide commune est un système à basse résistance avec une composante diastolique plus importante. La régulation de la pression de perfusion cérébrale est ainsi complexe comme le montre

les variations de l'index de résistance (IR) reflète de la vasomotricité cérébrale. En effet l'IR diminue chez les répondeurs par rapport aux non répondeurs mais aussi chez les patients faux positifs. Ceci suggère une certaine autonomie de l'hémodynamique cérébrale vis à vis de l'hémodynamique systémique, par l'intermédiaire d'une autorégulation exacerbée en cas de sepsis (38).

On note aussi une tendance à la variation du diamètre carotidien chez les patients répondeurs mais qui n'est pas statistiquement significative contrairement à l'étude de Marik et al (34). Dans celle-ci la méthode utilisée était le lever de jambe passif correspondant approximativement à un remplissage de 200 à 300cc responsable d'une variation de débit carotidien deux fois plus importante (79% versus 34% dans notre étude) ; ceci pouvant expliquer la différence de variation de diamètre. Ainsi, contrairement au débit cardiaque calculé à partir d'un diamètre de chambre de chasse constant, le calcul du débit carotidien doit prendre en compte une variabilité du diamètre de la carotide en fonction du remplissage effectué. Cette notion avait déjà été évoquée par Monnet et al lors de l'utilisation du doppler oesophagien en réanimation où le diamètre de l'aorte thoracique descendante variait lors d'une vasoplégie importante ou une hypovolémie profonde (39).

#### Epreuve de mini remplissage.

Les conclusions de l'étude FENICE montrent qu'un fluid challenge de 500cc était souvent réalisé guidé ou non par les indices de précharge dépendance. Le mini fluid challenge à 100cc apparaît donc comme la méthode la plus adaptée à la pratique clinique pour limiter le volume total perfusé et éviter le remplissage inutile voire délétère.

Le mini-fluid challenge a été introduit par Muller et al comme alternative au test de lever de jambe

passif (29), ce dernier n'étant pas toujours réalisable en pratique clinique (polytraumatisme, syndrome du compartiment abdominal, hypertension intracrânienne) ; l'épreuve de mini remplissage présente également l'avantage d'être un outil à la fois diagnostique et thérapeutique.

Muller et al ont proposé un mini fluid challenge guidé par les variations de l'ITVssao avec un seuil choisi par les auteurs à 10% étant donnée une variabilité interindividuelle de l'ITVssao constatée entre 3 et 8%. Depuis, d'autres outils ont été proposés pour évaluer le mini-fluid challenge :

- Mallat et al ont montré qu'après remplissage de 100cc, la diminution de la variation respiratoire de la pression pulsée et du volume d'éjection systolique pouvait prédire une précharge dépendance avec un seuil de 2% et 3% respectivement (40)
- Xiao-Ting et al ont eux étudié les variations de l'EtCO<sub>2</sub> après remplissage de 100cc mais sans résultats significatifs pour prédire la réponse au remplissage (41)

Ces trois études concernent une population de patients sélectionnés, ventilés et sédatisés profondément ; ce qui limite leur application en pratique clinique. A notre connaissance, notre travail est le premier à évaluer un mini fluid challenge dans une population hétérogène en réanimation incluant des patient sous ventilation mécanique ou spontanée. Auparavant, seul Guinot et al, ont montré en ventilation spontanée l'intérêt d'un mini fluid challenge pour prédire l'hypotension après rachianesthésie à l'aide de l'impédancemétrie (42).

De plus, chez tous nos patients nécessitant une ventilation mécanique contrôlée, le volume courant était réglé selon une stratégie protectrice ( $V_t \approx 6\text{ml/kg}$ ) ; l'interaction cœur-poumon n'ayant donc probablement que peu d'impact sur nos résultats (43).

Les modalités du choix du soluté et du volume administré lors d'un mini fluid challenge ne sont pas standardisées. Dans l'étude princeps Muller et al utilisaient des colloïdes (7). Nous avons choisi un cristalloïde car il s'agit de notre pratique quotidienne correspondant aux recommandations du remplissage vasculaire en réanimation (42).

Concernant le volume administré seul une étude a testé 50cc de cristalloïdes mesuré sur l'ITVssao. La prédiction du remplissage était bonne mais avec un seuil optimal à 9 % proche de la variabilité inter individuelle de l'ITVssao (43).

Au vu de nos résultats le doppler carotidien paraît adapté à la mesure du mini fluid challenge en alternative à l'échographie ou en l'absence de monitoring invasif. L'étude de la zone grise permet de distinguer trois scénarii possibles : si  $\Delta Dc_{100} < 11\%$  ou  $> 20\%$  alors la réponse ou non au remplissage peut être prédite avec 95% de certitude. Entre ces deux valeurs on peut s'aider d'un autre outil (lever de jambe passif) ou alors réaliser un fluid challenge classique. Cette décision dépendant de la situation clinique (pathologie, comorbidité, volume administré antérieur, sévérité du patient), c'est à dire de la probabilité pré test de la réponse au remplissage.

Nous reconnaissons plusieurs limites à notre étude. Tout d'abord il s'agit d'une étude monocentrique ce qui limite sa validité externe. Ensuite aucun de nos patients ne présentait une fonction cardiaque altérée ce qui modifie la pente de la courbe de Franck Starling.

Nos patients ne présentaient pas d'arythmies cardiaques dont l'effet est d'entraîner une variabilité du signal doppler. Dans ce cas un signal moyenné sur plusieurs cycles nous aurait permis d'obtenir une valeur interprétable.

Par ailleurs nous n'avons pas mesuré la courbe d'apprentissage du doppler carotidien. Néanmoins une étude récente a montré une maîtrise très rapide du doppler au niveau radial par des internes en médecine (44). Or l'artère carotide commune étant facile d'accès et superficielle, nous pensons que la courbe d'apprentissage serait similaire.

Enfin d'un point de vue statistique l'amplitude de la zone grise dans notre cohorte de faible effectif est discutable. En effet on sait que l'indice de Youden dépend de la prévalence de la maladie. Or la prévalence utilisée lors de l'échantillonnage est calculée et non mesurée d'où le risque de sur

estimer l'IC 95% de l'indice de Youden et ainsi de sous estimer les performances diagnostiques du doppler carotidien (45).

#### **IV) Conclusion :**

La gestion du remplissage vasculaire est une problématique quotidienne en réanimation. De nombreux outils sont disponibles pour le clinicien. Néanmoins comme le souligne les études récentes certains d'entre eux sont invasifs et /ou difficilement applicable en pratique clinique.

Notre étude montre que les variations du débit carotidien après un mini fluid challenge permettent de prédire la réponse au remplissage avec un seuil optimal de 14% et une zone grise entre 11 et 20%.

Au vu de nos résultats, le doppler carotidien semble donc être un outil intéressant dans le monitoring du remplissage vasculaire en réanimation.

#### **V) Références :**

- (1) Rivers E, Nguyen B, Havstadt S, Ressler J, Muzzin A, Knoblich B, Peterson E, Tomlanovich M (2001) Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med* 345: 1368-1377
- (2) Payen D, de Pont AC, Sakr Y, Spies C, Reinhart K, Vincent JL (2008) A positive fluid balance is associated with a worse outcome in patients with acute renal failure. *Crit Care* 12: R74-
- (3) Hamilton MA, Cecconi M, Rhodes A (2011) A systematic review and meta-analysis on the use of preemptive hemodynamic intervention to improve postoperative outcomes in moderate and high-risk surgical patients. *Anesth Analg* 112: 1392- 1402
- (4) Cecconi M, Hofer C, Teboul JL et al (2015) Fluid challenges in intensive care: the FENICE study: A global inception cohort study. *Intensive Care Med* ; 41(9):1529-37
- (5) Marik PE, Cavallazzi R. (2013) Does the central venous pressure predict fluid responsiveness? An updated meta-analysis and a plea for some common sense. *Crit Care Med* ; 41 :1774–1781
- (6) Vincent JL, Weil MH (2006). Fluid challenge revisited. *Crit Care Med.* ; 34(5):1333-7.
- (7) Muller L, Toumi M, Bousquet P-J, et al (2011). An increase in aortic blood flow after an infusion of 100 ml colloid over 1 minute can predict fluid responsiveness: the mini-fluid challenge study. *Anesthesiology* ; 115:541–7
- (8) Carsetti A, Cecconi M, Rhodes A (2015). Fluid bolus therapy : monitoring and predicting fluid responsiveness .*Curr Opin Crit Care* ; 21(5):388-94
- (9) Godje O, Peyerl M, Seebauer T et al (1998). Reproducibility of double indicator dilution measurements of intrathoracic blood volume compartments, extravascular lung water, and liver function. *Chest* ; 113:1070-7
- (10) Biais M, Vidil L, Sarrabay P et al (2009) Changes in stroke volume induced by passive leg raising in spontaneously breathing patients: comparison between echocardiography and Vigileo/FloTrac device. *Crit Care*; 13(6):R195
- (11) Meng L, Tran NP, Alexander BS, et al (2011). The impact of phenylephrine, ephedrine, and increased preload on third-generation Vigileo-FloTrac and esophageal doppler cardiac output measurements. *Anesth Analg* ; 751-7
- (12) Lefrant JY, Bruelle P, Aya AG, et al (1998). Training is required to improve the reliability of esophageal Doppler to measure cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med*; 24:347-52
- (13) Mayo PH, Beaulieu Y, Doelken P et al (2009). American College of Chest Physicians/La Societe de Reanimation de Langue Francaise. Statement on competence in critical care ultrasonography. *Chest*; 135:1050-60
- (14) Kaplan A, Mayo PH (2009). Echocardiography performed by the pulmonary/critical care medicine physician. *Chest* ; 135:529-35
- (15) De Waal EE, Konings MK, Kalkman CJ, et al (2008). Assessment of stroke volume index with three different bioimpedance algorithms: lack of agreement compared to thermodilution. *Intensive Care Med*; 34:735-9
- (16) Marik PE, Levitov A, Young A, et al (2013). 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(2):364-70.
- (17) Cavallaro F, Sandroni C, Antonelli M (2008). Functional hemodynamic monitoring and dynamic indices of fluid responsiveness. *Minerva Anesthesiol* ; 74:123–135
- (18) Mandeville JC, Colebourn CL (2012) Can transthoracic echocardiography be used to predict fluid responsiveness in the critically ill patient? A systematic review. *Crit Care*

Res Pract ; 2012:513480

- (19) Shehabi Y, Bellomo R, Reade MC et al (2012) Early intensive care sedation predicts long-term mortality in ventilated critically ill patients.
- (20) Barr J, Fraser GL, Puntillo K et al (2013) American College of Critical Care Medicine Clinical practice guidelines for the management of pain, agitation, and delirium in adult patients in the intensive care unit. *Crit Care Med*; 41:263–306.
- (21) Mahjoub Y, Lejeune V, Muller L et al (2014) Evaluation of pulse pressure variation validity criteria in critically ill patients: a prospective observational multicentre point-prevalence study. *Br J Anaesth* ; 112(4):681-5
- (22) Biais M, Ehrmann S, Mari A et al (2015) Clinical relevance of pulse pressure variations for predicting fluid responsiveness in mechanically ventilated intensive care unit patients: the grey zone approach. *Crit Care*; 18(6):587.
- (23) Monnet X, Rienzo M, Osman D et al (2006). Passive leg raising predicts fluid responsiveness in the critically ill. *Crit Care Med*; 34:1402–7.
- (24) Monnet X, Bleibtreu A, Ferré A et al (2012). Passive leg-raising and end-expiratory occlusion tests perform better than pulse pressure variation in patients with low respiratory system compliance. *Crit Care Med* ; 40:152–7
- (25) Cavallaro F, Sandroni C, Marano C et al (2010). Diagnostic accuracy of passive leg raising for prediction of fluid responsiveness in adults: systematic review and meta-analysis of clinical studies. *Intensive Care Med* ; 36:1475–83
- (26) Monnet X, Marik P, Teboul JL. (2016) Passive leg raising for predicting fluid responsiveness: a systematic review and meta-analysis. *Intensive Care Med*.
- (27) Jabot J, Teboul JL, Richard C et al (2009). Passive leg raising for predicting fluid responsiveness: importance of the postural change. *Intensive Care Med* ; 35(1):85-90
- (28) Monnet X, Osman D, Ridel C et al (2009). Predicting volume responsiveness by using the end-expiratory occlusion in mechanically ventilated intensive care unit patients. *Crit Care Med* ; 37: 951–6
- (29) Silva S, Jozwiak M, Teboul J et al (2013). End-expiratory occlusion test predicts preload responsiveness independently of positive end-expiratory pressure during acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* ; 41:1692–701
- (30) Préau S, Saulnier F, Dewavrin F et al (2010). Passive leg raising is predictive of fluid responsiveness in spontaneously breathing patients with severe sepsis or acute pancreatitis. *Crit Care Med* ; 38:819–25.
- (31) Luzzi A, Marty P, Mari A et al (2013) .Noninvasive assessment of hemodynamic response to a fluid challenge using femoral Doppler in critically ill ventilated patients. *J Crit Care* ; (6):902-7
- (32) Kaihara S, Rutherford RB, Schwentker EP , Wagner HN Jr . Distribution of cardiac output in experimental hemorrhagic shock in dogs . *J Appl Physiol*. 1969 ; 27 ( 2 ): 218 - 222 .
- (33) Wyler F, Forsyth RP, Nies AS et al. Endotoxin-induced regional circulatory changes in the unanesthetized monkey . *Circ Res*. 1969 ; 24 (6): 777 - 786.
- (34) Marik PE, Levitov A, Young A et al (2013). The use of bioimpedance and carotid Doppler to determine volume responsiveness and blood flow redistribution following passive leg raising in hemodynamically unstable patients. *Chest* ; 143:364–70
- (35) Lamia B, Ouchagavia A, Monnet X et al. Echocardiographic prediction of volume responsiveness in critically ill patients with spontaneously breathing activity. *Intensive Care Med* 2007; 33(7): 1125–32.

- (36) Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG et al. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation* 1984; 70(3):425–31.
- (37) Cannesson M., Le Manach Y., Hofer CK, et al (2011). Assessing the diagnostic accuracy of pulse pressure variations for the prediction of fluid responsiveness: a “gray zone” approach. *Anesthesiology* ; 115:231-41
- (38) Smith SM, Padayachee S, Modaresi KB et al (1998) Cerebral blood flow is proportional to cardiac index in patients with septic shock. *J Crit Care* ; 13(3):104-9
- (39) Monnet X, Chemla D, Osman D et al (2007) Measuring aortic diameter improves accuracy of esophageal Doppler in assessing fluid responsiveness. *Crit Care Med* ; 35(2):477-82.
- (40) Mallat J, Meddour M, Durville E et al (2015). Decrease in pulse pressure and stroke volume variations after mini-fluid challenge accurately predicts fluid responsiveness. *Br J Anaesth* ; 115:449–56.
- (41) Xiao-Ting W, Hua Z, Da-Wei L et al (2015) Changes in end-tidal CO<sub>2</sub> could predict fluid responsiveness in the passive leg raising test but not in the mini-fluid challenge test: A prospective and observational study. *J Crit Care* ; 30(5):1061-6
- (42) Guinot PG, Bernard E, Deleporte K et al (2015) Mini-fluid challenge can predict arterial pressure response to volume expansion in spontaneously breathing patients under spinal anaesthesia. *Anaesth Crit Care Pain Med* ; 34(6):333-7
- (43) De Backer D, Heenen S, Piagnerelli M et al (2005). Pulse pressure variations to predict fluid responsiveness: influence of tidal volume. *Intensive Care Med*; 31(4):517-523.
- (44) Barr J, Fraser GL, Puntillo K et al (2013) American College of Critical Care Medicine Clinical practice guidelines for the management of pain, agitation, and delirium in adult patients in the intensive care unit. *Crit Care Med* ; 41:263–306
- (45) Wu Y, Zhou S, Zhou Z et al (2014). A 10 second fluid challenge guided by transthoracic echocardiography can predict fluid responsiveness. *Crit Care*; 18:R108
- (46) Brennan JM, Blair JE, Hampole C et al (2007). 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*; 130:1–7.
- (47) Smits N: A note on Youden's J and its cost ratio (2010). *BMC Med Res Methodol* ; 10:89

