



Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par *l'Université Toulouse III - Paul Sabatier*

Discipline ou spécialité : *Thèse présentée dans la discipline de Radiophysique et Imagerie en Médecine*

Présentée et soutenue par *Minh Hoang TRAN*
Le *13/09/2010*

Titre : *Etude Du Suivi Volumétrique et Hémodynamique Des Dissections De L'aorte Thoracique: Evaluation Pronostique*

JURY

Pr. Hervé Rousseau, Directeur de thèse
Pr. Isabelle Berry, Président
Pr. Jean Michel Bartoli, rapporteur
Pr. Jean Paul Beregi, rapporteur
Dr. Ramiro Moreno, Dr. Bertrand Marcheix, Codirecteur de thèse

Ecole doctorale : *GEET, Génie Electrique Electronique Télécommunication*
Unité de recherche : *Médecine moléculaire de Rangueil (IM2R) INSERM U 858*
Directeur(s) de Thèse : *H. Rousseau, R. Moreno, B. Marcheix*

Composition du jury

Jean-Paul Beregi, Professeur du service Radiologie et Imagerie Cardiaque et Vasculaire-Hôpital
Cardiologique, CHRU de Lille-Bld du Pr Jules Leclercq- 59037 Lille

Rapporteur

Jean Michel Bartoli, Professeur du service Radiologie et imagerie médicale- Hôpital de la
Timone Adultes – 264 Rue Sainte Pierre – 13385 Marseille

Rapporteur

Hervé Rousseau, Professeur Service de Radiologie, CHU de Rangueil, Toulouse Institut de
Médecine Moléculaire de Rangueil (I2MR) INSERM U858, Équipe 10, Athérosclérose et
Artériosclérose de greffe

Directeur de Thèse

Isabelle BERRY, Professeur Chef du Service de Médecine Nucléaire Hôpital Rangueil
(Toulouse) Université Paul Sabatier, Toulouse III

Examineur

Ramiro Moreno, Ingénieur de l'Institut de Médecine Moléculaire de Rangueil Equipe
X - CHU Rangueil - 1 Avenue Jean Poulhes - 31059 Toulouse

Bertrand Marcheix, Chirurgien du service chirurgie cardiovasculaire – hôpital
Rangueil (Toulouse)

Co-directeur de thèse

ABREVIATIONS

SG	Stent Graft
TM	Traitement médical
FC	Faux chenal
VC	Vrai chenal
IRM	Imagerie par résonance magnétique
VVC	Volume du vrai chenal
VFC	Volume du faux chenal
VPDC	Volume du produit de contraste
VTH	Volume du thrombus
VTT	Volume total
MFN	Mécanique des fluides numérique

Table des matières :

Résumé.....	1
Introduction générale	3
Organisation du manuscrit.....	6
Chapitre 1 : Évaluation volumétrique des remaniements morphologiques des dissections aortiques de type B : Rôle pronostique dans la surveillance des patients traités par <i>stent-graft</i> ou traitement médical.	7
1.1 Introduction.....	7
1.2 Matériels et méthodes	9
1.2.1 Patients	9
1.2.2 Méthodes	10
1.2.2.1 Examen scanographique	10
1.2.2.2 Analyse des données scanographiques	11
1.2.2.3 Diamètres	11
1.2.2.4 Volumes	12
1.2.2.5 Analyse statistique	12
1.3. Résultats	13
1.3.1 Mesure des diamètres, groupe TM	13
1.3.2 Mesure des diamètres, groupe SG Patients	14
1.3.3 Mesure des volumes, groupe TM	16
1.3.4 Mesure des volumes, groupe SG.....	16
1.3.5 Taux de survie.....	18
1.4 Discussion.....	22
1.4.1 TM et SG	22
1.4.2 Volumes et diamètres	24
1.4.3 Facteurs pronostiques.....	26
1.4.4 Conversion de TM en SG	27
1.5 Conclusion.....	28

Chapitre 2 : Etude du suivi volumétrique des dissections aortique type A : avant et après chirurgie	29
2.1 Introduction.....	29
2.2 Matériels et méthodes	31
2.2.1 Examen scanographique	31
2.2.2 Patients	31
2.2.3 Analyse des données scanographiques	31
2.2.4 Analyse des diamètres	31
2.3. Résultats	33
2.3.1 Caractéristiques de la population	33
2.3.2 Les diamètres et volumes aortiques	33
2.3.2.1 Diamètres	33
2.3.2.2 Volumes	35
2.4 Discussion.....	39
2.4.1 Diamètres.....	39
2.4.2 Volumes.....	41
2.5 Conclusion.....	45
Chapitre 3 : Imagerie des flux aortiques par mécanique des fluides numérique :	
application clinique à la dissection aortique	46
3.1 Introduction.....	46
3.2 Matériels et méthodes	48
3.2.1 AMIRA 4.0 et interface 3D	48
3.2.2 AVBP 5.5	50
3.2.3 Paraview	51
3.3 Résultats	51
3.4 Discussion	56
3.6 Conclusion.....	58
Conclusion générale	59
Bibliographie	61

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Principaux risques cardiovasculaires des groupes TM et SG.....	9
Tableau 1.2 Ratios des différents volumes des groupes TM et SG par rapport au premier examen.....	18
Tableau 1.3 La vitesse de remodelage aorte le groupe TM et SG en mm et en mL.....	18
Tableau 1.4. Décès des groupes TM et SG (ratio par rapport à chaque groupe).....	19
Tableau 1.5. Principaux diamètres du dernier suivi chez les patients décédés de cause aortique.....	19
Tableau 1.6. Ratios des volumes du dernier suivi chez les patients décédés de cause aortique.....	20
Tableau 2.7 : Le diamètre en mm de l'aorte ascendante mesuré au décours de trois scanner.....	33
Tableau 2.8 : Evolution scanographique du diamètre aortique au cours du suivi.....	34
Tableau 2.9 : Pourcentage de l'évolution du diamètre de l'aorte vers anévrisme pendant le suivi.....	35
Tableau 2.10 : Les volumes de l'aorte ascendante en mL (de l'origine des artères coronaires à l'artère sous clavière gauche) des scanners.....	35
Tableau 2.11 : Ratios des différents volumes de l'aorte descendante	38
Tableau 2.12 : Ratios des différents volumes de l'aorte descendante et l'aorte abdominale	38

Liste des figures

Figure 1.1 Niveaux étudiés pour les mesures de diamètres.....	11
Figure 1.2 Zones définies pour l'étude des volumes.....	12
Figure 1.3 Groupe TM : Évolution des diamètres du vrai chenal VC du premier au dernier examen du suivi.....	13
Figure 1.4 Groupe TM : Évolution des diamètres du faux chenal FC du premier au dernier examen du suivi.....	14
Figure 1.5 Groupe TM : Évolution des diamètres totaux du premier au dernier examen du suivi.....	14
Figure 1.6 Groupe SG : Évolution des diamètres du vrai chenal VC du premier au dernier examen du suivi.....	15
Figure 1.7 Groupe SG : Évolution des diamètres du faux chenal FC du premier au dernier examen du suivi.....	15
Figure 1.8 Groupe SG : Évolution des diamètres totaux du premier au dernier examen du suivi.....	16
Figure 1.9 Groupe TM : Variation des volumes de V1.....	16
Figure 1.10 Groupe TM : variation des volumes de V1.....	17
Figure 1.11.Courbe des taux cumulés des décès relatifs à une complication aortique ou toutes causes confondues pour les groupes TM et SG	21
Figure 2.12. Les mesures des diamètres au niveau de l'aorte ascendante.....	32
Figure 2.13.Evolution volumique aortique de la partie V1 (volume de l'aorte descendante) en ml.....	36
Figure 2.14.Variation des volumes de la partie V2 (aorte abdominale).....	37
Figure 3.15 : Les éléments de la chaîne de traitement.....	48
Figure 3.16 : Amira 4.0 et son interface 3D dédiée à l'extraction du volume artériel (processus de segmentation).....	49
La figure 3.17: Segmentation et mailles du domaine numérique pour une dissection aortique.....	49
Figure 3.18 : Condition d'entrée du débit cardiaque appliquée aux calculs MFN.....	51
Figure 3.19 : Vitesse du flux dans la partie de l'aorte segmenté avec les calculs MFN.....	52
Figure 3.20 : Vitesse de Flux dans la partie l'aorte segmentée après restaurer dans le corps.....	53
Figure 3.21 : La force de cisaillement de la partie de l'aorte segmenté.....	54

Figure 3.22 : La force cisaillement dans la partie l'aorte segmenté après restaurer dans le corps..... 55

Résumé : Etude du suivi volumétrique et hémodynamique des dissections de l'aorte thoracique: évaluation pronostique

Objectif : Analyser les remaniements morphologiques aortiques afin de comparer l'efficacité du traitement par stent-graft (SG) à celle du traitement médical (TM) chez des patients présentant une dissection aortique de type B et évaluer la morphologie de l'aorte chez les patients atteints une dissection aortique de type A opérée Étudier l'intérêt des mesures volumétriques par rapport aux mesures des diamètres déjà établies.

Patients et méthode : Étude rétrospective de 77 patients (TM : 34, SG : 43) suivis pendant 43 mois, et 36 patients dissection type A suivis pendant 38 mois. Mesures des diamètres et volumes du vrai chenal (VC) du faux chenal (FC), de sa composante circulante et thrombosée.

Résultats : Efficacité du SG qui a présenté une ré-expansion de 76 % du VC à long terme, contre 27 % pour le TM. La composante thrombosée du FC est estimée à 87 % pour le SG au dernier suivi, contre 60 % pour le TM, permettant une stabilisation plus important du FC par le SG. Les volumes de l'aorte descendante sont augmentés 29% VC et 77% FC. La mesure des volumes s'est avérée plus précise et sensible que celle des diamètres, et peut éviter une sur ou sous estimation d'une variation aortique, lourde de conséquence pour le patient.

Conclusion : Notre étude a permis de montrer des remaniements positifs plus importants chez les patients SG, comparativement au TM. Les volumes aortiques descendants et abdominaux ont continué à augmenter (dissection de type A) après chirurgie. La technique de mesures des volumes est un outil rigoureux pouvant par la suite jouer un rôle dans la surveillance des patients et leur évaluation pronostique.

Abstract

Study monitoring of hemodynamic and volumes of thoracic aortic dissection: evaluation prognostic

Purpose: To analyze type B aortic dissection morphological remodeling and to compare thoracic endovascular aortic repair (TEVAR) efficacy compared to medical treatment (MT) and to assess the morphology of the aorta in patients with aortic dissection type A after surgery. To study volumetric measurements and its benefits face to well known diameter measurements.

Patients and methods: Retrospective study of 77 patients (MT: 34, TEVAR: 43) with a 43 months follow up and 36 patients with type A aortic dissection with 38 months follow up. True lumen (TL) and false lumen (FL) diameter and volume measurements, particularly of the FL thrombosed and enhancing parts.

Results: TEVAR permitted a 76% TL re-expansion during the whole follow up compared to 27% for MT. The FL thrombosed part was 87% at last CT, and 60% for MT, allowing a better FL stabilization for TEVAR. The volume of aorta descending (aortic dissection type A) increase 29% of TL and 77% of FL. Volumes measurement proved to be a more precise tool than diameters measurement which can lead to risky life threatening over or under evaluation.

Conclusion : Volumetric method has demonstrated the efficacy of stent graft treatment compared to medical treatment for type B aortic dissection in term of aortic remodeling. The volumes of descending aorta and abdominal aorta of aortic dissection type A continue increase after surgery. Volume analysis is an accurate and reproducible method and could later lead to prognostic factors. This study is the first step for hemodynamic study by CFD with CT scanners dynamic.

Introduction générale

La dissection aortique est une pathologie de très mauvais pronostic en l'absence de diagnostic ou de traitement adapté. Sa prévalence annuelle est de 5 à 10/1 000 000. C'est une déchirure de la paroi aortique au sein de média à partir d'un orifice que l'on nomme porte d'entrée, faisant communiquer la lumière aortique (vrai chenal) et un nouveau chenal créé au sein des tuniques artérielles (faux chenal). Classiquement on parle de dissection aortique aiguë pendant les 14 premiers jours suivant le début des symptômes et de dissection chronique, ultérieurement. La classification de Stanford et Daily, la plus couramment utilisée, distingue deux types de dissection : le type A intéressant l'aorte ascendante et/ou la crosse aortique et le type B intéressant seulement l'aorte descendante.

L'évolution anévrismale et la rupture des lésions de l'aorte thoracique peuvent être prévenues si une surveillance correcte est pratiquée et si des critères objectifs sont utilisés pour la prise en charge du patient. La décision d'un traitement chirurgical ou par Stent-graft d'une pathologie de l'aorte thoracique est fondée essentiellement sur la taille des lésions. Actuellement, on considère que le diamètre minimum pour proposer un traitement chirurgical de cette pathologie est de 5,5 cm pour l'aorte ascendante et de 6,5 cm pour l'aorte descendante. Des tailles inférieures sont appliquées pour les patients qui présentent un syndrome de Marfan et/ou ceux qui ont des antécédents familiaux de pathologie aortique (rupture ou dissection).

Dans la littérature, on trouve que les mesures de volumes semblent plus précises que la mesure des diamètres. Ranger et al [40] ont montré dans une étude portant sur des anévrysmes de l'aorte abdominale sous rénale traités par endoprothèse que l'augmentation du volume de l'anévrysme abdominal n'est pas forcément associé à des modifications des diamètres antéropostérieurs ou transversales du sac anévrysmal. Inversement des variations des diamètres ne sont pas forcément associées à des variations du volume anévrysmal. Des travaux récents ont mis en avant aussi l'intérêt des études volumétriques pour le suivi des dissections aortiques de type B et ont permis de montrer qu'il s'agissait d'une méthode de surveillance précise et reproductible [27],[49]. Malheureusement, ces études étaient méthodologiquement limitées car elles ne concernaient que de petites cohortes (27 patients pour Huptas *et al.*, 41 pour Chemelli-Steingruber *et al.*) [7],[27] sur une relativement courte durée (14 mois) [27]. Pour d'autres, l'évaluation de la formation de thrombose du FC n'était pas assez précise (longueur du thrombus, thrombose du FC complète, partielle

ou absente) pour permettre aux auteurs de conclure sur son rôle pronostique [6],[7],[47]. Pour la dissection aortique de type A : plusieurs études se sont intéressées à la prévalence de l'évolution anévrysmale de l'aorte thoracique en post opératoire de dissections aortiques de type A. La plupart des études sont basées sur la mesure des diamètres aortiques dans le suivi au long cours des patients [37],[41],[54].

Donc, l'objectif principale de ce projet de thèse est d'analyser les remaniements morphologiques aortiques afin de comparer d'une part l'efficacité du traitement des dissections aortiques de type B traitées par stent graft (SG) versus traitement médical (TM) et d'autre part évaluer la morphologie de l'aorte chez les patients atteints d'une dissection aortique de type A opérée.

Parallèlement au travail d'évaluation des volumes, cités plus haut, nous avons voulu évaluer les flux aortiques par la Mécanique des Fluides Numériques (MFN), critères hémodynamiques certainement essentiels dans le mécanisme évolutif d'une lésion anévrysmale. En effet, classiquement les indications thérapeutiques sont basées sur des critères morphologiques en particulier celui du plus grand diamètre. Ce critère de diamètre maximum de l'aorte est basé sur la loi physique de Laplace qui montre que la tension sur la paroi d'un anévrysme est proportionnelle à son diamètre. Mais plusieurs études épidémiologiques ont montré les limites de cette loi physique. Ainsi l'étude de Darling et al.[10] concernant 24000 autopsies pendant une période de 23 ans a montré qu'environ 13% des anévrysmes de l'aorte abdominale de moins de 5 cm étaient rompus et que 60% des anévrysmes supérieurs à 5 cm n'étaient pas rompus au moment du décès. De même cette loi ne peut pas expliquer à elle seule les évolutions différentes d'un patient à un autre qui ont le même diamètre au début. Les limites de cette loi physique de Laplace peuvent s'expliquer pour plusieurs raisons : les anévrysmes, souvent, ne sont pas cylindriques ou sphériques pour appliquer la loi de Laplace; la rupture d'anévrysme dépend non seulement de la tension pariétale mais aussi de la résistance pariétale [48]. Il semble donc indispensable de trouver des critères plus objectifs que le diamètre pour évaluer le risque de rupture de l'aorte thoracique. .

Dans ce contexte, nous avons voulu évaluer l'intérêt de la Mécanique des Fluides Numériques (MFN) pour donner des critères plus objectifs de risque d'évolution anévrysmale et de rupture. Dans le cadre d'une étroite collaboration avec une équipe de chercheurs de l'unité INSERM U 858 dans le cadre du projet OCFIA (optimised

computational functional Imaging for arteries (www.ocfia.org) une étude des flux par MFN a été réalisée dans le cadre d'une dissection.

Nous avons discrétisé le volume aortique obtenu préalablement dans un domaine numérique afin d'effectuer un calcul des champs de vitesses utilisant la Mécanique des Fluides Numériques. Déjà utilisée dans l'industrie et la recherche pour optimiser la conception de nouveaux systèmes, la MFN permettrait pour la dissection aortique une meilleure compréhension de la physiopathologie à travers une imagerie fonctionnelle de type biomécanique, évaluant en tout point les contraintes mécaniques.

Ce projet de recherche fournirait non seulement une mesure volumétrique fiable et reproductible de l'évolution de la pathologie, mais serait à terme une base de données très importante pour l'étude de la dissection aortique à travers la MFN. Les volumes segmentés avec le logiciel Amira sont utilisés pour créer les modèles numériques (maillages) des dissections étudiées. Ces modèles numériques sont le point de départ (condition initiale pour la résolution des équations de MFN). Il s'agit de coupler les techniques d'imagerie médicale, essentiellement morphologiques, et le calcul scientifique, à travers la MFN, afin de fournir une imagerie fonctionnelle aux praticiens pour une analyse quantitative des paramètres biomécaniques (champ de vitesses, pressions, contraintes pariétales, ...).

L'objectif secondaire de ce projet est donc de montrer sur une dissection aortique de type B, l'intérêt de l'étude des paramètres hémodynamiques.

Organisation du manuscrit

Ce manuscrit s'articule autour de trois axes principaux.

Le premier chapitre concerne une évaluation volumétrique des remaniements morphologiques des dissections aortiques de type B avec un rôle pronostique dans la surveillance des patients traités par *stent-graft* ou traitement médical.

Le deuxième chapitre concerne un suivi volumétrique des dissections aortiques type A, avant et après chirurgie.

Le dernier chapitre présente les résultats préliminaires obtenus par MFN pour le cas d'un patient avec une dissection aortique type B. Il explique le passage de l'angioscanner vers le domaine numérique à travers l'extraction de la géométrie vasculaire, puis il présente brièvement les résultats numériques issus d'une simulation par MFN sur le sujet étudié.

Chapitre 1 :

Évaluation volumétrique des remaniements morphologiques des dissections aortiques de type B : Rôle pronostique dans la surveillance des patients traités par *stent-graft* ou traitement médical.

1.1 Introduction

La dissection aortique est une pathologie de très mauvais pronostic en l'absence de diagnostic ou de traitement adaptés. Sa prévalence annuelle est de 5 à 10/1 000 000.

Le traitement par *stent-graft* (SG) présente des risques de complication moins importants que le traitement chirurgical [13],[15],[18],[34],[45],[46] et est préconisé dans les dissections aortiques de type B aiguës compliquées par rapport au traitement médical Il a également prouvé son efficacité pour les cas de dissections non contrôlées par TM [6],[12],[18].

Plusieurs études ont démontré une corrélation entre l'augmentation du diamètre aortique total, liée à l'augmentation du faux-chenal (FC), et le taux de mortalité par rupture aortique[3],[6],[23],[30],[33]. La partie thrombosée du FC serait un facteur stabilisateur et empêcherait de ce fait les risques de rupture [6],[7],[17],[18]. La ré-extension du vrai chenal (VC) ainsi que la régression du diamètre aortique total sont considérées comme des facteurs de bon pronostic. Ces différentes conclusions s'appuient sur des données de scanners ou d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Toutefois, ces méthodes fondées sur les mesures de diamètres ont leurs limites et sont contestées. À notre connaissance, il n'existe aucun protocole de mesure validé et les méthodes de mesure des diamètres diffèrent d'une étude à l'autre (niveaux de mesure différents, analyse des diamètres à partir des coupes axiales de l'acquisition ou perpendiculairement à l'axe de l'aorte, analyse à partir d'une reconstruction de l'aorte) [6]. Une des difficultés de cette technique est la mesure d'un vrai chenal collabé, cas dans lequel l'estimation du diamètre approprié s'avère difficile.

Des travaux récents ont mis en avant l'étude volumétrique des remaniements aortiques, considérée comme une méthode de surveillance précise et reproductible [27],[49].

Malheureusement, certaines de ces études étaient méthodologiquement limitées car elles ne concernaient que de petites cohortes (27 patients pour Huptas *et al.*, 41 pour Chemelli-Steingruber *et al.*) [7],[27] sur une relativement courte durée (14 mois) [27]. Pour d'autres, l'évaluation de la formation de thrombose du FC n'était pas assez précise (longueur du thrombus, thrombose du FC complète, partielle ou absente) pour pouvoir permettre aux auteurs de conclure sur son rôle pronostique [6],[7],[47].

Donc, **l'objectif** de cette partie de notre étude était de comparer le remodelage des VC et FC chez des patients présentant une dissection aortique de type B traités par SG ou TM. Nous avons utilisé les mesures de diamètres ainsi que celles de volumes afin de comparer ces deux méthodes, analyser l'évolution des VC et FC, et particulièrement la progression du volume thrombosé du FC. Une cohorte et un suivi conséquents nous ont permis de comparer le traitement par SG et le TM et d'estimer les facteurs pronostiques liés aux remaniements morphologiques de l'aorte.

1.2 Matériels et méthodes

1.2.1 Patients

De façon rétrospective, nous avons étudié les dossiers de tous les patients pris en charge au centre hospitalier universitaire (CHU) de Toulouse pour une dissection aortique de type B non traumatique entre 1999 et 2009. Sur ces 172 dossiers, seuls 77 correspondaient à nos critères d'inclusion (suivi radiologique supérieur à 6 mois).

Le sexe ratio était : 4,6 (62 hommes, 15 femmes) du fait d'une importante prévalence masculine de la pathologie. L'âge moyen était 65 ans \pm 12 ans (de 33 à 91 ans). Quarante-trois patients ont été traités par SG et 34 par TM. Les principaux risques cardiovasculaires sont résumés dans le tableau 1.1.

Tableau 1.1 Principaux risques cardiovasculaires des groupes TM et SG

	Traitement médical	Stent-graft
Hypertension	75 %	66 %
Tabagisme	63 %	56 %
Hypercholestérolémie	23 %	62 %
Antécédents coronariens	14 %	3 %

Le suivi moyen des patients était de 43 \pm 31 mois (de 6,5 à 110,4 mois) pour le TM et 43 \pm 30 mois (de 6,6 à 123,6 mois) pour le SG. L'indication de SG était posée par une équipe multidisciplinaire regroupant des chirurgiens cardiovasculaires, des radiologues interventionnels et des anesthésistes-réanimateurs. La pose de SG était préconisée dans le cas de dissection aortique de type B compliquée : rupture ou risque important de rupture (diamètre aortique total > 5 cm), ischémie périphérique secondaire, progression rapide du diamètre aortique total, augmentation du FC > 10 mm/an, persistance ou récurrence des douleurs non résolutive avec le traitement médical.

Nous avons constaté une extension de la dissection jusqu'aux artères iliaques dans respectivement 20,6 % et 32,5 % des cas pour le TM et le groupe SG et une extension rétrograde dans 17,6 % des TM et 11,6 % des SG.

1.2.2 Méthodes

1.2.2.1 Examen scanographique

Les scanners ont été réalisés sur différentes machines : Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany), Philips Brilliance 16 (Best, The Netherlands), GE HiSpeed FX/I (Milwaukee, WI) et Somatom Definition 64, (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) avec une collimation de 1,2 mm, une avancée de table de 1,5 mm/tr. La matrice de l'image était de 512×512 . Nous avons injecté 90 mL de produit de contraste iodé (concentration de 300 mg/mL) à un débit de 4 mL/sec.

Deux acquisitions scanographiques ont été réalisées pour chaque patient lors de la surveillance, des apex pulmonaires aux creux inguinaux, au temps artériel puis 30 secondes après. Pour les examens à visée diagnostique, une acquisition préalable sans injection de produit de contraste a été réalisée pour une meilleure analyse. Il n'a pas été jugé nécessaire d'utiliser un *gating* cardiaque.

La surveillance scanographique des patients a été effectuée à une semaine, à 3, 6 et 12 mois, puis tous les ans, quelque soit le traitement. Des scanners supplémentaires ont bien entendu été réalisés en urgence lors de toute suspicion clinique d'évolution. Pour notre étude, nous avons choisi d'étudier deux temps (le premier examen scanographique, qui correspond en général au scanner du diagnostic et le dernier) pour le TM et 4 temps pour le SG :

- le premier examen scanographique, qui correspond en général au scanner du diagnostic ;
- l'examen réalisé juste avant la pose de prothèse, souvent corrélé à une suspicion clinique de complication, examen pré-interventionnel ;
- le premier examen post-interventionnel ;
- le dernier examen du suivi.

Pour le groupe SG, la durée moyenne entre le premier examen et le SG était de $4,6 \pm 8$ mois, entre le SG et le premier examen post-interventionnel de $4,7 \pm 13$ mois, entre les deux premiers examens de $2,1 \pm 7$ mois, entre les examens pré et post interventionnels de

6,1 ± 13 mois, et entre l'examen post interventionnel et le dernier examen du suivi de 26,8 ± 25,6 mois.

1.2.2.2 Analyse des données scanographiques

Chaque examen a été transféré sur une station de travail Advantage Windows (AW 4.4, GE Medical Systems, Milwaukee, Wis, USA). Nous avons mesuré les diamètres et volumes des VC, FC avec un logiciel de segmentation automatique ou semi-automatique. La segmentation de la partie thrombosée du FC a été effectuée manuellement du fait du manque de gradient de densité entre le thrombus et les organes adjacents.

1.2.2.3 Diamètres

Les diamètres aortiques ont été mesurés en millimètres, dans un plan perpendiculaire à l'axe de l'aorte. Nous avons choisi de prendre en compte les diamètres de 6 niveaux différents : aorte ascendante en regard de l'origine des artères coronaires, arche, diamètre maximal de l'aorte descendante, origine du tronc cœliaque, origine des artères rénales, artères iliaques primitives (figure 1.1).

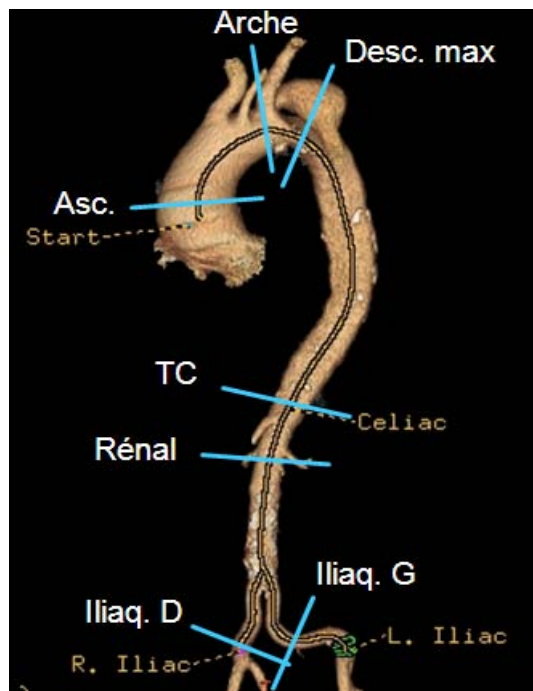


Figure 1.1 Niveaux étudiés pour les mesures de diamètres

1.2.2.4 Volumes

Trois zones ont été définies pour l'étude des volumes, quantifiés en millilitres (figure 1.2):

- Volume V1 : de l'origine du pied de l'artère sous clavière gauche jusqu'à l'origine du tronc cœliaque ;
- Volume V2 : de l'origine du tronc cœliaque jusqu'à la bifurcation aortique ;
- Volume V3 : en cas de d'extension rétrograde, de l'artère sous clavière gauche aux valves aortiques.

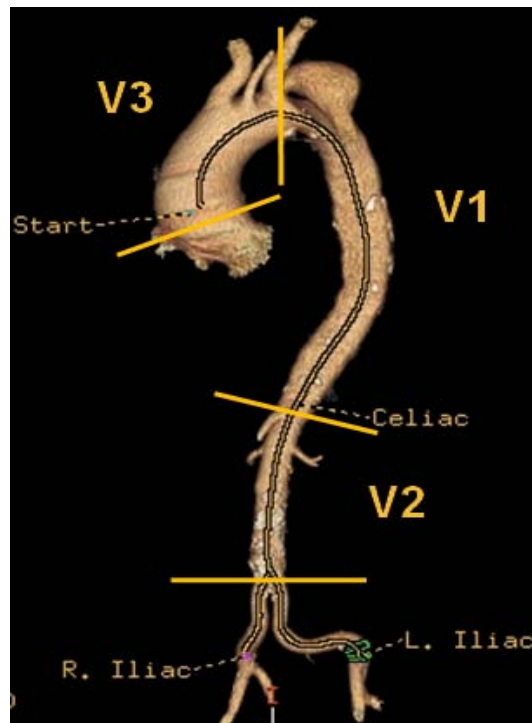


Figure 1.2 Zones définies pour l'étude des volumes

Pour chaque zone, nous avons estimé le volume du vrai chenal VC (VVC), du faux chenal FC (VFC), comprenant la partie circulante se rehaussant (VPDC) et la partie de FC thrombosée (VTH).

1.2.2.5 Analyse statistique

Elle a été réalisée avec le logiciel SSPS 16.0 (SSPS Inc, Chicago, IL, USA), elle porte sur 77 patients. Les résultats obtenus sont recevables du fait d'un nombre de patients supérieur à 30 dans chaque groupe et de l'absence de différence significative dans les mesures des VC et FC au stade initial. Nous avons utilisé le test de Fisher, le test de Student, le coefficient de corrélation entre 2 variables quantitatives de avec pour seuil de

significativité une valeur de p inférieure à 0,05. Le coefficient de corrélation entre 2 variables quantitatives de avec pour seuil de significativité une valeur de p inférieure à 0,05. On a utilisé la méthode de Kaplan-Meier pour calculer le taux de survie et utilisé le test du logrank pour comparer globalement des courbes suivies qui ramène à test X square.

1.3 Résultats

1.3.1 Mesure des diamètres, groupe TM

Pour les 34 patients traités médicalement (TM), les diamètres du VC des différents niveaux aortiques étaient statistiquement stables du premier au dernier suivi (figure 1.3). Il existait également une stabilité du FC pendant la durée du suivi (figure 1.4). Par contre, le diamètre total en regard des artères rénales a modérément augmenté (de 26,6 mm à 29,7 mm ; $p = 0,007$), principalement en raison de l'augmentation du FC (de 8,8 à 11,4 mm) (figure 1.5).

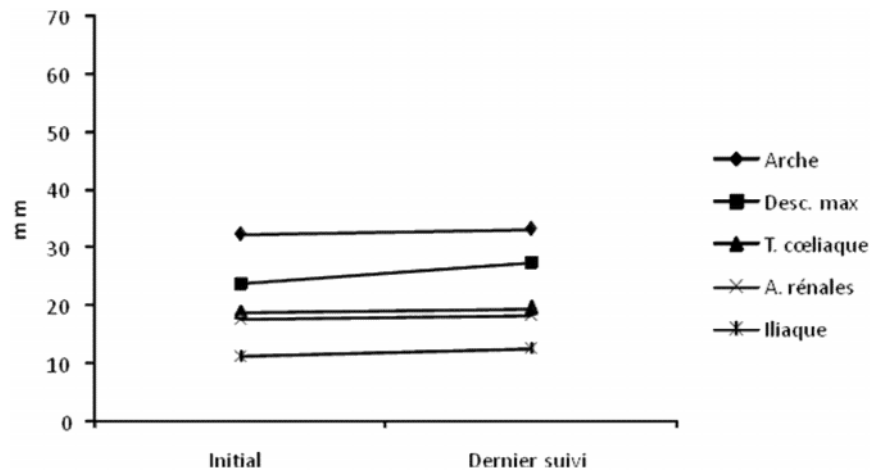


Figure 1.3 Groupe TM : Évolution des diamètres du vrai chenal VC du premier au dernier examen du suivi

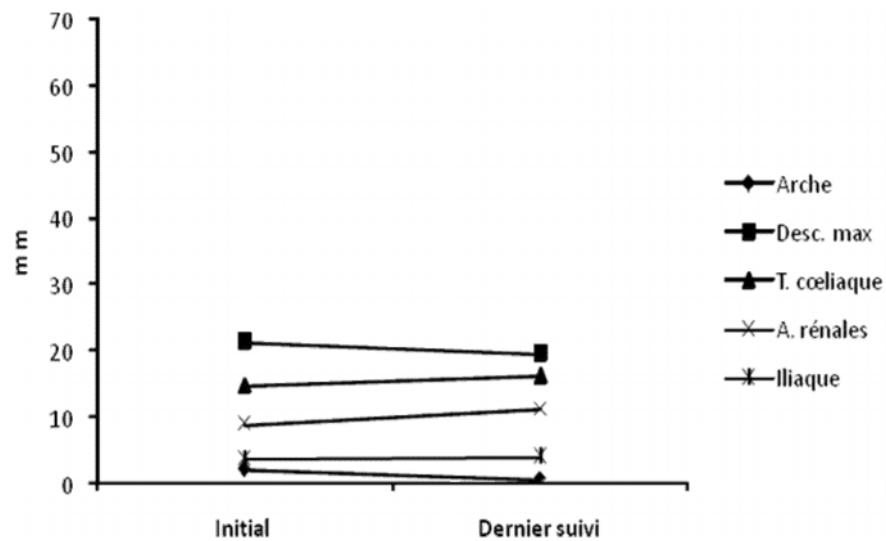


Figure 1.4 Groupe TM : Évolution des diamètres du faux chenal FC du premier au dernier examen du suivi

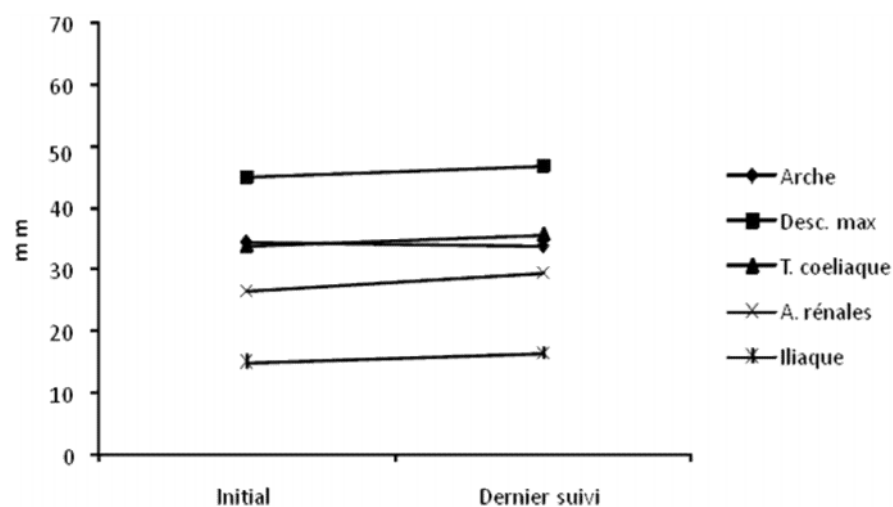


Figure 1.5 Groupe TM : Évolution des diamètres totaux du premier au dernier examen du suivi

1.3.2 Mesure des diamètres, groupe SG

Comme pour le groupe TM, nous n'avons pas remarqué de changement significatif des diamètres du VC avant la pose du SG (examens initial et pré interventionnel) pour les 43 patients du groupe SG. Après le placement du SG, les mesures des diamètres du VC mettent en évidence une augmentation au niveau de l'aorte descendante (de 22,6 mm à 33,4 mm, $p < 0,0001$; + 48 %), mais également en regard du tronc coeliaque (de 15,8 mm à

19,8 mm, $p < 0,0001$) et des artères rénales (de 16,5 à 19 mm, $p < 0,03$), entre le premier examen et le dernier examen (figure 1.6).

Par contre, les mesures de diamètres avant SG ont montré une stabilité avec tendance à l'accroissement du FC en regard de l'aorte descendante (de 26,7 mm à 29,4 mm, $p = 0,06$), et une augmentation du tronc cœliaque (de 18 à 19,4 mm, $p = 0,017$) ; après SG, l'ensemble des diamètres du FC sont restés stables (figure 1.7).

Pour les diamètres totaux, nous n'avons pas mis en évidence de changement avant SG, mais il existe une augmentation significative des diamètres de l'aorte descendante (de 49,2 mm à 60,9 mm, $p=0,001$), au tronc cœliaque (de 33,8 mm à 40,5 mm, $p=0,002$) et aux artères rénales (de 28,7 mm à 32,3 mm, $p=0,01$) entre les premier et dernier examens du suivi (figure 1.8).

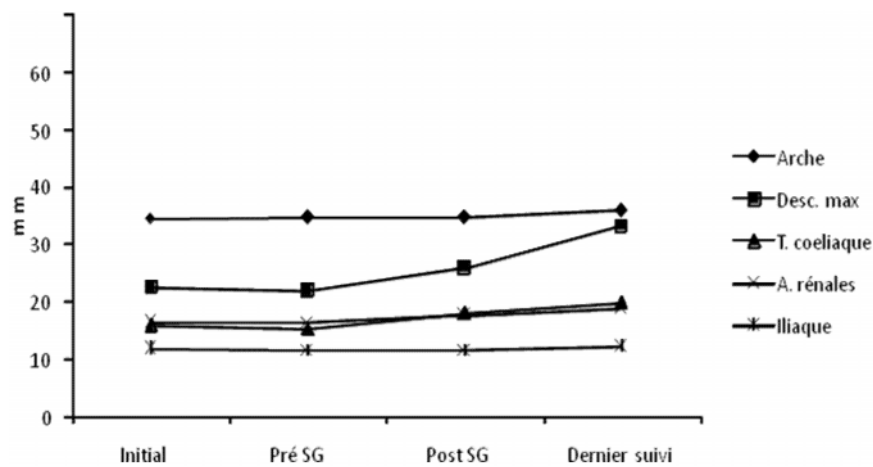


Figure 1.6 Groupe SG : Évolution des diamètres du vrai chenal VC du premier au dernier examen du suivi

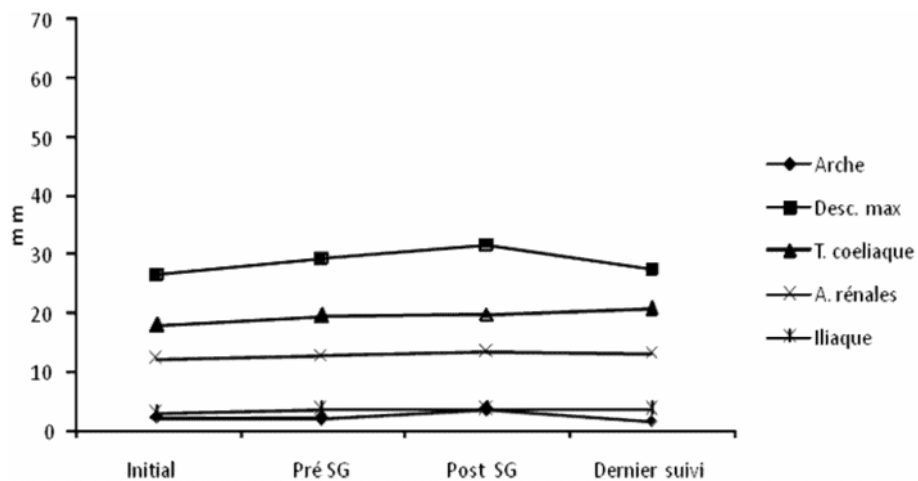


Figure 1.7 Groupe SG : Évolution des diamètres du faux chenal FC du premier au dernier examen du suivi

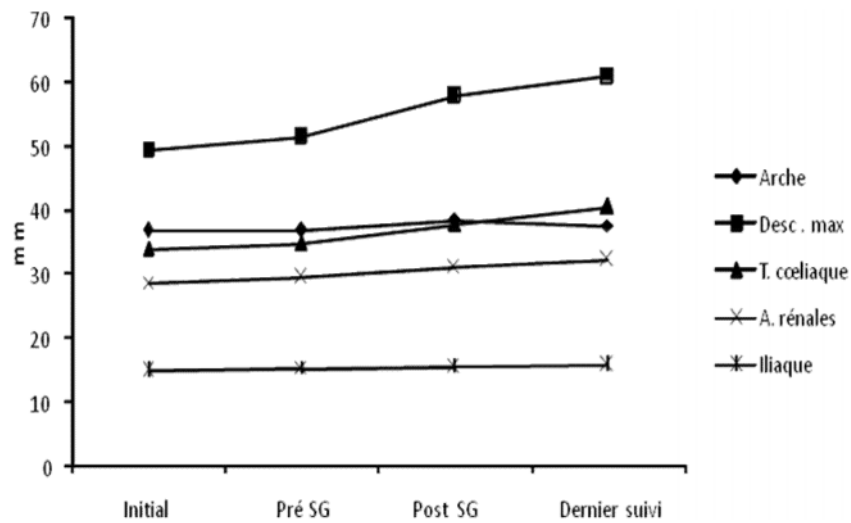


Figure 1.8 Groupe SG : Évolution des diamètres totaux du premier au dernier examen du suivi

1.3.3 Mesure des volumes, groupe TM

Nous avons observé pour le volume V1, une augmentation de volume du VC de 27 % (de 127 ± 55 mL à 162 ± 86 mL, $p = 0,005$) (figure 1.9) et une stabilité des VFC, VPDC, VTH.

V2 présentait une augmentation isolée du VPDC ($p = 0,001$). Les différents volumes de V3 étudiés étaient semblables.

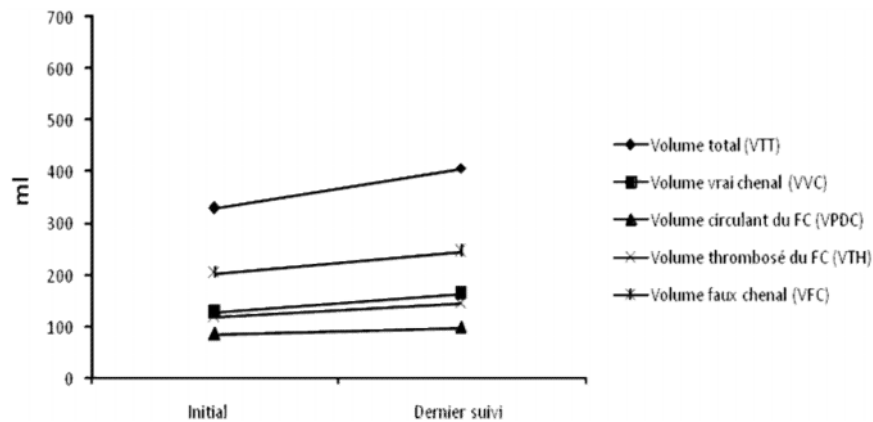


Figure 1.9 Groupe TM : Variation des volumes de V1

1.3.4 Mesure des volumes, groupe SG

Comme pour les diamètres, nous n'avons pas observé de modification de volume du VC de V1 avant SG (136 ± 53 mL au premier examen, et 134 ± 62 mL à l'examen pré-interventionnel). Par contre, nous avons noté un important accroissement du VC de V1

après SG : 174 ± 58 mL en post interventionnel et 240 ± 84 mL au dernier examen réalisant une augmentation de 76 % entre les premier et dernier examens du suivi (figure 1.10).

Le FC de V1 est stable pour toute la durée du suivi, avec une tendance à la décroissance. Les données essentielles étaient l'évolution du volume et du ratio de thrombose du FC. La partie thrombosée du FC était estimée respectivement à 45 % et 42 % lors du premier examen et en pré interventionnel, pour ensuite représenter la majeure composante du FC, très rapidement après le placement du SG : 74 % en post-interventionnel et 87 % au dernier suivi. Par conséquent, la partie circulante du FC a régressé rapidement après SG.

Le volume total (VTT) de V1, stable avant SG, a montré un accroissement significatif après SG, aux dépens du VC avec un FC en bonne partie thrombosée. Nous n'avons pas noté de remaniements significatifs des différentes composantes de V2 et V3.

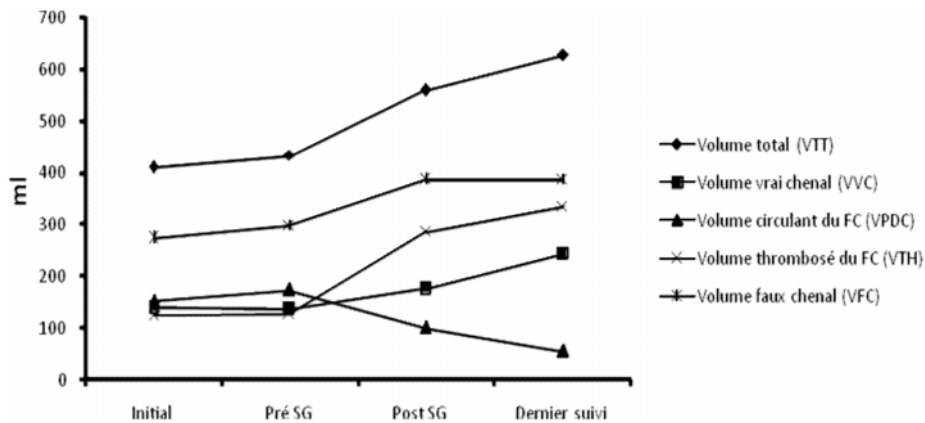


Figure 1.10 Groupe SG : variation des volumes de V1

Tableau 1.2 Ratios des différents volumes des groupes TM et SG par rapport au premier examen

	WC/VTT	VFC/VTT	WC/VFC	VPDC/VFC	VTH/VFC
Groupe TM					
Examen initial	0,39	0,61	0,63	0,42	0,58
Dernier examen	0,40	0,60	0,66	0,40	0,60
Groupe SG					
Examen initial	0,33	0,67	0,50	0,55	0,45
Pré interventionnel	0,31	0,69	0,45	0,58	0,42
Post interventionnel	0,31	0,69	0,45	0,26	0,74
Dernier examen	0,38	0,62	0,62	0,13	0,87

Pour le volume V1 du groupe TM, il existait une hausse modérée du ratio VVC/VFC sans variation significative de la partie thrombosée du FC. Pour le volume V1 du groupe SG, nous avons confirmé l'augmentation de VVC/VFC avec un FC évoluant vers la thrombose.

Tableau 1.3 La vitesse de remodelage aorte le groupe TM et SG en mm et en mL

	Groupe MT (mm/an)	Groupe SG (mm/an)
Aorte descendante	0,53	3,25
Tronc cœliaque	0,5	1,86
Artère rénale	1,14	1
	Groupe MT (mL/an)	Groupe SG (mL/an)
V1 (aorte descendante)	21,2	60,3

La vitesse de remodelage aortique est la plus importante au niveau de l'aorte descendante qu'aorte abdominale.

1.3.5 Taux de survie

Les décès liés à une cause aortique ou non sont rapportés dans le tableau 1.4. Les « causes indéterminées » correspondent aux morts subites non identifiées, en dehors de toute structure médicale et sans diagnostic post-mortem.

Tableau 1.4. Décès des groupes TM et SG (ratio par rapport à chaque groupe)

	TM (34 patients)	SG (43 patients)
Cause aortique	2 (5.9%)	2 (4.6%)
Cause indéterminée	1 (2.9%)	2 (4.6%)
Toutes causes	5 (14.7%)	7 (16.3%)

Chez les 4 patients décédés de cause aortique, nous avons remarqué une évolution anévrismale de l'aorte thoracique descendante (tableau 1.5). Pour les 2 patients du groupe TM, cette évolution anévrismale n'était pas liée à la distension du FC, comme pour les autres patients, mais à celle du VC (50 mm).

Tableau 1.5. Principaux diamètres du dernier suivi chez les patients décédés de cause aortique

Diamètres (mm)	Aorte descendante			Tronc coeliaque			Artères rénales			Durée entre le dernier suivi et le décès (mois)
	Total	FC	VC	Total	FC	VC	Total	FC	VC	
TM Patient 1	60	44	16	34	21	13	23	0	23	2,3
TM Patient 2	67	17	50	47	26	21	50	30	20	35,5
SG Patient 1	88	70	18	78	68	10	38	23	15	21,3
SG Patient 2	53	39	14	39	22	17	35	17	18	7,5

Cette évolution anévrismale des diamètres a été confirmée par la mesure des volumes (tableau 1.5). L'étude des ratios VTH/VFC de ces 4 patients n'a pas mis en évidence de tendance vers une thrombose du FC ou à une perméabilité totale de celui-ci du fait de leur répartition hétérogène : 18 %, 26 %, 65 %, 83 % (tableau 1.5).

Tableau 1.6. Ratios des volumes du dernier suivi chez les patients décédés de cause aortique

	Volume V1 (mL)								
	VTT	VFC	VPDC	VTH	WC	VFC/VTT	VVC/VTT	VVC/VFC	VTH/VFC
TM									
Patient1	670,6	544,8	443,8	101,0	125,8	0,81	0,19	0,23	0,18
Patient 2	1095,8	670,3	110,7	559,6	425,5	0,61	0,39	0,63	0,83
SG									
Patient 1	1613,9	1363,3	496,9	866,4	250,6	0,84	0,16	0,18	0,65
Patient 2	667,2	495,9	366,2	129,7	171,3	0,74	0,26	0,34	0,26

La méthode de Kaplan-Meier nous a permis d'estimer un taux de survie, toutes causes de décès confondues, à 82,3 % à 6 ans pour le groupe TM et 81,5 % à 7 ans pour le groupe SG. Le taux de survie, pour les décès attribués à une complication aortique étaient de 96,0% à 4 ans et 85% à 7 ans pour le groupe TM, et 96,6 % à 3 ans et 86,9% à 7 ans, pour le groupe SG. L'analyse des taux de mortalité à long terme sur l'ensemble du suivi pour les décès relatifs à une complication aortique ou toutes causes confondues n'a pas retrouvé de différence entre les deux groupes pour des suivis moyens de 61 mois (TM) et 58 mois (SG). On ne trouve pas la différence significative entre les courbes de survie ($p= 0,168$) (figure 1.11).

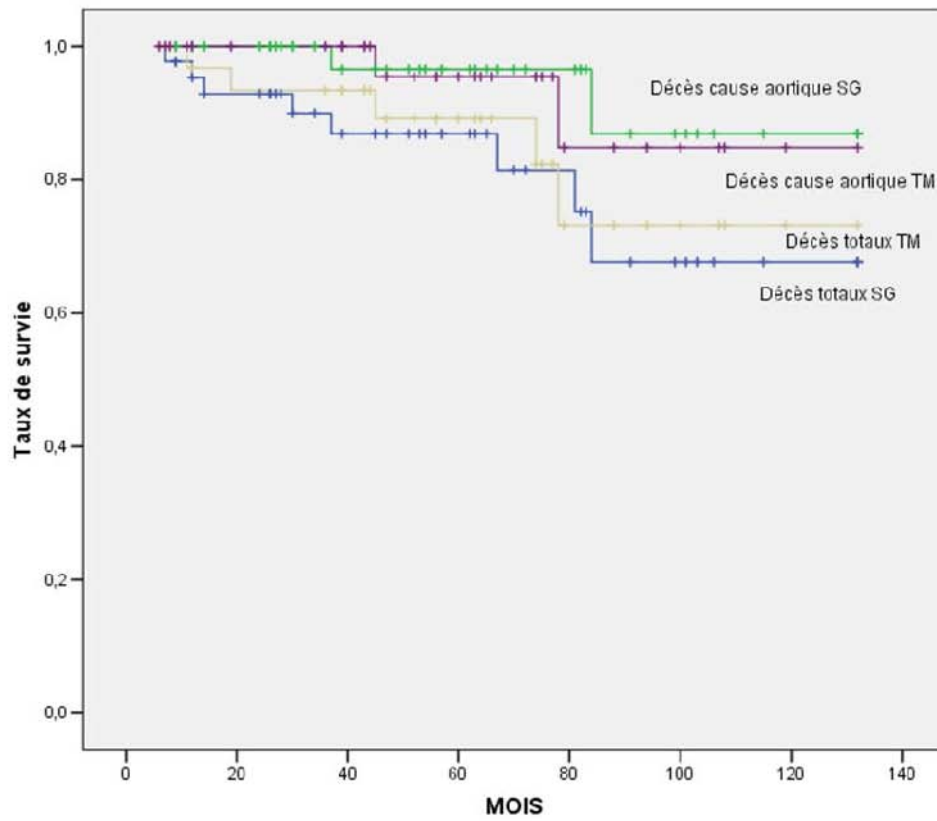


Figure 1.11. Courbe des taux cumulés des décès relatifs à une complication aortique ou toutes causes confondues pour les groupes TM et SG : absence de différence significative entre les deux groupes.

1.4 Discussion

1.4.1 TM et SG

Nous avons mis en évidence une évolution positive rapide des VC et FC de V1 après la pose de SG, par rapport au TM, tout comme d'autres études toutefois limitées par un faible nombre de patients ou un suivi réduit [7],[27]. En effet, l'accroissement du VC pour les patients traités par SG s'élevaient à 76 % pour l'ensemble du suivi, et à seulement 27 % pour le TM. Chemelli-Steingruber *et al.* [7] ont également montré un accroissement du VC pour le groupe TM, mais uniquement au long cours, pour un suivi de 60 mois et non pas lors de leur évaluation intermédiaire à 24 mois. En effet, à 24 mois, les auteurs ont observé une augmentation du volume total de V1 pour les deux groupes, aux dépens du VC pour les SG (29 patients) mais aux dépens du FC pour le TM (35 patients). Ils concluaient à une efficacité du SG avec un rôle stabilisateur sur les remaniements aortiques et une prévention des phénomènes ischémiques. À 60 mois, cette étude a décrit une augmentation globale de l'ensemble des volumes de V1 à l'exception du FC des patients traités par SG. Ces résultats concordent avec nos conclusions et celles d'autres travaux [9],[32],[35],[52], sur l'efficacité du SG, qui permet une stabilisation en taille à long terme du FC.

De nombreux auteurs ont présenté la thrombose du FC comme facteur stabilisateur du FC, empêchant les évolutions anévrismales et donc les ruptures [6],[7],[17],[18] mais ces affirmations sont contestées par certaines équipes [15],[47]. À notre connaissance, les mesures volumétriques de la partie thrombosée du FC n'ont jamais été précisément évaluées pour les dissections de type B [6],[7],[47] ou avec des cohortes réduites [27]. Toutefois, nos résultats sont en concordance avec ces auteurs [6],[27], nous avons mis en avant une augmentation rapide et majeure du ratio VTH/VFC de V1 juste après le SG : 74 % en post interventionnel et 87 % lors du dernier contrôle (45 % lors de l'examen initial), avec une baisse relative du ratio VFC/VTT passant de 67 % à 62 % entre le premier et dernier examen.

Pour le TM, ce ratio VTH/VFC n'était que de 60 % lors du dernier scanner (58 % lors du scanner initial) avec une relative stabilité du volume du FC : VFC/VTT = 60 %. Les ratios VVC/VTT (40 % et 38 %) et VFC/VTT (60 % et 62 %) pour le TM et SG au dernier examen sont pourtant comparables, ce qui irait en faveur d'un rôle plus important du SG sur la formation de thrombose du FC et de sa consolidation.

Ces résultats prometteurs de SG ont concerné essentiellement le volume V1, zone dans laquelle le SG est implanté, ce qui nous a autorisés à relier le placement du SG à l'évolution favorable des VC et FC. Huptas *et al.*[27], malgré un groupe SG limité de 17 patients, ont décrit une évolution similaire après SG avec l'apparition rapide de thrombus dans le FC en regard de la zone d'implantation du SG. Cette thrombose du FC était estimée à 16 % du VFC lors de l'examen initial et à 55 % dans la semaine suivant la pose de SG. Par contre, aucune formation majeure de thrombose n'a été décrite au même temps d'évaluation pour les 10 patients du TM qui présentaient un taux de thrombose stationnaire pour la durée du suivi. Pour le groupe TM, ce taux équivalait à environ 28 % du volume thrombosé du groupe SG au dernier suivi. La durée moyenne du suivi des patients (14 mois) de cette étude n'a pas permis aux auteurs d'évaluation au long cours.

Chemelli-Steingruber *et al.* [7] n'ont évalué la thrombose du FC qu'à l'aide d'une échelle semi quantitative (thrombose totale, partielle ou absente), et n'ont pas relevé de différence à 60 mois entre les deux groupes. Malgré l'absence de mesure précise, les auteurs ont toutefois signalé dans les 24 premiers mois une tendance du SG à engendrer de la thrombose en regard de la zone d'implantation, contrairement au TM ; ils estimaient que cette thrombose pouvait réduire le risque de rupture.

Tsai *et al.*[47] ont exposé de nouvelles hypothèses et étiologies pour la formation du thrombus du FC basées sur les pressions et les flux. Ils ont examiné un large groupe de 201 patients issus du registre IRAD (*International Registry of Acute Aortic Dissection*) avec un suivi moyen de 2,8 années. Ils ont conclu à une mortalité 2,7 fois plus importante chez les patients ayant une thrombose partielle du FC par rapport à ceux ayant un FC totalement circulant sans thrombose. Mais ils ont également rapporté des taux de survie similaires entre les patients ayant une thrombose totale et ceux qui n'en présentaient pas et entre ceux ayant une thrombose totale et les patients avec thrombose partielle. Leur étude allait à l'encontre de toutes les théories démontrant qu'un FC totalement thrombosé présentait moins de risque qu'un FC totalement circulant. Leur réflexion s'appuyant sur les flux et les pressions engendrés dans le FC par la dissection, leur hypothèse principale était qu'un FC perméable serait alimenté par une porte d'entrée proximale et qu'une ou plusieurs portes de réentrée distale ou « portes de sortie » éviteraient au FC d'être sous tension et donc de s'accroître. Un des risques de la thrombose partielle du FC serait la couverture des ces « portes de sortie » empêchant le flux du FC de s'écouler, augmentant

la pression dans le FC et entraînant de ce fait une évolution anévrismale. Un FC totalement thrombosé excluait complètement le FC de tout flux et toute pression. Malgré ces hypothèses attrayantes, l'étude de Tsai *et al.* comportait certaines limites. Les causes de décès et donc leur corrélation avec la pathologie aortique n'étaient pas disponibles, la thrombose du FC n'était pas précisément quantifiée (thrombose absente, partielle et totale, sans qu'une localisation de la thrombose ne soit mentionnée), de plus le statut de la thrombose n'a été pris en compte qu'une seule fois pendant l'hospitalisation ce qui n'a pas permis aux auteurs d'étudier son évolution tout au long de la surveillance. L'examen volumétrique de la thrombose du FC couplée à l'étude de l'hémodynamique des flux et des pressions des VC et FC pourrait nous permettre de confirmer les hypothèses de Tsai *et al.*

Comme d'autres auteurs il n'a pas été mis en évidence dans notre étude de modifications majeures au niveau de l'aorte abdominale ou de l'aorte ascendante [27] Mais on trouve une augmentation du volume du produit de contraste dans faux chenal au niveau de l'aorte abdominale dans le groupe TM. Cette augmentation peut induire un développement de l'anévrisme de l'aorte abdomen dans avenir de ces patients. Inversement cette observation, on ne trouve pas une augmentation du VPDC au niveau de l'aorte abdominale dans groupe SG. Le traitement par ST peut éviter une évolution vers anévrismale au niveau de l'aorte abdominale. De plus on observe une diminution d'extension rétrograde sur aorte ascendante par le traitement par SG (11,6% SG contre 17,6% TM).

1.4.2 Volumes et diamètres

Contrairement aux mesures de volumes, notre analyse des diamètres n'a pas mis en évidence de variation significative des VC et FC pour le TM ; ces résultats concordent avec les données d'autres études rapportant une stabilité ou une augmentation du diamètre aortique total [6],[26],[51]. Pour le SG, notre étude des diamètres a montré une augmentation des diamètres totaux de l'aorte descendante, en regard du tronc cœliaque, et des artères rénales, tout comme d'autres auteurs [6]. La mesure des diamètres pour le SG a mis en évidence une augmentation du diamètre maximal du VC de l'aorte descendante de 48 %, alors que l'appréciation de cette même évolution par les volumes était majeure et estimée à 76 %. Les défauts des mesures par diamètres sont le manque d'évaluation précise et totale de l'aorte. L'exemple précédent reflète la difficulté d'analyser les remaniements aortiques dans leur ensemble de façon précise à partir de seulement quelques niveaux aortiques. Ainsi, malgré 5 niveaux d'étude de diamètre répartis sur l'aorte, nos mesures

volumétriques nous semblent plus rigoureuses et traduisent de façon plus exacte les changements aortiques.

Chemelli-Steingruber *et al.* ont montré dans leur étude que diamètres et volumes décrivaient les mêmes orientations et que, du fait du temps important consacré aux mesures de volumes dans une pratique quotidienne, les mesures de diamètres étaient suffisantes pour le suivi des dissections aortiques de type B [19]. Nous sommes d'avis que l'augmentation, la stabilité ou la diminution d'un chenal peut aisément être déterminée avec les diamètres. Mais du fait de leur manque de précision et de vision globale de l'aorte, il reste toutefois difficile d'appliquer cette technique pour une comparaison rigoureuse entre le TM et le SG. De plus, le risque principal lorsque l'on se fie aux mesures des diamètres est la surestimation des variations du VC ou FC entraînant des décisions thérapeutiques inadéquates, ou bien la sous-estimation des remaniements conduisant à rassurer à tort le clinicien et à méconnaître un risque important de rupture.

Dans cette étude, il a été noté une augmentation du volume de vrai chenal sans que cette variation de taille ne soit détectable avec les mesures classiques des diamètres, au niveau de l'aorte descendante, dans le groupe TM. Ce dernier point suggère une meilleure sensibilité de l'étude volumique pour le suivi des patients présentant une dissection aortique comparativement au suivi classique par la mesure des diamètres. Nous avons, par ailleurs montré le caractère fiable et reproductible de l'analyse des volumes du fait de l'analyse de l'aorte dans sa globalité à la différence des mesures des diamètres qui ne concernent que certains niveaux de l'aorte et ne sont pas standardisés ; ces niveaux dépendent des équipes et ne représentent pas l'évolutivité du remodelage aortique dans son ensemble.

Dans cette étude on ne trouve aucune corrélation linéaire entre la longueur du Stent et volume du thrombus. Le coefficient de corrélation égal 0,083 ($p > 0,05$) après la pose SG et égal 0,157 ($P > 0,05$) lors du dernier scanner. Après dissection aortique, on distingue trois types de faux chenal : thrombose totale, partielle et non thrombosée. Les endofuites après pose SG concernent le groupe des thromboses partielles. Il existe du sang circulant dans le faux chenal représenté par le volume du produit de contraste. On n'a pas trouvé de corrélation linéaire entre le volume de produit de contraste et le volume du faux chenal ($p = 0,821$) dans le groupe de thrombose partielle. Mais on retrouve une corrélation linéaire

entre le volume du thrombus et le volume du faux chenal sur le dernier scanner (le coefficient de corrélation est de 0,967, $p < 0,01$). On peut dire que, l'existence de l'endofuite n'influence pas l'évolution du faux chenal vers la thrombose.

Cependant, les mesures de volumes ont également leurs limites. Chaque modification d'un volume (augmentation ou baisse) est souvent considérée comme uniforme et régulièrement répartie sur l'ensemble de la zone étudiée. Cela a été le cas pour la majorité de patients, mais pour quelques rares patients cette variation était localisée sur une zone très restreinte de l'aorte descendante; l'analyse volumétrique brute aurait méconnu le risque de rupture. On reproche classiquement à la méthode volumétrique une importante consommation de temps médical. Dans notre expérience, après une courte formation, il a fallu moins de 10 minutes pour analyser les VC et FC des cas les moins complexes avec l'aide du logiciel Advantage Windows et lorsque l'acquisition scanographique était optimale.

1.4.3 Facteurs pronostiques

Nous avons cherché à évaluer les conséquences de la ré-expansion du VC et de la formation de thrombus du FC sur le taux de survie des patients. Du fait d'un taux de mortalité heureusement faible dans les deux groupes, notre analyse statistique est limitée. Cependant, nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les groupes TM et SG, pour les décès liés à une cause aortique ou non, tout comme dans l'étude de Chemelli-Steingruber *et al.* qui comprenait également un grand nombre de patients ($n = 88$: TM = 50 et SG = 38) [6]. Dans cette étude, tous les patients traités par SG présentaient des signes de complication (douleurs réfractaires au TM, ischémie périphérique, augmentation rapide de taille, rupture). Les groupes TM et SG ne présentaient donc pas les mêmes caractéristiques dès le début de leur suivi avec un pronostic plus mauvais pour le groupe SG. On pourrait donc penser que l'absence de différence entre les taux de mortalité liés à une cause aortique ou non pour ces deux groupes de pronostic non équivalents serait à rapprocher d'une efficacité du traitement par SG.

Les taux de survie dans nos deux groupes étaient comparables à ceux décrits dans la littérature. Pour le TM, ils étaient de 96,8 % à 1 an et 82,3 % à 6 ans. Ceci est en accord avec d'autres travaux : de 81,6 % à 98,9 % à 1 an et de 71 % à 98,9 % à 5 ans. Pour le SG, nos résultats semblent un peu meilleurs que ceux rapportés dans la littérature avec un taux de survie à 1 an de 95,3 % et à 7 ans de 81,5 %, contre 81,0 % – 89,9 % à 1 an

[6],[8],[9],[12],[14],[15],[35] et 60,9 % – 86,3 % à 5 ans. L'analyse de taux de survie était complexe, toutes les causes de mort subite n'étant pas bien identifiées (1 patient du groupe TM et 2 du groupe SG). Toutefois, plusieurs équipes pensent que les morts subites sont vraisemblablement liées à une cause aortique [3],[23].

Un suivi plus long ne permettrait probablement pas de différencier les deux groupes, du moins pas pour les décès liés à une cause aortique. En effet, les complications aortiques (évolutions anévrismales, ruptures, ischémies périphériques) surviennent en général à un stade précoce de la maladie pour les dissections non stabilisées [15].

Du fait d'un nombre réduit de décès d'étiologie aortique et de l'hétérogénéité des résultats, il nous a été difficile de conclure quant au rôle de la thrombose du FC en tant que facteur stabilisateur du FC et de l'aorte. Les ratios VTH/VFC des 4 patients concernés sont de 18 % et 83 % pour les 2 patients TM et 26 % et 65 % pour les 2 patients SG ; il n'a pas été possible de relier un faible pourcentage de thrombose du FC à une complication aortique fatale. Un recrutement multicentrique semble nécessaire pour atteindre le nombre de dossiers suffisant permettant de répondre à cette question.

1.4.4 Conversion de TM en SG

Dans notre centre, l'indication du SG en urgence était posée pour les cas de dissection aiguë de type B présentant des signes de complication. Selon ces critères, il a été décidé par une équipe multidisciplinaire (regroupant des chirurgiens cardiovasculaires, des radiologues interventionnels et des anesthésistes-réanimateurs) de placer un SG chez 9 patients n'ayant pas répondu de façon satisfaisante au TM entre les 3^e et 14^e jours de l'hospitalisation (dissection aiguë), et chez 3 patients entre les 15^e et 30^e jours après admission (dissection chronique). Ces données ont montré que chez ces 12 patients (soit 28% du groupe SG) ne présentant pas de signe de complication à leur admission, donc pas d'indication au SG, le TM pouvait être insuffisant du fait de l'évolution imprévisible et rapide des aortes disséquées. Ces patients, dans notre étude, ont été dès le début exclus du groupe TM et placés dans le groupe SG. Il existe donc un biais important : les résultats du groupe TM sont potentiellement améliorés par un recrutement de dissections aiguës plus stables et ceux du groupe SG peut être grevés par un recrutement plus à risque de complications. Seule une étude prospective et randomisée pourrait permettre de s'affranchir de ce biais.

1.5 Conclusion

La méthode de mesure volumétrique apporte un argument supplémentaire quant à l'efficacité du *stent-graft* par rapport au traitement médical dans les dissections aortiques de type B. La méthode volumétrique d'évaluation du vrai chenal et du faux chenal est une technique fiable, précise et reproductible pour la surveillance à court et long terme des remaniements aortiques. Du fait d'une cohorte (77 patients) et d'un suivi (43 mois) conséquents, nous avons pu montrer une augmentation majeure et rapide du vrai chenal (76%) pour le groupe SG, par rapport au traitement médical (27%). Contrairement au traitement médical, la pose de *stent-graft* a permis une importante thrombose du faux chenal, favorisant ainsi sa stabilisation. Le traitement par SG peut diminuer l'extension rétrograde de dissection aortique de type B sur la partie de l'aorte ascendante. Le nombre réduit de décès de cause aortique dans cette série n'a pas permis de mettre en évidence de corrélation entre l'importance de la thrombose du faux chenal et une réduction de la mortalité.

Chapitre 2

Etude du suivi volumétrique des dissections aortique type A : avant et après chirurgie.

2.1 Introduction

Les dissections aortiques aiguës de type A sont une urgence chirurgicale. L'histoire naturelle de cette pathologie (1% de mortalité par heure les premières 72 heures) impose une prise en charge la plus rapide possible. Les deux principales causes de décès sont la rupture intra-péricardique et l'insuffisance aortique aiguë.

Les principaux objectifs des différentes interventions chirurgicales réalisables sont donc de remplacer l'aorte ascendante et de corriger la fuite aortique lorsqu'elle est présente. Le remplacement de l'aorte ascendante par une prothèse est le point commun de toutes les interventions possibles. Dans la plupart des cas, la porte d'entrée principale est ainsi supprimée. Le remplacement est étendu à la crosse aortique lorsqu'il existe une porte d'entrée à son niveau (20 à 30% des cas).

Une fois la phase aiguë passée, cette pathologie aortique entre dans une phase chronique caractérisée par le risque d'une évolution anévrysmale de l'aorte restante disséquée. Si, pour les patients présentant une seule porte d'entrée, le remplacement de l'aorte ascendante permet une thrombose du faux chenal, la dissection aortique reste « active » en cas de porte d'entrée multiples. L'arche et l'aorte descendante présentent ainsi une évolution anévrysmale dans 40% des cas dans les 5 ans [16],[53].

Dans une étude de suivi des diamètres de l'aorte chez les patients présentant une dissection de type A, Immer a montré que la persistance d'un faux chenal perméable joue un rôle important dans la dilatation de l'aorte descendante et abdominale après la chirurgie, en particulier chez les patients jeunes, ayant un faux chenal perméable au niveau de l'arche [11].

La perméabilité du faux chenal au niveau de l'aorte thoracique descendante est le facteur de risque le plus important de dilatation aortique chez les patients ayant une dissection aortique chronique type B [25],[42]. Plusieurs études se sont intéressées à la prévalence de

l'évolution anévrysmale de l'aorte thoracique en post opératoire de dissections aortiques de type A. La plupart des études sont basés sur la mesure des diamètres aortiques dans le suivi au long cours des patients [37],[41],[54]. Ces méthodes ne sont pas fiables et peu reproductibles. Aucune étude, à notre connaissance, n'a étudié l'évolution des volumes aortiques avant et après chirurgie des dissections aortiques de type A.

Donc, **l'objectif de cette partie de notre** étude était le suivi morphologique de l'aorte chez des patients opérés de dissections aortiques type A. Nous avons à la fois mesuré les diamètres et les volumes aortiques afin de comparer deux méthodes. Nous nous sommes particulièrement intéressés à l'analyse de l'évolution des volumes aortiques.

2.2 Matériels et méthodes

Les matériels et méthode de cette étude sont identiques à étude des dissections type B mais il y a le nombre de patient, les niveaux de mesure des diamètres aortiques et le temps du suivi scanographiques qui sont différents.

2.2.1 Examen scanographique (cf. étude dissection type B)

Pour notre étude, nous avons choisi d'étudier 3 temps :

- le premier examen scanographiques correspond en général au scanner du diagnostic ;
- le premier examen postopératoire
- le dernier examen du suivi.

2.2.2 Patients

Nous avons étudié rétrospectivement 36 patients ayant été opérés pour une dissection aortique aigue de type A. Ces patients été suivis par les services de radiologie et de chirurgie cardiovasculaire du CHU de Rangueil entre 01/1998 et 12/2008.

Tous les patients ont eu au moins 3 scanners : avant chirurgie, contrôle post opératoire et au moins un scanner à distance.

L'intervalle de temps entre les deux premiers scanner était de 5 mois (range 0,03 -37 mois) et celui entre le 2^{ème} et le dernier scanner était de 33,4 mois (range 6,1-95 mois)). La durée moyenne du suivi était de 38,8 mois (range 7 – 118 mois) (entre le 1^{er} et dernier scanner).

2.2.3 Analyse des données scanographiques (cf. dissection type B)

2.2.4 Analyse des diamètres

La mesure de différents diamètres de l'aorte a été effectuée : diamètre maximal aortique (vrai et faux chenal associé), diamètre du vrai chenal et diamètre du faux chenal.

Ces mesures ont été effectuées à différents niveaux : anneau valvulaire aortique, sinus aortique, jonction sinotubulaire (figure 2.12), aorte ascendante en regard du tronc de l'artère pulmonaire, arche, aorte descendante à son diamètre maximal , aorte descendante

au niveau de la veine pulmonaire inférieure gauche puis au niveau du tronc coeliaque et enfin au niveau des artères rénales (comme la figure dans étude dissection type B).

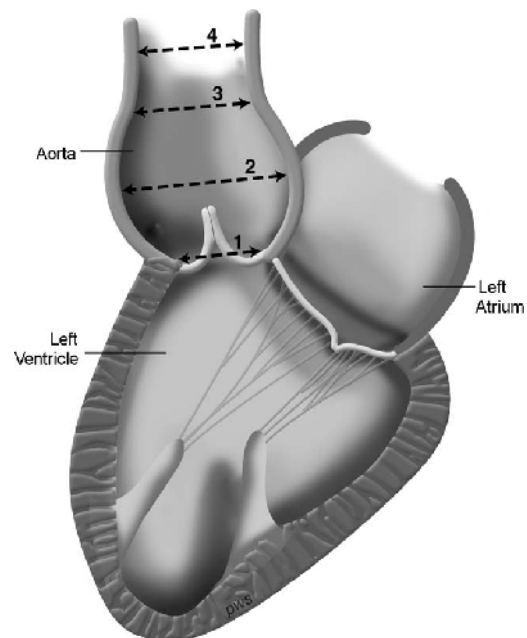


Figure 2.12. Les mesures des diamètres au niveau de l'aorte ascendante

2.3 Résultats

2.3.1 Caractéristiques de la population

Au total 36 patients ont été inclus dans notre étude. L'âge moyen des patients était de 63,4 ± 12,5 ans. Il y avait 27 hommes (75%). Cette étude a révélé que : 75 % des patients atteints d'une dissection aortique de type A avaient une dissection de l'aorte descendante associée et 67% avaient une dissection de l'aorte abdominale associée. Seulement 25% de patient ont eu une dissection de l'aorte ascendante isolée ; sans évolution vers un anévrisme ni extension de la dissection au cours du suivi.

2.3.2 Les diamètres et volumes aortiques

2.3.2.1 Diamètres

Tableau 2.7 : Le diamètre en mm de l'aorte ascendante mesuré au cours de trois scanner

Diamètre (mm)	Initial (t0)	Post opératoire (t5)	Dernier examen (t38)	P
Anneau	23,2 ± 2,9	22,8 ± 3,1	22,4 ± 2,3	ns
Sinus aortique VC	35,1 ± 9,9	37,8 ± 6,7	36,5 ± 6,4	ns
Sinus aortique FC	9,2 ± 12,9			
Jonction sino-tub VC	32,1 ± 11,2	34,7 ± 5,9	34,2 ± 6,1	ns
Jonction sino-tub FC	19,1 ± 14,9			
Aorte ascendante VC	31,3 ± 13,7	35,3 ± 5,6	33,3 ± 7,1	ns
Aorte ascendante FC	17,4 ± 12			

Le diamètre maximum de l'aorte ascendante au moment du diagnostic était de 48,7±8,5 mm. Au niveau de la jonction sinotubulaire le diamètre de faux chenal était le plus important (19,1 ± 14,9 mm).

Tableau 2.8 : Evolution scanographique du diamètre aortique au cours du suivi

Diamètre (mm)	Initial (t0)	Post opératoire (t5)	Dernier examen (t38)	P
Arche aortique totale	38,3 ± 9	37,5 ± 7,6	37 ± 7	ns
Arche aortique du vrai chenal	24 ± 6,8	24,9 ± 6,3	25,9 ± 6,1	ns
Arche aortique du faux chenal	14,3 ± 9	12,6 ± 9,5	11,1 ± 8,4 ^A	< 0,05
Aorte descendante max totale	35,8 ± 7,6	40,2 ± 9,8^A	44,4 ± 13,4 ^{A,B}	< 0,05
Aorte descendante vrai chenal	21,5 ± 9,9	23,5 ± 9,2^A	25 ± 11,9 ^A	< 0,05
Aorte descendant faux chenal	14,4 ± 12,3	16,7 ± 14,2	19,4 ± 16,6 ^{A,B}	< 0,05
Aorte descendante VP totale	31,7 ± 7,1	34,7 ± 8,5^A	37,7 ± 10,1 ^{A,B}	< 0,05
Aorte descendante VP vrai chenal	18,1 ± 9,8	19,1 ± 8,3	20,4 ± 9,2	ns
Aorte descendant VP faux chenal	13,6 ± 10,9	15,6 ± 13,6	17,3 ± 15,5 ^A	<0,05
Tronc coeliaque totale	28,2 ± 5,6	29,8 ± 6,6^A	31,2 ± 6,9 ^{A,B}	< 0,05
Tronc coeliaque vrai chenal	17,7 ± 7,6	17,8 ± 6,6	17,3 ± 7,5	ns
Tronc coeliaque faux chenal	10,5 ± 10,2	12,1 ± 10,2	13,9 ± 11,9 ^A	< 0,05
Artère rénale totale	23,3 ± 4,5	24,4 ± 5,1^A	25,9 ± 5,8 ^{A,B}	<0,05
Artère rénale vrai chenal	14,7 ± 6,1	15,4 ± 5,2	15,4 ± 5,7	ns
Artère rénale faux chenal	8,6 ± 7,7	9,0 ± 7,8	10,5 ± 9,4 ^{A,B}	< 0,05

A : p<0,05 vs initial, B : p<0,05 vs. postopératoire

Le diamètre de la crosse aortique est stable ; le diamètre du vrai chenal, le diamètre du faux chenal ont tendance à diminuer significativement de 14 mm (1^{er} scanner) à 11 mm (3^{ème} scanner) (p <0,05). Au niveau de l'aorte descendante max, on observe une augmentation du diamètre total (24%), du diamètre de vrai chenal (16,2%) et du diamètre de faux chenal (34,7%). Mais après la chirurgie, le diamètre du vrai chenal était stable après la chirurgie (p>0,05) en comparaison entre le 2^{ème} et 3^{ème} scanner. Sur les autres niveaux aortiques, on ne trouve pas d'augmentation du diamètre du vrai chenal (au niveau de l'aorte descendante en regard de la veine pulmonaire inférieure gauche, le tronc coeliaque et artère rénale). Inversement, le diamètre du faux chenal a augmenté significativement pour tous les niveaux de l'aorte descendante et abdominale.

Tableau 2.9 : Pourcentage de l'évolution du diamètre de l'aorte vers anévrisme pendant le suivi.

Diamètre	Jonction sino-tubulaire >55mm	Aorte ascendante > 55 mm	Aorte descendante > 50 mm	Artère rénale max > 30 mm
Initial (t0)	11/36 (30,6%)	10/36 (27,8%)	0/36 (0%)	3/36 (8,3%)
Post opératoire (t5)	0 (0%)	0 (0%)	6/36 (16,6%)	4/36 (11,1%)
Dernier examen (t38)	0 (0%)	0 (0%)	12/36 (33,3%)	7/36 (19,4%)

Dans notre étude, sur un suivi de 38 mois, 33,3% de nos patients ont développé une dilatation secondaire au niveau de l'aorte descendante supérieure à 50 mm, 19,4% avec une dilatation de l'aorte abdominale au niveau artère rénale >30 mm.

2.3.2.2 Volumes

Tableau 2.10 : Les volumes de l'aorte ascendante en mL (de l'origine des artères coronaires à l'artère sous clavière gauche).

Volume V3 (mL)	Initial (t0)	Post opératoire (t5)	Dernier examen (t38)	P
Volume totale	242,5 ± 77,3			
Volume du vrai chenal	113,2 ± 51,9	111,2 ± 34,0	110,1 ± 35,0	Ns
Volume du PDC	53,0 ± 75,9	7,1 ± 12,4 ^A	19,8 ± 40,1 ^A	< 0,05
Volume du thrombus	76,1 ± 69,3			
Volume du faux chenal	129,1 ± 70,8			

Le volume du faux chenal de scanner initial correspond à 53% de volume total. Le volume du vrai chenal est le même sur les 3 scanners.

A : p<0,05 vs Initial, **B** : p<0,05 vs. Post opératoire

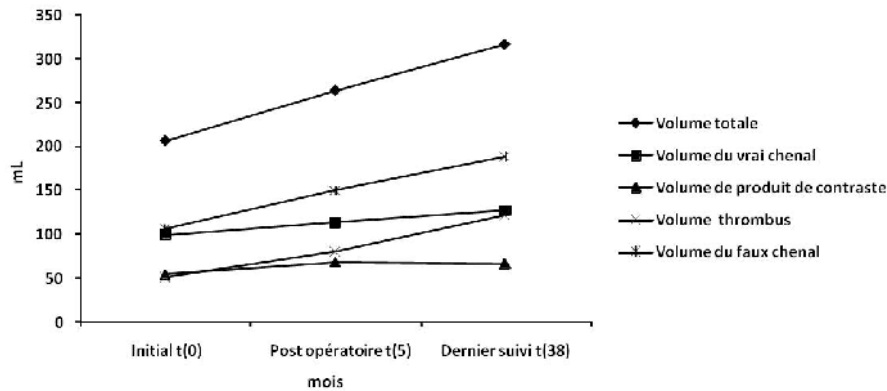


Figure 2.13. Evolution volumique aortique de la partie V1 (volume de l'aorte descendante) en ml.

Avant la chirurgie, le volume total V1 est de $206,3 \pm 84,0$ ml. Nous avons noté un accroissement important du volume total après la chirurgie : $264 \pm 132,9$ ml en post opératoire et $316,8 \pm 170,4$ ml au dernier suivi. Le volume total V1 augmente respectivement d'environ 28 % en post opératoire et 54% au dernier suivi par rapport au premier examen ($p < 0,05$). Le VC de V1 a montré un accroissement significatif après la chirurgie : 14% en post opératoire et 29% au dernier suivi ($p < 0,05$). En particulier, l'augmentation est plus importante pour le volume du FC : 41% en post opératoire et 77% au dernier suivi par rapport au premier examen ($p < 0,05$). Le volume du thrombus est de 2,34 fois plus important au dernier suivi que le premier examen. Le volume de produit de contraste (= volume sanguin circulant dans le faux chenal) est stable au cours du temps sur les différents examens réalisés, aucune différence significative n'a été observée ($p > 0,05$).

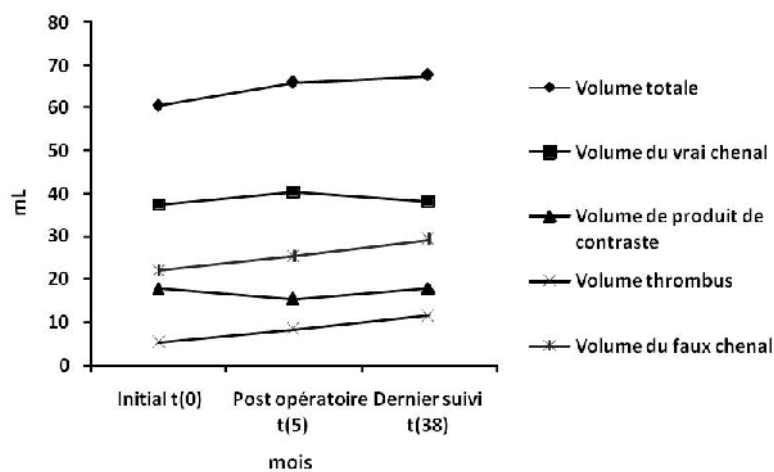


Figure 2.14. Variation des volumes de la partie V2 (aorte abdominale)

Le volume total V2 est de $60,6 \pm 20,1$ ml lors du premier examen. Comme pour les diamètres, nous avons observé une augmentation de volume total de V2 après la chirurgie : $65,8 \pm 18,6$ ml en post opératoire et $67,5 \pm 25,0$ ml au dernier suivi. Le volume du VC en post opératoire a augmenté d'environ 8,5 % par rapport au scanner 1 ($p < 0,05$). Le volume du VC n'a pas augmenté après la chirurgie. Le volume du FC a également augmenté au cours du suivi : 15% en post opératoire et 33% au dernier suivi par rapport au premier examen ($p < 0,05$). Mais le volume du produit de contraste est resté stable au cours du suivi ($p > 0,05$).

Tableau 2.11 : Ratios des différents volumes de l'aorte descendante

Rapport volume >1,5	Volume total de l'aorte descendante	Volume total de l'aorte abdominale
Post opératoire /1. ^{er} examen	6/36 (16,6%)	1/36 (2,8%)
Dernier suivi/ 1. ^{er} examen	11/36 (30,6%)	2/36 (5,6%)

Le tableau 2.11 présente la répartition des patients ayant un ratio d'augmentation du volume total supérieur à 1,5 au cours du suivi au niveau thoracique et au niveau abdominal. On a trouvé 30,6% de patients ayant un ratio du volume total supérieur à 1,5 au niveau de l'aorte descendante.

Tableau 2.12 : Ratios des différents volumes de l'aorte descendante et l'aorte abdominale

	VVC/VTT	VFC/VTT	VVC/VFC	VPDC/VFC	VTH/VFC
Aorte ascendante					
Examen initial (t0)	0,48	0,52	0,93	0,51	0,49
Post opératoire (t5)	0,43	0,57	0,76	0,46	0,54
Dernier examen (t38)	0,40	0,6	0,68	0,35	0,65
Aorte abdominale					
Examen initial (t0)	0,68	0,38	1,7	0,8	0,2
Post opératoire (t5)	0,61	0,39	1,7	0,61	0,39
Dernier examen (t38)	0,56	0,44	1,3	0,61	0,39

Le ratio du VVC/VTT est diminué et inversement le ratio VFC/VTT est augmenté progressivement au niveau thoracique et abdominal. Comme le volume du faux chenal a tendance à augmenter rapidement, le pourcentage de thrombose est de 49% à 65% au niveau de l'aorte descendante et de 20% à 39% au niveau de l'aorte abdominale.

2.4. Discussion

Dans notre étude, l'âge moyen des patients était de $63,4 \pm 12,5$ ans. Il y avait une prédominance d'homme (75%). Ces données confirment les résultats de l'étude d'IRAD : sur 464 patients, l'âge moyen était de 63 ans, avec une prédominance masculine (65%) [24]

La prévalence des dissections aortiques semble être en augmentation, indépendamment du vieillissement de la population, comme l'a noté Olsson et al [37].

2.4.1 Diamètres

Au niveau de l'aorte ascendante, le diamètre maximum du premier examen est en moyenne de $38,3 \pm 9$ mm. La plupart des patients ont un diamètre aortique inférieur à 40 mm (64%), ce qui est comparable aux résultats de Parish et al (le diamètre de l'aorte < 55 mm est de 60%) et Neri et al (le moyen de diamètre est autour de 41-43 mm) [36],[39]. Le diamètre maximal du tube prothétique est de $35,3 \pm 5,6$ mm post opératoire sur scanner 2 et $33,3 \pm 7,1$ mm (scanner 3). La diminution de la taille du tube au niveau de l'aorte ascendante est de 6%, mesure non significative pour $p > 0,05$. Inversement, la série de Halstead et al, a montré une augmentation du diamètre du greffon implanté d'environ 12,3% après l'opération et au cours d'un suivi de 61 mois [25]. Dans une étude, Yeh et al ont montré que la persistance du faux chenal est considérée comme un facteur de risque de dilatation secondaire de l'aorte chez les patients présentant une dissection aortique chronique type B [2],[16],[53]. Dans une autre étude, Immer et al [38] retrouve une dilatation de la crosse aortique et de l'aorte thoracique descendante dans 59,5% des patients atteints d'une dissection de type I (DeBakey) pour un suivi de 55 mois.

Au niveau de l'aorte descendante, sur le scanner initial aucun patient n'avait un diamètre maximal de l'aorte supérieur à 50 mm. Après 5 mois de suivi (sur le scanner initial), 16% des patients avaient un diamètre de l'aorte maximum supérieur à 50mm. A la fin du suivi (soit 38 mois après l'intervention), 33,3% des patients avaient un diamètre de l'aorte descendante maximum supérieur à 50 mm. On observait une augmentation progressive des diamètres aortiques : Le diamètre a augmenté de 3mm/an au niveau de l'aorte descendante, de 1 mm/an au niveau du tronc cœliaque, et de 0,69 mm/an au niveau artère rénale ($p < 0,05$). Cette augmentation est la plus importante au niveau de l'aorte

descendante. De la même façon, Sueyoshi et al. [44] ont rapporté un taux de croissance moyen de 4,1 mm / an de l'aorte descendante de 62 patients ayant une dissection aortique type B sous traitement médical. Dans une autre étude, Onitsuka et al. [38] a rapporté un taux de croissance moyenne de 3,8 mm / an de 76 dissection aortique type B sous traitement médical. Kelly et al [31] ont rapporté un taux de 1,5 mm / an de 24 patients avec une dissection type A ou type B. Fattori et al ont suivi une cohorte de 70 patients après une intervention chirurgicale pour dissection aiguë type A par l'imagerie de résonance magnétique. Ils ont trouvé une augmentation de 1,1 mm/an du segment de l'aorte descendante [20].

Sur les autres segments aortiques, on ne trouve pas d'augmentation du diamètre du vrai chenal (l'aorte descendante en regard de la veine pulmonaire inférieure gauche, du tronc cœliaque et des artères rénales). Inversement, le diamètre du faux chenal a augmenté significativement à tous les niveaux de l'aorte descendante et abdominale. Ceci a été démontré dans la plupart des études. De plus, on a retrouvé une corrélation significative entre le diamètre du faux chenal et le diamètre des différents segments de l'aorte descendante et abdominale (le coefficient de corrélation est de 0,725). Le diamètre total est augmenté parallèlement à l'augmentation du diamètre du faux chenal [2],[4],[28],[53].

Nous avons réalisé une comparaison entre le diamètre du vrai chenal et celui du faux chenal sur le 1^{er} scanner : le diamètre du vrai chenal est plus grand que le diamètre du faux chenal au niveau de l'aorte thoracique et abdominale ($p < 0,05$). Dans une étude de *Blount* et al, la surface du vrai chenal est plus grande que la surface du faux chenal au moment du diagnostic chez les patients ayant une dissection chronique de type B [4].

Dans notre étude, au cours de la phase chronique de dissection aortique type B, la dilatation du diamètre aortique a évolué de manière significative au cours du suivi, en raison de l'augmentation de la taille du faux chenal. Ces résultats confirment une augmentation des diamètres du faux chenal significativement plus importante que ceux du vrai chenal dans les deux types de dissections A et B, ce qui a été décrit par Kelly et al. [31], Williams et al. [50] rapportent des résultats similaires dans un modèle in vitro. Notre étude relie l'augmentation de taille du faux chenal à la dilatation de l'ensemble du diamètre aortique exclusivement chez les patients associant une dissection de l'aorte descendante et abdominale ($p < 0,05$).

Yeh et al [53] ont montré que la plupart des patients, n'ont pas subi de ré-intervention chirurgicale cinq ans après traitement de la dissection initiale. De plus, Gott et al [22] ont montré que, la dissection de type A, a été un puissant facteur prédictif de mortalité tardive. En effet, la survie à 10 ans chez les patients ayant présenté une dissection de type A n'était que de 45%. La dissection de type A prédit, non seulement, un risque accru de mortalité, mais annonçait aussi une évolution vers un anévrisme aortique et une rupture possible.

Dans son étude, Juvonen et al. ont rapporté que le tabagisme, le sexe féminin et l'âge étaient des facteurs en corrélation avec un risque accru de rupture anévrysmale [29],[30]. Cette étude s'est attachée à un suivi morphologique de l'aorte par scannographie et échocardiographie dans les 3 mois suivant l'intervention chirurgicale puis annuel par scanner ou IRM de l'aorte par la suite pour dépister une évolution anévrysmale potentielle de l'aorte des patients ayant un antécédent de dissection aortique de type A.

Compte tenu de la forte mortalité et du taux de complication chez les patients présentant une dissection de l'aorte distale, se pose le problème de la prise en charge thérapeutique de l'aorte disséquée en aval de la portion remplacée.

Dans cette étude, nous avons relevé un diamètre total de l'aorte descendante supérieur 50 mm après chirurgie dans 16,6% 5 mois après l'intervention et dans 33,3% des cas après 38 mois de suivi. Grâce au suivi des patients, il est possible d'identifier les patients susceptibles de nécessiter une ré-intervention endovasculaire ou chirurgicaux (si le diamètre de l'aorte descendante est supérieur à 40 mm). Dans notre étude, 2 patients ont finalement subi une réparation de l'aorte descendante par voie endovasculaire et 2 patients ont été réopérés pour des faux anévrysmes anastomotiques. 25% des patients avaient une dissection isolée de l'aorte ascendante, on ne retrouvait alors pas d'évolution anévrysmale pendant les 38 mois de suivi.

2.4.2 Volumes

L'aorte ascendante est systématiquement réséquée au cours de la chirurgie, il n'y a donc pas d'aorte résiduelle native, les contours du contraste que l'on voit au scanner sont donc les contours de la prothèse. La collection péri prothétique est un hématome classiquement rencontré après ce type de chirurgie, il doit régresser dans le temps et il faut surveiller l'apparition d'une prise de contraste de cette collection à distance de la chirurgie ce qui

signe l'apparition d'un faux anévrisme anastomotique. Dans cette étude, on n'a pas mesuré le volume de l'hématome autour du tube prothétique sur le scanner post opératoire immédiat et lors scanner du dernier suivi. Sur les mesures des volumes de l'aorte ascendante, le premier scanner retrouve un volume total équivalent au double du volume du vrai chenal ($242,5 \pm 77,3$ mL vs $113,2 \pm 51,9$ mL). Dans cette étude, nous avons examiné le volume de l'aorte au moment du diagnostic, il n'existe aucune étude qui démontre qu'avant la dissection le volume de l'aorte ascendante native était inférieur au volume de l'aorte ascendante prothétique, mais, on considère que le volume total est augmenté après la dissection. En accord avec notre étude, mais avec une méthode de mesure de la surface, Williams et al. ont montré une augmentation de 140% de la surface aortique ; après ils avaient entraîné la dissection aortique en maintenant la pression hydrostatique physiologique dans le vrai et faux chenal [50].

Le volume du produit de contraste du scanner au niveau de crosse de l'aorte après opération est diminué significativement (85%) par rapport au 1^{er} scanner. Mais il est augmenté significativement lors du troisième scanner de $7,1 \pm 12,4$ mL à $19,8 \pm 40,1$ mL ; ce qui explique la perméabilité du sang entre le vrai et faux chenal. Ce volume du sang circulant dans le faux chenal est augmenté grâce à l'existence de porte d'entrée au niveau la crosse ou au long de l'aorte descendante.

Au niveau de l'aorte descendante, on a trouvé une augmentation de 29% du volume du vrai chenal et 77% du volume du faux chenal après l'opération au cours des 38 mois de suivi. La plupart des études se sont intéressées à l'évolution des volumes aortiques chez les patients ayant une dissection aortique type B sous le traitement médical ou traité par l'endoprothèse. [7],[27],[43]. *Chemelli-Streingruber* et al. ont observé l'augmentation du volume du vrai chenal 2% (6 mois) 38% (60mois) et 17% (6 mois de suivi) et 67% (60 mois de suivi) en comparaison au volume du faux chenal chez les patients atteint d'une dissection aortique type B sous traitement médical. Le volume du faux chenal de l'aorte descendante augmentait significativement d'environ 41% (5 mois de suivi) et 77% (38 mois de suivi) par rapport au scanner initial.

En fait, la physiopathologie des deux maladies est différente. Dans la dissection aortique type B, la porte d'entrée principale est localisée au niveau de l'aorte descendante alors qu'elle est le plus souvent localisée au niveau de l'aorte ascendante pour les dissections de

type A. Le volume total de l'aorte descendante chez les patients présentant une dissection de type B (*valeur moyenne dans l'étude des dissections type B*) est plus grande que pour les patients ayant une dissection de type A (329 mL vs 206 mL). Le volume total de la partie de l'aorte descendante des patients ayant une dissection de type A augmentent de manière plus important que pour les patients ayant une dissection de type B seule (54% contre 23% (groupe TM)). En particulier, l'augmentation du volume du faux chenal est plus importante. Dans cette étude, nous avons montré que respectivement 16,6% et 30,6% des patients avaient un ratio de volume total de l'aorte descendante supérieur à 1,5 en comparaison avec celui du premier examen. De plus sur 24 patients ayant une dissection de l'aorte de type B, seulement 5 patients avaient une thrombose total du faux chenal, 9 patients avaient une thrombose partielle et 10 patients avaient un faux chenal totalement perméable soit un total de 79,2% des patients présentant une perméabilité du faux chenal.

On peut expliquer que la perméabilité du faux chenal est assurée par les autres portes d'entrée de l'aorte native résiduelle, ce qui entraîne une augmentation de volume du faux chenal. Cette augmentation de volume du faux chenal peut entraîner une dilatation anévrysmale ou une rupture de l'aorte descendante. Ces résultats sont comparables à ceux d'autres études [7],[11],[27],[28],[37].

Au niveau de l'aorte abdominale, nous avons observé une augmentation le volume total liée à l'augmentation du volume moyen du faux chenal de 22 mL à 29,5 mL entre l'examen initial et le dernier examen disponible.

L'estimation de la dilatation anévrysmale de l'aorte descendante, avec cette méthode volumétrique a mis en évidence que 30,6% des patients avaient un ratio de volume total de l'aorte descendante supérieur à 1,5. Si l'on utilisait la méthode de mesure des diamètres, on trouvait que 33,3% de patients avaient un diamètre supérieur à 50 mm. Nous avons trouvé une différence de 2,7% entre ces deux méthodes. Par contre, 5,6% des patients avaient un ratio de volume total de l'aorte abdominale supérieur à 1,5. Si l'on utilisait la méthode de mesure du diamètre et que l'on considérait que l'aorte abdominale devenait anévrysmale à partir de 30 mm, 19,4 % des patients avaient un diamètre supérieur à 30 mm. La méthode de mesure du diamètre permettait donc d'identifier beaucoup plus de patients ayant une évolution anévrysmale au niveau de l'aorte abdominale. Enfin, au niveau de la crosse de

l'aorte, on ne trouve pas de dilatation de la crosse par méthode de mesure du diamètre.
Mais on trouve une augmentation du volume de produit de contraste à ce niveau.

2.5 Conclusion

Notre étude montre que la dilatation anévrysmale de l'aorte descendante peut survenir rapidement après la chirurgie pour dissection aortique de type A. On a observé plus de 30% de dilatation anévrysmale au niveau de l'aorte descendante et plus de 5% de dilatation anévrysmale au niveau de l'aorte abdominale avec ces 2 méthodes de mesure.

La méthode de mesure volumétrique donne des arguments précis de changement morphologique de l'aorte descendante : le vrai chenal augmente de 29% et le faux chenal augmente de 77% pendant les 38 mois de suivi. Au niveau de l'aorte abdominale, le volume du vrai chenal est stable mais le volume du faux chenal augmente de 33%.

La méthode d'évaluation volumique du vrai chenal et du faux chenal est une technique fiable, précise et reproductible pour la surveillance à court et long terme des remaniements aortiques chez les patients atteints d'une dissection aortique type A avec une intervention chirurgicale.

Chapitre 3

Imagerie des flux aortiques par mécanique des fluides numérique : application clinique à la dissection aortique.

3.1 Introduction

Nous savons que le réseau vasculaire est soumis aux contraintes hémodynamiques. Les interactions entre la paroi artérielle et le sang jouent un rôle dans le contrôle du tonus, le développement du tapis endothélial et le remodelage de la paroi (épaississement, affinement). Par conséquent, ces interactions ont un effet prépondérant. Les principales contraintes mécaniques hémodynamiques sont les suivantes :

- Contraintes de tension pariétale, qui est une traduction de la pression normale à la paroi est la force circonférentielle par unité de longueur. Elle est définie par la loi de Laplace et lie la tension (T) à la pression (P) par la relation $T = P \cdot r$, où r est le rayon du vaisseau à ce point. Cette tension circonférentielle est supportée par toute épaisseur de la paroi du vaisseau. On parle de contrainte pariétale circonférentielle $= P_{tr} \cdot r_c / h$ (h : épaisseur de paroi). On remarque que la première relation est une simplification très arbitraire de la relation exacte car ici P_{tr} (P extérieure - P endovasculaire) est la pression transmurale et r_c est le rayon de courbure, différent au rayon de section mesuré habituellement. En termes d'épaisseur de paroi, h est supposé = 1. Cette loi est utilisée pour estimer le risque de rupture artériel et pour une aorte ça se résume à un rayon de section (r) inférieur à 5 cm.
- Contraintes de cisaillement pariétal, qui est une traduction de la pression tangente à la paroi est la force de frottement fonction de la vitesse et la viscosité du sang au contact de la paroi. Cette force est bien plus petite que la tension mais intervient dans l'évolution des tissus au contact avec le sang en mouvement. Elle peut être calculée à partir des champs de vitesses et la connaissance de la viscosité sanguine.

La relation entre perturbations du flux et athérogénèse est assez bien documentée dans la littérature. Depuis les travaux de Caro et al. l'étude de la force cisaillement du fluide sanguin contre la paroi artérielle est devenue un thème de recherche prépondérant [5]. Par

ailleurs, l'étude de Hall et al (2000) [1] montre que la tension pariétale aortique est un facteur prédictif pour le risque de rupture d'anévrisme de l'aorte abdominale.

Dans le cadre de notre travail de recherche, nous avons voulu poursuivre l'évaluation volumique, décrite dans les chapitres précédents, avec la création d'un domaine numérique patient-spécifique correspondant à la morphologie aortique. Cet exercice est intéressant dans le sens que l'analyse 3D est devenue une habitude en clinique, grâce aux dernières technologies en termes d'appareils d'imagerie (acquisition), traitement d'images et visualisation. Etant donné qu'un scanner ne donne aucune information sur les paramètres biomécaniques (Vitesse, Pression), l'intention de ce troisième chapitre est de démontrer que cette limite peut-être contournée par l'utilisation de modèles numériques issus des images morphologiques. Certains auteurs ont réalisé des évaluations cliniques par vélocimétrie par contraste de phase de l'aorte thoracique, à partir d'IRM dynamique (3 Tesla) [21]. L'inconvénient majeur de l'IRM est lié aux limites des résolutions spatiales voisines de 5 mm en épaisseur de coupe, mais il est compensé par son potentiel à caractériser les vitesses et la morphologie lors d'un même examen, et parce que l'absence de rayonnement ionisant lui confère un caractère positif comme examen de contrôle. Le scanner dynamique ouvre la possibilité de reconstruire 10 à 20 phases cardiaques intéressant le thorax avec des résolutions spatiales voisines de 500 microns, ce qui maintient le scanner comme un examen de référence pour le diagnostic.

La mécanique des fluides numérique (MFN) est une méthode de modélisation largement utilisée dans le domaine de l'industrie pour évaluer le design et les composantes de la structure dans différents domaines de l'industrie automobile, de l'espace ou du nucléaire. Cette méthode est précise et reproductible et permet de modéliser les structures grâce à une discrétisation fine des objets (élément finis). Ces derniers sont utilisés comme support mathématique pour la résolution des équations de Navier-Stokes. Dans le domaine médicale, ces méthodes mathématiques sont connues sous le nom de « computational fluid dynamics » (CFD) et même si elles sont couramment citées dans la littérature médicale et scientifique, elles constituent encore une technologie très immature mais avec un avenir prometteur. Ces modélisations permettent d'évaluer le volume d'exploration quantitativement en tout point à travers une imagerie fonctionnelle du type biomécanique (vitesse, force de cisaillement, pression endovasculaire, tension, vorticité).

L'objectif de ce chapitre est d'illustrer avec un exemple un calcul MFN sur un modèle numérique de dissection aortique à partir d'un angioscanner d'un patient.

3.2 Matériels et Méthode

Nous avons choisi un patient (67 ans) atteint d'une dissection aortique chronique de type B. L'acquisition des images est effectuée sur un scanner 64 barrettes (SomatomDefinition 64, (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) avec une injection de produit de contraste iodé. Nous avons choisi une série d'images au format DICOM s'intéressant à l'aorte thoracique et abdominale. Le diagramme ci dessous montre les éléments qui interviennent dans la méthode proposée.

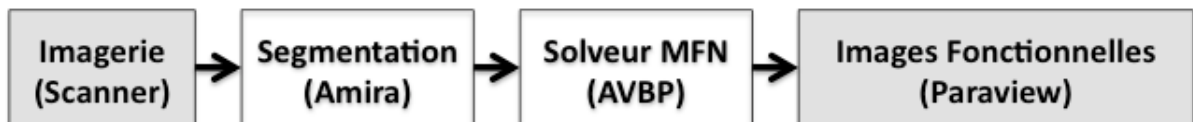


Figure 3.15 : les éléments de la chaîne de traitements.

3.2.1 AMIRA 4.0 et interface 3D

AMIRA est un système de modélisation et visualisation 3D, développé conjointement par Konrad-Suze-Zentrum et Visual Concepts GmbH. Il vient de l'Open Inventor Toolkit proposé par TGS Template Graphics Software, Inc. Le logiciel Amira 4 est un produit de Mercury Computer System mis à jour sur sa version 4 en 2006. Il s'agit d'un système multifonctionnel de visualisation et modélisation de données. Il permet de manipuler virtuellement tout type de données scientifiques à partir de domaines d'applications aussi variés que la médecine, la chimie, la physique ou l'ingénierie. Son principe général de fonctionnement repose sur la représentation de toute base de données dans un espace de gestion appelé "object pool", où l'on peut associer différentes opérations. Ce logiciel autorise une représentation numérique fidèle d'une image y compris en 3 dimensions, avec un outil 3D de navigation et de visualisation de cette image. Ce logiciel fonctionne sur la base de modules et de données-objets. Les modules permettent de visualiser les données-objets ou de réaliser des calculs sur ces données-objets. Une fenêtre représente en tridimensionnel l'objet étudié sur demande, ce qui permet de vérifier en permanence la correspondance des modifications apportées à la réalité anatomique 3-D. La correspondance entre la géométrie discrétisée et son volume d'imagerie associé peut être validée visuellement par l'affichage des deux modules dans le même espace virtuel. Un

exemple de résultat de segmentation d'un scanner dissection aortique type B avec Amira est donné à la figure 3.16 où une coupe morphologie nous sert de référence pour valider l'extraction de la forme anatomique. Les structures 3D peuvent être représentées par des maillages convenables aux simulations numériques (CFD), à savoir la surface triangulaire (élément finis) et les volumes tétraédriques (volumes finis). Amira propose des méthodes pour générer de tels maillages à partir des données de segmentation automatiques ou manuelle (figure 3.17).

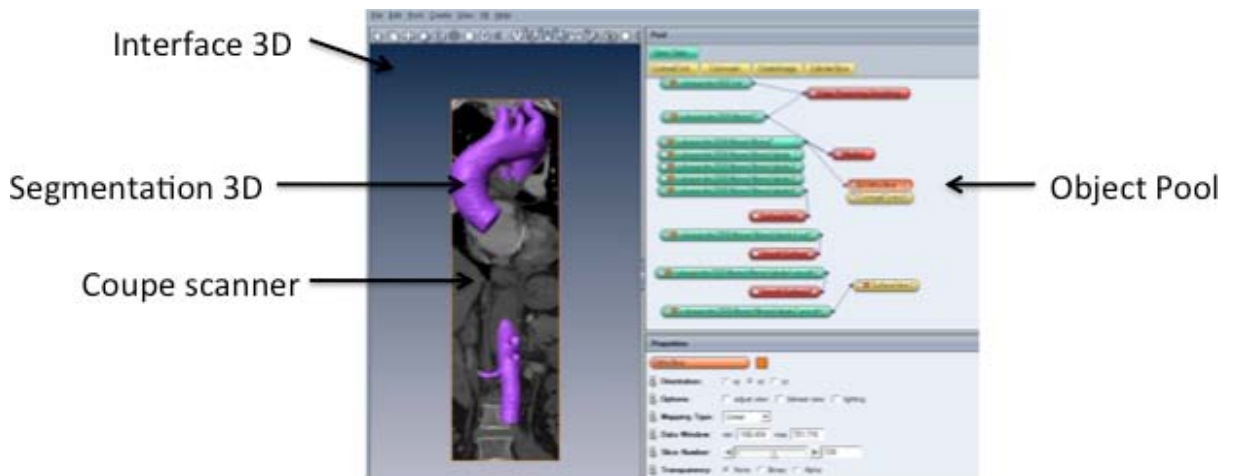
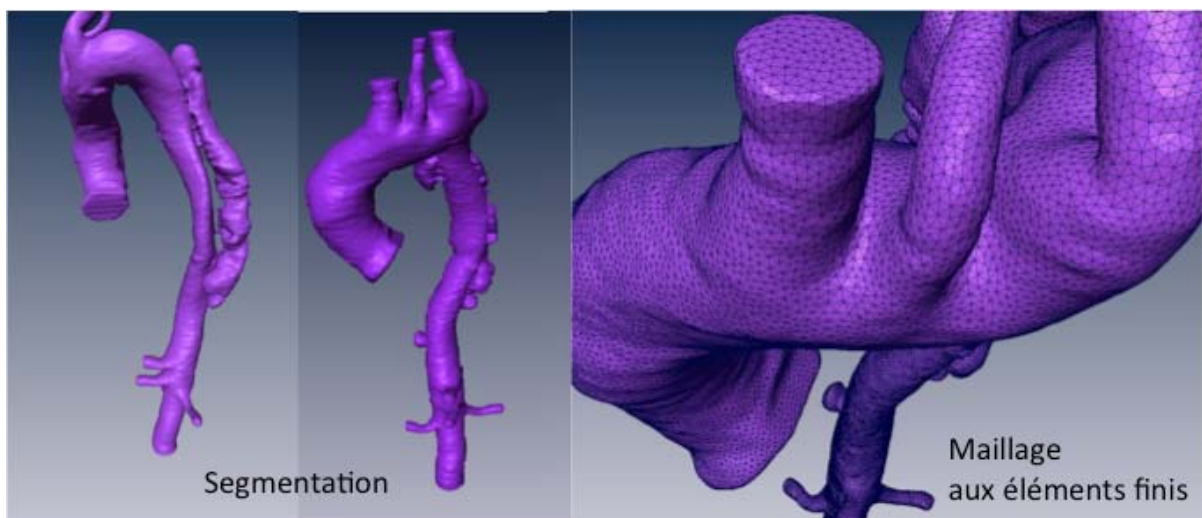


Figure 3.16 : Amira 4.0 et son interface 3D dédiée à l'extraction du volume artériel (processus de segmentation).



La figure 3.17: Segmentation et mailles du domaine numérique pour une dissection aortique.

3.2.2 AVBP 5.5

AVBP est un solveur parallèle qui résout les équations de Navier-Stokes sur une architecture de calcul multiprocesseur. Il se sert d'un maillage non structuré comme domaine numérique où il va résoudre des équations à partir des conditions initiales. Pour la géométrie, le maillage détermine la position de la paroi. Les conditions d'entrée de flux sanguin sont imposées au niveau de l'aorte ascendante et les sorties sont déduites par un modèle d'impédance (résistance périphérique) aux niveaux du TABC, carotide commune, sous-clavière, tronc cœliaque, artères rénales, aorte abdominale. Nous avons définie une densité égale à 1056kg/m^3 et une viscosité sanguine constante égale à 4cP . Ces paramètres sont une bonne approximation de la rhéologie sanguine dans les gros vaisseaux. Le calcul haute performance s'est déroulé au CINES (centre informatique national de l'enseignement supérieur, Montpellier) et a utilisé 240 processeurs pendant 3 heures pour calculer 3 cycles cardiaques, cycles nécessaires pour arriver à une convergence totale du calcul. Les résultats exploitables correspondent au dernier cycle qui est chargé sur Paraview, un environnement 3D d'analyse paramétrique.

La condition limite imposée à l'entrée (débit sanguin) est une fonction du temps qui représente un flux normal à l'entrée de l'aorte. La figure 3.18 montre les variations en ml/s du débit cardiaque à travers la section d'entrée au domaine aortique. Le débit cardiaque moyen de ce patient est de 6L/minute . Les sorties se partagent en fonction de la surface des sections de sorties respectives. Cette approximation nous a permis d'effectuer ce calcul mais étant donné que nous n'avons pas utilisé les débits correspondant au patient, il est naturel de penser que les résultats seront académiques et non pas réalistes. Les résultats numériques illustrent ce qui se passe lors d'un seul cycle, et donnent la vitesse et la pression en tout point. La force de cisaillement, la vorticité et la tension pariétale sont des quantités dérivées des deux grandeurs initiales.

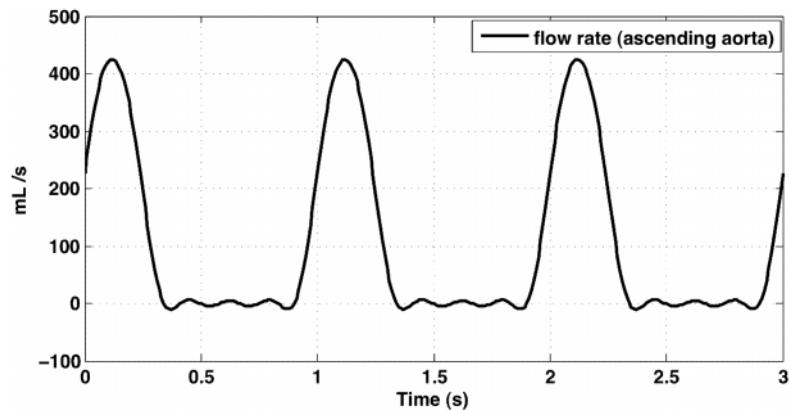


Figure 3.18 : Condition d'entrée du débit cardiaque appliquée aux calculs MFN.

3.2.3 Paraview

Paraview (Kitware) est un logiciel de visualisation basé sur le format VTK. Il est libre et multi-plate-forme, avec une interface utilisateur très intuitive. Il nous permet de visualiser les résultats numériques fonctionnels (champs de vitesses, wall shear stress, etc) sur un ordinateur de bureau. Son interface graphique est intuitive et permet d'afficher des résultats quantitatifs multiples (morphologie, vitesse, contraintes, lignes de courant) avec des échelles de couleurs.

3.3 Résultats

Les mesures de vélocimétrie nous ont fourni les informations nécessaires dans toute la structure segmentée, à savoir l'aorte thoracique. Les résultats du modèle s'attardent principalement sur les paramètres fonctionnels liés au flux sanguin. Les images fonctionnelles sur le vaisseau modélisé permettent ainsi d'évaluer de façon quantitative, à l'aide d'une échelle de couleur, la vitesse (m/s) et les forces cisaillements (wall shear stress en Pa). Les représentations peuvent être sous forme de vecteurs, de lignes de courant (figure 3.19), avec les images morphologiques type MPR (figure 3.20) ou surfaciques (figure 3.21-3.22).

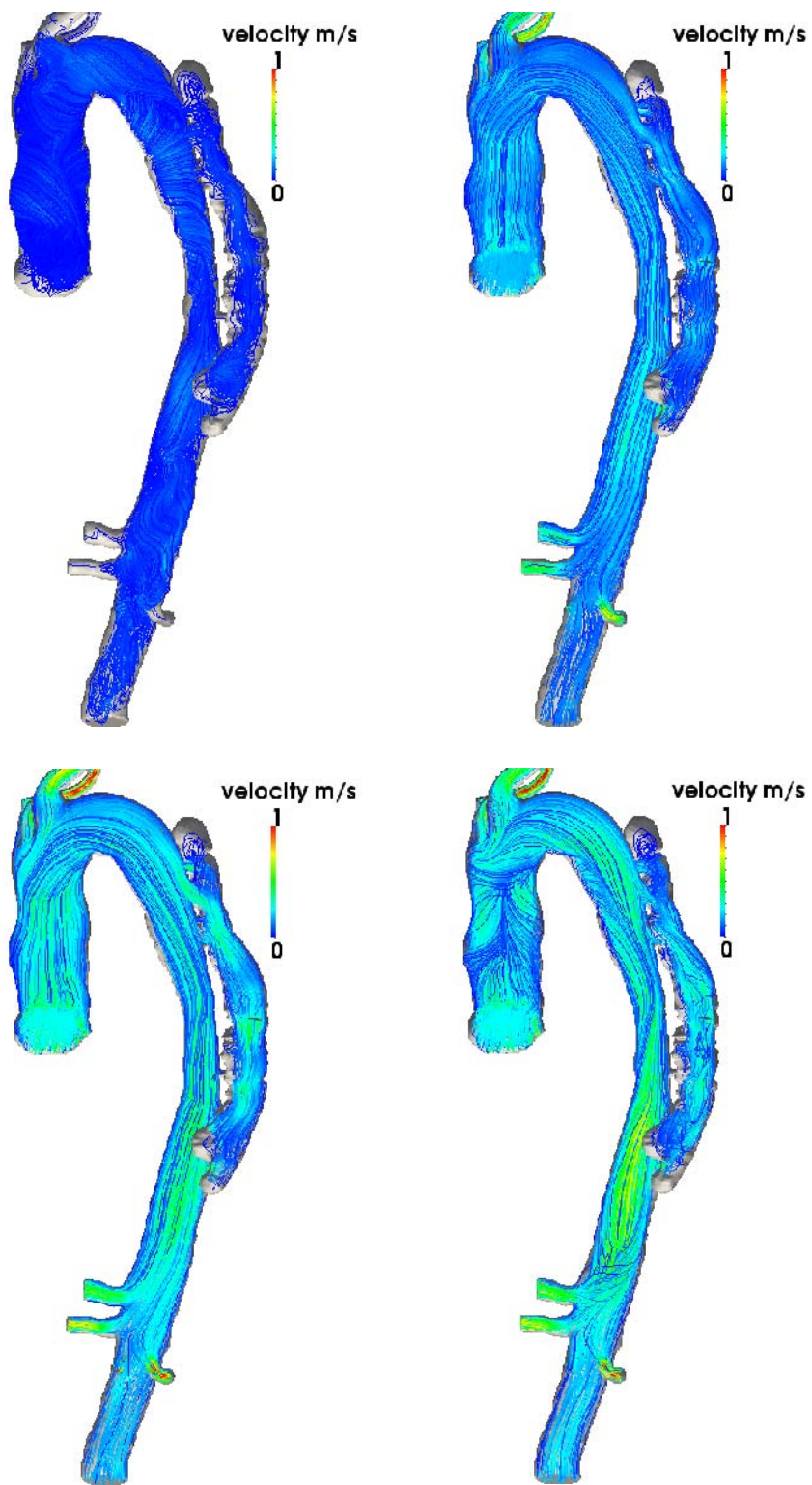


Figure 3.19 : Vitesse du flux dans la partie de l'aorte segmenté avec les calculs MFN

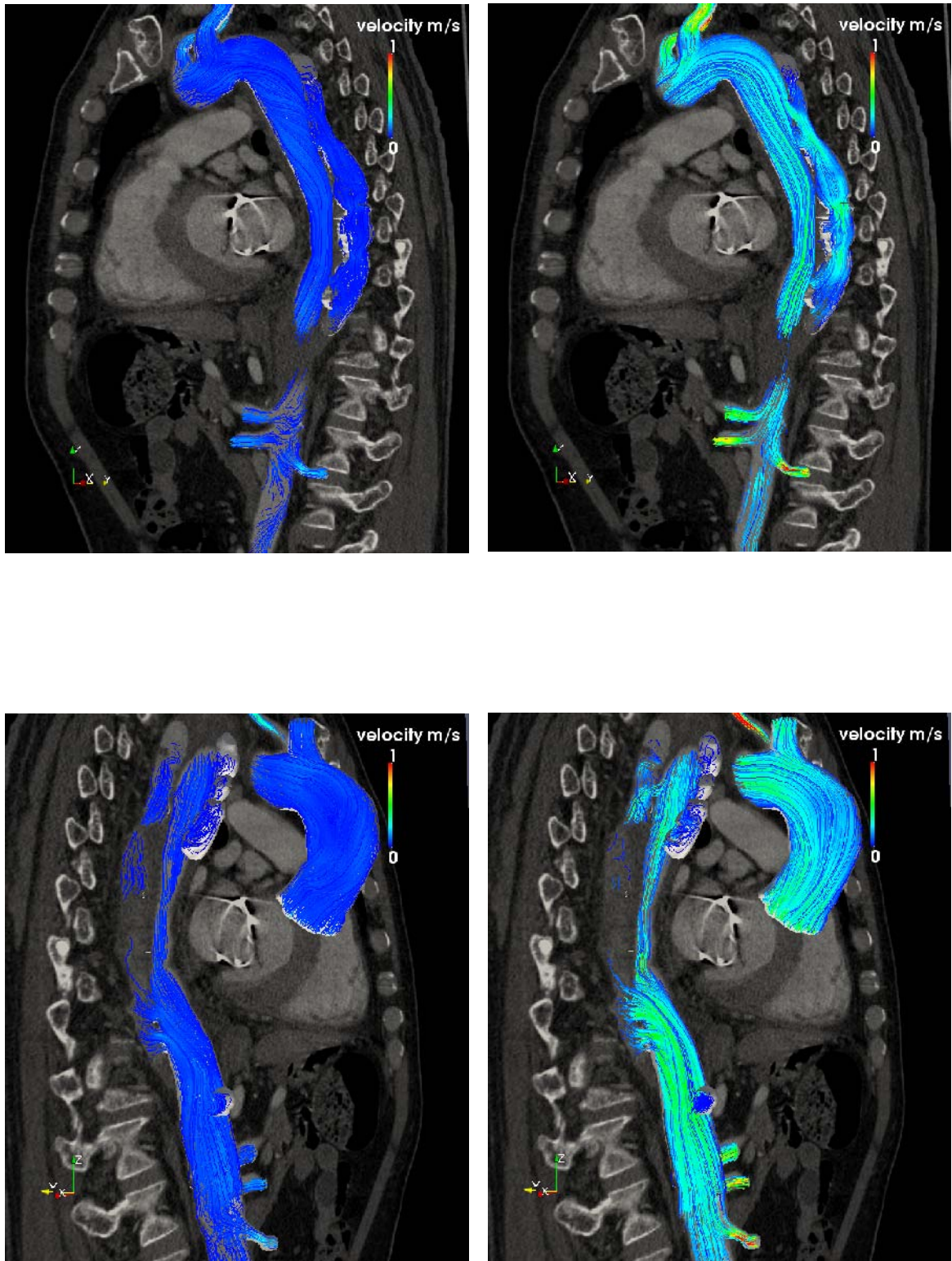


Figure 3.20 : Vitesse de Flux dans la partie l'aorte segmentée après restaurer dans le corps

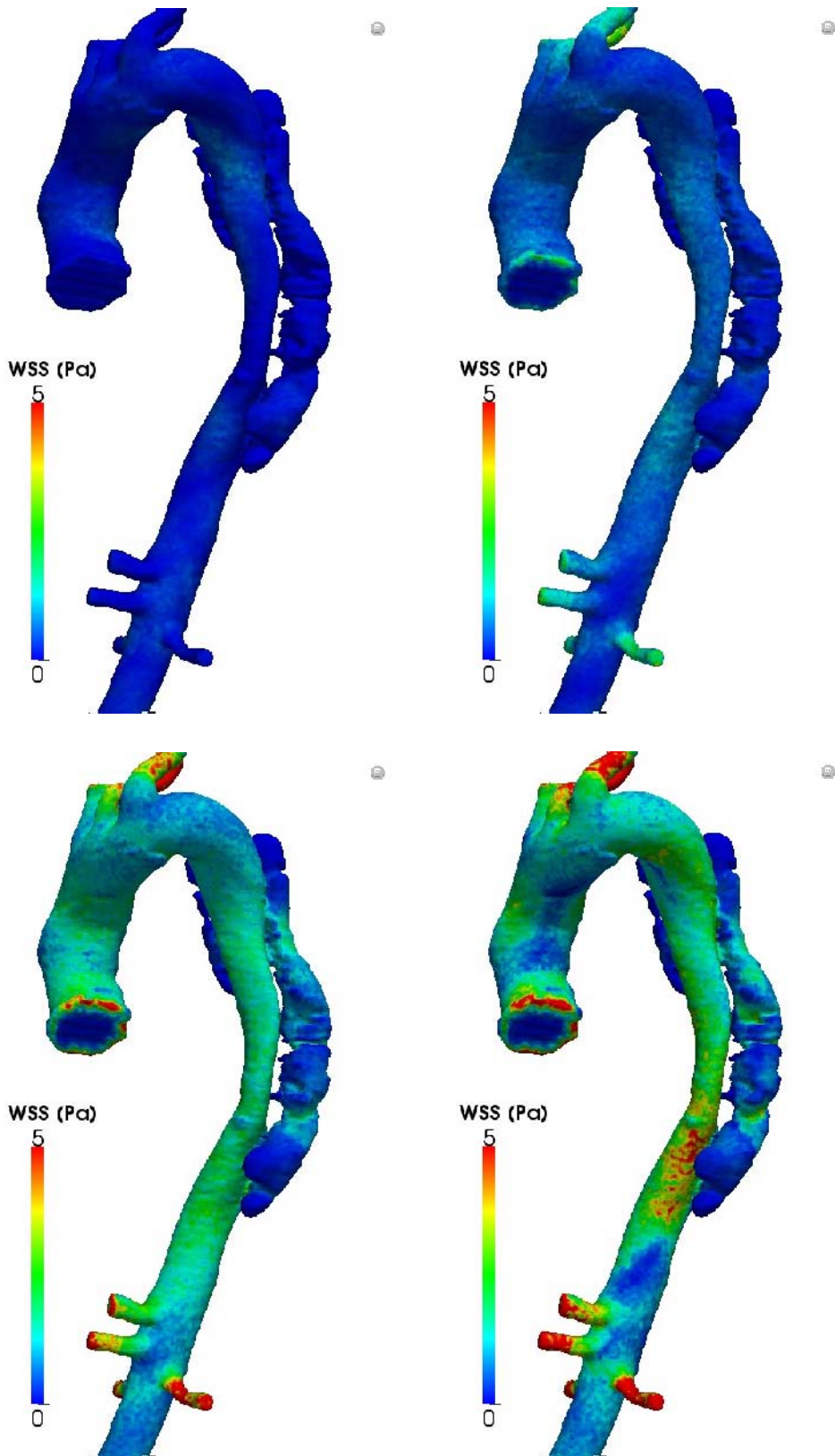


Figure 3.21 : la force de cisaillement de la partie de l'aorte segmentée

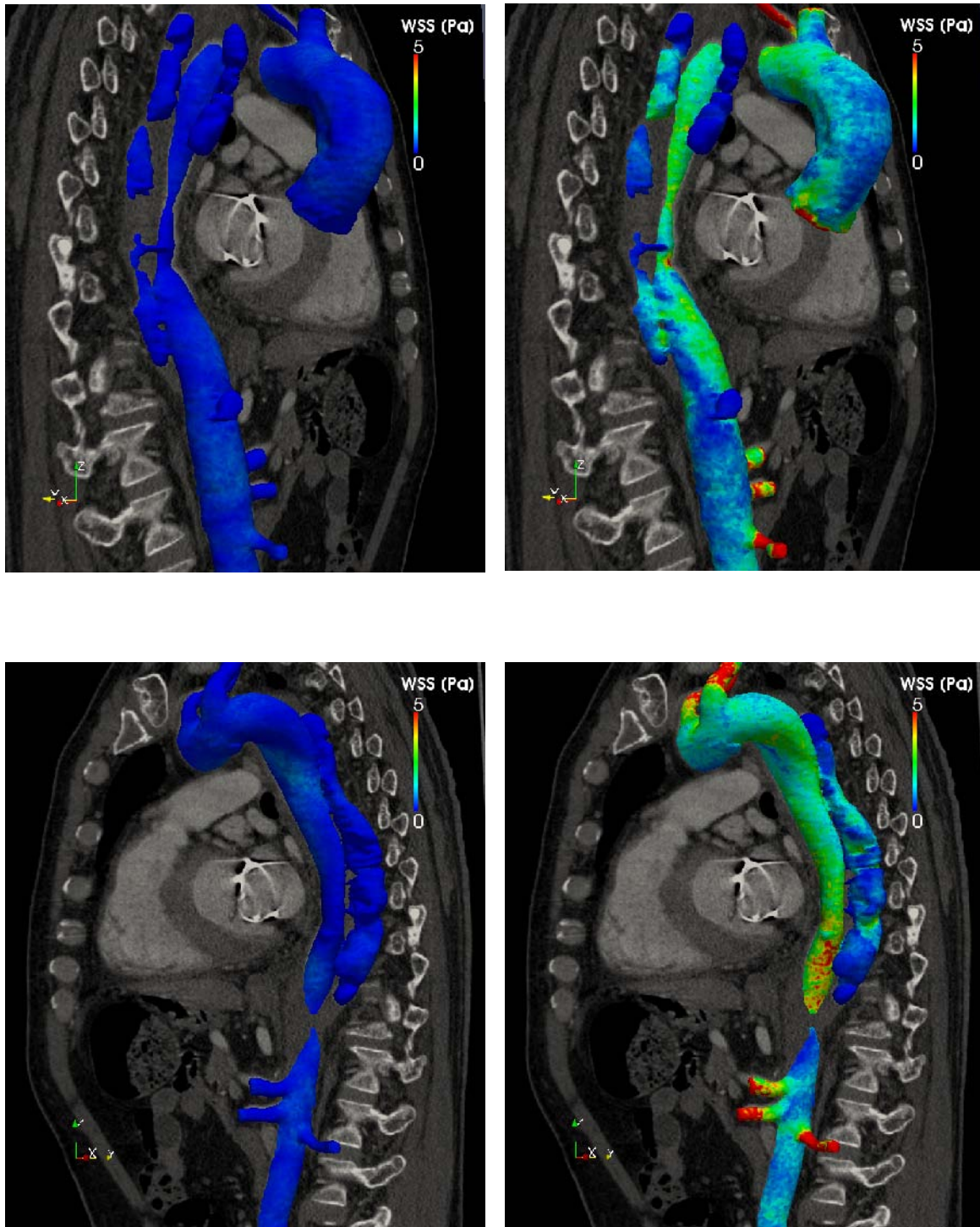


Figure 3.22 : La force cisaillement dans la partie l'aorte segmenté après restaurer dans le corps

3.4 Discussion

Dans la littérature, la mesure du diamètre maximum d'anévrisme pour estimer le risque de rupture est basé sur des données épidémiologiques et statistiques. Le critère de diamètre est basé sur la loi de Laplace qui montre que la tension sur la paroi de l'anévrisme est proportionnelle au diamètre. Mais dans la littérature, Darling et al. ont montré que 13 % des anévrismes de moins de 5 cm de diamètre étaient rompus dans une série de 24000 autopsies [10]. De plus, les formes anévrismales ne sont pas souvent cylindriques ou sphériques pour appliquer la loi de Laplace. La rupture d'anévrisme dépend non seulement de la tension pariétale mais aussi de la résistance pariétale [48]. Donc, l'objectif de ce chapitre fut d'essayer de montrer un modèle de dissection aortique de type B sur un angioscanner et de démontrer l'intérêt de l'étude des paramètres quantitatifs hémodynamiques de cette pathologie aortique.

Dans ce chapitre, un modèle de la dissection aortique type B a été présenté avec les mesures des paramètres fonctionnelles : la vitesse du flux et la force de cisaillement sur la paroi aortique. Au niveau de l'aorte descendante, on a noté que, la vitesse et la force de cisaillement sont plus importantes au niveau de portes de réentrée. Nous avons choisi un scanner avec une dissection chronique de l'aorte de type B. Donc le diamètre du faux et du vrai chenal ne change pas pendant l'acquisition (phase systolique ou diastolique), ainsi ce modèle permet d'avoir une bonne approximation des conditions réelles.

Bien que nous n'utilisions pas les informations hémodynamiques spécifiques à ce patient on peut malgré tout étudier un modèle de dissection aortique de type B en utilisant les calculs MFN. A partir de ce modèle, il est possible d'utiliser des examens scanners dynamique couplé à un gating cardiaque pour réaliser l'analyse de flux aortique ainsi que la déformation de la paroi artérielle au cours du cycle cardiaque. Dans ce cas, il nous est possible d'explorer les paramètres morphologiques comme : la compliance artérielle et la distensibilité et les paramètres fonctionnelles (la vitesse et la force de cisaillement). Ces informations fonctionnelles peuvent nous aider dans la compréhension des développements physiopathologiques.

Dans ce modèle, certaines limites sont rencontrées car nous n'avons pas accès aux données de pressions aux niveaux des différentes sorties. Ce paramètre est important car il nous

donne des indications sur la façon comment le flux se répartit vers les différents territoires anatomiques. La distribution du sang vers les différents organes est alors proportionnelle à la consommation en oxygène de chaque tissu. La demande est liée à leur fonction, l'activité (repos, effort) et leur masse. Dans cet exemple nous avons choisi de prendre la même résistance périphérique pour toutes les sorties, par conséquent, le débit en sortie est directement proportionnel au calibre des artères collatérales.

3.5 Conclusion

La mécanique de fluides numériques donne la possibilité de faire des calculs réalistes et patient spécifiques. Elle permet d'obtenir les informations sur les différents paramètres morphologiques et fonctionnels de vaisseau pour une prise de décision thérapeutique et surveiller des patients. Les développements futurs de modèle d'une dissection aortique de type B avec examen du scanner dynamique. Le temps d'acquisition est moins important par rapport IRM. L'avantage de cette technique est double : sa reproductibilité et la résolution spatiale avec scanner. A partir de ces outils, les études de prospectives devraient réaliser et valider ces méthodes et comme préciser une place de ces méthodes dans l'imagerie moderne pour prendre la décision thérapeutique.

Conclusion générale

La méthode de mesure volumétrique apporte un argument supplémentaire quant à l'efficacité du *stent-graft* par rapport au traitement médical dans les dissections aortiques de type B. Nous avons pu montrer une augmentation majeure et rapide du vrai chenal (76%) pour le groupe SG, par rapport au traitement médical (27%). Contrairement au traitement médical, la pose de *stent-graft* a permis une thrombose importante du faux chenal, favorisant ainsi sa stabilisation. Le nombre réduit de décès de cause aortique dans cette série n'a pas permis de mettre en évidence de corrélation entre l'importance de la thrombose du faux chenal et une réduction de la mortalité.

Notre étude montre que la dilatation anévrysmale de l'aorte descendante peut survenir rapidement après la chirurgie pour dissection aortique de type A. La méthode de mesure volumétrique donne des arguments précis de changement morphologique de l'aorte descendante : le vrai chenal augmente de 29% et le faux chenal augmente de 77% pendant les 38 mois de suivi. Au niveau de l'aorte abdominale, le volume du vrai chenal est stable mais le volume du faux chenal augmente de 33%.

La méthode d'évaluation volumique du vrai chenal et du faux chenal est une technique fiable, précise et reproductible pour la surveillance à court et long terme des remaniements aortiques chez les patients atteints d'une dissection aortique type A avec une intervention chirurgicale. De plus, on notait une meilleure sensibilité de l'étude du volume pour le suivi des patients présentant une dissection aortique comparativement au suivi classique par la mesure des diamètres. La technique de mesure des volumes est un outil rigoureux et reproductible qui devrait jouer un rôle dans la surveillance de ces patients.

L'évaluation du risque de rupture et évolution anévrysmale de la pathologie de l'aorte thoracique par les calculs de MFN des différents paramètres hémodynamiques permet d'apprécier la force de cisaillement et les vitesses d'écoulement du flux de l'aorte. A partir de ce modèle, nous avons pu démontrer qu'il était possible de calculer des paramètres morphologiques (compliance artérielle, distensibilité) et les paramètres fonctionnels (vélocité, vorticité, force de cisaillement, tension pariétale, gradient de pression) sur scanner dynamique par les calculs MFN.

Le suivi morphologie volumétrique et l'évaluation par les MFN de différents paramètres hémodynamiques de la pathologie de l'aorte thoracique sont indispensables. Ce sont des critères plus objectifs que le diamètre pour évaluer le risque de rupture et l'évolution vers anévrisme de l'aorte de ces pathologies. L'application de cette méthode dans les études prospectives de cette pathologie est nécessaire pour standardiser et valider cette méthode.

Bibliographie

1. Hall AJ , Busse E. F, McCarville D. J, et Burgess, (2000) J. J, "Aortic wall tension as a predictive factor for abdominal aortic aneurysm rupture : improving the selection of patients for abdominal aortic aneurysm repair," *Ann Vasc Surg*, 14(2): pp152-157.
2. Akutsu K, Nejima J, Kiuchi K, Sasaki K, Ochi M, Tanaka K, Takano T, (2004), "Effects of the patent false lumen on the long-term outcome of type B acute aortic dissection," *Eur J Cardiothorac Surg*, 26: pp359 –366.
3. Bernard Y, Zimmermann H, Chocron S, et al, (2001), "False lumen patency as a predictor of late outcome in aortic dissection. ," *Am J Cardiol*, 87(12): pp1378-1382.
4. Blount KJ , Hagspiel KD, (2009), "Aortic Diameter, True Lumen, and False Lumen Growth Rates in Chronic Type B Aortic Dissection," *AJR* 192: ppW222–W229.
5. Caro C. G, Fitz-Gerald J. M, et Schroter R. C , (1969), "Arterial wall shear and distribution of early atheroma in man," *Nature*, 223(5211): pp1159 -1160.
6. Chemelli-Steingruber I, Chemelli A, Strasak A, et al, "Endovascular repair or medical treatment of acute type B aortic dissection? A comparison," *Eur J Radiol*, 73(1): pp175-180.
7. Chemelli-Steingruber IE, Chemelli A, Strasak A, et al, (2009), "Evaluation of volumetric measurements in patients with acute type B aortic dissection--thoracic endovascular aortic repair (TEVAR) vs conservative," *J Vasc Surg*, 49(1): pp20-28.
8. Chen S, Yei F, Zhou L, et al, (2006), "Endovascular stent-grafts treatment in acute aortic dissection (type B): clinical outcomes during early, late, or chronic phases," *Catheter Cardiovasc Interv*, 68(2): pp319-325.
9. Dake MD, Kato N, Mitchell RS, et al, (1999), "Endovascular stent-graft placement for the treatment of acute aortic dissection," *N Engl J Med*, 340(20): pp1546-1552.
10. Darling RC, Messina CR, Brewster DC et al, (1977), "Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection," *Circulation* 1991 Now, 56(3 Suppl): ppII 161-4.
11. Davies RR, Goldstein LJ, Coady MA, et al, (2002), "Yearly rupture or dissection rates for thoracic aortic aneurysms: simple prediction based on size," *Ann Thorac Surg*, 73: pp17–27.
12. Dialetto G, Covino FE, Scognamiglio G, et al, (2005), "Treatment of type B aortic dissection: endoluminal repair or conventional medical therapy," *Eur J Cardiothorac Surg*, 27(5): pp826-830.
13. Duebener LF, Lorenzen P, Richardt G, et al, (2004), " Emergency endovascular stent-grafting for life-threatening acute type B aortic dissections," *Ann Thorac Surg*, 78(4): pp1261-1266.
14. Eggebrecht H, Lonn L, Herold U, et al, (2005), "Endovascular stent-graft placement for complications of acute type B aortic dissection," *Curr Opin Cardiol*, 20(6): pp477-483.
15. Eggebrecht H, Nienaber CA, Neuhauser M, et al, (2006), "Endovascular stent-graft placement in aortic dissection: a meta-analysis.," *Eur Heart J*, 27(4): pp489-498.
16. Elefteriades JA, Ed E. Kieffer, J-N. Fabiani, "Histoire naturelle des dissections aortiques. In Actualités de Chirurgie Vasculaire : Chirurgie des dissections aortiques," *Edition AERCv. Paris*: pp45-57.
17. Erbel R, Alfonso F, Boileau C, et al, (2001), "Diagnosis and management of aortic dissection," *Eur Heart J*, 22(18): pp1642-1681.
18. Erbel R, Oelert H, Meyer J, et al, (1993), "Effect of medical and surgical therapy on aortic dissection evaluated by transesophageal echocardiography. Implications for prognosis and therapy. The European Cooperative Study Group on Echocardiography," *Circulation*, 87(5): pp1604-1615.
19. Estrera AL, Miller CC, Goodrick J, et al, (2007), "Update on outcomes of acute type B aortic dissection," *Ann Thorac Surg*, 83(2): ppS842-845; discussion S846-850.

20. Fattori R, Bacchi-Regiani L, Bertaccini P, Napoli G, Fusco F, Longo M, et al, (2000), "Evolution of aortic dissection after surgical repair," *Am J Cardiol*, 86: pp868-872.
21. Frydrychowicz A, Harloff A, Jung B et al, (2007), "Time-resolved, 3-dimensional magnetic resonance flow analysis at 3 T: visualization of normal and pathological aortic vascular hemodynamics," *J Comput Assist Tomogr* 31: pp9-15.
22. Gott VL, Gillinow AM, Pyeritz RE, Camerom DE, Reitz BA et al, (1995), "Surgery for acquired heart disease," *The journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 109(3): pp536-545.
23. Gysi J, Schaffner T, Mohacsi P, et al, (1997), "Early and late outcome of operated and non-operated acute dissection of the descending aorta," *Eur J Cardiothorac Surg*, 11(6): pp1163-1169; discussion 1169-1170.
24. Hagan PG, Nienaber CA, Isselbacher EM, et al, (2000), "New insights into an old disease. JAMA," *The International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD)*, 283: pp897-903.
25. Halstead JC, Meier M, Etz C, et al, (2007), "The fate of the distal aorta after repair of acute type A aortic dissection," *J Thorac Cardiovasc Surg*, 133: pp127-35.
26. Hata M, Shiono M, Inoue T, et al, (2003), "Optimal treatment of type B acute aortic dissection: long-term medical follow-up results," *Ann Thorac Surg*, 75(6): pp1781-1784.
27. Huptas S, Mehta RH, Kuhl H, et al, (2009), "Aortic remodeling in type B aortic dissection: effects of endovascular stent-graft repair and medical treatment on true and false lumen volumes," *J Endovasc Ther*, 16(1): pp28-38.
28. Immer FF, Krahenbuhl E, Hagen U, et al, (2005), "Large area of the false lumen favors secondary dilatation of the aorta after acute type A aortic dissection," *Circulation*, 112: pp1249-52.
29. Juvonen T, Ergin MA, Galla JD, et al, (1997), "Prospective study of the natural history of thoracic aortic aneurysms.," *Ann Thorac Surg*, 63: pp1533-45.
30. Juvonen T, Ergin MA, Galla JD, Lansmann SL, Mc Cullough JN, Nguyen KH, Bodian CA, Ehrlich MP, Spielvogel D, Klein JJ, Griep RB, (1999), "Risk factors for rupture of chronic type B dissections," *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1117: pp776-786.
31. Kelly AM, Quint LE, Nan B, et al, (2007), " Aortic growth rates in chronic aortic dissection," *Clin Radiol*, 62: pp866-875.
32. Lee KH, Won JY, Lee DY, et al, (2004), " Elective stent-graft treatment of aortic dissections," *J Endovasc Ther*, 11(6): pp667-675.
33. Lopera J, Patino JH, Urbina C, et al, (2003), "Endovascular treatment of complicated type-B aortic dissection with stent-grafts:: midterm results," *J Vasc Interv Radiol*, 14(2 Pt 1): pp195-203.
34. MacKenzie KS, LeGuillan MP, Steinmetz OK, et al, (2004), "Management trends and early mortality rates for acute type B aortic dissection: a 10-year single-institution experience," *Ann Vasc Surg*, 18(2): pp158-166.
35. Nathanson DR, Rodriguez-Lopez JA, Ramaiah VG, et al, (2005), "Endoluminal stent-graft stabilization for thoracic aortic dissection," *J Endovasc Ther*, 12(3): pp354-359.
36. Neri E, Barabesi L, Buklas D, Vricella LA, Benvenuti A, Tucci E, Sassi C, Massesti M, (2005), "limited role aortic size in the genesis of acute type A aortic dissection," *Eur J Cardiothorac Surg*, 28: pp857-63.
37. Olsson C, Thelin S, Stahle E, et al, (2006), "Increasing prevalence and improved outcomes reported in a nationwide population-based study of more than 14,000 cases from 1987 to 2002. *Circulation*," *Thoracic aortic aneurysm and dissection*, 114: pp2611- 8.
38. Onitsuka S, Akashi H, Tayama K, et al, (2004), "Longterm outcome and prognostic predictors of medically treated acute type B aortic dissections," *Ann Thorac Surg* 78: pp1268-1273.
39. Parish LM, Gorman JH, Kahn S, Plappert T, John-Sutton MGS, Bavaria JE, Gorman RC, (2009), "Aortic size in acute type A dissection : implication for preventive ascending aortic replacement " *European Journal of Cardiothoracic surgery*, 35: pp941-946.

40. R.Singh-Ranger, T.McArthur, M.Della Corte, W.Lees, M.Adishesiah, (2000), "The abdominal aortic aneurysm sac after endoluminal exclusion: A medium-term morphologic follow-up based on volumetric technology," *J Vasc Surg*, 31: pp490-500.
41. Shiga T, Wajima Z, Apfel CC, et al, (2006), "Diagnostic accuracy of transesophageal echocardiography, helical computed tomography, and magnetic resonance imaging for suspected thoracic aortic dissection: systematic review and meta-analysis," *Arch Intern Med*, 166: pp1350-6.
42. Song JM, Kim SD, Kim JH, et al, (2007), "Long-term predictors of descending aorta aneurysmal change in patients with aortic dissection.," *J Am Coll Cardiol*, 50: pp799–804.
43. Steingruber IV, Chemeli A, Glodny B, Hugl B, Bonatti J, Hiemetzbeger R, Jaschke W, Czernak BV, (2009), "Endovascular Repair of Acute type B Aortic Dissection : Midterm Result," *J Vasc Surg*, 49: pp20-8.
44. Sueyoshi E, Sakamoto I, Hayashi K, Yamaguchi T, Imada T, (2004), "Growth rate of aortic diameter in patients with type B aortic dissection during the chronic phase," *Circulation*, 110(11 suppl 1): ppII256–II261.
45. Suzuki T, Mehta RH, Ince H, et al (2003), "Clinical profiles and outcomes of acute type B aortic dissection in the current era: lessons from the International Registry of Aortic Dissection (IRAD)," *Circulation*, 108(Suppl 1): ppII312-317.
46. Trimarchi S, Nienaber CA, Rampoldi V, et al. , (2006), " Role and results of surgery in acute type B aortic dissection: insights from the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD)," *Circulation*, 114(1 Suppl): ppI357-364.
47. Tsai TT, Evangelista A, Nienaber CA, et al, (2007), "Partial thrombosis of the false lumen in patients with acute type B aortic dissection," *N Engl J Med*, 357(4): pp349-359.
48. Vorp DA, (2007), "Biomechanics of abdominal aortic aneurysm " *J Biomech*, 40: pp1887-1902.
49. Wever JJ, Blankensteijn JD, Th MMWP, et al, (2000), "Maximal aneurysm diameter follow-up is inadequate after endovascular abdominal aortic aneurysm repair," *Eur J Vasc Endovasc Surg* 20(2): pp177-182.
50. Williams DM, LePage MA, Lee DY, (1997), "The dissectedaorta. I. Early anatomic changes in an invitro model," *Radiology*, 203: pp23–31.
51. Winnerkvist A, Brorsson B, Radegran K (2006), "Quality of life in patients with chronic type B aortic dissection," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 32(1): pp34-37.
52. Xu SD, Huang FJ, Yang JF, et al, (2006), " Endovascular repair of acute type B aortic dissection: early and mid-term results," *J Vasc Surg*, 43(6): pp1090-1095.
53. Yeh CH , Chen MC, Wu YC, Wang YC, Chu JJ, Lin PJ, (2003), "Risk factors for descending aortic aneurysm formation in medium-term follow-up of patients with type A dissection," *Chest*, 124: pp989-95.
54. Yoshida S, Akiba H, Tamakawa M, et al, (2003), "Thoracic involvement of type A aortic dissection and intramural hematoma: diagnostic accuracy: comparison of emergency helical CT and surgical findings," *Radiology*, 228: pp430 –5.

Objectif: Analyser les remaniements morphologiques aortiques afin de comparer l'efficacité du traitement par stent-graft (SG) à celle du traitement médical (TM) chez des patients présentant une dissection aortique de type B et évaluer la morphologie de l'aorte chez les patients atteints une dissection aortique de type A opérée Étudier l'intérêt des mesures volumétriques par rapport aux mesures des diamètres déjà établies.

Patients et méthode: Étude rétrospective de 77 patients (TM : 34, SG : 43) suivis pendant 43 mois, et 36 patients dissection type A suivis pendant 38 mois. Mesures des diamètres et volumes du vrai chenal (VC) du faux chenal (FC), de sa composante circulante et thrombosée.

Résultats: Efficacité du SG qui a présenté une ré-expansion de 76 % du VC à long terme, contre 27 % pour le TM. La composante thrombosée du FC est estimée à 87 % pour le SG au dernier suivi, contre 60 % pour le TM, permettant une stabilisation plus important du FC par le SG. Les volumes de l'aorte descendante sont augmentés 29% VC et 77% FC. La mesure des volumes s'est avérée plus précise et sensible que celle des diamètres, et peut éviter une sur ou sous estimation d'une variation aortique, lourde de conséquence pour le patient.

Conclusion: Notre étude a permis de montrer des remaniements positifs plus importants chez les patients SG, comparativement au TM. Les volumes aortiques descendants et abdominaux ont continué à augmenter (dissection de type A) après chirurgie. La technique de mesures des volumes est un outil rigoureux pouvant par la suite jouer un rôle dans la surveillance des patients et leur évaluation pronostique.

Study monitoring of hemodynamic and volumes of thoracic aortic dissection: evaluation prognostic

Purpose: To analyze type B aortic dissection morphological remodeling and to compare thoracic endovascular aortic repair (TEVAR) efficacy compared to medical treatment (MT) and to assess the morphology of the aorta in patients with aortic dissection type A after surgery. To study volumetric measurements and its benefits face to well known diameter measurements.

Patients and methods: Retrospective study of 77 patients (MT: 34, TEVAR: 43) with a 43 months follow up and 36 patients with type A aortic dissection with 38 months follow up. True lumen (TL) and false lumen (FL) diameter and volume measurements, particularly of the FL thrombosed and enhancing parts.

Results: TEVAR permitted a 76% TL re-expansion during the whole follow up compared to 27% for MT. The FL thrombosed part was 87% at last CT, and 60% for MT, allowing a better FL stabilization for TEVAR. The volume of aorta descending (aortic dissection type A) increase 29% of TL and 77% of FL. Volumes measurement proved to be a more precise tool than diameters measurement which can lead to risky life threatening over or under evaluation.

Conclusion: Volumetric method has demonstrated the efficacy of stent graft treatment compared to medical treatment for type B aortic dissection in term of aortic remodeling. The volumes of descending aorta and abdominal aorta of aortic dissection type A continue increase after surgery. Volume analysis is an accurate and reproducible method and could later lead to prognostic factors. This study is the first step for a hemodynamic study by CFD with CT scanners dynamic.

Discipline administrative : Thèse présentée dans la discipline de Radiophysique et Imagerie en Médecine

Mots-clés: Dissection aortique de type B et A, stent-graft, traitement médical, étude volumétrique, CFD
Key words: Type B aortic dissection, stent-graft, medical treatment, volumetric measurements, CFD

Institut de Médecine Moléculaire de Rangueil (I2MR) INSERM U858, Équipe 10, Athérosclérose et Artériosclérose de greffe – CHU Rangueil – 1 Avenue Jean Poulhes 31059 Toulouse

Directeur de thèse: M. le professeur Hervé ROUSSEAU, Docteur. Ramiro Moreno et Bertrand Marcheix