



HAL
open science

Détermination du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque selon l'âge et le sexe mesurés par échocardiographie en doppler pulsé

Fatima Djelaili

► **To cite this version:**

Fatima Djelaili. Détermination du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque selon l'âge et le sexe mesurés par échocardiographie en doppler pulsé. Cardiologie et système cardiovasculaire. 2019. dumas-02449145

HAL Id: dumas-02449145

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02449145>

Submitted on 22 Jan 2020

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 PICARDIE JULES VERNE

FACULTÉ DE MEDECINE D'AMIENS

ANNEE 2019

2019 -132

**DETERMINATION DU VOLUME D'EJECTION SYSTOLIQUE ET DU DEBIT
CARDIAQUE SELON L'ÂGE ET LE SEXE MESURES PAR
ECHOCARDIOGRAPHIE EN DOPPLER PULSE.**

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE (DIPLÔME D'ÉTAT)

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT

Le 08 octobre 2019

Par Fatima DJELAILI

Née le 25 Juin 1989 à Villeneuve Saint Georges.

Président du Jury : Monsieur le Professeur Christophe TRIBOUILLOY

Juges :

Monsieur le Professeur Michel SLAMA

Monsieur le Professeur Laurent LEBORGNE

Monsieur le Professeur Julien MAIZEL

Monsieur le Docteur Yohann BOHBOT

Directeurs de thèse :

Monsieur le Professeur Christophe TRIBOUILLOY

Monsieur le Docteur Yohann BOHBOT

LISTE DES ABREVIATIONS

Qc	Débit cardiaque
VES	Volume d'éjection systolique
FC	Fréquence cardiaque
CO2	Dioxyde de carbone
ETT	Echocardiographie transthoracique
CCVG	Chambre de chasse du ventricule gauche
VG	Ventricule gauche
ITVssAo	Intégrale temps vitesse sous aortique
FEVG	Fraction d'éjection du ventricule gauche
VESi	Volume d'éjection systolique indexé
SC	Surface corporelle
IC	Index cardiaque

REMERCIEMENTS

A Mr le Professeur TRIBOUILLOY,

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence du jury et de diriger cette thèse, je vous en remercie.

Merci de votre disponibilité, de votre accompagnement, de vos précieux conseils tout au long de la réalisation de ce travail.

Ce fut un plaisir de travailler avec vous notamment lors de mon passage au laboratoire d'échocardiographie où votre enseignement fut très enrichissant.

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

A Mr le Professeur SLAMA

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de juger ce travail.

Merci pour la qualité de votre enseignement et plus particulièrement en hémodynamique notamment lors de mon passage en réanimation médicale.

Merci pour votre gentillesse et votre accessibilité.

Ce fut un réel plaisir de travailler avec vous et cela dans la joie et la bonne humeur.

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

A Mr le Professeur Laurent LEBORGNE

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de juger ce travail.

Merci pour la qualité de votre enseignement tout le long de mon cursus. Votre bienveillance à mon égard m'a été d'une grande aide.

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

A Mr le Professeur Julien MAIZEL

Vous m'avez fait l'honneur de juger ce travail.

Merci pour la qualité de votre enseignement lors de mon passage en réanimation ainsi que lors des journées de DESC de réanimation médicale.

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

A Mr le Docteur Yohann BOHBOT

Tu m'as fait l'honneur et le plaisir de m'encadrer pour ce travail et je t'en remercie.

Merci de ta disponibilité, de ton accompagnement, tes conseils, tes corrections tout au long de la réalisation de ce travail ainsi que de ta confiance.

Merci pour ton enseignement, ta gentillesse, ton humour, ta sérénité durant mon internat. Tu es un exemple à suivre.

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

C'est par vocation et volonté d'aider mon prochain que je me suis inscrite en première année de médecine.

C'était pour moi un rêve d'enfant qui devient réalité. L'aboutissement d'un long parcours riche en émotion où j'ai eu le plaisir de rencontrer des êtres d'exceptions qui m'ont accompagné et soutenu chacun à leurs manières. C'est avec émotion que je souhaite remercier chacun d'entre eux.

Tout d'abord à mes chefs, mes mentors :

A Pascal L, tu as été un des premiers à croire en moi. Je t'en remercie tes précieux conseils m'ont beaucoup aidé. Il me tarde de travailler avec toi.

A Madame Jarry, vous êtes une véritable *mère* pour nous. Ces mots pour vous exprimer ma sincère admiration. Sachez que vous m'avez énormément apporté par votre enseignement et surtout par la rigueur qui vous est chère. Simplement, merci.

A Dorothee, Dan, Anfani, Mr Quere, Mathieu K ... merci pour votre enseignement.

A Bertrand D, Thierry S, Nathalie V, Romain M, Clément B, Pauline C, Julien Mo, Pierre Alexandre, Claire A, Isabelle M, Bénédicte T : merci à vous pour votre enseignement en réanimation. Merci pour votre patience et votre bonne humeur. Vous avez réussi à faire de mes passages en réa des moments d'apprentissage en toute convivialité.

A Tahar, Anne Sophie, Pierre I., Amine T., Kamel la team creilloise, c'est avec vous que j'ai découvert la cardiologie. Votre enseignement m'a été d'une grande aide.

A mes co internes,

Aux anciens : Yohann, Xavouille, Khadouj, Manel, Quentin, Cédric, Maître Cheng, Justine, Gangan, ... vous m'avez montré le chemin et c'est avec vous que j'ai fait mes premiers pas au CHU, je vous en remercie.

A ceux de ma promo : Sousou, Valentin, Pierrot, Audrouille, Fanny, Marion. Vous avez apporté du croquant pendant ces 4 années. A tous ces fous rires, tous ces moments en musique.

Aux plus jeune notamment Manon, Thomas, Jackie, Agathe, Isa, ma Laulau, au petit Paul, bébé Chloé, Sofiane, Mimolette, Nicolas et tous les autres petits bébés cardio.

A ceux de réa : Momo, Damien, Mathilde (la plus mimi des minimoys), Vincent M, Pierre L. Tellement de bons moments avec vous tellement de fous rires. Vous êtes top resté comme vous êtes. Best team rea forever !!!

A toutes mes rencontres amiénoises : Mehdi (7outa), Lydia M (la plus dingue des hématos), Nacera, Fatima S, Santi, Marie T, ...

A mes externes (dont certains sont devenus des « grands ») : Sirine, Lucas B, Vincent T, Erwan, Manon G, Alya.

Aux infirmier(e)s et aides soins Camille, Maxime, Simon (*simone*), Estelle, Barbie, Sophie, Aurore et toutes celles d'USIC et de réa ... j'ai beaucoup apprécié travailler à vos cotés.

A mes amies de fac : Ma Nadou, à Zinoush, Céloune, Anoush, Sara K, Amine B, Soumeya. Merci pour votre soutien.

A ma famille,

A mes frères : Yahia, Mohamed, Brahim. Vous êtes ce qui me rend meilleur. Merci pour tout le soutien que vous m'avez apporté et l'amour que vous me témoignez. Mon amour est infini.

A ma belle sœur Karima et mon bébé Wacy vous êtes entrés dans ma vie pendant mon internat et ce fut un plaisir de vous y accueillir.

A mes oncles et tantes : Ben, Yahia, Khaled, Mohamed, Mimouna, Houria. Une pensée à *Khalti* tu es partie trop tôt.

A mes grands parents vos conseils avisés m'ont bien guidé.

A mes parents : Baba mama vous avez été (et êtes) mes piliers, ma force, mon soutien, sans vous je n'y serai pas parvenue. Il n'existe pas de mot assez fort pour vous témoigner mon amour et ma reconnaissance. C'est grâce à vous que j'ai réalisé mon rêve, grâce à vous que tous les matins je vais travailler avec le sourire car plus qu'un travail vous m'avez permis de vivre au quotidien ma passion.

Et c'est avec une citation de Yasmina Khadra que je finirai ces remerciements :

« *La vie est un apprentissage permanent, plus on croit savoir moins on sait, tant les choses changent* ».

Alors il me tarde de continuer mon apprentissage et grande est ma motivation.

SOMMAIRE

LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES	8
INTRODUCTION	11
MATERIELS ET METHODES	15
Population d'étude	15
Données recueillies	16
Calcul du débit cardiaque	19
Analyse statistique	19
RESULTATS	20
Caractéristiques échocardiographiques de la population générale.....	20
Etudes des paramètres hémodynamiques par tranche d'âge.	20
Variation du VES en fonction de différents paramètres.	28
Variation du Qc en fonction de différents paramètres.	30
Variation de l'index cardiaque en fonction de l'âge et du sexe.	31
Variation du VESi en fonction de l'âge et du sexe.....	33
Variation de la fréquence cardiaque en fonction des différents paramètres.....	34
Définition du bas débit cardiaque.....	36
DISCUSSION	38
Différentes méthodes de mesures du débit cardiaque.....	38
Aspect technique : Doppler pulsé en échocardiographie 2D.....	42
<i>Mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche.</i>	<i>43</i>
<i>Mesure de l'ITV sous aortique.....</i>	<i>44</i>
<i>Fréquence cardiaque.....</i>	<i>44</i>
Impact du sexe et de l'âge sur les caractéristiques échocardiographiques.	44
Seuil de bas débit cardiaque : est-ce bien un seuil de VES indexé à 35 ml/m ² ?.....	45
Limites.....	46
CONCLUSION	46
BIBLIOGRAPHIE.....	48
ANNEXE.....	54
RESUME.....	58
ABSTRACT.....	59

LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

TABLEAUX :

Tableau 1 : Caractéristiques de la population totale selon le sexe.

Tableau 2 : Caractéristiques des sujets sains entre 18-30 ans selon le sexe.

Tableau 3 : Caractéristiques des sujets sains entre 30-40 ans selon le sexe.

Tableau 4 : Caractéristiques des sujets sains entre 40-50 ans selon le sexe.

Tableau 5 : Caractéristiques des sujets sains entre 50-60 ans selon le sexe.

Tableau 6 : Caractéristiques des sujets sains entre 60-70 ans selon le sexe.

Tableau 7 : Caractéristiques des sujets sains entre 70-80 ans selon le sexe.

Tableau 8 : Caractéristiques des sujets sains entre 80-90 ans selon le sexe.

Tableau 9 : Caractéristiques des sujets sains entre > 90 ans selon le sexe.

Tableau 10 : Valeurs normales des différents paramètres hémodynamiques en fonction de l'âge.

Tableau 11 : Corrélation linéaire des paramètres hémodynamiques en fonctions des différentes variables hémodynamiques.

Tableau 12 : Répartitions des paramètres hémodynamiques en fonction du sexe.

FIGURES

Figure 1 : Représentation schématique de l'importance des différents paramètres du modèle de *Windkessel* à trois éléments dans la genèse de la courbe de pression aortique.

Figure 2 : Technique de mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche.

Figure 3 : Exemple d'enregistrement Doppler pulsé de la vitesse du sang dans la chambre de chasse aortique.

Figure 4 : Coupe TM du ventricule gauche en parasternale grand axe. Exemple de mesure du diamètre télédiastolique.

Figure 5 : Coupe 2D du ventricule gauche en parasternale grand axe.

Figure 6 : Diagramme en moustache représentant l'évolution du VES en fonction de l'âge.

Figure 7 : Comparaison du VES en fonction de l'âge et du sexe.

Figure 8 : Diagramme en moustache représentant les variations du débit cardiaque en fonction de l'âge.

Figure 9 : Comparaison du débit cardiaque en fonction de l'âge et du sexe.

Figure 10 : Diagramme en moustache représentant les variations de l'index cardiaque en fonction de l'âge.

Figure 11 : Comparaison de l'index cardiaque en fonction du sexe et de l'âge.

Figure 12 : Diagramme en moustache représentant les variations du VESi en fonction de l'âge.

Figure 13 : Comparaison du VESi en fonction du sexe et de l'âge.

Figure 14 : Diagramme en moustache illustrant les fluctuations de la fréquence cardiaque en fonction de l'âge.

Figure 15 : Modèle de régression logistique : Représentation du lien entre la fréquence cardiaque et l'âge.

Figure 16 : Diagramme représentant la distribution du bas débit défini par un VES < 35 ml/m² en fonction de l'âge.

Figure 17 : Trajet de Swan Ganz au cours du cathétérisme droit.

Figure 18 : Courbe de pressions en fonction de la position du cathéter droit. a) OD b) VD c) Capillaires pulmonaires.

Figure 19 : Eléments constitutifs du NICO™.

Figure 20 : Application des électrodes du dispositif de bioimpédances.

Figure 21 : Forme typique du flux doppler œsophagien.

INTRODUCTION

Le débit cardiaque (Q_c) est la résultante du fonctionnement intégré de l'appareil cardiovasculaire. C'est la quantité de sang qu'éjecte chaque ventricule en une minute. Il est égal au produit du volume éjecté à chaque battement : le volume d'éjection systolique (VES) par la fréquence cardiaque (FC). Il s'agit d'un paramètre essentiel dans l'évaluation de l'hémodynamique. Sa mesure est fonction de plusieurs déterminants : la fréquence cardiaque, la précharge, la postcharge et la contractilité. Le débit cardiaque est un paramètre important à prendre en compte dans plusieurs pathologies comme la sténose aortique (1–3) ou l'insuffisance cardiaque (4–8). Il est aussi essentiel dans le milieu de la réanimation dans l'évaluation de la perfusion tissulaire, intégré à d'autres variables hémodynamiques (9).

La mesure du débit cardiaque se fait via des examens complémentaires et l'examen clinique ne suffit pas. En effet une hypotension artérielle pouvant être le reflet de plusieurs mécanismes physiopathologiques autres que le bas débit cardiaque (comme une vasodilatation périphérique notamment dans les situations de sepsis). Historiquement, la première mesure de débit chez l'homme a été obtenue par A. Fick en 1870 à partir de mesure de la consommation d'oxygène et de la différence artério-veineuse en oxygène (10) selon le principe qui a pris son nom :

$$Q_c = VO_2 / DA_{VO_2}$$

Où VO_2 étant la consommation d'oxygène et la DA_{VO_2} la différence artério-veineuse de contenu en oxygène.

Longtemps considérée comme la méthode de référence (du fait de sa primauté), cette technique est en fait soumise à de nombreuses limites qui font qu'elle est peu utilisée en pratique clinique. Ses principaux inconvénients étant qu'elle repose sur le postulat d'un débit constant (supposant une stabilité hémodynamique) pendant la période de mesure de la consommation d'oxygène, ce qui est rarement le cas chez les patients en état critique, et qu'elle ne mesure que le débit participant aux échanges gazeux, ce qui exclut les patients ayant une atteinte pulmonaire importante responsable d'un shunt.

La technique de mesure d'un débit par dilution d'indicateur coloré a été introduite en 1897 par Stewart (11) avec le bleu de méthylène, puis appliquée chez l'homme par Hamilton en 1928 avec une teinture rouge (12). Le principe de calcul du débit par dilution d'indicateur porte toujours le nom de ces 2 pionniers.

La première utilisation d'un indicateur thermique pour la mesure du débit cardiaque est due à

Fegler en 1954 (13), mais c'est son incorporation au cathéter artériel pulmonaire par Swan et Ganz en 1971 (14) qui va démocratiser la mesure du débit cardiaque par thermodilution chez les patients et en faire ainsi la méthode de référence. Cette méthode consiste en l'injection d'un bolus d'une quantité de liquide froid dans l'oreillette droite et de la mesure des variations de température du sang de l'artère pulmonaire au fil du temps. Plus la surface sous la courbe est grande moins le débit est élevé. La formule utilisée par le logiciel pour calculer le débit cardiaque avec cette technique est : $Qc \text{ (L/min)} = k \times (Tc - Ti) / S$

Où Tc = température corporelle ; Ti température de l'injectat ; k représente une constante calculée pour un volume et une température d'injectat donnée et est aussi fonction du type de cathéter.

Cette technique présente néanmoins plusieurs impératifs avec notamment la nécessité de respecter un volume et une température donnée d'injectat. Ainsi malgré toutes ces approximations qu'il peut y avoir, la technique de thermodilution permet d'obtenir une précision tout à fait satisfaisante en pratique quotidienne en utilisant 3 mesures. La principale limite de cette technique par cathétérisme artériel pulmonaire est qu'il s'agit d'une technique invasive surtout utilisée en réanimation ou dans les cas difficiles en échocardiographie. Cette technique reste donc peu utilisée en routine compte tenu de sa faible disponibilité, et du risque de complications inhérentes à celle-ci (15,16).

Dès le début du XX^{ème} siècle (1904), les relations entre la forme de l'onde de pouls et le VES ont été étudiées par Erlanger et Hooker (17). Mais le premier algorithme d'analyse de l'onde de pouls utilisé en clinique dans un appareil de mesure du débit cardiaque commercialisé (PiCCOTM, Pulsion) a été décrit par Wesseling en 1993 (18). Celui-ci est basé sur une modélisation du système artériel de type *Windkessel* à trois éléments (Figure 1). Le PiCCOTM associe 2 techniques : une thermodilution transpulmonaire et l'analyse de l'onde de pouls. Cette technique permet de fournir une mesure de VES et elle ne nécessite pas que le patient soit sous anesthésie générale.

Comme autre méthode disponible il y a le doppler œsophagien qui est une technique basée sur la mesure de la vitesse sanguine dans l'aorte descendante au moyen d'un transducteur placé à l'extrémité d'une sonde flexible, avec une inclinaison lui permettant de s'aligner sur le flux aortique. La sonde peut être introduite par la bouche chez les patients ventilés mécaniquement ou par le nez au risque d'une épistaxis. Elle est ensuite poussée dans l'œsophage jusqu'à son

tiers moyen et orientée de façon à ce que le signal de flux aortique caractéristique soit visible (figure 22). Il s'agit d'une technique simple et reproductible parfois utilisée en réanimation (19–21).

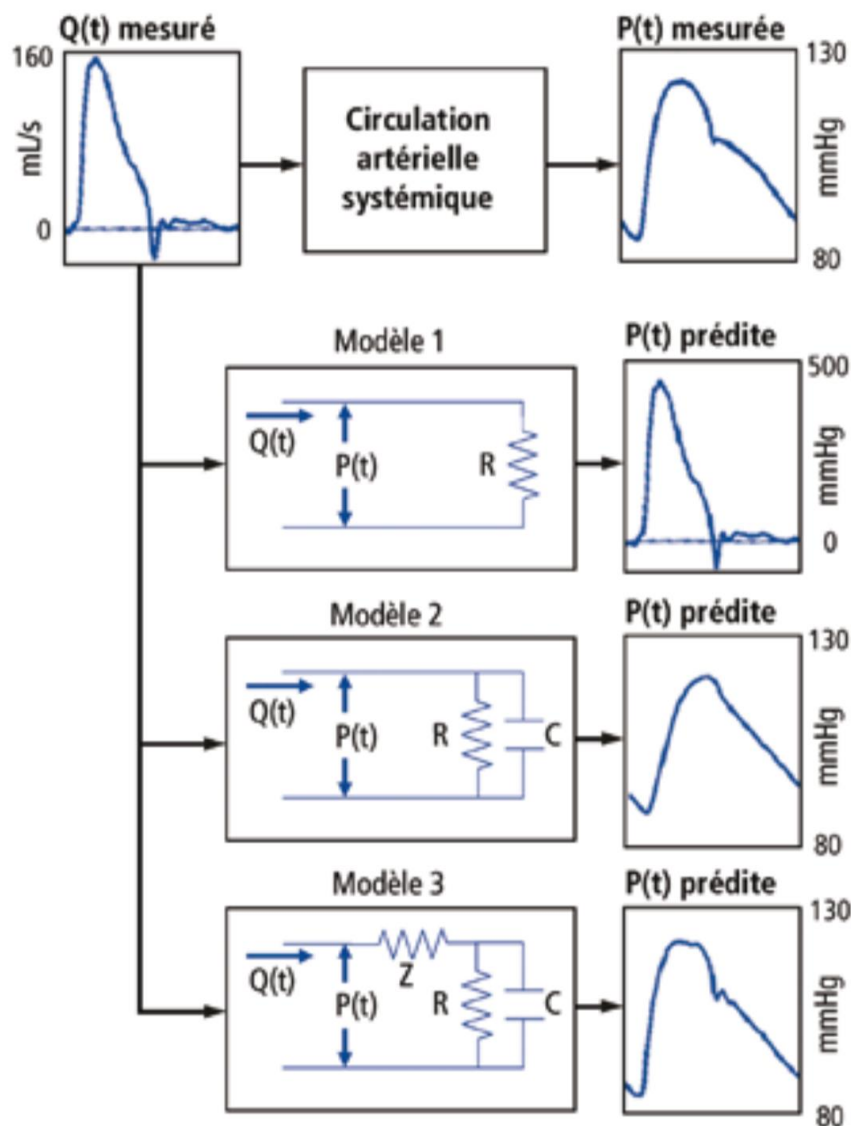


Figure 1 : Représentation schématique de l'importance des différents paramètres du modèle de *Windkessel* à trois éléments dans la genèse de la courbe de pression aortique. Modèle utilisé par le PiCCO™ pour estimer le VES à partir de la courbe de pression artérielle. **Modèle 1** (1 seul élément : la résistance) : ne génère qu'une courbe de morphologie identique à celle du débit mais dont l'échelle a été multipliée par un facteur R. **Modèle 2** (introduction d'un élément capacitif : compliance artérielle) : génère une courbe plus proche de la réalité. **Modèle 3** (modèle à 3 éléments) : comportant en plus une résistance représentant l'impédance caractéristique de l'aorte, permettant de recréer une courbe physiologique.

Il existe d'autres méthodes pour estimer le débit cardiaque utilisées en anesthésie et en réanimation tels que la thermodilution trans-pulmonaire, la bio impédance transthoracique et la mesure du CO₂ expiré (22,23).

Une autre façon non invasive d'estimer le débit cardiaque est bien sûr l'échocardiographie transthoracique (ETT) (24–32) utilisée en cardiologie notamment mais de plus en plus en anesthésie et en réanimation. Il s'agit à ce jour de la technique la plus utilisée pour estimer le débit cardiaque des patients (33,34). Plusieurs méthodes permettent d'estimer le débit cardiaque en ETT. La méthode volumétrique qui consiste à soustraire le volume télésystolique du volume télédiastolique pour estimer le VES. Les volumes peuvent être estimés à partir des diamètres ventriculaires gauches (méthode de Teicholz) ou par la méthode du Simpson biplan. Cette méthode est cependant peu reproductible avec de grandes variabilités inter observateurs mais aussi intra observateurs en ETT bidimensionnelle (35,36). L'ETT tridimensionnelle permet également d'estimer le VES en utilisant le même principe et semble avoir une meilleure reproductibilité (36–38). La technique Doppler utilisée dans la mesure de la vitesse du sang dans l'aorte chez l'homme a été décrite pour la première fois par Light (39) et validée par comparaison à la thermodilution et à la méthode de Fick (26,40–44). Il s'agit aujourd'hui de la méthode recommandée en première intention pour estimer le VES et le Q_c (33,45). En Doppler, la mesure du volume d'éjection systolique repose essentiellement sur la mesure de la vitesse du sang dans la chambre de chasse du ventricule gauche (CCVG). La CCVG étant l'endroit le plus étroit entre le ventricule gauche (VG) et l'aorte (en l'absence de sténose aortique), c'est là que la vitesse des globules rouges est la plus grande. En traçant l'enveloppe des vitesses maximales dans la chambre de chasse, on peut calculer l'intégrale temps vitesse (ITV) qui représente la distance parcourue par les globules rouges pendant la systole. En multipliant l'ITV de la CCVG par sa surface de section (calculée à partir de la mesure de diamètre), on obtient le VES. A noter qu'il existe d'autres modalités en échocardiographie pour mesurer le débit cardiaque tels que celle utilisant le doppler continu utilisé dans certains dispositifs de monitoring en réanimation et en anesthésie tels que le USCOM (Ultrasonic Cardiac Output Monitor) (46).

En pratique, il est de coutume lorsqu'on étudie un paramètre échocardiographique de le comparer à une valeur de référence définie chez le sujet sain afin d'en déterminer le caractère pathogène ou non. Si la méthode Doppler est la méthode recommandée en première intention pour estimer le Q_c , il n'existe paradoxalement pas de données dans la littérature sur les valeurs de références de débit cardiaque estimée par Doppler selon l'âge et le sexe. Pourtant il s'agit d'un paramètre hémodynamique largement utilisé en routine clinique en cardiologie, et dans le milieu de la réanimation. Il est compréhensible qu'il n'y ait pas eu beaucoup d'étude sur le sujet sain pour déterminer les valeurs normales de débit cardiaque avec les méthodes invasives dites de référence compte tenu de leur caractère invasif (30) mais il semble

nécessaire de définir des valeurs normales par âge et par sexe de débit cardiaque estimée par échocardiographie-Doppler.

Il existe néanmoins une valeur seuil de 35 ml/m² de VES indexé définie comme seuil pathologique en doppler pulsé dans la littérature actuelle et utilisé dans les recommandations comme définition du bas débit cardiaque notamment dans la définition du rétrécissement aortique bas débit bas gradient (3,47). Cependant, si ce seuil de 35ml/m² semble être associé à un mauvais pronostic, il n'existe aucune étude à ce jour prouvant que cette valeur seuil qui a été proposée arbitrairement par Hachicha en 2007 (1) correspond vraiment à un bas débit cardiaque car nous n'avons pas de valeurs de référence.

L'objectif de ce travail était de définir les valeurs normales de VES et de Qc selon l'âge et le sexe déterminées par l'échocardiographie-doppler dans une large cohorte de sujets sains. Il s'agit d'une étude bi centrique (Amiens et Lille) ayant inclus consécutivement des patients sans antécédents de maladie cardiovasculaire ayant bénéficiés d'une échocardiographie jugée normale.

MATERIELS ET METHODES

Population d'étude

Entre 2017 et 2019, tous les patients en rythme sinusal qui ont eu une échocardiographie codée normale au sein des laboratoires d'explorations fonctionnelles du CHU d'Amiens et de l'hôpital Saint Philibert de Lille ont été inclus dans une base de données électronique. Pour l'ensemble de ces échocardiographies nous avons revu les indications et les conclusions de l'examen pour ne retenir que celles qui étaient strictement normales chez des patients sans maladie cardiovasculaire. Nous avons exclu les patients suivants: âge < 18 ans, présence d'une valvulopathie mitrale (sauf insuffisance mitrale physiologique), présence d'une valvulopathie aortique, présence de trouble de la cinétique segmentaire et/ou globale, présence d'une dysfonction diastolique, présence d'une dysfonction systolique avec FEVG < 50%, présence de matériel intracardiaque (pacemaker, défibrillateur), présence d'une dilatation des cavités cardiaques droites, d'une valvulopathie tricuspide (sauf insuffisance tricuspide physiologique), d'une valvulopathie pulmonaire (sauf insuffisance pulmonaire physiologique), présence d'une accélération ou d'une obstruction sous aortique, présence d'un shunt intracardiaque, antécédent de chirurgie cardiaque et présence d'une cardiopathie

congénitale. Nous avons également exclu les patients porteurs d'une pathologie potentiellement pourvoyeuse d'un hyper-débit cardiaque : notamment les insuffisants rénaux dialysés, les greffés rénaux, et les patients avec dysthyroïdie connue. Ont aussi été exclus les examens pour lesquels les valeurs d'ITV ou de chambre de chasse n'étaient pas disponibles.

Données recueillies

Lorsque la valeur du débit cardiaque n'était pas rapportée dans le compte rendu de l'échocardiographie, nous avons effectué ces mesures en post traitement (logiciel ECHOPAC (General Electric Healthcare V12.1) et ISCV viewer (Philips)). Ces mesures ont été réalisées par deux opérateurs. Nous avons ainsi mesuré sur une coupe para sternale grand axe le diamètre de la chambre de chasse du ventricule gauche comme préconisé dans les recommandations (48). Après zoom sur la CCVG nous l'avons mesuré de bord d'attaque à bord d'attaque au niveau de la base d'insertion des sigmoïdes aortique en méso-systole à 3 reprises (figure 2).

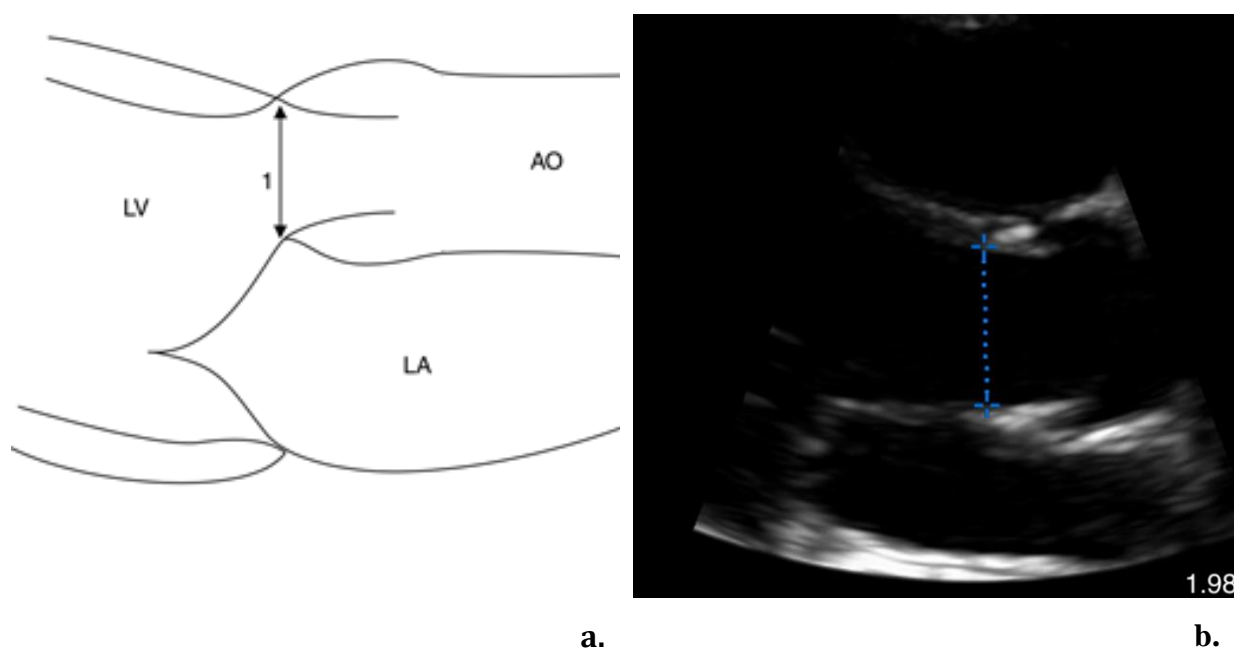


Figure 2 : Technique de mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche. *a* : schéma d'une coupe parasternale grand axe avec 1 représentant la zone de mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche. *b* : coupe ETT parasternale grand axe zoomée sur la chambre de chasse avec mesure de bord d'attaque à bord d'attaque au niveau de la base d'insertion des cusps.

L'ITV sous aortique (ITVssAo) a été obtenue à partir d'une coupe apicale 5 cavités après avoir placé le volume d'échantillonnage au niveau de la chambre de chasse du ventricule

gauche, à 5 mm de l'insertion des sigmoïdes aortique (figure 3). Les filtres étaient optimisés pour une visualisation précise de la bordure du spectre du signal doppler pulsé ainsi que la présence d'un click de fermeture de la valve aortique. Ces mesures ont été réalisées à 3 reprises comme préconisé dans les recommandations (25).

Les examens pour lesquels la qualité de l'imagerie ne permettait pas de réaliser ces deux mesures de la façon décrite ci-dessus n'ont pas été retenus.

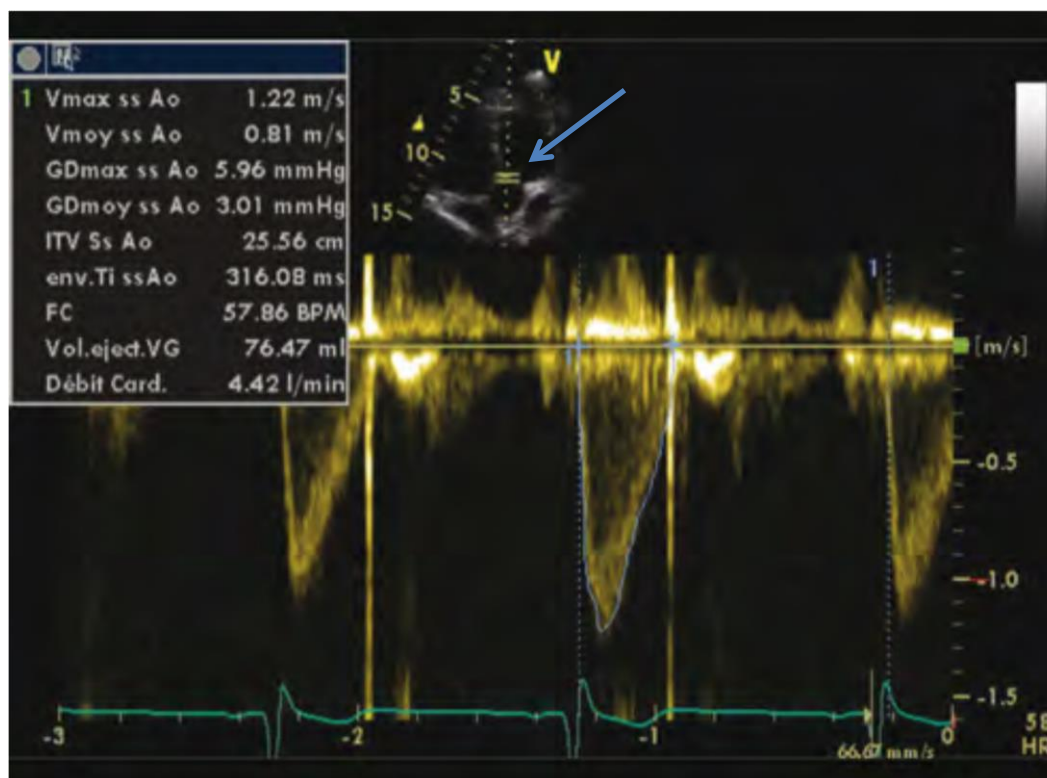


Figure 3 : Exemple d'enregistrement Doppler pulsé de la vitesse du sang dans la chambre de chasse aortique. Tracé manuel de l'enveloppe des vitesses maximales et calcul automatique par l'échocardiographe de l'aire sous la courbe ou intégrale temps vitesse (ITV) sous aortique. *Flèche bleue* illustrant le positionnement du volume d'échantillonnage.

La fréquence cardiaque recueillie était celle affichée sur l'acquisition permettant de réaliser la mesure de l'ITV sous aortique. Les diamètres télésystolique et télédiastolique du ventricule gauche étaient mesurés sur une coupe para sternale grand axe à 1 cm de l'anneau mitral avec curseur placé perpendiculairement au long axe du VG, soit en mode TM quand celle-ci était techniquement possible (figure 4) ou bien en mode bidimensionnel (figure 5). La mesure s'effectuait avec un curseur placé sur l'interface entre la paroi myocardique du septum interventriculaire et la cavité du VG et celle entre la cavité du VG et la paroi postérieure (48).

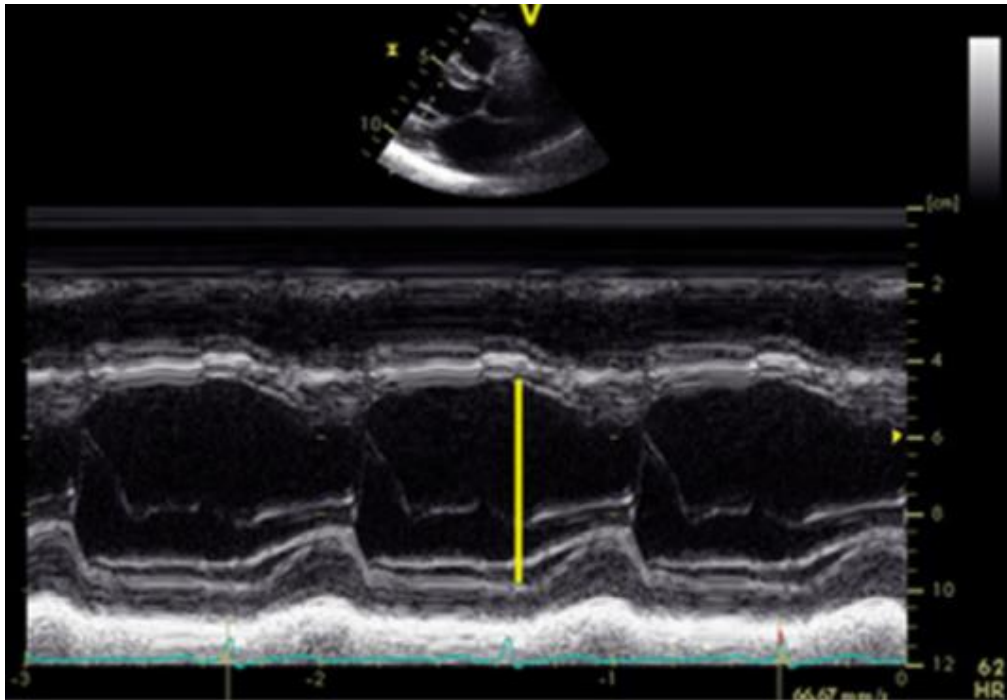


Figure 4 : Coupe TM du ventricule gauche en parasternale grand axe. Exemple de mesure du diamètre télédiastolique.

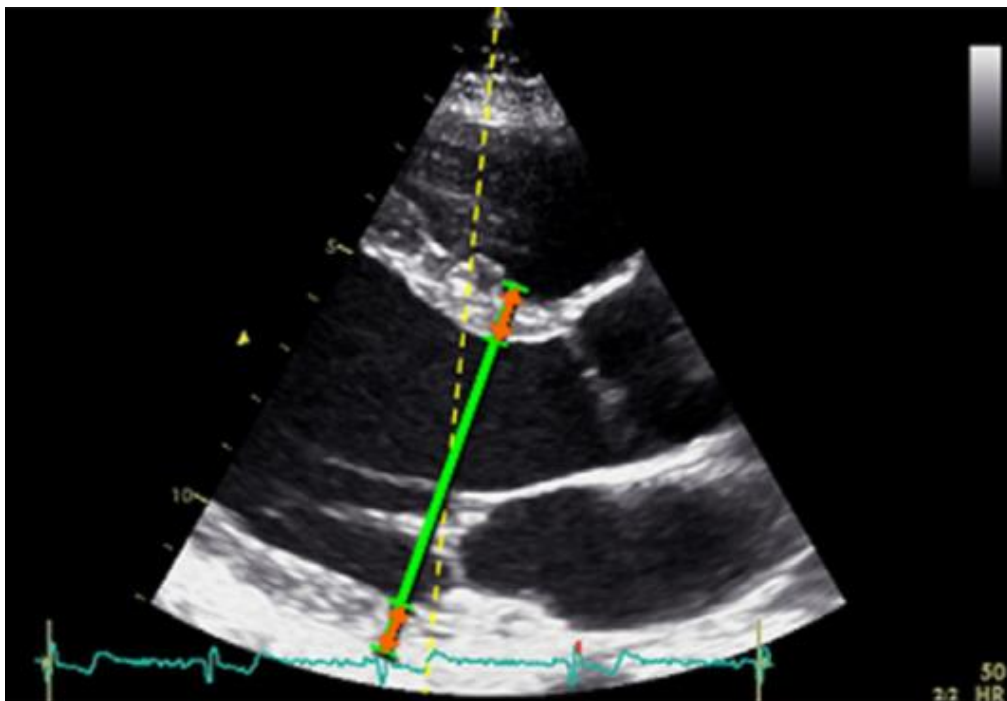


Figure 5 : Coupe 2D du ventricule gauche en parasternale grand axe. Exemple de mesure du diamètre télédiastolique (ligne verte) avec positionnement du curseur au niveau de interface entre paroi myocardique et la cavité du VG jusque interface cavité VG et paroi postérieure.

La FEVG était estimée selon la méthode Simpson biplan (48) ou estimée de façon visuelle lorsque l'échogénicité était insuffisante. Les données démographiques des sujets ont aussi été recueillies notamment la taille, le poids et le sexe.

Calcul du débit cardiaque

L'estimation de la surface aortique était faite grâce à la formule suivante (formule dérivée de celle permettant le calcul de l'aire d'un cercle).

$$\text{Surface aortique} = \frac{\pi \times D_{CCVG}^2}{4}$$

Après mesure du diamètre de la CCVG et de l'obtention de l'ITV sous aortique au doppler pulsé, nous avons calculé le VES à l'aide de la formule suivante :

$$\text{VES} = \text{ITV}_{ssAo} \times \text{Surface aortique}$$

Dans un second temps nous avons calculé le Qc selon la formule :

$$\text{Débit cardiaque} = \text{VES} \times \text{FC}$$

A l'aide de la formule de DUBOIS (49) nous avons obtenu une estimation de la surface corporelle (SC). Puis nous avons indexé la valeur de VES et de débit cardiaque à la surface corporelle nous permettant d'obtenir respectivement :

$$\text{Le } \text{VES}_i = \frac{\text{VES}}{\text{SC}}$$

$$\text{Et l'Index cardiaque} = \frac{\text{Débit cardiaque}}{\text{SC}}.$$

Analyse statistique

Nous avons utilisé le logiciel SPSS v 18.0 (IBM) pour les analyses statistiques.

Les variables continues étaient exprimées sous forme de moyenne \pm déviation standard. Nous avons dans un premier temps calculé les moyennes et déviation standard de chaque paramètre pour la population totale puis par groupe en fonction du sexe des sujets. Dans un second temps nous avons fait de même en séparant les sujets par tranches d'âge de 10 ans. Plusieurs groupes ont ainsi été constitués (groupe 1 : 18-30 ans / groupe 2 : 30-40 ans / groupe 3 : 40-50 ans / groupe 4 : 50-60 ans / groupe 5 : 60-70 ans / groupe 6 : 70-80 ans / groupe 7 : 80-90 ans / groupe 8 : > 90 ans). Les relations entre les variables continues et les différents groupes étaient calculées en utilisant le test ANOVA. Nous avons recherché à l'aide de régression linéaires des corrélations entre différentes variables que sont : VES et âge ; VES et surface corporelle ; VES et diamètre télédiaastolique ; VES et diamètre télésystolique, VES et diamètre de CCVG, VES et ITV_{ssAo}, VES et FEVG ainsi que VES et FC. Nous avons réalisé une analyse similaire pour le débit cardiaque ainsi que pour l'index cardiaque et le VES_i. Les cinquièmes centiles de VES ; VES_i, Qc et IC normalisés ont été considérés comme des

limites inférieures à la normale et, pour chaque paramètre, le bas débit a été défini par des valeurs < 5ème percentile. Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme statistiquement significative.

RESULTATS

Caractéristiques échocardiographiques de la population générale

La population étudiée comportait 4064 sujets avec une échocardiographie normale (Tableau 1). L'âge des sujets étudiés s'étendait de 18 à 102 ans. Il y avait 1902 (47%) hommes et 2162 (53%) femmes. La surface corporelle moyenne était de $1,85 \pm 0,22 \text{ m}^2$, la FEVG moyenne de $63 \pm 5\%$, le VES moyen de $73,5 \pm 17,9 \text{ ml}$, le Qc moyen de $5,4 \pm 1,5 \text{ l/min}$, l'IC moyen de $2,9 \pm 0,8 \text{ l/min/m}^2$, la FC moyenne de $74 \pm 13 \text{ bpm}$.

Les patients ont été divisés en deux groupes selon le sexe. Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes en termes d'index cardiaque ($p = 0.166$). Les femmes avaient une surface corporelle plus petite ($p < 0,001$), un diamètre de la CCVG plus petit ($p < 0,001$) ainsi que des diamètres télésystoliques ($p < 0,001$) et télédiastoliques ($p < 0,001$) inférieurs à ceux des hommes mais des FEVG plus élevées ($p < 0.001$). Les VES et VES indexés étaient plus bas chez la femme ($p < 0,001$ et $p = 0,048$ respectivement). Nous constatons aussi que les femmes avaient une FC plus élevée que les hommes ($p < 0,001$). Concernant le débit cardiaque il était plus important chez l'homme que chez la femme avec une valeur moyenne de $5,7 \pm 1,5 \text{ L/min}$ ($p < 0,001$) sans différence entre les sexes en termes d'index cardiaque ($p=0.166$).

Etudes des paramètres hémodynamiques par tranche d'âge.

Nous avons ensuite analysé ces paramètres échocardiographiques par tranche d'âge toujours en dichotomisant les sujets étudiés en fonction du sexe. Dans le tableau 2 sont exposés les paramètres échocardiographiques des sujets âgés entre 18 et 30 ans. Il y'avait 458 sujets dans ce groupe. Parmi eux on comptait 195 (43%) hommes et 263 (57%) femmes. Le VES indexé ($p = 0,05$) et non indexé ($p < 0,001$) ainsi que le Qc ($p < 0,001$) étaient plus bas chez les femmes que chez les hommes mais il n'y avait pas de différence significative en termes d'index cardiaque entre les deux sexes ($p = 0,925$).

Tableau 1 : Caractéristiques de la population totale selon le sexe.

Variable	Total (n= 4064)	Hommes (n=1902)	Femmes (n=2162)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.85±0.22	1.95±0.20	1.76±0.20	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.6±1.9	22.7±1.8	20.8±1.7	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.6±4.7	20.2±4.9	20.9±4.5	< 0,001
Fréquence cardiaque (/min)	74±13	73±14	75±13	< 0,001
Diamètre télédiastolique (mm)	47.2±5.2	48.7±5.1	45.9±5.0	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	30.9±5.1	32.4±4.9	29.8±5.0	< 0,001
FEVG (%)	63±5.0	63±5	64±5	< 0,001
VES (ml)	73.5±17.9	78.1±18,2	69.5±16.0	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.8±9	40.1±9.1	39.5±8.9	0.048
Débit cardiaque (l/mn)	5.4±1.5	5.7±1.5	5.2±1.4	< 0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.9±0,8	2.9±0,8	2.9±0,7	0.166

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Tableau 2 : Caractéristiques des sujets sains entre 18-30 ans selon le sexe.

Variabes	Total (n= 458)	Hommes (n=195)	Femmes (n=263)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.78±0.21	1.88±0.17	1.70±0.20	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.1±2.08	22.4±1.89	20.18±1.66	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.2±4.0	19.7±4.2	20.66±3.81	0.012
Fréquence cardiaque (/min)	75±13	73±13	76.02±13.36	0.013
Diamètre télédiastolique (mm)	46.8±5.2	49.3±4.6	45.02±4.73	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	30.9±4,5	32.8±4.6	29.64±4.02	< 0,001
FEVG (%)	63±5.0	62±5	63.43±4.62	0,001
VES (ml)	70.4±18	76.1±19.5	66.15±15.65	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.4±9.2	40.4±9.9	38.70±8.66	0.05
Débit cardiaque (l/mn)	5.2±1.4	5.5±1.5	4.97±1.27	< 0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.9±0,7	2.9±0,7	2.92±0,72	0.925

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Dans le tableau 3 sont présentées les données échocardiographiques des sujets âgés de 30 à 40 ans. Ce groupe était composé de 447 sujets dont 205 (46%) hommes et 242 (54%) femmes. Le VES était plus bas chez les femmes (p < 0,001) mais cette différence n'était plus constatée lorsque nous l'indexions à la surface corporelle (p = 0,774). Concernant le débit cardiaque il

n'existait pas de différence entre les 2 sexes ($p = 0,072$) mais lorsque nous l'indexions à la surface corporelle il était plus important chez les femmes ($p = 0,004$).

Tableau 3 : Caractéristiques des sujets sains entre 30-40 ans selon le sexe.

Variables	Total (n= 447)	Hommes (n=205)	Femmes (n=242)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.88±0.25	1.99±0.23	1.78±0.22	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.62±2.04	22.74±1.84	20.68±1.70	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.35±4.0	19.82±4.07	20.80±3.9	0.010
Fréquence cardiaque (/min)	74.83±14.47	72.29±13.25	76.98±15.12	< 0,001
Diamètre télédiastolique (mm)	47.62 ±5.0	49.57±4.93	46.03±4.48	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	31.27±4,5	32.84±4.21	29.98±4.53	< 0,001
FEVG (%)	63.21±4.89	62.49±4.68	63.82±4.99	0,004
VES (ml)	73.46±16.68	77.65±16.30	69.91±16.20	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.32±8.46	39.20±7.99	39.43±8.86	0.774
Débit cardiaque (l/mn)	5.43±1.38	5.56±1.34	5.32±1.41	0.072
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.91±0,71	2.8±0,64	3±0,76	0.004

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Dans le tableau 4, ces mêmes données sont présentées pour les 584 sujets âgés de 40 à 50 ans. Ce groupe comptait 286 (49%) hommes et 298 (51%) femmes. Concernant les VES indexé et non indexé nous avons observé des résultats comparables au groupe des sujets âgés de 30-40 ans (VES plus élevé chez les hommes sans différences entre les sexes après indexation). En revanche concernant les résultats des débits et index cardiaques ceux-ci diffèrent par rapport au groupe des 30-40 ans. En effet le débit cardiaque était plus important chez les hommes ($p < 0,001$) que chez les femmes mais il n'y avait pas de différence en termes d'index cardiaque ($p = 0,956$). A noter que dans cette tranche d'âge, il n'existait pas de différence en termes de fréquence cardiaque ($p = 0,529$) ni en termes de FEVG ($p = 0,058$) entre les sexes alors qu'elles étaient plus élevées pour les femmes dans les tranches d'âges inférieures.

Tableau 4 : Caractéristiques des sujets sains entre 40-50 ans selon le sexe.

Variabes	Total (n= 584)	Hommes (n=286)	Femmes (n=298)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.90±0.23	1.99±0.21	1.81±0.21	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.79±2.0	22.81±1.81	20.82±1.67	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.77±4.47	20.11±4.33	21.41±4.53	< 0,001
Fréquence cardiaque (/min)	74.42±13.48	74.06±14.17	74.76±12.79	0.529
Diamètre télédiastolique (mm)	47.83 ±4.88	49.23±4.65	46.49±4.74	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	31.25±5.16	32.74±4.90	30±5.06	< 0,001
FEVG (%)	63.41±5.23	62.99±5.53	63.81±4.89	0.058
VES (ml)	74.67±16.68	77.65±16.30	69.91±16.20	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.50±8.55	39.67±7.98	39.34±9.06	0.643
Débit cardiaque (l/mn)	5.51±1.46	5.78±1.46	5.26±1.41	< 0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.91±0,71	2.91±0,71	2.91±0,72	0.956

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Les caractéristiques des sujets âgés de 50 à 60 ans sont représentées dans le tableau 5. Ce groupe était composé de 813 sujets dont 403 (50%) hommes et 410 (50%) femmes. Les résultats portant le VES indexé et non indexé ainsi que les débits et index cardiaques sont comparables à ceux du groupe de sujets âgés de 40 à 50 ans. A noter que les femmes avaient à nouveau des fréquences cardiaques plus élevées que les hommes avec une FC moyenne de 75.23±13.34 bpm (p = 0,046).

Le tableau 6 présente les caractéristiques des sujets sains âgés de 60 à 70 ans. Il y avait 873 sujets dont 419 (48%) hommes et 454 (52%) femmes. La FEVG était plus élevée chez les femmes (p = 0,022). En ce qui concerne les différences en termes de VES indexé et non indexé et de débit et index cardiaque, elles restent similaires à celles observées chez les 40-50 ans et les 50-60 ans.

Les observations des 566 sujets âgés de 70 à 80 ans ont été répertoriées dans le tableau 7. Ce groupe comptait 264 (47%) hommes et 302 (53%) femmes. Les résultats étaient comparables à ceux des 4 tranches d'âges précédentes à savoir VES et Qc plus élevés chez les hommes mais plus de différence après indexation.

Tableau 5 : Caractéristiques des sujets sains entre 50-60 ans selon le sexe.

Variables	Total (n= 813)	Hommes (n=403)	Femmes (n=410)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.88±0.21	1.97±0.20	1.80±0.19	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.80±1.94	22.77±1.85	20.85±1.52	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.63±4.63	20.15±4.72	21.10±4.50	0.004
Fréquence cardiaque (/min)	74.31±13.16	73.38±12.93	75.23±13.34	0.046
Diamètre télédiastolique (mm)	47.56 ±4.90	48.78±5.07	46.35±4.41	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	30.96±4.96	31.94±5.02	30.1±4.76	< 0,001
FEVG (%)	63.01±5.09	62.22±5.35	63.78±4,70	0.058
VES (ml)	74.1±17.24	78.26±18.52	70.01±14.8	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.51±8.88	39.91±9.54	39.13±8.17	0.211
Débit cardiaque (l/mn)	5.46±1.44	5.70±1.53	5.23±1.31	< 0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.91±0,76	2.90±0,79	2.92±0,74	0.9714

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Tableau 6 : Caractéristiques des sujets sains entre 60-70 ans selon le sexe.

Variables	Total (n= 873)	Hommes (n=419)	Femmes (n=454)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.8±0.21	1.96±0.19	1.77±0.19	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.60±1.90	22.47±1.78	20.79±1.62	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.95±4.97	20.87±5.29	21.02±4.65	0.646
Fréquence cardiaque (/min)	75±14.19	74.79±15.04	75.19±13.38	0.679
Diamètre télédiastolique (mm)	47.09 ±5.36	48.23±5.25	46.06±5.26	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	30.76±5.43	32.08±5.2	29.66±5.39	< 0,001
FEVG (%)	63.49±5.38	63.05±5.42	63.90±5.31	0.022
VES (ml)	73.37±17.95	78.19±19.58	68.91±15	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	39.54±9.02	39.99±9.62	39.12±8.40	0.157
Débit cardiaque (l/mn)	5.45±1.53	5.78±1.66	5.14±1.32	< 0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.94±0,79	2.96±0,84	2.92±0,74	0.453

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Tableau 7 : Caractéristiques des sujets sains entre 70-80 ans selon le sexe.

Variabes	Total (n= 566)	Hommes (n=264)	Femmes (n=302)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.83±0.21	1.92±0.19	1.74±0.20	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.86±1.88	22.67±1.54	21.16±1.86	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.71±5.24	20.80±5.78	20.62±4.72	0.688
Fréquence cardiaque (/min)	73.51±13.09	72.02±13.63	74.82±12.47	0.011
Diamètre télédiastolique (mm)	46.82 ±5.48	47.81±5.32	45.97±5.48	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	31±5.07	32.24±4.86	29.95±5.02	< 0,001
FEVG (%)	63.83±5.62	63.70±5.78	63.93±5.48	0.636
VES (ml)	74.59±18.60	79.30±17.73	70.48±18.39	< 0,001
VES indexé (ml/m ²)	40.90±9.42	41.34±8.83	40.52±9.90	0.302
Débit cardiaque (l/mn)	5.44±1.57	5.67±1.54	5.24±1.56	0,001
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.99±0,82	2.96±0,78	3.02±0,86	0.404

Abbréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Les résultats portants sur les 254 sujets sains âgés de 80 à 90 ans sont rapportés dans le tableau 8. Il y avait 104 (41%) hommes et 150 (59%) femmes. Les résultats étaient à nouveau comparables à ceux des 5 tranches d'âges précédentes à savoir VES et Qc plus élevés chez les hommes mais plus de différence après indexation.

Tableau 8 : Caractéristiques des sujets sains entre 80-90 ans selon le sexe.

Variabes	Total (n= 254)	Hommes (n=104)	Femmes (n=150)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.78±0.19	1.89±0.16	1.70±0.17	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.70±2.15	22.95±2.06	20.83±1.76	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	20.79±5.20	19.70±5.03	21.55±5.20	0.005
Fréquence cardiaque (/min)	72.15±12.59	71.94±13.09	72.29±12.27	0.826
Diamètre télédiastolique (mm)	49.09 ±6.21	47.73±5.83	44.94±6.23	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	30.20±6.52	32.60±5.47	28.66±6.7	< 0,001
FEVG (%)	63.42±5.95	62.72±5.81	63.89±6.01	0.134
VES (ml)	73.73±17.38	77.74±18.68	70.95±15.89	0.002
VES indexé (ml/m ²)	41.52±9.31	41.02±9.14	41.87±9.44	0.480
Débit cardiaque (l/mn)	5.26±1.33	5.53±1.43	5.08±1.23	0,007
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.97±0,74	2.92±0,71	3.0±0,75	0.385

Abbréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Pour les sujets de plus de 90 ans nous en comptons 69 dont 27 (39%) hommes et 42 (61%) femmes. Il n'y avait pas de différence significative entre les sexes en termes de VES indexé ou non, de débit cardiaque ou d'index cardiaque.

Tableau 9 : Caractéristiques des sujets sains de > 90 ans selon le sexe.

Variables	Total (n= 69)	Hommes (n=27)	Femmes (n=42)	p value
Surface corporelle (m ²)	1.72±0.20	1.88±0.16	1.62±0.17	< 0,001
Chambre de chasse VG (mm)	21.63±2.29	23.25±2.14	20.62±1.76	< 0,001
ITV sous aortique (cm)	18.56±4.24	17.56±5.05	19.18±3.58	0.127
Fréquence cardiaque (/min)	74.83±13.38	75.37±12.11	74.49±14.24	0.793
Diamètre télédiastolique (mm)	44.54 ±6.38	48.08±6.46	42.71±5.60	< 0,001
Diamètre télésystolique (mm)	28.70±7.15	34.06±5.0	25.35±6.25	< 0,001
FEVG (%)	62.95±6.82	59.46±6.62	64.96±6.16	< 0,001
VES (ml)	67.47±17.79	72.27±20.05	64.50±15.76	0.080
VES indexé (ml/m ²)	39.36±9.72	38.64±10.63	39.80±9.21	0.637
Débit cardiaque (l/mn)	5.00±1.44	5.42±1.62	4.74±1.28	0,061
Index cardiaque (l/mn/m ²)	2.92±0,81	2.89±0,84	2.93±0.80	0.830

Abréviation : VG : Ventricule gauche ; ITV : Intégrale temps Vitesse, FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche, VES volume d'éjection systolique.

Le tableau 10 résume les valeurs des différentes variables hémodynamiques dans la population générale et par tranches d'âge.

Tableau 10 : Valeurs normales des différents paramètres hémodynamiques en fonction de l'âge

		Age									
		Totale	18-30 ans	30-40 ans	40-50 ans	50-60 ans	60-70 ans	70-80 ans	80-90 ans	> 90 ans	p
VES	Totale	73,5±17,9	70,4±18	73,46±16,68	74,67±16,68	74,1±17,24	73,37±17,95	74,59±18,6	73,73±17,38	67,47±17,79	<0.001
	Homme	78,1±18,2	76,1±19,5	77,65±16,30	77,65±16,3	78,26±18,52	78,19±19,58	79,3±17,73	77,74±18,68	72,27±20,05	0.467
	Femme	69,5±16	66,1±15,65	69,91±16,20	69,91±16,2	70,01±14,8	68,91±15	70,48±18,39	70,95±15,89	64,5±15,76	0.006
VESi	Totale	39,8±9	39,4±9,2	39,32±8,46	39,5±8,55	39,51±8,88	39,54±9,02	40,9±9,42	41,52±9,31	39,36±9,72	0.003
	Homme	40,1±9,1	40,4±9,9	39,2±7,99	39,67±7,98	39,91±9,54	39,99±9,62	41,34±8,83	41,02±9,14	38,64±10,63	0.207
	Femme	39,5±8,9	38,7±8,7	39,43±8,86	39,34±9,06	39,13±8,17	39,12±8,4	40,52±9,9	41,87±9,44	39,8±9,21	0.012
Qc	Totale	5,4±1,5	5,2±1,4	5,43±1,38	5,51±1,46	5,46±1,44	5,45±1,53	5,44±1,57	5,26±1,33	5±1,44	0.002
	Homme	5,7±1,5	5,5±1,5	5,56±1,34	5,78±1,46	5,7±1,53	5,78±1,66	5,67±1,54	5,53±1,43	5,42±1,62	0.231
	Femme	5,2±1,4	5,0±1,3	5,32±1,41	5,26±1,41	5,23±1,31	5,14±1,32	5,24±1,56	5,08±1,23	4,74±1,28	0.030
IC	Totale	2,9±0,8	2,9±0,7	2,91±0,71	2,91±0,71	2,91±0,76	2,94±0,79	2,99±0,82	2,97±0,74	2,92±0,81	0.643
	Homme	2,9±0,8	2,9±0,7	2,8±0,64	2,91±0,71	2,90±0,79	2,96±0,84	2,96±0,78	2,92±0,71	2,89±0,84	0.455
	Femme	2,9±0,7	2,9±0,72	3±0,76	2,91±0,72	2,92±0,74	2,92±0,74	3,02±0,86	3±0,75	2,93±0,8	0.518

Variation du VES en fonction de différents paramètres.

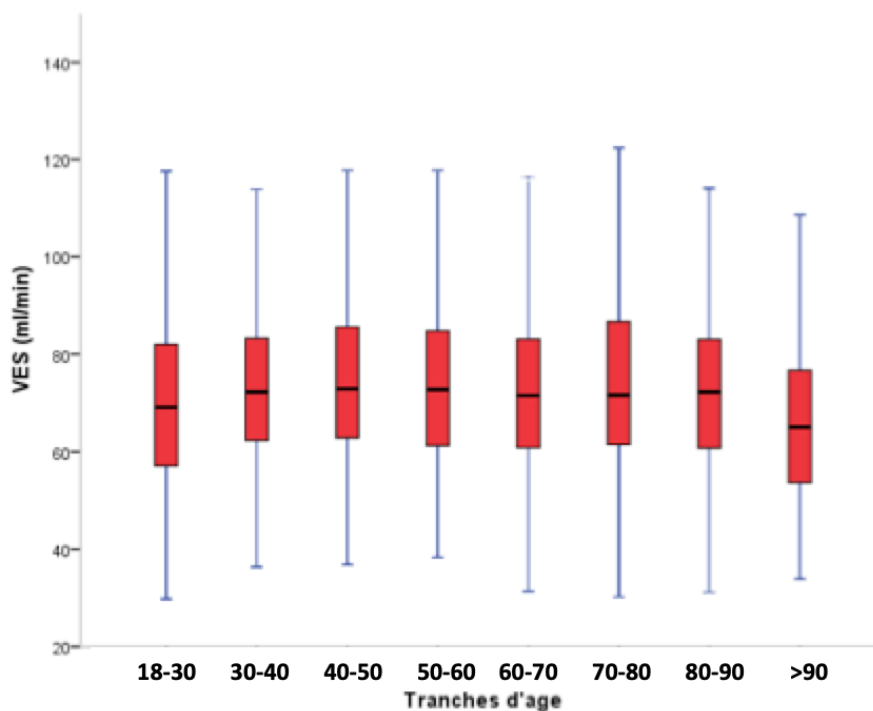
La figure 6 représente les variations du VES en fonction de la tranche d'âge. Il n'y avait aucune corrélation entre l'âge et le VES ($R = 0,02$; $p = 0,186$) (Tableau 11 et figure 24 - annexe). Il existait une corrélation légère avec le sexe ($R=0.244$, $p < 0.001$) et une corrélation moyenne entre la surface corporelle et le VES ($R=0.360$, $p < 0,001$) (Tableau 11 et figure 25 - annexe) ainsi qu'entre le diamètre télédiastronique et le VES ($R=0.386$; $p < 0,001$) (Tableau 11 et figure 26- annexe). Il existe une corrélation forte avec le diamètre de la CCVG ($R = 0,591$; $p < 0,001$) (Tableau 11). La figure 7 représente les variations du VES en fonction du sexe et de la tranche d'âge.

Tableau 11 : Corrélation linéaire des paramètres hémodynamiques en fonctions de différentes variables hémodynamique.

	VES		Qc		VESi		IC	
	R	p	R	p	R	p	R	p
Âge	0,02	0,186	0,005	0,756	0,043	0,007	0,023	0,150
SC (m ²)	0,360	< 0,001	0,312	< 0,001	0,02	< 0,001	0,137	< 0,001
DTD (mm)	0,386	< 0,001	0,224	< 0,001	0,035	< 0,001	0,036	< 0,001
DTS (mm)	0,210	< 0,001	0,098	< 0,001	0,048	0,015	0,054	0,006
CCVG (mm)	0,591	< 0,001	0,468	< 0,001	0,359	< 0,001	0,253	< 0,001
ITVssAo (cm)	0,460	< 0,001	0,252	< 0,001	0,482	< 0,001	0,256	< 0,001
FEVG (%)	0,055	0,001	0,103	< 0,001	0,108	< 0,001	0,152	< 0,001
FC (/min)	0,214	< 0,001	0,479	< 0,001	0,215	< 0,001	0,510	< 0,001

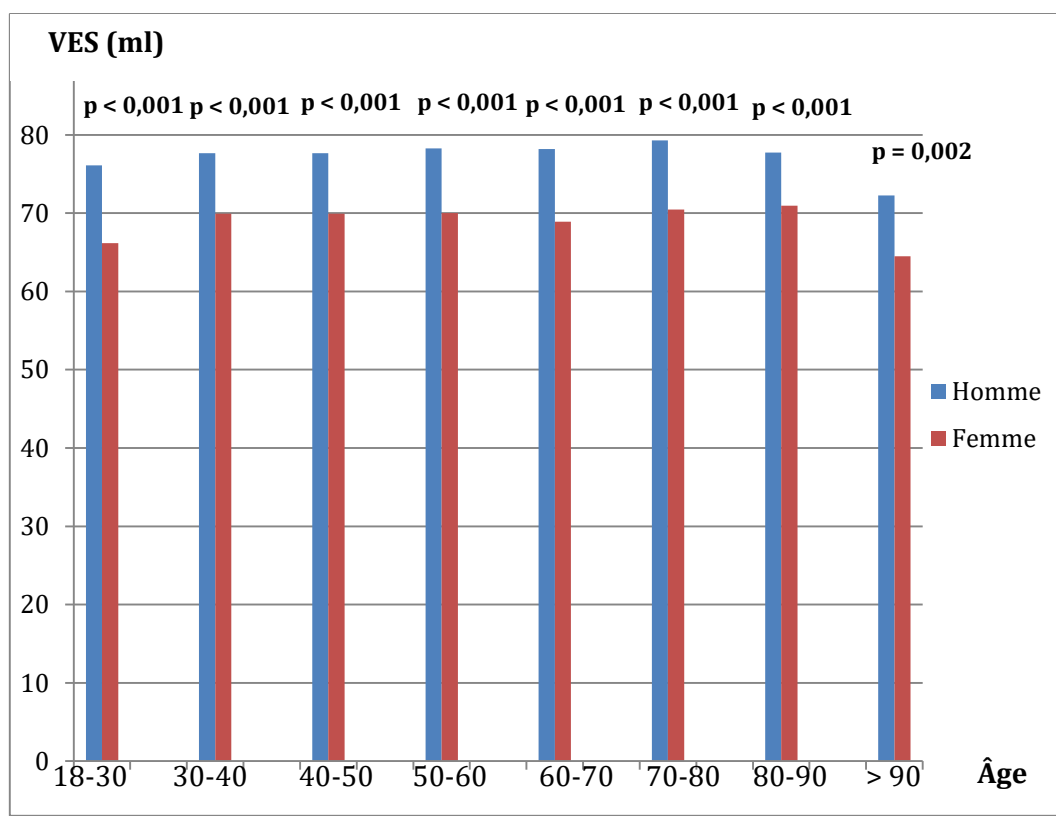
Abréviation : SC : surface corporelle ; DTD : Diamètre télédiastronique ; DTS : Diamètre télésystolique ; ITVssAo : Intégrale temps vitesse sous aortique ; FEVG : Fraction d'éjection du ventricule gauche ; FC : Fréquence cardiaque.

Figure 6 : Diagramme en moustache représentant l'évolution du VES en fonction de l'âge.



Légende : Valeur médiane et interquartile du VES par tranche d'âge : 18-30 ans : 69,1 (57-81,9); 30-40 ans : 72,2 (62,3-83,3); 40-50 ans : 72,9 (62,8-85,6); 50-60 ans : 72,7 (61,2-85); 60-70 ans : 71,5 (60,8-83,1); 70-80 ans : 71,6 (61,5-86,7); 80-90 ans : 72,2 (60,7-83,1); > 90 ans : 65 (53,6-76,9).

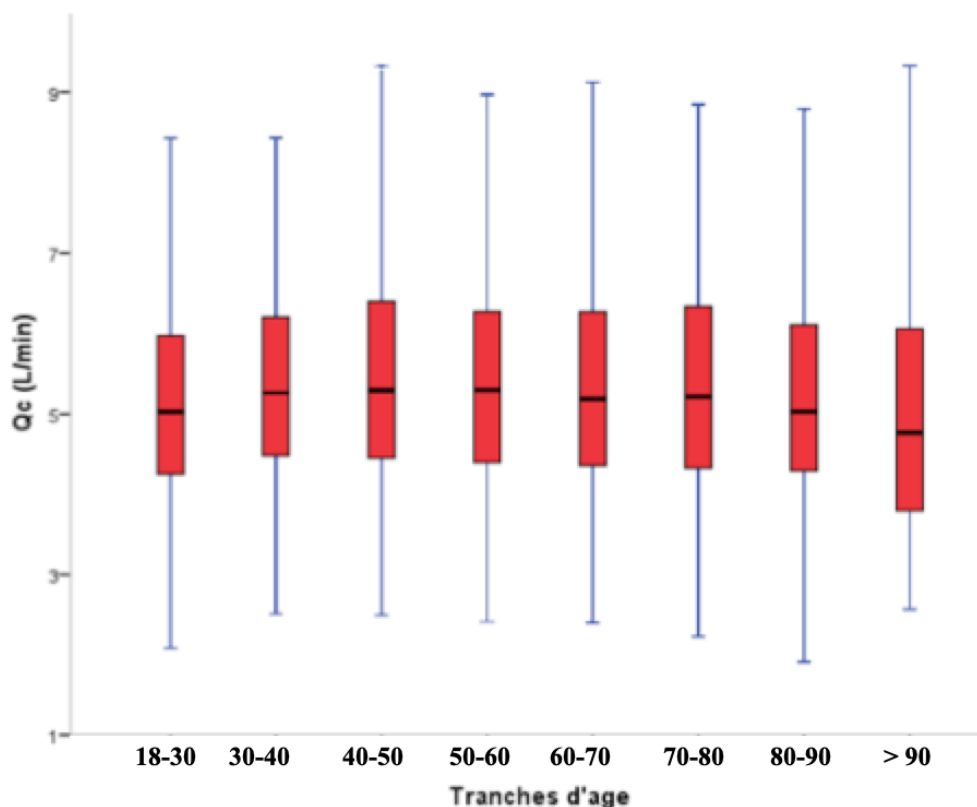
Figure 7 : Comparaison du VES en fonction de l'âge et du sexe.



Variation du débit cardiaque en fonction de différents paramètres.

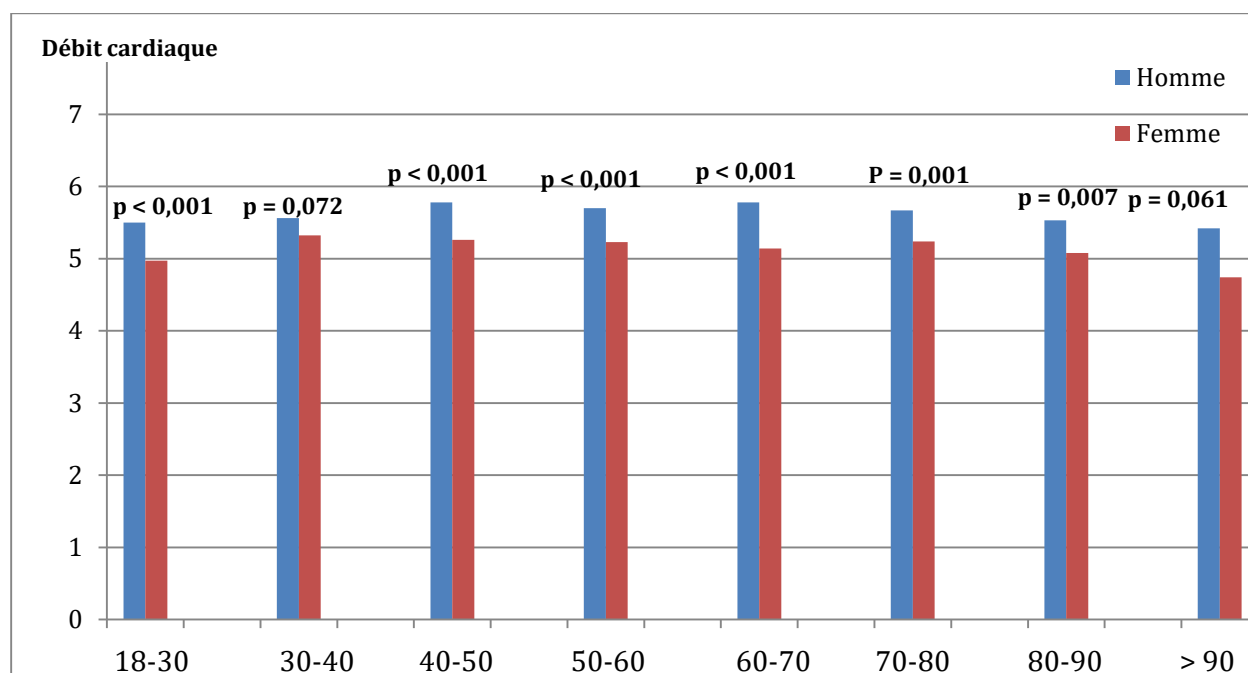
La figure 8 représente les variations du Qc en fonction de la tranche d'âge. Il n'y avait aucune corrélation entre l'âge et le Qc ($R = 0,005$; $p = 0,756$) (Figure 27 - annexe). Il existait une corrélation légère entre le sexe et le Qc ($R=0.170$, $p<0.001$) et une corrélation moyenne entre la surface corporelle et le Qc ($R=0.312$; $p < 0,001$) (Figure 28 - annexe) ainsi qu'entre le diamètre télédiastolique et le Qc ($R=0.224$; $p < 0,001$) (Figure 29 - annexe) (tableau 11). Il y avait une corrélation importante entre le débit cardiaque et le diamètre de la CCVG ($R = 0,468$; $p < 0,001$) ainsi qu'avec la FC ($R = 0,479$; $p < 0,001$) (Tableau 11). La figure 9 montre les variations du débit cardiaque en fonction de l'âge et du sexe.

Figure 8 : Diagramme en moustache représentant les variations du débit cardiaque en fonction de l'âge.



Légende : Valeur médiane et interquartile du Qc par tranche d'âge: 18-30 ans : 5 (4,2-5,9); 30-40 ans : 5,26 (4,47-6,2); 40-50 ans : 5,29 (4,44-6,4); 50-60 ans : 5,3 (4,39-6,27); 60-70 ans : 5,19 (4,35-6,27) ; 70-80 ans : 5,22 (4,32-6,34); 80-90 ans : 5,03 (4,29-6,11); > 90 ans : 4,76 (3,79-6,06).

Figure 9 : Comparaison du débit cardiaque en fonction de l'âge et du sexe.

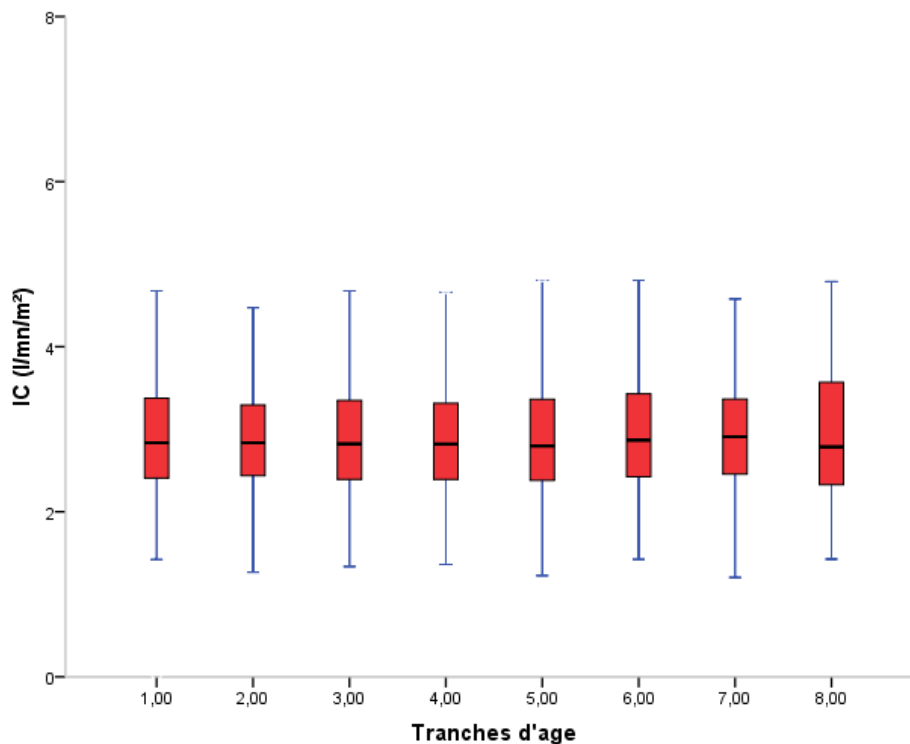


Variation de l'index cardiaque en fonction de l'âge et du sexe.

La figure 10 représente les variations d'index cardiaque en fonction de la tranche d'âge.

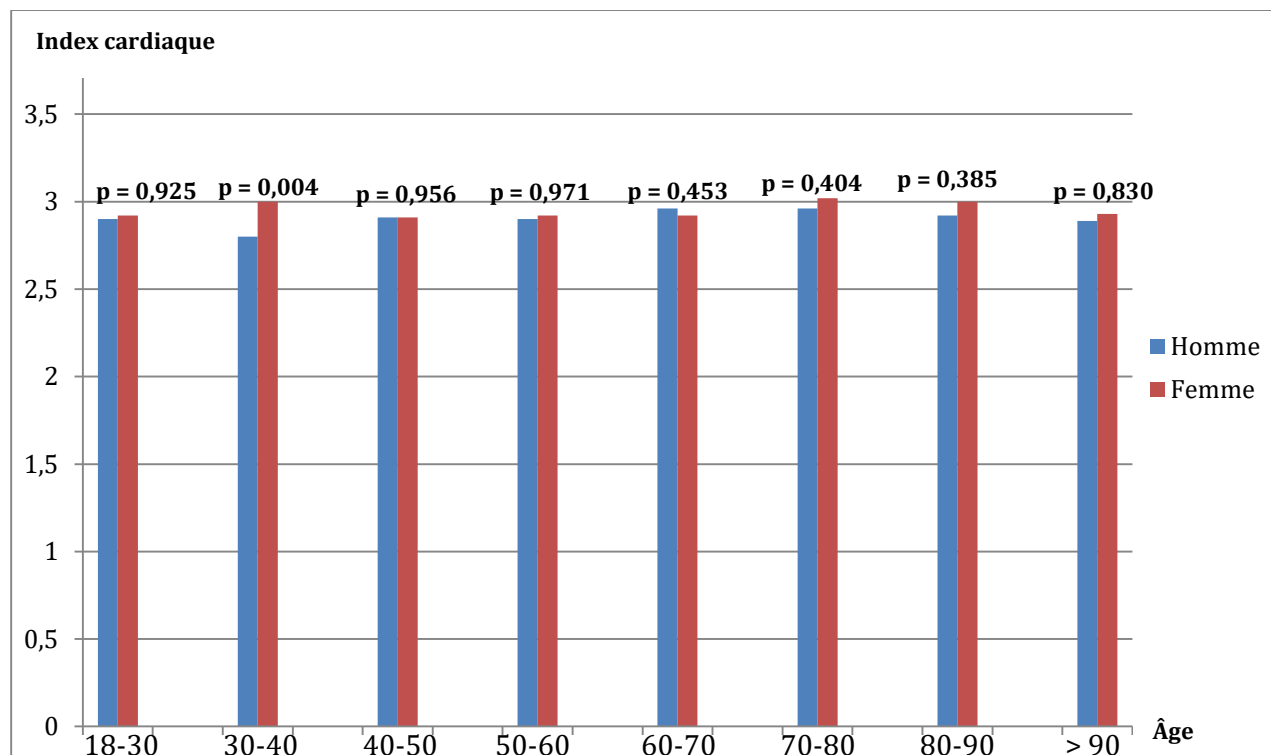
Comme illustré sur la figure 11 nous pouvons observer les fluctuations de l'index cardiaque en fonction de l'âge et du sexe. Nous avons ainsi constaté que cette variable était indépendante de l'âge et du sexe ($r = 0,023$; $p = 0,150$ et $r = 0,022$; $p = 0,166$ respectivement) (tableau 11). Il y avait une corrélation légère avec le diamètre de la CCVG ($R = 0,253$; $p < 0,001$).

Figure 10 : Diagramme en moustache représentant les variations de l'index cardiaque en fonction de l'âge.



Légende : Valeur médiane et interquartile de IC par tranche d'âge: 18-30 ans : 2,8 (2,4-3,4); 30-40 ans : 2,84 (2,44-3,3); 40-50 ans : 2,82 (2,39-3,35); 50-60 ans : 2,82 (2,39-3,32); 60-70 ans : 2,80 (2,38-3,36); 70-80 ans : 2,87 (2,42-3,43); 80-90 ans : 2,91 (2,45-3,37); > 90 ans : 2,78 (2,32-3,62).

Figure 11: Comparaison de l'index cardiaque en fonction du sexe et de l'âge.

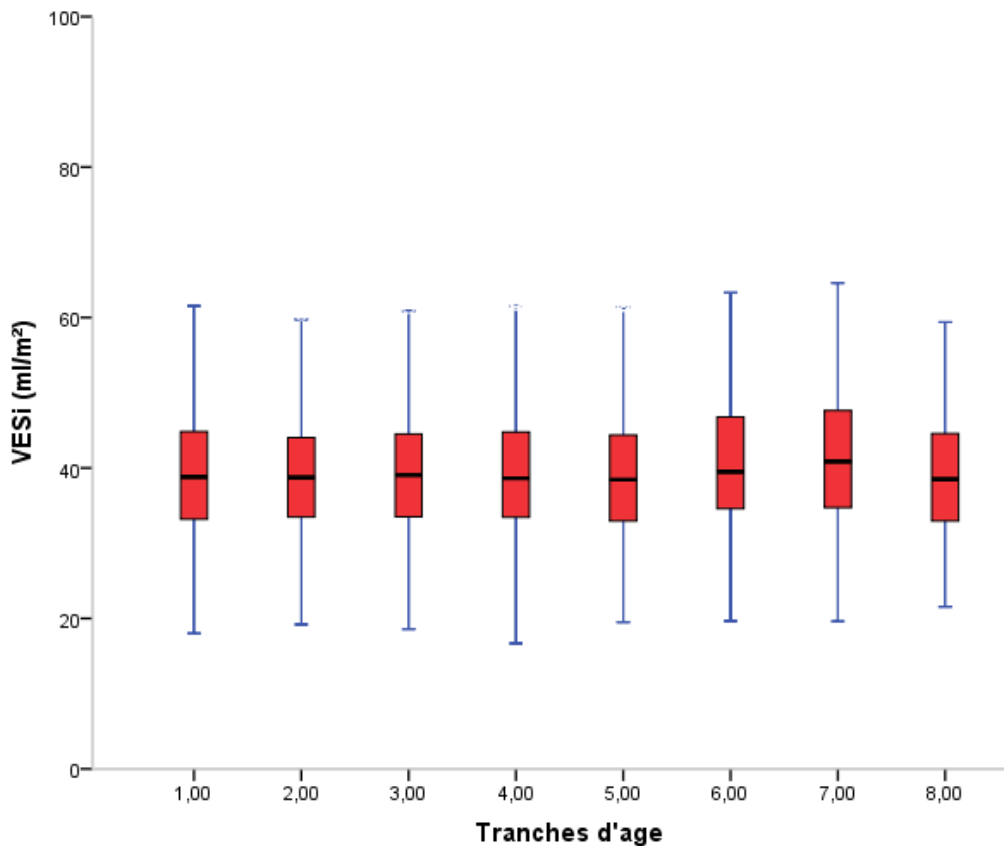


Variation du VESi en fonction de l'âge et du sexe

La figure 12 représente les variations de VESi en fonction de la tranche d'âge.

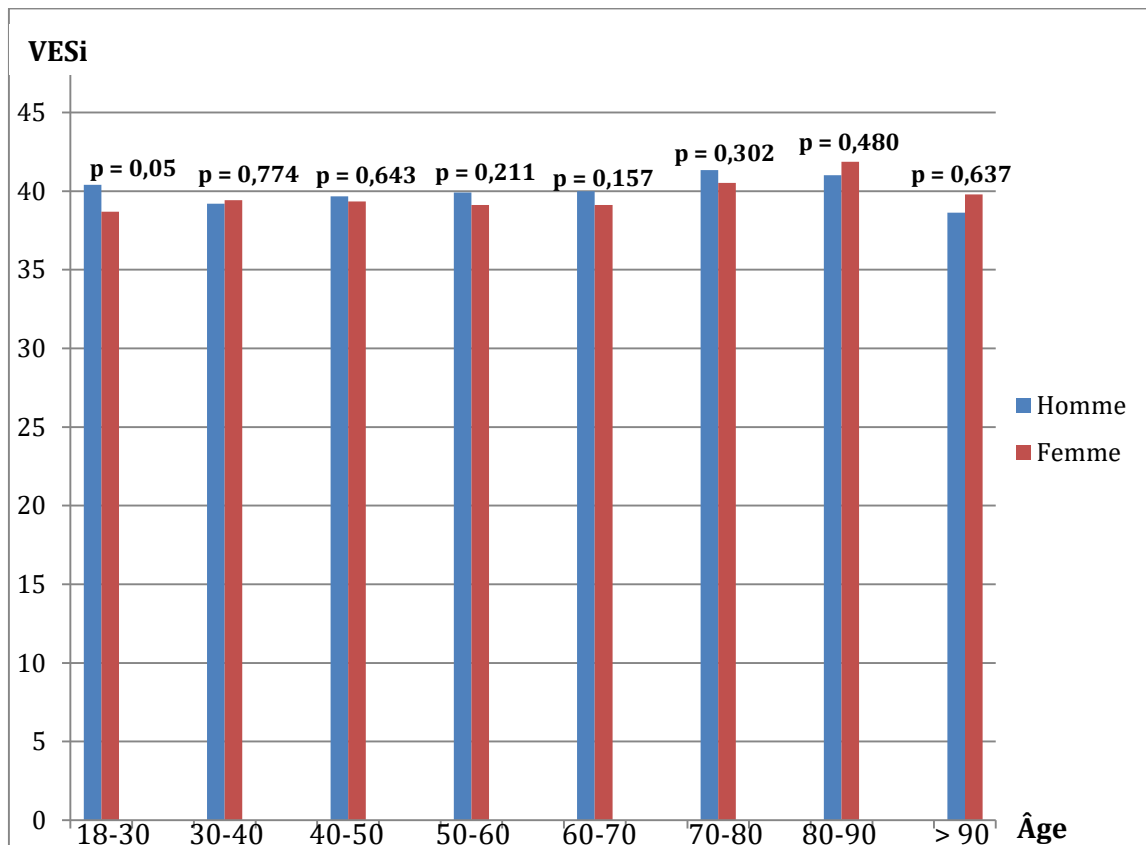
Comme illustré sur la figure 13 nous pouvons observer les fluctuations du VESi en fonction de l'âge et du sexe. Nous avons ainsi constaté que le VESi variait avec l'âge quelque soit le sexe ($p = 0,003$) et plus particulièrement dans le groupe de femme ($p = 0,012$) (tableau 10). Nous avons aussi mis en évidence une variation avec le sexe quelque soit l'âge ($p = 0,048$) (Tableau 10). Nous ne retrouvons pas de corrélation entre le VESi et l'âge ($r = 0,043$; $p = 0,007$) (Tableau 11) ainsi qu'entre le VESi et le sexe ($r = 0,031$; $p = 0,048$). Il y avait une corrélation moyenne avec le diamètre de la CCVG ($R = 0,359$; $p < 0,001$) (Tableau 11).

Figure 12 : Diagramme en moustache représentant les variations du VESi en fonction de l'âge.



Légende : Valeur médiane et interquartile de VESi par tranche d'âge: 18-30 ans : 38,7 (33,1-44,8); 30-40 ans : 38,73 (33,43-44,04); 40-50 ans : 39,06 (33,48-44,51); 50-60 ans : 38,62 (33,45-44,78); 60-70 ans : 38,46 (32,93-44,40); 70-80 ans : 39,50 (34,58-46,79); 80-90 ans : 40,86 (34,70-47,66); > 90 ans : 38,51 (32,92-44,58).

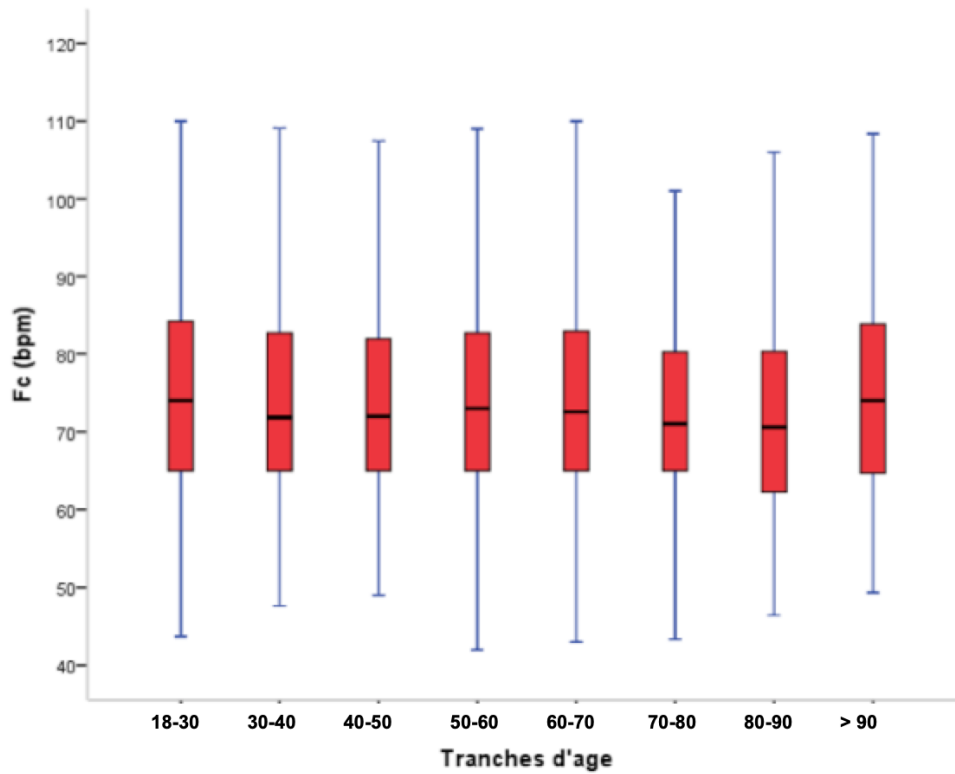
Figure 13 : Comparaison du VESi en fonction du sexe et de l'âge.



Variation de la fréquence cardiaque en fonction des différents paramètres.

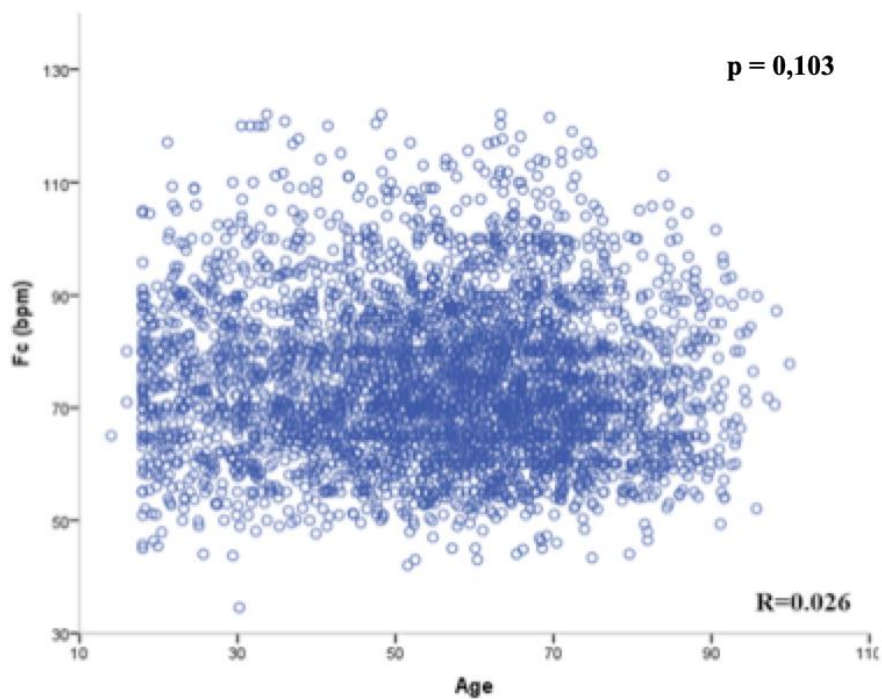
La figure 14 représente les variations de la FC en fonction de la tranche d'âge. Il n'y avait aucune corrélation entre le sexe et la FC ($R= 0.066$, $p<0.001$) ni entre l'âge et la FC ($R=0,026$; $p = 0,103$) (Figure 15).

Figure 14: Diagramme en moustache illustrant les fluctuations de la fréquence cardiaque en fonction de l'âge.



Légende : Valeur médiane et interquartile de la FC par tranche d'âge: 18-30 ans : 74 (65-84); 30-40 ans : 72 (65-83); 40-50 ans : 72 (65-82); 50-60 ans : 73 (65-83); 60-70 ans : 73 (65-83); 70-80 ans : 71 (65-80); 80-90 ans : 71 (62-80); > 90 ans : 74 (65-84).

Figure 15 : Modèle de régression logistique : Représentation du lien entre la fréquence cardiaque et l'âge.



Définition du bas débit cardiaque.

Sur la figure 16 est représentée la distribution du bas débit défini par un VES < 35 ml/m² en fonction de l'âge (valeur seuil utilisée dans les différentes recommandations). Nous avons constaté que par tranche d'âge il existe un important pourcentage de sujets avec un VES indexé inférieur à 35 ml/m² : 32% chez les 18-30 ans, 31% chez les 30-40 ans, 30% chez les 40-50 ans, 32% chez les 50-60 ans, 32% chez les 60-70 ans, 27% chez les 70-80 ans, 26% chez les 80-90 ans et 37% chez les plus de 90 ans.

Nous définissons la valeur du bas débit cardiaque comme la valeur inférieure au 5^{ème} percentile soit une valeur de 3,4 l/min pour la population générale, de 3,6 l/min pour les hommes et de 3,3 l/min pour les femmes (tableau 12). De façon similaire nous retrouvons ainsi les valeurs de 27 ml/m² pour le VES indexé respectivement dans la population totale, les hommes et les femmes (tableau 12) et de 1.9l/mn/m² pour l'IC respectivement dans la population totale, les hommes et les femmes (tableau 12). A noter que la valeur de VES indexé moyenne de 39,8±9 ml/m² était définie comme la valeur normale de VESi (tableau 12).

Figure 16 : Diagramme représentant la distribution du bas débit défini par un VES < 35 ml/m² en fonction de l'âge.

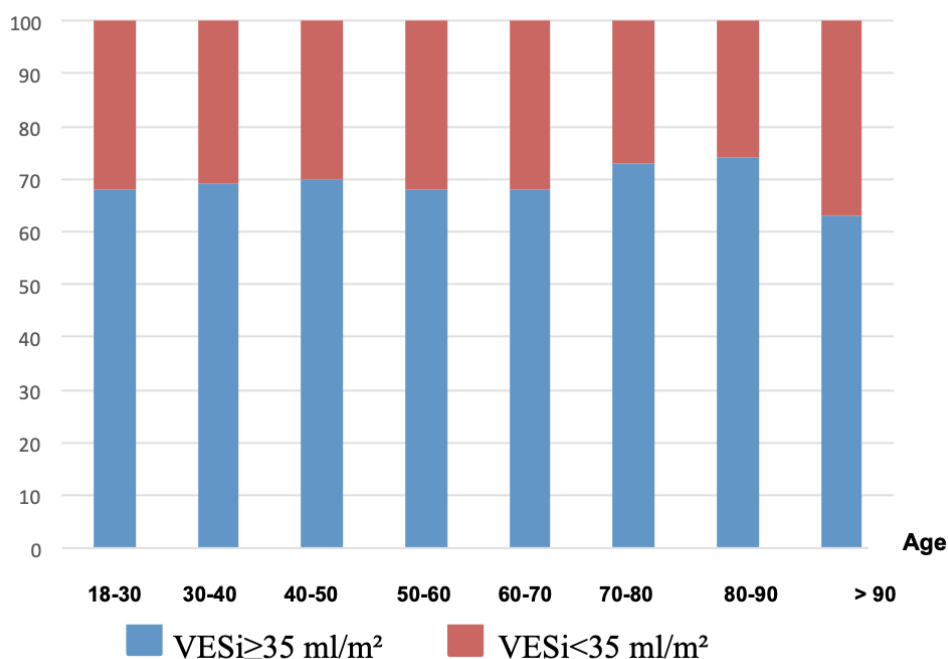


Tableau 12 : Répartitions des paramètres hémodynamiques en fonction du sexe.

Variables		Percentile						
		5	10	25	50	75	90	95
VES (ml)	Totale	48	53	61	72	84	96	105
	Homme	52	56	65	76	89	101	110
	Femme	47	50	58	68	79	90	98
VES indexé (ml/m²)	Totale	27	29	33	39	45	51	56
	Homme	27	29	34	39	45	52	56
	Femme	27	29	33	39	45	51	55
Débit cardiaque (ml/min)	Totale	3,4	3,7	4,3	5,2	6,2	7,3	8,0
	Homme	3,6	3,9	4,6	5,5	6,5	7,7	8,3
	Femme	3,3	3,6	4,2	5,0	6,0	6,9	7,6
Index cardiaque (ml/min/m²)	Totale	1,9	2,1	2,4	2,8	3,3	3,9	4,3
	Homme	1,9	2,0	2,4	2,8	3,3	3,9	4,3
	Femme	1,9	2,1	2,4	2,8	3,4	3,9	4,3

DISCUSSION

Nous avons constitué une large cohorte bicentrique ($n = 4064$) de patients sans antécédents cardiovasculaires et avec une échocardiographie jugée normale. L'enjeu de ce travail était de déterminer les valeurs normales de débit cardiaque obtenues par échocardiographie-Doppler par tranches d'âge et par sexe. En effet malgré l'importance de ce paramètre hémodynamique nous ne disposons pas à ce jour d'étude sur le sujet ni de valeurs de référence.

Actuellement on parle de débit normal mesuré par doppler pulsé en se basant sur le VES indexé ($> 35 \text{ ml/m}^2$). Un VES indexé inférieur à 35 ml/m^2 conduit aussi à parler de bas débit cardiaque. Néanmoins cette valeur de 35 ml/m^2 ne repose sur aucune étude et a été fixée arbitrairement (1)

La valeur moyenne de débit cardiaque tout âge et sexe confondus dans notre étude était de $5,4 \pm 1,5 \text{ l/min}$ et celle du VES était de $73,5 \pm 17,9 \text{ ml}$ (tableau 10). Ces valeurs étaient significativement plus importantes chez les hommes que chez les femmes dans la population globale mais également dans la grande majorité des tranches d'âges. Un autre paramètre influencé par l'âge et le sexe était le VESi. Cependant cela ne semble pas être le cas de l'IC, seul paramètre hémodynamique indépendant de l'âge et du sexe. L'atout de cette étude est qu'elle porte sur un grand nombre de sujets à priori sains ($n = 4064$) et qu'il s'agit de la première portant sur ce sujet précis. Notre travail s'est attaché à étudier l'ensemble des données hémodynamiques par tranches de 10 ans ce qui permet ainsi d'avoir des valeurs normales par tranches d'âges et par sexe.

Différentes méthodes de mesures du débit cardiaque.

Il existe plusieurs façons de mesurer le débit cardiaque. La technique de référence étant la thermodilution pulmonaire par cathétérisme de l'artère pulmonaire dite technique de Swan Ganz (figure 17 et 18). Cette méthode présente néanmoins des limites avec principalement des erreurs liées au non-respect des paramètres techniques. Elle présente aussi d'autres limites avec notamment une baisse de la fiabilité pour les bas débits cardiaques. En effet en cas de très bas débit cardiaque, le temps de transit est trop long entre le site d'injection et le site de mesure de sorte qu'il existe une perte d'indicateur thermique suite au réchauffement progressif du liquide, ce qui induit une surestimation des très bas débits cardiaques. Cette technique est aussi difficilement applicable s'il existe une insuffisance tricuspide importante (entraînant une surestimation du débit cardiaque), la présence d'un shunt gauche (entraînant une recirculation de l'indicateur). Elle présente aussi l'inconvénient d'être invasive avec les

risques inhérents à cela (risque de complication en regard des voies d'abord, de lésions de l'artère pulmonaire) qui ne sont pas dépourvus de conséquences et pouvant être fatales. Ce sont pour ces différentes raisons que cette technique, bien que reconnue comme étant la technique de référence, n'est pas d'usage routinier (15).

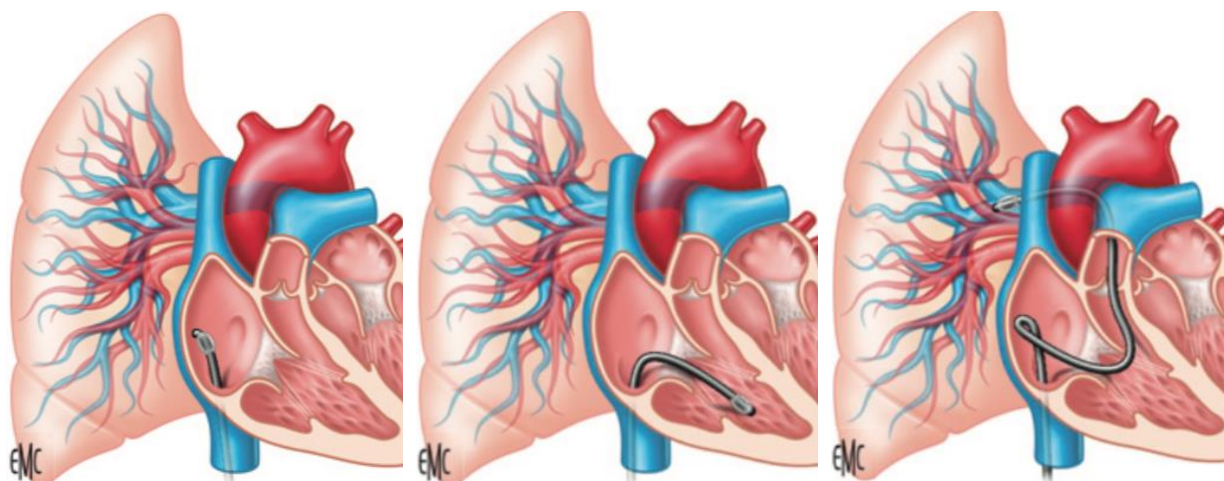


Figure 17 : Trajet de Swan Ganz au cours du cathétérisme droit (51)

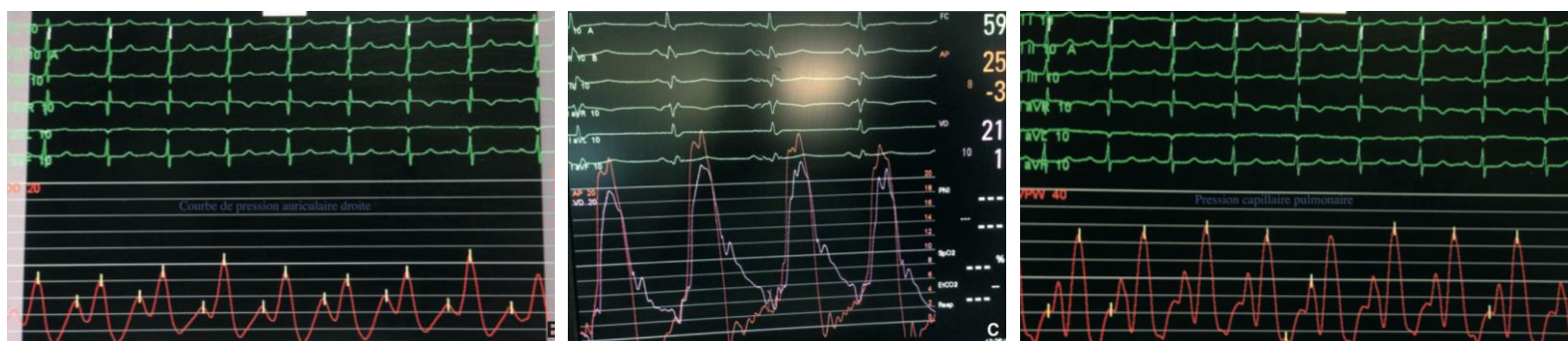


Figure 18 : Courbe de pressions en fonction de la position du cathéter droit. a) OD b) VD c) Capillaires pulmonaires (51).

D'autres techniques plus simples et moins invasives existent surtout utilisées en anesthésie et en réanimation tels que :

- L'analyse de l'onde de pouls (utilisé dans le PiCCO™) : technique couplant la thermodilution transpulmonaire et la technique d'analyse de l'onde de pouls. Plusieurs études ont comparé la thermodilution avec l'analyse de l'onde de pouls et ont trouvé une assez bonne corrélation entre les valeurs de débit cardiaque obtenues par les deux techniques (52,53). La fiabilité de cette technique est limitée s'il existe des troubles du rythme altérant la régularité de la courbe de pression.

- Le principe de Fick appliqué au CO₂ (NICO™) : méthode applicable seulement sous ventilation mécanique contrôlée par le biais d'un système qui se branche sur le circuit respiratoire (figure 19). Il s'agit d'une technique simple, opérateur indépendant. Il existe néanmoins plusieurs limites à cette technique et la principale est qu'elle n'est pas fiable dans les conditions où l'hémodynamique est instable ce qui en limite l'usage en réanimation médicale. En effet la stabilité hémodynamique étant un des prérequis pour la validité du principe de Fick. Une autre limite étant l'existence d'un shunt intra pulmonaire important car le débit calculé par le principe de Fick ne reflète que la portion du débit sanguin qui participe aux échanges gazeux.

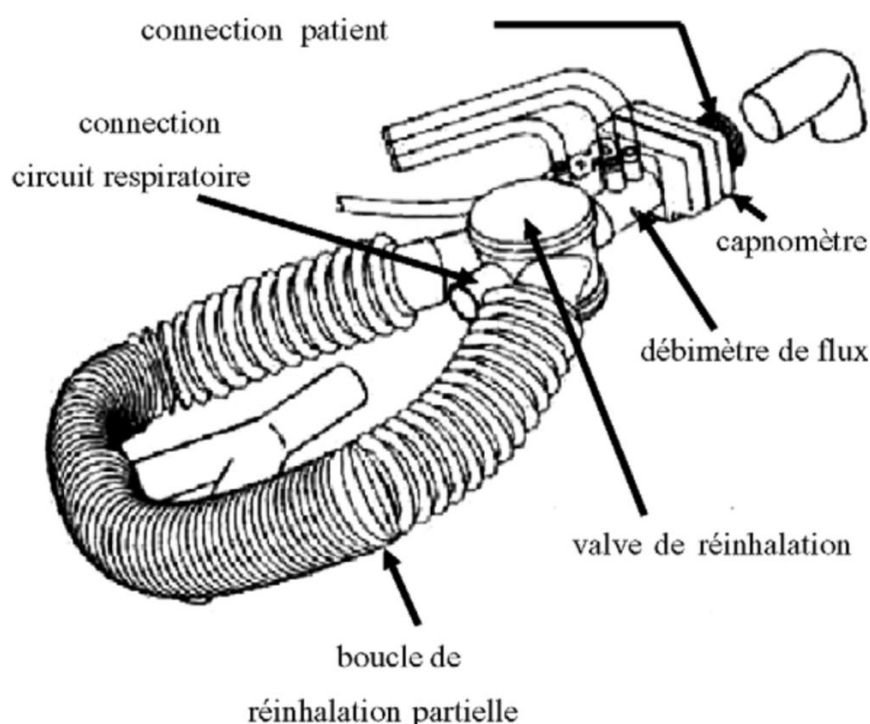


Figure 19 : Eléments constitutifs du NICO™.

- La bio-impédance trans-thoracique : Nyboer, en 1950, a pour la première fois exploité les variations de l'impédance électrique transthoracique en les synchronisant au cycle cardiaque (via des électrodes) lui permettant ainsi d'estimer le VES (figure 20) (54). Dans les suites Kubicek et al ont introduit cette technique dans la pratique clinique pour le calcul du débit cardiaque en 1966 (55). Cette modalité présente plusieurs sources d'erreurs : artéfacts liés aux mouvements du patients, les interférences, les arythmies cardiaques, épanchements séreux (pleuraux/ péricardique), œdème cutané, œdème pulmonaire. La validité de ce mode de monitoring reste à déterminer notamment qu'une méta analyse a rapporté une mauvaise corrélation entre cette technique et la technique de référence (pourcentage d'erreur de l'ordre de 43%) (56).

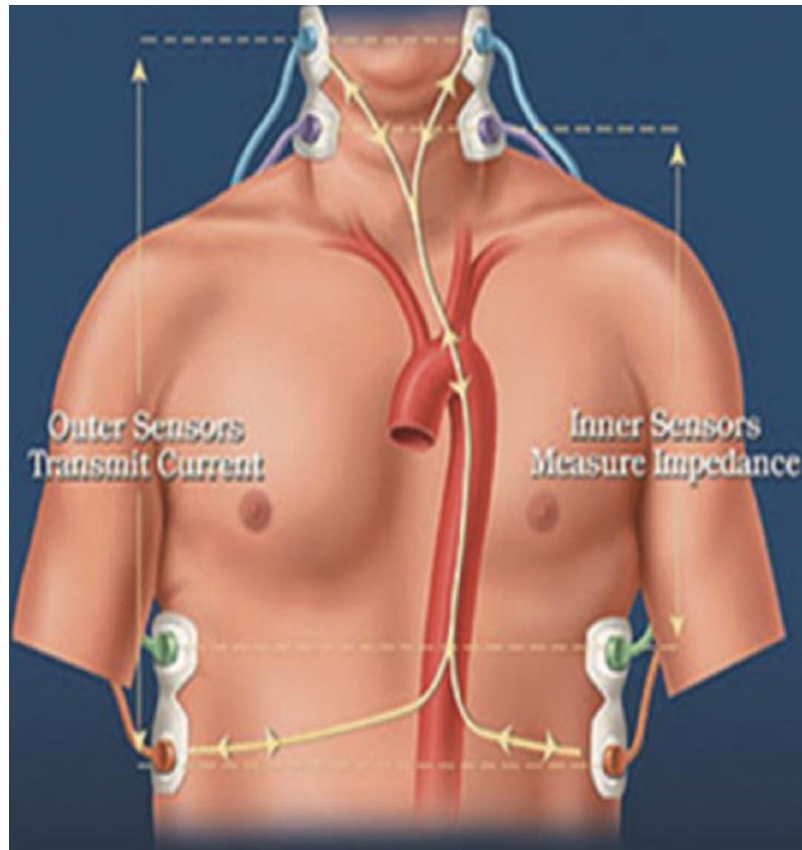


Figure 20 : Application des électrodes du dispositif de bioimpédances (57)

- La vélocimétrie doppler du flux aortique descendant ou technique du doppler œsophagien. Cette méthode est basée sur la mesure de la vitesse sanguine dans l'aorte descendante au moyen d'un transducteur à l'extrémité d'une sonde flexible avec possibilité d'inclinaison lui permettant un alignement avec le flux aortique (figure 21). Cette acquisition peut se faire soit par doppler continu (CardioQ™) ou pulsé (Hemosonic™). Afin d'estimer au mieux le débit cardiaque il est nécessaire de rechercher le meilleur pic de vitesse possible (en modifiant la profondeur d'insertion de la sonde). D'après les auteurs ayant étudié la courbe d'apprentissage, celle-ci atteindrait son plateau après la pose d'une dizaine de sondes (19).

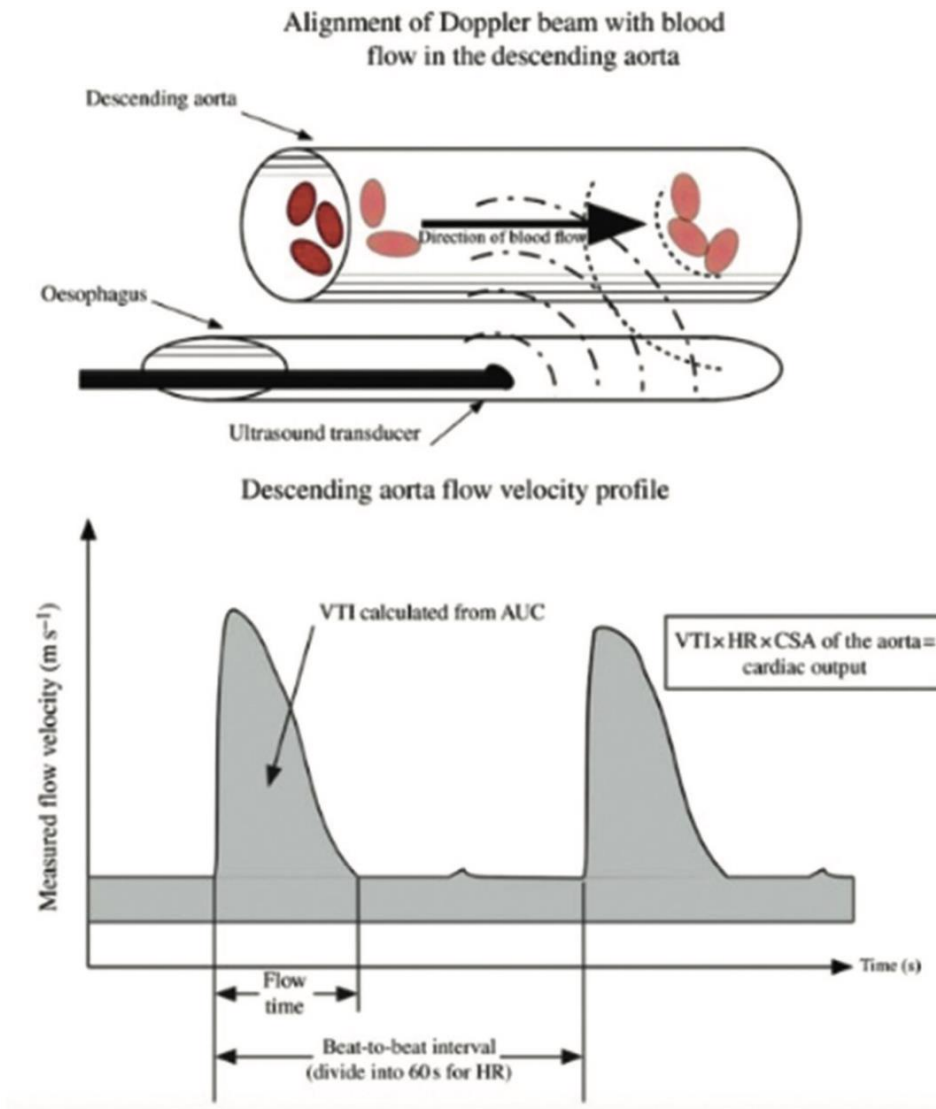


Figure 21 : Forme typique du flux doppler œsophagien (57).

Aspect technique : Doppler pulsé en échocardiographie 2D.

Il existe plusieurs façons d'estimer le débit cardiaque en échocardiographie : la méthode volumétrique mais celle-ci comporte un risque de sous-estimation lié aux difficultés de délimitation de l'endocarde du VG (58). Par ailleurs les méthodes doppler sont aussi bien décrites tels : le doppler continu aortique supra-sternale utilisé en réanimation notamment (USCOM) (46), le doppler pulsé mitral (25) ainsi que le doppler pulsé sous aortique en échocardiographie transthoracique que nous avons choisi d'utiliser comme préconisé dans les recommandations.

Mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche.

La mesure de la chambre de chasse du ventricule gauche, zone de passage des érythrocytes, est un paramètre extrêmement important dans l'évaluation du débit cardiaque par doppler pulsé en ETT. Ihlen et al (59) ont comparé la détermination du débit cardiaque par la technique doppler par rapport aux 2 techniques de référence : la thermodilution et la méthode de Fick. Ils ont ainsi démontrés que la meilleure corrélation de la valeur de débit cardiaque entre les techniques invasives et non invasive était celle obtenue lorsque l'on prenait la vitesse maximale au niveau sous aortique et que la surface aortique utilisée était celle au niveau de la chambre de chasse du ventricule gauche. En effet jusqu'alors il n'y avait pas de niveau consensuel défini dans le calcul de la surface aortique. L'avantage anatomique de ce site par rapport aux autres sites potentiels de l'aorte est le caractère inconstant de son diamètre durant le cycle cardiaque.

L'erreur de mesure de ce diamètre en est d'ailleurs une des principales limites (30), en effet toute erreur de mesures d'ordre millimétrique est portée au carré lors du calcul de la surface aortique faussant ainsi le calcul du débit cardiaque. Et en pratique clinique ce risque d'erreur est potentialisé lorsque l'échogénicité du patient est limitée.

Voici pour rappel la formule pour le calcul de la surface aortique :
$$\frac{\pi \times DCCVG^2}{4}$$

Il existe cependant d'autres limites inhérentes à la mesure de la CCVG telles que la géométrie de celle-ci. En effet il est actuellement bien établi, avec les progrès fait en imagerie cardiaque que la chambre de chasse n'est pas circulaire mais de forme elliptique chez la plupart des patients ce qui implique qu'il y a un grand et un petit axe et qu'en fonction de l'axe pris dans la mesure du diamètre on aura tendance à sur ou sous-estimer la surface aortique par l'équation de continuité (48). Cette équation utilisant le postulat que celle-ci a une forme circulaire (60–62). De nombreuses études utilisent l'échocardiographie 3D afin de mesurer au mieux la surface aortique et la surface de la CCVG notamment via une planimétrie de celle-ci ce qui permet d'obtenir un calcul précis du débit cardiaque (60,63). Montealegre-Gallegos et al (60) en comparant le calcul du débit cardiaque par écho 2D et écho 3D (en ETO) ont montré que du fait d'une mesure peu précise du diamètre de la chambre de chasse (en prenant le petit axe notamment) en résultait une sous-estimation du débit cardiaque par rapport à la méthode 3D (obtention de la surface aortique par planimétrie) avec un débit cardiaque en écho 2D à 4,2±1,5 versus 4,6±1,6 en écho 3D. A ce jour il n'existe pas de gold standard dans la mesure du diamètre de la CCVG. Il est cependant préconisé par l'European Association of Echocardiography et l'ASE de préférer l'imagerie 3D (64).

Mesure de l'ITV sous aortique.

Le second paramètre important dans le calcul du débit cardiaque est la mesure en doppler pulsé de l'ITV sous aortique. Cette mesure est obtenue sur une coupe apicale 5 cavités. La principale source d'erreur lors de la mesure de l'ITV sous aortique est le mauvais alignement du curseur. En effet une mesure précise nécessite que le faisceau ultrasonore soit parallèle au flux sanguin (soit idéalement un angle de 0°). En pratique il est difficile d'obtenir un alignement aussi exact en ETT bidimensionnelle pour 2 raisons. La première est que la totalité du flux sanguin n'est pas visualisée avec ce mode et la deuxième est que le plan orthogonal n'est pas perçu en 2D. Il est décrit qu'un angle de 20° serait responsable de 6% d'erreur de mesure versus plus de 10% avec un angle de 30° et cette angulation inférieure à 20° est permise par la coupe apicale 5 cavités (40). De plus nous avons trop souvent tendance à oublier le caractère tri dimensionnel d'un flux en échocardiographie 2D. Ainsi la seule façon de se dédouaner de toute erreur de mesure et notamment d'une sous-estimation de l'ITV sous aortique est l'obtention d'un bon alignement du curseur au flux sanguin et un positionnement du volume d'échantillonnage au milieu de la chambre de chasse à 5 mm des cusps aortiques permettant l'obtention d'un flux laminaire avec un click de fermeture. En effet la présence d'un click de fermeture signe la qualité de l'acquisition et l'absence du click d'ouverture signifie que le volume d'échantillonnage n'est pas trop proche des cusps et ainsi permet d'éviter tout risque de sur estimer l'ITV sous aortique (25). Le caractère laminaire est primordial traduisant le fait que le faisceau ultrasonore est parallèle au flux sanguin (25).

Fréquence cardiaque

Troisième paramètre important du calcul du débit cardiaque. Elle permet le calcul du débit en le multipliant avec le VES. Dans notre étude, comme rapporté dans la littérature, la fréquence cardiaque était plus élevée chez les femmes et cela de façon significative. Mais nous n'avons pas retrouvé de corrélation avec le sexe ni avec l'âge.

Impact du sexe et de l'âge sur les caractéristiques échocardiographiques.

Dans notre travail, nous avons constaté que les diamètres télésystolique et télédiastolique étaient plus importants chez les hommes et la FEVG était plus élevée chez les femmes. Ces résultats sont en accord avec ceux décrits dans la littérature (65–68). Dans la méta-analyse de Buccheri et al (69), il est décrit une différence de dimension du ventricule gauche (volume) entre les deux sexes avec des volumes plus importants chez les hommes mais des FEVG plus basses que chez les femmes. Ces constatations ont également été rapportées en écho 3D et en

IRM (70). Dans notre étude, nous avons constaté que les valeurs de débit cardiaque étaient significativement plus importantes chez les hommes que chez les femmes dans la population globale et dans la plupart des tranches d'âges probablement du fait de surfaces corporelles plus importantes car ces différences disparaissaient après indexation à la surface corporelle. De façon logique, nous avons constaté que l'ITV sous aortique était plus élevée chez les femmes. Ceci est expliqué par le fait que le diamètre de la CCVG était significativement plus petit chez elles, entraînant ainsi une accélération plus importante des érythrocytes à ce niveau et ainsi une ITV sous aortique plus élevée. Ceci a d'ailleurs été décrit dans la littérature. Classiquement le VES et le Qc tendent à diminuer avec l'âge. Cependant nous n'avons retrouvé aucune corrélation entre l'âge et ces deux paramètres. Le VESi semble d'après nos résultats influencé par l'âge. L'IC apparaît dans notre travail indépendant de l'âge et du sexe et doit donc être privilégié dans l'évaluation de l'hémodynamique.

Seuil de bas débit cardiaque : est-ce bien un seuil de VES indexé à 35 ml/m² ?

Dans les recommandations Européennes portant sur les valvulopathies, un seuil de VES indexé inférieur à 35 ml/m² est associé à un statut de bas débit cardiaque (3). Dans une étude longitudinale de Chirinos et al portant sur 2524 sujets n'ayant pas d'antécédents cardiovasculaire (moyenne d'âge de 46 ans), les auteurs ont retrouvé une valeur de VES indexé moyen de 39 ml/m² et 31% avaient un VESi < 35 ml/m² (71). Dans notre population d'étude nous retrouvons un VESi moyen quasiment identique de 39,8±9 ml/m² et un fort pourcentage de sujets sains (environ un tiers) avait un VES indexé inférieur à 35 ml/m² soit par tranche d'âge : 32% chez les 18-30 ans, 31% chez les 30-40 ans, 30% chez les 40-50 ans, 32% chez les 50-60 ans, 32% chez les 60-70 ans, 27% chez les 70-80 ans, 26% chez les 80-90 ans et 37% chez les plus de 90 ans. Dans un travail de notre équipe portant sur 1645 individus avec une ETT normale le VESi médian était de 37,3 (32-43,8) ml/m² et environ 40% d'entre eux avaient un VESi < 35 ml/m² (2). Ces observations suggèrent qu'un VESi < 35 ml/m² est fréquent parmi les sujets sains et nous amène donc à nous interroger sur la pertinence de ce seuil qui ne repose sur aucune étude. En effet, au vue de la littérature et des connaissances actuelles sur le sujet, il n'existe pas d'étude validant cette valeur seuil, celle-ci ayant été choisie de façon arbitraire dans les études antérieures portant sur le pronostic du rétrécissement aortique (1). Nos résultats montrent que ce seuil est inférieur à 35 ml/m², en accord avec les données de Chirinos et al (71), ce qui nous amène à redéfinir ces seuils. Rusinaru et al sur un travail portant sur le RAC bas débit bas gradient proposait une valeur <

30 ml/m² (2). Nous suggérons au vu de nos résultats un seuil de VESi de 27 ml/m² (tableau 10) soit une nouvelle définition du bas débit cardiaque inférieure à 27 ml/m² si l'on se base sur le VESi, valeur semblant néanmoins dépendante de l'âge et du sexe. En effet nous retrouvons une différence à la limite de la significative du VESi entre les deux sexes et cela quel que soit la tranche d'âge étudiée ($p = 0,048$) en revanche nous avons mis en évidence une influence de l'âge ($p = 0,003$).

Un autre paramètre hémodynamique qui apparaît intéressant est l'index cardiaque. En effet ce paramètre est indépendant du sexe et de l'âge dans notre travail. La valeur seuil définie pour le bas débit est de 1,9 ml/min/m² (tableau 10) pour une valeur normale moyenne de $2,9 \pm 0,8$ ml/m² (tableau 12). Ce paramètre semble être un bon paramètre si l'on souhaite définir une valeur seuil quelque soit l'âge et le sexe.

Concernant les autres paramètres hémodynamiques tels que le VES et le débit cardiaque nous avons constaté que ces paramètres variaient en fonction du sexe mais nous n'avons pas mis en évidence de corrélation avec l'âge ($R = 0,02$; $p = 0,186$ et $R = 0,005$; $p = 0,756$ respectivement).

Si nous souhaitions définir des seuils de bas débit cardiaque pour le VES et le Qc il est logique de les donner en fonction du sexe soit pour les hommes un VES de 52 ml/m² et pour les femmes de 47 ml/m² et un débit cardiaque de 3,6 ml/min pour les hommes et de 3,3 ml/min pour les femmes (tableau 10).

Limites.

Il existe des limites à notre étude. La première étant liée à son caractère rétrospectif. La seconde étant liée au fait que certains patients avec des images de mauvaise qualité n'ont pas été inclus dans l'étude ce qui pourrait représenter un biais. La troisième est que la taille des groupes de tranche d'âge n'est pas homogène avec notamment peu de sujets de plus 90 ans. La quatrième limite est que notre population d'étude était composée d'une large majorité de sujets caucasiens.

CONCLUSION

Ce travail portant sur une large cohorte de sujets sains de plus de 18 ans, nous a permis de définir par échocardiographie-Doppler des valeurs normales de VES, VESi, Qc et IC par sexe

et par tranche d'âge. L'IC semblent être la variable la moins dépendante du sexe et de l'âge. Nous proposons à l'aide de ces données une nouvelle définition du bas débit cardiaque. Nous retenons ainsi la valeur seuil d'IC de $1,9 \text{ ml/min/m}^2$ et une valeur de VESi à 27 ml/m^2 (au lieu du classique 35 ml/m^2). Concernant les 2 autres variables hémodynamiques le VES et le Qc, étant donné l'existence d'une corrélation avec le sexe nous pourrions ainsi proposer une valeur de référence en fonction du sexe soit pour les hommes un VES de 52 ml et un Qc de $3,6 \text{ ml/min}$ et pour les femmes des valeurs de 47 ml et respectivement de $3,3 \text{ ml/min}$. Ces différents paramètres hémodynamiques sont utiles dans la pratique quotidienne en cardiologie mais aussi en réanimation et anesthésie, d'où l'intérêt de définir des valeurs de références par sexe et par tranches d'âge. Il sera probablement nécessaire de faire une étude à plus grande échelle afin de confirmer ces valeurs. De plus il serait intéressant de rechercher un impact de l'ethnie sur ces différentes valeurs.

BIBLIOGRAPHIE

1. Hachicha Z, Dumesnil JG, Bogaty P, Pibarot P. Paradoxical low-flow, low-gradient severe aortic stenosis despite preserved ejection fraction is associated with higher afterload and reduced survival. *Circulation*. 5 juin 2007;115(22):2856-64.
2. Rusinaru D, Bohbot Y, Ringle A, Maréchaux S, Diouf M, Tribouilloy C. Impact of low stroke volume on mortality in patients with severe aortic stenosis and preserved left ventricular ejection fraction. *European Heart Journal*. 1 juin 2018;39(21):1992-9.
3. 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: Executive Summary. :53.
4. Lønnebakken MT, Gerds E, Boman K, Wachtell K, Dahlöf B, Devereux RB. In-treatment stroke volume predicts cardiovascular risk in hypertension. *J Hypertens*. août 2011;29(8):1508-14.
5. Patel KV, Mauricio R, Grodin JL, Ayers C, Fonarow GC, Berry JD, et al. Identifying a low-flow phenotype in heart failure with preserved ejection fraction: a secondary analysis of the RELAX trial. *ESC Heart Failure*. août 2019;6(4):613-20.
6. Knight DS, Zumbo G, Barcella W, Steeden JA, Muthurangu V, Martinez-Naharro A, et al. Cardiac Structural and Functional Consequences of Amyloid Deposition by Cardiac Magnetic Resonance and Echocardiography and Their Prognostic Roles. *JACC: Cardiovascular Imaging*. mai 2019;12(5):823-33.
7. Milani P, Dispenzieri A, Scott CG, Gertz MA, Perlini S, Mussinelli R, et al. Independent Prognostic Value of Stroke Volume Index in Patients With Immunoglobulin Light Chain Amyloidosis. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2018;11(5):e006588.
8. Metra M, Faggiano P, D'Aloia A, Nodari S, Gualeni A, Raccagni D, et al. Use of cardiopulmonary exercise testing with hemodynamic monitoring in the prognostic assessment of ambulatory patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol*. 15 mars 1999;33(4):943-50.
9. Antonelli M, Levy M, Andrews PJD, Chastre J, Hudson LD, Manthous C, et al. Hemodynamic monitoring in shock and implications for management: International Consensus Conference, Paris, France, 27–28 April 2006. *Intensive Care Med*. 23 mars 2007;33(4):575-90.
10. Fick A. Uber Die Messung Des Blutquantums in Den Herzventriken. *Seitung Der Physikalische Und Medicinische Gesellschaft Zu Würzburg*. 1870;2:290-1.
11. Stewart GN. Researches on the Circulation Time and on the Influences which affect it. *The Journal of Physiology*. 20 nov 1897;22(3):159-83.
12. Hamilton WF, Moore JW, Kinsman JM, Spurling RG. SIMULTANEOUS DETERMINATION OF THE PULMONARY AND SYSTEMIC CIRCULATION TIMES IN

MAN AND OF A FIGURE RELATED TO THE CARDIAC OUTPUT. American Journal of Physiology-Legacy Content. 1 mars 1928;84(2):338-44.

13. Fegler G. Measurement of cardiac output in anaesthetized animals by a thermodilution method. Q J Exp Physiol Cogn Med Sci. 1954;39(3):153-64.
14. Ganz W, Donoso R, Marcus HS, Forrester JS, Swan HJ. A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. Am J Cardiol. avr 1971;27(4):392-6.
15. Connors AF, Speroff T, Dawson NV, Thomas C, Harrell FE, Wagner D, et al. The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. SUPPORT Investigators. JAMA. 18 sept 1996;276(11):889-97.
16. Cholley BP. Benefits, risks and alternatives of pulmonary artery catheterization. Curr Opin Anaesthesiol. déc 1998;11(6):645-50.
17. Erlanger J, Hooker DR. An experimental study of blood pressure and pulse pressure in man. Johns Hopkins Hospital Report. 1904;12:145-378.
18. Wesseling KH, Jansen JR, Settels JJ, Schreuder JJ. Computation of aortic flow from pressure in humans using a nonlinear, three-element model. J Appl Physiol. mai 1993;74(5):2566-73.
19. Lefrant JY, Bruelle P, Aya AGM, Saïssi G, Dauzat M, de La Coussaye JE, et al. Training is required to improve the reliability of esophageal doppler to measure cardiac output in critically ill patients. Intensive Care Med. avr 1998;24(4):347-52.
20. Cholley BP, Singer M. Esophageal Doppler: noninvasive cardiac output monitor. Echocardiography. nov 2003;20(8):763-9.
21. Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. Intensive Care Med. nov 2004;30(11):2060-6.
22. Geerts BF, Aarts LP, Jansen JR. Methods in pharmacology: measurement of cardiac output: Methods to measure cardiac output. British Journal of Clinical Pharmacology. mars 2011;71(3):316-30.
23. Odenstedt H, Stenqvist O, Lundin S. Clinical evaluation of a partial CO₂ rebreathing technique for cardiac output monitoring in critically ill patients. Acta Anaesthesiol Scand. févr 2002;46(2):152-9.
24. Tribouilloy C, Caze F, Rey JL, Marek A, Quere JP, Dufosse H, et al. [Determination of cardiac output by Doppler ultrasonics. Principle, techniques and limitations]. Ann Cardiol Angeiol (Paris). oct 1991;40(8):493-501.
25. Quiñones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: A report from the Doppler quantification task force of the nomenclature and standards committee of the American Society of Echocardiography. Journal of the American Society of Echocardiography. févr 2002;15(2):167-84.

26. Ihlen H, Amlie JP, Dale J, Forfang K, Nitter-Hauge S, Otterstad JE, et al. Determination of cardiac output by Doppler echocardiography. *Heart*. 1 janv 1984;51(1):54-60.
27. Ihlen H, Myhre E, Pamlie J, Forfang K, Larsen S. Changes in left ventricular stroke volume measured by Doppler echocardiography. *Heart*. 1 oct 1985;54(4):378-83.
28. Ihlen H, Endresen K, Myreng Y, Myhre E. Reproducibility of cardiac stroke volume estimated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol*. 15 avr 1987;59(9):975-8.
29. Seo H, Yamagishi M, Haque SA, Mohibullah AK, Majumder A al-S null, Nakatani S, et al. An enhanced method for measuring cardiac output using Doppler color flow echocardiography. *Jpn Circ J*. nov 1997;61(11):905-11.
30. Fast JH, van den Merkhof L, Blans W, van Leeuwen K, Uijen G. Determination of cardiac output by single gated pulsed Doppler echocardiography. *Int J Cardiol*. oct 1988;21(1):33-42.
31. Rowland T, Obert P. Doppler echocardiography for the estimation of cardiac output with exercise. *Sports Med*. 2002;32(15):973-86.
32. Dubin J, Wallerson DC, Cody RJ, Devereux RB. Comparative accuracy of Doppler echocardiographic methods for clinical stroke volume determination. *American Heart Journal*. juill 1990;120(1):116-23.
33. Cecconi M, De Backer D, Antonelli M, Beale R, Bakker J, Hofer C, et al. Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensive Care Med*. déc 2014;40(12):1795-815.
34. Vincent J-L, De Backer D. Circulatory Shock. Finfer SR, Vincent J-L, éditeurs. *N Engl J Med*. 31 oct 2013;369(18):1726-34.
35. Monaghan MJ. Role of real time 3D echocardiography in evaluating the left ventricle. *Heart*. 1 janv 2006;92(1):131-6.
36. Dorosz JL, Lezotte DC, Weitzenkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-Dimensional Echocardiography in Measuring Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction. *Journal of the American College of Cardiology*. mai 2012;59(20):1799-808.
37. Soliman OII, Kirschbaum SW, van Dalen BM, van der Zwaan HB, Delavary BM, Vletter WB, et al. Accuracy and Reproducibility of Quantitation of Left Ventricular Function by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography Versus Cardiac Magnetic Resonance. *The American Journal of Cardiology*. sept 2008;102(6):778-83.
38. Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*. août 2004;44(4):878-86.
39. Light LH. Transcutaneous observation of blood velocity in the ascending aorta in man. *J Physiol (Lond)*. sept 1969;204(1):1P-2P.

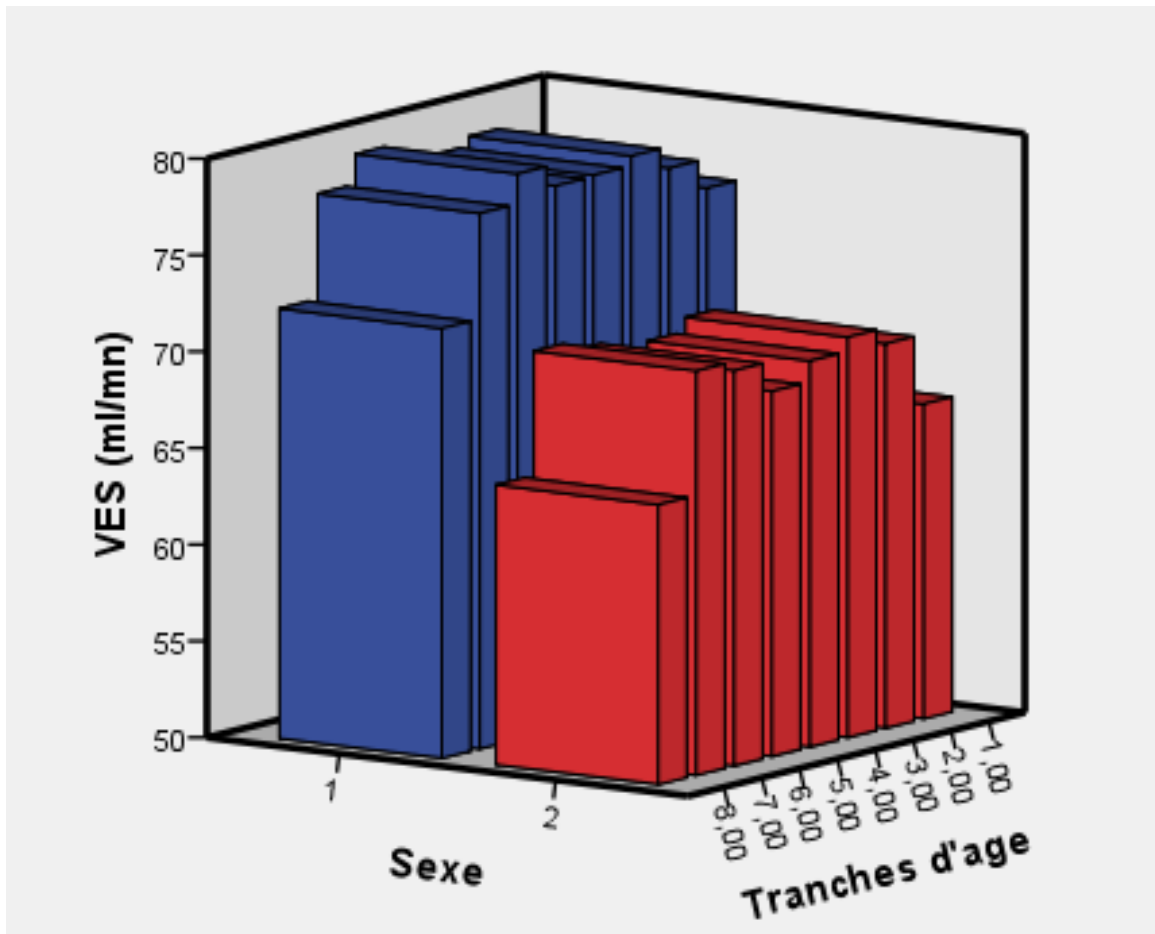
40. Lewis JF, Kuo LC, Nelson JG, Limacher MC, Quinones MA. Pulsed Doppler echocardiographic determination of stroke volume and cardiac output: clinical validation of two new methods using the apical window. *Circulation*. sept 1984;70(3):425-31.
41. Loeppky JA, Hoekenga DE, Greene ER, Luft UC. Comparison of noninvasive pulsed Doppler and Fick measurements of stroke volume in cardiac patients. *American Heart Journal*. févr 1984;107(2):339-46.
42. Wetterslev M, Møller-Sørensen H, Johansen RR, Perner A. Systematic review of cardiac output measurements by echocardiography vs. thermodilution: the techniques are not interchangeable. *Intensive Care Med*. août 2016;42(8):1223-33.
43. Mercado P, Maizel J, Beyls C, Titeca-Beauport D, Joris M, Kontar L, et al. Transthoracic echocardiography: an accurate and precise method for estimating cardiac output in the critically ill patient. *Crit Care*. déc 2017;21(1):136.
44. Dericbourg C, Tribouilloy C, Kugener H, Avinee P, Rey JL, Lesbre JP. [Noninvasive measurement of cardiac output by pulsed Doppler echocardiography. Correlation with thermodilution]. *Arch Mal Coeur Vaiss*. févr 1990;83(2):237-44.
45. Quiñones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: A report from the Doppler quantification task force of the nomenclature and standards committee of the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*. févr 2002;15(2):167-84.
46. Cattermole GN, Leung PYM, Ho GYL, Lau PWS, Chan CPY, Chan SSW, et al. The normal ranges of cardiovascular parameters measured using the ultrasonic cardiac output monitor. *Physiol Rep*. mars 2017;5(6):e13195.
47. Falk V, Holm PJ, Iung B, Lancellotti P, Lansac E, Muñoz DR, et al. 2017 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. :53.
48. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, Afilalo J, Armstrong A, Ernande L, et al. Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*. janv 2015;28(1):1-39.e14.
49. Du Bois D, Du Bois EF. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. 1916. *Nutrition*. oct 1989;5(5):303-11; discussion 312-313.
50. Poppe KK, Doughty RN, Gardin JM, Hobbs FDR, McMurray JJV, Nagueh SF, et al. Ethnic-Specific Normative Reference Values for Echocardiographic LA and LV Size, LV Mass, and Systolic Function. *JACC: Cardiovascular Imaging*. juin 2015;8(6):656-65.
51. Bourkaïb R, Teiger E. Exploration hémodynamique et angiographie cardiaque. 2019;16.

52. Linton NWF, Linton RAF. Estimation of changes in cardiac output from the arterial blood pressure waveform in the upper limb † , ††. *British Journal of Anaesthesia*. avr 2001;86(4):486-96.
53. Zöllner C, Haller M, Weis M, Mörstedt K, Lamm P, Kilger E, et al. Beat-to-beat measurement of cardiac output by intravascular pulse contour analysis: A prospective criterion standard study in patients after cardiac surgery. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. avr 2000;14(2):125-9.
54. Nyboer J. Electrical impedance plethysmography; a physical and physiologic approach to peripheral vascular study. *Circulation*. déc 1950;2(6):811-21.
55. Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerosp Med*. déc 1966;37(12):1208-12.
56. Peyton PJ, Chong SW. Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision. *Anesthesiology*. nov 2010;113(5):1220-35.
57. Kobe J, Mishra N, Arya V, Al-Moustadi W, Nates W, Kumar B. Cardiac output monitoring: Technology and choice. *Ann Card Anaesth*. 2019;22(1):6.
58. Stamm RB, Martin P, Charlottesville MD. Two-dimensional echocardiographic measurement of left ventricular ejection fraction: Prospective analysis of what constitutes an adequate determination. *American Heart Journal*. 1982;(1):9.
59. Ihlen H, Amlie JP, Dale J, Forfang K, Nitter-Hauge S, Otterstad JE, et al. Determination of cardiac output by Doppler echocardiography. *Br Heart J*. janv 1984;51(1):54-60.
60. Montealegre-Gallegos M, Mahmood F, Owais K, Hess P, Jainandunsing JS, Matyal R. Cardiac Output Calculation and Three-Dimensional Echocardiography. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. juin 2014;28(3):547-50.
61. Utsunomiya H, Yamamoto H, Horiguchi J, Kunita E, Okada T, Yamazato R, et al. Underestimation of aortic valve area in calcified aortic valve disease: Effects of left ventricular outflow tract ellipticity. *International Journal of Cardiology*. juin 2012;157(3):347-53.
62. Gaspar T, Adawi S, Sachner R, Asmer I, Ganaeem M, Rubinshtein R, et al. Three-Dimensional Imaging of the Left Ventricular Outflow Tract: Impact on Aortic Valve Area Estimation by the Continuity Equation. *Journal of the American Society of Echocardiography*. juill 2012;25(7):749-57.
63. Shahgaldi K, Manouras A, Brodin L-Å, Winter R. Direct Measurement of Left Ventricular Outflow Tract Area Using Three-Dimensional Echocardiography in Biplane Mode Improves Accuracy of Stroke Volume Assessment: LVOT Area and Accuracy of Stroke Volume Assessment. *Echocardiography*. oct 2010;27(9):1078-85.
64. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan K-L, Goncalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter

- interventions for valvular heart disease. *European Heart Journal*. 1 sept 2011;32(17):2189-214.
65. Lauer MS, Larson MG, Levy D. Gender-specific reference M-mode values in adults: Population-derived values with consideration of the impact of height. *Journal of the American College of Cardiology*. oct 1995;26(4):1039-46.
 66. Gardin JM, Siscovick D, Anton-Culver H, Lynch JC, Smith VE, Klopfenstein HS, et al. Sex, Age, and Disease Affect Echocardiographic Left Ventricular Mass and Systolic Function in the Free-Living Elderly: The Cardiovascular Health Study. *Circulation*. 15 mars 1995;91(6):1739-48.
 67. Pfaffenberger S, Bartko P, Graf A, Pernicka E, Babayev J, Lolic E, et al. Size Matters! Impact of Age, Sex, Height, and Weight on the Normal Heart Size. *Circ Cardiovasc Imaging*. nov 2013;6(6):1073-9.
 68. Kou S, Caballero L, Dulgheru R, Voilliot D, De Sousa C, Kacharava G, et al. Echocardiographic reference ranges for normal cardiac chamber size: results from the NORRE study. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*. 1 juin 2014;15(6):680-90.
 69. Buccheri S, Costanzo L, Tamburino C, Monte I. Reference Values for Real Time Three-Dimensional Echocardiography-Derived Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction: Review and Meta-Analysis of Currently Available Studies. *Echocardiography*. déc 2015;32(12):1841-50.
 70. Salton CJ, Chuang ML, O'Donnell CJ, Kupka MJ, Larson MG, Kissinger KV, et al. Gender differences and normal left ventricular anatomy in an adult population free of hypertension. *Journal of the American College of Cardiology*. mars 2002;39(6):1055-60.
 71. Chirinos JA, Rietzschel ER, De Buyzere ML, De Bacquer D, Gillebert TC, Gupta AK, et al. Arterial Load and Ventricular-Arterial Coupling: Physiologic Relations With Body Size and Effect of Obesity. *Hypertension*. sept 2009;54(3):558-66.

ANNEXE

Figure 22: Variation du VES en fonction du sexe et de la tranche d'âge.



Légende : 1 : 18-30 ans ; 2 : 30-40 ans ; 3 : 40-50 ans ; 4 : 50-60 ans ; 5 : 60-70 ans ; 6 : 70-80 ans ; 7 : 80-90 ans ; 8 : > 90 ans.

Figure 23 : Technique de mesure de la CCVG.

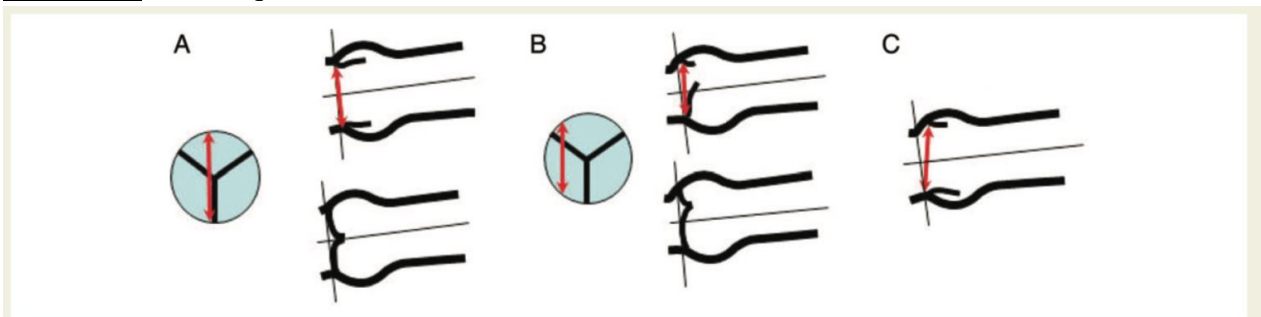


Figure 12 Correct (A) and incorrect (B, C) measurements of the aortic annulus (double arrows). (A) Centrally positioned diameter and central closure of leaflets. Thin lines correspond to the long axis of the ascending aorta and, orthogonally, to correct orientation of the annular diameter. (B) Incorrect, eccentric annular measurement. The hinge points are slightly displaced upward and do not correspond to the nadir of the cusp attachments, with incomplete opening and closing of leaflets. (C) Incorrect, oblique annular measurement. The annulus is "virtual" and only defined by the hinge-points of the three aortic valve leaflets. As such, much of the ring is without a visible anatomic structure. However, its location on any long-axis two-dimensional view can be approximated since the plane of the virtual annulus is approximately perpendicular to the long-axis of the aorta. When bisecting the maximum dimension of the annulus in the sagittal plane, one will image the right coronary cusp anteriorly and the fibrous trigone between the left and noncoronary cusps posteriorly. Because only one anatomic marker (the RCC hinge-point) is seen, the opposing annulus must be approximated with a measurement that is perpendicular to the long axis of the aorta. Attempting to measure what you believe to be 2 hinge-points (B and C) typically will measure within the sinuses of Valsalva and overestimate the annulus.

Figure 24 : Modèle de régression logistique : Représentation du lien entre le volume d'éjection systolique et l'âge.

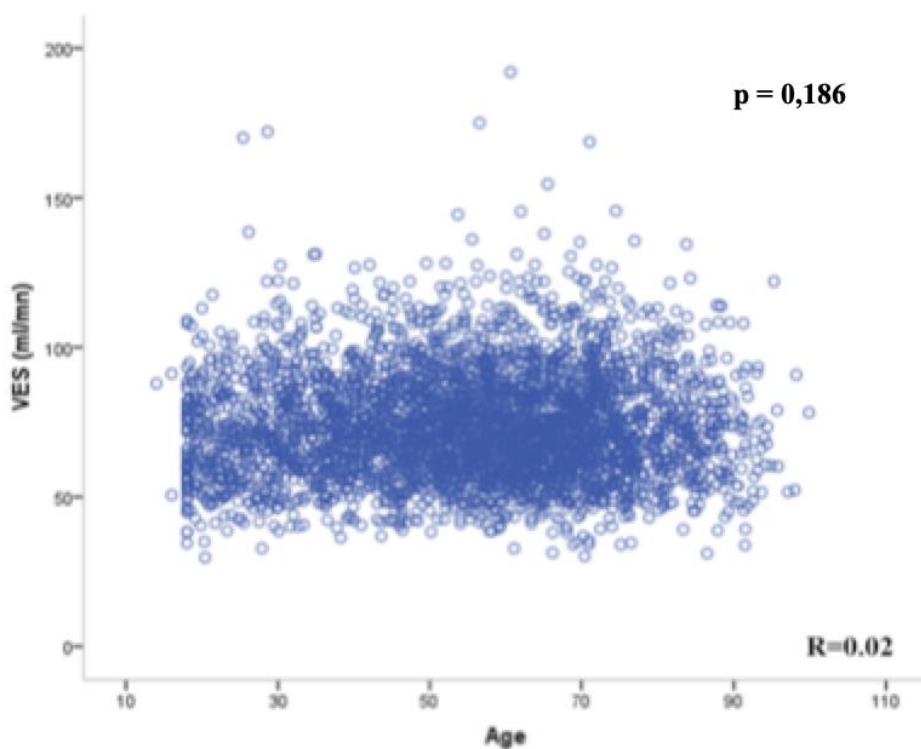


Figure 25: Modèle de régression linéaire simple : Représentation du lien entre le VES et la surface corporelle.

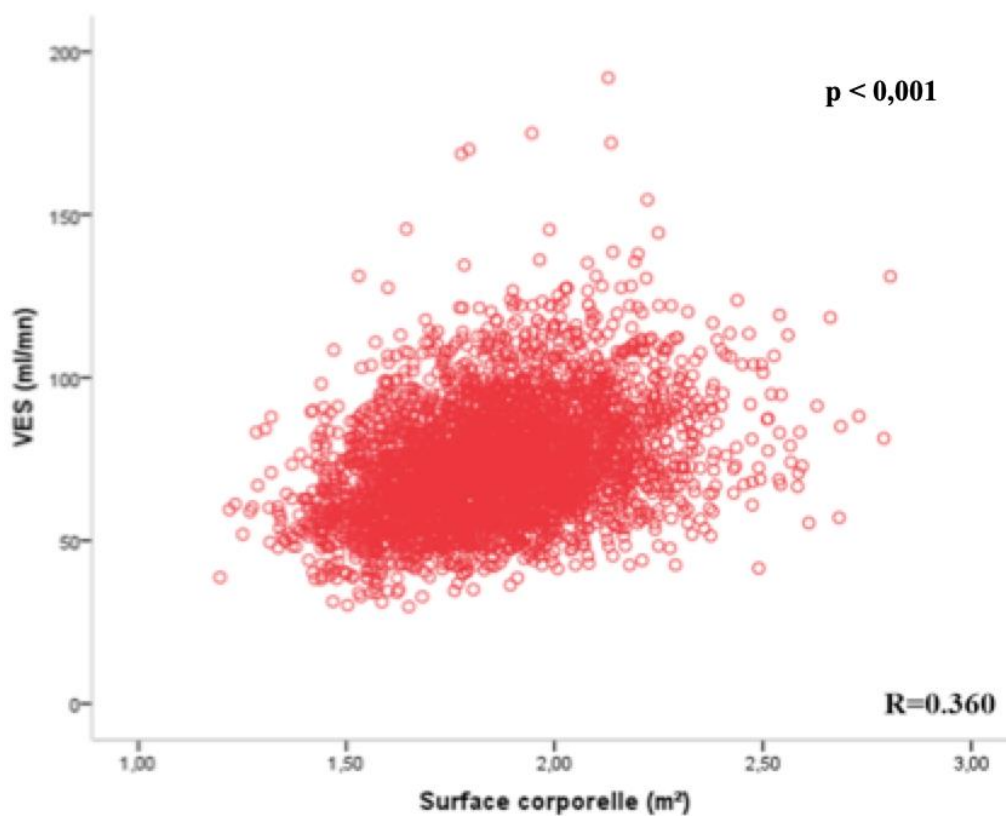


Figure 26 : Modèle de régression linéaire simple : Représentation du lien entre le VES et le diamètre télédiastolique.

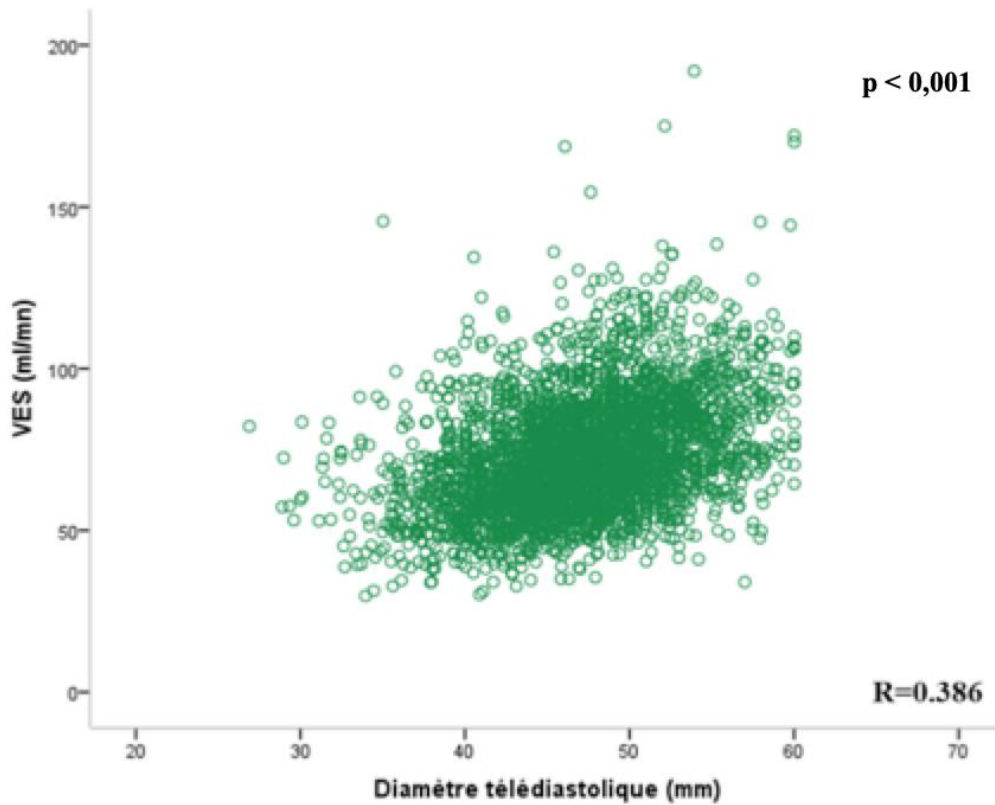


Figure 27: Modèle de régression logistique : Représentation du lien entre le débit cardiaque et l'âge.

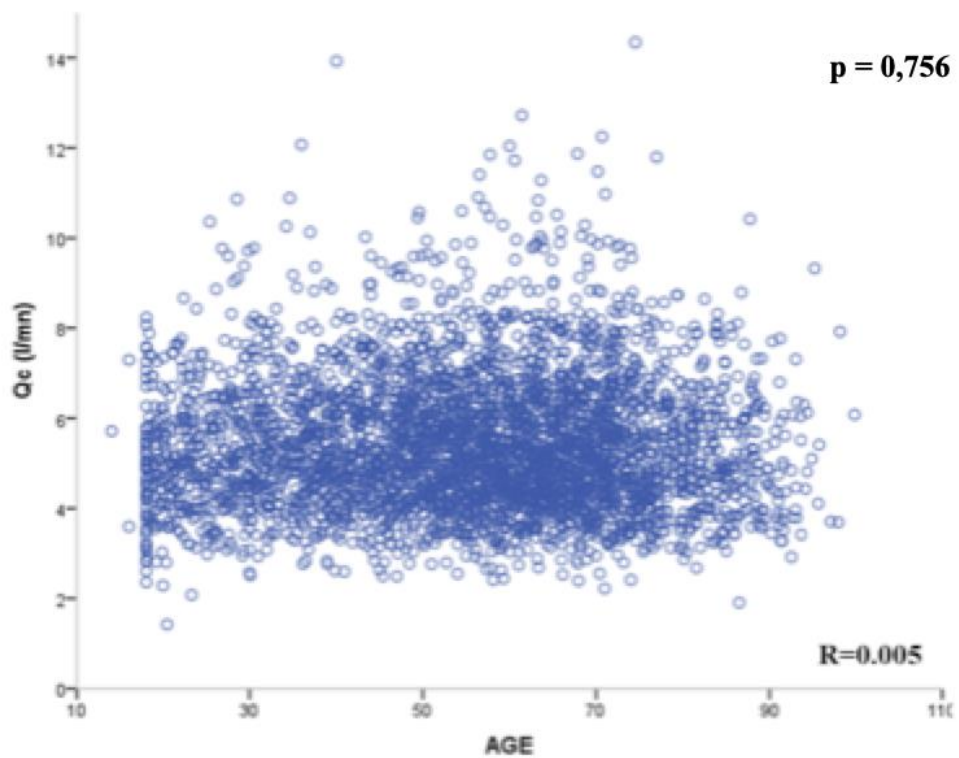


Figure 28 : Modèle de régression linéaire simple: Représentation du lien entre le débit cardiaque et la surface corporelle.

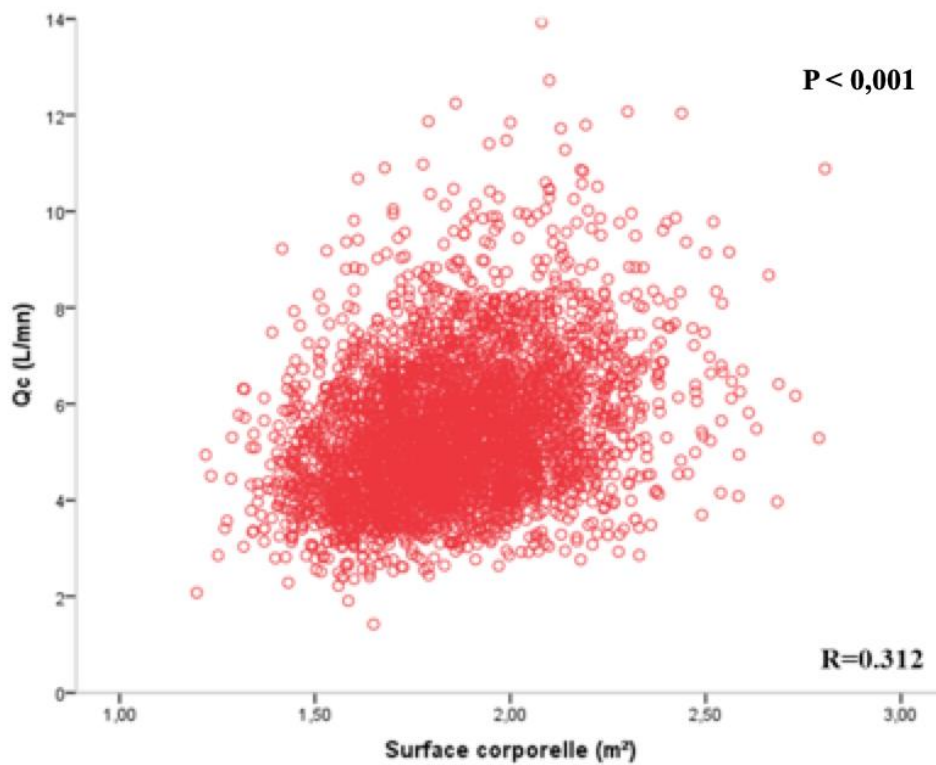
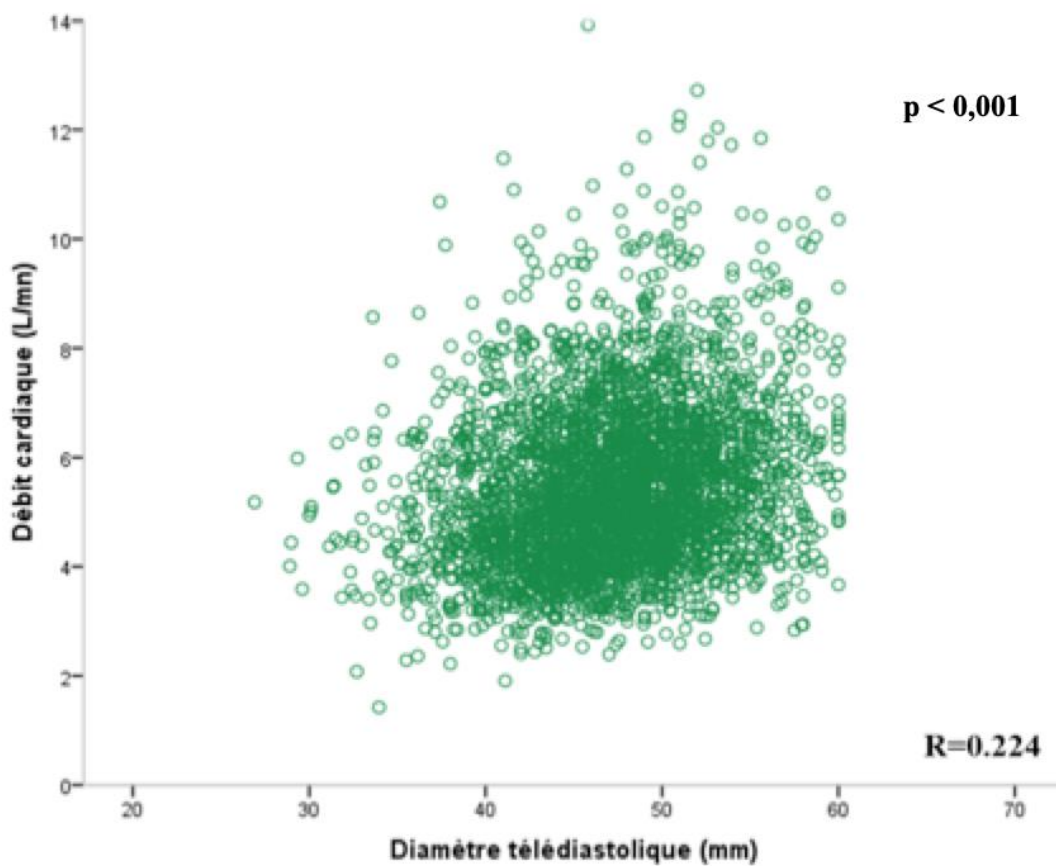


Figure 29 : Modèle de régression linéaire simple : Représentation du lien entre le débit cardiaque et le diamètre télédiastolique.



RESUME

Introduction

Le débit cardiaque (Qc) est un paramètre essentiel dans l'évaluation hémodynamique qui est calculé en première intention par échocardiographie-Doppler trans-thoracique (ETT). Cependant, il n'existe pas de valeurs de références. Notre objectif était de déterminer des valeurs normales de débit cardiaque (Qc) obtenues en ETT selon l'âge et le sexe.

Matériel et méthode :

Entre 2017 et 2019, tous les adultes ayant eu une échocardiographie jugée normale à Amiens et à Lille ont été inclus dans une base de données. Après exclusion des sujets avec des antécédents cardiovasculaires ou des conditions pouvant modifier le Qc, 4064 sujets ont été inclus dans l'étude. Nous avons séparé la population selon le sexe et par tranches d'âge de 10 ans.

Résultats

La valeur moyenne de Qc dans la population était de $5,4 \pm 1,5$ ml/min et celle du volume d'éjection systolique (VES) était de $73,5 \pm 17,9$ ml. Ces valeurs étaient plus importantes chez les hommes que chez les femmes ($p < 0,001$). La valeur moyenne du VES indexé à la surface corporelle (VESi) était de $39,8 \pm 9$ ml/m² et était légèrement supérieure chez les hommes ($p=0,048$). La valeur moyenne de l'index cardiaque (IC) était de $2,9 \pm 0,8$ l/mn/m² sans différence entre les sexes. Après 30 ans, il n'y avait plus de différences entre les sexes en termes d'IC quelle que soit la tranche d'âge. Les valeurs correspondant au bas débit, défini comme <5^e percentile était 27ml/m² pour le VESi et 1.9 l/mn/m² pour l'IC pour les hommes et les femmes.

Conclusion :

Ce travail nous a permis de définir des valeurs normales de VES, VESi, Qc et IC par tranches d'âge et par sexe en ETT. L'IC semble être la variable la moins dépendante du sexe et de l'âge. Nous proposons ainsi les valeurs seuils de VESi à 27 ml/m² (au lieu du VESi de 35 ml/m² défini antérieurement) et d'IC à 1,9 ml/min/m² pour définir le bas débit cardiaque.

Mots clés : Valeur de référence ; débit cardiaque, doppler pulsé, échocardiographie, âge ; sexe.

ABSTRACT

Introduction

Cardiac output (CO) is an essential hemodynamic parameter, which is usually obtained using pulsed Doppler in trans thoracic echocardiography (TTE). However, reference values are lacking. We aim to determine the CO normal values to the age and the sex.

Material and method

Between 2017 and 2019, all adults who had a normal echocardiography in Amiens and Lille hospitals were included in an electronic database. After exclusion of subjects with cardiovascular history or with conditions that may alter CO, 4064 subjects were included in the study. We divided the population by sex and by age ranges of 10 years.

Results

The mean value of CO in the global population was 5.4 ± 1.5 L/min and that of the stroke volume (SV) was 73.5 ± 17.9 ml. These values were higher in men than in women ($p < 0.001$). The mean value of indexed SV (iSV) was 39.8 ± 9 ml/m² and was slightly higher in men ($p = 0.048$). The mean value of the cardiac index (CI) was 2.9 ± 0.8 L/min/m² with no difference between the sexes. After 30 years, there was no gender difference in terms of CI across all the age groups. The values corresponding to the low flow, defined as <5th percentile was 27 ml/m² for the iSV and 1.9 L/min/m² for the CI for both sexes.

Conclusion

This study allowed us to define normal values of SV, iSV, CO and CI by age ranges and by sex assessed by TTE. CI appears to be the variable the least dependent on sex and age. We propose new threshold values for iSV of 27 ml/m² (instead of the previously defined 35 ml/m²) and for CI of 1.9 L/min/m².

Keywords: Reference values; cardiac output; pulsed Doppler; trans thoracic echocardiography; age; sex.

DETERMINATION DU VOLUME D'EJECTION SYSTOLIQUE ET DU DEBIT CARDIAQUE SELON L'ÂGE ET LE SEXE MESURES PAR ECHOCARDIOGRAPHIEEN DOPPLER PULSE

Introduction

Le débit cardiaque (Qc) est un paramètre essentiel dans l'évaluation hémodynamique qui est calculé en première intention par échocardiographie-Doppler trans-thoracique (ETT). Cependant, il n'existe pas de valeurs de références. Notre objectif était de déterminer des valeurs normales de débit cardiaque (Qc) obtenues en ETT selon l'âge et le sexe.

Matériel et méthode :

Entre 2017 et 2019, tous les adultes ayant eu une échocardiographie jugée normale à Amiens et à Lille ont été inclus dans une base de données. Après exclusion des sujets avec des antécédents cardiovasculaires ou des conditions pouvant modifier le Qc, 4064 sujets ont été inclus dans l'étude. Nous avons séparé la population selon le sexe et par tranches d'âge de 10 ans.

Résultats

La valeur moyenne de Qc dans la population était de $5,4 \pm 1,5$ ml/min et celle du volume d'éjection systolique (VES) était de $73,5 \pm 17,9$ ml. Ces valeurs étaient plus importantes chez les hommes que chez les femmes ($p < 0,001$). La valeur moyenne du VES indexé à la surface corporelle (VESi) était de $39,8 \pm 9$ ml/m² et était légèrement supérieure chez les hommes ($p=0,048$). La valeur moyenne de l'index cardiaque (IC) était de $2,9 \pm 0,81$ l/mn/m² sans différence entre les sexes. Après 30 ans, il n'y avait plus de différences entre les sexes en termes d'IC quelle que soit la tranche d'âge. Les valeurs correspondant au bas débit, défini comme <5^e percentile était 27ml/m² pour le VESi et 1.9 l/mn/m² pour l'IC pour les hommes et les femmes.

Conclusion :

Ce travail nous a permis de définir des valeurs normales de VES, VESi, Qc et IC par tranches d'âge et par sexe en ETT. L'IC semble être la variable la moins dépendante du sexe et de l'âge. Nous proposons ainsi les valeurs seuils de VESi à 27 ml/m² (au lieu du VESi de 35 ml/m² défini antérieurement) et d'IC à 1,9 ml/min/m² pour définir le bas débit cardiaque.

Mots clés : Valeur de référence ; débit cardiaque, doppler pulsé, échocardiographie, âge ; sexe.