



UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année : 2020

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Le flux 4D : technique et principales applications pour l'étude de  
l'aorte thoracique**

Présentée et soutenue publiquement le 9 octobre 2020 à 18h  
au Pôle Formation

par **Edouard GABIANO**

---

**JURY**

**Présidente :**

**Madame le Professeur Anne COTTEN**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur David MONTAIGNE**

**Monsieur le Professeur François PONTANA**

**Directeur de thèse :**

**Madame le Docteur Valentina SILVESTRI**

---

## **Avertissement**

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



## Liste des abréviations

L - R : raphé entre les deux sigmoïdes coronaires

PWV : Pulse Wave Velocity

R - N : raphé entre les sigmoïdes droite et non coronaire.

SNR : Signal to Noise Ratio

TKE : Turbulence Kinetic Energy

VENC : Vitesse d'Encodage

VSARR : Valve Sparing Aortic Root Replacement,

WSS : Wall Shear Stress

## **Table des matières**

### Résumé et mots clefs

### Introduction

### Modalités d'acquisition

- 1.5 T versus 3T
- Conditions d'examen et positionnement du volume
- Produit de contraste
- Synchronisation cardiaque et respiratoire
- Recommandations de paramètres d'acquisition
- Temps d'acquisition
- Écueils de mesure
- Particularités pédiatriques
- Stockage des données
- Post-traitement

### Analyse

- Analyse qualitative
  - Vecteur vitesse
  - Tracés de particules
  - Excentricité
- Analyse quantitative
  - Vitesse
  - Wall Shear Stress (WSS)
  - Pulse Wave Velocity (PWV)
  - Gradients
  - Turbulence Kinetic Energy (TKE)

### Applications à la pathologie aortique

- Valvulopathies aortiques
- Coarctation et pseudo-coarctation de l'aorte
- Athérosclérose
- Dissection aortique
- Aorte opérée
  - Généralités
  - Valvulopathies
    - Choix de la valve
    - Cas particulier de la bicuspidie aortique

Aortopathies

Exemple d'application locale

Conclusion

Bibliographie

## Résumé et mots clefs

La séquence en contraste de phase 2D a démontré sa validité dans la quantification des flux en IRM. Elle peut désormais être acquise dans les trois dimensions au cours d'un cycle cardiaque, on parle alors de flux 4D.

En moins de dix minutes, avec ou sans injection de gadolinium, cette séquence permet de couvrir la totalité de l'aorte thoracique ainsi que sa valve. Le volume obtenu après post-traitement permet l'évaluation de plusieurs paramètres hémodynamiques dans tous les plans de l'espace au cours de chaque phase du cycle cardiaque. Les informations recueillies offrent une analyse qualitative et quantitative du flux sanguin. Plusieurs modes de visualisations sont disponibles afin d'apprécier des caractéristiques qualitatives telles que le type d'écoulement (laminaire, hélicoïdal ou turbulent) ou son excentricité. Les tracés de particules représentent la dynamique du flux, avec un codage variable selon l'intensité et la direction des vecteurs vitesses. L'évaluation quantitative repose sur des paramètres classiques tels que la vitesse ou le débit ainsi que sur des marqueurs tels que la force de cisaillement ou la perte d'énergie liée à un flux turbulent. Ces paramètres ont permis une meilleure compréhension des perturbations hémodynamiques retrouvées dans les principales pathologies aortiques. L'excentricité du flux et la contrainte de cisaillement ont par exemple permis une meilleure compréhension du développement des anévrismes aortiques dans la bicuspidie valvulaire.

Ce travail a pour objectif de présenter les points techniques essentiels du flux 4D

ainsi que les principales applications dans la pathologie aortique valvulaire et pariétale.

Mots-clés : IRM, Flux 4D, Vasculaire, Aorte, Bicuspidie



## A. Introduction

C'est en 1980 que les premières acquisitions IRM en contraste de phase ont été appliquées pour le calcul de vitesse de flux *in vivo* (1). Initialement bidimensionnelles (2D), ces séquences d'abord validées pour les fonctions ventriculaires ont ensuite permis une étude des valvulopathies et des gros vaisseaux (1,2). La mesure s'effectue par le biais d'un plan orthogonal (*through plane*) ou parallèle (*in plane*) au flux, préalablement défini sur des séquences de repérage. Précise mais contraignante, cette technique nécessite souvent l'expertise de l'opérateur pour le placement de coupes et ne permet aucune correction *a posteriori*. Le développement des séquences 4D, permis notamment par l'amélioration des cartes graphiques, autorise désormais une étude à la fois volumique et dynamique. En effet, le "4D" fait référence à une acquisition en contraste de phase dans les trois plans de l'espace au cours d'un cycle cardiaque (3 dimensions + temps) permettant d'obtenir *a posteriori*, après post-traitement, une analyse dans n'importe quel plan de coupe. Cette séquence offre une analyse à la fois qualitative et quantitative du flux, avec des paramètres fondamentaux tels que la vitesse, le débit ainsi que des paramètres plus complexes tels que le stress à la paroi « *wall shear stress* » (WSS) et la « *turbulence kinetic energy* » (TKE). Elle a été décrite et validée à la fin des années 1990 (3,4), puis différentes études ont validé les mesures effectuées en flux 4D en comparaison avec les séquences classiques en contraste de phase 2D, permettant son utilisation dans l'étude des pathologies cardiaques, valvulaires et aortiques.

Fréquente et grave, la pathologie aortique peut-être primitive ou secondaire à une pathologie valvulaire. Son suivi en imagerie, auparavant uniquement morphologique, est désormais également hémodynamique grâce à la séquence de flux 4D.

L'objectif de ce travail est de présenter les méthodes d'acquisition et d'analyse actuellement disponibles pour l'imagerie IRM en flux 4D, ainsi que ses principales applications dans l'étude des pathologies de l'aorte.

## **B. Modalités d'acquisition**

Plus informatif que les séquences en contraste de phase 2D, le flux 4D est une technique avancée nécessitant à la fois la coopération du patient ainsi que l'expertise des manipulateurs et des radiologues. Sensible aux artéfacts pouvant causer des imprécisions de mesure, plusieurs points développés ci-dessous sont à respecter lors de l'acquisition.

### **a. 1.5 T versus 3T**

L'analyse qualitative est supérieure à 3T permettant d'obtenir une angiographie moins bruitée, des tracés de particules de meilleure qualité et une meilleure définition pour les plus petites structures comme les troncs supra-aortiques (5).

L'analyse des principaux paramètres quantitatifs (débit, vitesse et WSS max) est en revanche comparable quelque soit la puissance de l'aimant (5).

Pour une étude aortique en routine, une acquisition à l'aide d'une IRM 1.5T offre des résultats satisfaisants (6).

### **b. Conditions d'examen et positionnement du volume**

Comme souvent en IRM, la coopération du patient est indispensable. Acquise en respiration libre, la durée de la séquence est en moyenne de 15 minutes pour l'acquisition du volume thoracique. Il faut impliquer le patient en lui expliquant à l'avance la nécessité de respirer calmement, de façon régulière et sans grande amplitude, sans bouger. Cette étape est indispensable afin d'éviter un allongement de la durée d'acquisition, un échec ou l'obtention d'images de mauvaise qualité ou artéfactées. Pour étudier l'aorte thoracique, la boîte d'acquisition doit être placée au milieu du thorax, dans un plan sagittal oblique, en prenant soin d'inclure la valve, la portion ascendante, la crosse et l'aorte descendante.

En contraste de phase 2D, la présence médicale est souvent requise pour le placement de la boîte. En effet, pour la fluximétrie, il est nécessaire de se placer dans un plan strictement orthogonal au flux afin d'éviter la sous-estimation des vitesses, la correction n'étant pas possible *a posteriori* (2,7). L'acquisition 4D simplifie le placement de la boîte d'acquisition et le volume ainsi obtenu permettra l'analyse des données dans tous les plans de l'espace.

Certes plus longue à acquérir, la séquence de flux 4D s'avère plus efficace dans les cardiopathies congénitales complexes, s'affranchissant des multiples mesures en contraste de phase 2D. Chaque volume comprend une série d'images en magnitude et trois en contraste de phase pour chacune des directions de l'espace (cranio-caudale, antéro-postérieure et gauche-droite).

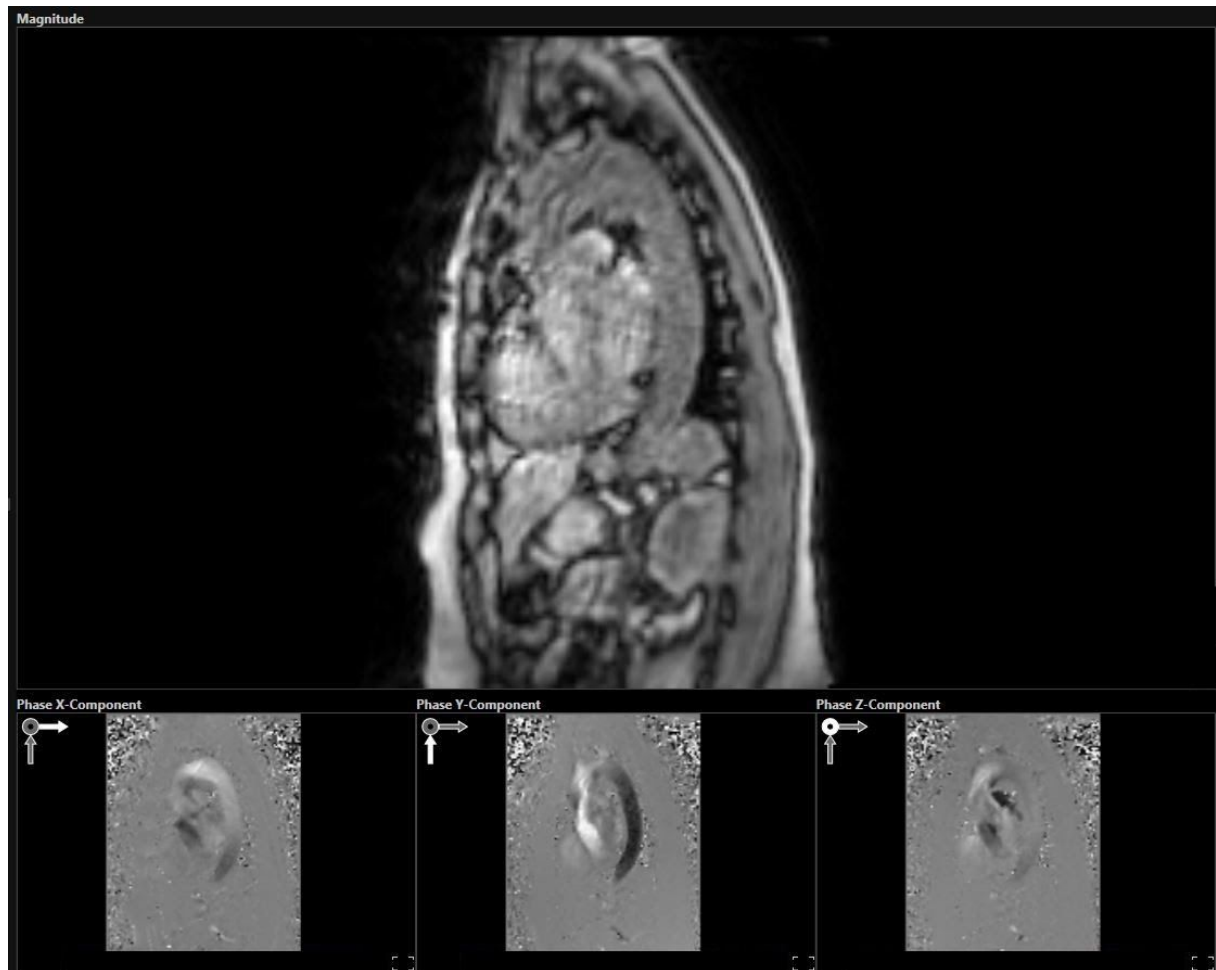


Fig. 1 : Acquisition en flux 4D de l'aorte thoracique avec l'imagerie en magnitude et les trois séries dans chaque direction (cranio-caudale, antéro-postérieure et gauche-droite) affichées avec le logiciel CAAS (Pie Medical Imaging, Pays-Bas).

### c. Produit de contraste

L'utilisation de produits de contraste gadolinés n'est pas indispensable. Néanmoins, si elle est nécessaire au protocole, comme pour l'évaluation d'un rehaussement tardif myocardique, elle permettra d'améliorer le rapport signal sur bruit ainsi que le rapport

vitesse sur bruit (8). Il est alors conseillé d'injecter le produit de contraste à dose habituelle, à l'injecteur et à bas débit pendant toute la durée de la séquence de flux 4D.

#### **d. Synchronisation cardiaque et respiratoire**

Les mouvements respiratoires peuvent entraîner des artéfacts, des incohérences de mesures ou un flou lors de l'acquisition. En conséquence, le monitoring respiratoire est recommandé (8) et peut se faire de plusieurs façons.

Le repérage des cycles respiratoires à l'aide de sangliers abdominales ou par le biais d'écho-navigateurs diaphragmatiques est couramment utilisé dans notre service ainsi que dans la plupart des centres (8). Bien qu'efficace, cette méthode, entraîne un allongement de la durée d'examen et ce d'autant plus si la respiration est irrégulière (1).

Dans un souci d'optimisation de durée d'examen, des techniques avancées de correction prospective ou rétrospective du mouvement ont été développées et permettent un enregistrement sur l'ensemble du cycle respiratoire.

Basée sur l'imagerie non cartésienne, Kolbitsch et al., proposent une méthode de correction rétrospective des mouvements respiratoires s'appuyant sur l'imagerie radiale. Avec cette méthode, le mouvement respiratoire est directement déduit de la séquence, extrait de l'espace  $k$  puis corrigé lors de la reconstruction (9).

La synchronisation cardiaque est également indispensable pour l'étude des régions anatomiques et sera de préférence rétrospective afin de couvrir la totalité du cycle cardiaque (2,8).

## e. Recommandations de paramètres d'acquisition

	Paramétrage optimal	Justification	Facteurs limitants	Consensus
<b>FOV</b>	Maximum	- SNR * - Couverture	Durée d'examen	Région d'intérêt
<b>Résolution spatiale</b>	- Maximale ** - Voxel isotropique	Précision	- Durée d'examen - SNR	< 2,5 x 2,5 x 2,5 mm
<b>Résolution temporelle</b>	Maximale	Précision	Durée d'examen	< 40 ms
<b>Synchronisation ECG</b>	Rétrospective	Totalité du cycle RR	Reconstruction complexe	- Rétrospective - A défaut : prospective
<b>Compensation des mouvements respiratoires</b>	Conseillée	- Durée d'examen - Réduction des artéfacts de mouvements	- Reconstruction complexe - Fiabilité - Artéfacts de mouvements	- Echo-navigateur hépatique ou diaphragmatique *** - A défaut : sangles abdominales
<b>Couverture partielle de l'espace k</b>	Totalité de l'espace k	- SNR - Résolution	Durée d'examen	- Remplissage elliptique - A défaut : half-scan 75 % x 75 % (x, y)
<b>Angle de bascule</b>	Angle de Ernst	SNR	Contraste vs SNR	Angle de Ernst
<b>Imagerie parallèle</b>	Non recommandée	SNR	Durée d'examen	R = 2-3
<b>Sous-échantillon age k-t</b>	Non recommandé	SNR	Durée d'examen	R = 4-5

\*SNR : signal to noise ratio, rapport signal sur bruit

\*\* : 5-6 voxels dans le diamètre du vaisseau sont nécessaires pour la fiabilité des mesures

\*\*\* : avec une fenêtre de 6 mm, 50% des cycles respiratoires seront exploitables

Tableau 1 : d'après Dyverfeldt et al. (8), modifié



### **f. Temps d'acquisition**

Initialement d'une durée de quarante minutes à une heure, la plupart des séries rapporte désormais un temps d'acquisition d'environ quinze minutes (8). Le développement des techniques d'imageries parallèles associées ou non au *compressed sensing* a permis d'obtenir des acquisitions en moins de dix minutes (10). L'utilisation d'un champ magnétique plus élevé améliore le rapport signal sur bruit et permet une acquisition plus rapide, réduisant les artéfacts de mouvements (12).

### **g. Écueils de mesure**

La fiabilité des données acquises en flux 4D est affectée par plusieurs paramètres qui nécessitent une correction avant le traitement et la visualisation des données.

Comme pour les séquences en contraste de phase 2D, la correction des courants de Foucault, des champs de gradient ou des effets de phase de Maxwell est indispensable (2,8,12). Ces corrections sont faites automatiquement lors du post-traitement et le radiologue n'intervient pas en routine sur ces paramètres.

Les sources d'erreur liées aux pathologies évaluées (turbulences des flux, etc) seront abordées ultérieurement (13).

Comme pour le contraste de phase 2D, le radiologue doit définir une limite maximale de vitesse attendue, que l'on appelle vitesse d'encodage ( $V_{enc}$ ). L'utilisateur doit prendre en compte la nature de la structure étudiée (veine ou artère) en pondérant selon le profil de vitesse attendue (accélération si sténose,...) et en s'aidant des vitesses mesurées en échographie. La plupart des auteurs recommande une vitesse de 150 cm/s pour l'étude de l'aorte et de 100 cm/s pour l'étude artérielle pulmonaire chez l'adulte (8). La population pédiatrique nécessitera des paramètres différents, abordés plus loin dans cet article.

La fiabilité de l'évaluation quantitative des flux repose en partie sur le choix de la vitesse d'encodage. En effet, une vitesse élevée va augmenter le bruit et altérer la précision de la mesure, mais *a contrario* lorsque la vitesse d'écoulement du flux est supérieure à la  $V_{enc}$  on obtient un repliement (aliasing) fréquentiel (14). Il est conseillé dès l'acquisition de régler la  $V_{enc}$  légèrement plus haute (10%) que la vitesse d'écoulement attendue (8).

Des séquences *Dual-Venc* sont en cours de développement, elles permettraient de réduire le bruit et donc d'améliorer la précision en adaptant la  $V_{enc}$  aux phases systolique et diastolique (14).

Dans les cas complexes, il est possible de réaliser plusieurs acquisitions en contraste de phase 2D afin d'estimer la vitesse de la structure étudiée.

Au préalable d'une utilisation en routine sur des cas pathologiques, Zhong et al. conseillent de confronter les résultats obtenus en flux 4D aux séquences validées. On peut par exemple confronter le volume d'éjection systolique aortique à la fonction ventriculaire estimée par les séquences cinés (15).

## **h. Particularités pédiatriques**

S'affranchissant des multiples mesures nécessaires avec le contraste de phase 2D, le flux 4D s'avère plus efficient dans les cardiopathies congénitales. Il requiert, en revanche, une adaptation des paramètres d'acquisition pour la population pédiatrique.

Au même titre que chez l'adulte, une quantification précise nécessite au moins cinq voxels au sein de la structure vasculaire, imposant parfois une diminution de la résolution spatiale. La durée d'acquisition restera pourtant le plus souvent inchangée, compensée par la réduction du volume de la boîte d'acquisition (15).

Un gating respiratoire est indispensable en raison de la plus grande sensibilité aux artéfacts respiratoires lors de l'étude de structures de petites tailles (15).

Un gating cardiaque prospectif est suffisant pour une étude aortique. Néanmoins, si une étude des flux intra-cardiaques est prévue en systole et en diastole, un gating rétrospectif est requis.

En l'absence de sténose, un réglage de la Venc entre 120 et 150 m/s est idéal pour les gros vaisseaux. En revanche, en cas de sténose il faudra augmenter la vitesse à 200 m/s (15). Les données échographiques ou les séquences en contraste de phase 2D pourront, comme évoqué pour les adultes, aider pour le choix des valeurs de Venc.

### **i. Stockage des données**

Les acquisitions en flux 4D nécessitent une importante capacité de stockage, le volume de l'acquisition variant de deux à quatre gigaoctets en moyenne (16). Ce stockage peut-être local ou en ligne, comme proposé par de nombreuses sociétés de post-traitement.

### **j. Post-traitement**

Le post-traitement est l'étape incontournable dans une étude en flux 4D et nécessite un logiciel dédié pour exploiter le volume de données qualitatives et quantitatives recueilli. De nombreuses sociétés sont disponibles mais le choix doit se faire dans la mesure du possible après une période d'essai afin de sélectionner les outils les plus adaptés à sa pratique. Cet impératif valable pour toute nouvelle acquisition en imagerie, est particulièrement vrai pour le flux 4D où le post-traitement peut être chronophage.

## **C. Analyse**

Le flux 4D offre à la fois des données anatomiques 3D et des données quantitatives dans les trois dimensions. L'analyse peut se faire en deux temps : d'une part l'analyse qualitative, permettant un aperçu rapide du type de flux, l'appréciation de la présence d'une sténose ou d'un éventuel shunt, d'autre part, l'analyse quantitative pour grader la sévérité de l'atteinte.

### **a. Analyse qualitative**

Plusieurs modes de visualisation sont à la disposition du radiologue. L'imagerie en magnitude permet une angiographie 3D fournissant une information anatomique précise et permet de segmenter les vaisseaux. D'autres modes de visualisations peuvent ensuite compléter l'analyse, qu'ils s'agissent de vecteurs de vitesse, de tracés de particules (pathlines, streamlines) ou de rendu de volume, chacun ayant ses avantages et ses limites qu'il faut intégrer pour ne pas faire d'erreur d'interprétation. Le codage couleur selon l'amplitude de la vitesse et la direction du flux facilite l'identification des régions aux vitesses d'écoulement systolique élevées. Les systèmes de segmentation automatiques sont d'une grande aide lors du post-traitement mais ces derniers nécessitent souvent une correction manuelle.

Certains auteurs confrontent la segmentation à une angiographie 3D afin d'affiner le contourage des vaisseaux (17).

Le placement des coupes se fera perpendiculairement à une ligne centrale, automatiquement tracée selon l'axe du vaisseau.

### **i. Vecteur vitesse**

Il s'agit d'un mode de présentation vectoriel affichant pour chaque voxel l'amplitude de vitesse selon les trois directions et à un instant  $t$ . Un codage couleur est associé, facilitant l'identification des régions à fortes vitesses d'écoulement systolique.

### **ii. Tracés de particules**

Il s'agit de lignes reliant les vecteurs vitesses et permettant de mieux visualiser la dynamique des flux à un moment donné du cycle cardiaque pour les « streamlines » (Fig. 2) et au cours d'un cycle cardiaque pour les « pathlines ».

Ce mode de visualisation permet de mieux comprendre les perturbations hémodynamiques, les shunts ainsi que les points d'entrées dans les dissections aortiques.

Plusieurs types de flux ont été décrits (16,18) :

- Laminaire : écoulement normal, les fluides s'écoulent dans la même direction, avec une faible résistance.

- Hélicoïdal : les particules tournent autour d'un axe et reproduisent un mouvement de spirale tout en avançant.
- Vortex / Turbulent : mouvement rotatif avec des lignes de courant ayant tendance à se recourber sur elles-mêmes, comme dans un tourbillon.

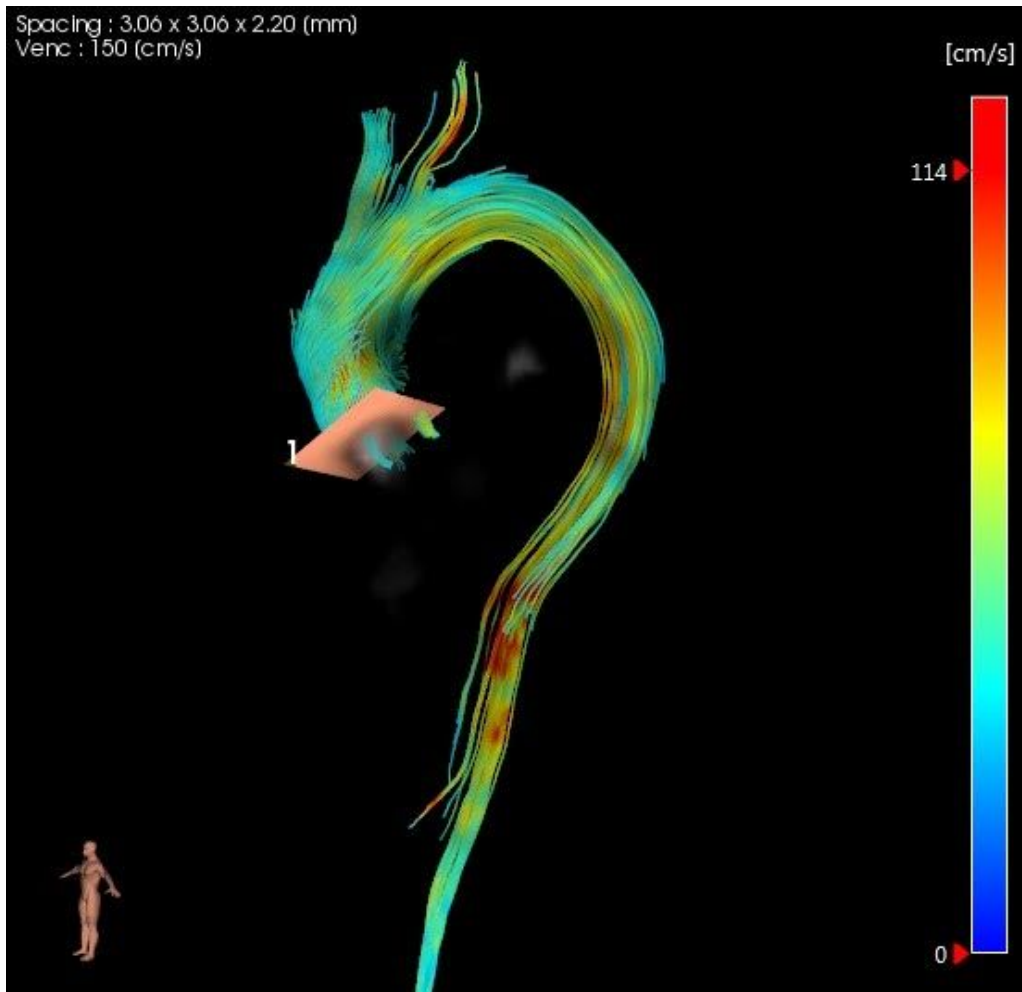
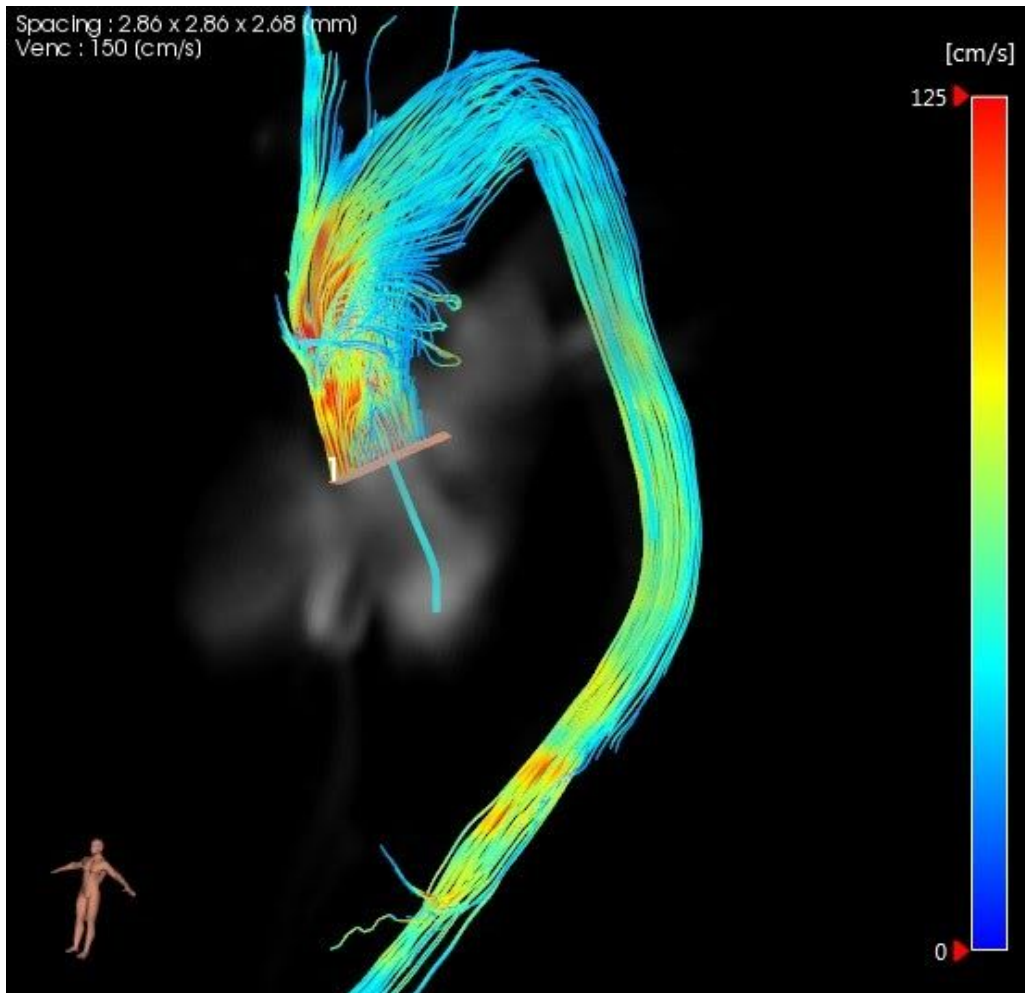


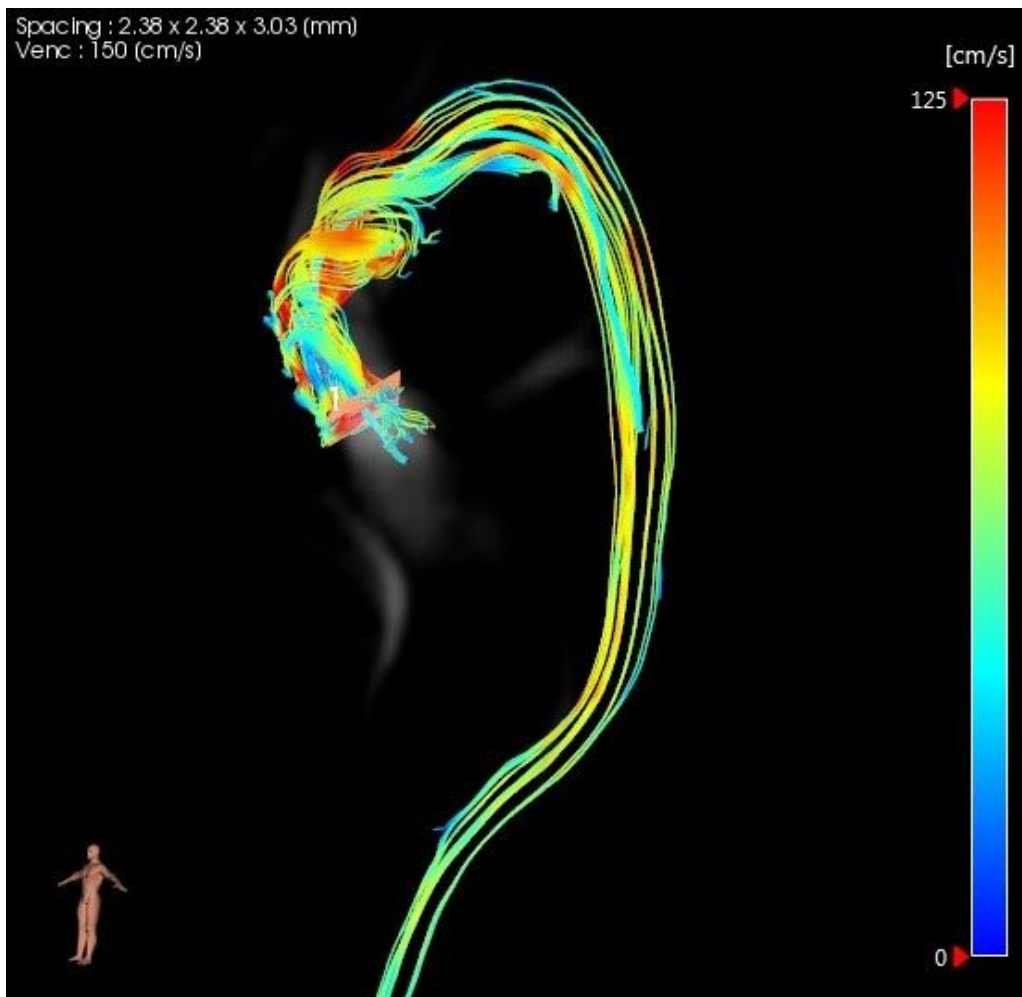
Fig. 2 : Flux représentés à l'aide de *streamlines* chez différents patients en post-opératoires de remplacement valvulaire aortique.

a : Flux laminaire ;



b : Hélicoïdal ;





c : Turbulent

Dans les aortes saines, non dilatées, le flux hélicoïdal prévaut et sera le plus souvent droitier (19).

Chez les patients avec une bicuspidie aortique, une sténose valvulaire ou une dilatation aortique le flux hélicoïdal sera plus marqué ( $>180^\circ$ ) et quelquefois associé à des vortex (19,20).

Dans l'étude de Bürk et al. qui comprenait une cohorte de 33 patients avec une dilatation aortique, la quasi totalité des patients (32/33) présentait des vortex alors

qu'aucun patient apparié sur l'âge (15 sujets ) et aucun sujet jeune (15 sujets) n'en présentaient (19).

Ces vortex sont définis par certains auteurs comme "secondaires", flux dont la direction est opposé au flux principal. Ils sont retrouvés soit physiologiquement à hauteur des sinus, soit de manière pathologique à hauteur des plicatures post-remplacement prothétique de l'aorte (21).

### iii. Excentricité

Étudiée par Hope et al. l'excentricité d'un flux peut-être secondaire à une pathologie valvulaire (22).

Elle peut-être caractérisée de cette façon : (18)

- Flux centré, occupant toute la surface.
- Flux modérément excentré, occupant les  $\frac{2}{3}$  de la surface.
- Flux excentré, occupant  $\frac{1}{3}$  de la surface.

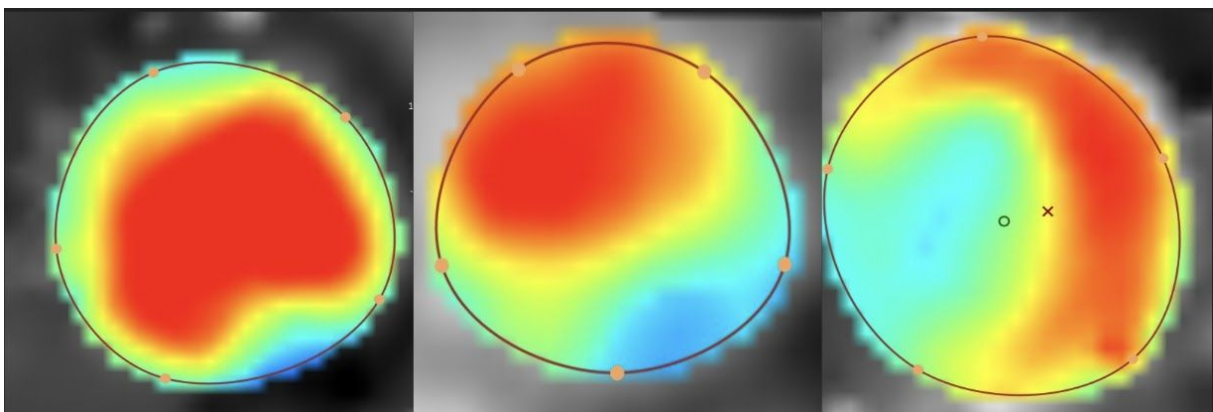


Fig. 3 : Excentricité du flux : A : centré ; B : modérément excentré ; C : excentré

Elle peut être également quantifiée en évaluant la distance entre le centre du flux par rapport au diamètre du vaisseau. Cette méthode facile permet d'obtenir un marqueur quantitatif de l'asymétrie d'écoulement et représente d'après Sigovan et al. le marqueur le plus fiable pour estimer l'excentricité d'un flux systolique aortique ascendant (23).

Les patients exempts de pathologie valvulaire ou de dilatation aortique présentent majoritairement un flux central (24).

### **b. Analyse quantitative**

Informative et offrant une représentation intuitive de l'hémodynamique, l'analyse qualitative peut être complétée par une analyse quantitative. Elle est essentielle pour apprécier les conséquences des flux pathologiques.

La quantification des flux, validée en IRM est couramment utilisée dans de nombreux centres pour estimer les shunts cardiaques et les régurgitations valvulaires (8). Le flux 4D permet désormais d'effectuer de multiples mesures, qu'il s'agisse de paramètres fondamentaux comme la vitesse ou de nouveaux paramètres tel que le stress à la paroi « *wall shear stress* ».

#### **i. Vitesse**

L'acquisition en 4D rend possible la quantification des vitesses d'écoulement du sang et des volumes dans n'importe quel segment vasculaire *a posteriori*. Les erreurs de mesures rencontrées en contraste de phase 2D liées au positionnement non perpendiculaire du plan par rapport au flux peuvent ainsi être minimisées (25,26). Une excellente corrélation dans les mesures du débit sanguin aortique a été retrouvée entre le contraste de phase 2D et le flux 4D avec une bonne reproductibilité et une faible variabilité inter et intra-observateur (27). Toutefois, il faut garder en mémoire que la mesure des vitesses en flux 4D repose sur l'équation de Navier-Stokes qui s'applique aux flux laminaires, rendant alors son application parfois difficile dans les cas de sténoses aortiques où les écoulements sont le plus souvent turbulents (26). Dans ces situations l'analyse préalable des flux en streamlines permet d'éviter cet écueil en positionnant son plan d'analyse à distance des flux turbulents.

## ii. Wall Shear Stress (WSS)

Estimée à partir des gradients de vitesse le long des parois vasculaires, la force de cisaillement représente la force de friction subie par l'endothélium liée à la viscosité d'un fluide. Cette force dépendante du flux dans les 3 plans de l'espace est représentée par un vecteur et exprimée en  $N/m^2$ . Basée le plus souvent sur une estimation 2D, plusieurs facteurs peuvent altérer la précision de mesure.

Le volume partiel ainsi que les résolutions spatiale et temporelle limitées du flux 4D induisent une sous-estimation des valeurs de WSS notamment pour les valeurs limites (5,23,24).

Son estimation présente une variabilité intra mais surtout inter-observateur plus marquée que les autres paramètres quantitatifs (vitesse maximale, débit, ..) (27).

Acceptable, restant inférieure à 10%, cette variabilité est liée d'une part au contourage manuel ou semi-automatique de la paroi aortique et d'autre part au choix du plan d'analyse (27).

Par ailleurs, la valeur absolue du WSS, représentant la projection du vecteur force à la paroi, peut manquer de pertinence, avec des valeurs similaires chez des sujets sains ou suivis pour une bicuspidie (6).

Afin d'affiner l'analyse et comprendre les perturbations du WSS plusieurs méthodes ont été développées.

Rodriguez-Palomarales et al. ont étudié les deux composantes orthogonales du vecteur ( axiale et circonférentielle) et ont montré que les témoins présentaient une augmentation du WSS axial en raison du flux laminaire prédominant, tandis que les patients avec une bicuspidie présentaient un flux hélicoïdal responsable d'une augmentation du WSS circonférentiel (6).

De nouvelles méthodes d'estimation 3D sont désormais disponibles et offrent une cartographie des valeurs de WSS (28,29).

Que l'estimation soit basée sur des méthodes 2D ou 3D, l'utilisation reste envisageable et a d'ores et déjà permis de comprendre des variations physiologiques ou pathologiques (8,30).

Il est notamment admis que le WSS est un marqueur du remodelage pathologique de l'endothélium vasculaire (30). Guzzardi et al. ont montré que les patients atteints de bicuspidie aortique avec une élévation des valeurs de WSS présentaient des modifications de la matrice extra-cellulaire avec une dégénérescence des fibres élastiques (28).

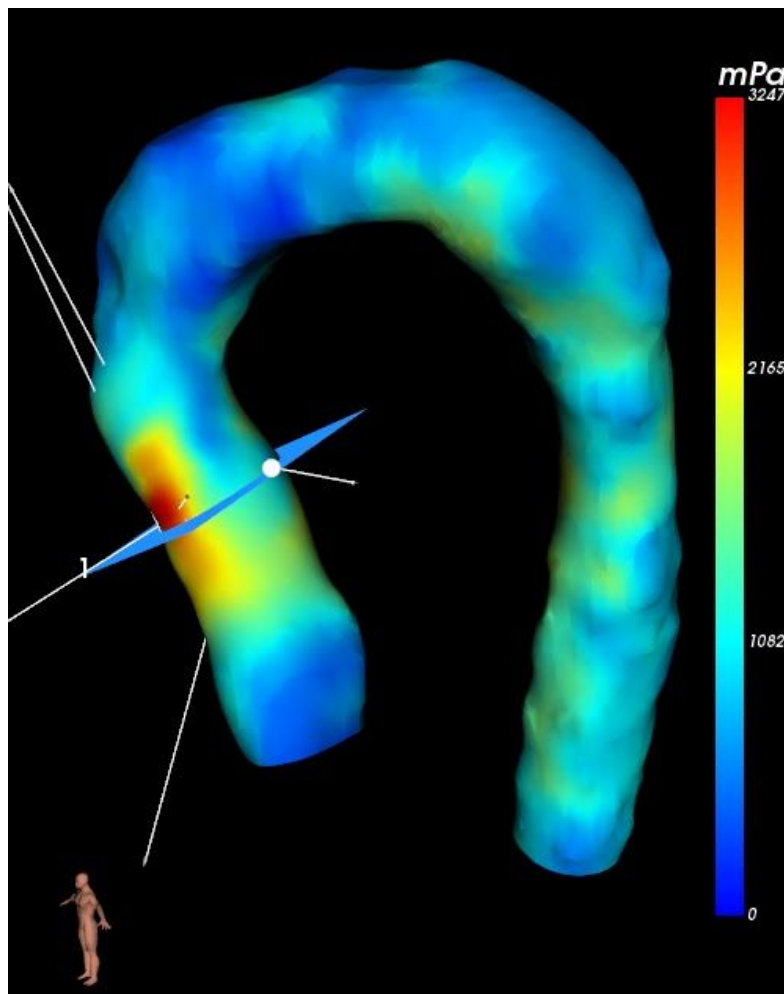


Fig. 4 : Représentation en rendu de volume des valeurs de *wall shear stress*. Notez l'asymétrie de répartition axiale du WSS chez ce patient ayant bénéficié d'une chirurgie de l'aorte ascendante.

### iii. Pulse Wave Velocity (PWV)

Définie comme la vitesse de propagation de l'onde de pouls, elle représente l'indice de rigidité aortique le plus documenté (31). L'IRM explore la totalité de l'aorte thoracique en une séquence et permet d'étudier la PWV à plusieurs niveaux avec une bonne reproductibilité et corrélation comparativement aux mesures invasives (31).

### iv. Gradients

La mesure des gradients de pression est une étape incontournable dans l'évaluation des valvulopathies. Les méthodes classiquement utilisées, l'échographie trans-thoracique et l'IRM en contraste de phase 2D, ont tendance à sur ou sous-estimer le gradient de pression dans certaines situations (2,20,32). Les erreurs peuvent notamment survenir lorsque que la mesure n'est pas effectuée dans un plan strictement perpendiculaire au flux (25).

Le flux 4D permet de se placer dans n'importe quel plan *a posteriori* et donc de s'adapter aux excentricités de flux que peuvent présenter les patients suivis pour une bicuspidie.

L'acquisition sur la totalité du cycle cardiaque peut également affiner l'estimation du gradient de pression (2).

Chez les patients suivis pour une bicuspidie aortique, les résultats obtenus en flux 4D pour la mesure du gradient de pression sont comparables aux précédentes études (32).

#### **v. Turbulence Kinetic Energy (TKE)**

Ce paramètre représente l'énergie nécessaire pour maintenir un débit sanguin constant dans les zones de turbulences. En effet, la chute de pression retrouvée dans ces régions nécessite plus d'énergie pour maintenir un flux sanguin constant que pour un écoulement laminaire. Plus le TKE est élevé, plus le cœur doit compenser. Il a été démontré que les patients atteints de cardiomyopathie dilatée ont une TKE supérieure à celle des sujets sains (33). Par ailleurs, dans une étude récente, la TKE était significativement plus élevée chez les patients présentant une sténose aortique que chez les volontaires sains et était fortement corrélée à la perte de pression (34). Ce marqueur pourrait s'avérer utile dans l'évaluation de la sévérité de la sténose aortique dans la bicuspidie aortique (13,26).



## **D. Applications à la pathologie aortique**

Qu'elle soit secondaire à une valvulopathie ou primitive, la pathologie aortique est fréquente et potentiellement grave. Le flux 4D peut s'avérer utile dans plusieurs pathologies (sténoses valvulaires, anévrismes, dissection, bicuspidie...) et les travaux actuels tentent de comprendre l'impact des flux anormaux dans l'évolution de ces maladies. L'imagerie de flux 4D pourrait, à terme, servir en routine dans l'évaluation et le suivi des patients souffrant d'une maladie aortique.

### **a. Valvulopathies aortiques**

La bicuspidie aortique est une pathologie fréquente, touchant 1 à 2% de la population. L'atteinte est non seulement valvulaire mais peut-être également aortique ascendante avec le développement de complications graves telles que les anévrismes ou les dissections (6). Ces complications aortiques seraient non seulement liées aux perturbations hémodynamiques induites par la valvulopathie, mais également d'origine génétique (6,35). Le suivi de la bicuspidie et la décision d'une prise en charge chirurgicale, reposent sur des critères morphologiques et hémodynamiques (vitesse maximale, gradient de pression,...) classiquement étudiés en échographie. Ces critères peuvent être appréciés en IRM dans certaines situations (patient peu échogène, doute en échographie, ..). La séquence de flux 4D

offre en une seule acquisition une évaluation conjointe de la valve et de l'aorte thoracique.

Parmi les critères en faveur d'une prise en charge chirurgicale, la vitesse maximale est sous-estimée en IRM par les méthodes classiques en contraste de phase 2D (26). Le flux 4D a permis une mesure des vitesses maximales avec plus de précision qu'en contraste de phase 2D et avec autant de précision que l'écho-doppler au sein d'une cohorte de patients atteints de bicuspidie aortique (10).

Pour les gradients de pression, l'étude de Fatehi et al. a obtenu des résultats en flux 4D comparables à ceux obtenus dans les précédentes séries (32).

L'étude en flux 4D a permis de mettre en évidence non seulement une vitesse élevée mais également des informations hémodynamiques avec un flux excentré et hélicoïdal marqué et quantitatives nouvelles, avec des valeurs de WSS élevées (6,22,36).

L'élévation du WSS était retrouvée au point d'impact pariétal aortique du jet systolique. Les valeurs de WSS étaient élevées avant même la dilatation aortique (6,35). Ce résultat suggère qu'un WSS anormal pourrait précéder le remodelage aortique et que sa surveillance permettrait une identification précoce des sujets à risque de complications aortiques.

Dans la bicuspidie aortique, la disposition anormale des feuillets valvulaires génère des schémas d'écoulements anormaux.

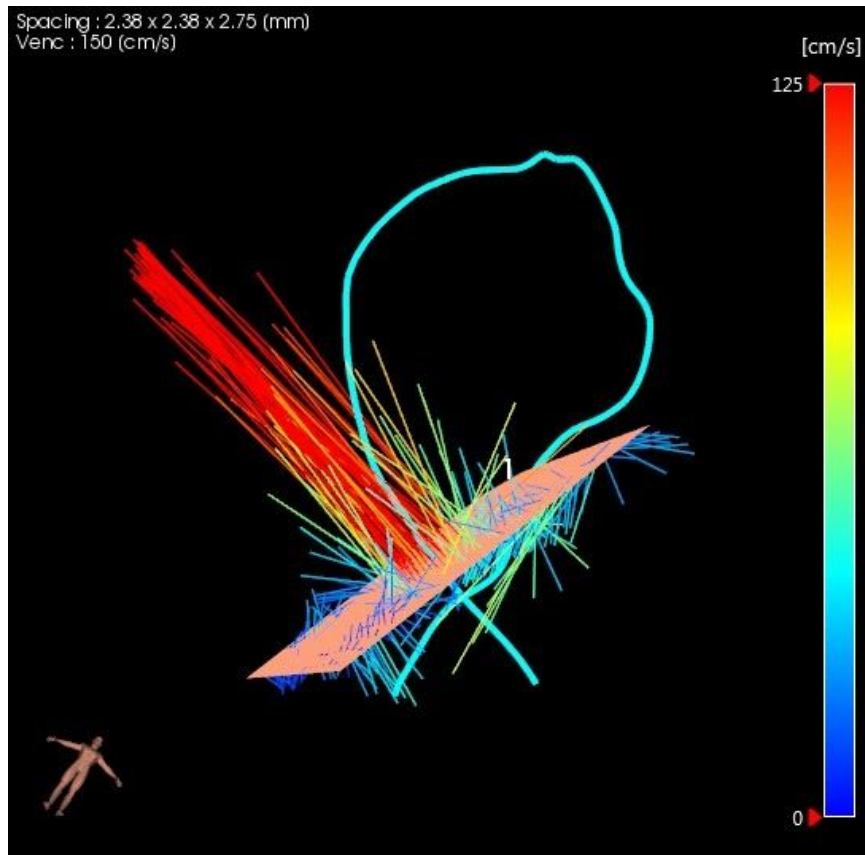
Rodriguez-Palomares et al. ont étudié ces perturbations hémodynamiques selon les différents phénotypes de bicuspidie aortique. Les schémas d'écoulements étaient variables selon la localisation du raphé. Les fusions droite-gauche (L-R) avaient une distribution plutôt antérieure alors que les fusion droite-non coronaire (R-N),

présentaient plutôt un flux postérieur. Ces résultats expliqueraient partiellement les différents morphotypes de dilatation aortique (6).

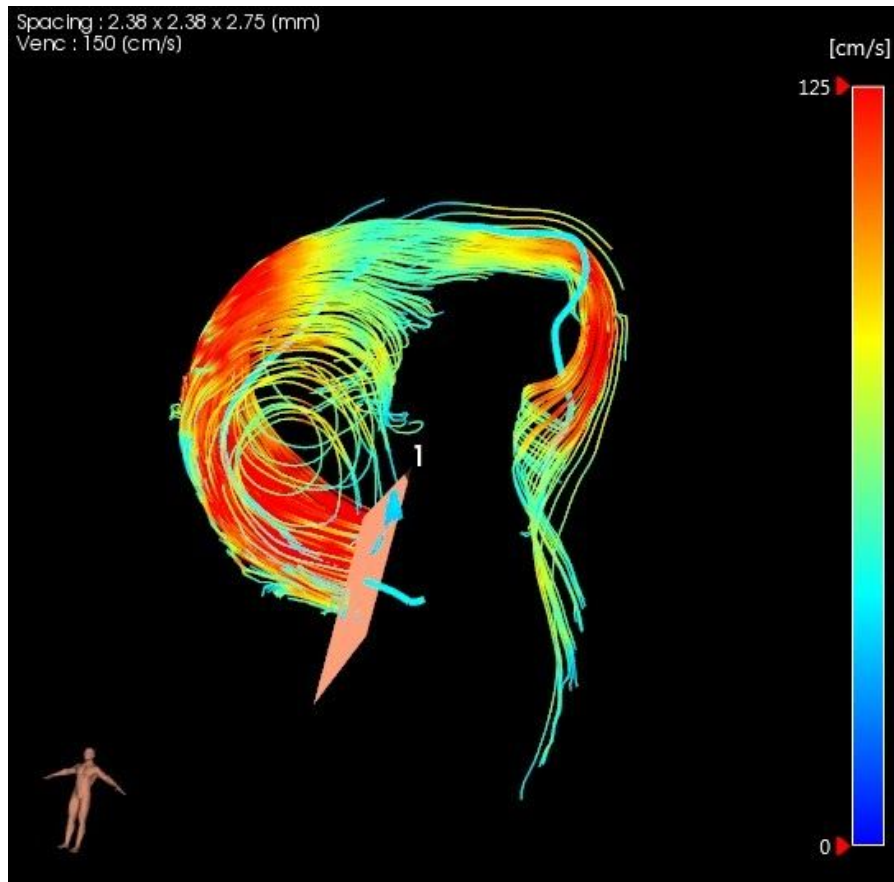


Fig. 5 : Bicuspidie aortique (type L-R) avec anévrisme de l'aorte ascendante et pseudo-coarctation

a : Angioscanner thoracique, en *maximum intensity projection*



b : Représentation de l'excentricité du flux à l'aide de vecteurs vitesse



c : Streamlines avec un flux hélicoïdal dans l'anévrisme et une accélération des vitesses dans la pseudo coarctation (codée en rouge)

Parmi les facteurs favorisant la dilatation aortique, l'excentricité du flux est non seulement reproductible mais a également montré son association avec la progression de la dilatation (22,23). Les patients suivis pour une bicuspidie avec un flux aortique excentré avaient une croissance en diamètre plus rapide que les autres (1,2 mm/an contre 0,3 mm/an, respectivement avec un  $p = 0,02$ ) (22).

A l'avenir, combiner l'analyse morphologique et ces différents paramètres pourrait permettre de dépister les patients présentant un risque accru de développer un anévrisme.

### **b. Coarctation et pseudo-coarctation de l'aorte**

La coarctation aortique est définie par un rétrécissement de l'aorte thoracique descendante situé le plus souvent à l'insertion du ligament artériel et représente 5 à 8% des cardiopathies congénitales (37). La décision de traitement, chirurgical pour la population pédiatrique et endovasculaire pour les patients plus âgés, repose, entre autre, sur une évaluation de la sévérité de la sténose.

Une des méthode d'évaluation de sa sévérité consiste en une quantification du flux aortique en amont et en aval de la sténose afin d'estimer le développement des flux collatéraux (13).

Malgré une tendance à sous-estimer la pression en raison de sa résolution spatiale, la séquence de flux 4D a montré une bonne corrélation avec les mesures effectuées par cathétérisme dans la coarctation (38).

En complément d'une évaluation fiable du flux collatéral, les profils d'écoulement peuvent également être évalués. Un hémodynamique perturbé, avec des flux turbulents est associée à un risque majoré de complications (anévrisme, rupture) (1).

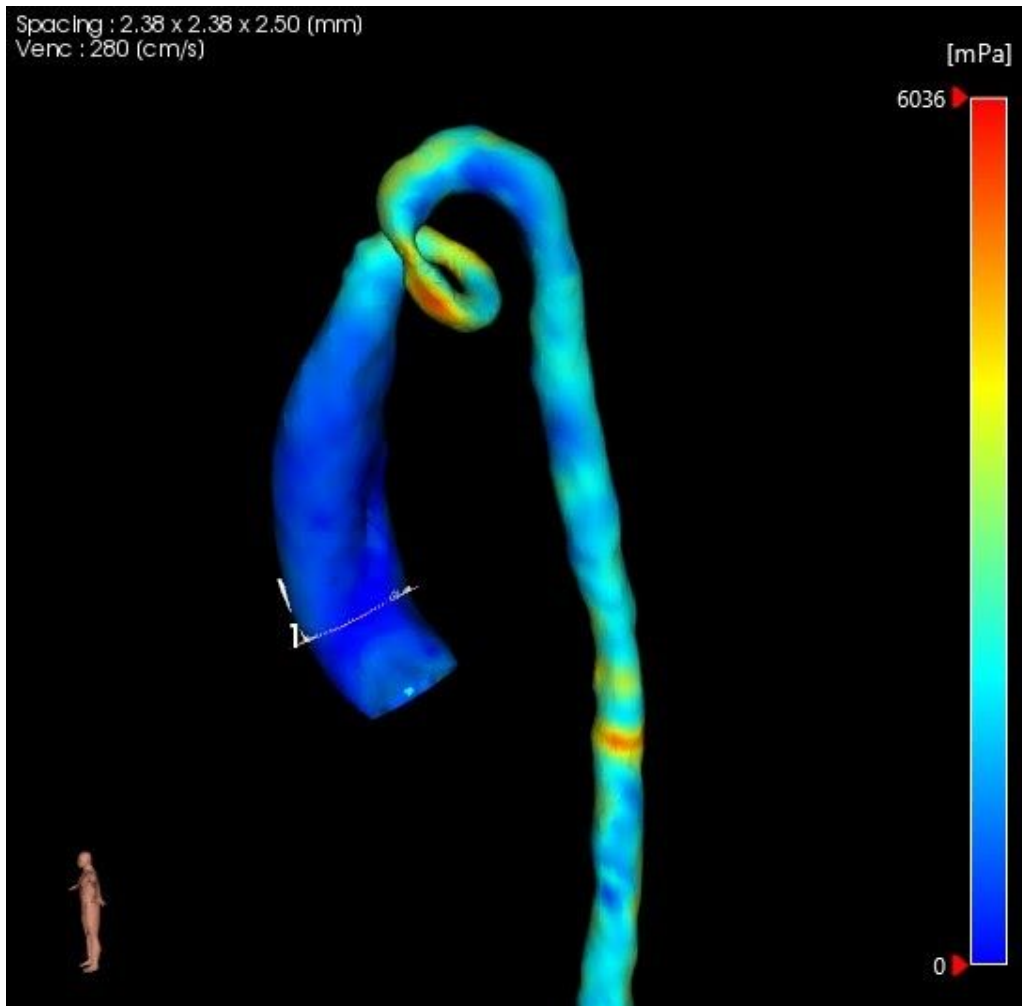


Fig. 6 : Pseudo coarctation. Dans cet exemple, les valeurs de  $WSS$  retrouvées en regard de l'anomalie étaient très élevées comparativement au reste de l'aorte.

### c. Athérosclérose

Outre son rôle de conduit, l'aorte joue un rôle de tampon en absorbant l'énergie et la pulsativité du flux avant sa redistribution systémique. Avec l'âge, des modifications pariétales apparaissent et l'aorte se rigidifie. Dans ces cas, l'IRM peut mettre en

évidence des élévations des valeurs de PWV (12,26,28). Ces valeurs élevées sont fortement associées à la survenue d'un événement cardio-vasculaire et une mortalité toutes causes confondues (31,39,40). Des valeurs de référence selon l'âge ont été établies par Harloff et al. et pourraient servir au suivi des patients à risque cardio-vasculaire (40).

En complément d'une étude échographique ou IRM de la PWV, l'évaluation du WSS révèle une corrélation entre l'athérosclérose et des valeurs abaissées de WSS (41).

#### **d. Dissection aortique**

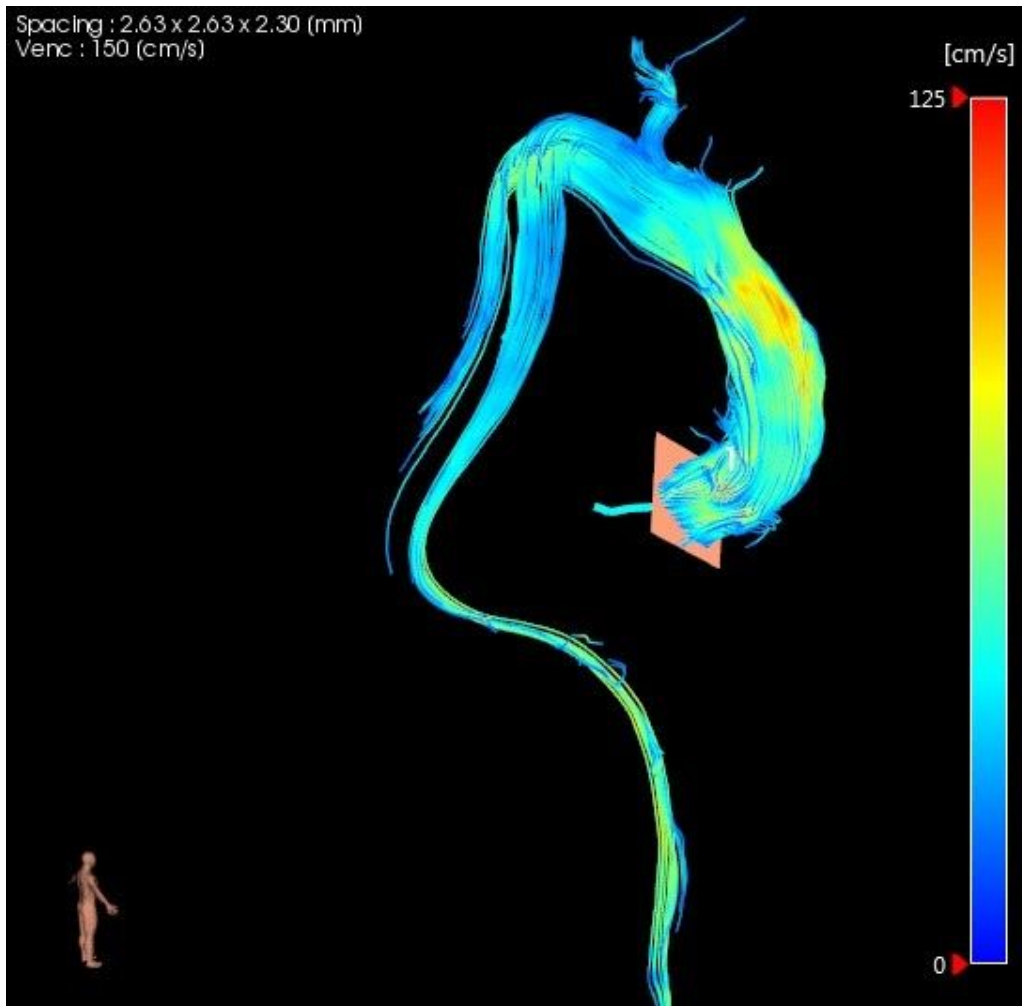
Dans le cadre du suivi des dissections de l'aorte thoracique de type B de Stanford, l'une des problématiques est de déterminer quel patient nécessitera un traitement endovasculaire afin de prévenir les complications. Actuellement, le suivi et la prise en charge sont basés sur la clinique et certains critères morphologiques tel que l'importance de la dilatation. Le scanner et les séquences IRM cinés classiques permettent une localisation précise des points d'entrée. Le flux 4D apporte des précisions hémodynamiques pour la prise en charge endovasculaire (42).





Fig. 7 : Dissection de l'aorte thoracique descendante chez un patient ayant bénéficié d'une chirurgie à type de remplacement de l'aorte tubulaire.

a. Angioscanner



b. Analyse en flux 4D met en évidence, à l'aide de streamlines, le caractère circulant du faux chenal.

L'analyse hémodynamique du vrai et faux chenal pourrait se révéler intéressante. Bien que peu de travaux aient été réalisés à l'heure actuelle, il a été démontré que le volume circulant, la vitesse et la présence d'un flux hélicoïdal dans le faux chenal étaient corrélés à un risque majoré d'extension de la dissection (42).

## **e. Aorte opérée**

### **i. Généralités**

Utile au diagnostic comme au suivi, l'imagerie occupe une place importante dans l'évaluation post-opératoire. En effet, l'amélioration technique permet dorénavant une caractérisation in vivo de plus en plus précise et une meilleure compréhension des répercussions hémodynamiques. Dans l'optique d'une meilleure prise en charge thérapeutique, plusieurs études se sont intéressées aux facteurs affectant le remodelage aortique en post-opératoire.

### **ii. Valvulopathies**

#### **1. Choix de la valve**

Du point de vue valvulaire, Von Knobelsdorff-Brenkenhoff et al. ont comparés à l'aide du flux 4D différents types de remplacement valvulaire aortique (bio-prothèse stentée versus stentless, valve mécanique, auto-greffe) à des témoins. Parmi les principaux résultats, les valves mécaniques puis les bioprothèses stentées présentaient le plus de vortex. En dehors des témoins, aucun patient n'a présenté d'écoulement central et l'excentricité du flux s'accompagnait d'une élévation de valeurs du pic de WSS en regard de l'impact du jet systolique (24).

## 2. Cas particulier de la bicuspidie aortique

Une étude prospective a été réalisée sur 15 patients atteints de bicuspidie aortique, avant puis après chirurgie. L'analyse en flux 4D a montré une réduction significative des paramètres suivants : la régurgitation valvulaire aortique, la vitesse systolique, anomalies de flux (vortex), de l'excentricité du flux ainsi que du WSS (43).

### iii. Aortopathies

Lorsque la racine aortique est dilatée et qu'un remplacement est nécessaire, l'une des techniques chirurgicales consiste en un remplacement de la racine aortique en préservant la valve (valve sparing aortic root replacement, VSARR). Cette technique induit des perturbations hémodynamiques (44). Afin de les limiter, des travaux se sont intéressés à la nécessité de recréer des sinus de valsalva. Ces derniers joueraient notamment un rôle dans la fermeture plus douce de la valve aortique ainsi que dans la perfusion des coronaires (45). Avec l'aide du flux 4D, des études ont comparé des aortes natives à des aortes remplacées par des tubes droits ou avec néo-sinus préformé.

Plusieurs d'entre elles ont confirmé la présence de schémas d'écoulement plus physiologiques avec les néo-sinus pré-formés (21,46). L'étude du flux et du WSS à

hauteur des sinus met en évidence des flux rotationnels organisés et des valeurs de WSS abaissées (46).

Par ailleurs, la diminution de compliance du matériel prothétique réduit l'effet Windkessel et entraîne des vitesses maximales augmentées comparativement aux sujets sains (21,46,47).

#### **iv. Exemple d'application locale**

Dans le but de comprendre et caractériser les modifications hémodynamiques induites par un remplacement aortique ascendant, nous avons réalisé une étude au CHU de Lille (47). Celle-ci comparaît en échographie et en IRM deux techniques chirurgicales utilisées dans le traitement de l'anévrisme aortique ascendant.

Ces deux techniques, dites de "réimplantation" visent à remplacer l'aorte ascendante en conservant la valve aortique native.

- La technique de référence , décrite par Tirone David, offre de bons résultats et un nombre réduits de complications, mais s'avère complexe car difficile à mettre en oeuvre et nécessitant un temps d'apprentissage long (48,49).

- Une nouvelle technique, lilloise, développée par le Docteur Thomas Modine, permettant une suture plus simple, plus reproductible en un temps réduit. De plus, cette dernière modifierait moins l'anatomie valvulaire ce qui engendrerait moins de perturbations hémodynamiques (50).

Ces deux techniques utilisent une prothèse avec sinus pré-formés de type "Gelweave Valsalva".

En échographie, la PWV, le module d'élasticité et l'index de rigidité artérielle ont été étudiés et n'ont pas montré de différence significative.

L'ensemble des acquisitions IRM ont été réalisées avec une IRM 1.5 T (MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) avec un gating respiratoire et cardiaque prospectifs. L'analyse des 38 patients en IRM portait sur le type d'écoulement (laminaire, hélicoïdal, turbulent), le WSS maximal, sur l'excentricité et l'angle du flux à quatre plans d'études différents (néo-sinus, jonction sino-tubulaire, tubulaire, crosse aortique).

Sur les 38 patients, l'analyse en flux 4D n'a pas montré de différence significative des paramètres sus cités.

Bien que rétrospective, cette étude a permis d'obtenir des résultats encourageants pour cette nouvelle technique chirurgicale et sera à confirmer par de nouveaux travaux.

## **E. Conclusion**

Encore nouvelle mais néanmoins prometteuse, la séquence IRM de flux 4D offre une multitude d'outils pour la caractérisation des flux. Ces paramètres vont de la simple débitmétrie aux paramètres les plus complexes tels que le WSS ou la TKE. Encore récents, ils ont déjà permis une meilleure compréhension de certaines pathologies comme la bicuspidie mais des validations scientifiques et cliniques restent indispensables avant de l'intégrer dans la pratique quotidienne. La rapidité croissante d'acquisition et le développement de logiciels de post-traitement efficaces rendent son utilisation de plus en plus facile et envisageable en routine. Jusqu'alors majoritairement morphologiques, les critères de suivi et de prise en charge thérapeutique des principales pathologies aortiques intégreront certainement au fil des publications ces nouveaux paramètres hémodynamiques.

## Bibliographie

1. Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging*. nov 2012;36(5):1015-36.
2. 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.
3. Particle trace visualization of intracardiac flow using time-resolved 3D phase contrast MRI. :7.
4. Wigström L, Sjöqvist L, Wranne B. Temporally resolved 3D phase-contrast imaging. *Magn Reson Med*. nov 1996;36(5):800-3.
5. Strecker C, Harloff A, Wallis W, Markl M. Flow-sensitive 4D MRI of the thoracic aorta: Comparison of image quality, quantitative flow, and wall parameters at 1.5 T and 3 T. *J Magn Reson Imaging*. nov 2012;36(5):1097-103.
6. Rodríguez-Palomares JF, Dux-Santoy L, Guala A, Kale R, Maldonado G, Teixidó-Turà G, et al. Aortic flow patterns and wall shear stress maps by 4D-flow cardiovascular magnetic resonance in the assessment of aortic dilatation in bicuspid aortic valve disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2018;20(1):28.
7. Kilner PJ, Gatehouse PD, Firmin DN. Flow Measurement by Magnetic Resonance: A Unique Asset Worth Optimising. *J Cardiovasc Magn Reson*. juill 2007;9(4):723-8.
8. Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhäll C-J, Ebberts T, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2015;17(1):72.
9. Kolbitsch C, Bastkowski R, Schäffter T, Vasquez CP, Weiss K, Maintz D, et al. Respiratory motion corrected 4D flow using golden radial phase encoding. *Magn Reson Med*. 2020;83(2):635-44.
10. Neuhaus E, Weiss K, Bastkowski R, Koopmann J, Maintz D, Giese D. Accelerated aortic 4D flow cardiovascular magnetic resonance using compressed sensing: applicability, validation and clinical integration. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2019;21(1):65.
11. Ebel S, Dufke J, Köhler B, Preim B, Rosemeier S, Jung B, et al. Comparison of two accelerated 4D-flow sequences for aortic flow quantification. *Sci Rep*. déc 2019;9(1):8643.
12. Gatehouse PD, Rolf MP, Graves MJ, Hofman MB, Totman J, Werner B, et al. Flow measurement by cardiovascular magnetic resonance: a multi-centre multi-vendor study of background phase offset errors that can compromise the accuracy of derived regurgitant or shunt flow measurements. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12(1):5.
13. Burris NS, Hope MD. 4D Flow MRI Applications for Aortic Disease. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. févr 2015;23(1):15-23.
14. Callahan S, Singam NS, Kendrick M, Negahdar M, Wang H, Stoddard MF, et al. Dual-V<sub>enc</sub> acquisition for 4D flow MRI in aortic stenosis with spiral readouts. *J Magn Reson Imaging*. 18 déc 2019;jmri.27004.
15. Zhong L, Schrauben EM, Garcia J, Uribe S, Grieve SM, Elbaz MSM, et al. Intracardiac 4D Flow MRI in Congenital Heart Disease: Recommendations on Behalf of the ISMRM Flow & Motion Study Group. *J Magn Reson Imaging*. 17 juill 2019;jmri.26858.
16. Azarine A, Garçon P, Stansal A, Canepa N, Angelopoulos G, Silvera S, et al. Four-dimensional Flow MRI: Principles and Cardiovascular Applications. *RadioGraphics*. mai 2019;39(3):632-48.
17. Sieren MM, Schultz V, Fujita B, Wegner F, Huellebrand M, Scharfschwerdt M, et al. 4D



- flow CMR analysis comparing patients with anatomically shaped aortic sinus prostheses, tube prostheses and healthy subjects introducing the wall shear stress gradient: a case control study. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2020;22(1):59.
18. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Karunaharamoorthy A, Trauzeddel RF, Barker AJ, Blaszczyk E, Markl M, et al. Evaluation of Aortic Blood Flow and Wall Shear Stress in Aortic Stenosis and Its Association With Left Ventricular Remodeling. *Circ Cardiovasc Imaging* [Internet]. mars 2016 [cité 6 janv 2020];9(3). Disponible sur: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCIMAGING.115.004038>
  19. 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.
  20. Barker AJ, van Ooij P, Bandi K, Garcia J, Albaghdadi M, McCarthy P, et al. Viscous energy loss in the presence of abnormal aortic flow: Energy Loss in the Presence of Abnormal Aortic Flow. *Magn Reson Med*. sept 2014;72(3):620-8.
  21. Oechtering TH, Sieren MM, Hunold P, Hennemuth A, Huellebrand M, Scharfschwerdt M, et al. Time-resolved 3-dimensional magnetic resonance phase contrast imaging (4D Flow MRI) reveals altered blood flow patterns in the ascending aorta of patients with valve-sparing aortic root replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg*. mars 2020;159(3):798-810.e1.
  22. 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.
  23. Sigovan M, Hope MD, Dyverfeldt P, Saloner D. Comparison of four-dimensional flow parameters for quantification of flow eccentricity in the ascending aorta. *J Magn Reson Imaging*. nov 2011;34(5):1226-30.
  24. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Trauzeddel RF, Barker AJ, Gruettner H, Markl M, Schulz-Menger J. Blood flow characteristics in the ascending aorta after aortic valve replacement—a pilot study using 4D-flow MRI. *Int J Cardiol*. janv 2014;170(3):426-33.
  25. Nasiraei-Moghaddam A, Behrens G, Fatouraei N, Agarwal R, Choi ET, Amini AA. Factors affecting the accuracy of pressure measurements in vascular stenoses from phase-contrast MRI. *Magn Reson Med*. août 2004;52(2):300-9.
  26. 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.
  27. Markl M, Wallis W, Harloff A. Reproducibility of flow and wall shear stress analysis using flow-sensitive four-dimensional MRI. *J Magn Reson Imaging*. avr 2011;33(4):988-94.
  28. 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.
  29. van Ooij P, Garcia J, Potters WV, Malaisrie SC, Collins JD, Carr JC, et al. Age-related changes in aortic 3D blood flow velocities and wall shear stress: Implications for the identification of altered hemodynamics in patients with aortic valve disease: Age-Related Changes in 3D Velocity and WSS. *J Magn Reson Imaging*. mai 2016;43(5):1239-49.
  30. Stalder AF, Russe MF, Frydrychowicz A, Bock J, Hennig J, Markl M. Quantitative 2D and 3D phase contrast MRI: Optimized analysis of blood flow and vessel wall parameters. *Magn Reson Med*. nov 2008;60(5):1218-31.
  31. Ohyama Y, Redheuil A, Kachenoura N, Ambale Venkatesh B, Lima JAC. Imaging Insights on the Aorta in Aging. *Circ Cardiovasc Imaging* [Internet]. avr 2018 [cité 27 janv 2020];11(4). Disponible sur: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCIMAGING.117.005617>
  32. Fatehi Hassanabad A, Burns F, Bristow MS, Lydell C, Howarth AG, Heydari B, et al.

- Pressure drop mapping using 4D flow MRI in patients with bicuspid aortic valve disease: A novel marker of valvular obstruction. *Magn Reson Imaging*. janv 2020;65:175-82.
33. Zajac J, Eriksson J, Dyverfeldt P, Bolger AF, Ebbers T, Carlhäll C-J. Turbulent kinetic energy in normal and myopathic left ventricles: Turbulent Flow in Normal and Myopathic Hearts. *J Magn Reson Imaging*. avr 2015;41(4):1021-9.
  34. Dyverfeldt P, Hope MD, Tseng EE, Saloner D. Magnetic Resonance Measurement of Turbulent Kinetic Energy for the Estimation of Irreversible Pressure Loss in Aortic Stenosis. *JACC Cardiovasc Imaging*. janv 2013;6(1):64-71.
  35. Barker AJ, Markl M, Bürk J, Lorenz R, Bock J, Bauer S, et al. Bicuspid Aortic Valve Is Associated With Altered Wall Shear Stress in the Ascending Aorta. *Circ Cardiovasc Imaging*. juill 2012;5(4):457-66.
  36. Adriaans BP, Wildberger JE, Westenberg JJM, Lamb HJ, Schalla S. Predictive imaging for thoracic aortic dissection and rupture: moving beyond diameters. *Eur Radiol*. déc 2019;29(12):6396-404.
  37. Warmerdam E, Krings GJ, Leiner T, Grotenhuis HB. Three-dimensional and four-dimensional flow assessment in congenital heart disease. *Heart*. mars 2020;106(6):421-6.
  38. Saitta S, Pirola S, Piatti F, Votta E, Lucherini F, Pluchinotta F, et al. Evaluation of 4D flow MRI-based non-invasive pressure assessment in aortic coarctations. *J Biomech*. sept 2019;94:13-21.
  39. Redheuil A, Wu CO, Kachenoura N, Ohyama Y, Yan RT, Bertoni AG, et al. Proximal Aortic Distensibility Is an Independent Predictor of All-Cause Mortality and Incident CV Events. *J Am Coll Cardiol*. déc 2014;64(24):2619-29.
  40. Harloff A, Mirzaee H, Lodemann T, Hagenlocher P, Wehrum T, Stuplich J, et al. Determination of aortic stiffness using 4D flow cardiovascular magnetic resonance - a population-based study. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2018;20(1):43.
  41. Malek AM. Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis. *JAMA*. 1 déc 1999;282(21):2035.
  42. Allen BD, Aouad PJ, Burris NS, Rahsepar AA, Jarvis KB, François CJ, et al. Detection and Hemodynamic Evaluation of Flap Fenestrations in Type B Aortic Dissection with 4D Flow MRI: Comparison with Conventional MRI and CT Angiography. *Radiol Cardiothorac Imaging*. avr 2019;1(1):e180009.
  43. Lenz A, Petersen J, Riedel C, Weinrich JM, Kooijman H, Schoennagel BP, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance for monitoring of aortic valve repair in bicuspid aortic valve disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. déc 2020;22(1):29.
  44. Kvitting J-PE, Ebbers T, Wigström L, Engvall J, Olin CL, Bolger AF. Flow patterns in the aortic root and the aorta studied with time-resolved, 3-dimensional, phase-contrast magnetic resonance imaging: implications for aortic valve-sparing surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg*. juin 2004;127(6):1602-7.
  45. Katayama S, Umetani N, Sugiura S, Hisada T. The sinus of Valsalva relieves abnormal stress on aortic valve leaflets by facilitating smooth closure. *J Thorac Cardiovasc Surg*. déc 2008;136(6):1528-1535.e1.
  46. Gaudino M, Piatti F, Lau C, Sturla F, Weinsaft JW, Weltert L, et al. Aortic flow after valve sparing root replacement with or without neosinuses reconstruction. *J Thorac Cardiovasc Surg*. févr 2019;157(2):455-65.
  47. Semaan E, Markl M, Chris Malaisrie S, Barker A, Allen B, McCarthy P, et al. Haemodynamic outcome at four-dimensional flow magnetic resonance imaging following valve-sparing aortic root replacement with tricuspid and bicuspid valve morphology. *Eur J Cardiothorac Surg*. 1 mai 2014;45(5):818-25.
  48. David TE, Feindel CM. An aortic valve-sparing operation for patients with aortic

- incompetence and aneurysm of the ascending aorta. *J Thorac Cardiovasc Surg.* avr 1992;103(4):617-22.
49. David TE, David CM, Feindel CM, Manlhiot C. Reimplantation of the aortic valve at 20 years. *J Thorac Cardiovasc Surg.* févr 2017;153(2):232-8.
  50. El Arid J-M, Azzaoui R, Koussa M, Modine T. A Technique to Facilitate the Native Valve Reimplantation During the David Procedure: A TECHNIQUE TO FACILITATE THE NATIVE VALVE REIMPLANTATION. *J Card Surg.* juill 2014;29(4):485-6.
  51. Silvestri V, Gabiano E, Monnet A, Coisne A, Modine T, Longere B et al. 4D Flow MRI Evaluation of a New Technique of Valve-Sparing Aortic Root Replacement (VSARR). *European Congress of Radiology 2018.*

**AUTEUR : GABIANO Edouard**

**Date de soutenance : 9 octobre 2020**

**Titre de la thèse :** Le flux 4D : technique et principales applications pour l'étude de l'aorte thoracique

**Thèse - Médecine - Lille 2020**

**Cadre de classement :** Imagerie médicale

**DES + spécialité :** Radiodiagnostic et imagerie médicale

**Mots-clés :** IRM, Flux 4D, Vasculaire, Aorte, Bicuspidie

**Résumé :**

La séquence en contraste de phase 2D a démontré sa validité dans la quantification des flux en IRM. Elle peut désormais être acquise dans les trois dimensions au cours d'un cycle cardiaque, on parle alors de flux 4D.

En moins de dix minutes, avec ou sans injection de gadolinium, cette séquence permet de couvrir la totalité de l'aorte thoracique ainsi que sa valve. Le volume obtenu après post-traitement permet l'évaluation de plusieurs paramètres hémodynamiques dans tous les plans de l'espace au cours de chaque phase du cycle cardiaque. Les informations recueillies offrent une analyse qualitative et quantitative du flux sanguin. Plusieurs modes de visualisations sont disponibles afin d'apprécier des caractéristiques qualitatives telles que le type d'écoulement (laminaire, hélicoïdal ou turbulent) ou son excentricité. Les tracés de particules représentent la dynamique du flux, avec un codage variable selon l'intensité et la direction des vecteurs vitesses. L'évaluation quantitative repose sur des paramètres classiques tels que la vitesse ou le débit ainsi que sur des marqueurs tels que la force de cisaillement ou la perte d'énergie liée à un flux turbulent. Ces paramètres ont permis une meilleure compréhension des perturbations hémodynamiques retrouvées dans les principales pathologies aortiques. L'excentricité du flux et la contrainte de cisaillement ont par exemple permis une meilleure compréhension du développement des anévrysmes aortiques dans la bicuspidie valvulaire.

Ce travail a pour objectif de présenter les points techniques essentiels du flux 4D ainsi que les principales applications dans la pathologie aortique valvulaire et pariétale.

**Composition du Jury :**

**Présidente :** Professeur Anne COTTEN

**Asseseurs :** Professeur David MONTAIGNE, Professeur François PONTANA

**Directrice de thèse :** Docteur Valentina SILVESTRI

