



HAL
open science

Évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, réalisée dans le bilan de dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique

Olivier Maugino

► To cite this version:

Olivier Maugino. Évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, réalisée dans le bilan de dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique. Médecine humaine et pathologie. 2020. dumas-02929146

HAL Id: dumas-02929146

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02929146>

Submitted on 3 Sep 2020

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

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



UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTE DE MEDECINE
2020

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

Évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, réalisée dans le bilan de dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique.

N° 2020 - 29

Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Présentée et soutenue le 27 avril 2020
dans le salon gris à huis clos

Par MAUGINO Olivier

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Assesseurs :

Monsieur le Professeur TRIBOUILLOY

Monsieur le Professeur REIX

Madame le Professeur SEVESTRE

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Jérémie VIAL

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie

Coresponsable de l'équipe universitaire CHIMERE

Coordonnateur du DES d'Imagerie médicale

Responsable médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Face

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Pôle Imagerie

Vous avez fait preuve d'écoute, d'une grande gentillesse à mon égard.

C'est un honneur de vous avoir en tant que Président de mon jury de thèse.

Veillez recevoir toute ma gratitude et l'expression de mon sincère respect.

Monsieur le Professeur Christophe TRIBOUILLOY

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Cardiologie)

Chef du Pôle "Cœur - Thorax - Vaisseaux"

Durant cette période inédite vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Monsieur le Professeur Thierry REIX

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Chirurgie vasculaire, médecine vasculaire)

Responsable du service de chirurgie vasculaire

Pôle "Cœur - Thorax - Vaisseaux"

Durant cette période inédite vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Madame le Professeur Marie-Antoinette SEVESTRE-PIETRI

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Médecine vasculaire

Chef du Service de Médecine Vasculaire

Durant cette période inédite vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Monsieur le Docteur Jérémie VIAL

Chef de clinique-Assistant

(Radiologie et Imagerie médicale)

Imagerie cardiaque, thoracique et vasculaire

C'est une joie sincère et immense que de t'avoir pour directeur de thèse, pour clôturer ces onze années de médecine.

Tu as été une de mes plus belles rencontres lors de mon internat de radiologie.

J'ai pu profiter lors des vacances, des gardes, de ta soif intense de transmettre ton savoir.

Je te remercie pour tes conseils et ton accompagnement.

Remerciements

A Eva : Merci mon amour d'être toujours présente pour moi. Ton amour, ta gentillesse, ta bonne humeur, ton rire, ton sourire, ton regard et ta bienveillance me comblent. Tu pourras toujours compter sur moi. Je t'aime pour toujours.

A mes parents : merci de nous avoir élevés avec amour avec Hervé. Vous nous avez toujours poussés à être meilleurs, à apprendre encore plus et grâce à vous, nous n'avons jamais manqué de rien. Cet aboutissement est en partie le vôtre (ne vous emballez pas, une petite partie hein ☺).

A mon frère Hervé : merci d'avoir été un exemple dans tes études. Ta force de travail est inégalable et force le respect. Pense à plus en profiter ! A Manuela, merci d'être présente pour mon frère.

A mes grands-parents : merci de m'avoir tant appris quand j'étais petit en Italie, les bons plats italiens et le meilleur pesto du monde. Je sais que vous êtes fiers de moi.

A ma tante et mon oncle : merci de m'avoir soutenu lors de ces longues études, vous retrouver lors des repas est important pour la famille.

A mes frères depuis la maternelle, le primaire ou le collège, merci : Stef pour les soirées en boîtes, les aprem True crime ou Fifa street sur Gamecube au collège, pour le 1^{er} voyage à l'autre bout du monde, ensemble, qui restera à jamais dans ma mémoire, ainsi que les soirées et voyages d'anniversaires et les bouteilles de chardos. Rayan pour la thaï thaï aussi, la West coast, les soirées en boîtes et nos moments de confidences dans panam by night. Quentin (Abdé) pour ta folie depuis le primaire, qui m'a toujours fait délirer. Cédrick (Loyson de Fifa) de nous avoir permis de kiffer tous ensemble à Barbiz, tu nous as offert un véritable cadeau et des souvenirs pour la vie. Julien pour ton sourire et ta façon de croquer la vie à pleine dents qui m'a toujours fait relativiser. Skyzo pour tes interventions de pure folie et tes discours remplis de sagesse qui m'ont touchés. Barney (Abderaman), pour ton rire de Cro-Magnon et tes convictions pour la vie de rêve.

Merci à vous, pour toutes les soirées (même si j'ai dû en manquer plusieurs pour arriver en ce jour), vous avez été un pilier très important dans mon développement personnel (lol) et je vous en suis reconnaissant ; merci « aux meufs » pour votre soutien aussi et les magnifiques moments passés tous ensemble : Mélanie (les verres en terrasse, la justesse de tes interventions et ton rire), Cindy (la 1^{ère} que j'ai connu , les anniv et les halloween party) et Julie (Rouliiii, ton rire communicatif et l'Espagne). A Lorris et Eliott sans qui le lycée n'aurait pas eu la même saveur, merci pour les midis « à la baraque » et pour tous les fous rires mon neggi.

A ma future belle famille : Yannick pour votre bienveillance, l'estime que vous m'avez accordée et vos délicieux repas, de là-haut vous continuerez à veiller sur toute la famille et vous vivrez avec nous dans nos souvenirs. Béatrice, ton amour pour toute la famille, ta force et ton courage sont un exemple, nous serons toujours présents pour toi. Théo, merci de m'avoir si bien accueilli dans la famille, ton courage et l'amour pour la famille ont été et sont essentiels pour tous, tu es un exemple sur de nombreux aspects de la vie. Lisa, ta bonne humeur permanente fait sûrement de toi, la potion magique de Théo, ton seul défaut serait d'aimer les chats, mais du coup avec Rafale tu te rattrapes lol.

A mes co-internes de Paris 7 Lariboisière (« bouh Bichat ») : Solenne la sage, Marina la crazy avec ton rire de psycho. Mika tu m'as beaucoup aidé pendant tout l'externat, en me motivant et pendant plusieurs stages, tu as été un exemple pendant ces études. Wafa et Mika une très belle rencontre pour former tous ensemble un super groupe pour les conférences du samedi après-midi et les sous colles, du samedi matin.

A mes co-internes de Radio : Laura (Midoui), beaucoup de fous rires et un énorme plaisir de t'avoir rencontrée et de te compter parmi mes amis proches. Davidou, un plaisir d'avoir partagé plusieurs semestres à tes côtés où on a bien déliré, merci pour les examens de la thèse envoyés sur le réseau. Mika, le pilote et le garagiste, merci pour ton esprit détente. Samir, tu resteras à jamais l'interne de 1^{er} semestre qui remettait en cause les diagnostics de Brice, en toute décontraction. Aurélien, ta gentillesse et ton côté critique. Anas pour les bons moments en ostéo. Au groupe Baby Bone qui a sauvé la vie à plusieurs patients, un plaisir de faire partie de ce groupe avec vous. Les autres de ma promo : Jamel, Céline, Julie et Fabrice. Les anciens devenus chefs : Elodie, merci pour le stage d'ostéo, Mathieu, Romain, Axelle hâte de t'avoir en tant que chef, Florianne. Raph (Pich), Nico le dinguo. La promo au-dessus : Gabi (baba), Anis (baba), Bouchra, (Bouch') Riri (Docteur), Kevin (Francis), Sophie, Hassan. Les promos en dessous : Niro merci pour tous les services rendus pour la thèse et les bons moments lors du

DIU d'imagerie de la femme. Quentin pour ta participation active dans le groupe Baby Bone. Jeff et ta bonne humeur. Loïc et les fous rires lors de la semaine de la SIMS. Wilfried (Waw) un plaisir de t'avoir rencontré aussi, j'espère que tu ne m'en veux pas pour le bizutage téléphonique.

Aux Vendéens : Emma et Fabien, Éloïse et Bastien, Laura et Thomas, Toutou et Audrey, Max et Marine, Alexandre et Ivane, Julien et Juliette, Émilie et Julien, Cédric et Hélène : merci de m'avoir accueilli avec tant de gentillesse, c'est toujours un grand plaisir de partager des moments ensemble. Aux Vendéens un peu plus vieux : Chantal et Yannick, merci d'être si présents pour tout le monde, malgré votre âge plus qu'avancé (lol) on se sent bien parmi vous.

Aux médecins radiologues qui m'ont beaucoup appris lors des 5 années d'internat : Dr Renard, merci Cédric d'avoir toujours été présent pour des avis, merci pour les discussions post match PSG les midis et de m'avoir fait aimer la radiologie dès mes 1ers jours, j'espère que ce travail est à la hauteur de tes espérances. Roger, pour votre participation dans ce travail et votre réactivité. Dr Bonnaire et Dr Mancheron merci de m'avoir conforté dans mon choix de pratiquer l'imagerie ostéo, par votre savoir et votre passion. Dr Robert, merci Brice pour tous les cours que tu nous faisais avec passion et pédagogie et d'être toujours là pour voir des dossiers ensemble. Dr Yzet, merci pour être à l'écoute de tous. Dr Lellouche, merci pour les vacances à Compiègne, tes conseils et tes beaux cas envoyés. Gillou pour les cours de fiscalité. A toute l'équipe de Soissons et de Compiègne. A l'équipe de Larib : Pr Bousson, Dr David Zeitoun, Dr Sibileau ; qui m'ont gentiment accueilli et beaucoup appris lors des staffs du judis.

Aux manips et secrétaires du CHU, de Compiègne et de Soissons : merci pour votre professionnalisme et votre bonne humeur.

Évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, réalisée dans le bilan de dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique

Objectif : Évaluer une séquence IRM de flux 4D (4D flow), dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique (AT), en comparaison avec les séquences de références 2D ciné balanced-Steady State Free Precession (2D ciné b-SSFP) et séquence 3D angio-IRM (3D MRA), chez des patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'AT.

Matériels et méthodes : Étude rétrospective monocentrique réalisée au CHU d'Amiens, approuvée par le comité d'éthique local. Les diamètres de l'AT étaient mesurés à des points de repères prédéfinis, par deux radiologues, en aveugle. Les mesures du diamètre de la racine aortique et l'étude de la morphologie de la valve aortique, réalisées à partir de la séquence 4D flow étaient comparées avec la séquence 2D ciné b-SSFP, les autres diamètres étaient comparés avec la séquence 3D MRA. Une étude complémentaire de la morphologie de la valve était réalisée, en aveugle par un ingénieur, uniquement à partir de l'analyse du flux de la séquence 4D flow. Une analyse statistique inter-observateur, intra-observateur, entre les séquences (coefficients de concordance et corrélation) et une analyse qualitative ont été effectuées.

Résultats : 22 patients ont été inclus (moyenne d'âge 51,6 ans). Concernant la mesure des différents segments de l'AT, la corrélation entre 4D flow et 3D MRA était excellente pour les 2 radiologues ($r \geq 0,87$; $p < 0,001$) ; la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était très bonne (ICC $\geq 0,88$) et l'analyse de Bland-Altman retrouvait un biais faible (biais maximum : -1,3mm). Concernant la mesure de la valve aortique, la corrélation entre 4D flow et 2D ciné b-SSFP était bonne ($r=0,76$ pour junior ; $r=0,88$ pour senior), la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était bonne (ICC=0,78). Concernant la morphologie de la valve, la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était très bonne ($k=0,89$), malgré une concordance moyenne pour l'analyse qualitative ($k=0,59$). L'ingénieur retrouvait une concordance parfaite ($k=1$) avec la séquence 2D ciné b-SSFP pour la morphologie de la valve.

Conclusion : La séquence 4D flow s'avère fiable et reproductible pour la mesure des différents segments de l'aorte thoracique ainsi que pour la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, chez des patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique.

Mots-clés: IRM, 4D flow, 2D, 3D-angio-IRM, Diamètre, Aorte thoracique

Evaluation of a 4D flow MRI sequence in the measurement of the diameters of the thoracic aorta and the characterization of the morphology of the aortic valve, carried out in the assessment of aneurysmal dilatation of the thoracic aorta

Objectives: To assess a 4D flow MRI (4D flow) sequence, in the measurement of thoracic aorta (TA) diameters, in comparison with 2D cine balanced-Steady State Free Precession (2D cine b-SSFP) and 3D angio-MRI sequence (3D MRA), in patients followed for dilation of TA.

Methods: Monocentric retrospective study carried out at the University Hospital of Amiens, approved by the local ethics committee. The diameters of the TA were blindly measured at predefined benchmarks by two radiologists (junior and senior with 2 years of experience). Measurements of the diameter of the aortic root and the study of the morphology of the aortic valve, carried out from the 4D flow sequence were compared with the 2D cine b-SSFP sequence, the other diameters were compared with the 3D MRA sequence. An additional study of the valve morphology was carried out, blinded by an engineer, only from the analysis of the flow of the 4D flow sequence. An inter-observer, intra-observer, statistical analysis between the sequences (coefficients of agreement) and a qualitative analysis were carried out.

Results: 22 patients were included (average age 51.6 years). Regarding the measurement of the different TA segments, the correlation between 4D flow and 3D MRA was excellent for the 2 radiologists ($r \geq 0.87$; $p < 0.001$); the inter-observer agreement with the 4Df sequence was very good ($ICC \geq 0.88$) and the Bland-Altman analysis found a low bias (maximum bias: -1,3 mm). Concerning the measurement of the aortic valve, the correlation between 4D flow and 2D cine b-SSFP was good ($r = 0.76$ for junior; $r = 0.88$ for senior), the inter-observer agreement with the 4D flow sequence was good ($ICC = 0.78$). Concerning the valve morphology, the inter-observer agreement with the 4D flow sequence was very good ($k = 0.89$), despite an average agreement for the qualitative analysis ($k = 0.59$). The engineer found perfect agreement ($k = 1$) with the 2D cine b-SSFP sequence for the valve morphology.

Conclusion: The 4D flow sequence is found to be reliable and reproducible for the measurement of the various segments of the thoracic aorta, as well as for the characterization of the morphology of the aortic valve, in patients followed for aneurysmal dilatation of the thoracic aorta.

Keywords: MRI, 4D flow, 2D, 3D-angio-MRI, Diameter, Thoracic aorta

Table des matières

<i>Table des matières</i>	12
<i>Table des illustrations</i>	14
<i>Glossaire et abréviations</i>	15
I- INTRODUCTION	16
1) <i>Histologie et anatomie de l'aorte</i>	16
2) <i>Mesures normales de l'aorte thoracique</i>	17
3) <i>Techniques d'imagerie pour l'exploration de l'aorte thoracique</i>	18
3.1 Échographie transthoracique (ETT).....	19
3.2 Échographie transoesophagienne (ETO)	19
3.3 Angio-scanner (ATDM).....	19
3.4 Imagerie par résonance magnétique (IRM)	20
3.4.1 IRM de flux 4D (IRM 4D flow)	21
3.4.2 Avantages et inconvénients de l'IRM.....	22
4) <i>Comment mesurer l'aorte thoracique en IRM</i>	23
5) <i>Anévrisme de l'Aorte thoracique (AAT)</i>	25
5.1 Définition	25
5.2 Incidence	25
5.3 Physiopathologie et étiologies	26
5.4 Évolution et complications	27
5.5 Stratégie de la prise en charge thérapeutique.....	28
II- ETUDE RETROSPECTIVE	30
1) <i>Objectifs de l'étude</i>	30
2) <i>Patients et méthode</i>	30
2.1 Population de l'étude	30
2.2 Méthode - IRM	31
2.3 Analyse des données	32
2.3.1 Mesures de l'aorte thoracique sur les séquences standards 2D b-SSFP et 3D angio-IRM.....	32
2.3.2 Mesures de l'aorte thoracique sur la séquence morphologique du 4D flow...	34
2.3.3 Analyse du flux sur la séquence 4D flow pour détermination de la morphologie de la valve aortique.....	35
2.3.4 Analyse qualitative de la morphologie de la valve	36
2.3.5 Analyse statistique	37
	12

3) Résultats	37
3.1 Analyse descriptive des mesures quantitatives	37
3.2 Analyse descriptive de la morphologie de la valve et de l'échelle de difficulté....	38
3.3 Corrélation des paramètres étudiés entre les séquences 4D flow et 2D ciné b-SSFP- 3D angio-IRM.....	40
3.3.1 Corrélation des mesures entre les séquences 4D flow et 3D angio-IRM	40
3.3.2 Corrélation concernant les mesures de la racine de l'aorte et l'étude de la morphologie de la valve entre les séquences 4D Flow et 2D ciné b –SSFP.....	43
3.3.3 Corrélation pour l'étude de la morphologie de la valve entre les séquences 4D flow, 2D ciné b-SSFP et de flux	43
3.4 Concordance inter-observateur des paramètres étudiés à partir des séquences à l'étude	45
3.4.1 Concordance inter-observateur des mesures de la racine de l'aorte et de l'étude de la morphologie de la valve aortique	45
3.4.2 Concordance inter-observateur pour les mesures des autres segments de l'aorte thoracique	47
4) Discussion.....	49
4.1 Résultats pour la mesure de la racine aortique et l'étude de la morphologie de la valve aortique avec la séquence 4D flow et la séquence 2D ciné b-SSFP	49
4.2 Résultats pour la mesure des diamètres des autres segments de l'aorte avec la séquence 4D flow et la séquence 3D angio-IRM.....	50
4.3 Résultats pour l'analyse de la morphologie de la valve avec l'imagerie de flux de la séquence 4D flow.....	52
4.4 Cohérence externe.....	52
4.5 Apport de la séquence 4D flow grâce aux critères de flux et biomécaniques	55
4.6 Limites	57
4.7 Perspectives.....	59
5) Conclusion.....	60
Bibliographie.....	61

Table des illustrations

Figures

Figure 1 : Schéma de l'aorte thoracique et abdominale.....	17
Figure 2 : Schéma illustrant la différence de diamètre entre la reconstruction double oblique et la coupe axial de l'aorte thoracique	24
Figure 3 : Graphique illustrant le risque de complication : rupture et dissection aortique, en fonction du diamètre de l'aorte thoracique ascendante et descendante.....	29
Figure 4 : Illustration des mesures de la racine aortique au niveau des sinus de Valsalva sur la séquence 2D ciné b-SSFP cusp-cusp et cusp-commissure.....	33
Figure 5 : Mesure en double oblique de l'aorte thoracique (manchon ascendant) sur la séquence morphologique 4D flow.....	35
Figure 6 : Images tirées des séquences 2D ciné b-SSFP et 4D flow montrant une valve tricuspide et bicuspidé en systole	36
Figure 7 : Diagramme circulaire illustrant les proportions de l'échelle de difficulté pour l'étude de la morphologie de la valve, par les deux radiologues	39
Figure 8 : Analyse de Bland-Altman pour la comparaison entre les séquences 4D Flow et 3D angio-IRM pour les segments aortiques en dehors de la racine aortique pour les deux radiologues	42
Figure 9 : Analyse de Bland-Altman pour la comparaison entre les séquences 4D Flow et 2D ciné b-SSFP pour les mesures de la racine aortique pour les deux radiologues	44
Figure 10 : Analyse de Bland-Altman de la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow et la séquence 2D ciné b-SSFP pour la mesure de la racine aortique	46
Figure 11 : Analyse de Bland-Altman de la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow pour la mesure des segments aortiques autre que la racine aortique.....	48

Tableaux

Tableau 1 : Valeurs normales en IRM des différents segments de l'aorte thoracique.....	18
Tableau 2 : Caractéristiques des trois séquences utilisées dans l'étude.....	31
Tableau 3 : Analyse descriptives des mesures des différents segments de l'aorte thoracique.....	38
Tableau 4 : Analyses descriptives de la morphologie de la valve aortique avec les séquences à l'étude pour les radiologues junior et senior	39
Tableau 5 : Corrélation de Spearman entre les séquences pour la mesure des différents segments, pour les deux radiologues.....	41
Tableau 6 : Concordance inter-observateur pour la mesure des segments de l'aorte thoracique, pour chaque séquence à l'étude.....	48

Glossaire et abréviations

AT : Aorte thoracique

ATa : Aorte thoracique ascendante

ATd : Aorte thoracique descendante

SC : Surface corporelle

IMC : Indice de masse corporelle

AAT : Anévrisme de l'aorte thoracique

ETT : Echographie transthoracique

ETO : Echographie transoesophagienne

ATDM : Angioscanner de l'AT

IRM : Imagerie par résonance magnétique

TEP-TDM : Tomographie par émission de positron

3D : 3 Dimensions

ECG: Electrocardiogramme

2D ciné b-SSFP: 2D ciné balanced-Steady State Free Precession

3D angio-IRM : Angiographie IRM-3D

2D PC : Contraste de phase 2D

Venc : Vitesse d'encodage

IRM 4D flow : IRM de flux 4D

T : Tesla

ROI : Region of interest (region d'intérêt)

ICC : Coefficient intraclasse de corrélation

TSA : Troncs supra-aortiques

Wss : Wall shear stress (contrainte de cisaillement pariétale)

I- Introduction

1) Histologie et anatomie de l'aorte

L'aorte est la plus grande artère du corps humain.

La paroi de l'aorte est constituée de trois couches :

- L'intima, la plus interne, constituée d'endothélium et de tissu conjonctif
- La média, couche intermédiaire, délimitée par la limitante élastique interne et externe, est constituée de cellules musculaires lisses, d'une disposition concentrique de fibres élastiques et de fibres de collagène. Cette couche possède des capacités de distensibilité et d'élasticité primordiales à la fois pour supporter la pression du flux sanguin expulsé par le ventricule gauche en systole, mais également pour la modulation d'un flux sanguin continu durant la diastole, jouant ainsi un rôle vital de « seconde pompe » permettant la perfusion des artères coronaires (1) ;
- L'adventice, la plus externe, constituée de collagène, de vasa vasorum et des nerfs.

Le diaphragme sépare l'aorte en une portion thoracique et en une portion abdominale.

L'aorte thoracique (AT) est classiquement séparée en quatre segments (2) (figure 1) :

- la racine aortique (segment 0) composée de l'anneau valvulaire, des cusps de la valve aortique, des sinus de Valsalva et de la jonction sinotubulaire (3).
- l'AT ascendante (ATa) (segment I), qui s'étend de la jonction sinotubulaire jusqu'à la naissance du tronc artériel brachiocéphalique. Ce segment peut être subdivisé en 2 sous segments (4) :
 - segment Ia, depuis la jonction sino-tubulaire jusqu'à hauteur de la naissance de l'artère pulmonaire droite.
 - segment Ib, de la limite supérieure du segment IIa à la naissance du tronc brachiocéphalique.
- l'arche aortique (segment II), entre la naissance du tronc artériel brachiocéphalique et l'artère subclavière gauche.
- l'AT descendante (ATd) (segment III), depuis l'isthme entre l'origine de l'artère subclavière gauche et le ligament artériel, jusqu'au hiatus aortique du diaphragme.

La racine aortique, l'ATa et l'arche aortique partagent la même origine embryologique, le sac aortique, contrairement à l'ATd et à la portion abdominale de l'aorte qui proviennent des aortes dorsales (5).

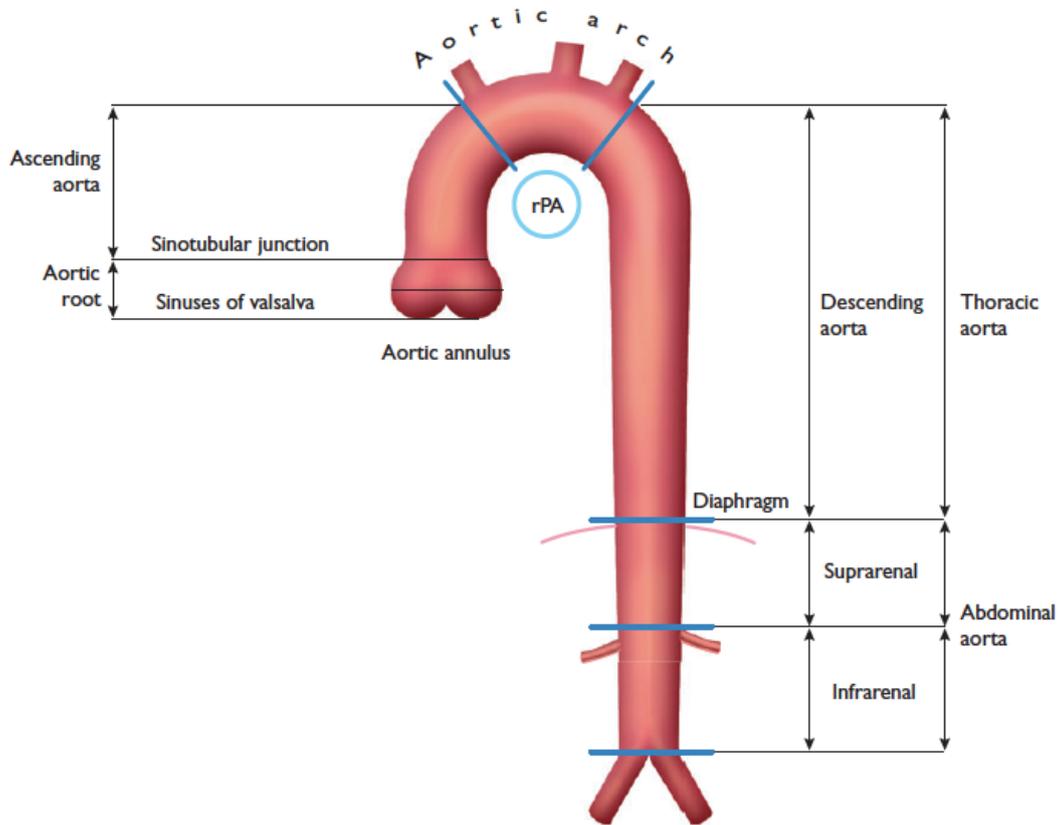


Figure 1 : schéma de l'aorte thoracique et abdominale, d'après (1)

2) Mesures normales de l'aorte thoracique

Le diamètre aortique normal varie avec de nombreux facteurs tels que le sexe, l'âge, la tension artérielle, la surface corporelle (SC) ou l'indice de masse corporelle (IMC)(1,2,6-8):

- Au même âge, les hommes ont un diamètre aortique plus élevé en valeur absolue que les femmes, en revanche après indexation à la SC, ce sont les femmes qui ont un diamètre plus élevé que les hommes (9). Même si cette différence est significative, elle reste cependant minime (<1mm).

- Le diamètre aortique augmente entre 0.12 et 0.20 mm/an (moyenne de 0.17 mm/an) en fonction du segment étudié (2,8).

- Le diamètre de l'AT augmente en cas d'augmentation de l'IMC ou de la SC (11).
- Les patients hypertendus ont un diamètre de l'ATa supérieur (en moyenne de 0,9mm) à celui des patients normotendus (12).
- Autre exemple, les athlètes de haut niveau, notamment dans le domaine des sports d'endurance, ont une racine aortique de diamètre supérieur à la population générale (>3,2mm au niveau des sinus de Valsalva) (13).

Les valeurs normales (moyenne +/- 2 déviations standards) au niveau de différents segments de l'AT en IRM (14) sont résumées dans le tableau 1.

	Anneau aortique	Sinus de Valsalva	Jonction sino-tubulaire	Aorte thoracique ascendante	Aorte thoracique descendante
Femme	21+-3,6 mm	27,6+-5,8 mm	21,8+- 5,4 mm	25,5+- 7,4 mm	18,9 +- 4 mm
Homme	24,4+-5,4 mm	32,4+- 7,7 mm	25+-7,4 mm	26,7+- 7,7 mm	20,6 +- 5,6 mm

Tableau 1 : Valeurs normales en IRM des différents segments de l'aorte thoracique

3) Techniques d'imagerie pour l'exploration de l'aorte thoracique

Mesurer avec précision l'AT permet d'une part, de détecter un diamètre pathologique tel qu'une ectasie ou un anévrisme (définitions ci-après) et d'autre part, devient fondamental, dans le suivi des patients atteints d'anévrisme de l'AT (AAT), leur prise en charge reposant essentiellement sur le diamètre de l'AAT (1,2,15,16).

Les différentes techniques d'imagerie permettant d'explorer l'AT sont les suivantes : l'échographie transthoracique (ETT), l'échographie transoesophagienne (ETO), l'angi-scanner de l'AT (ATDM), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomographie par émission de positon (TEP-TDM) et l'aortographie. Nous ne parlerons pas de la radiographie thoracique, qui n'est pas adaptée pour l'exploration précise de l'AT même si certaines informations peuvent en être extraites (1), ni de l'aortographie, technique invasive, qui n'est plus utilisée pour le diagnostic des pathologies de l'AT, ni davantage du TEP- TDM qui est peu évalué dans les pathologies aortiques et surtout utile pour détecter une inflammation de la paroi de l'AT (1,17).

3.1 Échographie transthoracique (ETT)

L'ETT est une technique non invasive, réalisable au lit du patient, peu coûteuse et très disponible, permettant une bonne analyse de la racine aortique, de l'ATa proximale, ainsi que l'arche aortique. Elle permet également l'analyse de la valve aortique (morphologie et dysfonction à type de régurgitation ou sténose), l'analyse proximale des trois collatérales de l'arche aortique (1,17) et permet d'obtenir dans le même temps des informations sur les cavités cardiaques, dont le ventricule gauche (volume, fraction d'éjection)(4). Cependant elle ne permet pas une analyse exhaustive, la présence d'artéfacts empêchant la visualisation de la portion distale de l'ATa et n'autorisant qu'une analyse incomplète de l'ATd (18).

3.2 Échographie transoesophagienne (ETO)

L'ETO est une technique plus contraignante pour le patient, semi-invasive. Elle requiert une sédation et une anesthésie oropharyngée (19). En comparaison avec l'ETT, elle permet, via l'utilisation de transducteur de plus haute fréquence et par la proximité entre l'œsophage et l'AT, une meilleure qualité d'image pour la racine aortique, l'ATa proximale et l'ATd (17). Elle permet également, par rapport au ATDM et à l'IRM, une meilleure visualisation de la valve aortique et de son fonctionnement (17). Cependant l'air au sein de la trachée entraîne des artéfacts, masquant la visualisation de la portion distale de l'ATa (17).

3.3 Angio-scanner (ATDM)

L'ATDM joue un rôle central dans l'évaluation des pathologies aortiques, il s'agit d'une technique très disponible, avec une acquisition rapide en 3 dimensions (3D) et une haute résolution spatiale permettant l'analyse de l'ensemble de l'aorte (lumière vasculaire, paroi) (1,2).

Elle représente l'imagerie de choix pour l'exploration des urgences aortiques telles que la dissection aortique, l'hématome intra-pariétal ou la (pré-)rupture d'un AAT (4).

Afin d'éliminer les artefacts de type « double paroi aortique » ou « faux flap intimal de dissection », générés par les mouvements de la racine aortique, lors du cycle cardiaque et de correctement visualiser la valve aortique et les artères coronaires, l'ATDM doit être réalisé avec synchronisation à l'électrocardiogramme (ECG) (17). Il existe une synchronisation ECG prospective où l'imagerie est acquise de façon discontinue durant une période limitée lors de la diastole de chaque cycle cardiaque et une synchronisation rétrospective, plus irradiante, où les images sont acquises de façon continue durant tout le cycle cardiaque, puis sélectionnées et reconstruites de façon rétrospective.

Les principaux désavantages de l'ATDM sont son caractère irradiant, la nécessité d'administrer un produit de contraste iodé, potentiellement néphrotoxique et à l'origine d'un nombre non négligeable de réactions allergiques (17).

3.4 Imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM est particulièrement intéressante dans l'étude de l'AT, car elle permet une analyse à la fois morphologique et fonctionnelle (4,17), sans irradiation du patient.

Plusieurs séquences avec synchronisation ECG (diminuant les artefacts de mouvement cardiaque), sont disponibles pour étudier l'AT :

- La séquence « sang noir » (black blood) : séquence spin écho particulièrement utile pour l'analyse de la paroi aortique et des flux sanguins lents ou statiques rencontrés dans les dissections aortiques. Le signal du sang circulant au sein de la lumière aortique est annulé, apparaissant noir, les protons mobiles au sein d'un milieu stable ou à faible déplacement, tel que la paroi aortique, engendrant le signal de l'image (4,17,20).
- La séquence 2D ciné balanced-Steady State Free Precession (2D ciné b-SSFP) ou écho de gradient équilibré : séquence monocoupe multiphase avec synchronisation ECG en apnée avec une haute résolution temporelle, notamment utile pour l'analyse de la morphologie de la valve aortique et les mesures de diamètres au niveau du sinus de Valsalva (17,20).
- La séquence d'angiographie IRM-3D (3D angio-IRM), avec injection intraveineuse de gadolinium, permettant une analyse rapide de l'ensemble de l'AT avec une très bonne résolution spatiale et des reconstructions multiplanaires, particulièrement

utiles pour les mesures précises des diamètres aortiques. Elle ne permet en revanche, qu'une analyse de la lumière aortique (2,4,17) et reste sujette aux artéfacts liés aux mouvements de la racine aortique (18).

- La séquence 2D en contraste de phase (2D PC) avec synchronisation ECG : séquence de référence pour mesurer et analyser le flux aortique en IRM. Elle repose sur le principe selon lequel la phase des spins mobiles dans le sang circulant, comparativement aux spins stationnaires le long du gradient du champs magnétique, change proportionnellement avec la vitesse du flux sanguin, permettant une quantification des profils de vitesse du sang, à différents moments du cycle cardiaque (21). La mesure de la vitesse, avec encodage en échelle de gris, est acquise perpendiculairement à la direction du flux, avec comme principaux inconvénients de devoir prédéfinir lors de l'acquisition la région d'intérêt étudiée (intérêt d'un opérateur expérimenté au moment de l'examen pour un placement optimal de la coupe), d'être réalisée dans un seul plan et enfin de devoir déterminer à l'avance d'un seuil de vitesse attendu dans le vaisseau, appelé « vitesse d'encodage » (V_{enc}) ; ce dernier paramètre est important, car une V_{enc} trop élevée entraîne une augmentation du bruit de l'image, une V_{enc} trop basse entraîne une sous-estimation de la vitesse du flux et un artéfact de repliement (« aliasing ») (17,22,23). Elle permet également d'obtenir des informations sur le débit instantané (en multipliant la surface du vaisseau avec la vitesse moyenne).

3.4.1 IRM de flux 4D (IRM 4D flow)

L'IRM 4D flow correspond à une séquence contraste de phase en 3D, avec résolution temporelle. Elle permet ainsi une analyse des paramètres du flux sanguin dans les 3 dimensions de l'espace, par cycle cardiaque. Cette analyse est possible sur l'ensemble du volume acquis, avec possibilité de placement rétrospectif de plusieurs plans de mesures, ce qui constitue un avantage majeur par rapport à la séquence 2D PC (22,24,25).

Plusieurs méthodes d'accélération ont été développées afin de réduire le temps d'acquisition, dont la méthode k-t accélération (seulement une portion de l'ensemble des données, au sein du volume exploré, est acquise par cycle cardiaque et cela sur plusieurs cycles consécutifs), permettant une utilisation compatible avec la pratique clinique (26).

Cette séquence offre également la possibilité d'obtenir une image anatomique en 3D de l'AT, qui fait l'objet principal de notre étude. Enfin, elle permet d'obtenir des caractéristiques nouvelles sur le flux telles que : des modèles d'écoulement du flux (flow patterns), les contraintes de cisaillements du flux sur la paroi aortique (wall shear stress), le déplacement de flux, la vitesse de propagation de la pression systolique dans les systèmes artériels (pulse wave velocity), la mesure de l'énergie engendrée par des flux artériels turbulents (turbulent kinetic energy) (22,24,27,28).

3.4.2 Avantages et inconvénients de l'IRM

L'IRM présente certains désavantages. En effet, même si elle est moins néphrotoxique que l'ATDM, l'injection de gadolinium n'est pas sans conséquence. On retiendra notamment le risque de fibrose néphrogénique systémique chez les patients avec insuffisance rénale sévère (due à une acidose métabolique iatrogène) (29).

Plus récemment, chez des patients sans insuffisance rénale, il a été rapporté un dépôt de gadolinium au sein des noyaux gris centraux ainsi qu'au niveau hépatique et osseux, sans en connaître les conséquences pathologiques (30).

De plus, le temps d'examen est beaucoup plus long et l'IRM est moins accessible que l'ATDM. Enfin il existe des contre-indications à l'IRM, telles que les défibrillateurs implantables, les clips ferromagnétiques, les corps étrangers métalliques intraoculaires, les implants cochléaires, certains stimulateurs cardiaques (possibilité de se reporter au site MRIsafety.com pour vérifier la compatibilité IRM) (31).

En cas de nécessité d'imagerie répétée de l'AT, notamment chez les jeunes, il est recommandé de privilégier les techniques qui minimisent l'accumulation des expositions aux radiations, présentent le moindre risque iatrogénique et d'utiliser si possible, la même technique pour le suivi du diamètre de l'AT (1,2).

4) Comment mesurer l'aorte thoracique en IRM

En IRM, il est préconisé par *l'European Association of Cardiovascular Imaging et l'America Society of Echocardiography (17)*, de réaliser les mesures de l'AT de bord interne à bord interne, excluant la paroi, permettant ainsi d'obtenir des valeurs comparables à celles de l'ETT (réalisées de bord d'attaque à bord d'attaque).

Les mesures doivent par ailleurs être réalisées en fin de diastole car il est établi qu'elles y sont plus reproductibles (la pression aortique étant plus stable à cette période) (17).

Il est également recommandé de réaliser les mesures perpendiculairement au grand axe de l'AT, en utilisant une reconstruction en double oblique, afin d'obtenir le diamètre exact. Une mesure en coupe axiale surestime le diamètre réel, d'autant plus en cas de tortuosité de l'AT(1,2,4,17). Ceci est illustré par la figure 2.

Afin d'être le plus reproductible possible, dans le suivi des patients, il est recommandé de spécifier la localisation des mesures par des points de repère précis (anneau, sinus de Valsalva, jonction sino-tubulaire, manchon ascendant, arche proximale, arche distale, AT descendante proximale, AT descendante distale). Au niveau des sinus de Valsalva, il est recommandé de réaliser les mesures de cusp à commissure et de cusps à cusps (en moyenne plus grande de 2mm que cusp à commissure). Les mesures cusps-cusps en fin de diastole, présentent une meilleure corrélation avec l'ETT. Elles doivent être moyennées selon Goldstein et al. (17) ou ne reporter que la plus grande selon les guidelines de 2010 (2).

Dans le cadre du suivi de patients sur plusieurs années, il est conseillé de comparer directement avec l'imagerie précédente (et non avec les valeurs spécifiées dans le compte-rendu) ainsi qu'à la première imagerie disponible (32), si possible avec le même observateur, pour réduire la variabilité inter et intra-observateur (4,18).

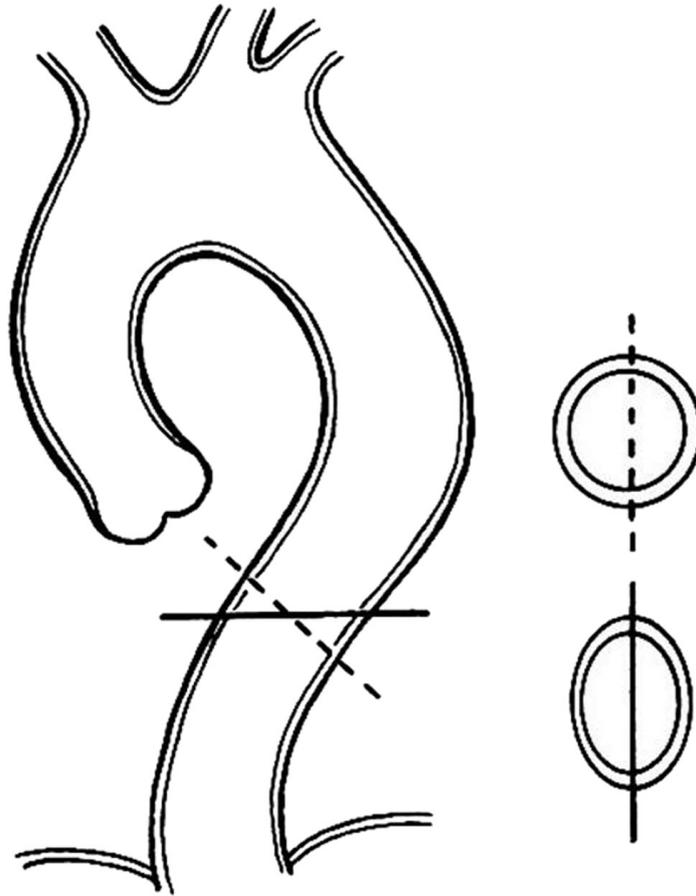


Figure 2 : Illustration de la différence de diamètre entre une reconstruction dans l'axe de l'AT en double oblique (trait pointillé) et un diamètre axial sans reconstruction (trait plein) surestimant le diamètre réel. Issue de (17)

5) Anévrisme de l'Aorte thoracique (AAT)

5.1 Définition

Un AAT est défini par une dilatation localisée, permanente, de l'AT, supérieur à 50% par rapport au diamètre normal attendu (ou d'au moins deux déviations standards), la dilatation intéressant les trois couches de la paroi : intima, media, adventice (2,7).

Une ectasie est définie par une dilatation inférieure à 50% du diamètre normal (2).

Une dilatation aortique est un terme non spécifique, accepté, qui englobe ectasie et AAT (17).

Bien que le diamètre de l'AT varie avec l'âge, le sexe, la surface corporelle, il est communément admis en pratique clinique que le diamètre normal de l'AT ne doit pas dépasser 4 cm (33).

Un AAT est dit fusiforme si la dilation atteint l'ensemble de la circonférence de l'AT et sacciforme si la dilatation n'atteint qu'une portion de la circonférence entraînant une forme asymétrique, « en sac ou en ballon » (17).

5.2 Incidence

L'incidence de l'AAT est en moyenne de 16 pour 100000 hommes et 9 pour 100000 femmes, d'après une étude suédoise menée entre 1971 et 2004 (34). En augmentation depuis plusieurs années (34), le diagnostic est retardé et l'incidence sous-estimée par la présentation clinique de l'AAT (35,36) .

En effet, l'AAT est une pathologie qui évolue sur plusieurs années de manière asymptomatique, jusqu'à des complications parfois d'emblée fatales, comme la rupture et la dissection aortique ; il est même surnommé par plusieurs auteurs « the silent killer » (le tueur silencieux) (35). Il peut également entraîner des symptômes mimant d'autres pathologies comme l'infarctus du myocarde, entraînant ainsi une sous-estimation de son incidence (32).

5.3 Physiopathologie et étiologies

Concernant la physiopathologie, l'AAT est dû à une dégénérescence de la média (1,3,32,37) : dégénérescence cellulaire accrue, au sein de la media, avec dépôt de protéoglycanes, perte de cellules musculaires lisses et des fibres élastiques. L'AAT descendante (comme l'anévrysme de l'aorte abdominale) est associé à l'athérosclérose, responsable également de remaniement pathologique de la paroi aortique (2,32,37).

La dégénérescence de la média peut être observée de manière sporadique, augmentant avec le vieillissement et la présence d'hypertension artérielle, mais l'étude du génome des patients avec AAT et leurs familles, tend vers une cause génétique de plus en plus importante (38,39).

Les causes génétiques associées à la dégénérescence de la média sont multiples. La forme syndromique la plus fréquente est le syndrome de Marfan, maladie autosomique dominante, liée à des mutations du gène FBN-1, codant pour la fibrilline qui participe à la cascade de régulation du facteur de croissance TGFbeta. Dans ce syndrome, l'AAT est une forme particulière intéressant l'anneau et les sinus de Valsalva (forme « annulo-ectasiant » aussi dite « forme de poire ») avec effacement de la jonction ST.

Les autres syndromes génétiques sont : le syndrome de Loyes-Dietz, maladie autosomique dominante, liée à une mutation du récepteur de TGFbeta ; le syndrome d'Ehlers-Danlos forme vasculaire, liée à une mutation du gène codant pour le collagène de type III ; le syndrome de Turner , caryotype 45XO (1,24).

Il existe une autre forme génétique, non syndromique, beaucoup plus fréquente que les précédentes, regroupée sous le terme de « AAT familiale non syndromique » (40)(41). Cette entité est transmise majoritairement de manière autosomique dominante, avec une pénétrance variable. Les mutations multiples, intéressent les gènes participants à la formation de la paroi aortique (TGFbeta, MYH11, ACTA2). Elle correspond à une forme génétique d'AAT, sans que les patients ne présentent les critères diagnostiques des autres syndromes cités ci-dessus. Parmi les patients atteints d'AAT sans cause syndromique connue, près de 21% avait un proche également atteint (40).

La bicuspidie est une autre cause bien connue d'ATT. Il s'agit de la malformation cardiaque la plus fréquente (prévalence 1 à 2%), transmise de manière autosomique dominante avec une pénétrance incomplète (gène Notch1), entraînant une dégénérescence de la média.

La bicuspidie est associée à un AAT localisée à la racine aortique et l'AT ascendante, indépendamment des troubles hémodynamiques de dysfonction valvulaire (42).

Les vascularites chroniques, telles que la maladie de Takayasu, la maladie d'Horton et la maladie de Behçet, peuvent entraîner un AAT (2,7).

Enfin, les causes infectieuses (telle que la syphilis) et les dissections aortiques chroniques ont aussi été décrites, comme étiologies d'AAT (2).

5.4 Évolution et complications

Le diamètre d'un AAT augmente en moyenne d'1,2 mm par an (43), mais ce taux de croissance varie, en fonction de l'étiologie - atteignant jusqu'à 1 cm/ an chez les patients atteints du syndrome de Loeys-Dietz - ainsi que de la taille de l'AAT. Le sexe joue également un rôle dans l'évolution des AAT de causes dégénératives : le sexe féminin est associé à une croissance deux fois plus rapide, même après indexation à la surface corporelle (0,65mm/m² pour les femmes contre 0,29mm/m² pour les hommes, p=0,01). Cette différence n'étant pas retrouvée pour les AAT de causes génétiques (44).

Les complications d'un AAT sont la rupture et la dissection aortique, pathologies graves, soudaines et potentiellement létales. Le facteur de risque principal de rupture et de dissection aortique est le diamètre de l'AAT (45). Il existe un « diamètre charnière » à partir duquel le risque de complication augmente de façon importante : l'étude de Coady et. al a montré pour l'AAT ascendante, qu'au-delà de 6 cm, le risque de complication augmentait de 32% , par rapport à une cohorte contrôle dont le diamètre était compris entre 4 et 4,9cm (p= 0,005) ; pour l'AAT descendante, au-delà de 7 cm, le risque de complication augmentait de 43% (p=0,006) (43), ces données étant illustrées par la figure 3.

Le risque annuel cumulé, de rupture, de dissection et/ou de décès pour un diamètre aortique supérieur à 4 cm, 5 cm et 6 cm est respectivement de 5,3%, 6,5% et 14,1% (46).

D'après la loi de Laplace (tension pariétale = pression sang x rayon de l'artère), plus la taille de l'AAT augmente, plus les forces de contraintes pariétales augmentent, ce qui amène à un phénomène auto-entretenu de croissance de l'AAT (43). En association avec l'élargissement de l'AT, il existe une diminution de la distensibilité de la paroi.

Il a été démontré que cette capacité de distension chutait de manière extrême à partir d'un diamètre d'environ 6 cm. Au-delà, l'aorte s'apparente à un tube rigide, susceptible de se rompre ou de se disséquer lors de poussées hypertensives même modérées, expliquant ainsi la majoration du taux de complications au-delà de ce seuil (32,47).

5.5 Stratégie de la prise en charge thérapeutique

La prise en charge repose sur la stratification du risque des patients, en fonction du diamètre de l'AAT. Le but est d'éviter d'atteindre le « diamètre charnière » annonçant la survenue de complications en proposant un traitement chirurgical ou endovasculaire prophylactique, lorsque le risque de complications chirurgicales est inférieur au risque de complications lié au diamètre de l'AT (1,2,32) et ainsi se substituer à une intervention en urgence d'une rupture ou d'une dissection (avec risque de survie nettement moindre) (1,2,14).

Il est recommandé d'opérer tous les AAT symptomatiques, quel qu'en soit le diamètre.

Chez les patients avec AAT asymptomatique, il est recommandé d'opérer pour un diamètre $\geq 5,5$ cm et/ou une croissance rapide supérieure à 0,5cm/an. L'étiologie de l'AAT peut rendre indiquée la chirurgie pour des diamètres inférieurs : 5cm pour le syndrome de Marfan ou bicuspidie avec facteurs de risques (antécédents familiaux de dissection aortique, augmentation du diamètre >3 mm/an, HTA) et 4,2cm pour le syndrome de Loyes-Dietz, compte tenu du risque accru de dissection pour des plus petits diamètres (1,2,43). Il est également nécessaire de prendre en compte les comorbidités, l'histoire familiale de dissection aortique et la surface corporelle, notamment pour les patients atteints du syndrome de Turner pour lesquels on évoquera la chirurgie sur le diamètre aortique indexé (à partir de 27,5mm/m²) (1).

Des complications peuvent survenir pour un diamètre aortique $<5,5$ cm. En effet une étude du registre internationale des dissections aortiques a mis en évidence que 50% des dissections de type A survenaient pour un diamètre inférieur ou égal à 5,3cm (48).

Toutefois ce « paradoxe » est expliqué par le très grand nombre de patients dans la population générale avec une AT de taille normale ou modérément augmentée : ainsi, si on s'intéresse au risque relatif de dissection, celui-ci reste faible pour un diamètre faiblement ou modérément augmenté, et très élevé (6000 fois plus important) pour un diamètre aortique important (32,49). Les recommandations de prise en charge chirurgicale, selon le diamètre sont toujours d'actualité.

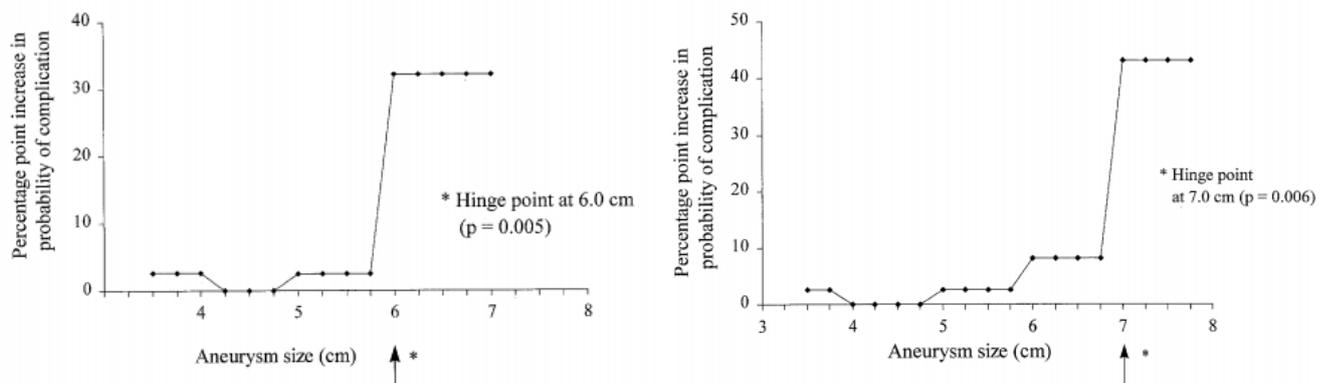


Figure 3 : Risque de complications (rupture et dissection aortique) des AAT, en fonction du diamètre de l'aorte thoracique ascendante et descendante. Issue de (43) / hinge point : diamètre charnière ; axe des abscisses : taille de l'anévrisme en cm ; axe des ordonnées : pourcentage de complication (rupture et dissection aortique) par rapport à cohorte avec un diamètre compris entre 4 et 4,9cm

II- Etude Rétrospective

1) Objectifs de l'étude

L'objectif principal de notre étude était d'évaluer la concordance des mesures de l'AT sur une séquence IRM de flux 4D (IRM 4D flow) sur une IRM 1,5 Tesla (T) en comparaison avec les séquences de référence 2D ciné balanced-Steady State Free Precession (2D ciné b-SSFP) et 3D-angio-IRM, chez des patients suivis pour dilatation anévrysmal de l'AT.

Les objectifs secondaires étaient :

- évaluer la concordance inter-observateur des mesures pour la séquence IRM 4D flow
- l'évaluation qualitative de la séquence IRM 4D flow, pour l'étude de la valve aortique
- évaluer la capacité à déterminer la morphologie de la valve aortique, uniquement par l'analyse du flux sur la séquence IRM 4D flow.

2) Patients et méthode

2.1 Population de l'étude

Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique local.

La population de l'étude, incluse de manière rétrospective, était constituée de 22 patients (4 femmes, 18 hommes ; moyenne d'âge 51,6 ans +/- 22), ayant bénéficié d'une IRM de l'AT, avec au minimum une séquence 2D ciné b-SSFP sur la racine aortique, une séquence 3D angio-IRM et une séquence 4D flow, dans le cadre de leur suivi pour dilatation de l'AT, au CHU d'Amiens, entre janvier 2019 et janvier 2020.

Après analyse des données cliniques, disponibles sur la base de données locale, 18 patients étaient connus pour une dilatation de l'AT et 4 patients étaient suivis pour bicuspidie.

Cinq patients ayant bénéficié, des trois séquences IRM requises, n'ont pas pu être inclus, la séquence IRM 4D flow n'ayant pas été transférée dans son intégralité sur le réseau local le jour de l'examen, rendant son interprétation impossible (donc 27-5 patients).

2.2 Méthode - IRM

Les examens ont été réalisés sur une IRM 1,5 Tesla (Optima MR450W GEM GE Healthcare, Milwaukee, WI) en utilisant une antenne cardiaque dédiée (C-Body 30 Small, 8 éléments).

Le protocole habituel d'IRM pour le suivi des AAT inclut entre autres, comme recommandé (4,17), les séquences :

- 2D ciné balanced-SSFP avec synchronisation cardiaque, en apnée, dans un plan axial oblique parallèle à l'anneau aortique passant par le plus grand diamètre des sinus de Valsalva.
- 3D angio-IRM de l'ensemble de l'AT acquise dans le plan sagittal oblique, en écho de gradient 3D pondérée T1, avec détection du bolus de contraste dans la crosse aortique, après injection de 0,2 mL/kg d'acide gatotérique (DOTAREM®, Guerbet, France) à un débit de 3,4 mL/sec, ou après injection de 0,1 mL/kg de gadobutrol (GADOVIST®, Bayer Healthcare) à un débit de 1,7 mL/sec, via un accès veineux antébrachial de 20G.

Afin de pouvoir inclure les patients dans l'étude, ceux-ci devaient avoir bénéficié, dans le cadre de leur suivi, d'une séquence 4D flow sur l'ensemble de l'AT.

Cette séquence est réalisée en respiration libre, immédiatement après l'angio-IRM, avec synchronisation cardiaque et avec un temps d'acquisition accéléré par le procédé d'acquisition-reconstruction de type k-t ARC, permettant de réduire la durée de la séquence aux alentours de 5 minutes. Les paramètres des séquences réalisées dans l'étude sont résumés dans le tableau 2.

	2D ciné b-SSFP	3D angio-IRM	4D Flow
Synchronisation	ECG	non	ECG
Respiration	Apnées	Apnée	Respiration libre
TR (ms)	4,3	5	4,1
TE (ms)	1,9	1,5	2,1
Angle de bascule (°)	60	40	14
Résolution spatiale (mm)	1,5 x 1,3	1,1 x 1,6	2,2 x 2,2
Résolution temporelle (ms)	35	Absence	63
Épaisseur de coupe (mm)	8	2	2,4 (spacing = 1,2)
Accélération	ASSET	non	k-t ARC
Phases par cycle cardiaque	20	0	20
Durée totale (min)	0,3	0,3	5

Tableau 2 : Caractéristiques des trois séquences utilisées dans l'étude

2.3 Analyse des données

Les images ont été analysées par trois opérateurs :

-Un radiologue senior expérimenté et un radiologue junior (en milieu de 5^e année d'internat) ont réalisé l'analyse morphologique de la valve aortique et les mesures des différents segments de l'AT sur les séquences 2D ciné b-SSFP, 3D angio-IRM et 4D flow.

-Un ingénieur spécialisé en traitement de l'image a analysé la séquence de flux issue du 4D flow, pour déterminer la morphologie de la valve aortique.

Après anonymisation, les mesures ont été réalisées en aveugle pour chaque opérateur.

Un délai d'au moins un mois était respecté entre les mesures réalisées sur les séquences standards (2D ciné b-SSFP et 3D angio-IRM) et les mesures réalisées sur la séquence 4D flow. L'ingénieur spécialisé analysait également les données en aveugle des résultats des autres opérateurs.

2.3.1 Mesures de l'aorte thoracique sur les séquences standards 2D b-SSFP et 3D angio-IRM

Les mesures ont été réalisées comme recommandé, à des points de repères prédéterminés sur l'AT, de bord interne à bord interne de la paroi.

La racine aortique était analysée sur la séquence de référence 2D ciné b-SSFP, meilleure que la séquence 3D angio-IRM pour ce segment, compte tenu de sa mobilité y générant d'importants artefacts. La morphologie de la valve aortique était analysée en systole, celle-ci était classée en tricuspide ou bicuspidie en précisant le type selon la classification de Sievers.

Les mesures de la racine aortique ont été réalisées en fin de diastole, au niveau des sinus de Valsalva : de cusp à cusp et de cusp à commissure, comme illustré ci-dessous par la figure 4, les plus grands diamètres respectifs étaient retenus. En cas de bicuspidie de type 0 selon la classification de Sievers, ou de valve prothétique métallique, le grand axe et le petit axe étaient retenus.

Si l'anneau était visible sur la séquence 2D ciné b-SSFP, sa surface était mesurée en systole, par un contourage manuel en traçant une « region of interest » (ROI) à main levée.

Les autres segments de l'AT ont été mesurés sur la séquence 3D angio-IRM, en double oblique. Les mesures étaient effectuées respectivement au niveau de la jonction sino-tubulaire, du manchon ascendant, du pied du tronc artériel brachiocéphalique, de l'arche distale entre l'artère carotide commune gauche et l'artère subclavière gauche et enfin au niveau de l'ATd. Afin d'être le plus reproductible possible, le plus grand diamètre du manchon ascendant et de l'ATd étaient retenus.

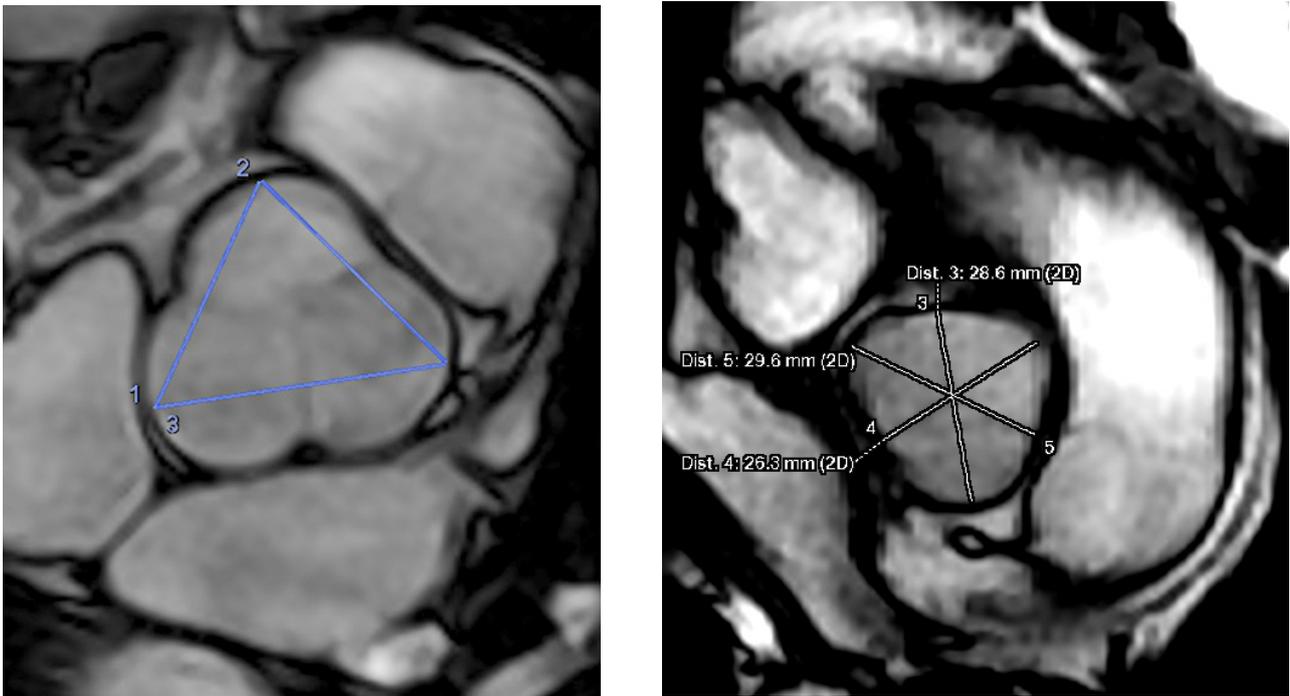


Figure 4 : Illustration des mesures de la racine aortique au niveau des sinus de Valsalva sur une valve tricuspide sur la séquence 2D ciné b-SSFP : mesures cusp-cusp (à gauche) et cusp-commissure (à droite)

2.3.2 Mesures de l'aorte thoracique sur la séquence morphologique du 4D flow

L'étude de la morphologie de la valve aortique, ainsi que la mesure de la surface de l'anneau par le tracé d'une ROI à main levée étaient réalisées, après reformatage en double oblique, en systole.

Les mesures étaient réalisées aux mêmes points de repères que sur les séquences de références, décrites ci-dessus, en fin de diastole, de bord interne à bord interne et en double oblique également, comme illustré par la figure 5.

Les mesures au niveau des sinus de Valsalva étaient, comme précédemment décrit, le plus grand diamètre des cusp-cusp et cusp-commissure.

Dans une même préoccupation de reproductibilité, le plus grand diamètre était retenu pour la mesure du manchon ascendant et de l'ATd.

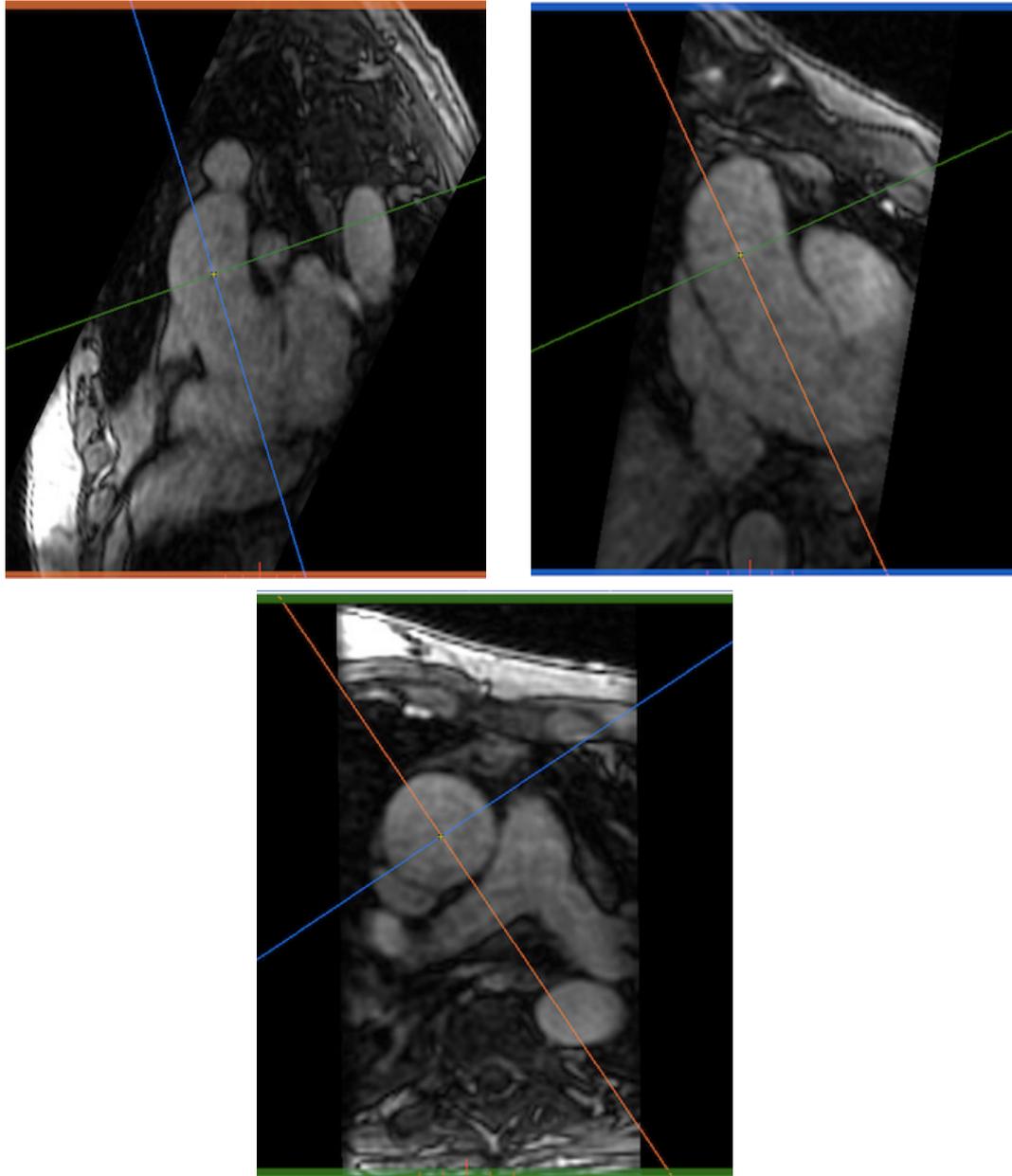


Figure 5 : Mesure en double oblique l'aorte thoracique (manchon ascendant) sur la séquence morphologique 4D flow

2.3.3 Analyse du flux sur la séquence 4D flow pour détermination de la morphologie de la valve aortique

La détermination de la morphologie de la valve aortique, à partir de l'étude du flux sur la séquence 4D flow, a été réalisée en aveugle, par l'ingénieur du pôle d'imagerie grâce à un logiciel de post-traitement des acquisitions de flux 4D, créé localement par ce même ingénieur. Deux exemples de valves aortiques analysées sont illustrés en figure 6.

2.3.4 Analyse qualitative de la morphologie de la valve

L'analyse qualitative de la morphologie de la valve était effectuée par une étude visuelle reposant sur une échelle d'évaluation de la difficulté, en quatre points, allant de zéro à trois : 0 : détermination impossible, 1 : difficulté importante, 2 : difficulté modérée, 3 : faible ou aucune difficulté. Cette échelle était utilisée pour les séquences 2D ciné b-SSFP et 4D flow. La figure 6 montre deux valves sur la séquence 2D ciné b-SSFP, sans aucune difficulté pour la détermination de leur morphologie.

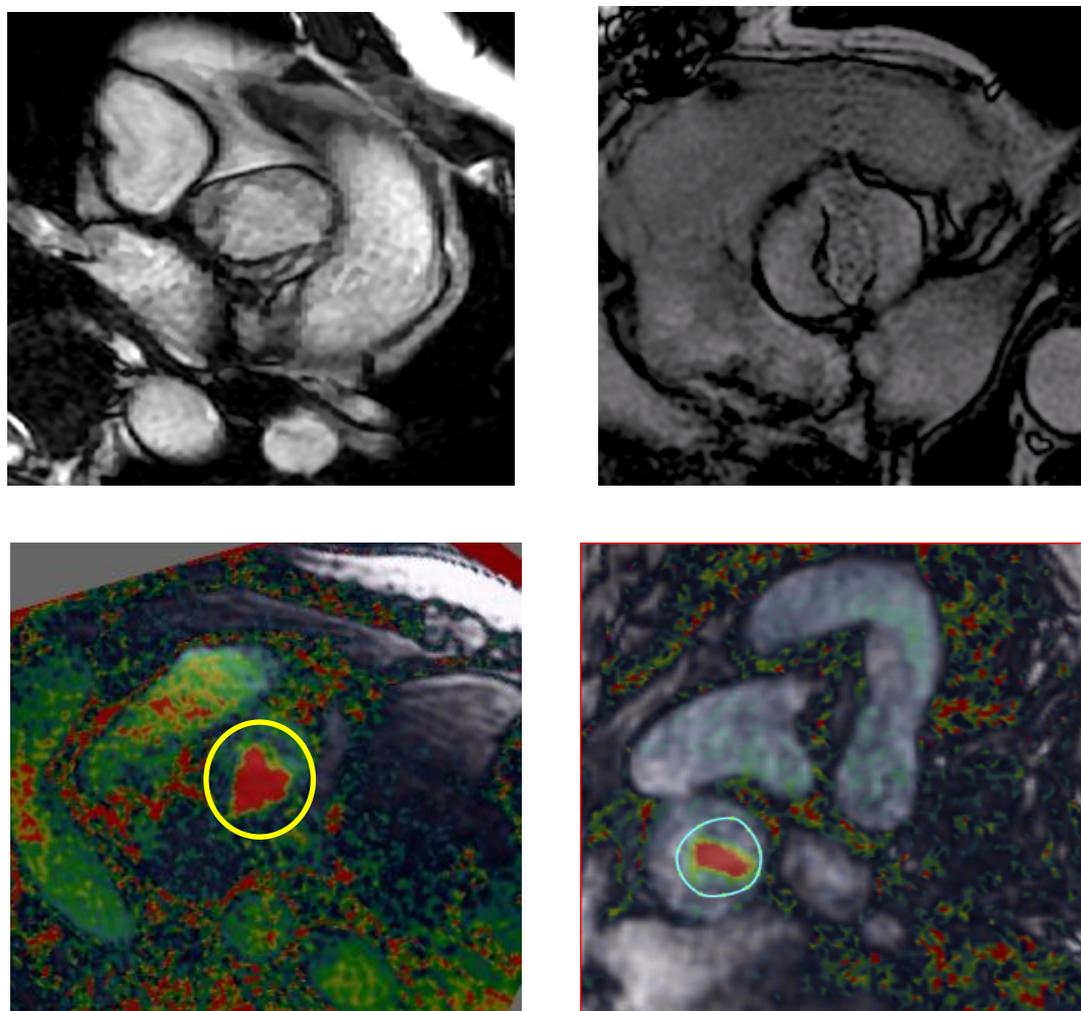


Figure 6 : séquence 2D ciné b-SSFP (plan axial oblique) montrant une valve tricuspide (haut gauche) et une valve bicuspide type 0 selon Sievers (haut droit). Séquence de flux du 4D flow montrant une valve tricuspide (bas gauche) et une valve bicuspide (bas droite) chez des patients différents

2.3.5 Analyse statistique

Des analyses statistiques descriptives ont été calculées pour toutes les variables.

Les distributions des variables continues n'étant pas normales, le test non paramétrique de Wilcoxon a été utilisé. Les données sont exprimées en moyenne et écart-type.

L'étude des distributions de la morphologie de la valve et de la cotation de la difficulté a été réalisée à partir du test de Fisher.

Les comparaisons entre les proportions ont été faites grâce au test de Chi2.

La corrélation entre les séquences 4D Flow et 2D ciné b-SSFP et les séquences 4D Flow et 3D angio-IRM a été évaluée en utilisant la corrélation de Spearman.

L'étude de la concordance concernant la morphologie de la valve et la cotation de la difficulté, a été réalisée à partir du test Kappa de Cohen.

Afin d'estimer la concordance inter-observateur entre deux séries de mesures quantitatives, le coefficient de corrélation intra-classe et la méthode graphique de Bland-Altman ont été utilisées.

Une valeur de p inférieure à 0,05 était considérée comme statistiquement significative pour l'ensemble des tests. L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel R.

3) Résultats

3.1 Analyse descriptive des mesures quantitatives

Les mesures des différents segments de l'AT obtenues sur les séquences 4D flow, 2D ciné b-SSFP et 3D angio-IRM sont rapportées en moyenne +/- écart type, dans le tableau 3.

Aucune différence significative n'était retrouvée pour les mesures des différents segments de l'AT, entre les 2 opérateurs, pour les séquences étudiées.

Segments de l'aorte thoracique	Moyenne en mm (+/- écart type)					
	Séquence 4D flow			Séquences 2D ciné b-SSFP/ 3D angio-IRM		
	junior	senior	p	junior	senior	p
Cusp- cusp	40,1 (6,8)	43,2 (7,4)	0,19	38,4 (7,3)	41,8 (7,8)	0,11
Cusp- commissure	37,1 (7,1)	37,2 (6,4)	0,85	35,7 (6,9)	36,7 (6,1)	0,64
Jonction sino-tubulaire	35,3 (7,3)	36,6 (7,3)	0,73	36,3 (6,5)	35,3 (7,3)	0,82
Manchon ascendant	40,1 (9,6)	40,2 (9,6)	0,99	39,7 (9)	39,4 (9,7)	0,96
Aorte thoracique ascendante au pied du TABC	33,8 (7,5)	34,6(7,9)	0,77	33,5 (6,9)	33,6 (7,2)	0,94
Arche aortique	28,7 (7,5)	28,4 (6,9)	0,93	27,6 (5,5)	27,1 (5,7)	0,72
Aorte thoracique descendante	27,8 (5,9)	26,9 (5,9)	0,46	26,5 (4,7)	25,4 (5)	0,12

Tableau 3 : Analyses descriptives des mesures des différents segments de l'aorte thoracique

3.2 Analyse descriptive de la morphologie de la valve et de l'échelle de difficulté

Sur les 22 patients inclus, six présentaient une valve bicuspidée (4 de type 1 et 2 de type 0 selon la classification de Sievers) (27,3% des patients), quinze présentaient une valve tricuspide (68,2%) et un patient était porteur d'une valve mécanique (4,5%).

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux opérateurs pour la détermination de la morphologie de la valve sur les séquences 4D Flow et 2D ciné b-SSFP ($p=0,99$).

Cependant pour un patient, la morphologie n'a pas pu être déterminée par le radiologue junior avec la séquence 4D Flow.

Les données sont reportées dans le tableau 4.

Concernant l'échelle de difficulté pour déterminer la morphologie de la valve sur la séquence 4D flow, il n'y avait pas de différence significative entre les deux opérateurs ($p = 0,82$). La difficulté retrouvée, respectivement pour les radiologues junior et senior était : impossible à 2 reprises (9%) versus 1 (4,5%) ; importante pour 7 patients (31,8%) versus 6 (27,3%); modérée à 4 reprises (18,2%) versus 3 (13,6%) ; aucune à 9 reprises (41%) versus 12 (54,6%),

La difficulté cotée comme impossible par les deux opérateurs correspondait au patient porteur de la valve mécanique. Les données sont illustrées par la figure 7.

Morphologie de la valve aortique	Nombre (pourcentage %)			
	Séquence 4D flow		Séquence 2D ciné b-SSFP	
	junior	senior	junior	senior
Bicuspide	4 (18,2%)	4 (18,2%)	6 (27,3%)	6 (27,3%)
Tricuspide	16 (72,8%)	17 (77,3%)	15 (68,2%)	15 (68,2%)
Valve mécanique	1 (4,5%)	1 (4,5%)	1 (4,5%)	1 (4,5%)
Indéterminée	1 (4,5%)	0	0	0

Tableau 4 : Analyses descriptives de la morphologie de la valve aortique avec les séquences à l'étude pour les radiologues junior et senior (p=0,99)

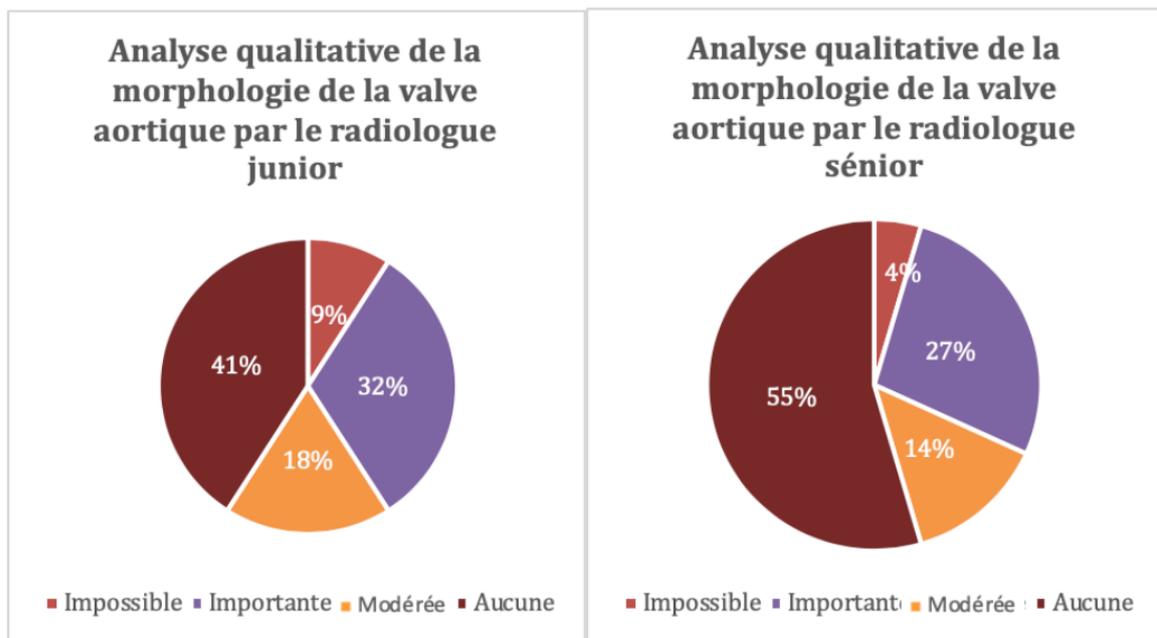


Figure 7 : Diagramme circulaire illustrant les proportions de l'échelle de difficulté pour l'étude de la morphologie de la valve, par le radiologue junior (gauche) et le radiologue senior (droite)

3.3 Corrélation des paramètres étudiés entre les séquences 4D flow et 2D ciné b-SSFP- 3D angio-IRM

3.3.1 Corrélation des mesures entre les séquences 4D flow et 3D angio-IRM

Pour les différents segments de l'AT, depuis la jonction sino-tubulaire jusqu'à l'ATd, mesurés sur les séquences 4D Flow et 3D angio-IRM, une excellente corrélation a été retrouvée entre les deux séquences, pour les deux radiologues, de manière statistiquement significative (avec un rho de Spearman : $r \geq 0,87$; $p < 0,001$) ; avec une corrélation quasi parfaite pour le segment du manchon ascendant et cela pour les deux opérateurs ($r = 0,99$; et $r = 0,98$; $p < 0,001$).

Les résultats sont reportés dans le tableau 5.

L'analyse de Bland-Altman pour la corrélation des différentes mesures entre ces deux techniques retrouvait un faible biais (ou moyenne des différences des mesures entre les deux techniques) : le biais le plus élevé était de 1,46 mm pour le radiologue senior concernant l'ATd et de 1,29 mm pour le radiologue junior, également pour l'ATd; le biais le plus faible était de 0,84 mm (limites d'agrément : -3,06 – 4,75mm) pour le manchon ascendant, pour le radiologue senior et de 0,34 mm (limites d'agrément : -2,23 – 2,92 mm) pour le segment ATa au pied du TABC, pour le junior. Les représentations graphiques de Bland-Altman concernant ces segments sont exposées en figure 8.

Segments aortiques	Corrélation de Spearman (rho) entre les séquences 4D flow et 2D ciné b-SSFP (valeur de p)	
	junior	senior
Anneau	0,63 (p=0,067)	0,84 (p=0,001)
Cusp-cusp	0,76 (p= 0,001)	0,88 (p= 0,001)
Cusp-commissure	0,77 (p=0,001)	0,91 (p= 0,001)

Segments aortiques	Corrélation de Spearman (rho) entre les séquences 4D flow et 3D angio-IRM (p<0,001)	
	junior	senior
Jonction sino-tubulaire	0,9	0,93
Manchon ascendant	0,99	0,98
Aorte thoracique ascendante au pied du TABC	0,97	0,94
Arche aortique	0,94	0,96
Aorte thoracique descendante	0,87	0,97

Tableau 5 : Corrélation de Spearman entre les séquences à l'étude pour la mesure des différents segments, pour les deux opérateurs

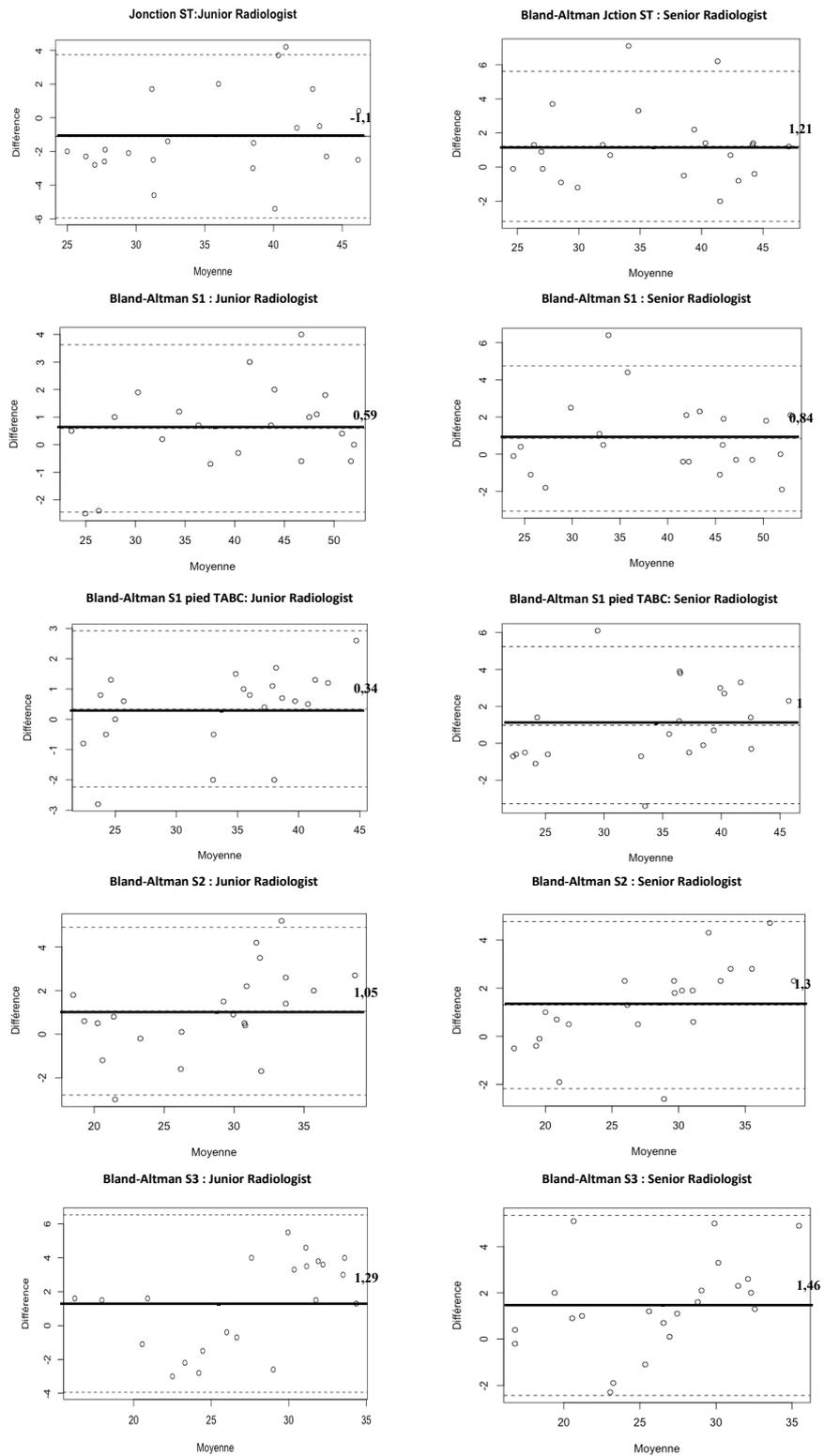


Figure 8 : Analyse de Bland-Altman pour la comparaison entre 4D Flow et 3D angio-IRM pour les segments jonction sino-tubulaire, manchon ascendant (s1), aorte thoracique ascendante au pied du TABC (s1 pied TABC), arche aortique (s2), l'aorte thoracique descendante (s3), pour les radiologues junior (série de gauche) et senior (série de droite)

3.3.2 Corrélation concernant les mesures de la racine de l'aorte et l'étude de la morphologie de la valve entre les séquences 4D Flow et 2D ciné b-SSFP

Pour les mesures intéressant la racine de l'aorte, la corrélation entre 4D Flow et 2D ciné b-SSFP était bonne, mais moins probante pour le radiologue junior : mesures cusp-cusp $r = 0,76$ versus $0,88$ pour le senior ; mesure cusp-commissure $r = 0,77$ versus $0,91$ pour le senior. Concernant l'anneau, la corrélation était médiocre pour le radiologue junior $r = 0,63$ ($p = 0,067$) et bonne pour le radiologue senior $r = 0,84$ ($p = 0,01$).

Pour l'étude de la morphologie de la valve, la corrélation entre 4D flow et 2D ciné b-SSFP était bonne avec un kappa de $0,78$ (senior) et $0,80$ (junior).

L'analyse de Bland-Altman pour la corrélation entre les séquences, dans les mesures de la valve retrouvait un biais faible, respectivement de $1,74$ vs $1,42$ mm pour les radiologues junior et senior pour les mesures de cusp-cusp et $1,53$ mm vs $0,48$ mm pour les mesures cusp-commissure. Pour la mesure de l'anneau, le biais était élevé pour le radiologue junior comparativement au senior ($35,44$ mm² versus $2,73$ mm²).

Les représentations graphiques de Bland-Altman sont exposées en figure 9.

3.3.3 Corrélation pour l'étude de la morphologie de la valve entre les séquences 4D flow, 2D ciné b-SSFP et de flux

Pour déterminer la morphologie de la valve aortique la corrélation entre l'ingénieur spécialisé en traitement de l'image, utilisant uniquement l'étude du flux de la séquence 4D flow et les radiologues junior et senior utilisant la séquence morphologique du 4D flow était bonne ($r=0,90$ et $r= 0,82$: $p < 0,001$).

Cette même corrélation entre l'ingénieur spécialisé et les deux radiologues utilisant la séquence 2D ciné b-SSFP (séquence de référence) était parfaite ($r = 1$; $p < 0,001$).

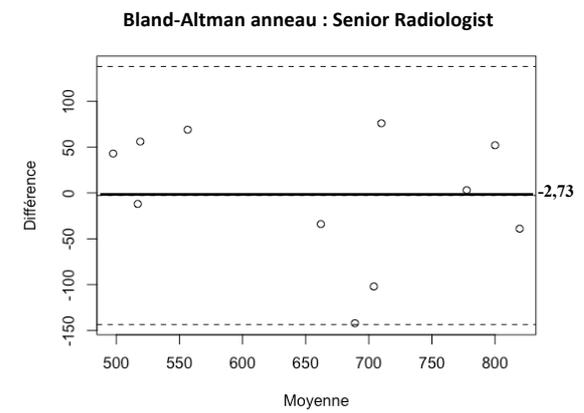
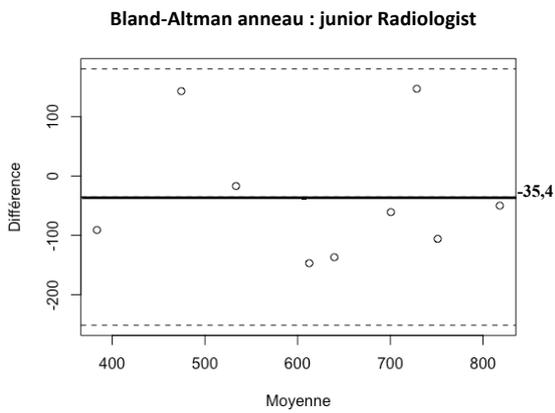
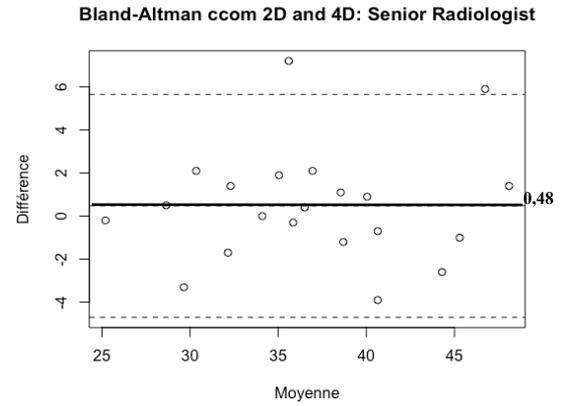
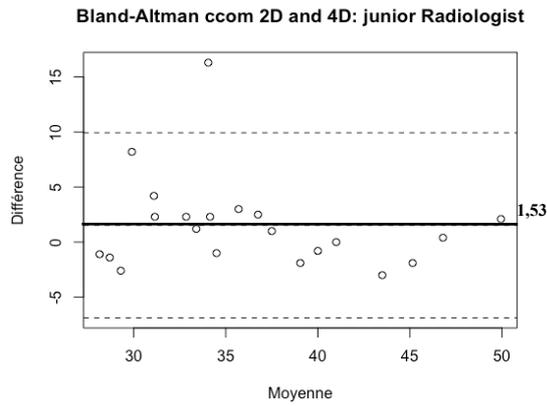
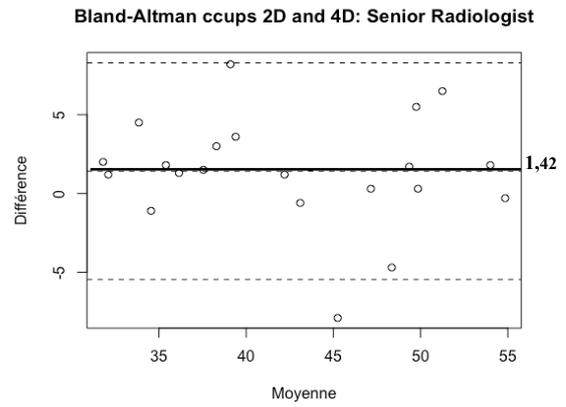
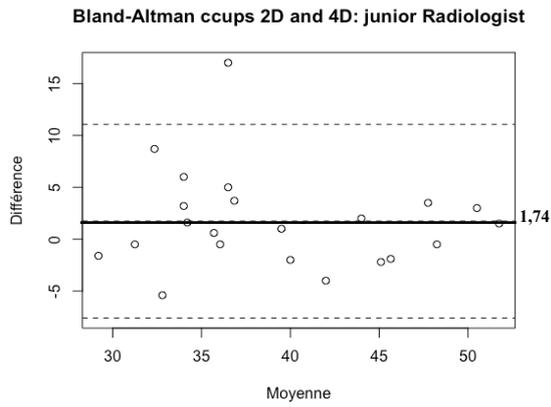


Figure 9 : Analyse de Bland-Altman pour la comparaison des séquences 4D Flow versus 2D ciné b-SSFP pour les mesures de la racine aortique (sinus de Valsalva : cusp-cusp et cusp-commissure) pour le radiologue junior et senior ; Moyenne : moyenne des mesures 4D et 2D/ Différence : mesure 4D - mesure 2D / ccups : mesure de cusp à cusps/ ccom : mesure de cusps à commissure/ les traits gras représentent le biais moyen ; les traits en pointillés représentent les limites d'agrément

3.4 Concordance inter-observateur des paramètres étudiés à partir des séquences à l'étude

3.4.1 Concordance inter-observateur des mesures de la racine de l'aorte et de l'étude de la morphologie de la valve aortique

La concordance inter-observateur avec la séquence 4D Flow était bonne pour les mesures intéressant la racine de l'aorte, avec un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) respectivement égal à 0,78 et 0,86 pour la mesure de cusp-cusp et cusp-commisure. Les analyses de Bland-Altman montraient un biais moyen de -2,87 mm pour les mesures de cusp à cusp et un biais faible de 0,7 mm pour les mesures de cusp à commissure. La concordance inter-observateur pour la mesure de la surface de l'anneau était faible (ICC= 0,47), avec un biais élevé (-58,6 mm²), retrouvé avec l'analyse de Bland-Altman.

La concordance inter-observateur avec la séquence 2D ciné b-SSFP était bonne également, avec un ICC de 0,77 (cusp-cusp) et 0,82 (cusp-commisure). Les différents ICC sont regroupés dans le tableau 5. L'analyse de Bland-Altman retrouvait un biais moyen de -3,19 mm (cusp-cusp) et faible de 0,74 mm (cusp-commisure). La concordance inter-observateur pour la mesure de la surface de l'anneau était bonne (ICC=0,8), avec un biais moyen (-24,1 mm²) retrouvé par l'analyse de Bland-Altman.

Les représentations graphiques de l'analyse de Bland-Altman sont exposées en figure 10.

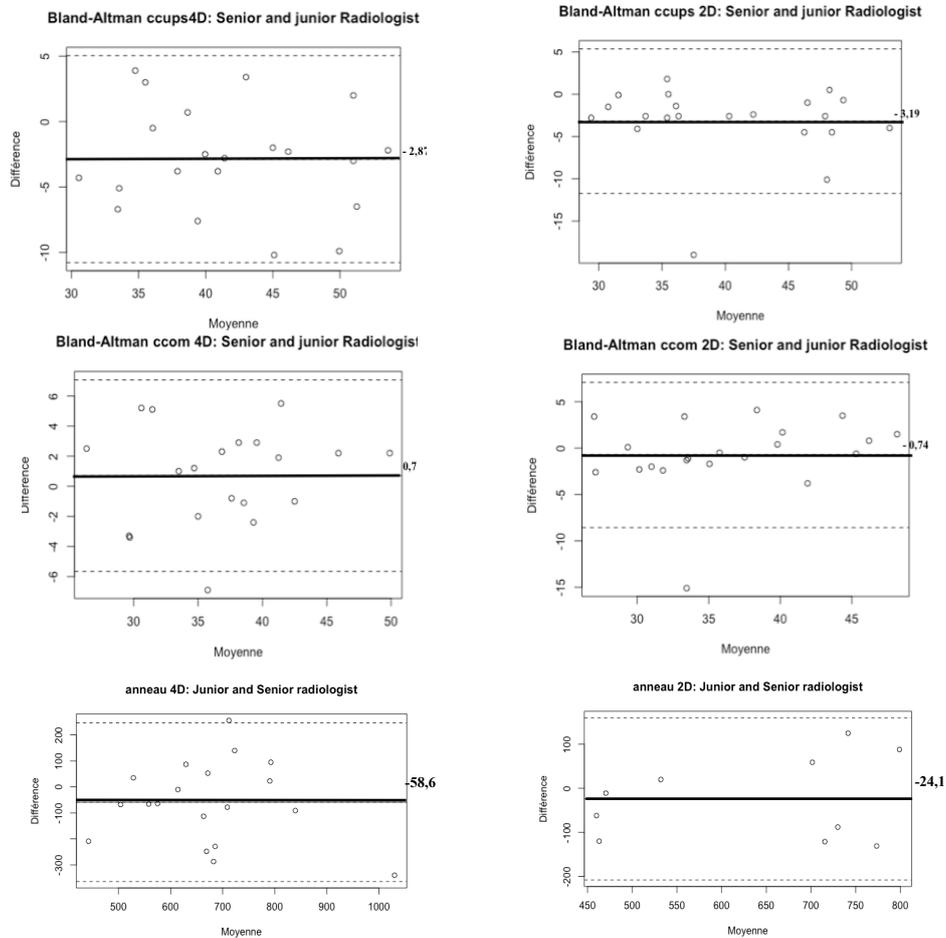


Figure 10 : Analyse de Bland-Altman de la concordance inter-observateur, pour la mesure de la racine aortique, avec la séquence 4D flow (à gauche) et la séquence 2D ciné b-SSFP (à droite) / ccusp : mesure de cusp à cusp ; ccom : mesure de cusp à commissure/ Moyenne : moyenne des mesures senior-junior/ différence : mesure senior- junior

La concordance inter-observateur avec la séquence 4D Flow pour l'étude de la morphologie de la valve était très bonne avec un Kappa égal à 0,89 entre les radiologues junior et senior (une seule valve était classée différemment). Celle observée avec la séquence 2D était excellente (Kappa=1).

Le coefficient Kappa de concordance entre l'ingénieur spécialisé en traitement de l'image et les radiologues, respectivement junior et senior, était égal à 0,80 et 0,78 pour la séquence 4D flow. Celui-ci était égal à 1 pour les deux radiologues, avec la séquence 2D ciné b-SSFP.

La concordance inter-observateur pour l'étude de la difficulté de détermination de la morphologie de la valve était moyenne, avec un coefficient Kappa égale à 0,59 pour la séquence 4D flow, contrairement à celle observée avec la séquence 2D qui était excellente (Kappa= 1).

3.4.2 Concordance inter-observateur pour les mesures des autres segments de l'aorte thoracique

La concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow, pour la mesure des différents segments depuis la jonction sino-tubulaire jusqu'à l'ATd, était très bonne avec un ICC > 0,87. Les différents ICC par segment sont détaillés dans le tableau 5.

Les analyses de Bland-Altman montraient de faibles biais : le plus faible mesuré à 0,15 mm (limites d'agrément : -2,24 – 2,55mm), pour le manchon ascendant (s1) ; le plus élevé était de - 1,3 mm (limites d'agrément : -6,94 – 4,35 mm) pour la jonction sino-tubulaire.

Une représentation graphique de cette concordance est reportée en figure 11.

La concordance inter-observateur avec la séquence 3D angio-IRM, pour la mesure des différents segments était également très bonne avec un ICC > 0,89.

Les différents ICC par segment sont détaillés dans le tableau 6.

Les analyses de Bland-Altman révélaient de faibles biais : le plus faible de – 0,12mm (limites d'agrément : -2,04 – 1,81 mm) pour le segment de l'ATa au pied du TABC ; le plus élevé était de 1,16 mm (limites d'agrément : -2,5 – 4,82 mm) pour le segment de l'ATd (s3).

Segments de l'aorte thoracique	Coefficient de corrélation intra-classe (ICC)	
	Séquence 4D flow	Séquence 2D ciné b-SSFP/ 3D angio-IRM
Anneau	0,47	0,8
Cusp-cusp	0,78	0,77
Cusp-commissure	0,86	0,82
Jonction sino-tubulaire	0,91	0,97
Manchon ascendant	0,99	0,98
Aorte thoracique ascendante au pied du TABC	0,97	0,99
Arche aortique	0,98	0,97
Aorte thoracique descendante	0,88	0,9

Tableau 6 : Concordance inter-observateur pour la mesure des segments de l'aorte thoracique, avec les différentes séquences à l'étude

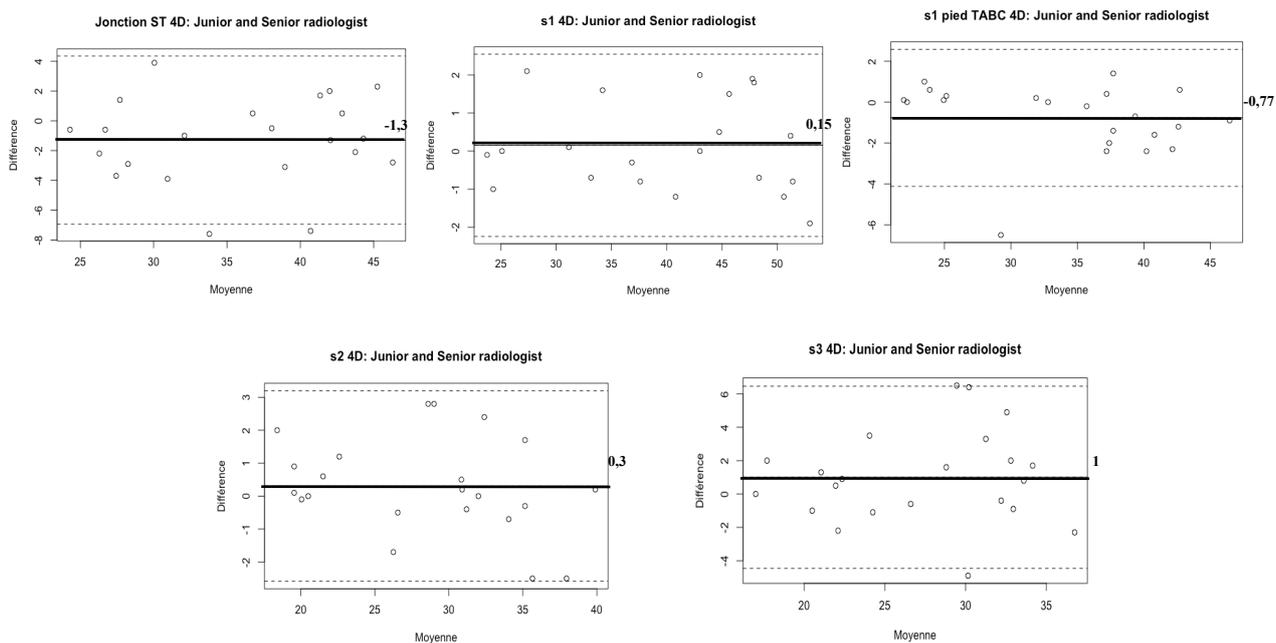


Figure 11 : Analyse de Bland-Altman de la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow pour la mesure des segments jonction sino-tubulaire (jonction ST) manchon ascendant (s1), aorte thoracique ascendante au pied du TABC (s1 pied TABC), arche aortique (s2), aorte thoracique descendante (s3)

4) Discussion

Notre étude a montré des résultats précis et reproductibles dans la mesure des segments de l'AT et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique avec la séquence 4D flow, par rapport aux séquences de référence chez les patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'AT.

4.1 Résultats pour la mesure de la racine aortique et l'étude de la morphologie de la valve aortique avec la séquence 4D flow et la séquence 2D ciné b-SSFP

Une bonne corrélation était retrouvée pour les mesures de la racine aortique et l'étude de la morphologie de la valve, entre les séquences 4D flow et 2D ciné b-SSFP.

La concordance inter-observateur pour l'étude de la difficulté de détermination de la morphologie de la valve aortique avec la séquence 4D flow était moyenne ($k = 0,59$). La corrélation de la difficulté entre 4D flow et 2D ciné b-SSFP était faible pour les deux radiologues ($k = 0,10$ junior ; $k = 0,14$ senior) ; cela était surtout expliqué par l'excellent rapport signal-sur-bruit de la séquence 2D ciné b-SSFP par rapport à la séquence 4D flow, pour laquelle plusieurs images au niveau de la valve étaient « bruitées » notamment en raison des mouvements de la racine aortique. Cette différence dans la qualité de l'image a permis de classer avec la séquence 2D ciné b-SSFP, l'ensemble des valves à l'étude avec difficulté « aucune », en comparaison avec la séquence 4D flow, où la difficulté « aucune » n'était retrouvée que pour 54,6% des valves chez le senior et 41% chez le junior.

Cependant cela n'a pas empêché une bonne corrélation entre ces deux séquences (pour les deux radiologues), ni une bonne concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow ($k=0,89$), dans la détermination de la morphologie de la valve, ni dans la mesure des sinus de Valsalva (ICC de 0,78 pour la mesure cusp-cusp et 0,86 pour la mesure cusp-commissure).

En effet, l'analyse morphologique restait très bonne, sauf pour un patient, pour lequel la valve n'a pas pu être déterminée par le radiologue junior et a été classée tricuspide par le radiologue senior, alors qu'elle était bicuspidale. Le patient porteur d'une valve mécanique avait été déterminé comme ni tricuspide, ni bicuspidale, par les deux radiologues et classé comme probable mécanique, compte tenu des importants artefacts caractéristiques engendrés en IRM.

La légère différence de concordance inter-observateur entre les mesures cusp-cusp et cusp-commissure peut s'expliquer par la plus grande difficulté par le junior à délimiter de façon optimale la partie externe du cusp, contrairement à la commissure apparaissant sous forme d'un trait, dont la limite apparaît plus nette et donc plus facile à déterminer.

La corrélation entre 4D et 2D pour la mesure de la surface de l'anneau était médiocre pour le radiologue junior ($r = 0,63$) contrairement à celle du radiologue sénior ($r = 0,84$). L'analyse de Bland-Altman entre ces deux séquences retrouvait un biais conséquent pour le junior (-35mm^2) et minime pour le senior ($-2,7\text{mm}^2$). De plus, toujours pour l'anneau, la concordance inter-observateur, avec la séquence 4D flow était la plus faible ($\text{ICC} = 0,47$). Ceci peut être expliqué par le plus faible rapport signal-sur-bruit observé avec la séquence 4D flow par rapport à la séquence 2D ciné b-SSFP, rendant plus difficile sa visualisation, ainsi que la plus faible expérience du radiologue junior pour bien délimiter les contours de l'anneau. En effet, cette mesure n'est pas réalisée de manière courante en pratique clinique.

Avec la séquence 2D ciné b-SSFP, la concordance inter-observateur était nettement meilleure ($\text{ICC} = 0,8$) mais cette valeur est à nuancer par le fait que l'anneau n'était visualisé que chez 11 patients (50%) avec cette séquence, le champ d'exploration du plan axial oblique, centré sur la valve, ne descendant pas assez bas pour la moitié des patients. Ce critère était secondaire dans notre étude, qui avait pour but de se rapprocher le plus possible de la pratique clinique, dans l'évaluation des segments de l'AT.

4.2 Résultats pour la mesure des diamètres des autres segments de l'aorte avec la séquence 4D flow et la séquence 3D angio-IRM

Avec la séquence 4D flow, nous avons trouvé pour la mesure des différents segments de l'AT, en dehors des sinus de Valsalva et de l'anneau, une bonne concordance inter-observateur ($\text{ICC} > 0,87$) et une très bonne corrélation avec la séquence 3D angio-IRM ($r > 0,86$).

La concordance inter-observateur pour la séquence 3D angio-IRM était très bonne ($\text{ICC} > 0,89$). La concordance la moins bonne (en dehors de l'anneau et des sinus de Valsalva) était retrouvée pour la mesure de l'ATd, que ce soit pour les séquences 3D ou 4D flow ($\text{ICC} = 0,9$ et $0,88$ respectivement).

De plus, l'analyse de Bland-Altman de la concordance entre les séquences 4D flow et 3D angio-IRM, retrouvait les biais les plus élevés pour l'ATd, que ce soit pour le radiologue junior (1,29mm) ou le senior (1,46mm).

Cette plus faible concordance inter-observateur, bien que très bonne, et cette plus faible concordance entre les deux séquences pour les deux opérateurs concernant le segment de l'ATd est surprenante. En effet, nous avons choisi de retenir le plus grand diamètre de l'ATd, afin de ne pas perdre en reproductibilité et de se rapprocher le plus possible de la pratique clinique, ne suivant pas ainsi les recommandations qui mentionnaient de mesurer ce segment au niveau de l'isthme aortique, approximativement à 2 cm de l'artère subclavière gauche, ou de le mesurer à mi-chemin entre l'isthme et le hiatus œsophagien (2).

Par ailleurs, nous avons fait ce même choix de retenir le plus grand diamètre pour le segment du manchon ascendant, avec pour résultat une excellente concordance inter-observateur avec la séquence 4D Flow (ICC= 0,99) et la séquence 3D (ICC= 0,98), ainsi qu'une excellente concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow, avec le biais le plus faible pour ce segment (0,15mm) et une meilleure corrélation entre séquences 4D flow et 3D angio-IRM pour le senior, avec le biais plus faible également retrouvé pour ce segment (0,84mm).

La séquence 4D flow a montré des résultats précis, l'analyse de Bland-Altman pour la concordance inter-observateur retrouvant des biais faibles pour les différents segments s'étendant de : 0,15 mm pour le segment du manchon ascendant à -1,3 mm pour le segment de la jonction sino-tubulaire, avec un biais d'1mm pour le segment ATd (deuxième biais le plus élevé).

Cette variation de la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était proche de celle observée avec la séquence 3D angio-IRM. En effet, les biais de Bland-Altman avec cette dernière, s'étendaient de -0,12mm pour le segment de l'ATa au pied du TABC à 1,16 mm pour le segment de l'ATd.

4.3 Résultats pour l'analyse de la morphologie de la valve avec l'imagerie de flux de la séquence 4D flow

La concordance entre l'analyse réalisée par l'ingénieur spécialisé en traitement de l'image sur l'imagerie de flux de la séquence 4D flow et celle réalisée par les radiologues junior ($k=0,8$) et senior ($k=0,78$) sur la séquence morphologique du 4D flow était très bonne. La différence était expliquée par la seule valve discordante entre junior et senior comme mentionné ci-dessus.

La concordance entre l'analyse de l'ingénieur spécialisé en traitement de l'image et la séquence 2D ciné b-SSFP de référence était parfaite ($kappa=1$), aucune erreur n'a été retrouvée, même pour la valve qui a mis en défaut le junior et le sénior sur la séquence 4D morphologique.

De plus, la valve mécanique a également été correctement identifiée, avec la présence d'artéfacts de flux. L'analyse de l'imagerie de flux du 4D flow constitue donc une information importante, permettant d'améliorer la sensibilité et la spécificité de la séquence 4D flow pour la caractérisation de la morphologie de la valve.

4.4 Cohérence externe

Concernant la cohérence externe de notre étude, seule l'étude de Bock, à notre connaissance, compare les mesures de l'ATa, l'arche et l'ATd, entre les séquences 4D Flow sans injection puis avec injection de produit gadoliné, en comparaison avec la séquence 3D angio-IRM. Cette étude retrouve une excellente corrélation avec la séquence 4D injectée : l'analyse de Bland-Altman retrouve un biais très faible de 0,1mm ou 0,26mm, selon le type de produit gadoliné utilisé. Cette corrélation est légèrement meilleure que notre étude, puisque le radiologue senior obtenait un biais le plus faible de 0,84 mm pour le manchon ascendant et le junior un biais plus faible de 0,34 mm pour l'ATa au pied du TABC.

Mais contrairement à notre étude, seuls trois segments aortiques ont été mesurés (ATa, arche aortique et ATd) et l'expression des résultats de Bland-Altman était globale pour l'ensemble des mesures de l'AT, sans détail par segment.

Cette étude retrouvait aussi une amélioration significative ($p < 0,0001$) du rapport signal-sur-bruit, avec injection de produit gadoliné, en comparaison avec la séquence 4D flow non injectée (50).

L'étude de François et al s'est intéressée à l'analyse du 4D flow sans injection au niveau des artères rénales et de l'aorte abdominale adjacente. Les résultats entre la séquence 4D flow sans injection préalable et la séquence 3D angio-IRM étaient très bons, légèrement meilleurs que dans notre étude, avec une analyse de Bland-Altman retrouvant un biais faible de -0,23mm (limites d'agrément : -1,78 – 1,31mm) pour la mesure du diamètre de l'AA ; et un biais de 0,25 mm (limites d'agrément -1,23 – 1,73 mm) pour le diamètre des artères rénales proximales (51). Ces résultats de la séquence 4D flow sans injection sont remarquables, très intéressants quant à la précision des mesures de diamètres vasculaires obtenus et la possibilité de surseoir à l'injection de gadolinium, qui nous l'avons exposé, n'est pas sans conséquence (29,30).

Pour avoir un autre ordre d'idée dans la comparaison des diamètres de l'AT, l'étude de Krishnam (52) comparant la mesure du plus grand diamètre des AAT, entre séquence 3D SSFP et 3D angio-IRM, retrouvait une excellente corrélation ($r=0,99$) et les analyses de Bland-Altman, un biais faible de 0,16mm (limite d'agrément de -0,73 à 1,05 mm). Une autre étude comparant la séquence 3D SSFP et 3D angio-IRM avec synchronisation cardiaque, retrouve également des mesures de diamètres sans différences significatives et un biais faible de Bland-Altman de -0,42mm (53). Bien que les deux séquences étudiées ne soient pas identiques aux nôtres, l'ordre de grandeur de nos résultats est en accord avec ces études.

Plusieurs études (52–55) retrouvent une meilleure analyse qualitative pour la visualisation de la racine aortique avec la séquence 3D-SSFP par rapport à la séquence 3D angio-IRM. La séquence SSFP possède un excellent rapport signal-sur-bruit ainsi qu'un excellent rapport contraste-sur-bruit (56), qui sont meilleurs qu'avec la séquence 3D angio-IRM sur l'ensemble des segments de l'aorte thoracique ($p < 0,01$) (52). Par ailleurs, la racine aortique est le segment aortique le plus souvent artéfacté par les mouvements du cœur (57). Cela explique la supériorité de la séquence SSFP par rapport à la 3D angio-IRM, ainsi que par rapport à la séquence 4D flow dans notre étude.

A noter qu'une étude retrouve une meilleure analyse qualitative ($p < 0,005$) pour la visualisation de la naissance des troncs supra-aortiques (TSA), avec la séquence 3D angio-IRM par rapport à la séquence 3D-SSFP (54).

Bock mentionne également une meilleure analyse visuelle de la séquence 3D angio-IRM par rapport à la séquence 4D flow, pour les TSA, mais ceci était expliqué par un faible volume d'acquisition en sagittal oblique avec le 4D flow (50). Dans notre étude la visualisation de la naissance des TSA apparaissait similaire entre les séquences 4D flow et 3D angio-IRM.

François et al, concernant l'analyse qualitative globale, ne retrouvaient pas de différence significative entre la séquence 4D flow non injectée (réalisée avant l'angio-IRM) et la séquence 3D angio-IRM, ce qui est en accord avec notre perception lors de l'étude des AT (avec pour différence une séquence 4D flow réalisée après l'angio-IRM, donc injectée, pour notre étude). Mais une différence significative était retrouvée pour la visualisation des artères rénales segmentaires, mieux visualisées avec la séquence 4D flow réalisée sans injection, alors qu'elles apparaissaient masquées par le rehaussement du parenchyme rénal, sur la séquence 3D angio-IRM. La séquence 4D flow sans injection apparaissait également moins « bruitée » ($p < 0,05$) (51).

Ces résultats du 4D flow sans injection sont remarquables car il est reconnu que l'injection améliore significativement le rapport signal-sur-bruit de la séquence (50,58) ; l'analyse qualitative du 4D flow sans injection par rapport à la séquence de référence 3D angio-IRM étant identique ou meilleure, il serait intéressant d'évaluer cette séquence au niveau de l'AT.

Malgré l'absence d'analyse qualitative visuelle de l'ensemble de l'AT dans notre protocole, nous n'avons pas remarqué de différence notable concernant la qualité des images entre la séquence 4D flow et la séquence 3D angio-IRM, sauf pour un patient pour lequel des artéfacts de mouvements respiratoires, rendaient difficile l'interprétation de la séquence 4D flow.

Concernant l'étude qualitative d'un autre gros vaisseau, Yzet et al. retrouvaient une excellente analyse qualitative pour le tronc porte de la totalité des patients, avec une moins bonne qualité pour les plus petits vaisseaux : branche portale droite (84%) gauche (65%), artère hépatique (50%), expliquée par leur plus petites tailles ainsi que par leur localisation et des phénomènes de turbulence de flux au niveau de la veine cave inférieure sus-hépatique (34,6%), en rapport avec des reflux cardiaques (étude non publiée pour le moment, titre : évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans l'exploration du flux portal ; lien de la faculté de médecine d'Amiens pour consultation <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02063791/document>).

4.5 Apport de la séquence 4D flow grâce aux critères de flux et biomécaniques

La séquence 4D Flow permet, comme nous l'avons montré dans notre étude, de mesurer le diamètre des AAT de manière fiable et reproductible (bonne concordance inter-observateur et bonne corrélation avec les techniques de référence). La quantification du flux sanguin (débit de pointe, net flow volum, fraction de régurgitation) avec la séquence 4D est comparable avec la séquence de référence 2D PC (59,60), même meilleure concernant l'étude de la vitesse systolique maximum (V_{max}) qui est sous-estimée avec la séquence 2D PC par rapport à l'échodoppler, contrairement au 4D Flow (61,62).

Mais il s'agit surtout de la seule modalité d'imagerie permettant d'obtenir certains critères de flux et biomécaniques portant sur la paroi des AAT qui pourraient devenir, dans un avenir proche, des critères fondamentaux dans la prédiction du risque de complications des AAT et donc dans la surveillance des patients suivi pour AAT :

- l'analyse des modèles de flux sanguins identifie la présence de flux pathologiques, dénommés « supra-physiologic-helix » et « vortex », davantage retrouvés chez les patients avec AAT ascendante, leur intensité étant directement liée à une augmentation du diamètre de l'ATa chez les patients avec AAT ascendante (63). Des profils excentriques de flux sont également retrouvés, chez les patients bicuspidés avec dilatation de l'AT (64), mais également chez les patients bicuspidés sans dilatation, laissant penser que les anomalies de flux ont un rôle actif dans la dilatation de l'AT et ne sont pas la conséquence de celle-ci (65).
- Possibilité de visualisation du flux en 3D dans l'ensemble de l'AT, par des lignes de flux « streamlines » qui représentent les différents vecteurs du flux sanguin à un cycle cardiaque précis, ou par les lignes de cheminement « pathlines », qui représentent l'évolution temporelle du flux (25).
- On citera également le déplacement de flux (« flow displacement ») qui mesure le déplacement du flux systolique maximum (peak systolic flow) par rapport à la ligne centrale du flux, pondéré par le diamètre aortique, représentant ainsi une approche quantitative de la turbulence (eccentricity) du flux.

Ce critère s'avère être le seul, obtenu avec la séquence 4D flow, ayant montré sur une cohorte longitudinale (suivi moyen de 4 ans), qu'il était corrélé à la croissance aortique, chez des patients bicuspidés (r de Pearson=0,65 ; $p < 0,001$) (croissance plus rapide des AAT chez les patients bicuspidés, avec flux sanguin turbulent (1,2mm/an) versus flux sanguin laminaire (0,3mm/an)) (66). De plus, la présence d'un déplacement de flux pathologique et sa localisation au sein de l'AT sont corrélés aux différentes localisations de dilatation de l'AT, principalement rencontrées en fonction du type de bicuspidie : la bicuspidie LR (« left-right coronary ») est principalement associée à une dilatation de la portion tubaire de l'ATa (ATa proximale), avec déplacement de flux pathologique prédominant dans cette même région ; la bicuspidie NR (« non coronary leaflet ») présente une dilatation de l'ATa avec atteinte de l'arche ou de la racine aortique, avec déplacement de flux pathologique associé (64).

- les contraintes de cisaillements pariétales (wall shear stress :Wss), qui entraînent, lorsqu'elles sont trop élevées ou trop basses, des modifications histologiques sur la paroi aortique (67,68). Geiger et al. (69) retrouvent chez des patients avec syndrome de Marfan, un niveau plus bas du Wss au niveau de la partie interne de l'ATd proximale par rapport aux sujets sains ($p=0,01$), au début de l'étude et après 3,5 ans de suivi en moyenne.

Cette diminution localisée du Wss était associée à un modèle de flux sanguin pathologique, « helix and vortex flow » et à une augmentation du diamètre de l'ATd. Cependant, dans une autre étude (70), cette baisse localisée du Wss n'était pas retrouvée pour l'ATd, mais au niveau de l'arche aortique et de l'ATa, chez des patients avec syndrome de Marfan, avec un âge moyen plus élevé.

Les patients bicuspidés avec dilatation de l'AT, ont une élévation significative de la Wss par rapport aux sujets tricuspides avec dilatation de l'AT ($p < 0,0125$). De plus, la localisation de l'élévation des Wss significativement augmentée est différente, selon le type de bicuspidie (pour les patients LR-BAV : paroi antérieure droite de la jonction ST; pour les patients NR-BAV paroi postérieure droite de la jonction ST et circonférentielle pour la portion distale de l'AT ascendante), reflétant les profils excentriques du flux sanguin chez les patients bicuspidés et le changement des zones d'impacts de l'écoulement au niveau de la paroi, selon le modèle de fusion des cusps (64).

Le Wss est significativement réduit chez les patients tricuspides avec dilatation de l'AT, par rapport aux volontaires sains plus jeunes (63,64), notamment au niveau de la portion distale de l'AT ascendante et de l'arche aortique.

Tout ceci laisse à penser que l'évolution du Wss, ainsi que son rôle dans la physiopathologie des AAT, dépend de plusieurs paramètres, notamment de flux, probablement intriqués, mal connus à l'heure actuelle et qui restent à préciser par de plus larges études dans lesquelles la séquence 4D flow aura un rôle à jouer. A noter que l'estimation du Wss, par la séquence 4D flow est dépendante de plusieurs paramètres, dont la résolution spatiale et la Venc (24,71,72). Son étude reste donc à approfondir.

De plus, les critères de flux sont disponibles dans l'ensemble du volume acquis lors de l'examen et peuvent être étudiés rétrospectivement sur différentes régions de l'AT, constituant un avantage considérable avec une meilleure détermination de certains critères comparativement à la séquence de flux 2D PC, pour laquelle des zones d'intérêts prédéfinies doivent être déterminées préalablement à l'acquisition des images.

C'est le cas par exemple du critère « pulse wave velocity » (vitesse de propagation de l'impulsion de la pression systolique) qui est un marqueur de la rigidité pariétale de l'AT. Ce critère est augmenté et a une spécificité modérée ($\geq 78\%$) pour prédire l'absence de croissance des différents segments aortiques, chez les patients avec syndrome de Marfan (73). Il est également augmenté chez les patients avec athérosclérose (74).

L'émergence de la séquence 4D Flow va permettre l'étude de ces nombreux paramètres de flux sur de larges cohortes longitudinales, afin d'en déterminer l'impact pronostic dans la pratique clinique, avec la potentielle création de nouveaux critères de stratification du risque de complication des AAT et ainsi l'amélioration de leur prise en charge.

4.6 Limites

Il s'agissait d'une étude rétrospective, monocentrique. Notre échantillon de patients était de faible taille (22 patients), cela était dû au caractère rétrospectif de l'étude, sur une durée d'un an. En effet, environ 80 IRM d'aorte thoracique sont réalisées annuellement dans notre centre, avec plusieurs indications autres que les suivis de dilatation anévrysmale.

La séquence 4D flow étant une séquence relativement nouvelle, elle n'est pas réalisée de manière systématique à l'heure actuelle, contribuant également à un plus faible nombre de patients inclus dans l'étude.

Cependant, ce nombre est comparable à l'étude de Bock (30 patients volontaires sains), comparant la séquence 4D flow avec la séquence 3D angio-IRM, ainsi que celle de François (27 patients) au niveau des artères rénales.

A noter également, que suite à un problème technique lors de la sauvegarde de la séquence 4D flow sur le réseau local, cinq patients n'ont pu être inclus dans notre étude.

Sur le plan technique :

La séquence 4D flow était dans notre étude, réalisée en respiration libre, avec moyennage des mouvements respiratoires, mais sans réelle synchronisation, pouvant gêner l'analyse des petits vaisseaux. Cependant, nos mesures intéressaient l'AT et cette absence de synchronisation n'a pas, a priori, d'influence sur la mesure des gros vaisseaux, sauf peut-être pour l'évaluation de la racine aortique.

Les examens étaient réalisés sur une IRM 1,5T. Le rapport signal-sur-bruit aurait été meilleur sur une IRM 3T (augmentation de 1,7 fois de ce rapport (58)) ce qui pourrait améliorer nos résultats, notamment pour la racine aortique.

Sur le plan méthodologique :

Nous avons décidé de conserver le plus grand diamètre de la mesure de cusp à cusp et celui de la mesure de cusp à commissure, en accord avec notre pratique clinique. Nous aurions pu faire une moyenne des trois mesures de cusp à cusp comme recommandé par les sociétés savantes (17). De plus, afin d'être le plus reproductible possible et de se rapprocher le plus possible de la pratique clinique, nous avons décidé de mesurer le manchon ascendant et de l'ATd, au niveau de leur diamètre le plus grand, ne prenant pas en compte le repère classique de l'artère pulmonaire droite (1,2). L'ATd proximale au niveau de l'isthme aortique n'a pas non plus été mesurée.

La mesure de la surface de l'anneau n'était pas possible chez 50% de nos patients sur la séquence 2D ciné b-SSFP. Cela a sûrement participé à la faible corrélation avec la séquence 4D pour le radiologue junior.

Nous aurions pu faire une analyse qualitative sur l'ensemble de l'aorte thoracique, en comparant les séquences 3D angio-IRM et 4D flow, pour évaluer s'il y avait une différence

entre ces deux séquences. En pratique, nous avons retrouvé une excellente corrélation pour les mesures, entre celles-ci, laissant suggérer que l'analyse qualitative aurait également été bonne.

4.7 Perspectives

Les perspectives sont multiples et enthousiasmantes. La séquence 4D flow permet d'étudier de nombreux critères de flux et biomécaniques (que nous avons exposés) avec des résultats encourageants. Cela doit faire l'objet d'études longitudinales, pour pouvoir déterminer leur potentiel caractère pronostique et évaluer leur impact dans la pratique clinique, afin d'améliorer la stratification du risque des patients suivis pour AAT.

Le rapport signal-sur-bruit pourrait être amélioré grâce au développement de nouvelles antennes et à la progression technique des machines.

L'objectif serait de pouvoir l'améliorer suffisamment pour pouvoir se passer de l'injection de gadolinium, évitant ainsi les conséquences non négligeables d'injections répétées chez les patients suivis pour AAT. Les champs d'applications sont également multiples et ne se limitent pas au cœur et aux vaisseaux. La séquence 4D flow présente par exemple un grand intérêt au niveau encéphalique, que ce soit pour l'étude des anévrismes, des malformations artérioveineuses, ou même de la circulation du flux de liquide céphalo-spinal (75).

5) Conclusion

Notre étude en comparant la séquence 4D flow avec les séquences de référence, chez des patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique, retrouve une bonne fiabilité et reproductibilité pour la caractérisation de la morphologie de la valve aortique ainsi que pour la mesure des segments de l'aorte thoracique, en dehors de la racine aortique où les résultats sont moins précis.

Bibliographie

1. 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). *Eur Heart J*. 1 nov 2014;35(41):2873–926.
2. 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: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine. *Circulation*. 6 avr 2010;121(13):e266-369.
3. Hanneman K, Chan FP, Mitchell RS, Miller DC, Fleischmann D. Pre- and Postoperative Imaging of the Aortic Root. *RadioGraphics*. janv 2016;36(1):19–37.
4. Mongeon F-P, Marcotte F, Terrone DG. Multimodality Noninvasive Imaging of Thoracic Aortic Aneurysms: Time to Standardize? *Can J Cardiol*. janv 2016;32(1):48–59.
5. Murillo H, Lane MJ, Punn R, Fleischmann D, Restrepo CS. Imaging of the Aorta: Embryology and Anatomy. *Semin Ultrasound CT MRI*. juin 2012;33(3):169–90.
6. Kälsh H, Lehmann N, Möhlenkamp S, Becker A, Moebus S, Schmermund A, et al. Body-surface adjusted aortic reference diameters for improved identification of patients with thoracic aortic aneurysms: Results from the population-based Heinz Nixdorf Recall study. *Int J Cardiol*. févr 2013;163(1):72–8.
7. Goldfinger JZ, Halperin JL, Marin ML, Stewart AS, Eagle KA, Fuster V. Thoracic Aortic Aneurysm and Dissection. *J Am Coll Cardiol*. oct 2014;64(16):1725–39.
8. Lin FY, Devereux RB, Roman MJ, Meng J, Jow VM, Jacobs A, et al. Assessment of the thoracic aorta by multidetector computed tomography: Age- and sex-specific reference values in adults without evident cardiovascular disease. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. sept 2008;2(5):298–308.
9. Vriz O, Aboyans V, D’Andrea A, Ferrara F, Acri E, Limongelli G, et al. Normal Values of Aortic Root Dimensions in Healthy Adults. *Am J Cardiol*. sept 2014;114(6):921–7.
10. Sci-Hub | Thoracic aorta – dilated or not? *Scandinavian Cardiovascular Journal*, 40(3), 175–178 | 10.1080/14017430600565999 [Internet]. [cité 8 oct 2019]. Disponible sur: <https://sci-hub.tw/10.1080/14017430600565999>
11. Hannuksela M, Lundqvist S, Carlberg B. Thoracic aorta – dilated or not? *Scand Cardiovasc J*. janv 2006;40(3):175–8.
12. Turkbey EB, Jain A, Johnson C, Redheuil A, Arai AE, Gomes AS, et al. Determinants and normal values of ascending aortic diameter by age, gender, and race/ethnicity in the Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis (MESA): Ascending Aortic Diameter by MRI. *J Magn Reson Imaging*. févr 2014;39(2):360–8.
13. Iskandar A, Thompson PD. A Meta-Analysis of Aortic Root Size in Elite Athletes. *Circulation*. 19 févr 2013;127(7):791–8.
14. Davis AE, Lewandowski AJ, Holloway CJ, Ntusi NA, Banerjee R, Nethononda R, et al. Observational study of regional aortic size referenced to body size: production of a cardiovascular magnetic resonance nomogram. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014;16(1):9.
15. Davies RR, Gallo A, Coady MA, Tellides G, Botta DM, Burke B, et al. Novel

- Measurement of Relative Aortic Size Predicts Rupture of Thoracic Aortic Aneurysms. *Ann Thorac Surg.* janv 2006;81(1):169–77.
16. Ziganshin BA, Elefteriades JA. Treatment of Thoracic Aortic Aneurysm: Role of Earlier Intervention. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;27(2):135–43.
 17. Goldstein SA, Evangelista A, Abbara S, Arai A, Asch FM, Badano LP, et al. Multimodality Imaging of Diseases of the Thoracic Aorta in Adults: From the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr.* févr 2015;28(2):119–82.
 18. Bhave NM, Nienaber CA, Clough RE, Eagle KA. Multimodality Imaging of Thoracic Aortic Diseases in Adults. *JACC Cardiovasc Imaging.* juin 2018;11(6):902–19.
 19. Fisher EA, Stahl JA, Budd JH, Goldman ME. Transesophageal echocardiography: Procedures and clinical application. *J Am Coll Cardiol.* nov 1991;18(5):1333–48.
 20. Lichtenberger J, Franco D, Kim J, Carter B. MR Imaging of Thoracic Aortic Disease. *Top Magn Reson Imaging.* avr 2018;27(2):95–102.
 21. Bogren HG, Buonocore MH. Blood flow measurements in the aorta and major arteries with MR velocity mapping. *J Magn Reson Imaging JMRI.* avr 1994;4(2):119–30.
 22. Stankovic Z, Allen BD, Garcia J, Jarvis KB, Markl M. 4D flow imaging with MRI. *Cardiovasc Diagn Ther.* 15 avr 2014;4(2):173–192–192.
 23. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular Flow Measurement with Phase-Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation. *RadioGraphics.* mai 2002;22(3):651–71.
 24. Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhäll C-J, Ebbers T, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson.* déc 2015;17(1):72.
 25. Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2012;36(5):1015–36.
 26. Lai P, Shimakawa A, Cheng JY, Alley MT, Vasanawala S, Brau AC. Sub-8-minute cardiac four dimensional flow MRI using kat ARC and variable density signal averaging. *J Cardiovasc Magn Reson.* déc 2015;17(S1):Q36.
 27. Garot J. Four-dimensional flow cardiovascular magnetic resonance: Towards accurate flow quantification? *Arch Cardiovasc Dis.* avr 2019;112(4):223–5.
 28. Garcia J, Barker AJ, Markl M. The Role of Imaging of Flow Patterns by 4D Flow MRI in Aortic Stenosis. *JACC Cardiovasc Imaging.* févr 2019;12(2):252–66.
 29. Grobner T. Gadolinium – a specific trigger for the development of nephrogenic fibrosing dermopathy and nephrogenic systemic fibrosis? *Nephrol Dial Transplant.* 1 avr 2006;21(4):1104–8.
 30. Kanda T, Nakai Y, Oba H, Toyoda K, Kitajima K, Furui S. Gadolinium deposition in the brain. *Magn Reson Imaging.* déc 2016;34(10):1346–50.
 31. Kilner PJ, Geva T, Kaemmerer H, Trindade PT, Schwitter J, Webb GD. Recommendations for cardiovascular magnetic resonance in adults with congenital heart disease from the respective working groups of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J.* 1 avr 2010;31(7):794–805.
 32. Elefteriades JA, Farkas EA. Thoracic Aortic Aneurysm. *J Am Coll Cardiol.* mars 2010;55(9):841–57.
 33. Elefteriades JA. Thoracic Aortic Aneurysm: Reading the Enemy’s Playbook. *Curr Probl Cardiol.* mai 2008;33(5):203–77.
 34. Olsson C, Thelin S, Stahle E. Thoracic aortic aneurysm and dissection: Increasing prevalence and improved outcomes reported in a nationwide population-based study of more

- than 14,000 cases from 1987 to 2002. *J Vasc Surg.* sept 2007;46(3):609.
35. Thoracic aortic aneurysm: unlocking the “silent killer” secrets | SpringerLink [Internet]. [cité 21 oct 2019]. Disponible sur: <https://link-springer-com.rproxy.sc.univ-paris-diderot.fr/article/10.1007%2Fs11748-017-0874-x>
 36. Elefteriades JA, Barrett PW, Kopf GS. Litigation in Nontraumatic Aortic Diseases – A Tempest in the Malpractice Maelstrom. *Cardiology.* 2008;109(4):263–72.
 37. Sci-Hub | Pathogenesis of Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysms. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1085(1), 339–352 | 10.1196/annals.1383.013 [Internet]. [cité 23 oct 2019]. Disponible sur: <https://sci-hub.tw/10.1196/annals.1383.013>
 38. Isselbacher EM. Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysms. *Circulation.* 15 févr 2005;111(6):816–28.
 39. Guo D, Hasham S, Kuang S-Q, Vaughan CJ, Boerwinkle E, Chen H, et al. Familial Thoracic Aortic Aneurysms and Dissections: Genetic Heterogeneity With a Major Locus Mapping to 5q13-14. *Circulation.* 22 mai 2001;103(20):2461–8.
 40. 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. *Ann Thorac Surg.* oct 2006;82(4):1400–5.
 41. Robertson EN, van der Linde D, Sherrah AG, Valley MP, Wilson M, Bannon PG, et al. Familial non-syndromal thoracic aortic aneurysms and dissections — Incidence and family screening outcomes. *Int J Cardiol.* oct 2016;220:43–51.
 42. Nkomo VT, Enriquez-Sarano M, Ammash NM, Melton LJ, Bailey KR, Desjardins V, et al. Bicuspid Aortic Valve Associated With Aortic Dilatation: A Community-Based Study. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* févr 2003;23(2):351–6.
 43. Coady MA, Rizzo JA, Hammond GL, Mandapati D, Darr U, Kopf GS, et al. What is the appropriate size criterion for resection of thoracic aortic aneurysms? *J Thorac Cardiovasc Surg.* mars 1997;113(3):476–91.
 44. Cheung K, Boodhwani M, Chan K, Beauchesne L, Dick A, Coutinho T. Thoracic Aortic Aneurysm Growth: Role of Sex and Aneurysm Etiology. *J Am Heart Assoc* [Internet]. 2 févr 2017 [cité 8 oct 2019];6(2). Disponible sur: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/JAHA.116.003792>
 45. 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):17–28.
 46. Elefteriades JA. Natural history of thoracic aortic aneurysms: indications for surgery, and surgical versus nonsurgical risks. *Ann Thorac Surg.* nov 2002;74(5):S1877–80.
 47. Koullias G, Modak R, Tranquilli M, Korkolis DP, Barash P, Elefteriades JA. Mechanical deterioration underlies malignant behavior of aneurysmal human ascending aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg.* sept 2005;130(3):677.e1-677.e9.
 48. Pape LA, Tsai TT, Isselbacher EM, Oh JK, O’Gara PT, Evangelista A, et al. Aortic Diameter ≥ 5.5 cm Is Not a Good Predictor of Type A Aortic Dissection: Observations From the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD). *Circulation.* 4 sept 2007;116(10):1120–7.
 49. Aortic Size Distribution in the General Population: Explaining the Size Paradox in Aortic Dissection. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 5 oct 2019]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov.rproxy.sc.univ-paris-diderot.fr/pubmed/25997607>
 50. 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. *Magn Reson Med.* févr 2010;63(2):330–8.
 51. François CJ, Lum DP, Johnson KM, Landgraf BR, Bley TA, Reeder SB, et al. Renal

- Arteries: Isotropic, High-Spatial-Resolution, Unenhanced MR Angiography with Three-dimensional Radial Phase Contrast. *Radiology*. janv 2011;258(1):254-60.
52. Krishnam MS, Tomasian A, Malik S, Desphande V, Laub G, Ruehm SG. Image quality and diagnostic accuracy of unenhanced SSFP MR angiography compared with conventional contrast-enhanced MR angiography for the assessment of thoracic aortic diseases. *Eur Radiol*. juin 2010;20(6):1311-20.
 53. François CJ, Tuite D, Deshpande V, Jerecic R, Weale P, Carr JC. Unenhanced MR Angiography of the Thoracic Aorta: Initial Clinical Evaluation. *Am J Roentgenol*. avr 2008;190(4):902-6.
 54. Srichai MB, Kim S, Axel L, Babb J, Hecht EM. Non-Gadolinium-Enhanced 3-Dimensional Magnetic Resonance Angiography for the Evaluation of Thoracic Aortic Disease. *Tex Heart Inst J*. 2010;37(1):58-65.
 55. Potthast S, Mitsumori L, Stanescu LA, Richardson ML, Branch K, Dubinsky TJ, et al. Measuring aortic diameter with different MR techniques: Comparison of three-dimensional (3D) navigated steady-state free-precession (SSFP), 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography (CE-MRA), 2D T2 black blood, and 2D cine SSFP: Different MR Techniques to Measure Aortic Diameter. *J Magn Reson Imaging*. janv 2010;31(1):177-84.
 56. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR Angiography of the Heart with Segmented True Fast Imaging with Steady-State Precession. *Radiology*. juin 2001;219(3):828-34.
 57. Groves EM, Bireley W, Dill K, Carroll TJ, Carr JC. Quantitative Analysis of ECG-Gated High-Resolution Contrast-Enhanced MR Angiography of the Thoracic Aorta. *Am J Roentgenol*. févr 2007;188(2):522-8.
 58. Hess AT, Bissell MM, Ntusi NAB, Lewis AJM, Tunnicliffe EM, Greiser A, et al. Aortic 4D flow: Quantification of signal-to-noise ratio as a function of field strength and contrast enhancement for 1.5T, 3T, and 7T: Quantification of SNR in Aortic 4D Flow. *Magn Reson Med*. mai 2015;73(5):1864-71.
 59. Bollache E, van Ooij P, Powell A, Carr J, Markl M, Barker AJ. Comparison of 4D flow and 2D velocity-encoded phase contrast MRI sequences for the evaluation of aortic hemodynamics. *Int J Cardiovasc Imaging*. oct 2016;32(10):1529-41.
 60. Nordmeyer S, Riesenkampff E, Crelier G, Khasheei A, Schnackenburg B, Berger F, et al. Flow-sensitive four-dimensional cine magnetic resonance imaging for offline blood flow quantification in multiple vessels: A validation study. *J Magn Reson Imaging*. 27 août 2010;32(3):677-83.
 61. O'Brien KR, Gabriel RS, Greiser A, Cowan BR, Young AA, Kerr AJ. Aortic valve stenotic area calculation from phase contrast cardiovascular magnetic resonance: the importance of short echo time. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2009;11(1):49.
 62. 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: Peak Velocity Assessment With 4D Flow. *J Magn Reson Imaging*. déc 2016;44(6):1673-82.
 63. 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*. déc 2012;14(1):84.
 64. Mahadevia R, Barker AJ, Schnell S, Entezari P, Kansal P, Fedak PWM, et al. Bicuspid Aortic Cusp Fusion Morphology Alters Aortic Three-Dimensional Outflow Patterns, Wall Shear Stress, and Expression of Aortopathy. *Circulation*. 11 févr 2014;129(6):673-82.
 65. Bissell MM, Hess AT, Biasioli L, Glaze SJ, Loudon M, Pitcher A, et al. Aortic Dilation in Bicuspid Aortic Valve Disease: Flow Pattern Is a Major Contributor and Differs

- With Valve Fusion Type. *Circ Cardiovasc Imaging*. juill 2013;6(4):499–507.
66. Hope MD, Sigovan M, Wrenn SJ, Saloner D, Dyverfeldt P. MRI hemodynamic markers of progressive bicuspid aortic valve-related aortic disease: MRI Aortic Hemodynamic Markers. *J Magn Reson Imaging*. juill 2014;40(1):140–5.
67. Guzzardi DG, Barker AJ, van Ooij P, Malaisrie SC, Puthumana JJ, Belke DD, et al. Valve-Related Hemodynamics Mediate Human Bicuspid Aortopathy. *J Am Coll Cardiol*. août 2015;66(8):892–900.
68. Kaiser D, Freyberg M-A, Friedl P. Lack of Hemodynamic Forces Triggers Apoptosis in Vascular Endothelial Cells. *Biochem Biophys Res Commun*. févr 1997;231(3):586–90.
69. Geiger J, Hirtler D, Gottfried K, Rahman O, Bollache E, Barker AJ, et al. Longitudinal Evaluation of Aortic Hemodynamics in Marfan Syndrome: New Insights from a 4D Flow Cardiovascular Magnetic Resonance Multi-Year Follow-Up Study. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2017;19(1):33.
70. Wang H-H, Chiu H-H, Tseng W-YI, Peng H-H. Does altered aortic flow in marfan syndrome relate to aortic root dilatation?: Aortic Flow in Marfan Syndrome. *J Magn Reson Imaging*. août 2016;44(2):500–8.
71. Zimmermann J, Demedts D, Mirzaee H, Ewert P, Stern H, Meierhofer C, et al. Wall shear stress estimation in the aorta: Impact of wall motion, spatiotemporal resolution, and phase noise: Wall Motion Impact on WSS. *J Magn Reson Imaging*. sept 2018;48(3):718–28.
72. Petersson S, Dyverfeldt P, Ebbers T. Assessment of the accuracy of MRI wall shear stress estimation using numerical simulations. *J Magn Reson Imaging*. juill 2012;36(1):128–38.
73. Kröner ESJ, Scholte AJHA, de Koning PJH, van den Boogaard PJ, Kroft LJM, van der Geest RJ, et al. MRI-assessed regional pulse wave velocity for predicting absence of regional aorta luminal growth in marfan syndrome. *Int J Cardiol*. sept 2013;167(6):2977–82.
74. Markl M, Wallis W, Brendecke S, Simon J, Frydrychowicz A, Harloff A. Estimation of global aortic pulse wave velocity by flow-sensitive 4D MRI. *Magn Reson Med*. 23 avr 2010;63(6):1575–82.
75. Pereira VM, Delattre B, Brina O, Bouillot P, Vargas MI. 4D Flow MRI in Neuroradiology: Techniques and Applications. *Top Magn Reson Imaging TMRI*. avr 2016;25(2):81–7.

Evaluation of a 4D flow MRI sequence in the measurement of the diameters of the thoracic aorta and the characterization of the morphology of the aortic valve, carried out in the assessment of aneurysmal dilatation of the thoracic aorta

Objectives: To assess a 4D flow MRI (4D flow) sequence, in the measurement of thoracic aorta (TA) diameters, in comparison with 2D cine balanced-Steady State Free Precession (2D cine b-SSFP) and 3D angio-MRI sequence (3D MRA), in patients followed for dilation of TA.

Methods: Monocentric retrospective study carried out at the University Hospital of Amiens, approved by the local ethics committee. The diameters of the TA were blindly measured at predefined benchmarks by two radiologists (junior and senior with 2 years of experience). Measurements of the diameter of the aortic root and the study of the morphology of the aortic valve, carried out from the 4D flow sequence were compared with the 2D cine b-SSFP sequence, the other diameters were compared with the 3D MRA sequence. An additional study of the valve morphology was carried out, blinded by an engineer, only from the analysis of the flow of the 4D flow sequence. An inter-observer, intra-observer, statistical analysis between the sequences (coefficients of agreement) and a qualitative analysis were carried out.

Results: 22 patients were included (average age 51.6 years). Regarding the measurement of the different TA segments, the correlation between 4D flow and 3D MRA was excellent for the 2 radiologists ($r \geq 0.87$; $p < 0.001$); the inter-observer agreement with the 4Df sequence was very good (ICC ≥ 0.88) and the Bland-Altman analysis found a low bias (maximum bias: -1,3 mm). Concerning the measurement of the aortic valve, the correlation between 4D flow and 2D cine b-SSFP was good ($r = 0.76$ for junior; $r = 0.88$ for senior), the inter-observer agreement with the 4D flow sequence was good (ICC = 0.78). Concerning the valve morphology, the inter-observer agreement with the 4D flow sequence was very good ($k = 0.89$), despite an average agreement for the qualitative analysis ($k = 0.59$). The engineer found perfect agreement ($k = 1$) with the 2D cine b-SSFP sequence for the valve morphology.

Conclusion: The 4D flow sequence is found to be reliable and reproducible for the measurement of the various segments of the thoracic aorta, as well as for the characterization of the morphology of the aortic valve, in patients followed for aneurysmal dilatation of the thoracic aorta.

Keywords: MRI, 4D flow, 2D, 3D-angio-MRI, Diameter, Thoracic aorta

Évaluation d'une séquence IRM 4D flow dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique et la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, réalisée dans le bilan de dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique

Objectif : Évaluer une séquence IRM de flux 4D (4D flow), dans la mesure des diamètres de l'aorte thoracique (AT), en comparaison avec les séquences de références 2D ciné balanced-Steady State Free Precession (2D ciné b-SSFP) et séquence 3D angio-IRM (3D MRA), chez des patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'AT.

Matériels et méthodes : Étude rétrospective monocentrique réalisée au CHU d'Amiens, approuvée par le comité d'éthique local. Les diamètres de l'AT étaient mesurés à des points de repères prédéfinis, par deux radiologues, en aveugle. Les mesures du diamètre de la racine aortique et l'étude de la morphologie de la valve aortique, réalisées à partir de la séquence 4D flow étaient comparées avec la séquence 2D ciné b-SSFP, les autres diamètres étaient comparés avec la séquence 3D MRA. Une étude complémentaire de la morphologie de la valve était réalisée, en aveugle par un ingénieur, uniquement à partir de l'analyse du flux de la séquence 4D flow. Une analyse statistique inter-observateur, intra-observateur, entre les séquences (coefficients de concordance et corrélation) et une analyse qualitative ont été effectuées.

Résultats : 22 patients ont été inclus (moyenne d'âge 51,6 ans). Concernant la mesure des différents segments de l'AT, la corrélation entre 4D flow et 3D MRA était excellente pour les 2 radiologues ($r \geq 0,87$; $p < 0,001$) ; la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était très bonne (ICC $\geq 0,88$) et l'analyse de Bland-Altman retrouvait un biais faible (biais maximum : -1,3mm). Concernant la mesure de la valve aortique, la corrélation entre 4D flow et 2D ciné b-SSFP était bonne ($r=0,76$ pour junior ; $r=0,88$ pour senior), la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était bonne (ICC=0,78). Concernant la morphologie de la valve, la concordance inter-observateur avec la séquence 4D flow était très bonne ($k=0,89$), malgré une concordance moyenne pour l'analyse qualitative ($k=0,59$). L'ingénieur retrouvait une concordance parfaite ($k=1$) avec la séquence 2D ciné b-SSFP pour la morphologie de la valve.

Conclusion : La séquence 4D flow s'avère fiable et reproductible pour la mesure des différents segments de l'aorte thoracique ainsi que pour la caractérisation de la morphologie de la valve aortique, chez des patients suivis pour dilatation anévrysmale de l'aorte thoracique.

Mots-clés: IRM, 4D flow, 2D, 3D-angio-IRM, Diamètre, Aorte thoracique