



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2023

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Comparaison de l'analyse hémodynamique en IRM de flux 4D du wrapping aortique et du tube sus coronaire dans la chirurgie de l'anévrisme isolé de l'aorte ascendante.

Présentée et soutenue publiquement le 31 mars 2023 à 18h
au Pôle Formation
par **Claire LARDEMELLE**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur André VINCENELLI

Assesseurs :

Monsieur le Professeur David MONTAIGNE

Madame le Docteur SIMEONE ARIANNA

Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

Directeur de thèse :

Monsieur le Professeur François PONTANA

Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Table des matières

ABREVIATIONS.....	11
RESUME.....	12
INTRODUCTION.....	14
1) Généralités.....	14
2) Anatomie aortique.....	15
3) Physiopathologie.....	16
4) Diagnostic.....	20
5) Prise en charge thérapeutique.....	23
a) Médicale.....	23
b) Chirurgicale.....	23
6) Hémodynamique aortique.....	27
7) IRM cardiaque.....	28
a) Généralités en IRM.....	28
b) Principes de base de l'IRM cardiaque.....	30
c) Généralités en IRM de flux.....	35
8) Objectifs.....	39
MATERIELS ET METHODE.....	40
Objectif principal.....	40
1) Population étudiée.....	40
2) Recueil des données.....	40
3) Paramètres techniques de la séquence 4D flow.....	41
4) Compressed Sensing.....	42
5) Post-traitement des données.....	44
a) Analyse qualitative du flux.....	45
a. Segmentation aortique.....	45
b. Flux aortique	47
c. Centrage du flux.....	49
b) Analyse quantitative du flux.....	50
a. Vitesse maximale (Vmax).....	51
b. Gradient de pression.....	51

c. Wall Shear Stress (WSS).....	51
d. Vitesse d'onde de pouls (VOP).....	54
Objectif secondaire	55
1) Population étudiée	55
2) Recueil des données.....	55
3) Vitesse d'onde de pouls (VOP).....	55
a) Tonomètre à aplanation.....	55
b) IRM de flux 4D.....	56
Analyses statistiques.....	58
RESULTATS OBJECTIF PRINCIPAL :	59
1) Paramètres qualitatifs.....	59
a) Flux aortique.....	59
b) Centrage du flux.....	60
2) Paramètres quantitatifs.....	59
a) Vitesse maximale	60
b) Gradient de pression.....	60
c) Wall Shear Stress	60
a. Sinus de Valsalva.....	60
b. Aorte tubulaire.....	61
c. Crosse aortique.....	62
d. Aorte descendante.....	63
d) Vitesse d'onde de pouls.....	63
RESULTATS ANCILLAIRES sur la VOP.....	64
DISCUSSION.....	66
CONCLUSION.....	69
BIBLIOGRAPHIE.....	70

Abréviations

AAT : Anévrisme de l'aorte ascendante

IRM : Imagerie par résonance magnétique

4D : Quatre dimensions

VOP : Vitesse onde de pouls

CS : Compressed Sensing

WSS : Wall Shear Stress

TABC : Tronc artériel brachio-céphalique

TSA : Tronc supra-aortique

MEC : Matrice extra-cellulaire

TGFBR : Facteur de croissance transformant bêta

3D : Trois dimensions

BAV : Bloc auriculo-ventriculaire

ECG : Electrocardiogramme

2D : Deux dimensions

LAVG : Long axe du ventricule gauche

SIV : Septum inter-ventriculaire

4C : Quatre cavités

VENC : Vitesse d'encodage

TTF : Temps au pied

TTP : Temps de pointe

Résumé

Objectif

Comparer les perturbations hémodynamiques aortiques engendrées en post-opératoire (tube sus coronaire versus wrapping aortique) d'un anévrisme isolé de l'aorte ascendante (AAT) en imagerie par résonance magnétique (IRM) à l'aide d'une séquence à contraste de phase dans les 3 plans de l'espace, résolue dans le temps. (4D Flow). Comparer en analyse ancillaire la mesure de la vitesse d'onde de pouls (VOP) entre le tonomètre à aplanation (Sphygmocor®) et l'IRM de flux 4D.

Matériels et méthodes

Au CHU de Lille entre 2019 et 2020, 6 à 12 mois après la chirurgie, 24 patients opérés par chirurgie non conservatrice (tube sus coronaire, n=13) ou par chirurgie conservatrice (wrapping de l'aorte, n=11) ont été analysés en IRM de flux 4D permettant d'obtenir des paramètres qualitatifs (type de flux et centrage) et quantitatifs (vitesse maximale, gradient de pression, Wall Shear Stress et VOP). La mesure de la VOP par la méthode non invasive de référence (tonomètre à aplanation) a été comparé en analyse ancillaire, à la VOP obtenue en IRM de flux 4D chez 19 patients.

Résultats

Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux méthodes chirurgicales après analyse du flux en IRM 4D, notamment en termes de rigidité artérielle avec la mesure du WSS : WSS max en regard de l'aorte tubulaire mesuré à $0,21 \pm 0,04$ Pa dans le groupe tube contre $0,20 \pm 0,05$ Pa dans le groupe wrapping ($p=0,76$). Il existe une différence significative entre la VOP mesurée en IRM par rapport au tonomètre

respectivement de $7,80 \pm 2,22$ contre $13,22 \pm 3,13$ ($p < 0,0001$) avec une différence moyenne de $5,4 \pm 1,96$.

Conclusion

Le wrapping aortique semble présenter des paramètres hémodynamiques de flux 4D superposables à la technique du tube sus coronaire notamment en termes de rigidité artérielle (WSS).

Introduction

1) Généralités

Un anévrisme se définit par une perte localisée du parallélisme des parois d'un vaisseau aboutissant à une dilatation focale de celui-ci.

Concernant la répartition topographique des anévrysmes aortiques : pour l'aorte ascendante, environ 60% des anévrysmes aortiques surviennent au sein de la racine aortique ou dans la portion tubulaire et 10% en regard de la crosse aortique, 40% dans l'aorte descendante et 10% au sein de l'aorte thoraco abdominale (1)

Du point de vue épidémiologique, l'incidence annuelle de l'anévrisme de l'aorte thoracique (AAT) est en augmentation et varie entre 6 et 10 pour 100 000 habitants (2).

On explique en partie cette augmentation d'une part, par le vieillissement constant de nos populations avec une part prépondérante des phénomènes dégénératifs notamment athérosclérotiques et d'autre part, par un accès à l'imagerie de plus en plus répandu.

Longtemps silencieux, l'anévrisme thoracique, une fois sa limite de résistance atteinte, tend vers une fissuration puis une dissection voire une rupture inéluctable avec une mortalité encore très élevée en l'absence de traitement de 97% (3). Le risque de rupture ou de dissection annuelle est fonction du diamètre aortique : d'environ 2% pour les AAT entre 4 et 4,9cm et presque de 7% pour les AAT supérieur à 6cm. La survie globale des anévrysmes thoraciques non traités est de 85% à un an. Néanmoins à 5 ans, elle chute à 54% pour les anévrysmes dont la taille est supérieure à 6cm (4).

Concernant la croissance des anévrismes, le taux de croissance moyen d'un anévrisme de l'aorte thoracique est de 0,12cm/an. En comparaison le taux de croissance moyen d'un anévrisme de l'aorte descendante est estimé à 0,29cm/an.

Pour les formes familiales, la croissance peut augmenter jusque 2,1 mm/ an, alors que chez les patients atteints de syndrome de Marfan, la croissance est plus lente, et est estimée à 0,5 à 1mm/an (5)

2) Anatomie aortique

L'aorte est le vaisseau principal de l'organisme. En provenance du cœur, il permet de fournir à l'ensemble du corps, l'afflux sanguin dont il a besoin.

L'aorte est divisée par l'intermédiaire du diaphragme en deux segments principaux : l'aorte thoracique et l'aorte abdominale.

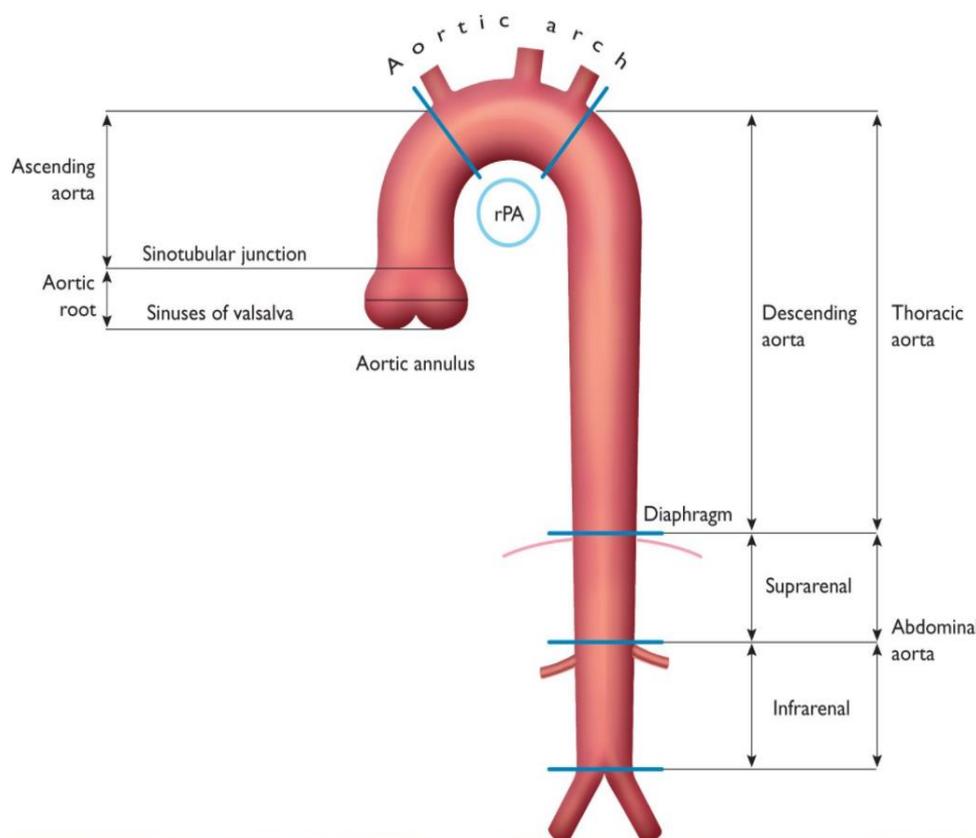


Figure 1 : Segments aortiques (D'après les Lignes directrices 2014 de l'ESC, (6)).

Nous nous intéresserons uniquement dans ce travail à la portion thoracique de l'aorte, elle-même subdivisée en quatre parties (6) :

- La racine aortique : de la valve aortique jusqu'à la jonction sino – tubulaire, comprenant l'anneau aortique et les sinus de Valsalva d'où naissent les artères coronaires.
- L'aorte tubulaire : De la jonction sino-tubulaire jusqu'au pied du tronc artériel brachio céphalique (TABC).
- La crosse aortique : Elle comprend l'ensemble des troncs supra-aortiques (TSA) : le TABC, l'artère carotide commune gauche et l'artère sous-clavière gauche.
- L'aorte descendante : En aval de l'artère sous-clavière gauche jusqu'à son passage au travers du diaphragme.

3) Physiopathologie

La paroi aortique normale est composée de 3 couches, de la plus interne à la plus externe :

- L'intima : Tunique la plus fine. Couche de cellules endothéliales et de tissu conjonctif tapissant la lumière interne du vaisseau. Lieu de prédilection du développement de l'athérosclérose.
- La média : Tunique la plus épaisse. Constituant principal de l'artère. Sa composition, variable selon les territoires vasculaires, contient des cellules musculaires lisses et des constituants extracellulaires (fibres élastiques, fibrilles d'élastine, collagène, protéoglycanes). Elle possède une lamelle élastique interne et une lamelle élastique externe venant séparer la média respectivement de l'intima et de l'adventice.

- L'adventice : Tunique la plus externe. Formée par du tissu conjonctif, riche en collagène et fibres élastiques. Elle contient également des fibroblastes, des adipocytes, des structures nerveuses, des lymphatiques et est irriguée par des vaisseaux de très petits calibres que l'on appelle des vasa vasorum.

Le développement d'un anévrisme est expliqué par l'association de plusieurs mécanismes : (7)

- Un mécanisme cellulaire : Des anomalies de la matrice extracellulaire (MEC) au sein de la média mettent en péril l'intégrité structurelle de l'aorte. Il s'agit d'un phénomène de remodelage que l'on qualifie de destructeur engendrant un dysfonctionnement de la matrice avec une rupture et une disparition des fibres élastiques, un dépôt accru de protéoglycane et une perte de cellules musculaires lisses.
- Un mécanisme inflammatoire : Une étude américaine a comparé d'une part, des échantillons aortiques obtenus après chirurgie de l'aorte dans le cadre d'anévrisme de l'aorte ascendante / dissection et d'autre part, des échantillons aortiques chez des patients témoins décédés de causes non aortiques. Après coloration immunohistochimique, il a été démontré une quantité plus importante de cellules CD3+ dans les aortes opérées versus les témoins. Ce qui soulève l'hypothèse que les cellules T de même que les macrophages également, puissent jouer un rôle dans la dégradation de la matrice extra cellulaire (8).

- Un mécanisme biomécanique : La loi de Laplace exprime la relation existante entre deux forces antagonistes : la pression à l'intérieur d'un vaisseau sanguin et la tension superficielle pariétale :

$$T = P \times \text{rayon du vaisseau}$$

L'augmentation de la dilatation aortique augmente ainsi la tension pariétale, lui-même provoquant une expansion du sac anévrysmal. Par conséquent, l'évolution naturelle d'un anévrysme ne peut se faire que vers l'augmentation, d'autant plus si le patient est hypertendu.

De nombreux facteurs de risque de développement d'anévrysme de l'aorte ascendante ont ainsi été mis en avant, parmi eux :

- L'athérosclérose : facteur de risque essentiel, se définit par des lésions intimes avec la constitution de plaques d'athérome faisant saillie dans la lumière artérielle et affaiblissant ainsi la média sous-jacente. L'athérome aortique se développe principalement chez des sujets âgés, masculins, atteints d'hypertension artérielle, de diabète ou encore de dyslipidémie. L'hérédité, le tabagisme et la sédentarité ont aussi été reconnus comme facteur de risque potentiels. On note néanmoins que l'athérosclérose thoracique est moins fréquente que l'athérosclérose abdominale.
- Une hérédité familiale, on considère que 21% des patients souffrant d'AAT ont au moins un membre de leur famille porteur d'un anévrysme de

localisation quelconque, avec une pénétrance variable et une transmission dans 77% des cas autosomique dominante.

- De multiples mutations génétiques, pour les citer les plus connues :
 - ❖ Du gène de la fibrilline 1 dans le syndrome de Marfan. La fibrilline 1 est une glycoprotéine sécrétée par les cellules et déposée dans la MEC au sein des microfibrilles. En association avec l'élastine, les microfibrilles participent à la stabilité et à l'élasticité de l'aorte. Dans cette pathologie, l'élargissement aortique prédomine au niveau des sinus de Valsalva avec effacement de la jonction sino-tubulaire engendrant une ectasie annulo-aortique. Cela se traduit en imagerie par une aorte en forme de poire qui se normalise au niveau de son arc.
 - ❖ Du récepteur I et II du facteur de croissance transformant bêta (TGFB1 et TGFB2) dans le syndrome de Loeys-Dietz, affectant la signalisation du TGF bêta.
 - ❖ Du collagène de type III codé par le gène COL3A1 dans le syndrome d'Ehlers Danlos.

- Des anomalies congénitales, telle qu'une bicuspidie aortique, peuvent également participer au développement des anévrismes de l'aorte thoracique ascendante. Présente dans 1 à 2 % de la population générale, cette pathologie représente la majorité des indications de chirurgie valvulaire aortique. La dilatation aortique est observée dans environ 50% des cas de bicuspidie et est plus fréquente en cas d'insuffisance aortique associée.

- Diverses vascularites comme l'artérite à cellules géantes ou encore la maladie de Takayasu via un mécanisme inflammatoire et vasculaire par atteinte des vasa vasorum peuvent également entraîner des dilatations aortiques.
- Post-traumatique : Après une décélération brutale notamment en cas d'accident de la voie publique.
- Infectieuses : Les infections suppuratives bactériennes, devenues rarissimes aujourd'hui, comme la syphilis.

4) Diagnostic (6 ; 9)

Un anévrisme aortique, de par sa symptomatologie silencieuse est le plus souvent découvert fortuitement dans le suivi de toute autre pathologie. Il peut également être découvert dans le cadre du dépistage, notamment en cas de contexte familial à risque tel qu'un syndrome de Marfan. Plus rarement un anévrisme peut engendrer des signes cliniques de compression des organes de voisinage avec une toux, une dysphagie ou encore un souffle valvulaire diastolique secondaire à une régurgitation aortique dans un stade évolué.

L'échocardiographie ou la radiographie thoracique sont deux examens de routine clinique pouvant permettre de dépister un anévrisme thoracique, qui sera par la suite le plus souvent confirmé et mesuré avec plus de précision par un angioscanner thoracique ou une imagerie par résonance magnétique (IRM) thoracique en fonction des facteurs de risques propres au patients (stabilité hémodynamique, fonction rénale, allergies aux produits de contraste iodé) ainsi que des capacités institutionnelles

(accessibilité à l'IRM) toujours dans une volonté d'exposition aussi faible que possible aux rayonnements ionisants.

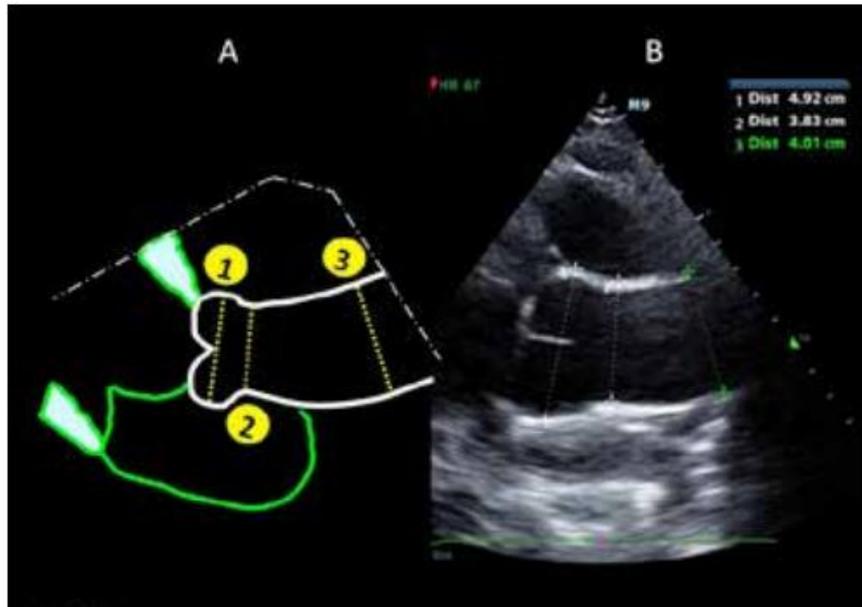


Figure 2 : Echocardiographie : Incidence parasternale gauche longitudinale.
A/ Schéma représentatif des trois sites de mesure sur l'aorte proximale (1 : Sinus de Valsalva ;
2 : Jonction sino-tubulaire ; 3 : Aorte tubulaire).
B/ Exemple d'un anévrisme de la racine aortique : sinus de Valsalva mesurés à 49 mm.
D'après Monin et Modor (10).

Une mesure exacte de la taille anévrysmale est un enjeu primordial, car de cette taille découle la prise en charge thérapeutique, notamment chirurgicale.

Les recommandations américaines et européennes (niveau de preuve C) recommandent de mesurer le diamètre maximal aortique, de bord interne à bord interne, perpendiculairement à l'axe du vaisseau avec des images reconstruites en trois dimensions (3D), ceci est d'autant plus important que la tortuosité de l'aorte est importante (11)



Figure 3 : Angioscanner thoracique : Mesure d'un anévrysme de l'aorte tubulaire en double obliquité.

Ces sociétés savantes ont établi des normes de mesures, restant malgré tout approximatives car fonction de l'âge, du sexe et de la surface corporelle :

- ❖ Sinus de Valsalva : <35mm chez la femme et < 40mm chez l'homme.
- ❖ **Aorte tubulaire : <40mm.**
- ❖ Aorte thoracique descendante : <25mm chez la femme et <30mm chez l'homme.

5) Prise en charge thérapeutique

a) Médicamenteuse

L'objectif principal du traitement médicamenteux est de réduire les contraintes de cisaillement sur l'aorte, notamment sur son segment atteint. Un contrôle de l'hypertension artérielle, des dyslipidémies, un arrêt du tabac et la pratique d'une activité sportive sont des mesures essentielles de réduction du risque d'athérosclérose, qui rappelons-le est un facteur de risque important de développement des anévrismes aortiques.

b) Chirurgicale

Les dernières recommandations datant 2022 ont revu les indications chirurgicales des anévrismes de l'aorte ascendante (11). Dans le cadre d'un anévrisme sporadique, le seuil d'indication chirurgicale précédemment retenu, de 55mm est diminué à 50mm voire moins selon le terrain cardio-vasculaire du patient.

Concernant le syndrome de Marfan, le seuil retenu de 50mm peut également être abaissé à 45mm en cas de facteurs de risques supplémentaires.

Surgical intervention thresholds for aortic root & ascending aorta in patients with...

Sporadic and BAV aneurysms*:

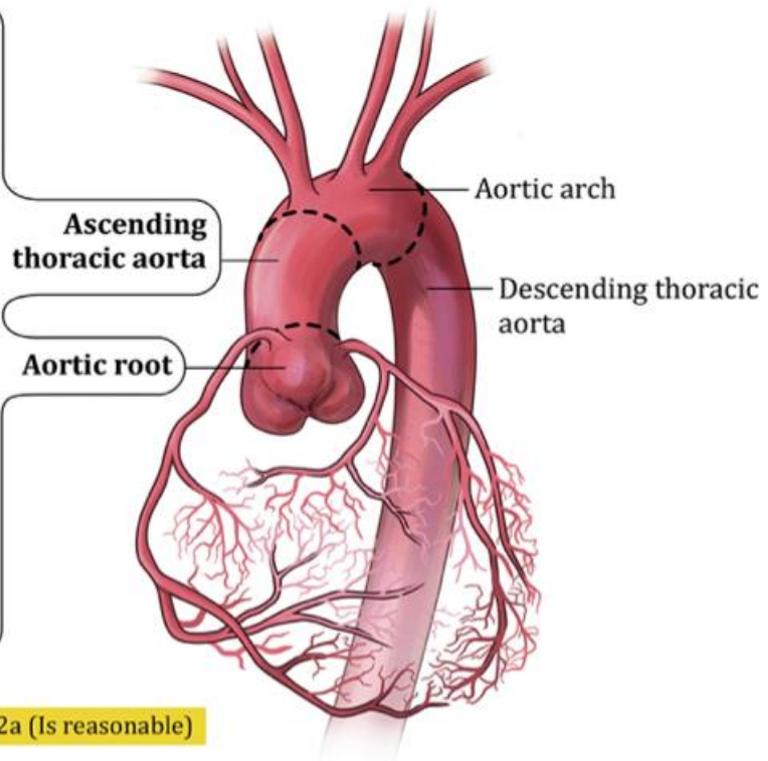
5.5 cm (COR 1)

5.0 cm by experienced surgeons in a Multidisciplinary Aortic Team (COR 2a)

Marfan syndrome#:

5.0 cm (COR 1)

≥4.5 cm in those with an increased risk of aortic dissection when performed by experienced surgeons in a Multidisciplinary Aortic Team (COR 2a)



COR 1 (Is recommended)

COR 2a (Is reasonable)

*Surgical thresholds may be adjusted based on patient genetics, rapid aortic growth rate, cross-sectional aortic area/height ratio $\geq 10 \text{ cm}^2/\text{m}$, aortic size index of $\geq 3.08 \text{ cm}/\text{m}^2$, or aortic height index of $\geq 3.21 \text{ cm}/\text{m}$.

#For more on rapid aortic growth rate and patients with nonsyndromic heritable thoracic aortic aneurysms or with genetic aortopathies other than Marfan syndrome (e.g., Loeys-Dietz syndrome), please see the 2022 ACC/AHA Guideline for the Diagnosis & Management of Aortic Disease.

Erwin JP III, et al. J Am Coll Cardiol. 10.1016/j.jacc.2022.10.001

Figure 4 : 2022 ACC/AHA : Guideline for the Diagnosis and Management of Aortic Disease

Dans ce travail, nous avons étudié l'impact hémodynamique en IRM de deux méthodes chirurgicales différentes dans la prise en charge de l'AAT isolé. Ces deux thérapeutiques nécessitent une chirurgie ouverte avec mise en place d'une circulation extracorporelle plus ou moins longue selon la technique utilisée, l'une est dite conservatrice, le wrapping et l'autre est dite non conservatrice, le tube sus coronaire.

- Chirurgie non conservatrice : Tube sus coronaire

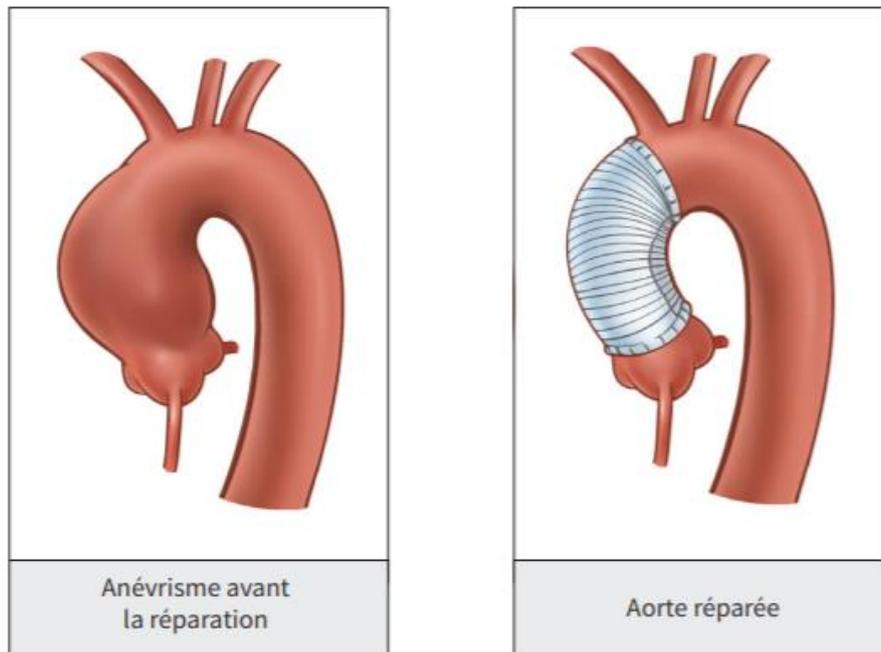


Figure 5 : Schéma d'une procédure chirurgicale d'un tube sus coronaire (d'après 12).

Cette technique radicale fait partie des stratégies chirurgicales les plus utilisées en pratique courante. Elle consiste à remplacer le segment aortique dilaté au-dessus des ostias coronaires par une prothèse vasculaire, laissant ainsi en place la racine aortique native. Les résultats au long terme sont satisfaisants avec un faible taux de récurrence ou de dissection secondaire ; néanmoins, le tube sus coronaire possède une faible capacité à se distendre comparativement à l'aorte native avec un retentissement en amont au sein de la racine aortique laissée en place risquant quant à elle de se dilater secondairement (13).

La morbi-mortalité précoce en cas de tube sus coronaire est non négligeable, bien qu'en diminution selon une étude nord-américaine récente, estimée à 3,4%, elle apparaît nettement fonction de l'âge du patient et de ses comorbidités pouvant aller jusque 20% (14 ; 15), principalement en cas d'athérosclérose aortique.

Il existe également une majoration du risque d'accident vasculaire cérébral en post-opératoire (16).

On rappelle, bien que non étudiées dans ce travail que d'autres chirurgies aortiques non conservatrices existent dans la prise en charge de la maladie anévrysmale :

- ❖ *Procédure de Bentall* avec un remplacement de la valve aortique et un remplacement de l'aorte ascendante avec réimplantation des artères coronaires sur la prothèse vasculaire.

- ❖ *Procédure de Tirone-David et Yacoub* avec remplacement de l'aorte ascendante et réimplantation des artères coronaires sans remplacement valvulaire.

- Chirurgie conservatrice : Wrapping aortique

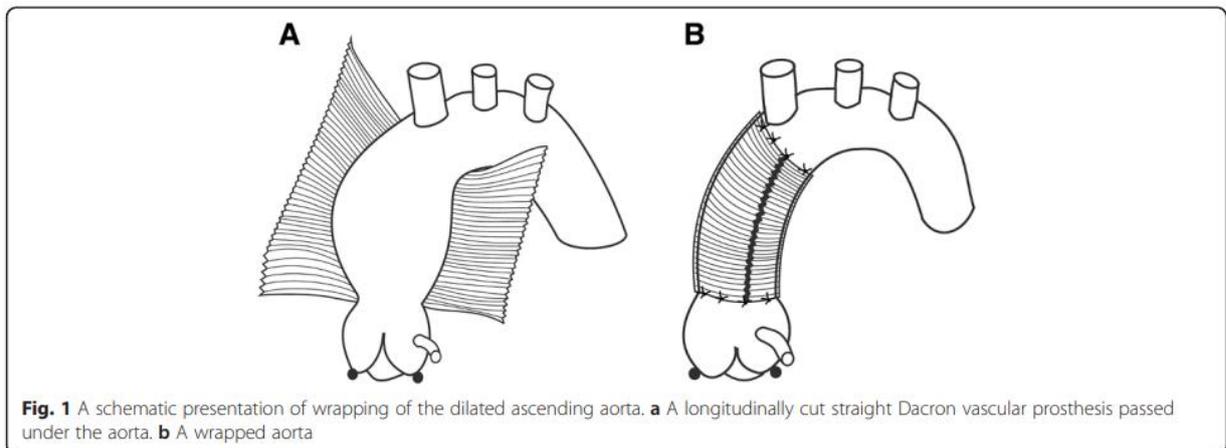


Figure 6 : Procédure de wrapping aortique d'après (17).

Technique opératoire consistant en une diminution du diamètre anévrismal par une plastie de réduction avec fixation d'une prothèse à la racine aortique (18). Cette fixation a pour but d'empêcher sa migration secondaire. Le wrapping montre de très bons résultats sur la morbi-mortalité précoce, estimée à 1,5% (19), que l'on peut expliquer notamment par un temps opératoire plus court que le remplacement aortique, donc une mise sous circulation extracorporelle moins longue (20). On observe également un faible taux de réintervention estimé par Lee et al. en 2013 (21) à 1,5% contre 5,7% en cas de tube sus coronaire. Ce chiffre peut s'expliquer car aucune des sutures chirurgicales ne sont exposées en cas d'enveloppement : elles sont toutes recouvertes par le matériel chirurgical jouant un rôle hémostatique. L'enveloppement aortique réalisé permet de corriger les altérations hémodynamiques créées par la dilatation anévrismale, avec un stress à la paroi post-intervention semblable à celui d'une aorte « normale » (22). L'inconvénient de cette procédure retrouvé dans la littérature est le risque d'une raréfaction et d'une dégénérescence de la paroi aortique native entraînant un dysfonctionnement valvulaire avec nécessité de reprise chirurgicale par remplacement valvulaire aortique secondairement (23). De plus, en cas de mauvais positionnement prothétique ou de défaut d'ancrage, une luxation ou migration est possible. D'autres complications ont également été retrouvées comme une rupture tardive du matériel prothétique (24) ou un anévrisme de la racine aortique (25).

6) Hémodynamique aortique

L'anévrysme aortique notamment chez les sujets âgés est responsable d'une diminution de la distensibilité de la paroi artérielle avec une augmentation de sa rigidité altérant le bon fonctionnement du couplage ventriculo-artériel. Ce couplage correspond aux interactions permanentes indispensables entre le ventricule gauche

et l'aorte ascendante afin d'obtenir une régulation parfaite de la pression artérielle et du débit sanguin périphérique. En effet, le ventricule gauche agit comme une pompe devant fournir une masse sanguine suffisante pour le réseau vasculaire systémique. L'aorte ascendante quant à elle, de par ses propriétés élastiques permet d'amortir ce volume sanguin en stockant une certaine quantité de sang pendant la systole afin de la libérer pendant la diastole (Effet de Wind Kessel) (26). La chirurgie aortique, par nature, modifie l'élasticité propre de l'aorte altérant ainsi l'équilibre du couplage ventriculo-artériel pouvant être responsable de perturbations hémodynamiques secondaires, en impactant la rigidité artérielle évaluable par le Wall Shear Stress (force de cisaillement) et la vitesse d'onde de pouls notamment.

7) IRM cardiaque

a) Généralités en IRM (27)

Contrairement à la tomodensitométrie utilisant les rayons X, l'IRM utilise les propriétés magnétiques de l'atome d'hydrogène, atome très abondant au sein de notre organisme. Chaque proton d'hydrogène possède un mouvement de rotation sur lui-même, qui lui est propre, appelé mouvement de précession (spin). Au repos, la somme de l'ensemble de ces spins, ayant tous une orientation aléatoire est par conséquent nulle. Soumis à un champ magnétique (B_0), ces spins vont s'orienter dans l'axe du champ (parallèle ou non), créant ainsi une aimantation tissulaire (M_0). La vitesse de précession de ces spins est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique.

Le phénomène de résonance correspond aux interactions entre une onde de radiofréquence (onde RF) et les spins en précession autour de l'axe B_0 . On distingue la phase d'excitation directement après émission de l'onde de radiofréquence, dans laquelle l'ensemble des spins vont entrer en résonance, et la phase de relaxation, qui

correspond au retour à l'état d'équilibre. C'est l'analyse physique de cette phase de relaxation qui va nous fournir l'ensemble des données nécessaires à la formation de l'image sur nos consoles d'interprétation.

Le recueil de ces données s'effectue par l'intermédiaire d'une antenne réceptrice que l'on vient placer au-dessus de la région à explorer ; ces données brutes sont par la suite stockées au sein d'un espace k que l'on appelle plan de Fourier.

Par l'intermédiaire d'une transformée de Fourier, le signal va être décomposé en différentes fréquences et phases permettant ainsi de reconstruire l'image. A noter, la façon dont va être rempli le plan de Fourier conditionne la qualité de l'image obtenue.

Les basses fréquences spatiales d'intensité élevée sont responsables de l'essentiel de l'image (contraste et aspect global) et se situent au centre de l'espace k, tandis que les hautes fréquences spatiales d'intensité faible, sont responsables du bruit de l'image et de la perception de détails plus subtils comme les contours d'un organe ou d'une lésion et se localisent en périphérie. L'espace k peut être rempli de plusieurs manières, ce qui participe à la distinction des séquences IRM entre elles. Le remplissage basique ligne après ligne correspond à la séquence la plus répandue et connue : écho de spin.

On rappelle brièvement les principales contre-indications absolues ou relatives de l'IRM, à savoir la grossesse (< 3mois), le port d'un pacemaker ou d'un défibrillateur, la claustrophobie, certains implants métalliques, notamment de localisation intra orbitaire.

b) Principes de base de l'IRM cardiaque (28)

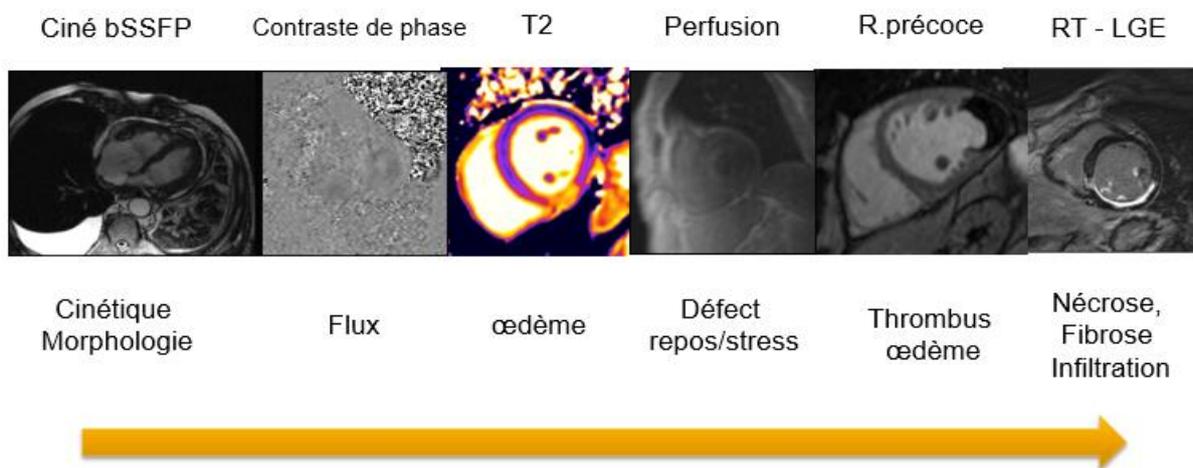
De par ses propriétés physiologiques propres, le cœur n'est pas l'organe le plus simple à explorer en IRM. Les nombreux progrès techniques survenus depuis les années 1980, notamment en termes de rapidité d'acquisition et d'amélioration de la résolution temporelle et spatiale, ont permis de placer l'IRM comme l'une des modalités diagnostiques phares dans la prise en charge des patients atteints de pathologies cardiovasculaires. L'IRM cardiaque permet d'évaluer la morphologie globale du cœur, la fonction ventriculaire, la caractérisation tissulaire, la perfusion myocardique mais également ce qui nous intéresse ici dans ce travail : la quantification des flux.

Le cœur étant un organe en perpétuel mouvement, avoir une image de qualité nécessite une acquisition du signal synchronisé au mouvement cardiaque. Il existe deux modes de synchronisation, toutes deux liées à l'onde R de l'ECG qui sert de déclencheur aux acquisitions. Cette onde est la première composante positive du complexe QRS, qui plus est, de grande amplitude donc plus facile à détecter (29 ; 30) :

- ❖ La synchronisation cardiaque rétrospective : basée sur un enregistrement continu du signal sur plusieurs battements successifs avec une acquisition concomitante de l'ECG du patient, permettant à posteriori de reconstituer les différentes phases du cycle cardiaque. Or, ce mode d'acquisition suppose un rythme cardiaque identique d'un battement à un autre avec un intervalle RR le plus régulier possible au risque d'un remplissage inhomogène du plan de Fourier se traduisant par l'apparition d'artefacts sur l'image. Son utilisation se retrouve limitée chez les patients souffrant d'arythmie cardiaque.
- ❖ La synchronisation cardiaque prospective : dans ce cas, l'acquisition n'est plus réalisée sur l'ensemble du cycle cardiaque mais est déclenchée lors de la détection de l'onde R, ce qui induit que la fenêtre d'acquisition (Trigger

Window) doit être plus courte que l'intervalle RR pour ne pas manquer la nouvelle onde R et donc la nouvelle série d'acquisition. Avec cette technique, une partie de la télédiastole ne peut être couverte. L'espace k sera ainsi rempli par la moyenne des signaux sur plusieurs battements successifs.

Les principales séquences que l'on peut réaliser en IRM cardiaque sont :



❖ **Coupes de repérage (*localizer*)** dans les trois plans de l'espace, nécessaires à la planification des séquences suivantes. Elles sont acquises le plus souvent en respiration libre et permettent un premier aperçu global de la morphologie cardiaque. Par la suite, pour le reste des séquences, nous allons nous servir de plans spécifiques au cœur :

- *Plan long axe du ventricule gauche (LAVG)* : Plan sagittal oblique obtenu à partir d'une coupe axiale en s'orientant parallèlement au septum inter-ventriculaire (SIV). Il permet la bonne visualisation d'arrière en avant de l'oreillette gauche, de la valve mitrale et du ventricule gauche.

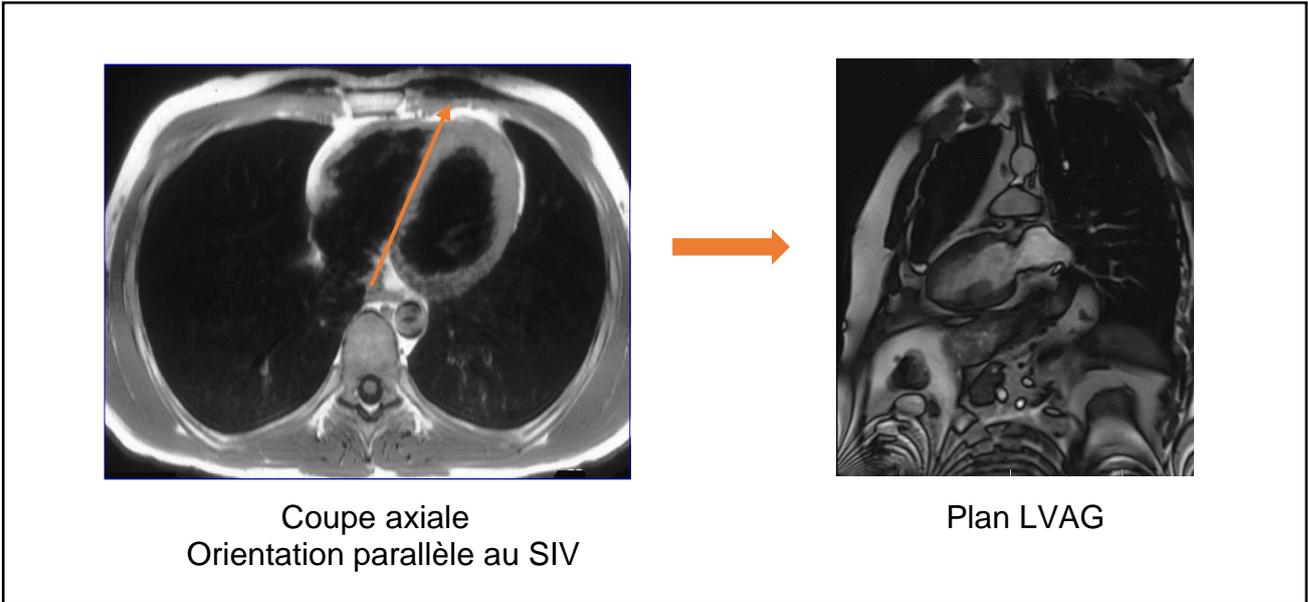


Figure 7 : Obtention d'un plan LVAG à partir d'une coupe axiale cardiaque.

- **Plan quatre cavités** : A partir du plan LAVG, on projette une bissectrice rejoignant le milieu de la paroi postérieure de l'oreillette gauche à l'apex cardiaque. Celui-ci permet une bonne visualisation des cavités cardiaques, des valves atrio-ventriculaires et des septums inter atrial et interventriculaire

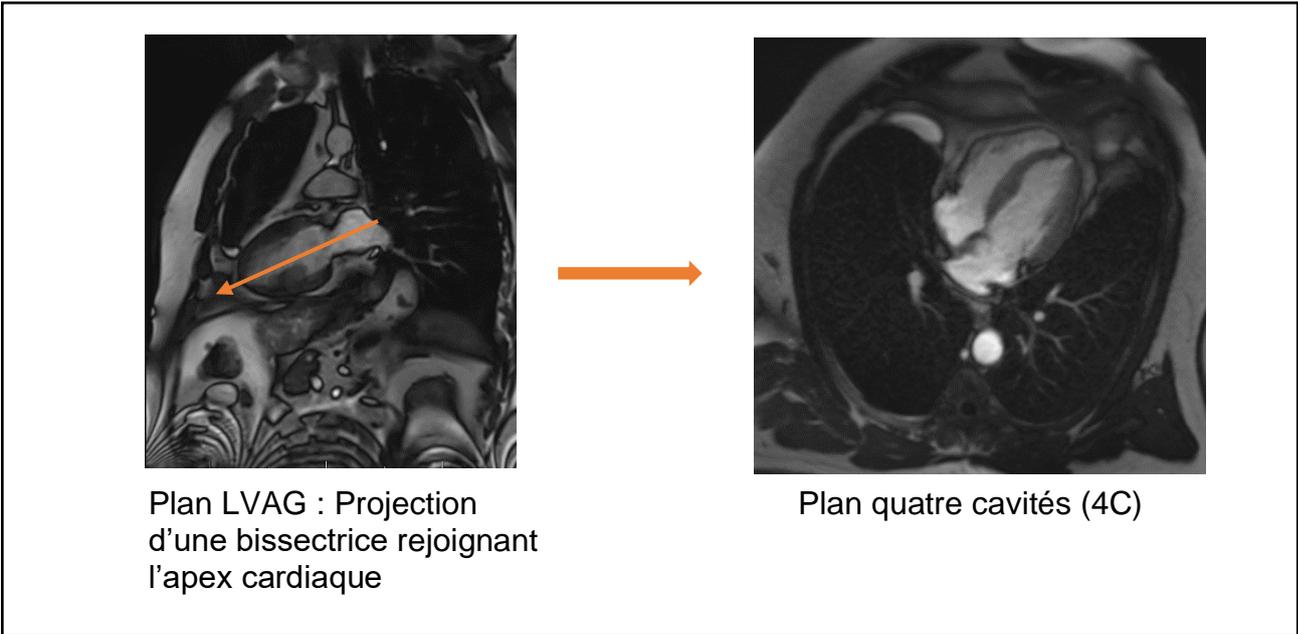


Figure 8 : Obtention d'un plan 4C à partir d'un plan LVAG.

- *Plan petit axe* : A partir du plan 4C orienté perpendiculairement au septum interventriculaire : C'est un plan cardiaque essentiel car il sert de socle à la quantification de la fonction ventriculaire au cours des séquences ciné avec des acquisitions répétées depuis l'anneau mitral jusqu'à l'apex.

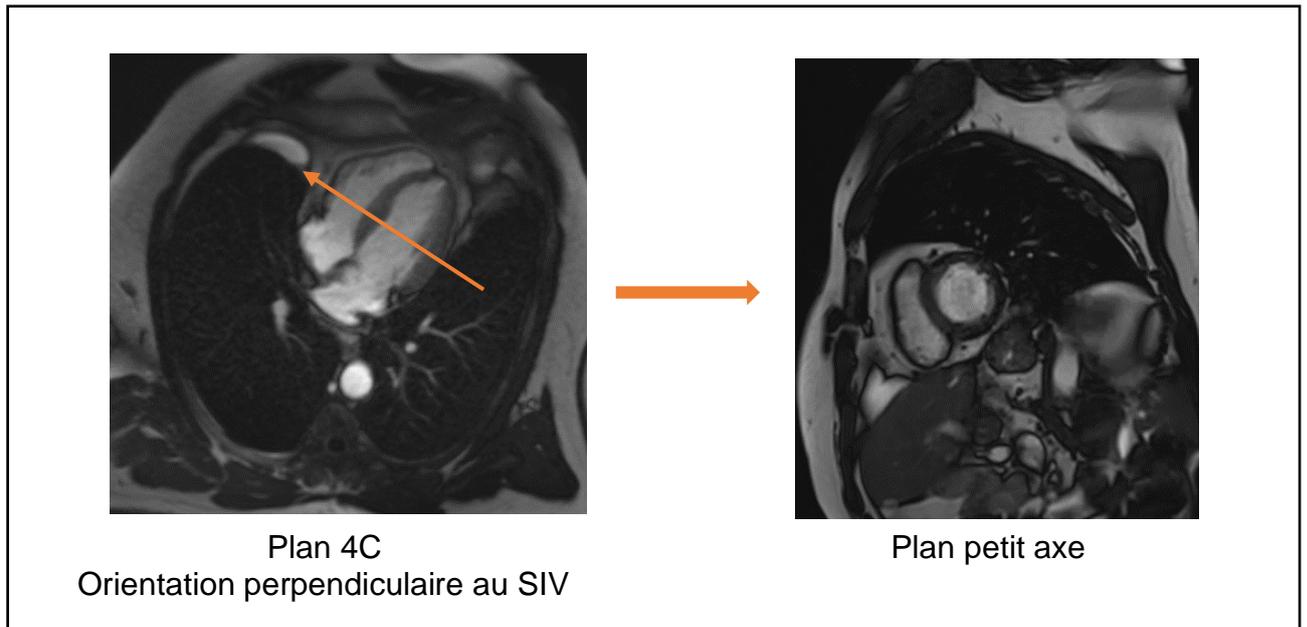


Figure 9 : Obtention d'un plan petit axe à partir d'un plan 4C.

- ❖ **Séquence ciné** : il s'agit de séquences dynamiques permettant d'évaluer la fonction cardiaque, notamment la fraction d'éjection et la cinétique globale du cœur.
- ❖ **Séquence à contraste de phase** pour la mesure des flux : il s'agit d'une évaluation des paramètres du flux sanguin au sein de l'aorte et des cavités cardiaques qui est primordiale pour réaliser une étude correcte de la fonction cardiovasculaire. Cette séquence primordiale pour quasiment tout protocole a contribué au véritable essor de l'IRM cardiaque comme un complément

essentiel de l'échographie pour la mesure des sténoses, des régurgitations dans les pathologies valvulaires mais aussi dans l'étude des cardiopathies congénitales (31). L'imagerie à contraste de phase traditionnelle est acquise en deux dimensions (2D) avec des vitesses codées à travers ou parallèlement au vaisseau étudié. Depuis les années 2000, cette séquence bidimensionnelle a évolué vers une acquisition volumique à résolution temporelle des flux avec des vitesses encodées maintenant selon les trois directions de l'espace (x ; y et z), que l'on appelle IRM de flux 4D (quatre dimensions) (32). Ainsi, grâce à cette acquisition, il est possible désormais de repositionner les plans de coupes à l'infini sans perte de résolution spatiale et avec une plus grande région d'intérêt. Ses principales applications dans la pathologie aortique native ou opérée ont fait l'objet d'un précédent travail dans notre service (33).

- ❖ **Perfusion myocardique de premier passage** : souligne un défaut de rehaussement myocardique à point de départ sous-endocardique au repos dans le cadre d'un infarctus du myocarde aigu ou sous-stress. En confrontant ce résultat aux séquences de rehaussement tardif, cela permet d'individualiser des zones de décalage témoin d'une ischémie myocardique.

- ❖ **Séquence de rehaussement précoce** : juste après l'injection de gadolinium, cette séquence met en avant le mécanisme d'obstruction microvasculaire (thrombus) et l'œdème myocardique via l'analyse dynamique du bolus de gadolinium au sein des cavités cardiaques.

- ❖ **Séquence de rehaussement tardif** : cette séquence également phare de l'IRM cardiaque est basée sur la cinétique de distribution extracellulaire du gadolinium, avec un passage du secteur plasmatique au secteur interstitiel en une dizaine de minutes après son injection dans l'organisme. L'élimination du gadolinium va être retardée en cas de lésions d'infarctus myocardique ou de fibrose, se traduisant par une prise de contraste des parois myocardiques à point de départ sous-endocardique.

- ❖ **T1 et T2 mapping** : Ces séquences de caractérisation tissulaire myocardique sont des séquences quantitatives fournissant des valeurs de T1 et de T2 spécifiques aux tissus, utiles dans la recherche d'œdème ou de fibrose myocardique. Ces valeurs sont à comparer aux valeurs de référence propres à chaque constructeur (34).

c) Généralités en IRM de flux (26 ; 35)

La quantification du flux sanguin au sein de l'organisme a été introduite dans les années 1950 par Carr et Purcell (36), puis appliquée en IRM à partir de 1980.

Le principe de base de cette séquence à contraste de phase est fondé sur la relation entre la vitesse du flux sanguin au sein d'un vaisseau et la phase du signal en IRM. En effet, le signal en IRM peut être étudié selon son amplitude qui permet de refléter l'anatomie mais aussi par sa phase pour une analyse à visée volumique. Afin de neutraliser les tissus stationnaires (spins immobiles), on réalise deux acquisitions à l'aide de gradients bipolaires ayant une même direction (vitesse et amplitude) mais une polarité opposée. Les gradients élevés sont utiles pour encoder les flux lents et les gradients faibles pour encoder les flux élevés.

La phase dépend pour les tissus stationnaires de leur position et pour les tissus en

mouvement (le sang) de leur position et de leur vitesse. En appliquant un second gradient opposé au premier, la phase dépendant de la position est remise à zéro et seule la phase dépendant de la vitesse est maintenue. Ces deux acquisitions sont par la suite soustraites, permettant de supprimer les tissus stationnaires des tissus en mouvements avec un déphasage des spins proportionnel à la vitesse.

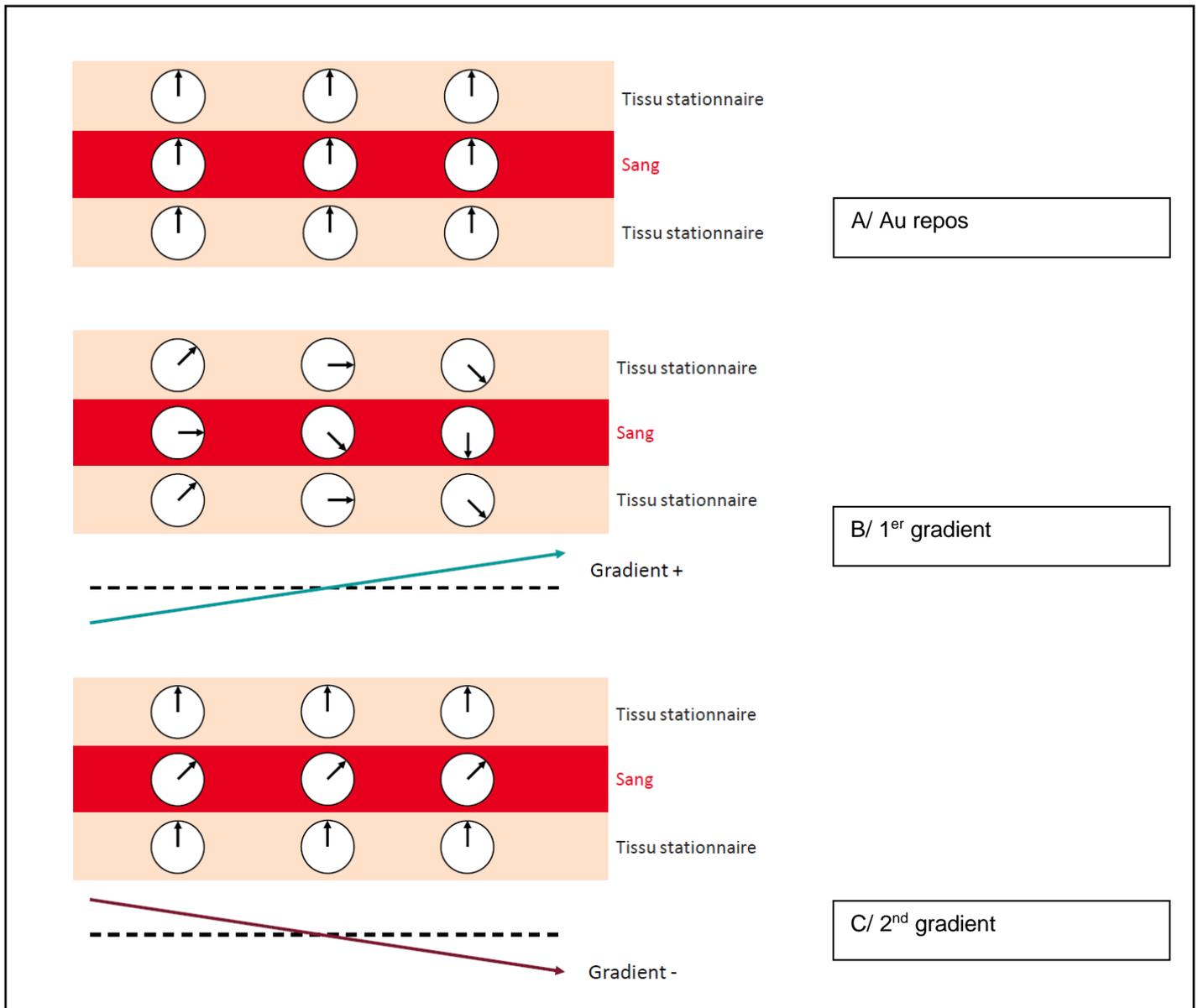
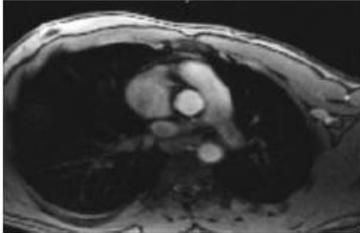
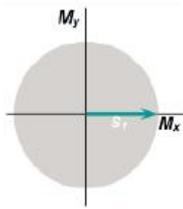


Figure 10 : Technique de l'imagerie à contraste de phase.

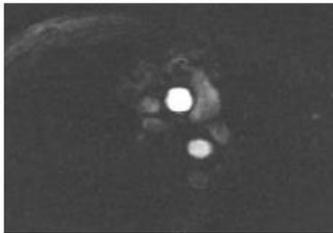
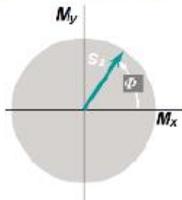
A/ Spins au repos ; B/ Spins en mouvement : après application du 1^{er} gradient bipolaire (phase fonction de la position et de la vitesse) ; C/ Après application du 2nd gradient bipolaire (remise à zéro de la position ; seule la phase dépendant de la vitesse est conservée).

1^{ère} mesure



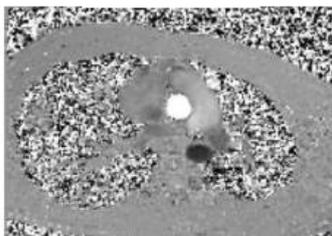
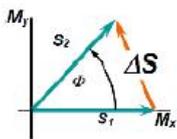
A/ Image en magnitude :
Flux en hypersignal
Tissus stationnaires visibles

2^{ème} mesure



B/ Image en magnitude :
Gradients bipolaires
Flux en hypersignal
Tissus stationnaires supprimés

Soustraction



C/ Image en phase :
Gradients bipolaires
Flux circulant en hypersignal
Tissus stationnaires en isosignal

Figure 11 : Schéma récapitulatif de l'imagerie à contraste de phase.

Le choix au préalable d'une vitesse d'encodage (V_{enc}) adéquate est primordial, cette vitesse choisie par l'opérateur définit la vitesse d'écoulement maximale pouvant être acquise dans un vaisseau sans artefact, lié à un saut de phase appelé aliasing. Plus le flux circulant aura une vitesse proche de la vitesse d'encodage choisie, plus il apparaîtra en hypersignal sur l'image. Néanmoins, plus on augmente la V_{enc} plus le niveau de bruit augmente lui aussi. En pratique, on recommande de choisir une vitesse d'encodage de 150cm/s pour l'aorte et de 100 cm/s pour l'artère pulmonaire. Devant la présence d'une sténose, afin d'étudier ce débit localement accéléré, on préconise d'augmenter la V_{enc} pour une analyse de qualité.

Pour quantifier le flux en imagerie conventionnelle, le plan de coupe doit être placé sur deux plans cinés en systole, perpendiculaires entre eux et perpendiculaire à la direction du flux (through plane), à quelques centimètres des valves pour ne pas couper les feuillets. Pour une analyse qualitative du flux, une acquisition parallèle au vaisseau (in plane) est plus judicieuse.

Après reconstruction, notamment par l'intermédiaire de la transformée de Fourier, la séquence de flux traditionnelle permettait d'obtenir deux images (une en magnitude et une en phase). Aujourd'hui, avec l'IRM de flux 4D, on peut en obtenir quatre : toujours une image en magnitude (angiographique pondérée en T2 reflétant l'anatomie vasculaire) et trois images en phase dans les trois directions de l'espace pour la quantification des vitesses, avec comme nous l'avons détaillé ci-dessus, un repositionnement possible des plans de coupes à l'infini en post-acquisition pour parfaire et préciser nos résultats.

8) Objectifs

Le premier objectif de ce travail de thèse est de comparer l'hémodynamique aortique en post-opératoire (tube sus coronaire versus wrapping aortique) d'un anévrisme isolé de l'aorte ascendante en IRM à l'aide d'une séquence à contraste de phase dans les trois plans de l'espace, résolue dans le temps. (4D Flow).

Le second objectif est de comparer la mesure de la vitesse d'onde de pouls au sein de nos deux groupes entre le tonomètre à aplanation (Sphygmocor®) et l'IRM de flux 4D.

Matériels et méthode

Objectif principal

1) Population étudiée

Dans la continuité du travail de thèse réalisé par Henri Dubrulle en 2021 (37), nous avons décidé de poursuivre l'analyse du flux 4D, amorcé précédemment.

Nous avons donc utilisé les données de l'étude prospective monocentrique réalisée au sein du service de Chirurgie cardiovasculaire de l'Institut Cœur Poumon de Lille, incluant 24 patients opérés de l'aorte ascendante en 2019 et 2020 : 13 par une chirurgie non conservatrice (tube sus coronaire) et 11 par une chirurgie conservatrice (wrapping aortique).

2) Recueil des données

L'analyse du flux sanguin en IRM 4D a été réalisée pour la totalité des patients au sein du service de radiologie cardiovasculaire du Professeur Pontana à l'Institut Cœur Poumon de Lille, 6 à 12 mois après la chirurgie. Tous les patients ont donné leur accord et consentement écrit pour le travail réalisé par Henri Dubrulle incluant notamment l'exploration en IRM de leur montage chirurgical, dans le cadre de l'étude POMI-AF (Clinical trials: NCT03376165, Num ID-RCB: 2017- A00852-51) (POstoperative Myocardial Infarction and Atrial Fibrillation). Un avis favorable du Comité de Protection des Personnes a été obtenu au sein du service Physiologie & Explorations Fonctionnelles Cardio-vasculaires du CHU de Lille du Professeur Montaigne.

3) Paramètres techniques de la séquence 4D flow.

Nous avons réalisé ce travail de thèse sur une IRM 1,5 Tesla (MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) avec une antenne cardiaque dédiée.

Les sociétés savantes ont établi des recommandations sur cette séquence de flux 4D :

	Idéalement	Raison	Facteur limitatif	Valeur consensuelle
Paramètres d'acquisition				
Champ de vision	Max	SNR, couverture	Temps d'analyse, imperfections du système	Couvrir la région d'intérêt
Résolution spatiale ^{an}	Maximum, au moins 5-6 voxels sur le diamètre du vaisseau d'intérêt ^b , résolution isotrope.	Exactitude	Temps d'analyse, SNR	<2,5×2,5×2,5 mm ³ pour l'aorte ou l'artère pulmonaire <3,0×3,0×3,0 mm ³ pour le cœur entier et les vaisseaux plus grands
Synchronisation de l'encodage de la vitesse (battement vs TR-entrelacé)	TR-entrelacé	Éviter la variabilité entre les cycles	Résolution temporelle	TR-entrelacé
Facteur de segmentation de l'espace K	1	Précision (résolution temporelle)	Temps d'analyse	2
Résolution temporelle ^c	Max	Exactitude	Temps d'analyse	<40 ms
Synchronisation ECG ^d	Rétrospectif	Couvrir l'ensemble du cycle ECG, éviter l'interruption de séquence	Complexité de la reconstruction	Si disponible : rétrospective Else: Prospective ^e
Compensation des mouvements respiratoires ^f	Acceptation à 100 %, correction de mouvement	Temps d'analyse, réduction des artefacts respiratoires	Complexité de la reconstruction, robustesse, artefacts respiratoires (fantômes et flou)	Si disponible: Navigateur RM de tête ou de fuite sur l'interface foie/diaphragme, taille de fenêtre de 6 mm, entraînant généralement un taux d'acceptation de 50 % Sinon: soufflet avec un taux d'acceptation de 50 %.
Couverture partielle de k-space dans les directions de codage de phase et de tranche	Couverture complète de l'espace k	SNR, résolution	Temps d'analyse	Si disponible : K-space elliptique Sinon: Demi-balayage 75 % × 75 % (y × z)
Angle de retournement ^g	Angle d'Ernst: $\alpha = \arccos(e^{-TR/T1})$	SNR	Contraste vs SNR	Angle d'Ernst
Imagerie parallèle	Pas d'imagerie parallèle	SNR	Temps d'analyse	R = 2-3 (dépend de #channels dans le réseau de bobines)
Sous-échantillonnage K-7 ^h	Pas de k-t sous échantillonnage	SNR	Temps d'analyse	Si disponible: R = 4-5
Venc	Vitesse maximale attendue, plusieurs vencs	VNR, évitez le crénelage	Temps d'analyse	Venc simple, 10 % plus élevé que la vitesse maximale attendue
Paramètres de post-traitement				
Correction de Maxwell	Oui	Exactitude		Oui
Correction des courants de Foucault	Oui	Exactitude	Différentes méthodes, leur validité et leur robustesse	Oui
Déballage de phase	Oui	Exactitude	Différentes méthodes, leur validité et leur robustesse	Oui
Correction de non-linéarité du gradient	Oui	Exactitude	Disponibilité	Si disponible

Tableau 1 : Paramètres de balayage d'IRM 4D Flow (selon la déclaration de consensus sur la résonance magnétique cardiovasculaire à flux 4D, 38).

L'acquisition est réalisée à l'aide d'une synchronisation cardiaque rétrospective sur plusieurs cycles cardiaques. L'enregistrement du signal sera répété jusqu'à l'obtention d'un espace k complet, permettant d'obtenir une analyse dynamique de la vitesse d'écoulement aux différentes phases du cycle cardiaque. La compensation des mouvements respiratoires est réalisée par écho-navigateur.

Cette séquence ne nécessite pas l'injection de produit de contraste gadoliné. Néanmoins, si l'injection de gadolinium est nécessaire dans le protocole IRM choisi, le rapport signal sur bruit se verra améliorer dans les données d'amplitude et on observera une réduction du bruit dans les données de vitesse comparativement à des séquences de flux 4D sans injection (39).

Synchronisation	ECG - Rétrospective
Respiration	Echo-navigateur
TR (ms)	4,58
TE (ms)	2,36
Venc (cm/s)	150
Champ de vue (mm ²)	360 x 324
Angle de bascule (°)	15
Nombre de coupes par tranche	36
Résolution spatiale (mm ³)	2,25 x 2,25 x 2,25
Résolution temporelle (ms)	40,5
Facteur d'accélération	7,6
Durée totale de la séquence (min)	5

Tableau 2 : Caractéristiques des paramètres d'acquisition utilisés dans notre étude.

4) Compressed Sensing

D'une manière générale, compresser une image permet de faciliter son stockage. Ce procédé est largement utilisé dans la vie de tous les jours, notamment dans le domaine de la photographie avec le format JPEG qui est une forme comprimée d'une image native, obtenue après son acquisition dans laquelle seules les informations indispensables à sa reconstruction sont conservées. Ainsi, le fait qu'une image puisse être comprimée de la sorte a soulevé une question intéressante dans la communauté

scientifique : Pourquoi ne pas acquérir les données directement comprimées, cela permettrait de réduire la durée en machine et faciliterait également le stockage des données, qui, on le sait sont très volumineuses en IRM 4D. C'est sur ce principe que l'approche du Compressed Sensing (CS) s'est développé à partir des années 2000 par Donoho (40) et Candès (41) et al, puis a été appliqué en pratique IRM par Lustig et al (42).

Le Compressed Sensing se base sur trois éléments :

- ❖ La compressibilité des images
- ❖ Le sous-échantillonnage aléatoire du plan de Fourier
- ❖ L'utilisation d'algorithmes de reconstructions itératives.

Une image IRM est compressible dite clairsemée (sparse) lorsqu'elle peut être représentée par un nombre de coefficients non nuls inférieur au nombre total de voxels de l'image. Certaines données sont ainsi considérées comme non indispensables et pourront être négligées dans l'échantillonnage. Pour ce faire, plusieurs opérations mathématiques sont possibles : pour citer les plus fréquentes : la transformée en ondelettes discrètes (DWT), la transformée en cosinus discrète (DCT) et la transformée de Fourier rapide (FFT) (43). Le sous-échantillonnage du plan de Fourier dans le CS doit être réalisé de manière aléatoire permettant de créer des artefacts de repliement incohérents semblables à du bruit, à l'opposé d'un remplissage cartésien classique du plan de Fourier, ligne après ligne où les artefacts vont se répliquer périodiquement altérant ainsi la qualité image. Enfin, les algorithmes de reconstructions itératives non linéaires vont permettre de restituer une image de qualité en supprimant ces artefacts et en isolant les composantes de haute amplitude du bruit de fond.

Le temps de balayage moyen d'une séquence de flux 4D conventionnelle se situe entre 10 et 20 min (44, 45). Depuis ces dernières décennies, la communauté scientifique est en perpétuel quête d'accélération et de raccourcissement de ce temps d'acquisition, longtemps considéré comme un frein à la pratique courante de l'IRM de flux 4D. En effet, diminuer le temps en machine est très appréciable en imagerie cardiovasculaire notamment en post-opératoire pour nos patients les plus fragiles. De nombreux modèles d'échantillonnage existent au sein du CS permettant d'atteindre des facteurs d'accélération de plus en plus haut, jusque 10,6% dans le travail de Cheng et al qui ont combiné l'échantillonnage cartésien à densité variable avec l'ordre de vue radial (46). Plus récemment, une étude américaine menée par Ma et Markl a évalué la faisabilité d'une étude en flux 4D de l'aorte thoracique en CS avec un temps de balayage de deux minutes et une reconstruction en ligne en moins de cinq minutes, dont les résultats sont très prometteurs avec néanmoins une sous-estimation des débits et vitesses de pointe de l'ordre de 5 à 15% (47).

Grâce à notre facteur d'accélération de 7,6, la durée moyenne de notre séquence de flux 4D est estimée à cinq minutes.

5) Post-traitement des données

Une étape de pré traitement des données IRM est obligatoire car celles-ci comportent des erreurs inhérentes au codage de vitesse de par l'inhomogénéité du champ magnétique, les champs magnétiques concomitants ainsi que les courants de Foucault (27 ; 48). Ces corrections ne nécessitent pas l'intervention du radiologue et sont faites automatiquement. Suite à cette étape, pour pouvoir analyser les images de flux 4D, un travail de post-traitement sur un logiciel adapté est nécessaire.

Nous l'avons réalisé aussi bien pour l'analyse qualitative que quantitative du flux aortique par l'intermédiaire du logiciel Cvi42 (version 5.12.2, Circle Cardiovascular imaging Inc., Calgary, Canada). Il s'agit d'un logiciel que nous utilisons en pratique courante au sein du service.

a) Analyse qualitative du flux

a. Segmentation aortique

L'image en magnitude permet une angiographie 3D de qualité pour la segmentation de l'aorte. Celle-ci est réalisée semi-automatiquement par le logiciel de post-traitement : le radiologue positionne le point de départ et le point d'arrivée dans l'aorte et le logiciel segmente alors le vaisseau étudié. Une validation est nécessaire de la part du radiologue avec de possibles, bien que rares, ajustements avant son analyse définitive.

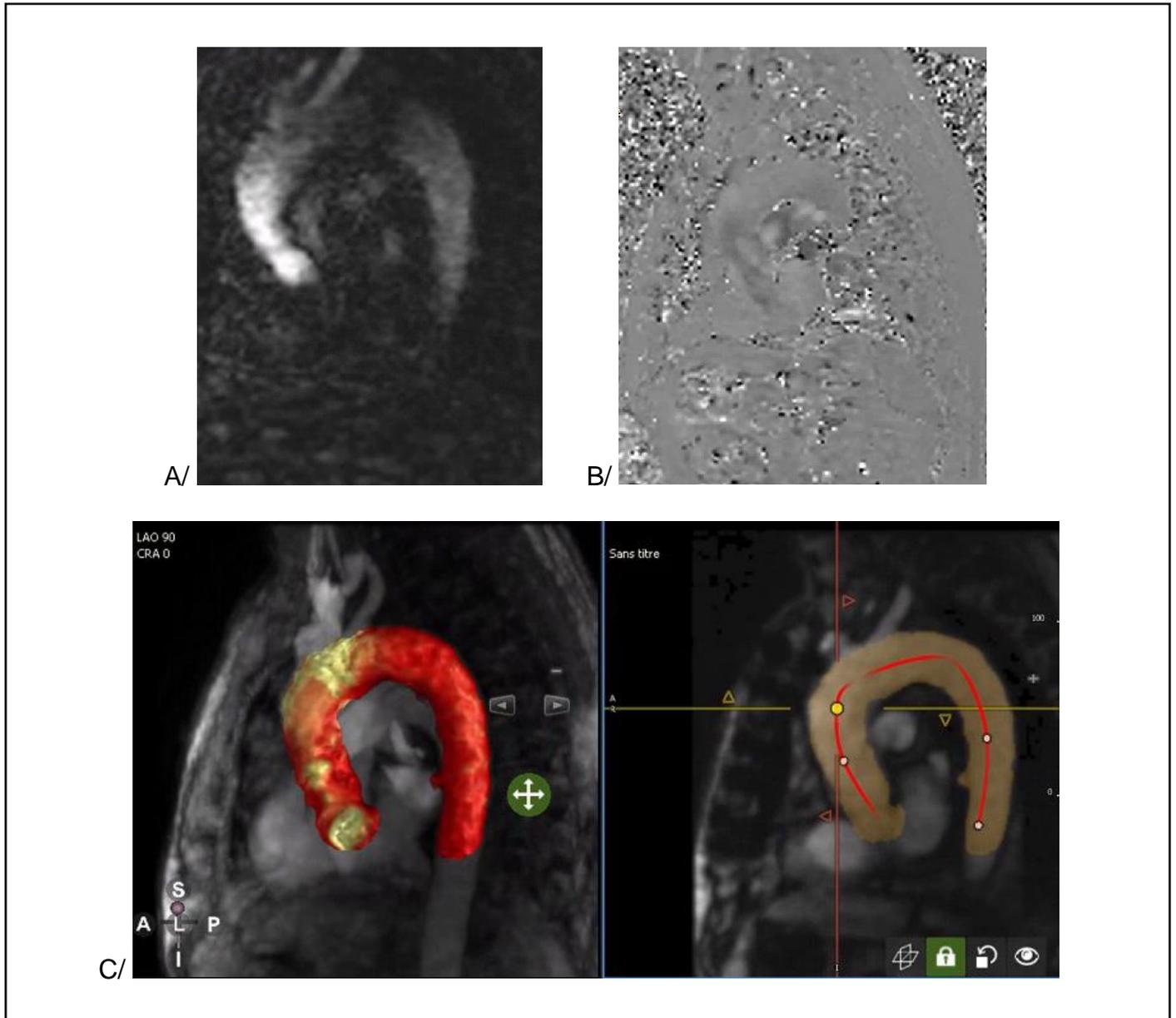


Figure 12 : A/ Image en magnitude ; B/ Image en phase
C/ Segmentation aortique semi-automatique par le logiciel Cvi42.

Concernant les images en phases, plusieurs modes de visualisation sont disponibles afin d'analyser le flux aortique, on retrouve parmi eux (49) :

- ❖ Vecteur vitesse : Il s'agit d'un mode de visualisation 2D, vectoriel avec codage couleur, représentant l'amplitude et la direction de la vitesse du sang de chaque voxel à un instant t.

❖ Tracé de particules

- Lignes de courant (*streamlines*) : Analyse statique 3D d'un tracé de particule parallèle aux vecteurs vitesse à un instant t du cycle cardiaque.
- Lignes de trajectoire (*pathlines*) : Analyse dynamique 3D d'un tracé de particules reflétant la trajectoire prise par les particules fluides sans masse tout au long du cycle cardiaque.

b. Flux aortique

Les deux modes de visualisation de tracé de particules (*streamlines et pathlines*) sont essentiels pour l'étude qualitative du flux aortique, on distingue alors : (50)

- ❖ **Flux laminaire** : Ecoulement dans lequel les particules en mouvements sont disposées en couches régulières et parallèles entres elles, avec comme caractéristique une faible vitesse et une faible résistance.

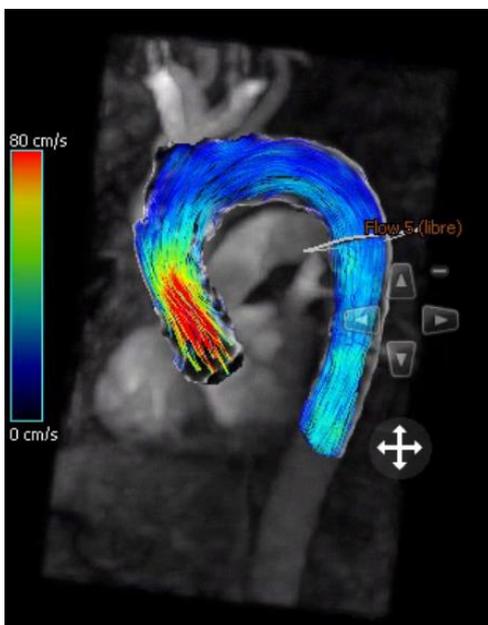


Figure 13 : Flux laminaire.

- ❖ **Flux hélicoïdal** : Flux dans lequel les particules en mouvements présentent un mouvement rotatif autour d'un axe d'écoulement, responsable de lignes de courant hélicoïdales.

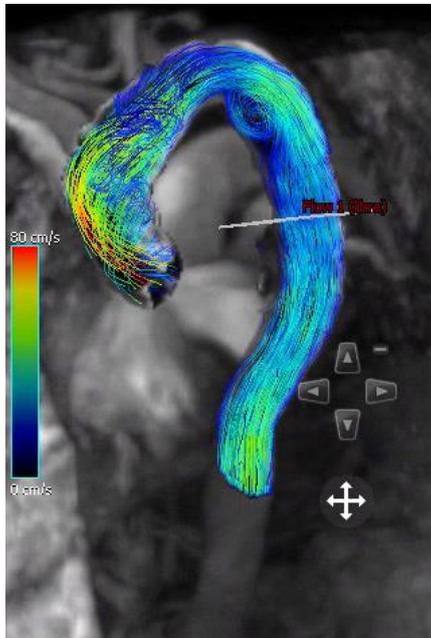


Figure 14 : Flux hélicoïdal.

- ❖ **Flux turbulent** : Flux dans lequel les particules en mouvements présentent un mouvement de tourbillon réalisant une succession d'empilement de cercles concentriques ayant tendance à se recourber sur eux même.

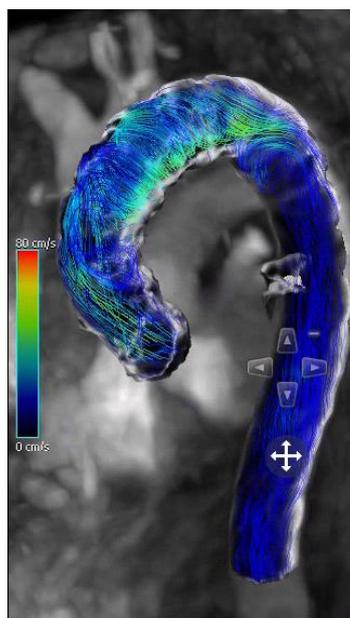


Figure 15 : Flux turbulent.

Chez le sujet lambda, ne présentant pas de pathologie aortique, le flux est le plus souvent de type hélicoïdal (modéré avec une rotation $< 180^\circ$) et droitier (dans le sens des aiguilles d'une montre), ce qu'on appelle une hélice physiologique primaire (51). Chez des sujets présentant une dilatation de l'aorte ascendante ou ayant subi un remplacement valvulaire aortique comparativement aux témoins, on observe la présence d'une hélice supra-physiologique ($>180^\circ$) associée à la création de vortex, définis par du sang circulant, s'écartant de la direction principale (hélice secondaire), notamment à hauteur des plicatures (52), tous deux donc directement corrélés à l'augmentation du diamètre aortique.

c. Centrage du flux

Un autre paramètre que l'on peut analyser en IRM 4D flow est l'excentricité du flux :

- ❖ **Flux centré** : Flux considéré comme « normal », occupant la majorité de la lumière du vaisseau étudié.
- ❖ **Flux modérément excentré** : Flux occupant entre un et deux tiers de la lumière du vaisseau.
- ❖ **Flux excentré** : Flux occupant un tiers maximum de la lumière du vaisseau.

Ce flux est visualisé notamment chez les patients porteurs d'une valve aortique bicuspide, et apparaît comme un facteur de risque de développement anévrisimal (53).

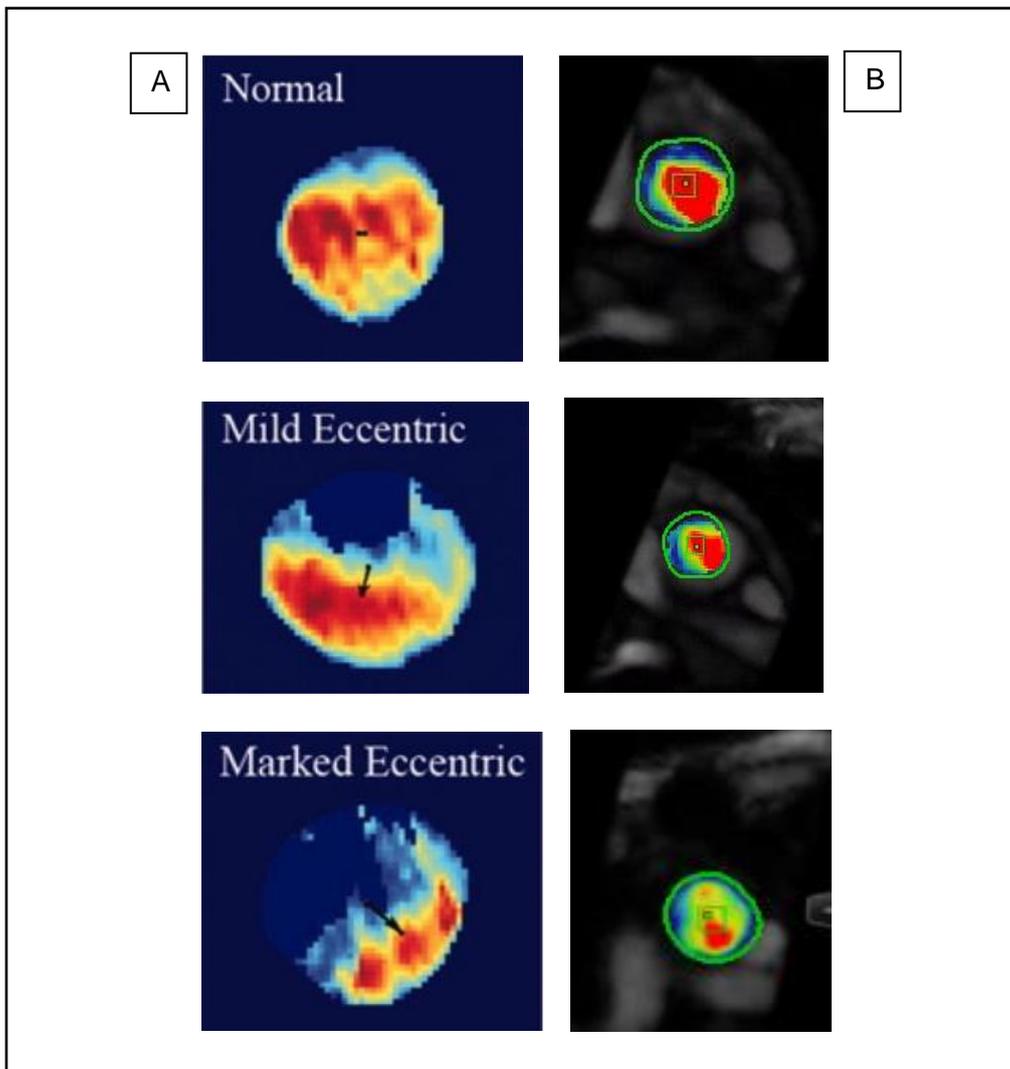


Figure 16 : A. Centrage du flux (*selon Sigovan et al (54)*) et B. exemples issus de notre étude.

Une analyse quantitative de l'excentricité du flux a été décrite par Sigovan et al. en définissant le déplacement de flux comme la distance entre le centre du flux et le « centre de vitesse » (position moyenne des pixels de la lumière) du flux vers l'avant, normalisé au diamètre de la lumière. Ce marqueur serait le plus fiable pour estimer le degré d'excentricité d'un flux systolique aortique ascendant.

b) Analyse quantitative du flux

En association à l'analyse qualitative du flux, elle est essentielle pour une analyse correcte de l'hémodynamique aortique.

a. Vitesse maximale

La séquence de flux 4D possède cette capacité contrairement à l'imagerie de flux traditionnelle en 2D, de pouvoir à postériori, après l'acquisition des images, repositionner le plan de coupe au sein de l'aorte comme on le souhaite. Ainsi cette difficulté dans la mesure des vitesses, liée au bon positionnement du plan de coupe perpendiculaire au vaisseau étudié n'est plus une limite, minimisant ainsi les erreurs de mesure. En 2016, Rose et al. ont mis en évidence une meilleure mesure des vitesses maximales aortiques chez des patients avec BAV en IRM de flux 4D avec une bonne concordance inter-observateur, comparativement à l'imagerie à contraste de phase 2D, qui a une tendance à la sous-estimation de celles-ci (55).

Les vitesses maximales au sein de l'aorte ascendante sont modifiées après remplacement de la racine aortique épargnant la valve avec une augmentation significative prédominant en regard de l'aorte ascendante et la crosse (51).

b. Gradient de pression

Les gradients de pression sont connus en cardiologie pour être un des marqueurs de gravité des maladies cardiovasculaires. Habituellement estimé à l'aide de l'équation de Bernoulli simplifié en échocardiographie doppler ou en IRM à contraste de phase 2D, l'IRM de flux 4D offre la possibilité d'une mesure tri directionnel et ajustable à postériori (56).

c. Wall Shear Stress (WSS)

La contrainte de cisaillement de paroi, appelé Wall Shear Stress représente la force de friction du sang circulant sur la paroi artérielle. Cette force altère la fonction des cellules endothéliales engendrant un remodelage vasculaire, responsable du

développement de l'athérosclérose (57) et de la formation d'anévrisme (58). Le WSS est une grandeur vectorielle, exprimée dans les 3 directions de l'espace, en N/m^2 (Pa) et est fonction du gradient de vitesse en regard de la paroi du vaisseau étudié. L'estimation du WSS par notre logiciel de post-traitement est basée sur une interpolation directe de la dérivée de la vitesse locale sur le contour segmenté de la lumière du vaisseau à l'aide de b-splines (59).

Les sujets porteurs d'anévrisme de l'aorte ascendante ont des valeurs augmentées de WSS comparativement aux sujets sains avec des taux plus importants en regard des courbes externes par rapport aux courbes internes. Les courbes externes sont plus minces, plus rigides et tolèrent des contraintes de rupture plus faibles, ce qui pourraient être utilisé comme marqueur pour identifier les sujets à haut risque de rupture et/ou de dissection (60,61). Les taux de WSS sont significativement plus importants chez les valves bicuspides comparativement aux valves tricuspides prédisposant ainsi aux anévrismes de l'aorte ascendante (62). Rodriguez-Palomarales et al. ont analysé dans une récente étude, en 2018, les taux de WSS chez des sujets avec bicuspidie vs des témoins. Ils ont étudié deux composantes vectorielles du WSS : axiale et circumférentielle, en montrant une augmentation du WSS axial chez les sujets témoins en raison du flux laminaire prédominant, alors que chez les sujets bicuspides, comme détaillé plus haut, avec un flux plutôt de type hélicoïdal, c'est la composante circumférentielle du WSS qui augmente. Ces variations de WSS spatio-temporelles peuvent influencer le morphotype aortique avec une dilatation aortique prédominant sur la racine aortique en cas d'augmentation de la composante axiale et sur l'aorte ascendante pour la composante circumférentielle (63). D'autres études ont étudié ce paramètre quantitatif au sein des aortes opérées, avec des taux de WSS plus élevés

en cas de tube sus coronaire comparativement à une greffe aortique avec recréation de néo sinus de Valsalva ou aux témoins pour l'équipe de Gaudino et al. (64).

Au sein de notre travail, pour une analyse plus précise de la contrainte de cisaillement, nous avons décidé de diviser la lumière aortique en quatre segments distincts et consécutifs en plaçant manuellement des plans anatomiques perpendiculaires à l'axe aortique, en regard :

- ❖ Sinus de Valsalva.
- ❖ Aorte tubulaire, juste en aval de la jonction sino-tubulaire.
- ❖ Crosse aortique, au pied de l'artère carotide commune gauche.
- ❖ Aorte descendante, en aval de sa courbure.

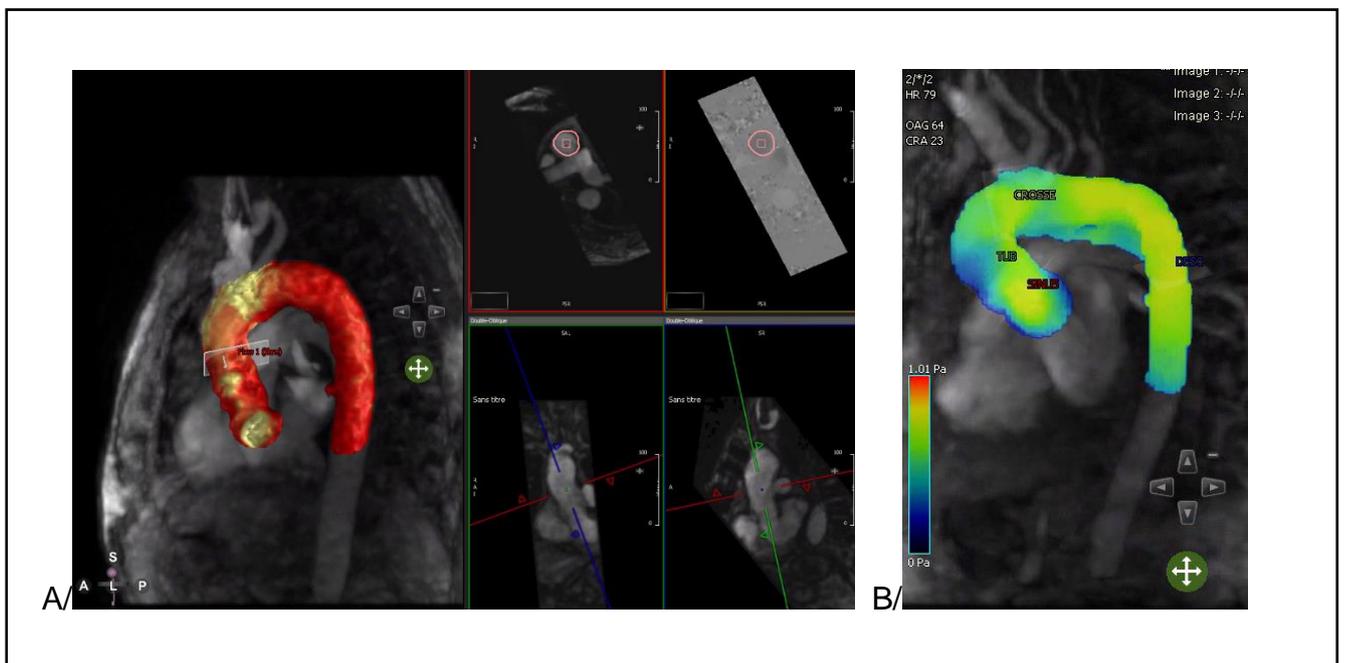


Figure 17 : A/ Exemple d'un positionnement d'un plan anatomique en regard de l'aorte tubulaire. B/ Schéma récapitulatif de l'ensemble des régions d'intérêt étudiées.

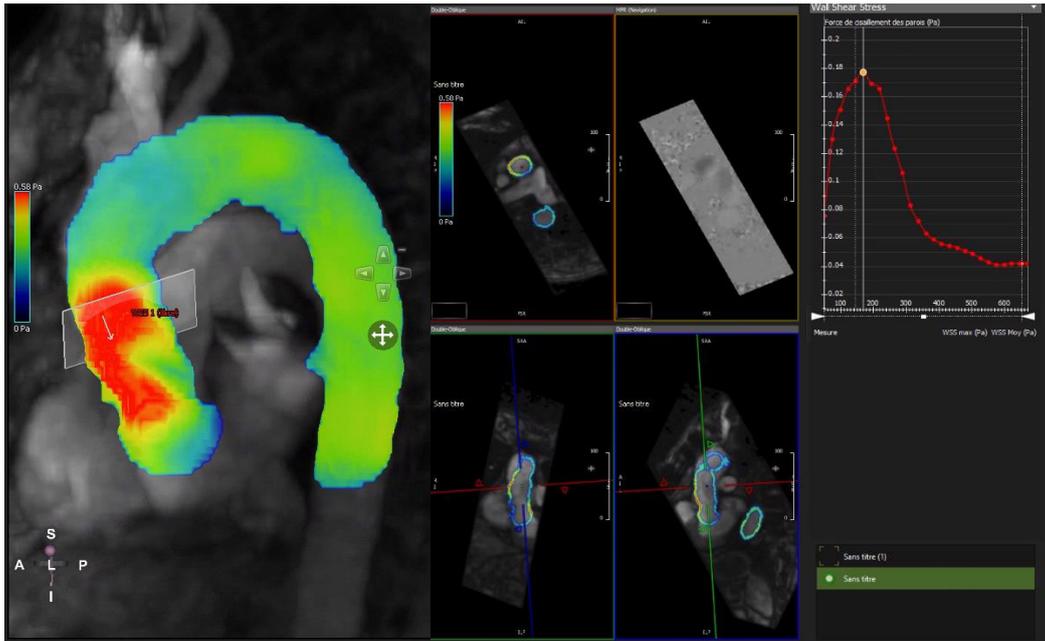


Figure 18 : Carte de WSS au sein de l'aorte tubulaire.

Concernant la mesure du WSS, nous avons mesuré le WSS minimal, moyen et maximal dans chacun des segments étudiés.

d. Vitesse d'onde de pouls (VOP)

Marqueur quantitatif témoignant de la rigidité artérielle, que l'on détaillera davantage au sein du paragraphe dédié dans le second objectif.

Objectif secondaire (étude ancillaire)

1) Population étudiée

Nous avons utilisé les données de la population étudiée par Henri Dubrulle avec le tonomètre à aplanation (Sphygmocor®) en regroupant les patients (tube sus coronaire et wrapping), afin de les comparer à notre analyse en IRM de flux 4D.

Au total, nous avons étudiés 19 patients dans chaque groupe (tonomètre versus IRM).

Nous avons exclu de l'analyse les patients pour lesquels la mesure par tonomètre à aplanation ou l'IRM de flux 4D n'était pas réalisable ou non disponible.

2) Recueil des données

Le même jour que l'IRM de flux 4D, les patients inclus ont bénéficié d'une évaluation de la vitesse d'onde de pouls par un tonomètre à aplanation (Sphygmocor®) au sein du service des explorations fonctionnelles cardio-vasculaires du Professeur MONTAIGNE.

3) Vitesse d'onde de pouls (VOP)

La rigidité artérielle, facteur prédictif des maladies cardiovasculaires à long terme (65), peut être appréciée par la mesure de la vitesse d'onde de pouls (VOP) qui est d'autant plus élevée que la rigidité artérielle augmente.

a) Tonomètre à aplanation

La mesure de la VOP par un tonomètre à aplanation est considérée comme la méthode non invasive de référence. Sa mesure est indirecte et approximative car basée sur une évaluation carodito-fémorale. Un brassard à tension est positionné au niveau de la cuisse tandis qu'un capteur piézoélectrique est placé à l'étage carotidien. On mesure

la distance métrique entre le pouls carotidien gauche et le pouls fémoral gauche à l'aide d'une mesure métrique (dl) ainsi que le délai entre les deux ondes (dt).

La vitesse d'onde de pouls résultante carotido-fémorale est obtenue en utilisant la formule vitesse = distance (dl) / temps (dt).

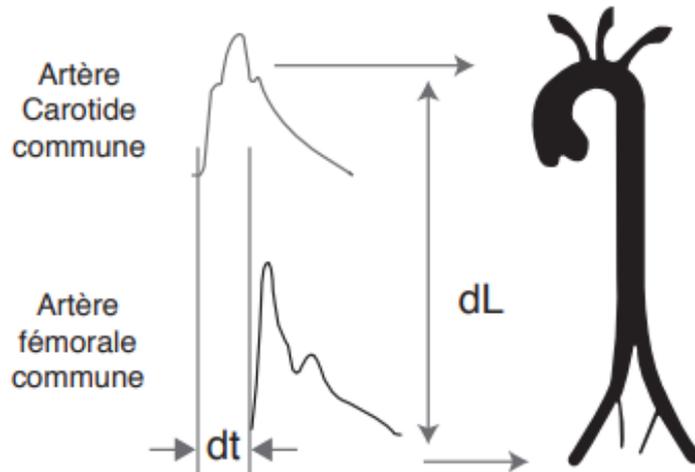


Figure 19 : Schéma explicatif de l'obtention de la vitesse d'onde de pouls à l'aide d'un tonomètre à aplanation (d'après 66).

b) IRM de flux 4D

La mesure de la VOP en IRM a été décrite pour la première fois en 1989 par l'équipe de Mohiaddin et al. (67). Un regain d'intérêt facilité par les progrès techniques en IRM offrant des séquences plus rapides et plus robustes a conduit à une réévaluation de ce paramètre dans de nombreuses études (68, 69, 70). La mesure de la VOP en IRM de flux 4D semble présenter des résultats fiables comparativement à la mesure du flux traditionnelle en 2D (71). Afin de quantifier la VOP au sein de l'aorte, il existe plusieurs méthodes décrites dans la littérature (72), dans ce travail de thèse, notre logiciel de post-traitement utilise la méthode dite du temps au pied (TTF), qui contrairement à la méthode la plus simple de calcul, appelée la méthode du temps de pointe (TTP) qui est l'équivalent IRM de la mesure par un tonomètre à aplanation donc en divisant le $\Delta d/\Delta t$; la méthode du TTF utilise plusieurs points dans le temps le

long du vaisseaux pour réaliser un ajustement linéaire de ces données. Le TTF est identifié comme le point d'intersection entre cet ajustement avec l'axe horizontal. Le décalage temporel sera calculé en faisant la différence entre les TTF de deux ondes de flux, aux extrémités donc à hauteur de l'aorte ascendante et descendante dans notre travail. Cette méthode plus robuste est ainsi moins sujette aux erreurs d'échantillonnage. En pratique, nous avons manuellement tracé la ligne centrale de l'aorte en définissant à ces deux extrémités un plan anatomique perpendiculaire à l'axe du vaisseau. Le logiciel a par la suite défini une multitude de point le long de cette ligne pour calculer la VOP selon la méthode du TTF.

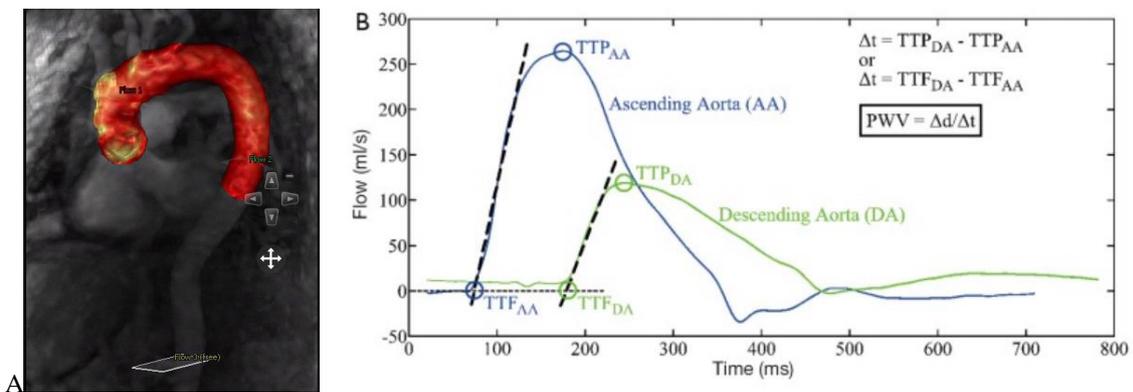


Figure 20 : Mesure de la VOP en IRM de flux 4D.

A : Définition manuelle des deux plans anatomiques aortiques sur le logiciel Cvi42.
 B : Explicatif de la mesure par TTF comparativement à la mesure par TTP d'après (72).

Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel MedCalc® Statistical Software version 20.218. Les variables quantitatives étaient décrites par leur moyenne et leur déviation standard en cas de distribution normale et par leur médiane et intervalle interquartile dans le cas contraire. Les variables qualitatives étaient décrites par leur effectif et leur fréquence associés, exprimées en pourcentage.

La normalité des variables était évaluée par un test de Shapiro-Wilk.

Pour les variables quantitatives, un test t de Student non apparié était réalisé en cas de distribution normale ou dans le cas contraire par un test non paramétrique de Wilcoxon pour les données appariées et Mann-Whitney pour les données non appariées.

Pour les variables qualitatives, un test du Khi-2 était réalisé si les conditions d'application étaient réunies, sinon dans le cas contraire, un test de Mann-Whitney était effectué.

Résultats : Objectif principal

Notre étude monocentrique réalisée au CHU de Lille a porté sur 24 patients, 13 au sein du groupe tube sus coronaire et 11 patients ayant bénéficié d'un wrapping aortique avec un écart de deux patients pour lesquels l'analyse IRM a été incomplète et le post traitement qui en découle non réalisable sur des données manquantes.

Notre population présente un âge moyen de $67 \pm 14,4$ ans dans le groupe tube sus coronaire et $70 \pm 13,6$ ans dans le groupe wrapping ($p=0,62$). Il n'existe pas de différence significative concernant la proportion d'hommes ou de femmes entre nos deux groupes ($p=0,35$), néanmoins il existe une prédominance masculine dans le groupe wrapping mesurée à 72,7% comparativement à 53,8% dans le groupe tube sus coronaire.

1) Paramètres qualitatifs

a) Flux aortique

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le type de flux au sein de l'aorte ascendante entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping.

	Tube (N=13)	Wrapping (N=11)	p-value
Flux			
Laminaire	8 (61,5%)	6 (54,5%)	
Hélicoïdal	5 (38,5%)	5 (45,5%)	
Turbulent	0	0	0,73

Tableau 3 : Représentation du type de flux au sein de l'aorte ascendante. Test réalisé : Mann-Whitney.

Nous n'avons pas observé de flux turbulent au sein de notre analyse, qui rappelons-le est un paramètre péjoratif.

b) Centrage du flux

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le centrage du flux au sein de l'aorte ascendante entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping.

	Tube (N=13)	Wrapping (N=11)	p-value
Centrage du flux			
Centré	3	4	
Modérément excentré	6	5	
Excentré	4	2	0,51

Tableau 4 : Représentation du centrage flux au sein de l'aorte ascendante. Test réalisé : Khi-2.

2) Paramètres quantitatifs

a) Vitesse maximale

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant la Vmax entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping, respectivement de $1,46 \pm 0,38\text{m/s}$ [IC 95%: 1,24 – 1,69]) contre $1,49 \pm 0,39\text{m/s}$ [IC 95%: 1,23 – 1,76]) ($p=0,85$).

b) Gradient de pression

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le gradient de pression entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping, respectivement de $9,57 \pm 4,66\text{mmHg}$ [IC 95%: 6,75 – 12,39]) contre $7,21 \pm 4,63\text{mmHg}$ [IC 95%: 4,10 – 10,32]) ($p=0,22$).

c) Wall Shear Stress

a. Sinus de Valsalva

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le WSS minimal, moyen ou maximal entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping en regard des

sinus de Valsalva, respectivement de :

- ❖ WSS minimal : $0,023 \pm 0,005\text{Pa}$ [IC 95%: 0,020 – 0,026] contre $0,021 \pm 0,004\text{Pa}$ [IC 95%: 0,018 – 0,024] ($p=0,40$)
- ❖ WSS moyen : $0,07 \pm 0,012\text{Pa}$ [IC 95%: 0,06 – 0,08] contre $0,07 \pm 0,01\text{Pa}$ [IC 95%: 0,06 – 0,08] ($p=0,87$)
- ❖ WSS maximal : $0,21 \pm 0,03\text{Pa}$ [IC 95%: 0,19 – 0,23] contre $0,22 \pm 0,04\text{Pa}$ [IC 95%: 0,18 – 0,25] ($p=0,58$).

b. Aorte tubulaire

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le WSS minimal, moyen ou maximal entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping en regard de l'aorte ascendante, respectivement de :

- ❖ WSS minimal : $0,026\text{Pa}$ [IC 95%: 0,022 – 0,033] contre $0,020\text{Pa}$ [IC 95%: 0,018 – 0,028] ($p=0,11$)
- ❖ WSS moyen : $0,08 \pm 0,013\text{Pa}$ [IC 95%: 0,07 – 0,09] contre $0,07 \pm 0,018\text{Pa}$ [IC 95%: 0,06 – 0,09] ($p=0,53$)
- ❖ WSS maximal : $0,21 \pm 0,04\text{Pa}$ [IC 95%: 0,18 – 0,24] contre $0,20 \pm 0,05\text{Pa}$ [IC 95%: 0,17 – 0,24] ($p=0,76$).

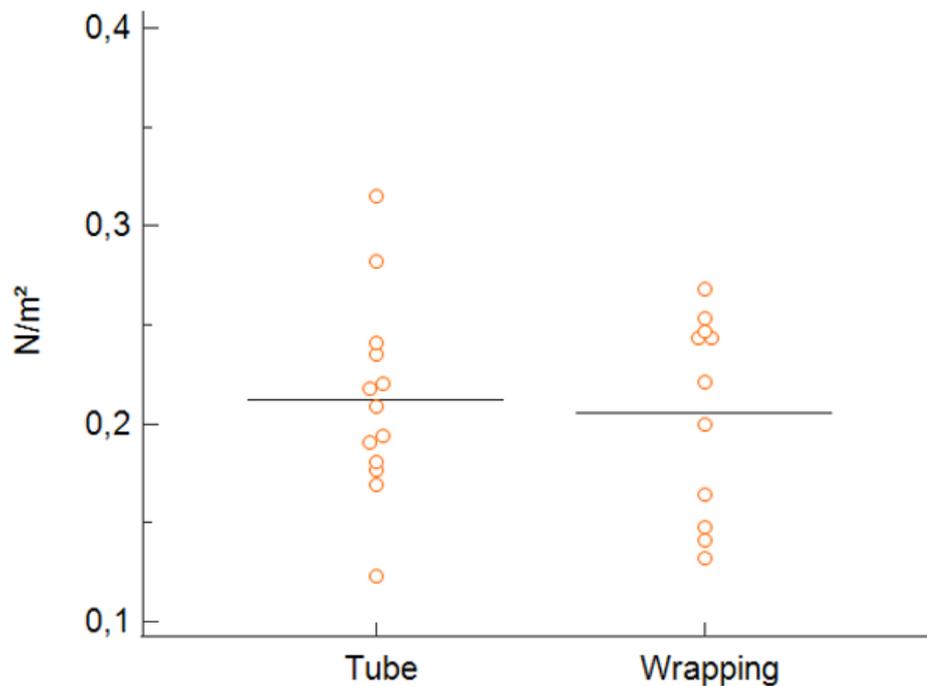


Figure 21 : Représentation du WSS maximal au niveau de l'aorte tubulaire.
Test réalisé : Test de Student.

c. Crosse aortique

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le WSS minimal, moyen ou maximal entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping en regard de la crosse aortique, respectivement de :

- ❖ WSS minimal : $0,027 \pm 0,003\text{Pa}$ [IC 95%: 0,025 – 0,029] contre $0,026 \pm 0,008\text{Pa}$ [IC 95%: 0,020 – 0,031] ($p=0,68$)
- ❖ WSS moyen : $0,07 \pm 0,02\text{Pa}$ [IC 95%: 0,06 – 0,09] contre $0,07 \pm 0,02\text{Pa}$ [IC 95%: 0,05 – 0,09] ($p=0,46$)
- ❖ WSS maximal : $0,18 \pm 0,07\text{Pa}$ [IC 95%: 0,14 – 0,22] contre $0,16 \pm 0,06\text{Pa}$ [IC 95%: 0,12 – 0,20] ($p=0,48$).

d. Aorte descendante

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant le WSS minimal, moyen ou maximal entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping en regard de l'aorte descendante, respectivement de :

- ❖ WSS minimal : 0,018Pa [IC 95%: 0,013 – 0,028] contre 0,016Pa [IC 95%: 0,014– 0,026] (p=0,70)
- ❖ WSS moyen : 0,06Pa [IC 95%: 0,04 – 0,09] contre 0,05Pa [IC 95%: 0,05 – 0,09] (p=0,81)
- ❖ WSS maximal : 0,20Pa [IC 95%: 0,13 – 0,31] contre 0,18Pa [IC 95%: 0,14 – 0,30] (p=0,95).

d) Vitesse d'onde de pouls

Il n'a pas été identifié de différence significative concernant la VOP entre le groupe tube sus-coronaire et le groupe wrapping en regard de l'aorte descendante, respectivement de $7,46 \pm 3,6\text{m/s}$ [IC 95%: 5,25 – 9,66] contre $8,38 \pm 1,52$ [IC 95%: 7,29 – 9,47] (p=0,42).

Résultats : Objectif secondaire

Quelle que soit la chirurgie utilisée, chez les 19 patients ayant bénéficié à la fois d'une IRM de flux 4D et une mesure de la VOP par tonomètre, il n'a pas été retrouvé de différence significative entre la mesure de la vitesse d'onde de pouls par IRM de flux 4D et la méthode de référence non invasive (le tonomètre à aplanation), respectivement de $7,80 \text{ m/s} \pm 2,22$ [IC 95%: 6,73 – 8,88] contre $13,22 \text{ m/s} \pm 3,13$ [IC 95%: 11,71 – 14,73] ($p < 0,0001$) avec une différence moyenne de $5,4 \pm 1,96$. On observe une sous-estimation des mesures réalisées en IRM comparativement au tonomètre avec un coefficient de corrélation non significatif ($r = 0,30$; $P = 0,205$).

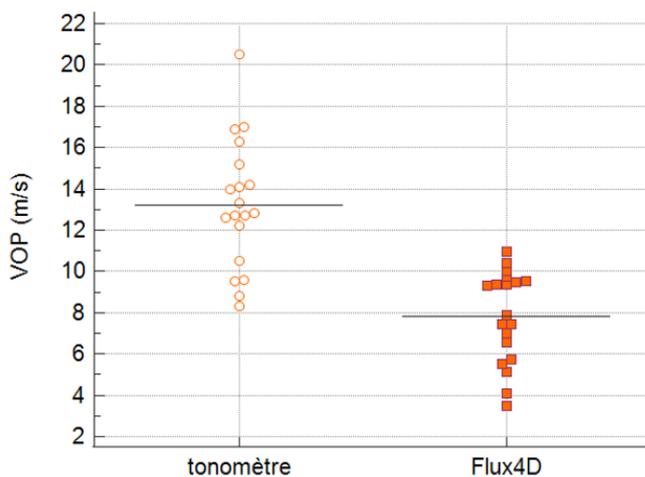


Figure 22 : Représentation de la VOP (tonomètre versus flux 4D).
Test réalisé : Test de Student.

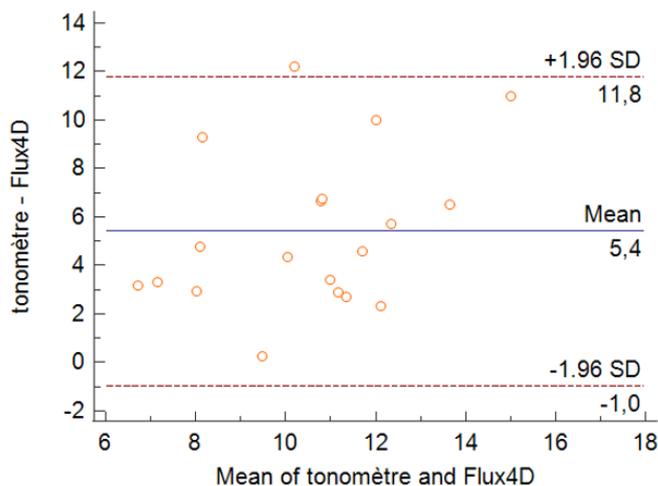


Figure 23 : Bland et Altman.

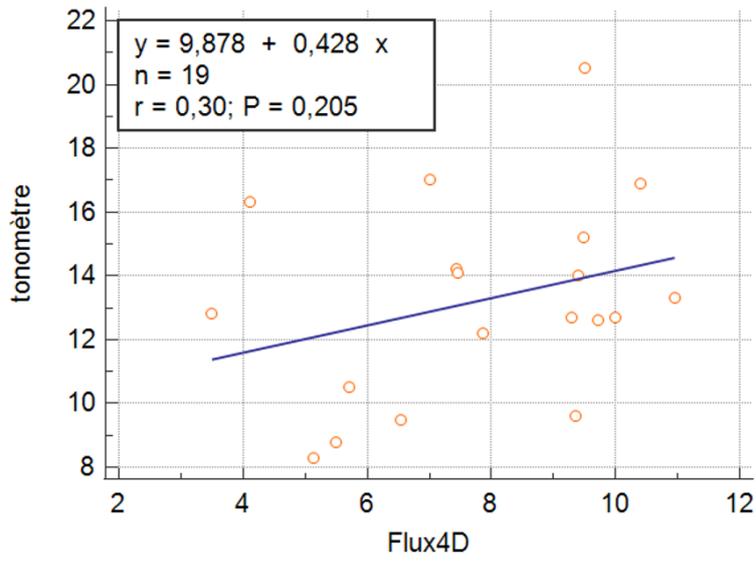


Figure 24 : Etude de la corrélation.

Discussion

Ce travail de thèse est la suite de l'étude menée par Henri Dubrulle, dans laquelle le wrapping aortique n'était pas associé à plus de complications à court ou long terme comparativement au tube sus coronaire, sur des critères d'efficacité clinique et de sécurité (morbi-mortalité, taux de complications...). La technique par wrapping semblait également présenter un taux inférieur de reprise chirurgicale pour des infections de prothèse ou des endocardites.

Dans notre travail de thèse, centré sur l'évaluation comparative des données hémodynamique par IRM des deux techniques chirurgicales, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative entre les deux groupes pour l'ensemble des paramètres de flux 4D étudiés, aussi bien quantitatifs que qualitatifs, sur les différentes portions de l'aorte thoracique.

Ce travail illustre l'utilité de l'IRM de flux 4D dans l'évaluation post-opératoire de l'aorte thoracique mais reste une modalité d'imagerie sous employé dans cette indication. En effet, le post-traitement des images de flux 4D bien qu'indispensable pour l'analyse définitive de nos paramètres est une étape chronophage et pose la question de sa précision et de sa reproductibilité. Markl et al. dans leur analyse en 2011 ont étudié cette reproductibilité inter et intra-observateur dans l'analyse du débit sanguin aortique et la mesure du WSS, montrant des résultats robustes. Néanmoins, la mesure du WSS nécessitait pour sa mesure une délimitation manuelle des contours du vaisseau et donc était plus sujette aux imprécisions (73). Dans notre analyse, notre logiciel de post-traitement est capable de réaliser de manière semi-

automatique le contourage aortique, limitant ainsi ces imprécisions de mesure (74).

Pour ce qui est de l'analyse de la reproductibilité, une analyse complémentaire de nos mesures par un deuxième observateur pourrait permettre de préciser nos résultats pour une meilleure application en routine.

Nous avons fait le choix de réaliser l'acquisition d'IRM de flux 4D uniquement en Compressed Sensing. Le CS comparativement à la mesure conventionnelle du flux aortique 4D a une tendance à une légère sous-estimation de certains paramètres hémodynamiques, notamment la V_{max} et le WSS, ce dernier étant le paramètre le plus sensible à l'augmentation des facteurs d'accélération (75). Pour diminuer la durée d'acquisition, l'imagerie parallèle peut être associée au Compressed Sensing, séquence que l'on appelle *SPARSE SENSE*. L'imagerie parallèle est un ensemble de techniques basées sur un enregistrement simultané du signal à l'aide de plusieurs bobines de radiofréquence à réseau phasé. Son principe se fonde sur un sous-échantillonnage de l'espace k afin de réduire la durée d'acquisition. Chaque élément d'antenne comporte une information spatiale qui lui est propre, qui combinée au codage spatial des gradients sera utilisée pour reconstruire l'image par la suite. Avec un remplissage partiel de l'espace k , l'image donnée est repliée, les lignes manquantes seront reconstruites par la suite dans le domaine image ou dans le domaine fréquentiel. Les principaux avantages de l'imagerie parallèle sont une meilleure résolution spatio-temporelle et une diminution des artefacts de mouvements et du flou de l'image (76).

Chez nos patients cardiovasculaires, on peut très bien imaginer qu'adapter nos paramètres d'acquisition en jouant sur ces facteurs d'accélération pourrait permettre

de trouver un équilibre entre être en capacité de répondre à la question clinique avec une image de qualité suffisante tout en ayant un temps en machine réduit pour le patient.

Concernant le second objectif, nous avons comparé la mesure de la VOP par le tonomètre à aplanation avec notre mesure en IRM, ces deux examens ayant été réalisés le même jour. Nous avons mis en évidence une différence significative avec une sous-estimation de nos mesures comparativement à celle du tonomètre, de plus il n'existait pas de corrélation significative entre les deux techniques de mesures. Cette sous-estimation que nous avons observée dans notre analyse est concordante avec les données de la littérature. Une grande étude multicentrique incluant 17 000 patients a étudié la VOP carotido-fémorale par tonomètre à aplanation rapportant des valeurs normales d'environ 6 m/s chez les individus en bonne santé de moins de 30 ans et jusque 10 m/s chez les individus > 70 ans (77). A contrario, l'équipe de Voges et al. a étudié la mesure de la VOP en IRM chez des sujets sains avec la méthode TTP avec une moyenne bien inférieure à 3,6 m/s (70). L'équipe de Suever et al. ont évalué la mesure de la VOP par la méthode IRM de corrélation croisée en la comparant à la mesure du tonomètre. Aucune différence significative n'a été identifiée entre les deux méthodes chez les patients et les témoins (78), cette méthode de corrélation croisée semblant présenter une meilleure reproductibilité que les méthodes plus courantes par TTP et TTF (79, 80). Actuellement la méthode de mesure de la VOP en IRM par corrélation croisée n'est pas disponible dans notre service.

Conclusion

L'IRM de flux 4D confirme l'absence de différence significative des paramètres hémodynamiques au sein de l'aorte thoracique opérée par wrapping en comparaison avec la technique de référence. Ce travail souligne l'apport de l'IRM de flux 4D dans l'évaluation quantitative et qualitative du flux aortique. Bien que moins accessible que l'échocardiographie doppler et plus longues à réaliser que l'imagerie en contraste de phase 2D, cette séquence est innovante et attrayante pour mieux appréhender l'hémodynamique aortique. Elle permet de pouvoir repositionner les plans de coupes à l'infini après l'acquisition, sans perte de résolution spatiale et de couvrir une plus grande région d'intérêt.

Nos résultats d'imagerie, en complément du travail de thèse réalisé par Henri Dubrulle, conforte la place du wrapping aortique comme une technique prometteuse et sûre dans la prise en charge de l'anévrisme isolé de l'aorte ascendante.

Une nouvelle analyse du flux 4D avec une étude pré-opératoire chez un plus grand nombre de patients permettrait d'approfondir et de préciser nos résultats toujours dans une optique de répondre à la question clinique posée avec un temps en machine le plus court possible pour le patient. Dans un objectif de proposer la meilleure chirurgie possible, on peut imaginer que l'IRM de flux 4D pourrait à terme faire partie du bilan lésionnel de chaque patient atteint d'anévrisme de l'aorte ascendante.

Bibliographie

1. Isselbacher EM. Thoracic and abdominal aortic aneurysms. *Circulation*. 15 févr 2005;111(6):816-28.
2. Kuzmik GA, Sang AX, Elefteriades JA. Natural history of thoracic aortic aneurysms. *J Vasc Surg*. août 2012;56(2):565-71.
3. Johansson G, Markström U, Swedenborg J. Ruptured thoracic aortic aneurysms: a study of incidence and mortality rates. *J Vasc Surg*. juin 1995;21(6):985-8.
4. Davies RR, Goldstein LJ, Coady MA, Tittle SL, Rizzo JA, Kopf GS, et al. Yearly rupture or dissection rates for thoracic aortic aneurysms: simple prediction based on size. *Ann Thorac Surg*. janv 2002;73(1):17-27; discussion 27-28.
5. Albornoz G, Coady MA, Roberts M, Davies RR, Tranquilli M, Rizzo JA, et al. Familial Thoracic Aortic Aneurysms and Dissections—Incidence, Modes of Inheritance, and Phenotypic Patterns. *The Annals of Thoracic Surgery*. 1 oct 2006;82(4):1400-5.
6. Erbel R, Aboyans V, Boileau C, Bossone E, Bartolomeo RD, et al. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*. 1 nov 2014;35(41):2873-926.
7. Kirsch EM, Radu NC, Allaire E, Loisançe DY. Pathobiology of Idiopathic Ascending Aortic Aneurysms. *Asian Cardiovasc Thorac Ann*. 1 juin 2006;14(3):254-60.
8. He R, Guo DC, Estrera AL, Safi HJ, Huynh TT, Yin Z, et al. Characterization of the inflammatory and apoptotic cells in the aortas of patients with ascending thoracic aortic aneurysms and dissections. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1 mars 2006;131(3):671-678.e2.
9. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE, et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the Diagnosis and Management of Patients With Thoracic Aortic Disease. *Journal of the American College of Cardiology*. 6 avr 2010;55(14):e27-129.
10. Monin JL, Mondor CH. Diagnostic et prise en charge des anévrismes de l'aorte thoracique. 2016;

11. Isselbacher EM, Preventza O, Hamilton Black J, Augoustides JG, Beck AW, Bolen MA, et al. 2022 ACC/AHA Guideline for the Diagnosis and Management of Aortic Disease: A Report of the American Heart Association/American College of Cardiology Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Circulation*. 13 déc 2022;146(24):e334-482.
12. Maladie aortique. Institut de Cardiologie de l'Université d'Ottawa. Consulté le 31 janvier 2023 : <https://www.ottawaheart.ca/fr>
13. Simon-Kupilik N, Schima H, Huber L, Moidl R, Wipplinger G, Losert U, et al. Prosthetic replacement of the aorta is a risk factor for aortic root aneurysm development. *Ann Thorac Surg*. févr 2002;73(2):455-9.
14. Williams JB, Peterson ED, Zhao Y, O'Brien SM, Andersen ND, Miller DC, et al. Contemporary results for proximal aortic replacement in North America. *J Am Coll Cardiol*. 25 sept 2012;60(13):1156-62.
15. González-Santos JM, Arnáiz-García ME. Wrapping of the ascending aorta revisited—is there any role left for conservative treatment of ascending aortic aneurysm? *J Thorac Dis*. mai 2017;9(Suppl 6):S488-97.
16. Van der Linden J, Hadjinikolaou L, Bergman P, Lindblom D. Postoperative stroke in cardiac surgery is related to the location and extent of atherosclerotic disease in the ascending aorta. *Journal of the American College of Cardiology*. 1 juill 2001;38(1):131-5.
17. Plonek T, Dumanski A, Nowicki R, Kustrzycki W. Single center experience with wrapping of the dilated ascending aorta. *J Cardiothorac Surg*. 20 nov 2015;10:168.
18. Laux ML, Ostovar R, Braun C, Hartrumpf M, Claus T, Schröter F, et al. Wrapping in Ascending Aortic Aneurysms as an Alternative for Replacement: Is It Beneficial? *Thorac Cardiovasc Surg*. juin 2020;68(4):322-7.
19. Plonek T. A Metaanalysis and Systematic Review of Wrapping of the Ascending Aorta. *Journal of Cardiac Surgery*. 2014;29(6):809-15.
20. Zhang H, Lu F, Qu D, Han L, Xu J, Ji G, et al. Treatment of fusiform ascending aortic aneurysms: a comparative study with 2 options. *J Thorac Cardiovasc Surg*. mars 2011;141(3):738-43.
21. Lee SH, Kim JB, Kim DH, Jung SH, Choo SJ, Chung CH, et al. Management of dilated ascending aorta during aortic valve replacement: Valve replacement alone versus aorta wrapping versus aorta replacement. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1 oct 2013;146(4):802-9.
22. Plonek T, Rylski B, Dumanski A, Siedlaczek P, Kustrzycki W. Biomechanical analysis of wrapping of the moderately dilated ascending aorta. *J Cardiothorac Surg*. 1 août 2015;10:106.

23. Doyle M, Peeceeyan S, Bonar F, Horton M. Rarefaction of the aorta under Dacron wrap: a rare complication. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* août 2014;19(2):341-3.
24. Dhillon JS, Randhawa GK, Straehley CJ, McNamara JJ. Late rupture after dacron wrapping of aortic aneurysms. *Circulation.* sept 1986;74(3 Pt 2):111-14.
25. Akgun S, Atalan N, Fazlioğullari O, Kunt AT, Basaran C, Arsan S. Aortic root aneurysm after off-pump reduction aortoplasty. *Ann Thorac Surg.* nov 2010;90(5):e69-70.
26. Morimont P, Lambermont B, Ghuysen A, Gerard P, Kolh P, D'Orio V. Le couplage ventriculoartériel : du concept aux applications cliniques. *Réanimation.* 1 avr 2009;18(3):201-6.
27. Cours interactif sur l'imagerie par résonance magnétique. IMAIOS. Consulté en décembre 2022 : <https://www.imaios.com/fr/e-mri>
28. Russo V, Lovato L, Ligabue G. Cardiac MRI: technical basis. *Radiol Med.* nov 2020;125(11):1040-55.
29. Alain Lalande. IRM cardio-vasculaire, des séquences d'acquisition aux paramètres physiologiques. *Imagerie.* Université de Bourgogne, 2012. tel-00726186
30. Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi EY, Lima JAC, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging.* août 2012;28(6):1465-75.
31. Nayak KS, Nielsen JF, Bernstein MA, Markl M, D. Gatehouse P, M. Botnar R, et al. Cardiovascular magnetic resonance phase contrast imaging. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance.* 9 août 2015;17(1):71.
32. Markl M, Chan FP, Alley MT, Wedding KL, Draney MT, Elkins CJ, et al. Time-resolved three-dimensional phase-contrast MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2003;17(4):499-506.
33. Gabiano E, Silvestri V, Pagniez J, Simeone A, Hennicaux J, Longere B, et al. Le flux 4D : technique et principales applications pour l'étude de l'aorte thoracique. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle.* avr 2021;4(2):130-9.
34. Kim PK, Hong YJ, Im DJ, Suh YJ, Park CH, Kim JY, et al. Myocardial T1 and T2 Mapping: Techniques and Clinical Applications. *Korean J Radiol.* 2017;18(1):113-31.

35. Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging*. nov 2012;36(5):1015-36.
36. Carr HY, Purcell EM. Effects of Diffusion on Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance Experiments. *Phys Rev*. 1 mai 1954;94(3):630-8.
37. Dubrulle Henri. Comparaison des critères d'efficacité, de sécurité et d'hémodynamique du wrapping aortique et du tube sus coronaire dans la chirurgie isolée de l'aorte ascendante. Lille (France) : Université de Lille Faculté de Médecine Henri Warembourg, 2021, 81p.
https://pepite-depot.univ-lille.fr/LIBRE/Th_Medecine/2021/2021LILUM081.pdf
38. Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhäll CJ, Ebbers T, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 10 août 2015;17(1):72.
39. Bock J, Frydrychowicz A, Stalder AF, Bley TA, Burkhardt H, Hennig J, et al. 4D phase contrast MRI at 3 T: Effect of standard and blood-pool contrast agents on SNR, PC-MRA, and blood flow visualization. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2010;63(2):330-8.
40. Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Trans Inform Theory*. avr 2006;52(4):1289-306.
41. Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Communications on Pure and Applied Mathematics*. 2006;59(8):1207-23.
42. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2007;58(6):1182-95.
43. Feng L, Benkert T, Block KT, Sodickson DK, Otazo R, Chandarana H. Compressed sensing for body MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2017;45(4):966-87.
44. Stalder A f., Russe M f., Frydrychowicz A, Bock J, Hennig J, Markl M. Quantitative 2D and 3D phase contrast MRI: Optimized analysis of blood flow and vessel wall parameters. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2008;60(5):1218-31.
45. Markl M, Chan FP, Alley MT, Wedding KL, Draney MT, Elkins CJ, et al. Time-resolved three-dimensional phase-contrast MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2003;17(4):499-506.
46. Cheng JY, Hanneman K, Zhang T, Alley MT, Lai P, Tamir JI, et al. Comprehensive Motion-Compensated Highly-Accelerated 4D Flow MRI with Ferumoxytol Enhancement for Pediatric Congenital Heart Disease. *J Magn Reson Imaging*. juin 2016;43(6):1355-68.

47. Ma L, Markl M, Chow K, Huh H, Forman C, Vali A, et al. Aortic 4d Flow MRI in under two minutes using compressed sensing, respiratory controlled adaptive k-space reordering, and inline reconstruction. *Magn Reson Med.* juin 2019;81(6):3675-90.
48. Soulat G, McCarthy P, Markl M. 4D Flow with MRI. *Annual Review of Biomedical Engineering.* 2020;22(1):103-26.
49. Markl M, Draney MT, Hope MD, Levin JM, Chan FP, Alley MT, et al. Time-resolved 3-dimensional velocity mapping in the thoracic aorta: visualization of 3-directional blood flow patterns in healthy volunteers and patients. *J Comput Assist Tomogr.* 2004;28(4):459-68.
50. Azarine A, Garçon P, Stansal A, Canepa N, Angelopoulos G, Silvera S, et al. Four-dimensional Flow MRI: Principles and Cardiovascular Applications. *RadioGraphics.* mai 2019;39(3):632-48.
51. Oechtering TH, Sieren MM, Hunold P, Hennemuth A, Huellebrand M, Scharfschwerdt M, et al. Time-resolved 3-dimensional magnetic resonance phase contrast imaging (4D Flow MRI) reveals altered blood flow patterns in the ascending aorta of patients with valve-sparing aortic root replacement. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 1 mars 2020;159(3):798-810.e1.
52. Bürk J, Blanke P, Stankovic Z, Barker A, Russe M, Geiger J, et al. Evaluation of 3D blood flow patterns and wall shear stress in the normal and dilated thoracic aorta using flow-sensitive 4D CMR. *J Cardiovasc Magn Reson.* 13 déc 2012;14(1):84.
53. Hope MD, Sigovan M, Wrenn SJ, Saloner D, Dyverfeldt P. MRI hemodynamic markers of progressive bicuspid aortic valve-related aortic disease. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2014;40(1):140-5.
54. Sigovan M, Hope MD, Dyverfeldt P, Saloner D. Comparison of four-dimensional flow parameters for quantification of flow eccentricity in the ascending aorta. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2011;34(5):1226-30.
55. Rose MJ, Jarvis K, Chowdhary V, Barker AJ, Allen BD, Robinson JD, et al. Efficient method for volumetric assessment of peak blood flow velocity using 4D flow MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2016;44(6):1673-82
56. Nasiraei-Moghaddam A, Behrens G, Fatourae N, Agarwal R, Choi ET, Amini AA. Factors affecting the accuracy of pressure measurements in vascular stenoses from phase-contrast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine.* 2004;52(2):300-9.

57. Davies PF. Flow-Mediated Endothelial Mechanotransduction. *Physiol Rev.* juill 1995;75(3):519-60.
58. Meng H, Wang Z, Hoi Y, Gao L, Metaxa E, Swartz DD, et al. Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation. *Stroke.* juin 2007;38(6):1924-31.
59. Barker AJ, Markl M, Bürk J, Lorenz R, Bock J, Bauer S, et al. Bicuspid aortic valve is associated with altered wall shear stress in the ascending aorta. *Circ Cardiovasc Imaging.* juill 2012;5(4):457-66.
60. Kauhanen SP, Hedman M, Kariniemi E, Jaakkola P, Vanninen R, Saari P, et al. Aortic dilatation associates with flow displacement and increased circumferential wall shear stress in patients without aortic stenosis: A prospective clinical study. *J Magn Reson Imaging.* juill 2019;50(1):136-45.
61. Kiema M, Sarin JK, Kauhanen SP, Torniaainen J, Matikka H, Luoto ES, et al. Wall Shear Stress Predicts Media Degeneration and Biomechanical Changes in Thoracic Aorta. *Front Physiol.* 7 juill 2022;13:934941.
62. Stalder AF, Russe MF, Frydrychowicz A, Bock J, Hennig J, Markl M. Quantitative 2D and 3D phase contrast MRI: optimized analysis of blood flow and vessel wall parameters. *Magn Reson Med.* nov 2008;60(5):1218-31.
63. Rodríguez-Palomares JF, Dux-Santoy L, Guala A, Kale R, Maldonado G, Teixidó-Turà G, et al. Aortic flow patterns and wall shear stress maps by 4D-flow cardiovascular magnetic resonance in the assessment of aortic dilatation in bicuspid aortic valve disease. *J Cardiovasc Magn Reson.* 26 avr 2018;20(1):28.
64. Gaudino M, Piatti F, Lau C, Sturla F, Weinsaft JW, Weltert L, et al. Aortic flow after valve sparing root replacement with or without neosinuses reconstruction. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery.* 1 févr 2019;157(2):455-65.
65. Wentland AL, Grist TM, Wieben O. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness. *Cardiovasc Diagn Ther.* avr 2014;4(2):193-206.
66. Ben-Shlomo Y, Spears M, Boustred C, May M, Anderson SG, Benjamin EJ, et al. Aortic Pulse Wave Velocity Improves Cardiovascular Event Prediction. *Journal of the American College of Cardiology.* févr 2014;63(7):636-46.
67. Mohiaddin RH, Longmore DB. MRI studies of atherosclerotic vascular disease: structural evaluation and physiological measurements. *Br Med Bull.* oct 1989;45(4):968-90.
68. Ibrahim ESH, Johnson KR, Miller AB, Shaffer JM, White RD. Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance:

comparison of techniques. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 11 mai 2010;12(1):26.

69. van Hout MJ, Dekkers IA, Westenberg JJ, Schalij MJ, Widya RL, de Mutsert R, et al. Normal and reference values for cardiovascular magnetic resonance-based pulse wave velocity in the middle-aged general population. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 19 avr 2021;23(1):46.
70. Voges I, Jerosch-Herold M, Hedderich J, Pardun E, Hart C, Gabbert DD, et al. Normal values of aortic dimensions, distensibility, and pulse wave velocity in children and young adults: a cross-sectional study. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 14 nov 2012;14(1):77.
71. Wentland AL, Wieben O, François CJ, Boncyk C, Munoz Del Rio A, Johnson KM, et al. Aortic pulse wave velocity measurements with undersampled 4D flow-sensitive MRI: comparison with 2D and algorithm determination. *J Magn Reson Imaging*. avr 2013;37(4):853-9.
72. Wentland AL, Grist TM, Wieben O. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness. *Cardiovasc Diagn Ther*. avr 2014;4(2):193-206.
73. Kamada H, Ota H, Nakamura M, Imai Y, Ishida S, Sun W, et al. Perioperative Hemodynamic Changes in the Thoracic Aorta in Patients With Aortic Valve Stenosis: A Prospective Serial 4D-Flow MRI Study. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2020;32(1):25-34.
74. Markl M, Wallis W, Harloff A. Reproducibility of flow and wall shear stress analysis using flow-sensitive four-dimensional MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2011;33(4):988-94.
75. Juffermans JF, Westenberg JJM, van den Boogaard PJ, Roest AAW, van Assen HC, van der Palen RLF, et al. Reproducibility of Aorta Segmentation on 4D Flow MRI in Healthy Volunteers. *J Magn Reson Imaging*. avr 2021;53(4):1268-79.
76. Pathrose A, Ma L, Berhane H, Scott MB, Chow K, Forman C, et al. Highly accelerated aortic 4D flow MRI using compressed sensing: Performance at different acceleration factors in patients with aortic disease. *Magn Reson Med*. avr 2021;85(4):2174-87.
77. Bammer R, Schoenberg SO. Current Concepts and Advances in Clinical Parallel Magnetic Resonance Imaging. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*. juin 2004;15(3):129.
78. Suever JD, Oshinski J, Rojas-Campos E, Huneycutt D, Cardarelli F, Stillman AE, et al. Reproducibility of pulse wave velocity measurements with phase contrast magnetic resonance and applanation tonometry. *Int J Cardiovasc Imaging*. 1 juin 2012;28(5):1141-6.

79. Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: 'establishing normal and reference values'. *Eur Heart J.* oct 2010;31(19):2338-50.
80. Fielden SW, Fornwalt BK, Jerosch-Herold M, Eisner RL, Stillman AE, Oshinski JN. A new method for the determination of aortic pulse wave velocity using cross-correlation on 2D PCMR velocity data. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2008;27(6):1382-7.

AUTEUR(E) : Nom : LARDEMELLE

Prénom : Claire

Date de soutenance : 31 mars 2023

Titre de la thèse : Comparaison de l'analyse hémodynamique en IRM de flux 4D du wrapping aortique et du tube sus coronaire dans la chirurgie de l'anévrisme isolé de l'aorte ascendante.

Thèse - Médecine - Lille 2023

Cadre de classement : Imagerie cardiaque et vasculaire

DES + FST/option : Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

Mots-clés : Flux 4D, Compressed Sensing, wrapping aortique, tube sus-coronaire, force de cisaillement, Wall Shear Stress, excentricité, Vitesse onde de pouls, tonomètre à aplanation.

Résumé :

Objectif

Comparer les perturbations hémodynamiques aortiques engendrées en post-opératoire (tube sus coronaire versus wrapping aortique) d'un anévrisme isolé de l'aorte ascendante (AAT) en imagerie par résonance magnétique (IRM) à l'aide d'une séquence à contraste de phase dans les 3 plans de l'espace, résolue dans le temps. (4D Flow). Comparer en analyse ancillaire la mesure de la vitesse d'onde de pouls (VOP) entre le tonomètre à aplanation (Sphygmocor®) et l'IRM de flux 4D.

Matériels et méthodes

Au CHU de Lille entre 2019 et 2020, 6 à 12 mois après la chirurgie, 24 patients opérés par chirurgie non conservatrice (tube sus coronaire, n=13) ou par chirurgie conservatrice (wrapping de l'aorte, n=11) ont été analysés en IRM de flux 4D permettant d'obtenir des paramètres qualitatifs (type de flux et centrage) et quantitatifs (vitesse maximale, gradient de pression, Wall Shear Stress et VOP). La mesure de la VOP par la méthode non invasive de référence (tonomètre à aplanation) a été comparé en analyse ancillaire, à la VOP obtenue en IRM de flux 4D chez 19 patients.

Résultats

Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux méthodes chirurgicales après analyse du flux en IRM 4D, notamment en termes de rigidité artérielle avec la mesure du WSS : WSS max en regard de l'aorte tubulaire mesuré à $0,21 \pm 0,04$ Pa dans le groupe tube contre $0,20 \pm 0,05$ Pa dans le groupe wrapping ($p=0,76$).

Il existe une différence significative entre la VOP mesurée en IRM par rapport au tonomètre respectivement de $7,80 \pm 2,22$ contre $13,22 \pm 3,13$ ($p < 0,0001$) avec une différence moyenne de $5,4 \pm 1,96$.

Conclusion

Le wrapping aortique semble présenter des paramètres hémodynamiques de flux 4D superposables à la technique du tube sus coronaire notamment en termes de rigidité artérielle (WSS).

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur André VINCENTELLI

Assesseurs : Madame Monsieur le Professeur David MONTAIGNE ; Madame le Docteur SIMEONE ARIANNA ; Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur François PONTANA