

Université de Montréal

**Influence biomécanique de la géométrie des
anévrismes de l'aorte abdominale sur la
répartition des contraintes pariétales**

Par

François Treyve

Institut de Génie Biomédical

Faculté de Médecine

Université de Montréal

Et

Ecole Polytechnique de Montréal

**Mémoire présenté à la Faculté des Etudes Supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maître ès Sciences
(Génie Biomédical)**

Juin 2005

© François Treyve , 2005



W

U

U58

2005

v.167

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des Etudes Supérieures
Et
Ecole Polytechnique de Montréal

Ce mémoire intitulé :

**Influence biomécanique de la géométrie des
anévrismes de l'aorte abdominale sur la
répartition des contraintes pariétales**

Présenté par :

François Treyve

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

M. Gilles Soulez, MD., M.Sc., Président

M. Guy Cloutier, Ing., Ph.D., Directeur de recherche

M. Jacques Ohayon, Ph.D., Codirecteur de recherche

M^{me} Kaouthar Saidane, Ph.D., Membre

L'utilité d'une personne ne pèse pas lourd, comparée à la masse des choses nécessaires à la marche du monde.

Toutefois, si nos actions sont dirigés pour faire pencher un peu la nature humaine vers la sagesse et le bonheur, notre vie prends alors tout son sens et vaut la peine d'être vécue.

- Pensée adaptée de Laurent Grenier -

Résumé

Les maladies cardiovasculaires sont devenues un problème de santé publique dans les pays occidentaux car elles représentent un tiers des causes de mortalité. La pathologie étudiée dans ce mémoire, l'anévrisme de l'aorte abdominale, est une maladie dégénérative menant à la rupture de la paroi de l'artère. Afin d'estimer le risque de rupture et d'orienter le patient vers une intervention thérapeutique, les cliniciens utilisent actuellement des critères basés sur la mesure du diamètre et sur l'augmentation de la taille de l'anévrisme. Malheureusement ces critères sont parfois pris en défaut. Cette étude a donc pour but d'améliorer la compréhension de la rupture en évaluant l'influence de différents paramètres géométriques des anévrismes de l'aorte abdominale sur la répartition des contraintes pariétales. Par l'intermédiaire de géométries simplifiées et de géométries réelles provenant de patients de l'Hôpital Notre-Dame du CHUM, cette étude permet de mettre en évidence l'existence d'une relation pondérée entre les contraintes pariétales et les paramètres descriptifs de la géométrie des anévrismes de l'aorte abdominale : rayon externe, épaisseur du thrombus intra-luminal plus l'épaisseur de la paroi, les courbures surfaciques et la tortuosité de la géométrie.

Mots Clés :

Méthode des éléments finis, Thrombus intraluminal, Risques de rupture, Rayon, Epaisseur, Courbure, Tortuosité.

Abstract

Biomechanical influence of the geometry of abdominal aortic aneurysms
on the parietal stress distribution

Cardiovascular diseases are increasingly becoming a public health concern in the Western countries as they are the cause of one third of all deaths. The pathology studied in this dissertation is the aneurysm of the abdominal aorta which is a degenerative disease that can lead to the rupture of the artery wall. The current diagnostic criteria for this pathology are based on the measure of the diameter and of the rate of increase in size of the aneurysm. Such criteria are used to estimate the risk of rupture and to direct the patient towards a therapeutic intervention. Unfortunately sometimes these criteria are not good predictors. This study was thus designed to improve the comprehension of the risk of rupture by evaluating the influence of geometric features of aneurysms on the distribution of the parietal stresses. Via simplified and real geometries obtained from patients referred to Notre-Dame Hospital of CHUM, the existence of a relation between the local parietal stresses and the external radius, the intra-luminal thrombus added to the parietal thickness, the curvature and the tortuosity of the abdominal aortic aneurysm was made possible.

Key words :

Finite element analysis, Intraluminal thrombus, Risks of rupture, Radius, Thickness, Curvature, Tortuosity.

Table des matières

Résumé	v
Abstract	vi
Table des matières	vii
Liste des figures	xi
Liste des tableaux	xiv
Liste des symboles et des sigles	xvi
Remerciements	xxi
Introduction	1
1 Bilan des connaissances	2
1.1 L'anévrisme de l'aorte abdominale	2
1.2 Aspects cliniques associés aux AAA	6
1.2.1 Le risque de rupture	6
1.2.2 Le risque opératoire	7

1.2.3	L'espérance de vie et l'avis du patient	9
1.3	Biomécanique de la paroi artérielle	10
1.3.1	Constitution de l'aorte	11
1.3.2	Les propriétés mécaniques de l'aorte	12
1.3.3	Les changements induits par la présence d'un AAA	13
1.4	Estimation des contraintes pariétales dans l'AAA	15
1.4.1	La loi de Laplace	15
1.4.2	La méthode des éléments finis	16
1.5	Pertinence, objectifs et hypothèse	21
1.5.1	Pertinence	21
1.5.2	Objectifs et hypothèse	21
2	Propriétés mécaniques des matériaux	23
2.1	Propriétés mécaniques de la paroi aortique	23
2.1.1	Formulation de Mooney-Rivlin	24
2.1.2	Protocole expérimental	24
2.2	Propriétés mécaniques du thrombus intra-luminal	26
2.3	Modélisation des matériaux	28
2.3.1	Les fonctions d'énergie des matériaux	28
2.3.2	Comportement en compression et en extension	29
3	Méthode et validation	31
3.1	L'analyse des distributions des contraintes	31
3.1.1	Principe de la méthode des éléments finis	32

3.1.2	Validation du code de calcul	32
3.2	Les paramètres géométriques retenus	37
3.2.1	Présentation des paramètres	37
3.2.2	Influence du rayon externe de l'AAA	41
3.2.3	Influence de l'épaisseur du Til	43
3.2.4	Influence de la courbure longitudinale	43
3.2.5	Influence de la tortuosité	45
3.3	Corrélations statistiques avec les contraintes	46
3.4	Conclusion sur les validations	47
4	Résultats sur les géométries idéalisées	49
4.1	Création des géométries	49
4.2	Réalisation des simulations	50
4.3	Traitement dans Matlab	52
4.4	Analyse statistique	54
4.5	Discussion sur l'analyse des géométries idéalisées	56
4.6	Conclusion	57
5	Résultats sur les géométries réelles	58
5.1	Obtention des géométries	58
5.2	Réalisation des simulations	62
5.3	Analyse statistique	66
5.4	Discussion sur l'analyse des géométries réelles	66
5.5	Conclusion	68

6 Discussion générale	69
6.1 Les limitations des modélisations MEF	69
6.1.1 Traitement des données géométriques	70
6.1.2 Les concentrations de contraintes	71
6.1.3 Les contraintes résiduelles	72
6.1.4 La simplification des simulations	73
6.1.5 L'importance du Til	74
6.1.6 La validation des simulations MEF	74
6.2 La forme des géométries réelles	75
6.3 Paramètres explicatifs	76
Conclusion	78
Glossaire	xxii
Annexe I - Code de calcul ansys	xxvi
Annexe II - Code Matlab	xxxiii
Annexe III - Des images CT-Scan à la répartition des contraintes	xlii
III.1 L'obtention des géométries réelles	xlii
III.1.1 La géométrie	xlii
III.1.2 La segmentation	xliii
III.1.3 Le lissage	xliv
III.1.4 Le sous-échantillonnage	xlvi

III.1.5 Pour faciliter le maillage	xlvi
III.2 La reconstruction dans Ansys	xlvi
III.2.1 La logique utilisée	xlvi
III.2.2 Le choix des éléments	xlix
III.2.3 Lors du calcul	li
Annexe IV - Equations des régressions multivariés	lii
Bibliographie	liv

Table des figures

1.1	Réseau artériel péri-aortique et configuration pathologique de l'aorte.	3
1.2	Les différentes morphologies des AAA [Silv00].	4
1.3	(a) Chirurgie classique par ouverture de l'abdomen, réalisation de l'anastomose* entre l'aorte et la prothèse vasculaire ; (b) Résection par voie endovasculaire.	5
1.4	Matériaux constituant la paroi de l'artère : (A) intima, (B) média et (C) adventice [Fret02].	11
1.5	(a) Modèle 2D longitudinal ; (b) Distribution des contraintes au sein de la paroi modélisée. Figure adaptée de l'article de Mower <i>et al.</i> [Mowe93]. . .	17
2.1	Schéma de la machine de traction uni axiale, figure adaptée de [Ragh96]. . .	25
2.2	Courbe contrainte (T_1) - étirement (λ_1) sur un échantillon de paroi, issue de [Ragh00a].	26
2.3	Courbe contrainte (T) - étirement (λ) en fonction de la provenance et l'orientation de l'échantillon, issue de [Wang01].	28
2.4	Comparaison des lois de comportement de la paroi de l'aorte pathologique [Ragh00a], du Til [Wang01], et de la paroi de l'aorte saine [Vale89].	29
3.1	Maillage de la géométrie choisie pour la validation du code de calcul.	33

3.2	Validation du code de calcul.	35
3.3	Passage de la cartographie 3D ($R\theta Z$) de la structure à une représentation 2D (θZ) des contraintes dans Matlab	36
3.4	Paramètres géométriques décrivant une section de l'AAA	38
3.5	Exemples de rayon de courbure circonférentielle.	39
3.6	Outil de mesure de la tortuosité définie par Bullitt <i>et al.</i> , figure adaptée de [Bull03].	40
3.7	Définition des vecteurs permettant de calculer les tortuosités I_p et T_p	41
3.8	Géométrie du modèle mettant en avant l'influence du rayon	42
3.9	Géométrie du modèle mettant en avant l'influence de l'épaisseur du mur anévrismal	43
3.10	Géométrie du modèle mettant en avant l'influence de la courbure longitu- dinale	44
3.11	Géométrie du modèle mettant en évidence l'influence des tortuosités.	45
3.12	Distribution des tortuosités I_p et T_p dans la géométrie de la figure 3.11.	45
4.1	Maillage et distribution de contraintes de la géométrie I.	50
4.2	Maillage et distribution de contraintes de la géométrie II.	51
4.3	Maillage et distribution de contraintes de la géométrie III.	51
4.4	Présentation du maillage de la géométrie IV.	52
4.5	Cartographie des contraintes dans la géométrie IV.	52
4.6	Représentation 2D de la contrainte, de Ra , d' E_p , de Kl , de Kc et de I_p	53
4.7	Représentation 2D de T_p , des combinaisons des courbures.	54
5.1	Exemple de segmentation.	59

5.2	Reconstruction de la géométrie dans Ansys.	61
5.3	Mise en évidence du contour I manquant.	61
5.4	Présentation du maillage de la géométrie, Cas 1.	62
5.5	Présentation du maillage de la géométrie, Cas 2.	63
5.6	Présentation du maillage de la géométrie, Cas 3.	64
5.7	Présentation du maillage de la géométrie, Cas 4.	64
5.8	Présentation du maillage de la géométrie, Cas 5.	65
6.1	Artéfacts de mouvement liés aux battements cardiaques.	70
6.2	Concentration de contrainte au collet.	71
6.3	Angles critiques (α et β).	72
III.1	Anévrisme de l'aorte abdominale.	xliii
III.2	Segmentation de la lumière en rouge et du Til en vert.	xliv
III.3	Reconstruction des géométries 3D.	xlv
III.4	Reconstruction de la géométrie des AAA dans Ansys.	xlvi
III.5	Mise en évidence du contour I manquant.	xlix
III.6	Géométrie, localisation des noeuds et système de coordonnées de l'élément « Shell 181 ».	1
III.7	Géométrie, localisation des noeuds et système de coordonnées de l'élément « Solid 185 ».	1

Liste des tableaux

1-I	Indices des risques de rupture [Brew03].	8
3-I	Corrélation statistique entre la contrainte pariétale et les paramètres géométriques pris individuellement.	46
4-I	Valeurs des t statistiques des régressions multivariées conduites sur les géométries idéalisées	55
4-II	Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation entre les paramètres géométriques (Ra , Ep , Kl , Kc , Ip et Tp) et la contrainte.	56
5-I	Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation statistique entre la contrainte pariétale et les paramètres géométriques des AAA réels.	66
6-I	Valeurs des tortuosités selon Fillinger <i>et al.</i> (rapport de la plus grande distance de translation du cdg de la lumière sur le diamètre de l'artère saine) et selon Sacks <i>et al.</i> (allongement de l'artère dû à l'anévrisme). Diamètre maximum de chaque géométrie.	76
6-II	Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation statistique entre les paramètres géométriques (Ra , Ep , Kl , Kc , Ip et Tp) et la contrainte dans le cas des géométries réelles.	77

Liste des symboles et des sigles

- : Variable constante dans le modèle statistique.

$2D$: Bi-dimensionnel.

$3D$: Tri-dimensionnel.

a : Coefficient multiplicatif de la déformation.

AAA : Anévrisme de l'aorte abdominale.

b : Facteur de puissance de la déformation.

B : Tenseur de Cauchy-Green.

cdg : Centre de gravité.

CHUM : Centre Hospitalier de l'Université de Montréal.

cm : Centimètre.

C_p : Indice tenant compte des tortuosités planaire et spatiale attribuées au point P .

CRCHUM : Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal.

CT-Scan : Appareil de tomographie axiale assistée par ordinateur (tomodensitomètre).

C_{ij} : Coefficients élastiques du matériau.

D : Diamètre maximal de l'anévrisme, situé à mi-hauteur.

e : Epaisseur de la paroi.

E : Index caractérisant les contours extérieurs des anévrismes.

éq. : Equation.

E_p : Somme des épaisseurs de la paroi et du thrombus.

F : Tenseur des déformations.

FEV : Volume d'air en expiration forcée pendant une seconde.

fig. : Figure.

G_i : Centre de gravité du contour i .

H : Hauteur totale de l'AAA.

i : Numéro des contours E ou I .

I : Index caractérisant les contours intérieurs des anévrismes.

I_p : Tortuosité planaire attribuée au point P_t .

I_1 : Premier invariant du tenseur de Cauchy-Green B .

I_2 : Deuxième invariant du tenseur de Cauchy-Green B .

j : Numéro des points d'un contour, j allant de 1 à 40.

K_c : Courbure circonférentielle.

K_l : Courbure longitudinale.

kPa : Kilo-Pascal.

L : Longueur de l'éprouvette pendant la traction.

LBUM : Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale.

L_0 : Longueur initiale (ou au repos) de l'éprouvette.

MEF : Méthode des éléments finis.

mm : Millimètre.

mm^2 : Millimètre carré.

mm^3 : Millimètre cube.

mmHg : Millimètre de mercure.

MMP-9 : Du terme anglais « Matrix MetalloProteinase » numéro 9.

mPa : Méga-Pascal.

N : Newton.

NS : Variable Non Significative dans le modèle statistique.

O : Origine du repère.

OX : Direction des X croissants.

OY : Direction des Y croissants.

P : Pression artérielle.

p : Probabilité d'erreur.

P_{j-1} : Point numéro $j - 1$.

P_j : Point numéro j .

P_{j+1} : Point numéro $j + 1$.

P_{j+2} : Point numéro $j + 2$.

$P_{i,j}$: Point numéro j du contour i .

P_t : Point quelconque.

R : Rayon de courbure.

Ra : Rayon des anévrismes.

r_c et R_c : Rayon de courbure circonférentielle.

R_x : Rayon X.

r^2 : Coefficient de corrélation statistique.

t : Temps.

T : Force de traction.

tab. : Tableau.

Til : Thrombus intra-luminal.

TIMC-IMAG : Techniques de l'Imagerie, de la Modélisation et de la Cognition ; Institut de Mathématiques Appliquées de Grenoble.

T_p : Tortuosité spatiale attribuée au point P .

\vec{T}_1 : Vecteur défini par les points P_{i-1} et P_i .

\vec{T}_2 : Vecteur défini par les points P_i et P_{i+1} .

\vec{T}_3 : Vecteur défini par les points P_{i+1} et P_{i+2} .

\vec{V}_1 : Vecteur défini par le produit vectoriel de \vec{T}_1 et \vec{T}_2 .

\vec{V}_2 : Vecteur défini par le produit vectoriel de \vec{T}_2 et \vec{T}_3 .

W : Energie de déformation du matériau.

Y : Axe latéro-latéral du patient.

z : Position longitudinale de la section considérée.

Z : Axe longitudinal des AAA.

Z_{max} : Hauteur maximale de l'anévrisme.

Z_{min} : Hauteur minimale de l'anévrisme.

α : Angle formé par la paroi artérielle aux collets des AAA. Le sommet de l'angle étant le contour d'apparition du Til.

β : Angle critique de maillage des volumes dans Ansys.

ϵ : Déformation mécanique.

γ : Facteurs de forme contrôlant la géométrie générale de l'AAA.

λ : Etirement de l'éprouvette.

π : Valeur de Pi.

ν : Coefficient de Poisson.

θ : Coordonnée angulaire dans le repère cylindrique.

σ : Contrainte mécanique.

$\sigma_{x,y,z}$: Contraintes dans la direction des axes du repère.

$\sigma_{yx,yz,xz}$: Contraintes de cisaillement au sein du matériau au point considéré.

ξ : Facteurs de forme contrôlant l'asymétrie de l'AAA.

Remerciements

Ce travail de maîtrise n'aurait pas pu être réalisé sans les conseils et l'aide de nombreuses personnes que je tiens à remercier :

- Monsieur Guy Cloutier, Professeur à l'Université de Montréal et Directeur du Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale (LBUM), qui m'a accueilli dans son équipe en acceptant d'être mon directeur de recherche, qui m'a fourni un environnement scientifique d'excellence et pour l'attention qu'il m'a accordée pendant ce travail ;
- Monsieur Jacques Ohayon, Professeur à l'Université de Savoie, codirecteur de ce travail, pour son implication scientifique et pour m'avoir conseillé et guidé,
- Monsieur Gilles Soulez, Radiologue interventionniste, Hôpital Notre-Dame du CHUM, sans qui mes travaux n'auraient pas été possibles faute de matière première ;
- Tous les membres du LBUM qui ont contribué à ce travail et qui ont facilité mon intégration dans le laboratoire comme dans ce magnifique pays qu'est le Québec, qui au cours de discussions plus ou moins animées m'ont fait partager leur culture scientifique, leur culture culinaire et leur vision du monde. Plus particulièrement Cédric Schmitt et François Yu pour nos collaborations dans les cours, les sorties « plein air », les « 5 à 7 » et tout ce qui agrmente la vie étudiante ;
- Mademoiselle Séverine Herlem, Madame Denise Couture, Monsieur Vincent Canova, Monsieur Eric Claeysen ainsi que ma famille pour leur présence et leur soutien dans les moments agréables comme dans les coups durs que la vie nous apporte ;
- Le LBUM, la Faculté des Etudes Supérieures et le Centre de Recherche du CHUM pour les bourses qu'ils m'ont octroyées.

Introduction

Cette étude a été réalisée dans le cadre d'une maîtrise en Génie Biomédical, programme conjoint de l'Université de Montréal et de l'École Polytechnique de Montréal. Le stage de recherche s'est déroulé dans le Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal. Il a été dirigé par le Professeur Guy Cloutier et codirigé par le Professeur Jacques Ohayon du laboratoire TIMC-IMAG (équipe DynaCell) de Grenoble (France).

Les maladies cardiovasculaires sont devenues un problème de santé publique dans les pays occidentaux car elles représentent un tiers des causes de mortalité. La pathologie étudiée, l'anévrisme de l'aorte abdominale, est une maladie dégénérative menant à la rupture de la paroi de l'artère. La rupture intervient quand les contraintes mécaniques dans la paroi dépassent le seuil de rupture du matériau. Afin d'estimer le risque de rupture et d'orienter le choix de la thérapie, les cliniciens utilisent actuellement des critères diagnostiques basés sur la mesure du diamètre et de l'augmentation temporelle de la taille de l'anévrisme. Malheureusement ces critères sont parfois pris en défaut. Il existe, avec la méthode des éléments finis, des simulations du comportement mécanique des anévrismes pouvant aider à la planification d'interventions endovasculaires ou chirurgicales mais les cartographies des états de contrainte sont longues à obtenir, ce qui limite leur utilisation en clinique. En s'appuyant sur les résultats de simulations mécaniques, cette étude a pour but d'améliorer la compréhension des risques de rupture en évaluant l'influence de la géométrie des anévrismes de l'aorte abdominale sur la répartition des contraintes pariétales.

Chapitre 1

Bilan des connaissances

Ce chapitre d'introduction commence avec une explication sommaire de la formation, de l'évolution et des traitements de l'anévrisme de l'aorte abdominale. Ceci est ensuite repris avec le point de vue d'un clinicien en mettant l'emphase sur les indices d'aide à la décision qui conduisent à une intervention ou au suivi du patient. Le deuxième volet de ce chapitre traite de la biomécanique*¹ des parois artérielles et des différentes études réalisées pour mieux comprendre la mécanique de la rupture des anévrismes.

1.1 L'anévrisme de l'aorte abdominale

La pathologie étudiée, l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), est une dilatation localisée et irréversible des parois de l'artère (fig. 1.1). Dans le cas de l'aorte abdominale, il est question d'anévrisme lorsque le diamètre de l'artère atteint 3 cm [Verd02]. Cette pathologie peut apparaître suite à une septicémie*, ou à une maladie du tissu élastique. Elle est également rencontrée chez de jeunes adultes, polytraumatisés de la route soumis à de fortes décélérations. Toutefois, dans la majorité des cas, l'anévrisme est de type athéromateux* [Verd02, Cron01]. Il s'agit d'une altération progressive des matériaux constitutifs de la pa-

¹La présence du symbole * désigne un mot présent dans le glossaire situé à la page xxii.

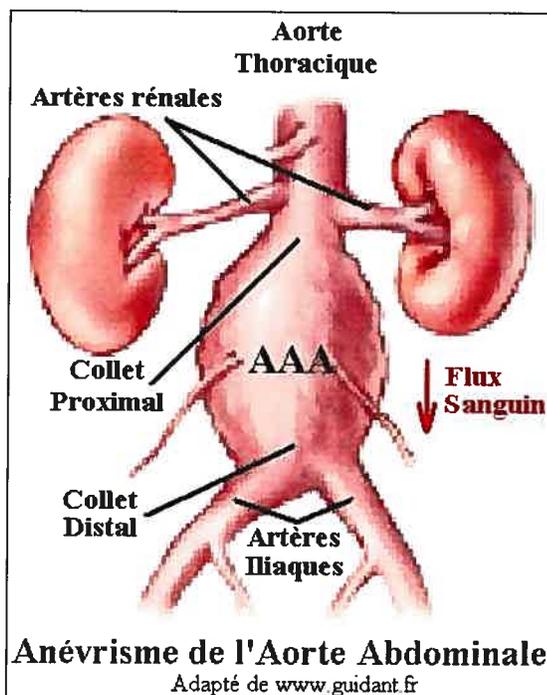


FIG. 1.1 – Réseau artériel péri-aortique et configuration pathologique de l'aorte.

roi artérielle qui est observée sans en connaître les causes. Cependant, certains facteurs de risque* liés à l'apparition de la maladie sont identifiés : un mode de vie sédentaire, une alimentation trop riche, le tabagisme et l'hypertension [Verd02].

Tel que présenté à la figure 1.1, l'AAA débute au collet proximal* (généralement sous les artères rénales) pour finir au niveau du collet distal* (avant la bifurcation des artères iliaques). Il arrive que l'une ou les deux artères iliaques soient également anévrismales, cela est plus rare pour les artères rénales. Les morphologies des AAA permettent de les classer en trois catégories : fusiforme (« fusiform »), sphérique (« spherical ») lorsque la hauteur approche le diamètre de l'AAA, ou sacculiforme (« saccular ») lorsque le centre de l'AAA est fortement décalé par rapport au centre de l'artère saine (fig. 1.2). La hauteur de l'AAA varie de quelques centimètres à plus de quinze lorsqu'il déborde sur la bifurcation iliaque. Son diamètre peut atteindre des proportions importantes ; la banque d'images du

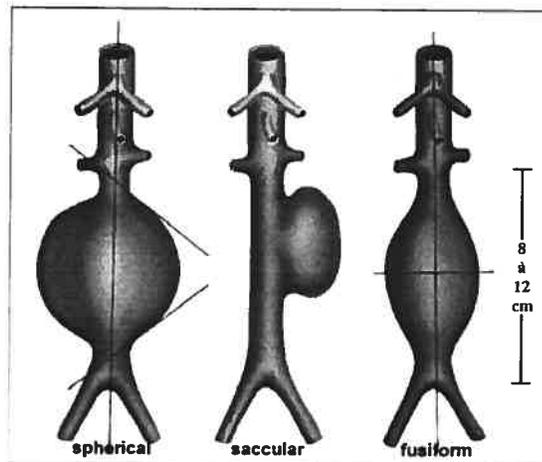


FIG. 1.2 – Les différentes morphologies des AAA [Silv00].

LBUM contient notamment un AAA de 12 cm de diamètre, mais cela est assez rare car les probabilités de rupture au-dessus de 8 cm de diamètre sont de 50 % par an [Brew03]. Bien souvent l'intérieur de l'AAA est tapissé par un matériau appelé « thrombus intraluminal » (Til).

L'AAA est une pathologie généralement asymptomatique*. Elle est souvent diagnostiquée de façon inopinée lors d'un examen de routine. Elle peut être mise en évidence par une palpation de l'abdomen. Le médecin perçoit alors une masse oblongue, verticale, battante et expansive [Verd02]. De plus en plus souvent, l'AAA est découvert lors d'une échographie abdominale de contrôle.

Le consensus actuel définit comme critères électifs à l'intervention appelée également résection*, un diamètre transversal de l'aorte de 5.5 cm ou une vitesse d'expansion du diamètre dépassant 0.5 cm en six mois [Nich98, Powe98, Brow96]. Il existe deux méthodes pour traiter les AAA ; dans les deux cas, il s'agit d'exclure le sac anévrismal du flux sanguin en posant un conduit synthétique.

Le traitement de référence des AAA est l'ouverture du sac anévrismal et l'implantation d'une prothèse synthétique par voie ouverte ou voie chirurgicale (fig. 1.3(a)). Elle permet

de vider l'anévrisme du thrombus qui s'y est formé et de réparer les éventuelles lésions des artères viscérales associées. Néanmoins, elle est très intrusive et doit être réservée à des sujets présentant de faibles risques opératoires.

L'intervention par voie endovasculaire (fig. 1.3(b)), qui est plus récente, consiste à insérer une prothèse au moyen de cathéters en passant par les artères fémorales. Elle est moins intrusive mais ne permet pas de retirer le Til. Elle est utilisée pour traiter les patients qui présentent d'importants risques opératoires.

Les AAA non traités s'élargissent jusqu'à la rupture qui est létale dans 50% des cas [Holl92]. La présence de symptômes, douleurs sourdes ou violentes dans les zones lombaires ou abdominales, traduit souvent une fissuration de l'anévrisme. Il est alors urgent de diagnostiquer la rupture potentielle pour pouvoir organiser une intervention dans les plus brefs délais.

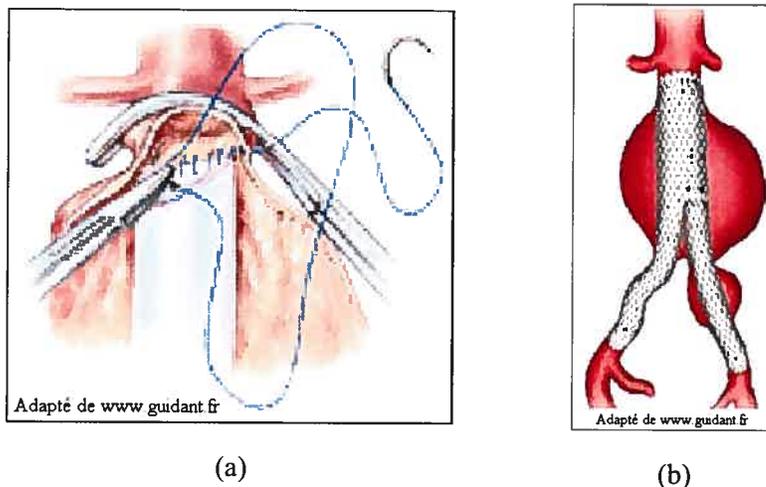


FIG. 1.3 – (a) Chirurgie classique par ouverture de l'abdomen, réalisation de l'anastomose* entre l'aorte et la prothèse vasculaire ; (b) Résection par voie endovasculaire.

1.2 Aspects cliniques associés aux AAA

Le but de la résection, lorsque l'AAA est diagnostiqué, est de prévenir la rupture afin de prolonger la vie du patient. Le meilleur contexte pour une intervention est lorsque le risque de rupture est fort, que le risque opératoire est faible et que le patient a une espérance de vie suffisante pour bénéficier à long terme des effets de l'opération [Brew03]. L'article de revue de Brewster *et al.* [Brew03] a apporté des compléments aux recherches déjà effectués pour l'état de l'art présenté dans cette section.

1.2.1 Le risque de rupture

A l'heure actuelle, le diamètre de l'AAA est le principal indice prédictif reconnu par les cliniciens. Outre la vitesse de croissance, il est accepté que plus l'AAA est large, plus son risque de rupture est important [Nevi89, Reed97, Brow99]. Cependant les avis divergent pour les anévrismes de 5 cm de diamètre et moins. Les occurrences de rupture rapportées vont de 0% [Nevi89] à 23% [Dar177, Fill03]. Il est également possible de découvrir des AAA de grande taille (8 cm de diamètre ou plus) n'ayant pas encore rompu. Le diamètre n'est donc pas un indice prédictif fiable à 100%. De surcroît, il ne tient pas compte du diamètre initial de l'aorte, puisqu'un AAA de 4.5 cm n'aura pas le même risque de rupture si l'aorte saine avait un diamètre de 1.5 cm ou de 2.5 cm.

Il a été proposé, sans que cela ne soit repris, de mesurer le volume de l'AAA plutôt que le diamètre [Ragh00b]. Le rapport entre le diamètre corporel au niveau de la troisième vertèbre lombaire et le diamètre de l'AAA [Ouri92] a également été proposé mais cet indice n'est que peu discriminant comparé au diamètre seul [Brew03]. De même, il a été développé un indice [Hall00] tenant compte de la pression aortique moyenne, du diamètre de l'artère et de l'indice de masse corporelle* mais cet indice n'est pas utilisé en clinique.

La géométrie et la constitution des AAA peuvent donner des informations sur le risque de rupture. Les vésicules présentes à la surface de certains AAA causent l'amincissement

de l'adventice et sont un indice à prendre en compte lors de l'évaluation du risque de rupture [Hunt99, Fagg94]. La morphologie de l'AAA la plus à risque de rompre est également un sujet de désaccords : fusiforme [Silv00] ou sacculiforme [Vorp98a]. La présence du Til est à considérer mais des études contradictoires existent à ce sujet [Fill04, Schu00, Vorp98b, Wang02].

Le « United Kingdom Small Aneurysm Trial [Powe98] » démontre, dans une étude regroupant 2257 patients ayant des AAA de 4.0 à 5.4 cm que le risque de rupture est accru lorsque :

- le patient est une femme, risque $\times 3$,
- le patient continue de fumer, risque $\times 1.5$,
- le patient a une maladie obstructive des poumons, risque $\times 0.6$ par litre de FEV₁*,
- le patient a de l'hypertension, risque $\times 1.02$ par mmHg.

Pour des AAA de moins de 5.4 cm, cette étude [Powe98] rapporte un taux de rupture de seulement 2%. Cependant, il est possible que cette faible valeur sous-estime le risque de rupture en excluant les AAA opérés suite à des douleurs ou à une grande vitesse d'expansion [Brew03]. Les antécédents familiaux sont à prendre en compte, car les patients présentant plusieurs parents touchés par la pathologie ont des taux de rupture de 32% contre 9% pour les malades sans antécédents [Verl95].

Ces indices de risque de rupture sont regroupés dans le tableau 1-I et classés selon leurs niveaux de gravité : faible, moyen ou grand. Cependant, ils ne permettent pas de calculer pour un patient donné, une valeur précise du risque de rupture.

1.2.2 Le risque opératoire

Le risque opératoire de la chirurgie ouverte varie considérablement selon les études. Les résultats sont notamment influencés par la structure de l'étude, le nombre de centres inclus, le nombre de chirurgiens présents et l'entraînement des équipes. En effet, la dextérité des

	Risque Faible	Risque Moyen	Risque Important
Diamètre	< 5 cm	5-6 cm	> 6 cm
Expansion	< 0.3 cm/an	0.3-0.6 cm/an	> 0.6 cm/an
Tabagisme	non	modéré	important
Cas familiaux	pas d'antécédent	un parent malade	plusieurs parents
Hypertension	normale	contrôlée	mal contrôlée
Forme de l'AAA	fusiforme/sphérique	sacculiforme	très sacculiforme
Contraintes pariétales	faibles	moyennes	fortes
Sexe	-	homme	femme

TAB. 1-I – Indices des risques de rupture [Brew03].

équipes s'améliore avec le nombre de chirurgies pratiquées. La mortalité* péri-opératoire* est comprise entre 4% et 8% avec une moyenne de 5.5% mentionnée dans la revue de 64 études [Blan98, Hall01]. Le risque opératoire varie également avec le sexe puisque statistiquement les femmes présentent une mortalité péri-opératoire plus importante que les hommes [Dard99].

Les complications péri-opératoires les plus fréquentes liées à la résection classique d'un AAA sont des problèmes d'ordre cardiaque, pulmonaire et gastro-intestinal. L'impuissance sexuelle est elle aussi fréquente avec une incidence proche de 20% [Hebe89]. Elle est causée par un traumatisme quasi inévitable des plexus nerveux péri-aortiques lors de l'approche chirurgicale. La présence d'embolies périphériques est présente dans 1% à 2% des cas.

Le traitement par voie endovasculaire peut s'avérer une alternative intéressante, particulièrement pour les patients âgés avec un risque opératoire important [Chut00]. Les complications cardiaques et pulmonaires sont moins fréquentes et moins graves avec cette technique [Elko04]. De plus, ce traitement permet de diminuer le temps d'hospitalisation ainsi que le temps de convalescence. Toutefois, son utilisation permet de réduire la morbidité* péri-opératoire de la résection mais non la mortalité péri-opératoire [Mats03] puisque le taux de décès à long terme est le même pour les deux types d'opération. De plus, il ne peut

pas être appliqué à des configurations géométriques trop complexes, par exemple, lorsque les iliaques sont trop tortueuses ou que leur calcification est trop importante car l'introduction d'un cathéter y est difficile. Le traitement par voie endovasculaire nécessite également plus de ré-interventions car la prothèse est moins bien fixée, ce qui peut créer des fuites ou une migration de cette dernière [Brew01]. Pour ces raisons, il est nécessaire, dans environ 10% des cas, de réaliser une conversion par chirurgie classique pour changer la prothèse ou prévenir la rupture [Buth00].

1.2.3 L'espérance de vie et l'avis du patient

Deux études réalisées l'une, en Angleterre [Powe98] et l'autre, aux États-Unis [Lede02] ont comparé l'impact du traitement anticipé ou du suivi des AAA entre 4 et 5.4 cm. Leurs résultats sont assez semblables. Dans chacune d'elles, plus de mille patients ont été répartis aléatoirement en deux groupes. Les patients du premier groupe ont subi une chirurgie classique dès le diagnostic de leur AAA alors que ceux du second groupe ont été suivis par échographie ou par CT-Scan tous les 3 à 6 mois. Bien entendu ces patients étaient opérés si leur AAA dépassait 5.5 cm de diamètre, 0.5 cm de croissance en six mois ou devenait symptomatique, ce qui représente quand même 60% des patients suivis.

L'étude anglaise [Powe98] montre qu'après dix ans de suivi, 74% des patients du deuxième groupe ont été opérés [Powe02]; ce qui permet de dire que la question n'est pas de savoir « si » il faut opérer mais plutôt « quand » il faut le faire [Cron99]. Malheureusement imposer un suivi régulier tous les trois mois est lourd pour le patient, et tous n'acceptent pas de telles contraintes [Vale00].

La maladie est asymptomatique mais la convalescence suivant une opération chirurgicale induit une baisse de la qualité de vie du patient. En effet, la rémission dure plus de trente quatre mois dans environ un tiers des chirurgies ouvertes et 18% des patients refuseraient de se faire traiter une deuxième fois [Will01]. Les deux études ont conclu que la

surveillance des AAA de 4 à 5.4 cm est fiable et que l'opération anticipée n'augmente pas la survie à long terme.

Il est important de tenir compte de l'espérance de vie du patient à traiter afin de ne pas imposer une longue convalescence à une personne en fin de vie. L'âge est un bon indicateur, mais il faut également inclure les conditions de santé spécifiques aux patients [Brew03]. La présence de co-morbidités* telles que des troubles cardiaques, rénaux ou pulmonaires peut influencer le risque opératoire et créer des complications.

Un patient opéré sera plus sensibilisé à son état de santé et améliorera plus spontanément ses habitudes de vie : être un peu plus actif, arrêter de fumer ou manger sainement [Brew03]. Il est crucial de donner tous ces renseignements au patient afin qu'il puisse faire un choix éclairé entre l'opération et le suivi régulier.

Un indice donnant une valeur du risque de rupture basé sur la géométrie des AAA grâce à une bonne connaissance de la mécanique de la rupture serait un progrès important dans le traitement de la pathologie. Un tel indice aiderait le clinicien et le patient à choisir la solution comportant le moins de risques pour la vie du patient. Jusqu'ici la pathologie a été présentée dans un contexte médical, il est possible de la regarder selon le point de vue d'un mécanicien des matériaux.

1.3 Biomécanique de la paroi artérielle

D'un point de vue mécanique, l'AAA peut être considéré comme une bulle qui va croître jusqu'à l'éclatement si rien n'est fait pour en limiter l'expansion. La rupture a lieu lorsque les contraintes au sein de la paroi artérielle dépassent la résistance à la rupture des tissus. Ceci est dû à une augmentation des contraintes pariétales ou à une détérioration des tissus diminuant la valeur de leur contrainte à la rupture. Il est donc important de bien connaître la constitution des matériaux et leur évolution au cours de la maladie.

1.3.1 Constitution de l'aorte

L'aorte saine avec un diamètre moyen de 2 cm, est la plus grosse artère du corps humain. Sa taille en fait un sujet d'étude facilement manipulable, ce qui permet de réaliser des éprouvettes mécaniques*. Elle a donc été le sujet de nombreuses études visant à déterminer la composition ou les propriétés mécaniques de ses constituants [Vale89, He94, Sumn70]. L'épaisseur de la paroi varie de 1.5 à 2 mm. Elle est constituée de trois couches différentes (fig. 1.4) ayant des propriétés mécaniques spécifiques [Ster98].

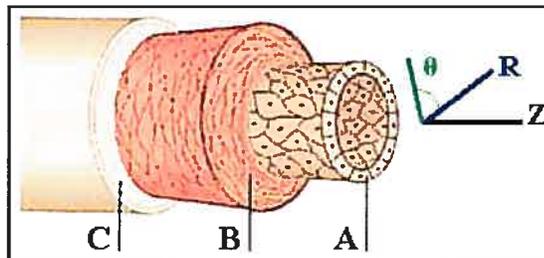


FIG. 1.4 – Matériaux constituant la paroi de l'artère : (A) intima, (B) média et (C) adventice [Fret02].

L'intima. Constituée d'une monocouche de cellules endothéliales, l'intima recouvre la surface intérieure des vaisseaux sanguins. C'est elle qui régule les échanges chimiques entre le sang et les autres couches cellulaires de l'artère. Elle laisse passer l'oxygène et les nutriments dans un sens, les déchets résultant du métabolisme dans l'autre. L'endothélium* contribue également à la régulation de nombreuses fonctions de la paroi et sécrète différentes substances vasoactives* permettant de réguler la pression artérielle. Elle est sensible aux contraintes de cisaillement du sang qui déclenchent des réactions de vasodilatation. Pourtant, même si elle est reliée à la média par des fibres de collagène et d'élastine, sa résistance à la traction est négligeable. L'endothélium a un rôle dans la réponse inflammatoire pouvant engendrer l'apparition du thrombus intra-luminal.

La média. Elle est normalement la couche la plus épaisse de la paroi. Elle possède une structure hélicoïdale faite de couches concentriques de cellules musculaires lisses séparées par des lames de fibres d'élastine et de collagène. Par l'intermédiaire de ces cellules musculaires, la média a un rôle mécanique important. En effet, la double orientation hélicoïdale des cellules musculaires lisses conduit à une diminution du diamètre de l'artère (vasoconstriction) lors de leur contraction et à une vasodilatation lors de leur relâchement.

L'adventice. Formée principalement de collagène et de nerfs permettant une stimulation des cellules musculaires lisses de la média, elle est la couche externe de la paroi. Elle a également un rôle mécanique important mais ce rôle est passif par rapport à celui de la média car sans cellules musculaires, il ne peut pas y avoir d'activation.

1.3.2 Les propriétés mécaniques de l'aorte

Bien que l'artère soit constituée de trois couches distinctes, les techniques d'imagerie utilisées pour reconstituer les géométries nécessaires aux simulations ne permettent généralement pas de différencier ces trois matériaux. La paroi est donc considérée comme un seul et unique matériau ayant comme propriétés rhéologiques une moyenne pondérée des propriétés de ses trois constituants. Les principales caractéristiques à retenir sont l'anisotropie, l'incompressibilité, les grandes déformations et l'hyperélasticité.

L'anisotropie. Comme beaucoup de tissus mous biologiques, la paroi de l'aorte est un matériau anisotrope [Arro99]. Cela signifie que ses propriétés mécaniques varient selon la direction observée. L'anisotropie résulte de l'arrangement hélicoïdal des cellules musculaires lisses de la média. Toutefois, les analyses histologiques* et mécaniques suggèrent une certaine symétrie mécanique des segments artériels qui peuvent donc être considérés comme des solides isotropes* transverses dans un système de coordonnées cylindriques. Cela signifie que les propriétés mécaniques sont les mêmes dans les directions θ et Z de la

figure 1.4, propriétés qui sont d'ailleurs plus rigides que selon la direction R [Arro99]. Il en résulte que l'artère sous pression se gonfle et se raccourcit, mais ne subit pas de mouvement de torsion.

L'incompressibilité. Les essais mécaniques sur des échantillons d'artères ont établi l'incompressibilité des parois artérielles [Care00]. Les légers changements de volume (autour de 1%) qui ont été observés proviennent de l'expulsion d'eau contenue dans le tissu. Ces variations sont suffisamment faibles pour être négligées.

Les grandes déformations et l'hyperélasticité. L'expérimentation a également démontré la capacité des matériaux de l'artère à subir de grandes déformations (20 à 40%) dans la direction circonférentielle (θ de la fig. 1.4) et jusqu'à 80% dans le sens longitudinal (Z de la fig. 1.4) [Ster98]. La relation contrainte - déformation non linéaire peut être approximée par une relation polygonale du type $\sigma = a \cdot \epsilon^b$ [Thub01], où σ est la contrainte et ϵ est la déformation. À faible contrainte, la paroi est déformée facilement car les fibres de collagène formant des boucles lâches ne sont pas sollicitées et seules les fibres d'élastine sont étirées. Ensuite lorsque les fibres de collagène sont également mises sous tension, la paroi se rigidifie. Ceci explique le caractère non linéaire du comportement de l'artère [Arro99]. La dernière caractéristique mécanique à prendre en compte est l'hyperélasticité du matériau. En effet, l'artère se déforme de façon importante mais sans être altérée (déformations réversibles).

1.3.3 Les changements induits par la présence d'un AAA

L'apparition d'un AAA induit un changement de la composition de la paroi artérielle. Les teneurs en fibre d'élastine et en cellules musculaires lisses chutent de 22% à environ 2% alors que la proportion de collagène passe de 55% à 95% [He94]. La pathologie entraîne une modification des propriétés mécaniques de la paroi différente de la rigidification et de l'augmentation de diamètre naturelle qui se produit avec l'âge [Take87].

Plus particulièrement, l'*intima* devient un amas de cellules désordonnées qui va fixer de la fibrine, des plaquettes et quelques hématies pour former un nouveau matériau, le thrombus intra-luminal. Son influence sur les risques de rupture est controversée. Certains lui confèrent un effet de coussin atténuant la pression subie par la paroi [Di M98, Mowe97, Wang02], ce qui diminuerait le risque de rupture. D'autres estiment que le Til transmet la pression sanguine à la paroi à cause des multiples fissures qu'il comporte [Dobr89, Schu00, Thub03], ce qui limiterait son rôle de protection mécanique. Par ailleurs, d'un point de vue biochimique, le Til augmenterait les risques de rupture en fragilisant la média. En effet, le Til est le siège d'activités enzymatiques importantes et peut également entraîner l'anoxémie* de la paroi et la disparition des cellules musculaires lisses en limitant la diffusion de l'oxygène et des nutriments [Vorp98b].

La *média* s'affine car les fibres d'élastine sont dégradées par des enzymes (MMP-9) et les cellules musculaires entrent en apoptose*. Il a été démontré qu'une forte activité des MMP-9 est associée avec un fort risque de rupture [Pete00] et les concentrations sanguines en MMP-9 chutent après la résection des AAA [Sang01]. Ces enzymes, en déstructurant la média, conduisent à un changement des propriétés mécaniques de l'artère. La résistance à la rupture de la paroi artérielle passerait alors de 1210 kPa à environ 650 kPa [Ragh00b].

Le collagène de l'*adventice* doit alors supporter toutes les contraintes mécaniques induites par la pulsativité sanguine. Toutefois le collagène est moins compliant* que l'élastine. La paroi artérielle subit donc une rigidification, par conséquent, pour un même chargement les déformations pariétales sont plus faibles. Une calcification de la paroi peut également intervenir dans la rigidification de l'artère.

Les modifications des propriétés mécaniques et les changements de géométrie conduisent finalement à la ruine de la structure de l'artère. Selon les études publiées, les sites privilégiés de rupture sont situés dans le corps de l'anévrisme [Dar177] ou plus particulièrement dans la zone postéro-latérale de l'AAA [Silv00]. La rupture est très rarement localisée aux niveaux des collets. Il serait intéressant de connaître la répartition des

contraintes en fonction de la géométrie *in situ* pour établir le risque de rupture propre à chaque patient.

1.4 Estimation des contraintes pariétales dans l'AAA

La rupture est un mécanisme non prévisible qui a lieu lorsque les contraintes au sein de la paroi dépassent la contrainte à la rupture des tissus artériels. Elle est due à une augmentation des contraintes pariétales, ou à une détérioration des tissus diminuant la valeur de leur résistance à la rupture. Afin de mieux comprendre le phénomène de rupture et la répartition des contraintes dans l'artère, différentes méthodes et divers modèles biomécaniques ont été utilisés.

1.4.1 La loi de Laplace

La formule la plus simple pour estimer la contrainte dans une structure tubulaire ou sphérique est la loi de Laplace (éq. 1.1). Elle est implicitement utilisée par les cliniciens qui considèrent le diamètre comme le facteur de risque le plus significatif. Elle permet d'estimer la contrainte circonférentielle pariétale σ en fonction du rayon de courbure R , de l'épaisseur de la paroi e et de la pression artérielle P .

$$\sigma = \frac{P * R}{e} \quad (1.1)$$

Toutefois, en mécanique, son application est réservée aux structures de parois minces sans comportement hyperélastique. La présence du Til est également un obstacle à l'application de cette loi puisqu'il s'agit d'une paroi ni mince ni homogène. De plus, la paroi de l'aorte pathologique est constituée de plusieurs matériaux au comportement non linéaire.

1.4.2 La méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) permet de simuler numériquement le comportement mécanique d'une structure et de calculer la valeur de la contrainte en tous points de cette structure en connaissant sa géométrie, les conditions à ses frontières et le comportement de ses constituants.

Utilisation de géométries simplifiées

La modélisation de l'AAA a commencé par l'utilisation de géométries à deux dimensions (2D) extrêmement simplifiées représentant uniquement la paroi [Stri87]. Les anévrismes étaient modélisés par des cercles raccordés à des droites représentant la portion saine des artères. Les jonctions modélisant les collets formaient alors des angles vifs. Les résultats rapportent des concentrations* de contrainte au niveau de ces collets. Ce phénomène est en contradiction avec la localisation des ruptures les plus fréquentes [Dar177, Silv00], et est certainement dû aux angles vifs de ces modèles.

Des modèles 2D longitudinaux sans angles vifs (dont un exemple de géométrie est donnée par la figure 1.5) ont mis en évidence l'inefficacité de la loi de Laplace dans le calcul de la contrainte pariétale [Mowe93]. En effet, la loi de Laplace donne les mêmes contraintes si le diamètre, l'épaisseur et la pression sont les mêmes, sans prendre en compte la forme et la tortuosité de l'AAA, qui pourtant, influencent les concentrations de contraintes [Elge96]. Les pics de contraintes n'apparaissent pas au niveau du diamètre maximum mais à proximité des points d'inflexion* du modèle. Ces modèles utilisent des matériaux incompressibles, homogènes et isotropes avec une loi de comportement élastique linéaire. Ils démontrent que la contrainte circonférentielle est plus importante que la contrainte radiale. Les valeurs de ces contraintes augmentent avec la pression, le diamètre ou la diminution de l'épaisseur de la paroi. Par contre, de faibles variations dans les paramètres rhéologiques ne changent pas les distributions spatiales des contraintes [Mowe93]. Il n'est

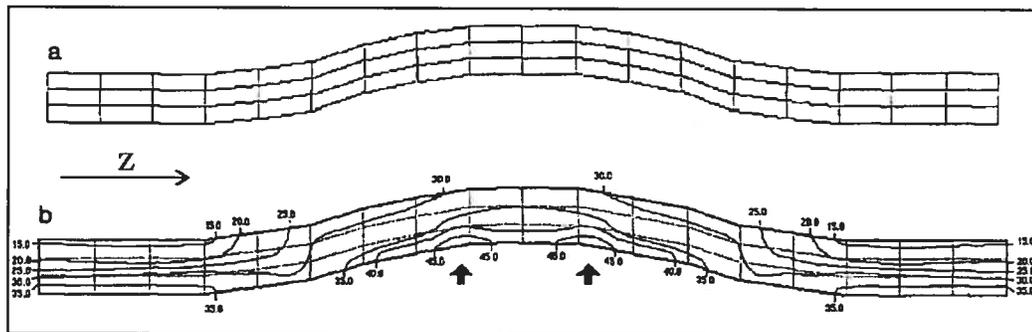


FIG. 1.5 – (a) Modèle 2D longitudinal ; (b) Distribution des contraintes au sein de la paroi modélisée. Figure adaptée de l'article de Mower *et al.* [Mowe93].

donc pas absolument nécessaire de connaître les propriétés mécaniques d'un AAA particulier pour en simuler le comportement.

Certains modèles 2D longitudinaux incluent également l'effet du Til [Mowe97] sur la paroi. En faisant varier l'épaisseur et le module d'élasticité du Til, ces études démontrent une diminution d'amplitude et une délocalisation des pics de contraintes qui laissent supposer que le thrombus protège la paroi de la rupture. La présence des calcifications au niveau de la paroi des AAA a également été prise en compte [Inzo93]. Ces plaques d'athérosclérose peuvent engendrer une augmentation de 200% des contraintes par rapport aux modèles sans calcium.

Cependant, ces modèles 2D simulent des AAA à trois dimensions (3D) axisymétriques mais dans la réalité les AAA sont asymétriques. L'utilisation de modèles 3D a démontré l'importance de cette asymétrie dans la répartition pariétale des contraintes [Vorp98a]. Dans ces géométries, le diamètre et l'asymétrie peuvent varier indépendamment. Pour un même diamètre et plusieurs degrés d'asymétrie, les contraintes maximales se retrouveront dans les AAA les plus asymétriques. De plus, ceci démontre une nouvelle fois l'inefficacité de la loi de Laplace. En effet, le pic de contrainte n'est pas situé au niveau du plus grand diamètre mais dans les zones de grande variation du diamètre. Toutefois, pour une même asymétrie et plusieurs diamètres, les AAA à haut risque seront ceux de forts diamètres.

Dans cette étude [Vorp98a], la paroi de l'AAA est considérée d'épaisseur constante sans Til ni calcium. Le matériau simulé est incompressible, homogène et isotrope avec une loi de comportement élastique linéaire, ce qui fait partie des limitations du modèle.

Les progrès techniques en imagerie médicale et l'augmentation de la puissance des ordinateurs permettent maintenant de réaliser des modèles réalistes. Les géométries étudiées ne sont plus fictives, mais proviennent de la reconstruction 3D de géométries réelles.

Utilisation de géométries réelles

La première étude qui a estimé *in situ* les contraintes pariétales, a été réalisée à partir d'images CT-Scan [Ragh00b]. La géométrie ne comportait alors que la paroi de l'AAA considérée d'épaisseur constante (1.9 mm). Elle a été simulée comme un matériau incompressible, homogène et isotrope avec une loi de comportement hyperélastique, en utilisant la théorie des coques. Le modèle était simple car la présence du Til et des calcifications a été ignorée. Néanmoins, cette étude a démontré sur six cas pathologiques et un cas sain la possibilité d'établir une cartographie des contraintes équivalentes de Von Mises* à partir d'images CT-Scan. Les auteurs supposent que cette technique est un meilleur outil d'investigation du risque de rupture que le diamètre.

Une étude 3D *in situ*, tenant compte de la présence du Til [Wang02], a ensuite été réalisée. L'apport du Til dans les modèles a modifié la répartition des contraintes en atténuant et en délocalisant le pic de contrainte. La paroi et le Til ont été modélisés comme des matériaux incompressibles, homogènes et isotropes avec une loi de comportement hyperélastique. Le contact entre les deux matériaux a été considéré comme parfait et sans glissement. La littérature rapporte un cas de prédiction de la zone de rupture d'un AAA [Outt03] grâce à l'emploi de ces lois de comportement. Toutefois, deux études n'incorporant pas le Til ont rapporté respectivement neuf et six cas de corrélation entre le pic de contrainte et la zone de rupture [Fill02, Fill03]. Puisque la prédiction de la zone de rupture

est réalisable tant avec des modèles incorporant le Til qu'avec des modèles n'en tenant pas compte, la pertinence de la modélisation du thrombus reste une interrogation.

Ces études ont démontré que la simulation du comportement mécanique faite à l'aide de la MEF et basée sur la géométrie de l'AAA du patient, est un meilleur outil que le diamètre ou que les critères liés aux dimensions corporelles (diamètre corporel au niveau de la troisième vertèbre lombaire, indice de masse corporelle) pour déterminer le risque de rupture [Fill03]. Avec un seuil de 440 kPa pour différencier les structures à haut risque de

de 1.24 indique un allongement de 24% de la portion d'artère touchée par l'anévrisme. Deux indices ont également été définis pour estimer la courbure locale de l'AAA dans les directions longitudinale et circonférentielle. Pour éliminer l'effet de l'allongement sur la courbure de la paroi, les centres de gravité ont été alignés. Cette manipulation n'a pas modifiée la courbure circonférentielle des sections. Toutefois, les fortes courbures longitudinales ont diminué d'amplitude en se répartissant sur toute la circonférence de l'AAA alors que celui-ci a pris une forme plus axisymétrique. Les auteurs concluent que la géométrie des surfaces des AAA est très complexe et que la distribution des contraintes doit l'être tout autant. Selon eux, il n'est pas recommandé d'utiliser des modèles axisymétriques pour comprendre la mécanique de la rupture des AAA.

A partir de géométries 3D idéalisées, Hua *et al.* [Hua01] ont mesuré la corrélation entre différents paramètres géométriques décrivant les AAA : le volume, le diamètre, le rayon maximum (dans le cas des sections elliptiques), le déplacement de la paroi depuis l'apparition de la maladie, le rapport de forme (rapport entre le diamètre antéro-postérieur et le diamètre transverse), les rayons de courbure locale et le pic de contrainte obtenu par des simulations MEF. Les simulations numériques ont utilisé une loi de comportement élastique linéaire pour un matériau homogène et isotrope. Toutefois, il a été montré ultérieurement que les résultats obtenus avec une loi élastique linéaire sous-estiment les valeurs de contraintes et ne présentent pas la même distribution de contraintes qu'une loi hyperélastique [Fino03]. La corrélation avec le pic de contrainte était de 0.88 pour le rapport de forme, de 0.80 pour le rayon de courbure circonférentiel et de 0.29 pour le diamètre. Les auteurs montrent que le rayon de courbure peut donner la localisation du pic de contrainte mais non sa valeur. De plus, ils avancent la nécessité d'utiliser des modèles 3D réalistes pour améliorer la connaissance de la mécanique de la rupture.

En accord avec l'étude de Hua *et al.* [Hua01], Fillinger *et al.* [Fill04] montrent que le rapport de forme est un facteur de risque important. A partir des images CT-Scan de 259 patients, 40 variables pouvant être mesurées directement sur les images et caractérisant l'AAA ont été relevées. La tortuosité est mesurée en fonction du déplacement du centre de

la lumière entre les artères rénales et la bifurcation iliaque. Elle est moyenne si la valeur latérale du déplacement est inférieure à la valeur du diamètre de l'artère saine. Elle est sévère lorsque le déplacement dépasse deux fois le diamètre. Lorsque les patients « rompus » et « non rompus » sont répartis de façon à faire correspondre leur âge, leur sexe, leur poids et le diamètre de l'AAA, les anévrismes rompus tendent à être moins tortueux que les autres. Néanmoins, cette définition de la tortuosité ne permet pas de caractériser la courbure des surfaces des AAA.

1.5 Pertinence, objectifs et hypothèse

1.5.1 Pertinence

Nous avons vu au cours de ce chapitre, que la mesure du diamètre n'est pas un bon indice pour l'estimation du risque de rupture des AAA. Pourtant, il s'agit de celui qui est utilisé en clinique. La mesure d'indices géométriques comme la tortuosité, le facteur de forme ou le rayon de courbure semble donner de bonnes indications mais les résultats sont épars dans les études publiées. D'ailleurs, la tortuosité n'a pas de définition commune permettant de comparer les résultats des différentes études. Actuellement, seule l'analyse numérique du comportement mécanique des AAA par la MEF donne des indications fiables sur la distribution des contraintes et les risques de rupture. La possibilité de mettre en lumière une relation entre les paramètres géométriques décrivant les AAA et la distribution des contraintes pariétales s'est avérée une motivation justifiant la présente étude.

1.5.2 Objectifs et hypothèse

Les objectifs de ce travail de recherche sont de mieux comprendre le rôle des paramètres géométriques (rayon de l'AAA, épaisseur totale du Til et de la paroi aortique, rayons de courbure, tortuosités) dans la distribution des contraintes pariétales en faisant

des corrélations statistiques entre ces indices et les contraintes pariétales. L'hypothèse de ce mémoire est la suivante : les paramètres géométriques décrivant les AAA peuvent être liés dans une relation permettant d'estimer la distribution des contraintes et le risque de rupture des AAA.

Chapitre 2

Propriétés mécaniques des matériaux

Afin de réaliser une analyse MEF pertinente, il est nécessaire d'utiliser une loi de comportement, pour les matériaux modélisés, proche des propriétés réelles des constituants du modèle. Dans le cas de l'anévrisme de l'aorte abdominale, les expériences *ex vivo* ont montré que les tissus constitutifs ont des comportements non linéaires et hyperélastiques [He94, Ragh96, Ragh00a, Wang01]. Ce chapitre rapporte les expériences réalisées pour obtenir les paramètres rhéologiques de la paroi et du Til, il présente également les lois de comportement hyperélastiques de Mooney-Rivlin qui seront utilisées pour la réalisation des analyses MEF.

2.1 Propriétés mécaniques de la paroi aortique

Les expériences utilisées pour définir la loi de comportement de la paroi ont été rapportées par Raghavan *et al.* [Ragh96], elles ont d'abord servi à définir un comportement tenant compte de la microstructure de la paroi. En effet, lors de la traction sur un échantillon de paroi, la fibrine est le premier élément à être en tension et à s'étirer. Ensuite, lorsque la déformation augmente, les fibres de collagène se tendent et participent à la réponse du matériau à la traction. Cela donne une courbe contrainte - déformation non linéaire. Ces

expériences de traction uni axiale ont ensuite été reprises pour donner à la paroi une loi de comportement pouvant être décrite selon la formulation de Mooney-Rivlin.

2.1.1 Formulation de Mooney-Rivlin

La loi de comportement définie par Mooney-Rivlin permet de modéliser des matériaux du type du caoutchouc et des tissus mous biologiques. Ces matériaux ont un comportement élastique fortement non linéaire qui se traduit par une augmentation de leur module d'Young* lorsque leur déformation augmente. Classiquement, cette loi de comportement s'écrit avec cinq paramètres (éq. 2.1), mais elle peut être réduite ou développée avec deux, neuf ou treize paramètres.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3), \quad (2.1)$$

où W est l'énergie de déformation d'un matériau quasi incompressible avec $\nu = 0.49$; I_1 , I_2 sont les invariants du tenseur de Cauchy-Green B ; avec $B = F.F^T$ où F est le tenseur des déformations; les C_{ij} sont les coefficients élastiques du matériau.

2.1.2 Protocole expérimental

Provenance des échantillons

Les échantillons de tissu proviennent de patients ayant subi une résection chirurgicale. Chaque fois, la qualité des tissus a été préservée en procédant rapidement aux essais. Lors de cette étude réalisée en 1996 [Ragh96], cinquante-deux éprouvettes longitudinales (axe Z de la figure 1.4) ont été prélevées sur quarante-cinq patients âgés de 69 ± 2 ans avec un AAA de 6.3 ± 0.2 cm; dix-neuf éprouvettes circonférentielles ont été préparées à partir de seize patients âgés de 76 ± 2 ans dont l'anévrisme mesurait 7.0 ± 0.3 cm. Les dimensions des échantillons étaient de 40 à 70 mm de long et de 10 mm de large.

Essais mécaniques

Les expériences mécaniques réalisées sont des essais de traction uni axiale. Les figures 2.1 et 2.2 présentent respectivement un schéma de la machine de traction utilisée et un exemple de courbe de traction obtenue lors des essais mécaniques.

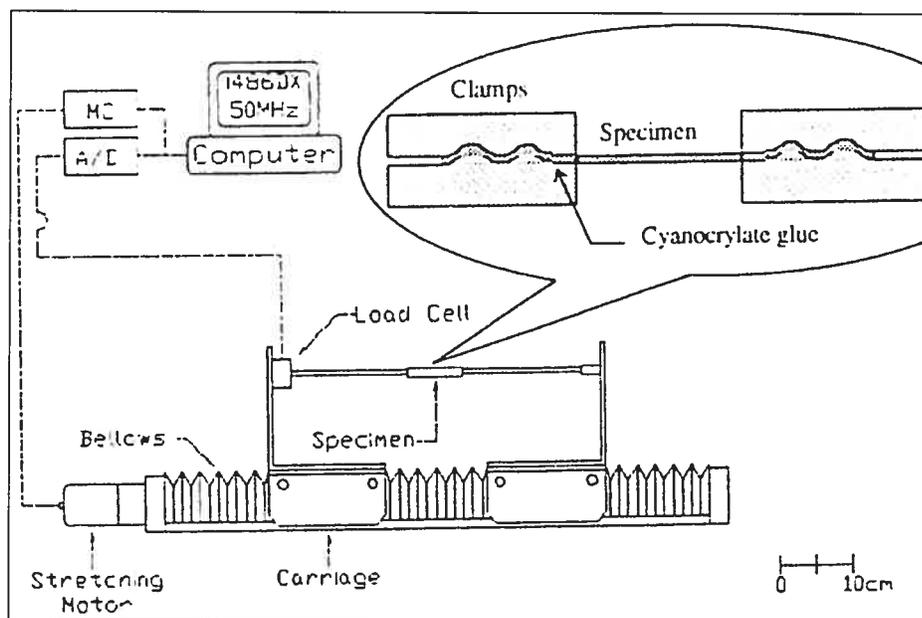


FIG. 2.1 – Schéma de la machine de traction uni axiale, figure adaptée de [Ragh96].

La partie croissante de la courbe correspond à la mise en tension de la fibrine et du collagène. Dans le haut de la courbe, les fibres les plus étirées commencent à rompre, le comportement du matériau n'est plus élastique. La décroissance montre qu'il existe encore des fibres de collagène en tension qui cassent au fur et à mesure que la déformation augmente. Les auteurs ne rapportent pas de différence entre les comportements longitudinaux et circonférentiels. A partir de ces données il est possible de relier la force de traction T avec l'étirement $\lambda = \frac{L}{L_0}$ grâce à l'équation 2.2, L_0 étant la longueur initiale (ou au repos) et L étant la longueur pendant la traction.

$$T = (2C_{10} + 4C_{20}(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3))(\lambda^2 - \lambda^{-1}) \quad (2.2)$$

Raghavan *et al.* [Ragh00a] proposent les paramètres $C_{10} = 174$ kPa et $C_{20} = 1881$ kPa correspondant au comportement de l'aorte pathologique avec la formulation de Mooney-Rivling. L'aorte pathologique, tel que définie, a un comportement isotrope hyperélastique.

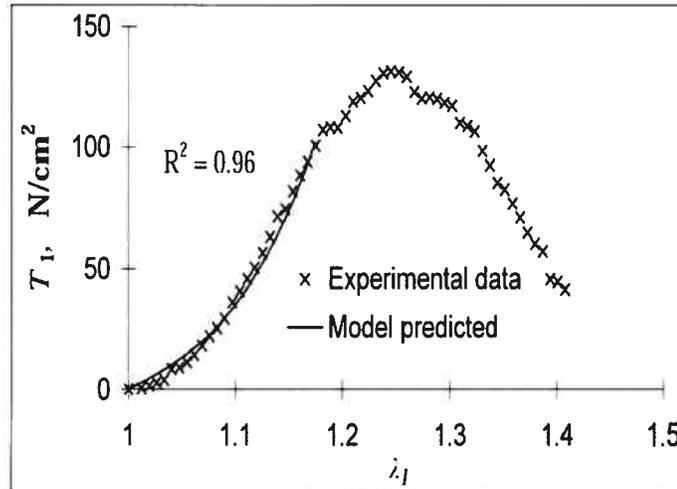


FIG. 2.2 – Courbe contrainte (T_1) - étirement (λ_1) sur un échantillon de paroi, issue de [Ragh00a].

2.2 Propriétés mécaniques du thrombus intra-luminal

Les propriétés mécaniques du Til rapportées dans la littérature ont été définies par l'équipe de Vorp en utilisant les mêmes outils que pour définir celles de la paroi. Les expériences indiquent que la microstructure du Til diffère selon la distance de la zone considérée par rapport à la lumière. Ceci est confirmé par les essais mécaniques puisque le comportement mécanique varie d'une couche à l'autre. Cependant les systèmes d'imagerie par Rx ne permettent pas de différencier les diverses régions du Til. La loi de comportement proposée par Wang *et al.* [Wang01] moyenne les propriétés des différentes zones du Til. Elle utilise la formulation de Mooney-Rivlin pour un matériau isotrope hyperélastique.

Provenance des échantillons

Les échantillons de Til proviennent également de patients ayant subi une résection chirurgicale, et la qualité des tissus a été préservée en procédant aux essais dans les 24 heures. Les éprouvettes, au nombre de cinquante, sont réparties comme suit : quatorze longitudinales et quatorze circonférentielles provenant de la région luminale du thrombus, onze longitudinales et onze circonférentielles provenant de la région en contact avec la média. Les échantillons préparés avaient généralement 10 mm de long pour 2 mm de large avec des épaisseurs d'environ 0.6 mm.

Essais mécaniques

Les essais de traction ont été réalisés dans les mêmes conditions que pour la paroi, la figure 2.3 présente un exemple de courbe contrainte - étirement obtenue sur des échantillons issus du même AAA mais ayant des orientations et provenant de zones différentes. Wang *et al.* utilisent une relation légèrement différente de celle de Raghavan *et al.* pour remonter aux paramètres de Mooney-Rivlin. La force de traction T est reliée à l'étirement $\lambda = \frac{L}{L_0}$ grâce à l'équation 2.3, L_0 étant la longueur initiale et L étant la longueur pendant la traction.

$$T = (2C_{01} + 4C_{02}(\lambda + 2\lambda^{-2} - 3))(\lambda - \lambda^{-2}) \quad (2.3)$$

L'analyse statistique menée sur ces résultats montre une différence significative de comportement entre deux zones du Til (médiane et luminale) mais non entre les deux orientations (longitudinale et circonférentielle) testées. Toutefois, puisque les modélisations utilisent des images Rx pour remonter aux géométries des AAA, il n'est pas possible de différencier les différentes couches du Til. Ainsi, Wang *et al.* [Wang01] proposent les paramètres $C_{01} = 28$ kPa et $C_{02} = 28.6$ kPa correspondant à un comportement moyen.

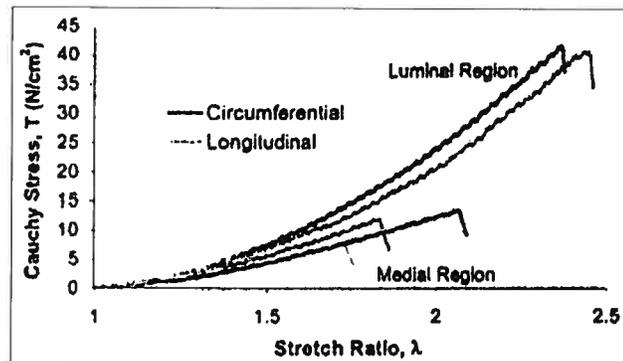


FIG. 2.3 – Courbe contrainte (T) - étirement (λ) en fonction de la provenance et l'orientation de l'échantillon, issue de [Wang01].

2.3 Modélisation des matériaux

La paroi [Ragh00a] et le Til [Wang01] tels que définis ci-dessus représentent des matériaux homogènes isotropes et hyperélastiques. Leurs lois de comportement, grâce à la formulation de Mooney-Rivlin, peuvent être implémentées dans un code de calcul MEF.

2.3.1 Les fonctions d'énergie des matériaux

Les fonctions d'énergie des matériaux, avec la formulation de Mooney-Rivlin, sont données par les équations 2.4 et 2.5. Le coefficient de Poisson est égal à 0.49 ($\nu = 0.49$) afin que ces matériaux soient quasi incompressibles.

Loi de comportement pour la paroi artérielle :

$$W = 174(I_1 - 3) + 1881(I_1 - 3)^2 \quad (2.4)$$

Loi de comportement pour le thrombus intra-luminal :

$$W = 28(I_2 - 3) + 28.6(I_2 - 3)^2 \quad (2.5)$$

2.3.2 Comportement en compression et en extension

Les équations 2.2 et 2.3 permettent de tracer les courbes de la figure 2.4 qui représente les courbes de comportement de la paroi pathologique en bleu [Ragh00a], du Til en rouge [Wang01] et de la paroi saine en vert [Vale89], en compression et en extension. Cette figure met clairement en évidence les différences de compliance entre l'artère saine et l'artère pathologique. La rigidification de l'artère pathologique est due à la disparition progressive des fibres d'élastine et à la calcification de la paroi. Il est également à noter la faible rigidité du Til par rapport à la paroi de l'artère.

La symétrie des courbes de comportement de la paroi provient des équations utilisées pour définir ce comportement. La partie en compression est utilisée lors du calcul puisque

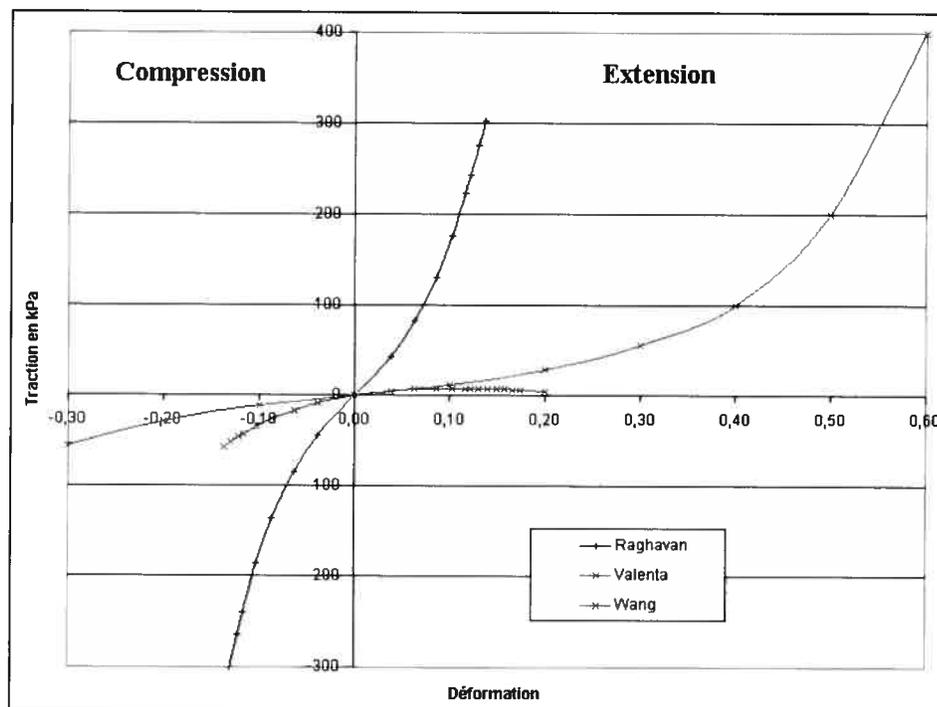


FIG. 2.4 – Comparaison des lois de comportement de la paroi de l'aorte pathologique [Ragh00a], du Til [Wang01], et de la paroi de l'aorte saine [Vale89].

toute la structure n'est pas en tension. La non-symétrie de la courbe de comportement du Til est liée à sa définition en fonction du deuxième invariant du tenseur de Cauchy-Green.

Dans les études sur la paroi de Raghavan *et al.* [Ragh00a] et de Di Martino *et al.* [Di M03] sur le Til, il a été vérifié que de faibles variations des paramètres rhéologiques des matériaux n'influençaient pas la distribution des contraintes dans les géométries étudiées. Des variations à l'intérieur de l'intervalle de confiance de 95% défini par l'échantillon de population étudiée, ne faisaient pas varier l'amplitude du pic de contrainte de plus de 5%. Il n'est donc pas nécessaire d'ajuster les paramètres rhéologiques pour chaque patient. Ces lois de comportement seront utilisées dans toutes les simulations numériques de ce mémoire.

Chapitre 3

Méthode et validation

Ce chapitre présente et valide les outils d'analyse développés pour atteindre les objectifs de l'étude. Il traite de la validation du code de calcul MEF développé dans Ansys¹ au LBUM et de la présentation des distributions de contraintes. Il détaille ensuite l'influence du rayon de l'AAA, de l'épaisseur du Til plus celle de la paroi, des courbures longitudinales et circonférentielles de la paroi ainsi que l'influence de la tortuosité sur les contraintes pariétales, chacun de ces paramètres pouvant aider au diagnostic de la stabilité de l'AAA [Hua01, Sack99, Fill04]. Pour ce faire, un calcul MEF est réalisé sur des modèles simplifiés isolant chaque paramètre. La distribution de contraintes en chaque point du modèle est alors corrélée avec les valeurs des paramètres géométriques du modèle.

3.1 L'analyse des distributions des contraintes

Cette section décrit le principe de la méthode des éléments finis puis présente la comparaison des résultats obtenus, sur une même géométrie, dans la littérature [Di M03] et au LBUM. Elle montre également l'importance de modéliser le Til dans les calculs MEF.

¹Version 7.1, Ansys, Inc., Cannonsburg, Pennsylvania, USA.

Finalement, elle détaille le traitement de la distribution des contraintes pour la corrélation statistique avec les paramètres géométriques étudiées.

3.1.1 Principe de la méthode des éléments finis

La MEF est basée sur le principe de la distribution des contraintes subies par une structure, à partir des conditions aux frontières (somme des conditions initiales et des conditions aux limites) et des paramètres décrivant les propriétés des matériaux constitutifs de la structure. Celle-ci est maillée, c'est-à-dire découpée en petites entités appelées mailles ou éléments qui interagissent entre elles. Des algorithmes de résolution permettent la distribution des contraintes en fonction des interactions entre les mailles. Le sommet des éléments est appelé noeud. La MEF est utilisée pour résoudre tant des problèmes de diffusion (moléculaire, thermique ou électrique) que des problèmes de mécanique des solides et des fluides. Elle est de plus en plus utilisée dans le domaine biomédical [Ragh00b, Trey03]. Dans cette étude, les simulations du comportement mécanique des anévrismes ont été réalisées avec le logiciel de calcul Ansys. Pour utiliser la MEF, il est nécessaire de définir la géométrie du modèle, les conditions appliquées aux frontières et les paramètres rhéologiques qui vont piloter le comportement des matériaux.

3.1.2 Validation du code de calcul

Hypothèses de calcul

La géométrie utilisée pour la validation du code de calcul provient d'une étude publiée par Di Martino *et al.* [Di M03]. Il s'agit d'une forme idéalisée d'AAA comportant la paroi de l'artère et le Til. La figure 3.1 présente le maillage de la géométrie avant la simulation numérique. Le diamètre maximum est situé à mi-hauteur $Z=60$ mm. Le plan XZ , qui est le plan de symétrie, contient les centres de gravité des contours de la lumière.

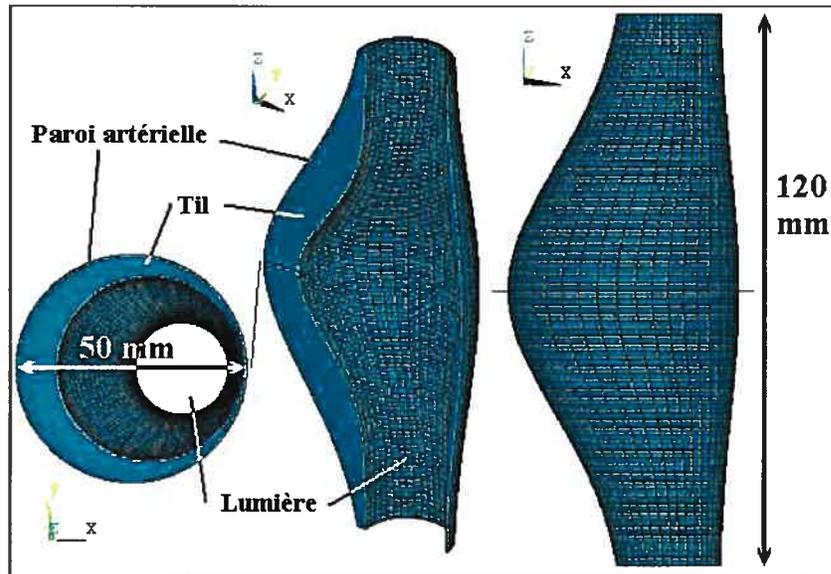


FIG. 3.1 – Maillage de la géométrie choisie pour la validation du code de calcul. De gauche à droite, nous voyons la section de la géométrie au niveau du diamètre maximum selon le plan XY (fine ligne noire) vue de dessus, une coupe de la géométrie selon son plan de symétrie et une vue du maillage extérieur. Les zones unies correspondent au Til et les parties cadriées représentent les surfaces libres des matériaux : lumière artérielle et extérieur de la paroi artérielle.

Les équations 3.1 et 3.2, mentionnées dans cette étude [Di M03], sont des équations paramétriques contenant des facteurs de forme permettant de créer des anévrismes 3D fusiformes ou sphériques.

$$X = \left\{ \left(\frac{D}{2} - 1 \right) \exp\left(-\frac{(z - H/2)^2}{2\gamma^2}\right) + 1 \right\} \cos(\theta) - \frac{D}{2} \left(\frac{1 - \xi}{1 + \xi} \right) \exp\left(-\frac{(z - H/2)^2}{2\gamma^2}\right), \quad (3.1)$$

$$Y = \left\{ \left(\frac{D}{2} - 1 \right) \exp\left(-\frac{(z - H/2)^2}{2\gamma^2}\right) + 1 \right\} \sin(\theta), \quad (3.2)$$

où D est le diamètre maximal de l'anévrisme situé à mi-hauteur ; H est la hauteur totale de l'AAA ; z , compris entre 0 et 120 mm, est la position longitudinale de la section considérée et θ , allant de 0 à 2π , est la coordonnée angulaire dans le repère cylindrique. Les facteurs de forme γ et ξ contrôlent respectivement la forme générale et l'asymétrie de l'AAA. Dans le modèle généré (fig. 3.1), la surface extérieure (contours E) a comme paramètres : $\gamma_E = 2.7$, $\xi_E = 0.4$, $D = 50$ mm et $H = 120$ mm ; la surface intérieure (contours I) a été obtenue avec les valeurs suivantes : $\gamma_I = 1.5$, $\xi_I = 0.5$, $D = 40$ mm et $H = 120$ mm. L'algorithme crée directement les fichiers de texte contenant les coordonnées des points ainsi calculés.

Plusieurs conditions aux frontières ont été testées pour retenir celles qui influencent le moins les résultats. Finalement les collets distaux et proximaux des AAA ont été bloqués longitudinalement (selon Z) et circonférenciellement (selon θ). Ces conditions empêchent la structure de translater dans l'espace. Les surfaces constitutives de la lumière de l'aorte reçoivent une pression simulant la pression physiologique du sang, ici 16 kPa comme dans l'article de Di Martino *et al.* [Di M03], ce qui correspond à 120 mmHg. Les paramètres rhéologiques choisis sont ceux utilisés par Di Martino *et al.* et ceux décrits dans le chapitre précédent par les équations 2.4 et 2.5.

Validation des résultats

La figure 3.2 regroupe les résultats de Di Martino et les nôtres afin de les comparer. L'annexe I présente le code de calcul utilisé. Les simulations sont équivalentes puisque les géométries sont identiques (présence du Til et épaisseur de paroi de 1.5 mm), les propriétés des matériaux et le chargement sont également les mêmes. La ressemblance entre les résultats des deux simulations tant au niveau de la distribution des contraintes qu'au niveau de la valeur du pic maximum permet de dire que ces deux codes de calcul sont similaires.

De petites différences apparaissent entre les figures (a) et (b) mais elles sont dues à l'affichage de la géométrie. Di Martino utilise 13 niveaux de gris alors qu'Ansys dispose

de seulement 9 couleurs. Il est donc normal d'avoir moins de détails sur la distribution des contraintes au niveau des flans de la géométrie. De plus Di Martino utilise une coupe selon le plan de symétrie XZ pour montrer l'intérieur de la paroi avec une perspective pour rendre la forme circulaire de l'AAA. Nous montrons l'extérieur de la paroi (qui est identique à l'intérieur) sans perspective ce qui supprime les légers arcs de cercle présent aux extrémités.

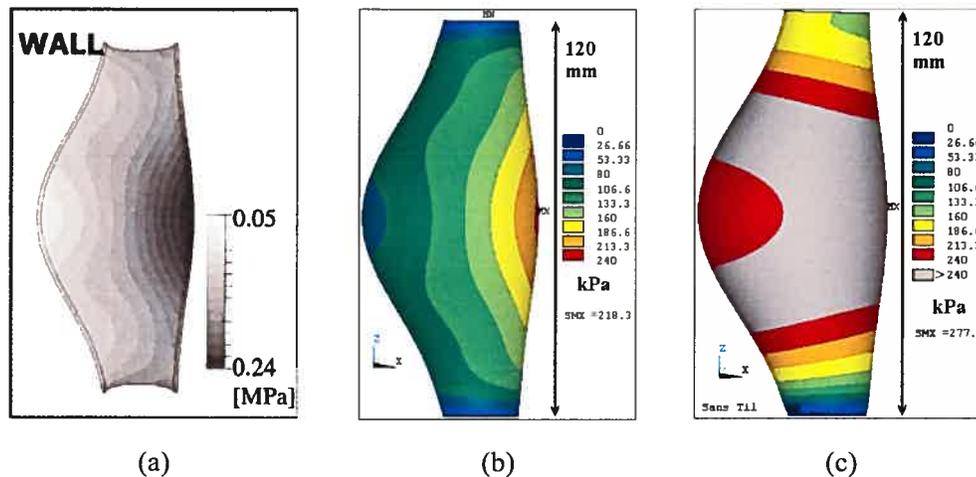


FIG. 3.2 – Validation du code de calcul. (a) Distribution des contraintes sur la paroi de l'AAA établie par l'équipe de D.A. Vorp [Di M03]; (b) Résultats obtenus par le code de calcul Ansys développé au laboratoire sur la géométrie avec Til; (c) Résultats obtenus sur la géométrie sans Til. L'échelle de couleur correspond aux valeurs de la contrainte en kPa, SMX correspond à la valeur du pic de contrainte en kPa qui est indiqué sur la figure par les lettres « MX », « MN » correspondant au minimum.

La comparaison entre les figures 3.2 (b) et (c) respectivement « avec » et « sans » Til montre l'importance d'inclure celui-ci dans les simulations puisque la distribution des contraintes et l'amplitude du maximum sont influencées par sa présence. Dans la suite de ce mémoire, toutes les géométries présentées seront modélisées en tenant compte de l'effet du Til qui leur est associé. Toutefois, les contraintes au sein du Til n'apportent pas d'information sur la stabilité des AAA. Dans les analyses à venir, seules les contraintes pariétales seront présentées.

Présentation des résultats

Ansys procure les résultats sous la forme d'une cartographie de couleur dont l'échelle exprime l'amplitude des contraintes observées. Dans cette étude, comme dans l'étude de Di Martino, nous regardons la valeur de la première contrainte principale*. Son utilisation permet de connaître en chaque point la valeur de la contrainte maximum auquel le matériau est soumis, cela permet également d'être indépendant du repère d'observation. Il est possible d'exporter sous la forme d'un fichier texte, la valeur de la contrainte pour chaque noeud du modèle. Ce fichier de résultats est alors traité grâce au logiciel Matlab² pour obtenir une carte plane des contraintes selon le plan (θZ). La figure 3.3 indique comment la cartographie 3D est « mise à plat ». Cette figure sert également de validation au code Matlab qui permet de créer la carte plane. En effet la comparaison des deux distributions ne présente pas de différences notables dans les valeurs indiquées.

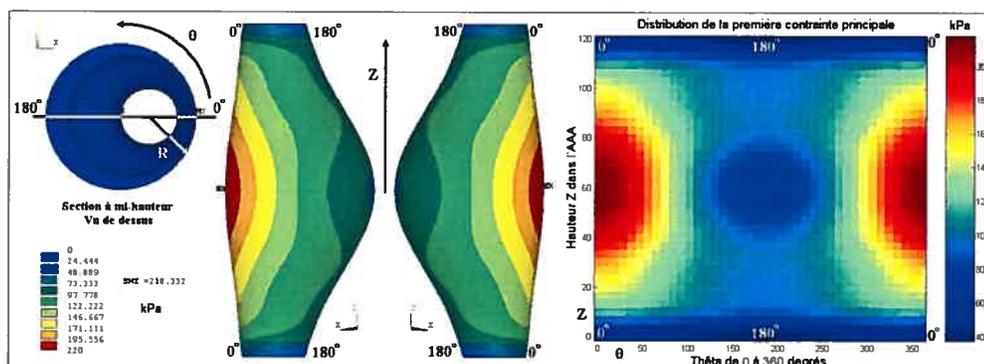


FIG. 3.3 – Passage de la cartographie 3D ($R\theta Z$) de la structure à une représentation 2D (θZ) des contraintes dans Matlab, de gauche à droite : distribution des contraintes dans la section à mi-hauteur vue de dessus, cartographie 3D d'Ansys puis cartographie 2D dans Matlab. Les échelles de couleurs changent lors du changement de logiciel.

²Version 6.0, MathWorks, Inc., MA, USA.

3.2 Les paramètres géométriques retenus

La section suivante présente les paramètres géométriques que nous avons retenus pour l'étude de corrélation avec la contrainte : le rayon de l'AAA, l'épaisseur totale (Til et paroi), les courbures longitudinales et circonférentielles de la paroi ainsi que la tortuosité. Chaque paramètre géométrique est ensuite présenté à travers un modèle MEF où seul le paramètre considéré varie. La comparaison entre les valeurs utilisées pour créer le modèle et celles qui ont été mesurées permet alors de valider les algorithmes de mesure. Ces algorithmes sont présentés en annexe II.

3.2.1 Présentation des paramètres

La figure 3.4 présente les définitions du rayon de l'AAA, de l'épaisseur totale (paroi plus Til), et du rayon de courbure pour une section quelconque, rayon de courbure qui permet de calculer la courbure circonférentielle de trois points successifs.

Le rayon externe de l'AAA

Il est important de tenir compte de l'influence du diamètre de l'AAA puisqu'il s'agit du critère actuellement utilisé en clinique. Toutefois la mesure du diamètre ne reflète pas les formes elliptiques ou plus complexes des sections des AAA. L'indice développé est une mesure du rayon en chacun des points du contour de la paroi. Cette mesure est représentée par la distance entre la paroi de l'AAA et le centre de gravité (cdg) des points du contour de la paroi. Lorsque le contour est cylindrique, le cdg correspond au centre du cercle et le rayon mesuré est le rayon du cercle.

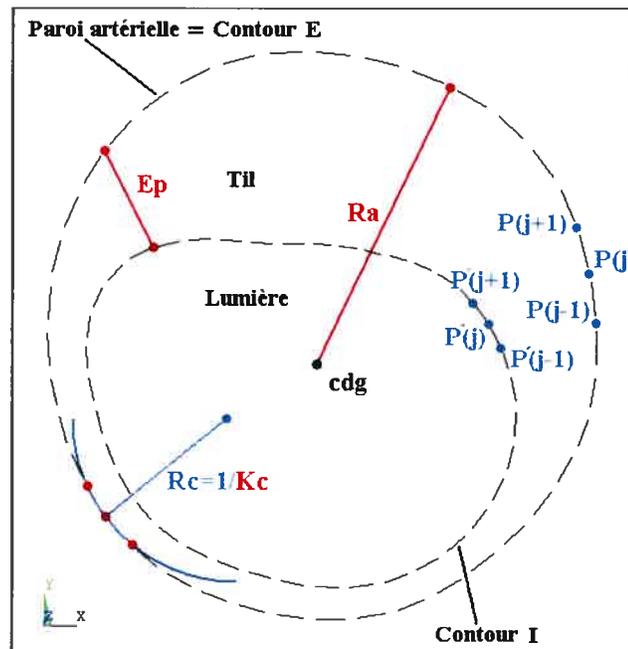


FIG. 3.4 – Paramètres géométriques décrivant une section de l’AAA. R_a est le rayon externe de l’AAA, E_p représente la somme des épaisseurs du Til et de la paroi artérielle, K_c est la valeur de la courbure circonférentielle. « cdg » désigne le centre de gravité du contour E .

L’épaisseur de l’AAA

La littérature et le début de ce chapitre ont démontré que le Til (définie avec les constantes rhéologiques $C_{01} = 28$ kPa et $C_{02} = 28.6$ kP [Wang02]a) a une influence sur la distribution des contraintes. Il est donc important de considérer son épaisseur comme un facteur pouvant expliquer la localisation de la contrainte au sein des AAA. Pour un point donné, l’épaisseur de Til associée est la distance entre ce point P_j du contour de la paroi et le point P'_j du contour de la lumière. A cette distance est ajoutée l’épaisseur de la paroi (1.5 mm) pour donner l’épaisseur totale E_p (fig. 3.4).

Les courbures surfaciques

La littérature a mis en évidence une corrélation importante entre le rayon de courbure circonférentielle R_c et la contrainte maximale dans des géométries simplifiées [Hua01]. Il est donc important d'inclure cet indice dans l'étude. De manière à compléter l'information surfacique, nous avons mesuré la courbure longitudinale avec le même algorithme que décrit ci-dessous.

Les mesures sont faites en trouvant le rayon du cercle passant par trois point consécutifs P_{j-1} , P_j et P_{j+1} appartenant à un contour E (courbure circonférentielle K_c) ou ayant la même coordonné angulaire dans trois contours E successifs (courbure longitudinale K_l). La courbure étant l'inverse du rayon de courbure, la connaissance de l'un permet de connaître l'autre. Pour compléter les outils de mesure des courbures, nous avons utilisé les combinaisons $K_l * K_c$ et $(K_l + K_c)/2$ qui sont respectivement les courbures gaussienne et moyenne appliquées au point P_j . La figure 3.5 met en évidence l'indépendance du rayon de courbure par rapport à l'échantillonnage angulaire. En effet, un même rayon de courbure (R_c) peut être plus ou moins proche du cdg; et deux rayons de courbure différents (R_c et r_c) peuvent être portés par les mêmes angles.

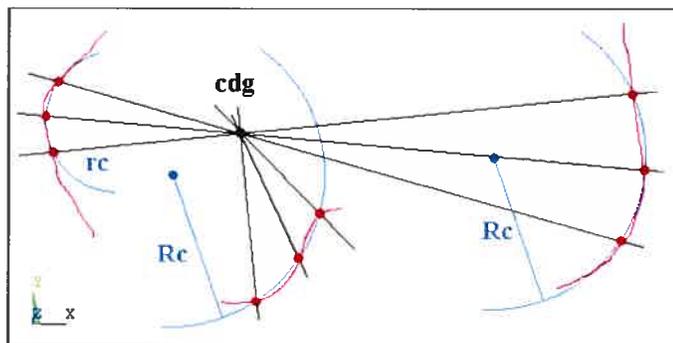


FIG. 3.5 – Exemples de rayon de courbure circonférentielle.

Les tortuosités

Les études publiées fournissent plusieurs définitions de la tortuosité des AAA. Sacks *et al.* [Sack99] définissent la tortuosité comme le rapport de la longueur de l'AAA sur sa hauteur. Fillinger *et al.* [Fill04] la définissent comme le rapport du plus grand déplacement latéral du cdg de la paroi sur le diamètre sain au niveau du collet proximal. Ces valeurs ont le désavantage de représenter globalement l'AAA. En effet, des remodelages géométriques perturbant la distribution de contrainte (changement de diamètre par exemple) peuvent se produire sans que ces indices ne varient.

Nous avons utilisé dans ce mémoire l'index de tortuosité proposé par Bullitt *et al.* [Bull03]. Cet indice est basé sur la mesure d'angle entre deux vecteurs. Pour former ces vecteurs, il faut connaître les coordonnées des cdg de la paroi pour des sections successives (selon Z). L'angle formé par 3 cdg successifs donne la valeur de Ip qui est une mesure de tortuosité planaire, il renseigne sur le comportement de ces trois points dans le plan qu'ils définissent (fig. 3.6). La tortuosité spatiale (Tp) utilise un quatrième point, elle mesure sa tendance à « sortir » du plan. Il s'agit de la mesure de l'angle formé par les produits vectoriels de 3 vecteurs successifs (fig. 3.7). La figure, tirée de l'article [Bull03], permet de mieux comprendre quels sont les vecteurs utilisés pour former ces angles. Dans son article, Bullitt utilise k comme indice, cependant pour respecter la nomenclature de ce mémoire, nous utiliserons l'indice i qui correspond au numéro de la section du cdg selon l'axe Z .

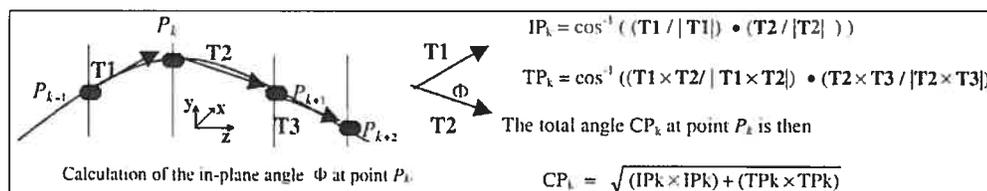


FIG. 3.6 – Outil de mesure de la tortuosité définie par Bullitt *et al.*, figure adaptée de [Bull03].

- I_{p_i} est la tortuosité planaire attribuée à la section i . Elle est définie par l'angle existant entre les vecteurs $\vec{T}_1 = [P_{i-1} P_i]$ et $\vec{T}_2 = [P_i P_{i+1}]$.
- T_{p_i} est la tortuosité spatiale attribuée à la section i . Pour la calculer il est nécessaire de définir $\vec{T}_3 = [P_{i+1} P_{i+2}]$ puis de calculer les résultats \vec{V}_1 et \vec{V}_2 des produits vectoriels de \vec{T}_1 avec \vec{T}_2 et de \vec{T}_2 avec \vec{T}_3 . T_{p_i} est définie par l'angle existant entre les vecteurs \vec{V}_1 et \vec{V}_2 .
- C_{p_i} est un indice tenant compte des tortuosités planaire et spatiale attribuées à la section i , il est définie grâce aux valeurs de I_{p_i} et de T_{p_i} . Du fait de sa faible variabilité, il ne sera pas utilisée dans ce travail.

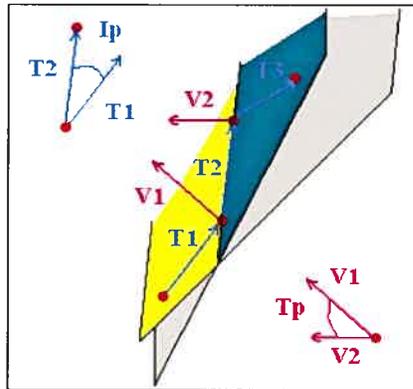


FIG. 3.7 – Définition des vecteurs permettant de calculer les tortuosités I_p et T_p .

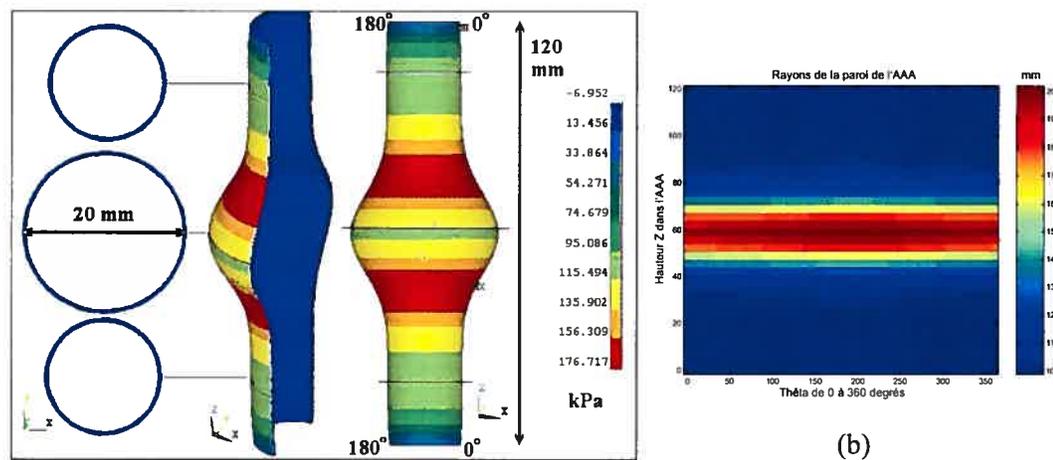
Suite à cette revue des différents paramètres géométriques utilisés dans cette étude, nous allons voir leurs influences dans des géométries simplifiées et nous allons valider leurs outils de mesure spécifiques.

3.2.2 Influence du rayon externe de l'AAA

La réalisation de simulation sur des tubes droits de différents diamètres démontre que la contrainte augmente lorsque le diamètre augmente. La figure 3.8 montre un modèle dont le rayon varie, sans changement d'épaisseur ni de tortuosité. Néanmoins, les courbures longitudinales et circonférentielles n'ont pas de valeurs constantes car il est impossible dans

une même géométrie de faire varier le rayon sans modifier les courbures. Conformément à la littérature [Vorp98a] les zones de contraintes maximales ne sont pas situées au niveau du plus grand diamètre, mais proche des points d'inflexion de la paroi.

La mesure du rayon (R_a) présentée à la figure 3.8 (b) correspond bien aux rayons des fichiers de coordonnées des points. De plus, les mesures des rayons de courbures circonférentielles correspondent aux mesures des rayons, ce qui est normal puisque la géométrie est axysymétrique. Les mesures des courbures ($K = 1/R$) sont donc également validées par cette géométrie. En effet, les mesures de K_c et K_l sont faites avec le même algorithme.



(a)

FIG. 3.8 – (a) Géométrie du modèle mettant en avant l'influence du rayon. Nous voyons à gauche, les intersections de la géométrie avec des plans XY (fines lignes noires), l'épaisseur de la paroi correspond à un ou deux pixels le reste représentant le Til ; au centre, la section de la géométrie selon le plan YZ et à droite la répartition des contraintes à la surface de la géométrie. (b) Distribution des rayons dans la géométrie.

3.2.3 Influence de l'épaisseur du Til

La figure 3.9 présente un modèle simplifié sans variation de rayon externe, de tortuosité ni de courbure. Les mesures d'épaisseurs correspondent bien aux épaisseurs créées par les fichiers de coordonnées plus l'épaisseur de la paroi. L'algorithme de mesure est donc validé. Il est à noter que dans tout le document, E_p désigne la somme de l'épaisseur du Til plus celle de la paroi artérielle qui est constante (1.5 mm).

La zone de contrainte maximum est visible à mi-hauteur de la géométrie, lorsque l'épaisseur est la plus fine. La coupe verticale (selon Z) de l'exemple met également en évidence différents états de contraintes au sein du Til.

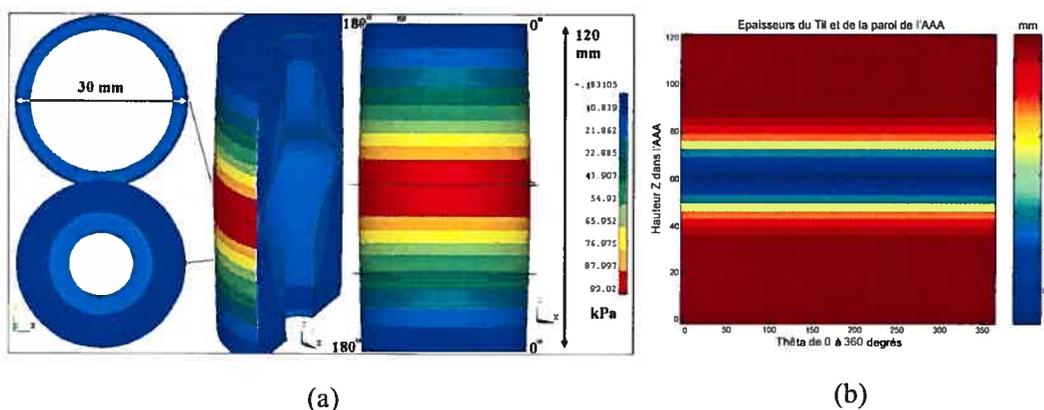


FIG. 3.9 – (a) Géométrie du modèle mettant en avant l'influence de l'épaisseur du mur anévrismal, les différentes teintes de bleu dans les sections de gauche correspondent à différents états de contraintes au sein du Til; (b) Distribution des épaisseurs dans la géométrie.

3.2.4 Influence de la courbure longitudinale

La figure 3.10 détaille un modèle simplifié sans variation de rayon ni d'épaisseur. Néanmoins, la valeur de la tortuosité n'est pas nulle puisque qu'il n'est pas possible d'avoir

de la courbure longitudinale sans variation de rayon ou de tortuosité. Cet exemple permet de valider à nouveau l'algorithme de mesure des courbures K_c et K_l .

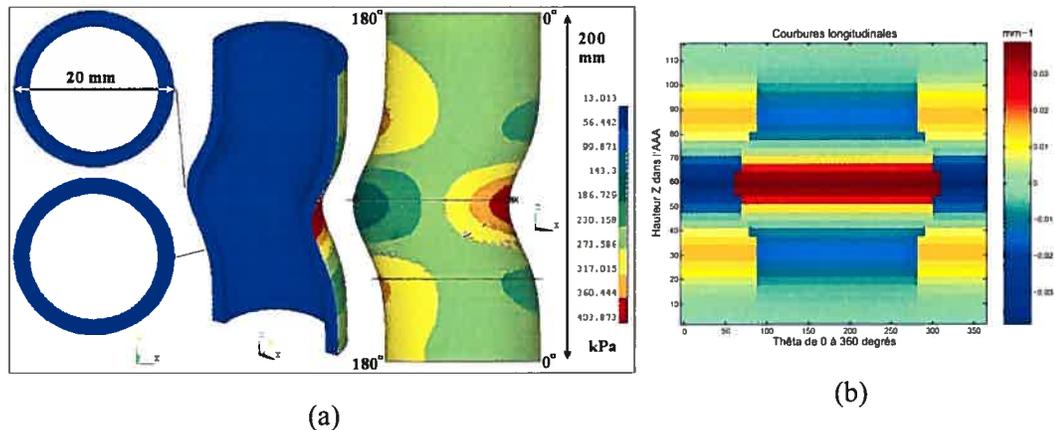


FIG. 3.10 – (a) Géométrie du modèle mettant en avant l'influence de la courbure longitudinale ; (b) Distribution des courbures longitudinales dans la géométrie.

Ce modèle admet un plan de symétrie vertical qui contient les cdg des sections. La tortuosité de ce modèle est donc uniquement planaire. De plus, la courbe passant par les cdg forme une gaussienne que l'on retrouve sur les contours du modèle de la figure 3.10(a). La tortuosité est maximale au niveau de la crête de la gaussienne, nulle aux points d'inflexion et comporte des maxima secondaires à la base de la gaussienne. Ces zones de forte tortuosité correspondent aux extréma de contraintes.

La contrainte maximum est enregistrée dans la plus grande concavité de la structure alors que le minimum de contrainte est dans la zone la plus convexe. Ceci est également vrai avec les maxima et les minima secondaires qui se retrouvent respectivement dans les zones de concavité et de convexité secondaires. Il est à noter que la contrainte maximum correspond à la tortuosité maximum. Toutefois, la contrainte minimum correspond également à la tortuosité maximum puisqu'il n'y a qu'une valeur de tortuosité par section. La tortuosité seule ne peut donc pas servir à estimer les valeurs de la contrainte. En accord avec la littérature, la courbure donne des résultats de corrélations intéressants.

3.2.5 Influence de la tortuosité

La figure 3.11 présente un modèle simplifié sans variation de rayon ni d'épaisseur. Il est imposé, selon la hauteur Z de la section, une variation croissante des tortuosités I_p et T_p . Les mesures données par l'algorithme d'analyse permettent bien de retrouver les valeurs de I_p et de T_p imposées. Une limite de ces outils est leur dépendance vis à vis du pas d'échantillonnage des sections. Cependant, tous les modèles de cette étude ont des sections séparées de 3 mm ce qui permet de comparer les valeurs de tortuosité au sein d'un même modèle. Nous pouvons voir sur la figure 3.11 que les contraintes les plus fortes suivent la zone de concavité la plus importante.

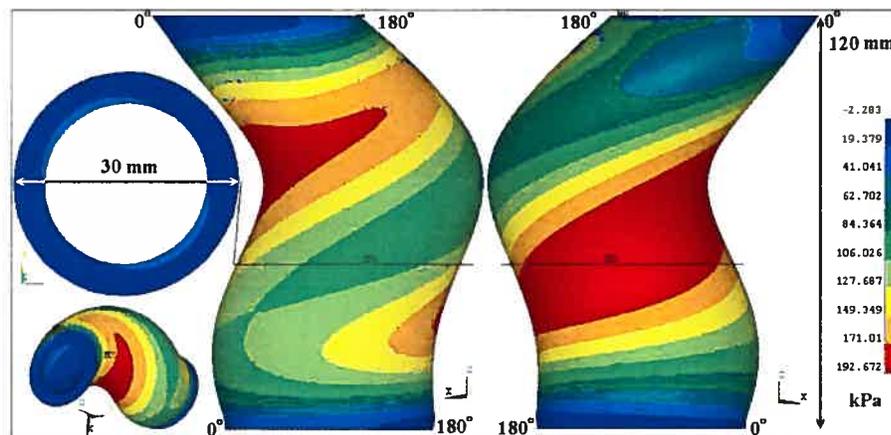


FIG. 3.11 – Géométrie du modèle mettant en évidence l'influence des tortuosités.

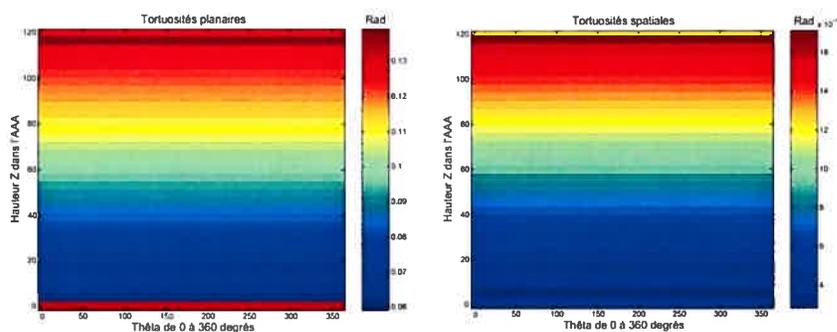


FIG. 3.12 – Distribution des tortuosités I_p et T_p dans la géométrie de la figure 3.11.

3.3 Corrélations statistiques avec les contraintes

Cette section montre, à travers une analyse statistique pour chaque modèle géométrique présenté ci-dessus, la corrélation entre le paramètre géométrique mis en avant et la valeur de la contrainte en chaque noeud du modèle. L'analyse utilisée est une régression multivariée proposée par le logiciel SigmaStat³. Pour synthétiser les analyses statistiques, les résultats sont présentés sous forme de tableau.

Pour chaque géométrie simplifiée et chaque paramètre, le tableau 3-I présente l'influence du paramètre dans la régression statistique expliquant la valeur de la contrainte. Les valeurs de p étant très faible ($p < 0.001$), afin d'évaluer le « poids » de chaque variable dans l'explication de la contrainte, nous avons utilisé la valeur du t statistique attribuée à chaque variable indépendante. Cette valeur est le rapport entre le coefficient de régression et son erreur type. Une forte valeur de t montre que la variable indépendante peut être uti-

³Jandel Scientific, version 2.0

	Ra	Ep	Kl	Kc	Ip	Tp	$Kl * Kc$	$(Kl + Kc) / 2$	r^2
Influence du rayon	29*	-	3*	32*	-	-	15*	NS (VC)	0.72
Influence de l'épaisseur	-	85*	-	-	-	-	-	-	0.71
Influence de la courbure	-	-	9*	-	8*	-	4*	NS ($p=0.43$)	0.70
Influence de la tortuosité	-	-	12*	-	NS VC	15*	4*	NS (VC)	0.39

TAB. 3-I – Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation entre la contrainte pariétale et les paramètres des géométries mettant en évidence l'influence du rayon Ra , de l'épaisseur Ep , de la courbure longitudinale Kl , ainsi que des tortuosités planaire Ip et spatiale Tp . « * » représente des valeurs de $p < 0.001$; « - » désigne un paramètre constant dans le modèle en question ; « NS » signifie que la variable a été éliminée lors de la régression multivariée car elle n'était pas significative ou qu'elle n'apportait pas d'information nouvelle par rapport aux autres variables de la régression statistique (VC : variable colinéaire).

lisée pour prédire la variable cible. La valeur de la corrélation (r^2) est également donnée pour chaque régression.

L'analyse de ce tableau confirme le choix des paramètres géométriques retenus. En effet, lorsque le rayon, l'épaisseur, les courbures K_c et K_l ainsi que la tortuosité spatiale T_p ne sont pas des constantes dans le modèle, ces paramètres ressortent clairement comme des variables explicatives de la contrainte. Cela n'est pas vrai cependant pour I_p qui est exclus de la régression liée au modèle géométrique mettant en avant l'influence de la tortuosité. Dans ce modèle, les variations de I_p sont proportionnelles aux variations de T_p . Une seule des deux variables a alors été retenue (variables colinéaires).

La courbure moyenne est toujours donnée comme colinéaire à la courbure K_l , elle n'apporte donc pas d'information nouvelle. De plus, la courbure gaussienne $K_l * K_c$ est donnée comme significative ($p < 0.001$) dans l'explication de la valeur de la contrainte, mais lorsque les régressions sont faites sans cette variable, la diminution de r^2 est toujours inférieure à 3%. Les variables K_l et K_c sont peut-être suffisantes pour représenter l'influence de la courbure.

3.4 Conclusion sur les validations

Le travail présenté dans ce chapitre a permis de valider :

- le code MEF utilisé pour faire les simulations, ainsi que l'algorithme permettant de présenter les résultats comme des cartographies 2D dans Matlab ;
- l'importance du rayon, de l'épaisseur, des courbures K_l et K_c ainsi que des tortuosités I_p et T_p pour la valeur de la contrainte pariétale ;
- les algorithmes de mesures des différents paramètres géométriques influençant la valeur de la contrainte pariétale.

Nous allons à présent vérifier dans des géométries d'AAA simplifiées et dans des géométries réelles si ces paramètres géométriques peuvent être corrélés avec la contrainte pariétale au sein des AAA et ainsi servir d'indices diagnostiques de leur fragilité.

Chapitre 4

Résultats sur les géométries idéalisées

Nous avons vu précédemment, avec les géométries simplifiées, que le rayon de l'AAA, l'épaisseur de la paroi plus celle du Til, les courbures longitudinales et circonférentielles de la paroi ainsi que la tortuosité avaient une influence sur la distribution des contraintes pariétales. Nous allons à présent vérifier ces résultats sur des géométries idéalisées d'AAA. Ce chapitre explique la création des quatre géométries idéalisées, présente les résultats obtenus sur ces simulations et détaille l'analyse statistique qui a suivi.

4.1 Création des géométries

Les géométries idéalisées ont été créées grâce aux équations de Di Martino (eq. 3.1 et 3.2) qui sont décrites dans le chapitre Méthode et validation. Toutefois, certaines de ces géométries ont été modifiées. La géométrie I est celle utilisée pour la validation du code de calcul et reprend les paramètres géométriques définis dans l'article [Di M03] : $\gamma_E = 0.4$ et $\gamma_I = 0.5$, (forme) $\xi_E = 2.7$ et $\xi_I = 1.5$ (asymétrie), les indices E et I indiquent l'appartenance à la paroi extérieure (E) ou à la limite intérieure (I) du Til. La géométrie II utilise les valeurs $\gamma_E = 0.5$ et $\gamma_I = 0.5$, $\xi_E = 2.7$ et $\xi_I = 2.7$. Elle permet d'obtenir un AAA dont l'épaisseur de Til ne diminue pas lorsque le rayon est maximal comme dans

la géométrie I. La géométrie III a été conçue en alignant les cdg des contours du Til de la géométrie II. Les tortuosités I_p et T_p sont donc nulles dans ce modèle. Finalement, la géométrie IV utilise les mêmes sections que la géométrie II mais en introduisant une tortuosité supplémentaire (proportionnelle à $(Z - (Z_{max} + Z_{min})/2)^3$ selon la direction Y) dans la trajectoire des cdg de la paroi afin d'obtenir une géométrie avec une tortuosité spatiale T_p non nulle.

4.2 Réalisation des simulations

Les simulations ont été réalisées en utilisant les matériaux et les conditions aux frontières détaillées pour la simulation des géométries simplifiées. Le maillage et les cartographies de contraintes dans Ansys sont présentés aux figures 4.1 à 4.5.

La comparaison visuelle des distributions de contraintes au sein de ces quatre géométries permet d'orienter notre analyse. En effet, les géométries I et II diffèrent par la configuration et l'épaisseur du Til. Or, les zones de contraintes supérieures à 175 kPa (orange

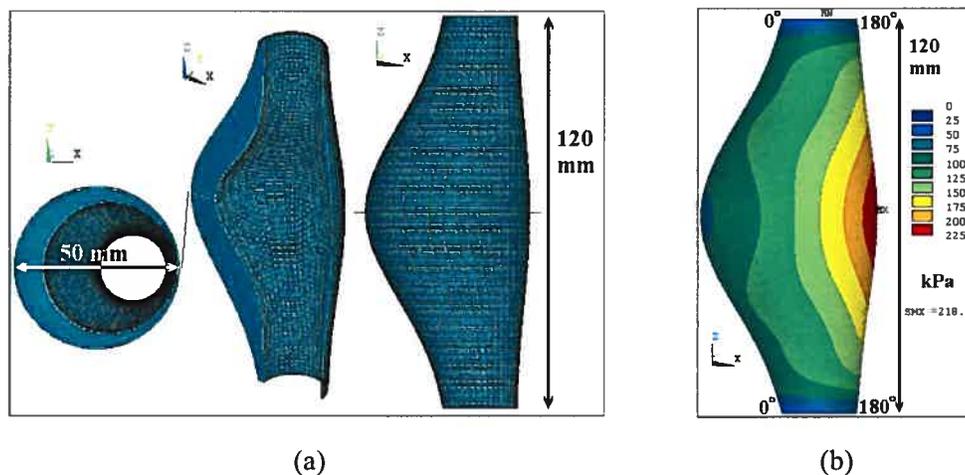


FIG. 4.1 – (a) Présentation du maillage de la géométrie I; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie I, la contrainte maximale est indiquée par les lettres « MX », elle a pour valeur 218.3 kPa (SMX).

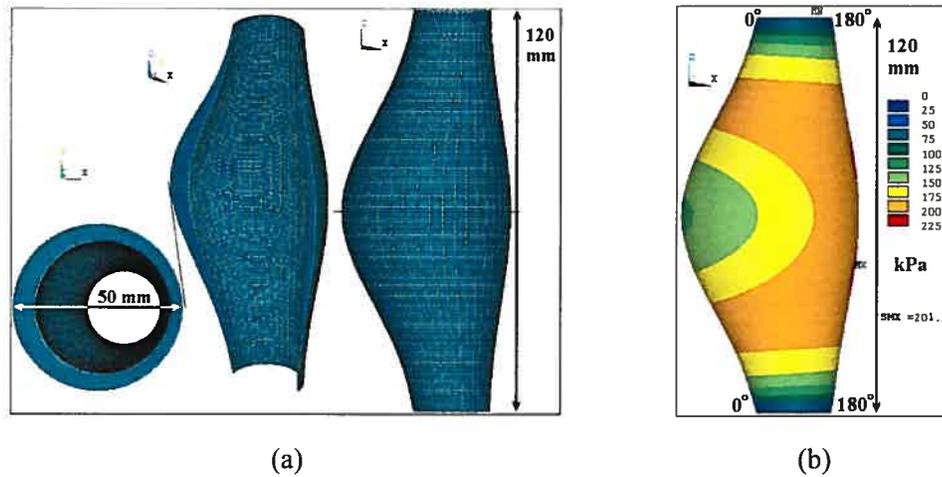


FIG. 4.2 – (a) Présentation du maillage de la géométrie II ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie II.

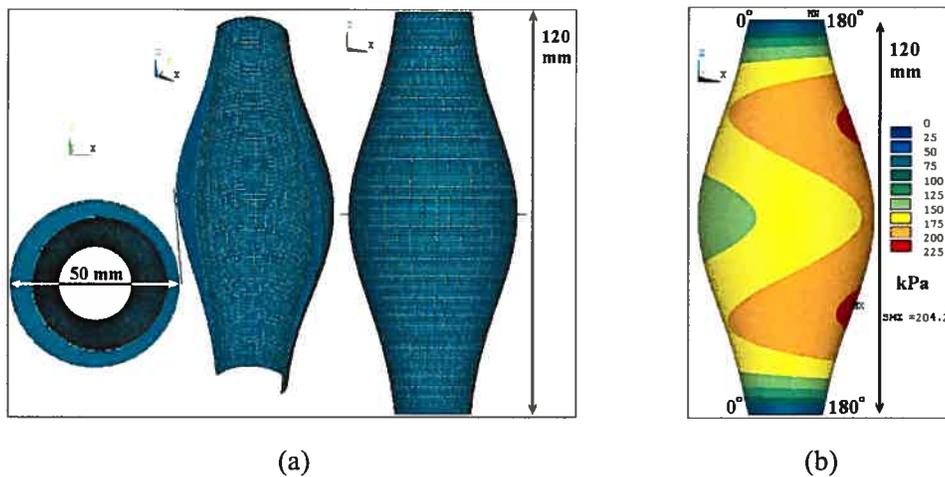


FIG. 4.3 – (a) Présentation du maillage de la géométrie III ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie III.

et rouge) ne respectent pas la même distribution. L'épaisseur du Til a donc une influence importante.

De même, les géométries II et III nous montrent l'influence de I_p et de Kl . En effet, la translation des sections les unes par rapport aux autres pour superposer les cdg de la paroi permet d'éliminer l'effet de I_p et rapproche les valeurs de Kl de leur valeur moyenne. Or,

les zones de contraintes supérieures à 175 kPa sont nettement différentes. Enfin la comparaison entre II et IV permet de supposer que Tp (qui a été rajouté dans la géométrie IV) a une influence sur la distribution des contraintes, soit directement soit par l'intermédiaire de Kl .

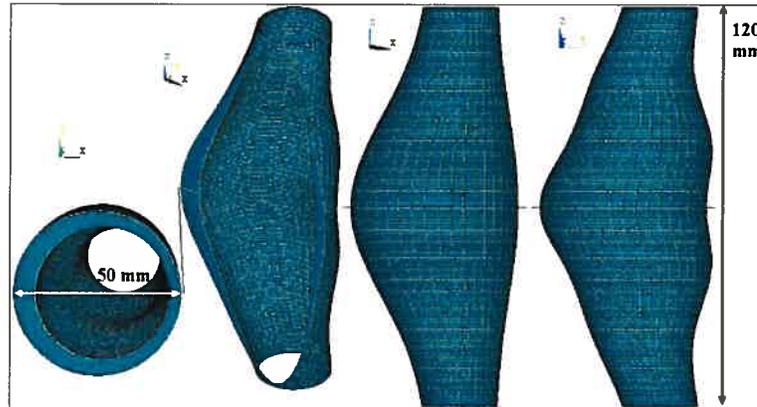


FIG. 4.4 – Présentation du maillage de la géométrie IV.

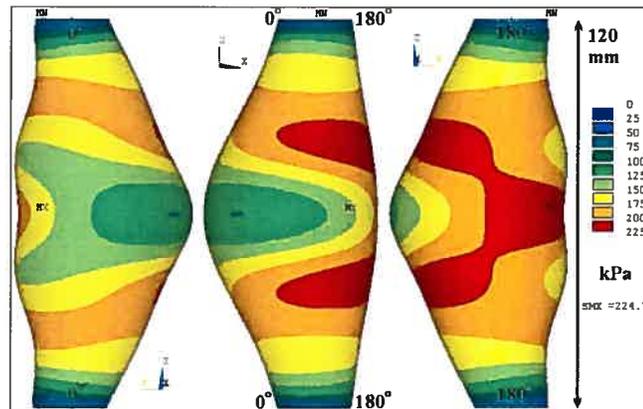


FIG. 4.5 – Cartographie des contraintes dans la géométrie IV.

4.3 Traitement dans Matlab

Les quatre simulations présentées ci-dessus ont été traitées dans Matlab afin d'extraire les paramètres géométriques et de préparer les analyses statistiques. A titre d'exemple, sont

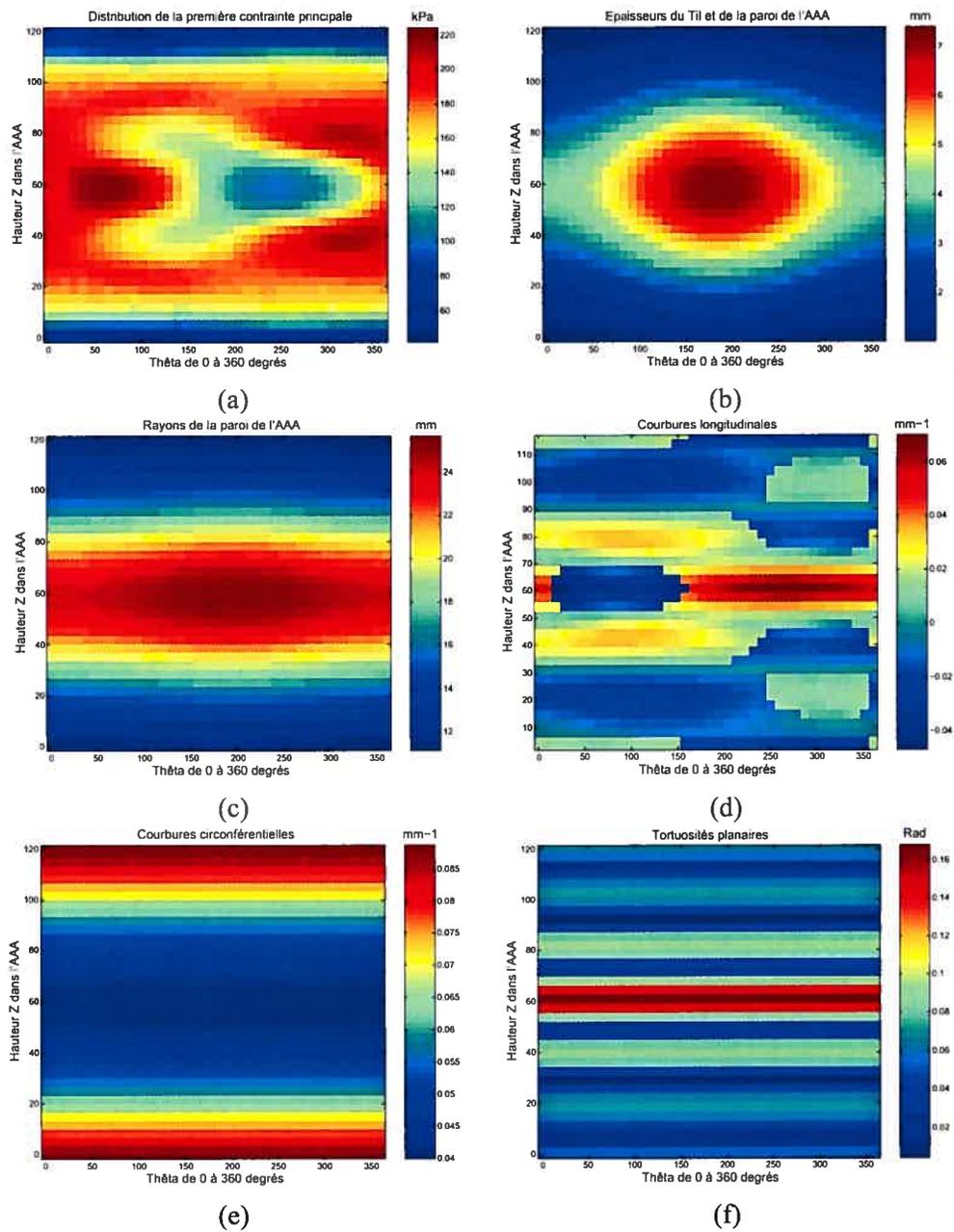


FIG. 4.6 – (a) Distribution de la première contrainte principale ; (b) Epaisseur du Til et de la paroi ; (c) Rayon de la paroi de l'AAA ; (d) Courbures longitudinales ; (e) Courbures circonférentielles ; (f) Tortuosités planaires.

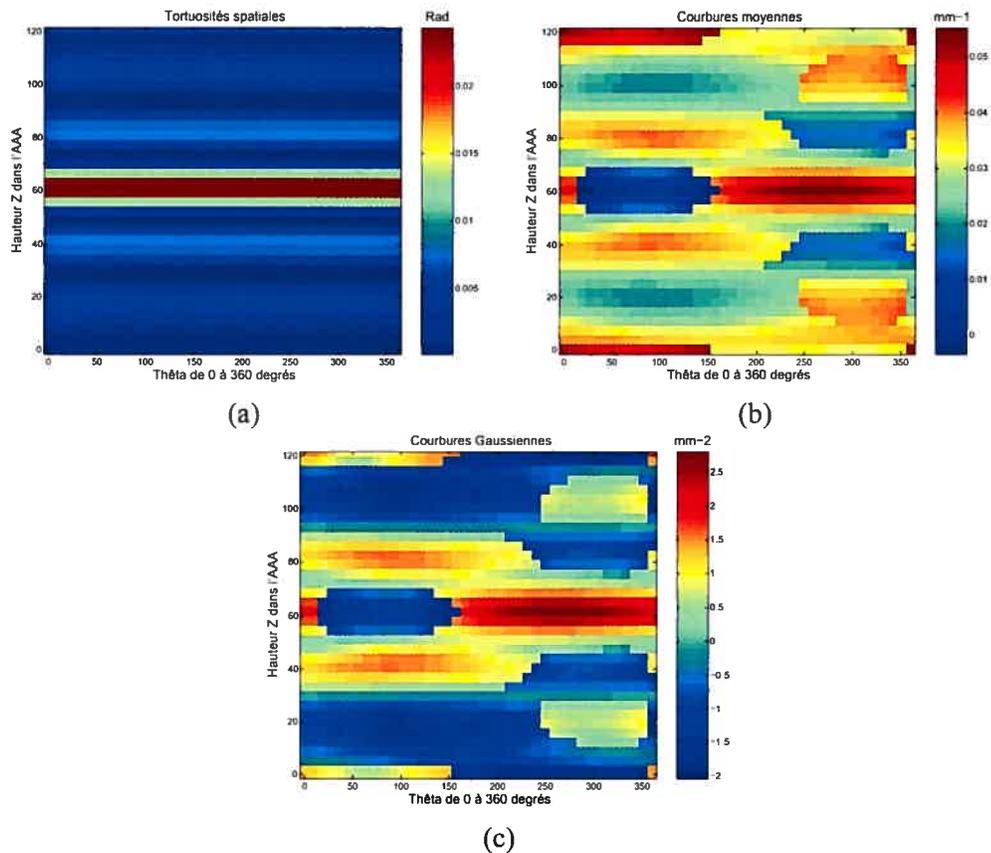


FIG. 4.7 – (a) Tortuosités spatiales ; (b) Courbures moyennes ; (c) Courbures gaussiennes.

présentées pour la géométrie IV les images Matlab (fig. 4.6 et 4.7) de la première contrainte principale, de l'épaisseur du Til et de la paroi, du rayon de l'AAA, des courbures K_l et K_c , des tortuosités I_p et T_p ainsi que des courbures gaussienne et moyenne.

4.4 Analyse statistique

L'analyse statistique a été faite en deux étapes. En effet pour appliquer une régression multivariée, il faut d'abord s'assurer qu'il n'y a pas de multicolinéarité dans les variables explicatives. La première étape a donc été de soumettre toutes les variables à une méthode séquentielle pas à pas (« stepwise regression »). Il s'agit d'un processus itératif qui intro-

duit les variables les unes après les autres en vérifiant que la nouvelle entrée est à la fois celle qui est la plus significativement corrélée avec la variable dépendante (la contrainte) et est également celle qui est la moins corrélée avec les variables indépendantes déjà dans le modèle. Suite à l'entrée d'une nouvelle variable, l'algorithme vérifie que tous les paramètres du modèle sont encore significatifs sinon il les enlève.

La régression multivariée teste alors les variables restant dans le modèle. Elle permet de connaître la valeur du seuil statistique p pour chaque variable. Très souvent dans cette analyse, les valeurs de p sont inférieures à 0.001, c'est pour cela que nous utilisons les valeurs du t statistique. Finalement, le logiciel confirme si la relation linéaire des variables permet d'expliquer la variable dépendante (valeur de p pour la relation) et nous procure la valeur de r^2 qui est le pourcentage de la contrainte expliqué par la combinaison des paramètres géométriques.

	Ra	Ep	Kl	Kc	Ip	Tp	$Kl*Kc$	$(Kl+Kc)/2$	r^2
I	72*	76*	31*	67*	8*	-	16*	NS (VC)	0.916
II	56*	9*	20*	49*	1 ($p=0.25$)	-	8*	NS (VC)	0.860
III	74*	31*	30*	78*	-	-	3*	NS (VC)	0.884
IV	38*	5*	15*	33*	4*	7*	6*	NS (VC)	0.750

TAB. 4-I – Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation entre le rayon Ra , l'épaisseur Ep , et les courbures circonférentielle Kc et longitudinale Kl , les tortuosités planaire Ip et spatiale Tp , ainsi que les courbures gaussienne $Kl*Kc$ et moyenne $(Kl+Kc)/2$ d'une part et la contrainte dans les géométries idéalisées d'autres part. « * » représente des valeurs de $p < 0.001$; « NS » indique que la variable est non significative; « VC » montre que la variable était colinéaire.

4.5 Discussion sur l'analyse des géométries idéalisées

La lecture des r^2 du tableau 4-I prouve que les paramètres géométriques chargés d'expliquer les contraintes sont bien choisis puisque les valeurs vont de 75% à 92%.

Les valeurs de $(Kl+Kc)/2$ sont constamment éliminées des analyses car elles n'apportent pas d'information supplémentaire par rapport à Kc et Kl . Si l'on conduit les analyses statistiques en remplaçant Kc et Kl par la courbure moyenne, les valeurs de r^2 chutent très légèrement. Il est donc plus intéressant de conserver les courbures longitudinale et circonférentielle. Une analyse statistique a également été menée en éliminant volontairement $Kl*Kc$. Ces résultats sont présentés au tableau 4-II. Les valeurs de r^2 sont très peu modifiées, cela signifie que la contribution de $Kl*Kc$ à l'explication de la valeur de la contrainte est faible. Cette conclusion est appuyée par les faibles valeurs de t , relativement à celles des autres paramètres, dans le tableau 4-I.

	Ra	Ep	Kl	Kc	Ip	Tp	r^2
I	72*	83*	57*	88*	5*	-	0.900
II	60*	13*	50*	69*	9*	-	0.858
III	74*	31*	68*	85*	-	-	0.883
IV	41*	9*	33*	47*	8*	7*	0.744

TAB. 4-II – Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation statistique entre les paramètres géométriques (Ra , Ep , Kl , Kc , Ip et Tp) et la contrainte. « * » représente des valeurs de $p < 0.001$, « - » signifie que la variable est constante dans la géométrie.

Les valeurs de t des variables Ip et Tp du tableau 4-II laissent présager que l'influence des tortuosités planaire et spatiale est assez faible. Cela a été vérifié en faisant l'analyse multivariée uniquement avec les variables Ra , Ep , Kl et Kc . Les valeurs de r^2 passent respectivement dans l'ordre du tableau à : 0.899 , 0.850, 0.883 et 0.732. L'absence des tortuosités entraîne une diminution minime de la représentativité de la relation entre les paramètres géométriques et la contrainte pariétale. L'influence des tortuosités sur la distri-

bution de contraintes est donc faible pour ces formes géométriques. Cependant, ce résultat doit être nuancé puisque dans trois des quatre cas, T_p est une constante.

4.6 Conclusion

Ce chapitre a permis de confirmer, dans des géométries idéalisées, l'efficacité des outils d'analyse développés au cours de cette étude pour évaluer l'influence de la tortuosité et des paramètres géométriques caractérisant les AAA. De plus, les analyses statistiques de la corrélation entre les contraintes pariétales et les paramètres géométriques ont mis en avant l'importance du rayon, de l'épaisseur (Til plus paroi) et des courbures longitudinale et circonférentielle. Dans une moindre mesure les tortuosités planaire et spatiale apportent de l'information aux modèles. Les analyses montrent également une forte colinéarité entre les courbures simples et la courbure moyenne. Toutefois, nous conserverons tous ces indices afin de les tester sur les géométries réelles et d'en évaluer l'efficience.

Chapitre 5

Résultats sur les géométries réelles

Nous avons vu précédemment, pour les géométries idéalisées, que le rayon de l'AAA, l'épaisseur (Til plus paroi), les courbures longitudinales et circonférentielles de la paroi ainsi que la tortuosité avaient une influence sur la distribution des contraintes pariétales. Nous allons à présent vérifier ces résultats sur des géométries réelles d'AAA. Ce chapitre décrit succinctement l'obtention des géométries réelles, présente les distributions de contraintes obtenues sur ces simulations et détaille l'analyse statistique qui a suivi.

5.1 Obtention des géométries

Cette section résume les différentes étapes qui ont conduit des images CT-Scan aux distributions de contraintes dans les géométries réelles. L'annexe III reprend ces étapes avec plus de détail.

Les géométries. Les cinq géométries pathologiques étudiées proviennent d'images CT-Scan de patients du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal. Elles ont été obtenues grâce à une collaboration entre le Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale et le Département de Radiologie de l'Hôpital Notre-Dame. Les images traitées

vont de l'embranchement des artères rénales jusqu'à la bifurcation des artères iliaques. La présence de la colonne vertébrale et celle des tissus environnants n'ont pas été prises en compte dans la simulation mécanique.

La segmentation. La segmentation a permis de tracer les contours de la lumière et de la paroi artérielle. Elle a été faite de façon semi-automatique grâce au logiciel SliceOmatic¹. Les premières géométries ont ensuite été contrôlées par un radiologue afin d'assurer la validité de la segmentation. La figure 5.1 représente la segmentation de la lumière par une zone rouge et celle du Til par un contour vert.



FIG. 5.1 – Exemple de segmentation de la lumière de l'AAA en rouge et du Til en vert pour une section du CT-Scan 3D de l'abdomen d'un patient.

Le lissage. Pour améliorer la convergence de la simulation mécanique, il est nécessaire de lisser les surfaces générées. Le lissage permet également d'effacer les artefacts et les erreurs topologiques. Cette opération a été réalisée avec le module IMEdit du logiciel commercial PolyWorks². Les écarts engendrés par le lissage et par la correction des défauts de structure

¹Version 4.2, TomoVision, Inc., Montréal, Québec, Canada.

²Version 8.1, InnovMetric, Inc., Québec, Québec, Canada.

peuvent être, dans certains cas, supérieurs au millimètre. Cependant, la plupart du temps, l'écart moyen entre la position initiale et finale d'un point est inférieur au dixième de millimètre avec un écart-type également inférieur au dixième de millimètre.

Le sous-échantillonnage. Suite au lissage, le logiciel PolyWorks a permis de créer des plans régulièrement espacés selon l'axe Z , correspondant à la hauteur de l'AAA. Ces plans espacés de 3 mm définissent les sections comportant les contours dans Ansys. Malheureusement, le nombre de points varie de 400 à 700 selon les contours et leur numérotation est aléatoire ce qui empêche l'automatisation de la reconstruction. Il a été nécessaire de sous-échantillonner les points des contours pour en avoir un nombre constant avec une répartition ordonnée dans l'espace afin d'automatiser le maillage dans Ansys.

L'automatisation de la reconstruction. Le nom de chaque contour est défini par une lettre E pour extérieur et I pour intérieur ainsi que par un nombre indiquant le numéro de la section depuis la bifurcation iliaque. Les contours E représentent la paroi artérielle (l'extérieur de l'AAA), les contours I délimitent la lumière artérielle. L'espace existant entre deux contours E et I représente le Til.

Les étapes de reconstruction sont mises en évidence par la figure 5.2. Le code de calcul appelle chaque fichier de contour et les points qu'il contient sont créés dans l'espace de travail du logiciel (fig. 5.2(a)). La méthode utilisée importe les points de la lumière (contours I) puis ceux de l'extérieur (contours E) délimitant le Til. Chaque contour est divisé en quatre segments. Ces segments sont reliés entre eux par des segments verticaux grâce à des boucles de programmation (fig. 5.2(b)). Les segments ainsi définis servent de base pour reconstruire des surfaces. Lorsqu'il existe deux sections successives comportant un contour I et un contour E , un volume est créé à partir des segments correspondant à l'emplacement du Til.

L'apparition et la disparition du Til aux niveaux des collets des AAA ont mené à ignorer certains contours intérieurs pour conserver l'efficacité des boucles de reconstruction. Le

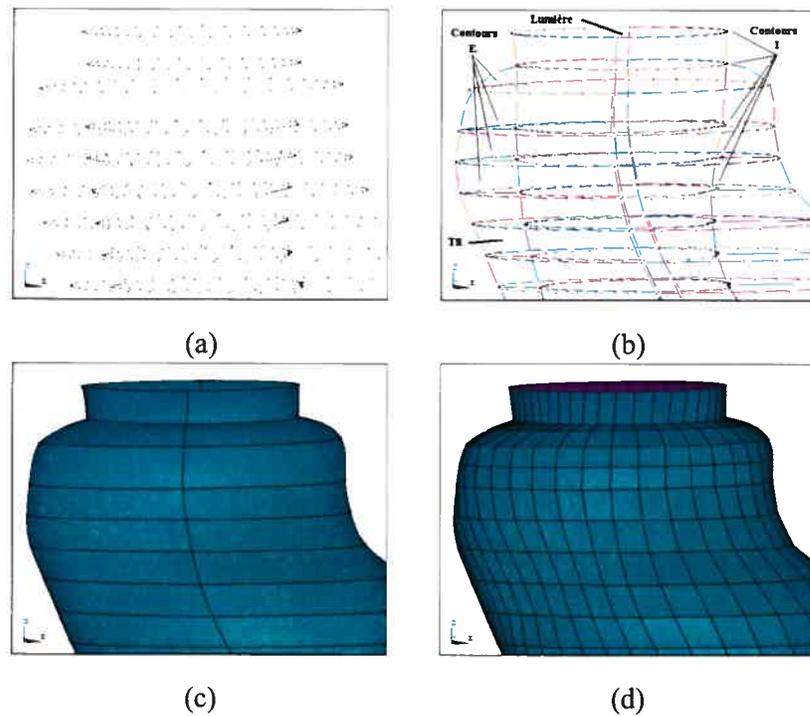


FIG. 5.2 – (a) Points du collet proximal ; (b) Lignes supportées par ces points, il est possible de distinguer la lumière et le Til ; (c) Aires créées à partir de ces lignes ; (d) Maillage du collet, la zone violette est l'intérieure de la lumière.

contour I correspondant à la première et à la dernière section comportant un contour E , a été effacé (fig. 5.3).

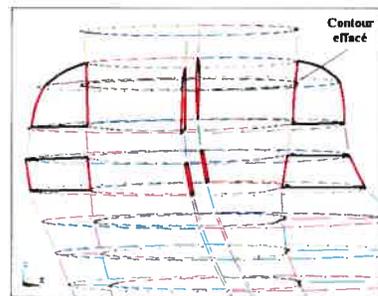


FIG. 5.3 – Mise en évidence du contour I manquant.

La paroi est modélisée par des éléments coques d'épaisseur constante (1.5 mm) et le Til est modélisé par des éléments volumiques. Les modèles sont constitués en moyenne de

2500 éléments et les temps de calcul sont d'une quinzaine de minutes. Les éléments sont d'environ 9 mm^2 pour les éléments coques et de 30 mm^3 pour les éléments volumiques mais ces valeurs peuvent varier de façon importante selon la place de l'élément dans la structure.

5.2 Réalisation des simulations

Comme pour les géométries idéalisées, les simulations ont utilisé les matériaux et les conditions aux frontières détaillées pour la simulation des géométries simplifiées. Le maillage et les cartographies de contraintes dans Ansys sont présentés aux figures 5.4 à

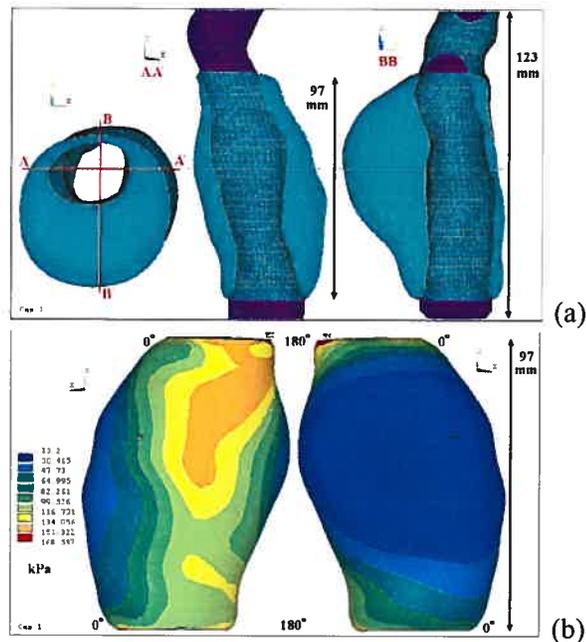


FIG. 5.4 – (a) Présentation du maillage de la géométrie, Cas 1. De gauche à droite, la figure présente une coupe (plan XY) de l'AAA à la hauteur de la fine ligne noire, les coupes AA' et BB' sont respectivement dans les plans XZ et YZ . Le bleu uni représente le T11, le bleu cadrié représente la surface des éléments volumiques, le violet représente la surface intérieure des éléments coques ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie, Cas 1.

5.8. Deux études [Dar177, Silv00] ont démontré que les zones de rupture des anévrismes sont rarement au niveau des collets. Pour s'affranchir des concentrations de contraintes dues à l'apparition ou à la disparition du Til, l'analyse des résultats considère uniquement la partie thrombosée des AAA.

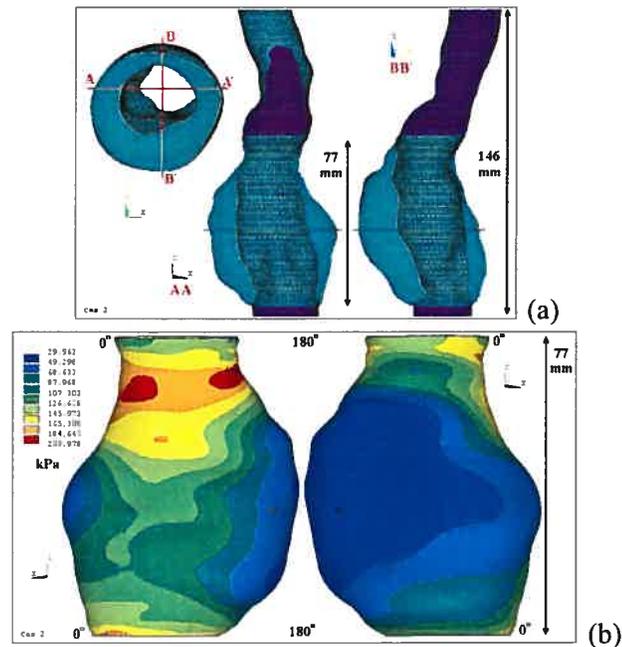


FIG. 5.5 – (a) Présentation du maillage de la géométrie, Cas 2; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie, Cas 2.

Le cas 1 présente une concentration de contrainte au niveau du collet proximal, autour de 180 degrés. Il s'agit d'un artefact dû à la création des volumes lors du maillage de la géométrie. Les contraintes apportant de l'information sur le comportement mécanique de ce cas sont situées sur le flan supérieur (zone orange) de l'AAA. Elles correspondent à une région de faible épaisseur.

Le cas 2 possède un léger artefact au collet distal. Toutefois, le pic de contrainte (MX) se situe dans la région présentant des courbures concaves et une épaisseur fine (zone rouge).

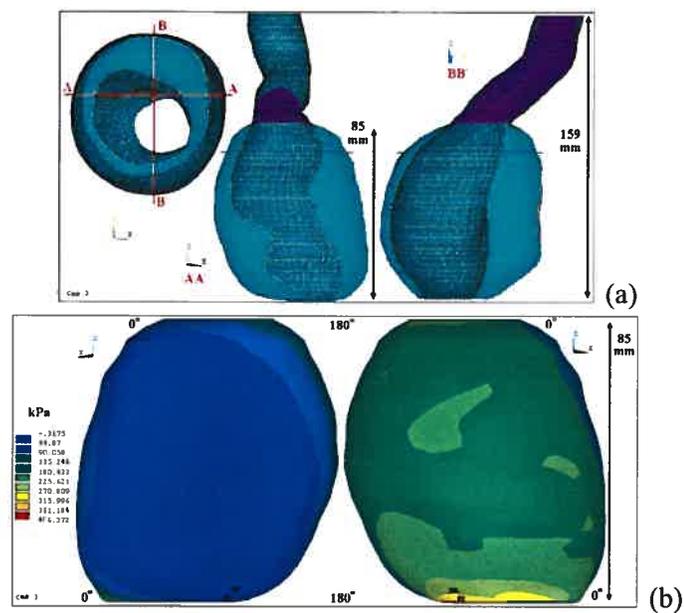


FIG. 5.6 – (a) Présentation du maillage de la géométrie, Cas 3 ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie, Cas 3.

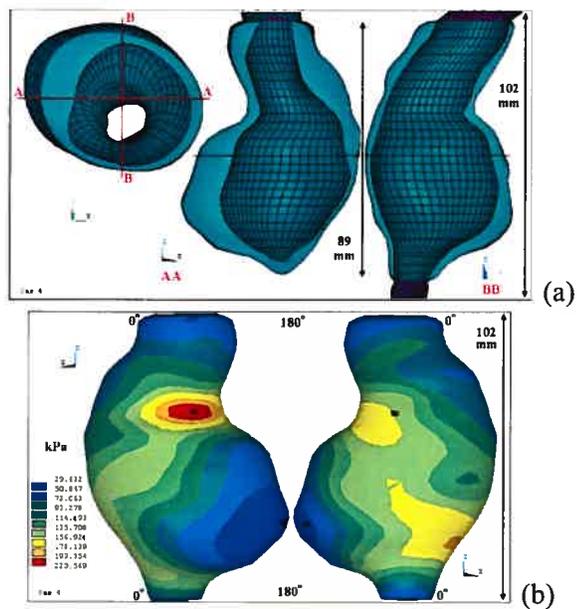


FIG. 5.7 – (a) Présentation du maillage de la géométrie, Cas 4 ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie, Cas 4.

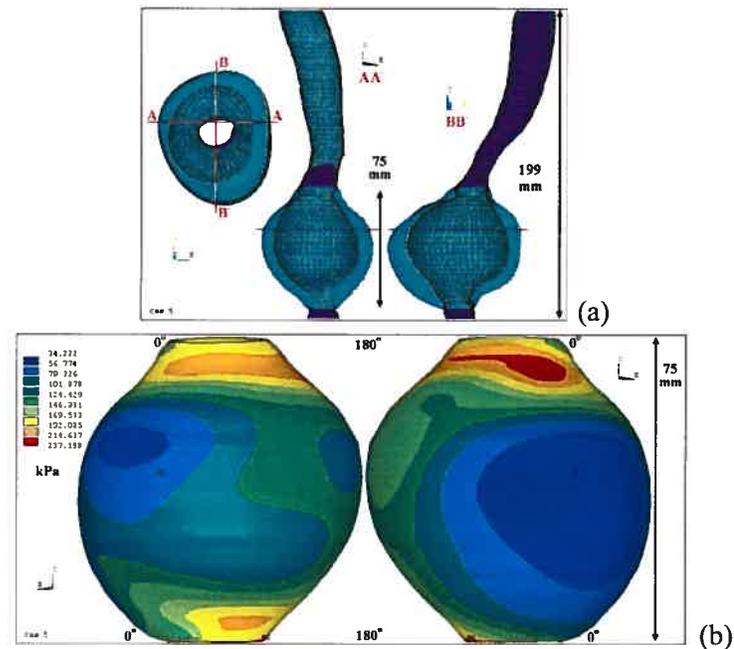


FIG. 5.8 – (a) Présentation du maillage de la géométrie, Cas 5 ; (b) Cartographie des contraintes dans la géométrie, Cas 5.

Le cas 3 présente un très fort artefact de calcul. En effet, la bifurcation iliaque de cette géométrie était thrombosée, il n'a pas été possible de modéliser de section d'artère saine pour supporter les conditions limites et les effets de bord.

Le cas 4 présente son pic de contrainte dans sa région de plus forte concavité (zone rouge). De plus, il s'agit d'une région où le diamètre et la tortuosité ont des variations importantes.

Le cas 5 a lui aussi un petit artefact au niveau du collet distal. Cependant, la partie supérieure de l'AAA présente une région de fortes contraintes (zone rouge) permettant une bonne corrélation avec les paramètres géométriques.

5.3 Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats des géométries réelles a été conduite avec les mêmes outils que l'analyse des résultats des géométries idéales. Le tableau 5-I présente les valeurs absolues des t statistiques des paramètres retenus suite à l'application de la méthode séquentielle pas à pas.

	Ra	Ep	Kl	Kc	Ip	Tp	$Kl*Kc$	$(Kl+Kc)/2$	r^2
Cas 1	9*	6*	NS (0.07)	NS	NS (0.07)	7*	NS (VC)	2*	0.26
Cas 2	11*	21*	NS	6*	NS	4*	NS	NS (VC)	0.61
Cas 3	NS	65*	NS	7*	NS	NS	5*	NS (VC)	0.81
Cas 4	14*	20*	4*	5*	8*	2*	4*	NS (VC)	0.51
Cas 5	23*	41*	NS	NS	6*	5*	10*	NS	0.83

TAB. 5-I – Valeurs des t statistiques obtenues lors de la corrélation statistique entre la contrainte pariétale et les paramètres géométriques (Ra , Ep , Kl , Kc , Ip , Tp , $Kl*Kc$, $(Kl+Kc)/2$) des AAA. « NS » désigne les variables non significatives, la valeur de p est alors donnée entre parenthèse, l'absence de valeur représente un p supérieur à 0.2 ; « VC » correspond aux variables colinéaires.

5.4 Discussion sur l'analyse des géométries réelles

Il est à noter que les valeurs de r^2 , qui correspondent au pourcentage de la contrainte expliquée par la combinaison des paramètres géométriques, sont supérieures à 50% sauf pour la géométrie du cas 1. La faible corrélation de 25.6% pour cette simulation laisse supposer un problème d'analyse. Comme le montre la figure 5.4 (b), le pic de contrainte est situé sur la ligne de jonction du collet proximal avec la paroi saine de l'artère, ce qui pourrait induire un artéfact dans l'analyse statistique. Néanmoins, le problème n'est pas là puisqu'une analyse statistique ne prenant pas en compte les trois sections les plus hautes

du Til donne une valeur de r^2 encore plus faible. Il est possible qu'un paramètre géométrique tel que le facteur de forme manque (rapport entre le diamètre antéro-postérieur et le diamètre transverse [Hua01]). Toutefois, ce paramètre aurait une influence assez faible dans les autres géométries.

La courbure moyenne se comporte dans les cas réels comme dans les cas idéalisés. Elle est trop corrélée aux valeurs Kc et Kl pour apporter des informations nouvelles à la régression. De plus, son utilisation dans le modèle en lieu et place des courbures Kc et Kl apporte une légère diminution de r^2 .

L'observation des poids de Ra et Ep montre que le rayon et l'épaisseur sont les facteurs prédominants dans l'explication de la valeur de la contrainte lors des simulations mécaniques. Ceci a également été mis en évidence en regardant la variation de r^2 lorsque Ra et Ep étaient volontairement sorties des régressions multivariées. Les valeurs passent alors dans l'ordre du tableau 5-I aux valeurs : 0.055, 0.068, 0.015, 0.291 et 0.209. La diminution est très forte pour les géométries Cas 1, Cas 2 et Cas 3. Elle est plus faible pour les géométries Cas 4 et Cas 5 qui possèdent plus de paramètres géométriques expliquant la contrainte.

L'importance de la tortuosité a été évaluée en éliminant Ip et Tp des analyses du tableau 5-I. Ces résultats montrent une décroissance de r^2 inférieure à 0.01 pour les géométries Cas 2, Cas 3 et Cas 5 alors que les géométries Cas 1 et Cas 4 présentent respectivement une chute de 0.256 à 0.223 (soit 0.033) et de 0.511 à 0.372 (soit 0.139). Il y a donc une influence de la tortuosité sur la valeur de la contrainte pariétale. Cependant, cette influence est faible comparativement à l'influence du rayon et de l'épaisseur totale.

Le rôle des courbures Kc et Kl a été évalué de la même manière. La décroissance de r^2 est comprise entre 0.003 à 0.015 pour les géométries Cas 1, Cas 2, Cas 3 et Cas 5 alors qu'elle est de 0.13 pour la géométrie Cas 4. Cela permet d'avancer l'idée que les courbures circonférentielle et longitudinale ont une influence sur la valeur de la contrainte pariétale similaire à celle de la tortuosité.

Les paramètres importants sont donc le rayon de la paroi artérielle, de même que l'épaisseur du mur anévrismal. Toutefois, l'observation des géométries étudiées montre que le cas 4 présente une forme plus complexe que les autres cas et que les mesures de la tortuosité et de la courbure sont capables de mettre en évidence cette complexité.

5.5 Conclusion

Ce chapitre a démontré qu'il est possible de caractériser des paramètres géométriques des AAA réels pour les corrélés avec la distribution des contraintes pariétales. Le rayon de la paroi de l'AAA et l'épaisseur totale du mur anévrismal sont les paramètres les plus influents sur la valeur de la contrainte. Toutefois, lorsque la géométrie est complexe, les tortuosités planaire et spatiale ainsi que les courbures circonférentielle et longitudinale apportent des informations non négligeables. Il est d'ailleurs plus intéressant d'utiliser ces deux indices de courbure plutôt que la courbure moyenne qui n'apporte pas d'information à la régression multivariée.

Chapitre 6

Discussion générale

Nous avons vu au cours des chapitres précédents que les paramètres géométriques (rayon de la paroi artérielle, épaisseur totale du mur anévrismal, courbures circonférentielle et longitudinale, tortuosités planaire et spatiale) décrivant les AAA sont des indices pouvant être corrélés avec la valeur de la contrainte pariétale. Toutefois, l'obtention des distributions de contraintes par la MEF a certaines limitations qui sont exposées ci-dessous.

6.1 Les limitations des modélisations MEF

Les limitations proviennent du traitement des données pour reconstruire la géométrie, des concentrations de contraintes dues à la modélisation, des contraintes résiduelles et de la simplification de l'environnement réel des AAA afin d'obtenir une simulation numérique convergeant vers une solution mathématique. La présence du Til apporte également une limitation lors de la modélisation MEF.

6.1.1 Traitement des données géométriques

La première limitation vient des approximations faites lors de la reconstruction. La segmentation est une source d'erreur, même si elle reste minime du fait de la correction par un radiologue des premiers cas segmentés. Le lissage augmente lui aussi l'imprécision de la reconstruction. En effet, la paroi de l'artère réelle ne présente pas d'arêtes vives, qu'il faut éliminer du modèle polygonal lors du lissage, mais elle comporte tout de même une certaine texture. Or, un lissage trop important va effacer cette texture et peut également faire disparaître les vésicules de la surface de l'AAA. Nous avons vu que la présence des vésicules fragilise la paroi et qu'elle est un indicateur prédictif de la rupture [Hunt99, Fagg94].

Les vésicules sont des zones convexes ayant une paroi hyper-amincie. Elles sont donc des zones de faiblesses au sein des AAA. Pourtant, les résultats des modélisations donnent de faibles contraintes dans les zones convexes et des pics dans les zones concaves. Il est possible que l'utilisation d'une épaisseur pariétale constante dans le modèle induise une mauvaise estimation des contraintes dans les vésicules.

Le degré de lissage doit être choisi de manière à conserver les vésicules. Il doit cependant permettre d'éliminer les déplacements de la paroi artérielle dus à la pulsation san-

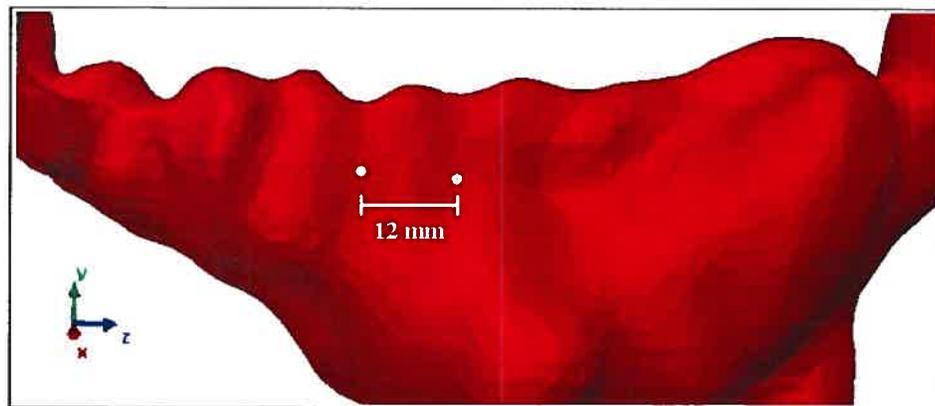


FIG. 6.1 – Artéfacts de mouvement liés aux battements cardiaques.

guine durant l'acquisition des images. En effet, le protocole d'acquisition ne permet pas de synchroniser la collecte des images avec les battements cardiaques du patient. Cela peut engendrer des effets de vague à la surface de certaines artères (comme le montre la figure 6.1), vagues qui viennent ensuite perturber la simulation numérique ainsi que les mesures de courbure et de tortuosité. La géométrie de la figure 6.1 ne fait pas partie des 5 cas de l'étude. Les cas utilisés dans ce travail ne présentaient pas d'artefacts de mouvement aussi importants mais il est légitime de s'interroger sur l'influence de la variation de pression sanguine dans la structure imagée et sur son implication dans la pertinence des résultats. Des artefacts de ce type peuvent également apparaître lorsque le scanner utilise une épaisseur de coupe supérieur à 5 mm. Toutefois, dans ces cas là les deux collets présentent des marches d'escalier qui empêchent d'utiliser la géométrie pour une simulation mécanique.

6.1.2 Les concentrations de contraintes

Les modèles des géométries réelles réalisés dans le cadre de cette étude présentent des concentrations de contrainte aux niveaux des collets proximaux et distaux (fig. 6.2). Ces concentrations sont dues à la présence d'un angle (α (fig. 6.3)) définissant un petit rayon de courbure entre les éléments coques de la paroi artérielle. Selon la géométrie, ces défauts sont accentués par des éléments dépassant les limites de sécurité du logiciel de maillage. En effet, lorsqu'un volume à 6 faces possède deux faces jointes faisant un angle (β) de

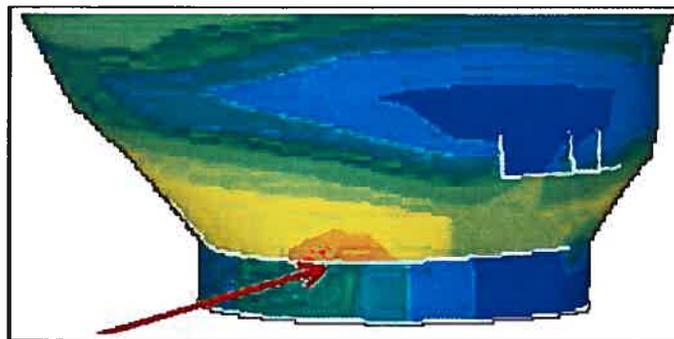


FIG. 6.2 – Concentration de contrainte au collet.

plus de 150 degrés, un avertissement est généré par le mailleur d'Ansys. Lorsque cet angle dépasse les 180 degrés, il n'est plus possible de mailler la structure. Dans certains cas, il a été nécessaire de modifier la géométrie de l'AAA pour ramener l'angle β à des valeurs permettant de mailler et de réaliser la simulation. Une distortion importante de ces éléments permet tout de même de réaliser le calcul mais il ne donne pas forcément des résultats cohérents. Ces artefacts peuvent être accentués par la forme des éléments car lorsque la longueur dépasse dix fois celle de la largeur, les proportions de l'éléments ne respectent plus les conditions d'un maillage régulier. Les études, qui ont démontré que les ruptures d'AAA ne se produisent que très rarement au niveau des collets [Dar177, Silv00], peuvent justifier que l'on ne tienne pas compte des concentrations de contraintes aux collets.

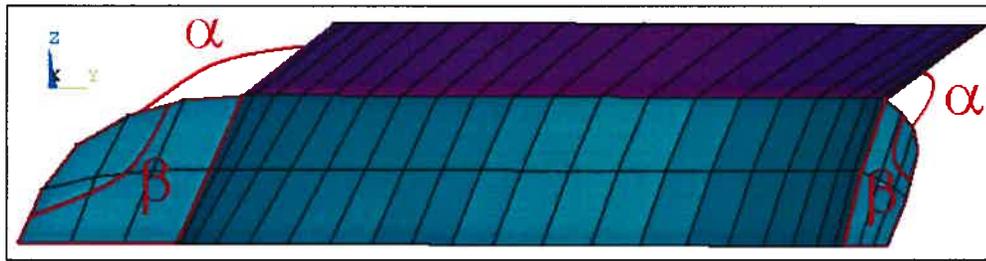


FIG. 6.3 – Angles critiques (α et β).

6.1.3 Les contraintes résiduelles

Pour initier un calcul MEF, il est préférable d'utiliser la géométrie non chargée de la structure, ce qui signifie que les images devraient idéalement être prises lorsque la pression sanguine est nulle. En pratique, la géométrie non chargée n'est pas accessible car il n'est pas éthique d'arrêter le coeur du patient pour faire chuter sa pression artérielle. Toutes les études *in situ* considèrent la géométrie donnée par les images CT-Scan comme non chargée, ce qui peut induire des biais dans les résultats. De même, ne pas connaître la valeur des contraintes résiduelles* présentes dans l'artère [Chuo86] engendre un biais. Nous pensons que celui-ci est aussi important que l'utilisation d'une structure déjà chargée pour initier

une simulation MEF. La présence des contraintes de cisaillement dues à l'écoulement sanguin est également négligée. Ces contraintes ont un effet notable sur le comportement des cellules endothéliales saines mais elles sont faibles par rapport aux ordres de grandeur des contraintes mesurées dans la paroi artérielle [Ragh00b]. Elles sont donc logiquement négligées lors des simulations MEF.

Les simulations MEF réalisées sont des études statiques. Le logiciel utilise la géométrie initiale et des incréments de pression pour aller des conditions initiales à la pression simulée. Pour chaque incrément, le logiciel calcule l'état de contrainte et de déformation de la géométrie afin que ces états servent à initier l'incrément suivant. Toutes les modélisations MEF citées dans ce mémoire utilisent des valeurs de pression constantes et uniformément réparties sur la surface de la lumière artérielle. La variation de pression le long de l'axe Z à un temps t due à la pulsation du coeur est négligée. De la même manière, les variations de pression en fonction du temps pour un point donné de l'artère sont négligées. Une étude tenant compte de ces variations ne serait plus statique mais dynamique.

6.1.4 La simplification des simulations

La littérature propose des lois de comportement pour simuler la paroi artérielle comme étant homogène, isotrope et incompressible [Ragh00a] ou comme étant hétérogène, anisotrope et incompressible [Thub01]. Dans les deux cas, les hypothèses de grande déformation et d'hyperélasticité sont vérifiées. La paroi des AAA est constituée d'un matériau hétérogène et anisotrope [He94]. Cependant, il est plus aisé de la modéliser par un matériau homogène et isotrope. Jusqu'à présent, toutes les études de modélisation ont utilisé des matériaux ne respectant pas l'anisotropie ni l'hétérogénéité. En effet, il n'est pas possible avec uniquement l'information des images de CT-Scan d'attribuer des propriétés aux différentes parties de l'AAA. La technologie d'imagerie ne permet pas non plus de modéliser la variation de l'épaisseur de la paroi le long de l'AAA car elle n'est pas mesurable sur les images. Par contre, il serait possible de segmenter les zones calcifiées et de

les inclure dans les modèles. De même, la présence de la colonne vertébrale et des tissus environnants serait modélisable mais dans un souci de simplification, leurs influences ont été négligées.

6.1.5 L'importance du Til

Nous avons vu précédemment que la présence du Til dans l'AAA pouvait diminuer le risque de rupture [Di M98, Mowe97, Wang02] ou avoir un effet de fragilisation de la paroi et ainsi augmenter le risque de rupture [Dobr89, Schu00, Thub03]. Fillinger *et al.* [Fill04] suggèrent dans une étude clinique que le Til n'est pas un facteur clé dans la rupture puisque l'épaisseur et la répartition du Til ne diffèrent pas de façon significative entre les groupes « rompus » et « opérés » de son étude.

Dans ce mémoire, la présence du Til engendre des limitations d'angles (fig. 6.3) et des concentrations de contraintes au niveau des collets (fig. 6.2) en plus de compliquer le traitement des données. Toutefois, nous avons vu que sa présence et son épaisseur, modélisées avec les paramètres rhéologiques définies par Wang *et al.* [Wang02] ont une influence importante sur la distribution des contraintes.

Toutes les études MEF considèrent que la rupture a lieu lorsque la contrainte au sein de la paroi dépasse la valeur de la contrainte à la rupture du fait de la géométrie de l'AAA. La difficulté à statuer sur le rôle du Til suggère que la rupture pourrait avoir lieu lorsque la résistance à la rupture devient inférieure à la contrainte pariétale à cause des phénomènes chimiques qui se déroulent à la paroi. La rupture ne viendrait pas d'un changement de géométrie mais d'une usure chimique des matériaux.

6.1.6 La validation des simulations MEF

Afin de vérifier la concordance entre le comportement réel d'un AAA et les modélisations MEF, il serait possible d'utiliser les outils développés par le LBUM et ses collabo-

rateurs. En effet, il existe des modèles d'AAA canins pouvant être utilisés pour confronter les résultats d'une simulation MEF aux champs de déformation obtenue par élastographie ultrasonore. Il serait donc possible de réaliser des acquisitions d'images synchronisées avec la pulsation cardiaque et également de mesurer la pression au sein de l'aorte. La géométrie en diastole servirait à initier le calcul MEF, celle en systole serait le contrôle auquel doit aboutir la simulation lorsque la différence de pression entre la systole et la diastole est appliquée. L'élastographie nous permettrait de calculer un champ de déformation qui devrait correspondre à celui calculé par la MEF.

6.2 La forme des géométries réelles

La banque de patients de notre étude était essentiellement constituée par des géométries rompues opérées en urgence. Ceci explique que les diamètres des modèles présentés soient supérieurs à 5 cm (tableau 6-I). Il serait intéressant de comparer le site de rupture avec le pic de contrainte donné par les simulations MEF. Malheureusement, il est extrêmement difficile de retrouver le site de rupture sur les images CT-Scan. Les comptes-rendus opératoires, lorsqu'ils figurent dans le dossier du patient, sont imprécis quand à la hauteur et l'orientation de la rupture. Une étude prospective réalisée en collaboration avec un chirurgien vasculaire pourrait nettement améliorer la qualité de ces informations.

Par mesure de simplicité dans les modèles à simuler, les géométries trop complexes où les anévrismes se prolongeaient sous la bifurcation iliaque ont été exclus de l'étude. Le tableau 6-I présente les valeurs des tortuosités définies par Fillinger *et al.* [Fill04] et Sacks *et al.* [Sack99] ainsi que les diamètres maximum de chaque géométrie. Il ressort nettement que le cas 4 est plus tortueux que les autres AAA. Il est donc normal que les valeurs de I_p et de T_p soient fortement corrélées avec les contraintes pariétales de cette géométrie. Cependant, il n'est pas possible de relier les tortuosités définies par ces deux auteurs aux amplitudes des contraintes pariétales ni au risque de rupture. En effet, ce sont des mesures globales qui ne tiennent pas compte des aspérités locales de la surface de l'artère ou de

la présence de vésicules. De plus, elles ne peuvent mettre en évidence les variations de diamètre lorsque le vaisseau est droit. Or, les contraintes sont sensibles aux variations de diamètre. Ces définitions de la tortuosité ne sont donc pas utilisables pour estimer le risque de rupture des AAA.

	Selon Fillinger	Selon Sacks (%)	Diamètre max. en mm
Cas 1	0.769	5.4	63.1
Cas 2	0.443	6.2	63.3
Cas 3	0.528	6.1	84.6
Cas 4	1.339	15.1	60.9
Cas 5	0.400	4.5	85.5

TAB. 6-I – Valeurs des tortuosités selon Fillinger *et al.* (rapport de la plus grande distance de translation du cdg de la lumière sur le diamètre de l'artère saine) et selon Sacks *et al.* (allongement de l'artère dû à l'anévrisme). Diamètre maximum de chaque géométrie.

6.3 Paramètres explicatifs

Suite aux corrélations statistiques réalisées sur les géométries idéalisées et les géométries réelles, nous proposons pour estimer le risque de rupture d'utiliser les paramètres suivant :

- Ra , le rayon externe de l'AAA,
- Ep , la somme de l'épaisseur du Til et de la paroi artérielle,
- Kc et Kl , les courbures circonférentielles et longitudinales, ainsi que
- Ip et Tp , les tortuosités planaire et spatiale.

En effet, comme le montre le tableau 6-II, les corrélations entre les paramètres géométriques retenus et la contrainte pariétale diminuent peu par rapport aux régressions du tableau 5-I qui utilisent tous les paramètres géométriques. A titre d'exemple, l'annexe IV

	Ra	Ep	Kl	Kc	Ip	Tp	r^2 régression	r^2 précédent
Cas 1	10*	6*	NS	NS	NS (0.07)	4*	0.258	0.256
Cas 2	12*	21*	NS	6*	NS	2 (0.016)	0.600	0.608
Cas 3	NS	65*	5*	7*	NS	NS	0.807	0.809
Cas 4	14*	21*	16*	7*	8*	3 (0.007)	0.501	0.511
Cas 5	23*	42*	6*	NS	7*	5*	0.826	0.834

TAB. 6-II – Valeurs des t statistiques pour les corrélations statistiques entre les paramètres géométriques (Ra , Ep , Kl , Kc , Ip et Tp) et la contrainte dans le cas des géométries réelles. Les r^2 présentés sont ceux de la régression du tableau et ceux de la relation donnée par la régression pas à pas du chapitre précédent (tab. 5-I).

présente les équations de régression. Toutefois, ces relations sont à considérer avec circonspection puisque les paramètres géométriques ne sont pas normalisés : variables de moyennes non nulles et de variances non unitaires.

Conclusion

Nous avons vu au cours de ce mémoire, que l'indice clinique pour estimer le risque de rupture est basé sur le diamètre de l'AAA et que cet indice laisse de la place à des améliorations. Afin de mieux comprendre l'influence de la géométrie des AAA sur la répartition des contraintes pariétales, nous avons réalisé des simulations mécaniques sur des géométries idéalisés et des géométries réelles.

Les corrélations entre les paramètres géométriques (rayon de la paroi extérieure, épaisseur (Til plus paroi), courbures de la surface, mesures de la tortuosité) et les contraintes pariétales ont montré que le rayon et l'épaisseur étaient primordiales pour expliquer les valeurs des contraintes. Toutefois, dans les géométries complexes, il est nécessaire de connaître les courbures de la surface et les mesures de tortuosité pour améliorer la relation explicative de la contrainte.

Une telle étude de corrélation, entre la contrainte locale et des indices géométriques décrivant le voisinage proche du point d'observation, est innovatrice car elle ne reste pas à un niveau global en attribuant une valeur unique pour décrire chaque géométrie. La corrélation d'indices locaux suggère qu'il est possible d'estimer le risque de rupture grâce aux paramètres géométriques des AAA.

Afin de poursuivre ce travail, il serait possible de faire correspondre le nuage de points issu de la segmentation à une surface paramétrique. Il serait plus facile de calculer les courbures principales de la surface plutôt que les courbures circonférentielle et longitudinale. Une telle surface permettrait également d'accélérer le maillage et de pouvoir l'affiner

plus facilement. Une étude sur un plus grand nombre de cas permettrait de confirmer ces résultats et de déboucher peut-être sur un modèle prédictif de la contrainte en utilisant uniquement les paramètres géométriques des AAA.

Glossaire

Les définitions présentées sont tirées du « Grand Dictionnaire de Terminologie » accessible à l'adresse internet suivante :

http://w3.granddictionnaire.com/btml/fra/r_motclef/index1024_1.asp

Anastomose n. f. : Communication naturelle, pathologique ou artificielle entre deux conduits anatomiques (vaisseaux, nerfs, etc.).

Anoxémie n. f. : Absence ou diminution importante de la quantité d'oxygène dans le sang.

Apoptose n. f. : Processus actif d'autodestruction par fragmentation de certaines cellules (lymphocytes) aboutissant à leur phagocytose.

Asymptomatique adj. : Qui n'entraîne pas de symptôme clinique ; qui demeure latent.

Athérome : Lésion touchant essentiellement l'aorte et les artères de gros calibre, qui se caractérise initialement par une altération dégénérative de la paroi interne du vaisseau avec formation d'une plaque jaunâtre de dépôts lipidiques, et secondairement par la libération de cristaux lipoidiques et de cholestérine, puis par une sclérose de la zone touchée, qui peut éventuellement se calcifier ou s'ulcérer.

Biomécanique n. f. : Analyse mécanique du comportement des structures complexes des êtres vivants, dans une optique de contrôle et de manipulation.

Cardiovasculaire adj. : Se dit de ce qui se rapporte à la fois au coeur et aux vaisseaux sanguins.

Concentration de contraintes n. f. : Concentration locale des contraintes dans un corps, du fait d'un changement marqué de sa section transversale ou de quelques irrégularités locales de sa structure.

Co-morbidité n. f. : Existence concomitante d'une affection ou d'un facteur qui n'est pas lié à la maladie pour laquelle une personne reçoit des soins, mais qui a des conséquences sur les chances de survie du malade.

Contrainte pariétale n. f. : Contrainte située dans une paroi.

Contrainte principale n. f. : Les contraintes principales sont les contraintes normales agissant sur les trois plans orthogonaux qui sont exempts de contraintes de cisaillement. - Les contraintes principales sont appelées habituellement s_1 , s_2 , et s_3 ; les chiffres 1 - 2 - 3 indiquant les trois directions principales qui sont deux à deux perpendiculaires.

Contraintes résiduelles n. f. : Les contraintes résiduelles sont les contraintes présentes dans la structure lorsque celle-ci n'est pas chargée.

Compliance n. f. : Aptitude d'une fibre à céder sous l'effet d'une contrainte. Dans le cas d'un accroissement de contrainte imposé, rapport de la variation de déformation sur la variation de la contrainte qui produit cette déformation.

Distal adj. : Se dit de la portion d'un appendice ou d'un organe la plus loin de son point d'attache ou du plan médian. Par opposition à « proximal », désigne ce qui est le plus loin du centre du système considéré.

Endothélium n. m. : Tissu constitué d'une seule couche de cellules, qui recouvre la paroi interne du coeur, des vaisseaux sanguins, des vaisseaux lymphatiques et des cavités séreuses.

Eprouvettes mécaniques n. f. : Bandes de matériau, de forme normalisée, servant à faire des essais mécaniques.

Facteur de risque n. m. : Facteur présent chez un individu (ex. toxicomanie), dans son environnement social et physique ou résultant de leur interaction (ex. accidents), qui peuvent causer une maladie ou un traumatisme.

FEV₁ : Volume d'air en expiration forcée pendant une seconde.

Flambement n. m. : État d'instabilité élastique d'une pièce élancée chargée suivant son axe ou son plan moyen se traduisant par une flexion latérale pouvant engendrer la ruine de la structure.

Histologie n. f. : Science biologique étudiant à l'échelle microscopique et submicroscopique la morphologie des cellules, tissus et organes, leur composition chimique et leurs propriétés fonctionnelles.

Indice de masse corporelle : L'indice de masse corporelle est égal au poids en kilogrammes divisé par la taille (en mètre) mise au carré.

Isotrope transverse adj. : Qualifie un corps qui possède les mêmes propriétés physiques et mécaniques dans toutes les directions d'un plan, et des propriétés différentes dans la direction perpendiculaire à ce plan, le bois par exemple.

Module d'Young n. m. : Pour des matériaux élastiques, rapport établi dans le sens de la longueur entre la variation de contrainte et la variation de déformation, lorsqu'ils sont soumis à des efforts de traction ou de compression.

Morbidité n. f. : Nombre de personnes malades ou de cas de maladies enregistrées dans une population, à un moment donné, ou pendant une période déterminée.

Mortalité n. f. : Fréquence des décès dans une période donnée par rapport à la population dans laquelle ils surviennent.

Paramètres rhéologiques : Paramètres décrivant le comportement de la matière en fonction de la viscosité, de l'élasticité et de la plasticité en tenant compte des déformations et des contraintes.

Péri-opératoire adj. : Qui a trait à toute la période qui entoure une intervention chirurgicale : avant, pendant et après une intervention chirurgicale.

Points d'inflexion : Points de la courbe décrivant le profil de l'AAA où la concavité change de sens.

Prévalence n. f. : Nombre de personnes malades, de cas d'une maladie ou d'un événement tel qu'un accident recensé dans une population déterminée, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens.

Proximal adj. : Se dit de la portion d'un appendice ou d'un organe la plus proche de son point d'attache ou du plan médian. Par opposition à « distal », désigne ce qui est le plus proche du centre du système considéré.

Résistance à la rupture n. f. : Valeur de la contrainte de traction maximale, exercée sur une éprouvette mécanique étirée jusqu'à la rupture.

Résection n. f. : Opération chirurgicale qui consiste à couper et à enlever une partie d'organe ou de tissu.

Sensibilité n. f. : Pourcentage de malades détectés avec la méthode utilisée, la sensibilité est indépendante de la prévalence.

Septicémie n. f. : Infection caractérisée par la dissémination, par voie sanguine, de microorganismes pathogènes à partir d'un foyer infectieux primitif, et par des manifestations générales graves.

Spécificité n. f. : Pourcentage de gens sains classés sains avec la méthode utilisée, la spécificité est indépendante de la prévalence.

Vasoactivité n. f. : Dilatation ou constriction des artères pour modifier la circulation et l'oxygénation tissulaire.

Von Mises : La contrainte équivalente de Von Mises est un critère de rupture moyennant les trois contraintes principales. Elle est indépendante du repère d'observation choisi.

Annexe I - Code de calcul Ansys

Cette annexe présente le code principal utilisé pour réaliser les calculs des simulations de comportement mécanique des AAA. Elle présente également le code permettant l'exportation des coordonnées des noeuds et la valeur de la contrainte en ce noeud.

Code principal de calcul

```
finish
/clear
/prep7
/title, Pc ! Titre de la géométrie

pc_r/fptsreel.mac ! Adresse du fichier contenant les noms
! des contours I et E

/triad,lbot !permet d'afficher le repère en bas a gauche

!parametres
nc=35+30-2 !nombre de coupes-2
npc=40 !nombre de points par coupes
ncl=(35-2) !nombre de coupes-2 pour le corps de la lumiere
nct=30 !nombre de coupes pour le trombus
ni=3 !numero de la coupe de la lumiere au debut du trombus
nf=33-2 !numero de la coupe de la lum à la fin du trombus

ep=1.5 !epaisseur de la paroi en mm
! Coefficients en kPa
a10=174 !1er coef a(ij) pour Mooney-Rivlin PAROIE
a20=1881 !3ième coef a(ij) pour Mooney-Rivlin PAROIE
c01=28 !2ième coef a(ij) pour Mooney-Rivlin THROMBUS
```

c02=28.6 !4ième coef a(ij) pour Mooney-Rivlin THROMBUS
 p=16 !pression en kpa

!creations des Bsplines de contours

!-----

```
*do,i,0,nc-1
FLST,3,11,3
*do,n,1,11
FITEM,3,n+npc*i
*enddo
BSPLIN,,P51X
```

```
FLST,3,11,3
*do,n,11,21
FITEM,3,n+npc*i
*enddo
BSPLIN,,P51X
```

```
FLST,3,11,3
*do,n,21,31
FITEM,3,n+npc*i
*enddo
BSPLIN,,P51X
```

```
FLST,3,11,3
*do,n,31,40
FITEM,3,n+npc*i
*enddo
FITEM,3,1+i*npc
BSPLIN,,P51X
*enddo
```

!splines longitudinaux

!-----

```
!Corps de la lumiere
*do,i,1,npc,10
flst,2,ncl,3
*do,n,0,ncl-1
fitem,2,i+npc*n
*enddo
SPLINE,P51X
*enddo
```

```

!thrombus
*do,i,1,npc,10
flst,2,nct+2,3
fitem,2,i+npc*(ni-1)
*do,n,ncl,ncl+nct-1
fitem,2,i+npc*n
*enddo
fitem,2,i+npc*nf
SPLINE,P51X
*enddo

!creation des aires
!-----
*do,i,0,ncl-2
*do,n,1,21,10
a,n+npc*i,n+npc*i+10,n+npc*(i+1)+10,n+npc*(i+1)
*enddo
a,npc*i+31,npc*i+1,npc*(i+1)+1,npc*(i+1)+31
*enddo

*do,n,1,21,10
a,n+npc*(ni-1),n+npc*(ni-1)+10,n+npc*ncl+10,n+npc*ncl
*enddo
a,npc*ni-9,npc*(ni-1)+1,npc*(ncl)+1,npc*(ncl+1)-9

*do,i,ncl,ncl+nct-2
*do,n,1,21,10
a,n+npc*i,n+npc*i+10,n+npc*(i+1)+10,n+npc*(i+1)
*enddo
a,npc*i+31,npc*i+1,npc*(i+1)+1,npc*(i+1)+31
*enddo

*do,n,1,21,10
a,n+npc*(ncl+nct-1),n+npc*(ncl+nct-1)+10, ...
... n+npc*nf+10,n+npc*nf
*enddo
a,npc*(ncl+nct)-9,npc*(ncl+nct-1)+1,npc*nf+1,npc*(nf+1)-9

!divisions des lignes des surfaces
!-----
!selection des lignes de flancs qui delimites le volume

```

```

!le nbr de div doit être le même que dans le volume
lssel,s,line,,(2*ncl+nct-1)*4+1,(2*ncl+2*nct)*4,nct+1
lssel,a,line,,(2*ncl+nct-1)*4+nf,(2*ncl+2*nct)*4+nf-5,nct+1
lesize,all,,2

lssel,s,line,,(2*ncl+nct-1)*4+1+1,(2*ncl+2*nct)*4+1,nct+1
lssel,a,line,,(ncl+nct)*4+ni,(2*ncl+nct-1)*4,ncl-1
lesize,all,,2

lssel,s,line,,(2*ncl+nct-1)*4+1+3,(2*ncl+2*nct)*4+3,nct+1
lssel,a,line,,(ncl+nct)*4+ni+2,(2*ncl+nct-1)*4+2,ncl-1
lesize,all,,2

lssel,s,line,,(2*ncl+nct-1)*4+1+nf-2, ...
... (2*ncl+2*nct)*4+nf-2,nct+1
lssel,a,line,,(ncl+nct)*4+nf,(2*ncl+nct-1)*4+2,ncl-1
lesize,all,,2

lssel,s,line,,1,(ncl+nct)*4
lesize,all,,10,,0 !division des autres lignes
allsel

!creation des volumes
!-----
*do,i,ni-1,nf-1
*do,n,1,21,10
v,n+npc*i,n+npc*i+10,n+npc*(i+1)+10,n+npc*(i+1), ...
... n+npc*(i+ncl-2),n+npc*(i+ncl-2)+10, ...
... n+npc*(i+ncl-1)+10,n+npc*(i+ncl-1)
*enddo
v,npc*(i+1)-9,npc*i+1,npc*(i+1)+1,npc*(i+2)-9, ...
... npc*(i+ncl-1)-9,npc*(i+ncl-2)+1,npc*(i+ncl-1)+1, ...
... npc*(i+ncl)-9
*enddo
lssel,s,line,,2*(nct+ncl)*4+1,2*(nct+ncl)*4+4*(nf-ni+2)
lesize,all,,2

!rheologie des materiaux
!-----
!materiaux 1: PAROI vasculaire
et,1,181
r,1,ep,,,,0 !0:angle entre le repere local et l'element

```

```
tb,hyper,1,,5,mooney      !Mooney-Rivlin hyperélastique
tbdata,1,a10              !1er coef a10p pour Mooney-Rivlin
tbdata,2,0
tbdata,3,a20              !3ème coef a20p pour Mooney-Rivlin
tbdata,4,0
tbdata,5,0
nu=0.49
d=(1-2*nu)/a10
tbdata,6,d
```

```
!matériaux 2: Trombus
et,2,185
```

```
tb,hyper,2,,5,mooney
tbdata,1,0
tbdata,2,c01
tbdata,3,0
tbdata,4,0
tbdata,5,c02
nu=0.49
d=(1-2*nu)/c01
tbdata,6,d
```

```
!maillage
```

```
!-----
!maillage de la paroi en element coques
asel,s,area,,1,(ni-1)*4
asel,a,area,,(ncl-1)*4+1,(ncl+nct)*4
asel,a,area,,(nf)*4+1,(ncl-1)*4
Real,1
type,1
mat,1
esize,10
amesh,all
allsel
```

```
!enlever les rotx,roty,rotz
asel,s,area,,1,(ni-1)*4
asel,a,area,,(ncl-1)*4+1,(ncl+nct)*4
asel,a,area,,(nf)*4+1,(ncl-1)*4
nsla,s,1
```

```
d,all,rotx,0,,node,,roty,rotz
allsel

!maillage du trombus
type,2
mat,2
esize,3
!vsel,u,volu,,1,4
vmesh,all
allsel
/eof
!blocage
!-----
lsel,s,line,,1,4,1 !selection des lignes du 1er contour
!selection des lignes du dernier Contour :
lsel,a,line,,(ncl-1)*4+1,(ncl-1)*4+4,1
nsl1,s,1 !selection des noeuds des lignes
d,all,all,0 !blocages des noeuds
allsel

!Pression
!-----
asel,s,area,,1,(ncl-1)*4
sfa,all,1,pres,p
asel,all

!/eof
/solu
nlgeom,on !grandes déformations
time,1
deltim,0.1
outres,all,all
lswrite
eqslv,front
solve
finish

pc_r/resapcr.mac ! Adresse du fichier appelant le code
! d'exportation des résultats
```

Exportation des résultats

```

! selection des aires à la surface du Til
asel,s,area,,1,(ni-1)*4
asel,a,area,,(ncl-1)*4+1,(ncl+nct)*4
asel,a,area,,(nf)*4+1,(ncl-1)*4
! selection des éléments puis des noeuds liés aux aires
esla
nsle
nplo

/post1
j=0
*get,nbto2,node,0,count !Obtention du nombre de noeuds total
! sélectionnés (= nbto2 )

*do,i,1,nbto2
! boucle i du premier au dernier noeuds sélectionnés

j=ndnext(j)

!pour chaque noeud j la contrainte de VM (fvm)
*get,fvm,node,j,s,eqv
/OUT,Rpocr,txt,,append
*vwrite,j,nx(j),ny(j),nz(j),fvm
(F12.5,' ',F12.5,' ',F12.5,' ',F12.5,' ',F12.5)
/OUT
*enddo

/eof
DEFINITIONS:
Tu auras ainsi un fichier « Rpocr.txt » qui donnera pour :
Le numéro du noeud : i
Les coordonnées du noeud j : (nx(j), ny(j), nz(j))
Les contraintes de VM du noeud j : fvm

```

Annexe II - Code Matlab

Matrice d'exploitation des résultats

```
function MtE = MrjNorm(c,d,Rad,resvm,N);
% Fonction pour créer la matrice des résultats.
% c,d sont les numéros des contours de E
% Rad est le radical des nom des fichiers sans "E" ou "I"
% ni le numéro de la coupe.
% resvm est le fichier contenant les resultats des calculs
% d'ANSYS.
% N est le nom de sauvegarde des figures

% pour travailler sans faire tourner la fonction entiere
% c=1;d=37;Rad='c';resvm='RtxVM.txt';

% Charge le fichier contenant les resultats de calcul
ResVm = load (resvm);

% Fait deux grosses matrices avec les contours E et I
% MtE (i,:,1) représente les X du contour i
% MtE (i,:,2) représente les Y du contour i
% MtE (i,:,3) représente les Z du contour i
% MtI (i,:,1) représente les X du contour i
% MtI (i,:,2) représente les Y du contour i
% MtI (i,:,3) représente les Z du contour i

for i=1:d-c+1;
    NomI= [Rad 'I' num2str(i+c-1) '.mac'];
    Matx = NomM(NomI);
    MtI(i,:,1:3) = Matx;
    NomE= [Rad 'E' num2str(i+c-1) '.mac'];
    Matx = NomM(NomE);
    MtE(i,:,1:3) = Matx;
```

```

end

ndeLi = size(MtE,1);
ndePt = size(MtE,2);

% attribut les valeurs de contrainte
%(Fonction "MtCr" qui utilise "assignationVM")
% valide si les déformations calculées par ANsys ne sont
%pas trop grandes :
% si l'écart (coord points / coord Noeuds déformés) est
%faible.
MtE(:, :, 4) = MtCr(MtE, ResVm);

% Mesure des distances entre E et I
% MtEIVmD(:, :, 5) = épaisseur en mm
% + 0.75 car la surface E est au milieu de la coque
% 1.5 mm étant l'épaisseur de la paroi artérielle
MtE(:, :, 5) = sqrt( (MtE(:, :, 1) - MtI(:, :, 1)).^2 + ...
                    (MtE(:, :, 2) - MtI(:, :, 2)).^2 ) + 0.75 ;

% ajout des CdG des contours.
% Il faut les calculer avant le Rayon.
MtE(:, ndePt+1, :) = mean(MtE, 2);

% Mesure du rayon MtEI(:, :, 6) = Rayon AAA = CdG E
aa = MtE(:, 41, 1)*ones(1, ndePt+1);
bb = MtE(:, 41, 2)*ones(1, ndePt+1);
MtE(:, :, 6) = sqrt((MtE(:, :, 1) - aa).^2 + (MtE(:, :, 2) - bb).^2);
%-----

% Rayon de courbure : longitudinalement Kl ;
% utilise les fonctions "Courb" et "Signe"
for i=2:size(MtE,1)-1
    for j=1:size(MtE,2)-1
MtE(i, j, 7) = 1/Courb(MtE(i-1, j, :), MtE(i, j, :), MtE(i+1, j, :)) *
Signe(MtE(i-1, j, :), MtE(i, j, :), MtE(i+1, j, :), MtE(i, 41, 1:3));
    end
end

% Rayon de courbure : circonférentiellement Kc ;
% utilise les fonctions "Courb" et "Signe"
for i=1:size(MtE,1)

```

```

    j=1;
    MtE(i,j,8)=1/Courb(MtE(i,40,:),MtE(i,j,:),MtE(i,j+1,:))*
    Signe(MtE(i,40,:),MtE(i,j,:),MtE(i,j+1,:),MtE(i,41,1:3));
    for j=2:size(MtE,2)-2
    MtE(i,j,8)=1/Courb(MtE(i,j-1,:),MtE(i,j,:),MtE(i,j+1,:))*
    Signe(MtE(i,j-1,:),MtE(i,j,:),MtE(i,j+1,:),MtE(i,41,1:3));
    end
    j=size(MtE,2)-1;
    MtE(i,j,8)=1/Courb(MtE(i,j-1,:),MtE(i,j,:),MtE(i,1,:))*
    Signe(MtE(i,j-1,:),MtE(i,j,:),MtE(i,1,:),MtE(i,41,1:3));
    end

% Mesure de Ip sur les centres de gravité utilise la
% fonction "Ip"
for i=2:size(MtE,1)-1
    MtE(i,:,9)=Ip(MtE(i-1,41,:),MtE(i,41,:),MtE(i+1,41,:));
end
% Mesure de Tp sur les centres de gravité utilise la
% fonction "Tp"
for i=2:size(MtE,1)-2
    MtE(i,:,10)=Tp(MtE(i-1,41,:),MtE(i,41,:), ...
    MtE(i+1,41,:),MtE(i+2,41,:));
end

% Kc*Kl
MtE(:,1:end-1,11) = MtE(:,1:end-1,7).*MtE(:,1:end-1,8);

% (Kc + Kl)/2
MtE(:,1:end-1,12)=(MtE(:,1:end-1,7)+MtE(:,1:end-1,8))/2;

% Mesure de tortuosité selon Fillinger et Sacks
cdg(:,1) = MtE(:,41,1);    cdg(:,2) = MtE(:,41,2);

%Fillinger
Dia = sum(MtE(1,1:end-1,6)) / (size(MtE,2)-1) ;
% moyenne des rayons de la section

Dec = 0 ;
for k=1:size(MtE,1)
    for m=1:size(MtE,1)
        if ( dist(cdg(k),cdg(m)) > Dec )

```

```

        Dec = dist(cdg(k),cdg(m)) ;
    end
end
end
TortF = Dec / Dia % Tortuosité de Fillinger

cdg(:,3) = MtE(:,41,3);

%Sacks
dixtance = sqrt ( (cdg(1:end-1,1)-cdg(2:end,1)).^2 ...
    + (cdg(1:end-1,2)-cdg(2:end,2)).^2 ...
    + (cdg(1:end-1,3)-cdg(2:end,3)).^2 );
Longueur = sum (dixtance);
Hauteur = cdg(end,3)-cdg(1,3);
TortS = Longueur / Hauteur % Tortuosité de Sacks

close all
PloMtE(MtE,N);

```

Fonction Courb et Sign

```

function [Courb] = Courb(nm,n,np);
% équation permettant de définir le rayon de
% courbure de 3 points dans l'espace

% coordonnées dans l'espace des 3 points considérés
X0 = nm(1,1,1); X1 = n(1,1,1); X2 = np(1,1,1);
Y0 = nm(1,1,2); Y1 = n(1,1,2); Y2 = np(1,1,2);
Z0 = nm(1,1,3); Z1 = n(1,1,3); Z2 = np(1,1,3);

% équation du plan défini par les 3 points
% a.X + b.Y + c.Z = 0

ma = [Y1-Y0 Y2-Y0 ; Z1-Z0 Z2-Z0];
a = det(ma) ;
mb = [X2-X0 X1-X0 ; Z2-Z0 Z1-Z0];
b = det(mb) ;
mc = [X1-X0 X2-X0 ; Y1-Y0 Y2-Y0];
c = det(mc) ;
d = a*X0 + b*Y0 + c*Z0;

```

```

Mm = [0 a b c , 1 -2*X0 -2*Y0 -2*Z0 ,
      1 -2*X1 -2*Y1 -2*Z1, 1 -2*X2 -2*Y2 -2*Z2 ] ;
Rm = [d , -(X0^2 + Y0^2 + Z0^2) ,
      -(X1^2 + Y1^2 + Z1^2), -(X2^2 + Y2^2 + Z2^2)];

I = Mm \ Rm ;
Courb = sqrt ( I(2)^2 + I(3)^2 + I(4)^2 - I(1) );

```

```

function [Sg]=Signe(nm,n,np,cgrav);
X0 = nm(1,1,1); X1 = n(1,1,1); X2 = np(1,1,1);
Xref = cgrav(1,1,2) ;
Y0 = nm(1,1,2); Y1 = n(1,1,2); Y2 = np(1,1,2);
Yref = cgrav(1,1,1) ;
Z0 = nm(1,1,3); Z1 = n(1,1,3); Z2 = np(1,1,3);
Zref = cgrav(1,1,3) ;

Xg=(X2+X0)/2; Yg=(Y2+Y0)/2; Zg=(Z2+Z0)/2;

a = sqrt( (Xg-Xref)^2+ Yg-Yref)^2+(Zg-Zref)^2 );
b=(Xg-Xref)*(X1-Xref)+(Yg-Yref)*(Y1-Yref) ...
+(Zg-Zref)*(Z1-Zref);

Ec = a - b/a ;

if Ec > 0
    Sg = -1; % forme "creux" la courbure à
    % l'extérieur de l'AAA
elseif Ec < 0
    Sg = 1; % forme "bulle" la courbure
    % est dans l'AAA
end

```

Fonction de mesure de la tortuosité I_p et T_p

```

function [Ip]=Ip(nm,n,np);
%fonction pour calculer la tortuosité Ip(z)

X0 = nm(1,1,1); X1 = n(1,1,1); X2 = np(1,1,1);
Y0 = nm(1,1,2); Y1 = n(1,1,2); Y2 = np(1,1,2);

```

```

Z0 = nm(1,1,3); Z1 = n(1,1,3); Z2 = np(1,1,3);

%recherche de la discontinuité de -Pi a pi
if abs(Y1-Y0) >= 5
    Y0 = Y0 + 2*pi;
elseif abs(Y2-Y1) >= 5
    Y2 = Y2 - 2*pi;
end

T1=[ X1-X0 , Y1-Y0 , Z1-Z0 ];
T2=[ X2-X1 , Y2-Y1 , Z2-Z1 ];

NormT1 = sqrt((X1-X0)^2 + (Y1-Y0)^2 + (Z1-Z0)^2);
NormT2 = sqrt((X2-X1)^2 + (Y2-Y1)^2 + (Z2-Z1)^2);

Ip = acos(( T1(1,1)*T2(1,1) + T1(1,2)*T2(1,2) + ...
           T1(1,3)*T2(1,3) ) / (NormT1*NormT2));
% Ip est en radian

function [Tp]=Tp(im,i,ip,ipp);
%fonction pour calculer la tortuosité Tp(z)
X0=im(1,1,1);X1=i(1,1,1);X2=ip(1,1,1);X3=ipp(1,1,1);
Y0=im(1,1,2);Y1=i(1,1,2);Y2=ip(1,1,2);Y3=ipp(1,1,2);
Z0=im(1,1,3);Z1=i(1,1,3);Z2=ip(1,1,3);Z3=ipp(1,1,3);

    T1=[ X1-X0 , Y1-Y0 , Z1-Z0 ];
    T2=[ X2-X1 , Y2-Y1 , Z2-Z1 ];
    T3=[ X3-X2 , Y3-Y2 , Z3-Z2 ];

NormT1 = sqrt((X1-X0)^2 + (Y1-Y0)^2 + (Z1-Z0)^2);
NormT2 = sqrt((X2-X1)^2 + (Y2-Y1)^2 + (Z2-Z1)^2);
NormT3 = sqrt((X3-X2)^2 + (Y3-Y2)^2 + (Z3-Z2)^2);

T1T2 = [T1(1,2)*T2(1,3)-T1(1,3)*T2(1,2) ...
        -T1(1,1)*T2(1,3)+T1(1,3)*T2(1,1) ...
        T1(1,1)*T2(1,2)-T1(1,2)*T2(1,1)];

T2T3 = [T2(1,2)*T3(1,3)-T2(1,3)*T3(1,2) ...
        -T2(1,1)*T3(1,3)+T2(1,3)*T3(1,1) ...
        T2(1,1)*T3(1,2)-T2(1,2)*T3(1,1)];

```

```
Vv = sqrt( (T1T2(1,1)*T2T3(1,1) + T1T2(1,2)*T2T3(1,2) ...
           + T1T2(1,3)*T2T3(1,3))^2 );

Tp= pi/2 - acos( Vv / (NormT1*NormT2*NormT2*NormT3) ) ;
% Tp est en radian
```

Lissage des contours par les descripteurs de Fourier Cette partie présente le code Matlab pour échantillonner les contours issus de PolyWorks. Elle est adaptée du rapport de stage de Yves Frétigny [Fret02].

Soit $[x_j, y_j]$ la matrice formée par les coordonnées cartésiennes des points j d'un contour i de l'artère. Le centre de gravité du contour G_j est déterminé à partir de cette matrice pour servir de point de référence et permettre de passer en repère cylindrique : $[x_j, y_j] \Rightarrow [\theta_j, r_j]$.

Les descripteurs de Fourier permettent d'exprimer les coordonnées d'un point en fonction de cosinus et de sinus. Ces descripteurs sont intéressants car ils sont périodiques, donc il n'y aura pas de problème de raccordement de contour (ce dernier étant fermé) ; de plus, le système mis en place reste linéaire.

Pour un point j : $r_j = A_o + \sum A_n \cdot \cos(n \cdot \theta_j) + B_n \cdot \sin(n \cdot \theta_j)$, où A_o , A_n et B_n sont les constantes à déterminer, pour exprimer la composante radiale r_j en fonction de la composante angulaire θ_j . En prenant en compte tous les points d'un contour, il est possible de créer la matrice suivante :

$$\begin{bmatrix} r_1 \\ \vdots \\ r_i \\ \vdots \\ \vdots \\ r_f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \cos(\theta_1) & \cdots & \cos(n \cdot \theta_1) & \sin(\theta_1) & \cdots & \sin(n \cdot \theta_1) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \cos(\theta_j) & \cdots & \cos(n \cdot \theta_j) & \sin(\theta_j) & \cdots & \sin(n \cdot \theta_j) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \cos(\theta_{40}) & \cdots & \cos(n \cdot \theta_{40}) & \sin(\theta_{40}) & \cdots & \sin(n \cdot \theta_{40}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} A_o \\ \vdots \\ A_n \\ B_1 \\ \vdots \\ B_n \end{bmatrix}$$

Soit : $R = M.C$.

Après la pseudo inversion de cette matrice M (basé sur la minimisation d'une fonction d'énergie), il est possible de retrouver la composante radiale des points recalés L en utilisant la relation : $L = M.M^{-1}.R$.

Si le degré de lissage n est égal au de nombre de points f , alors la matrice M devient carrée et il n'y aura eu aucun lissage. A l'inverse, si n est nul, les points recalés vont décrire un cercle de rayon $A0$.

```

function [lis] = LisPoly40a7(p,CG)
% Ce programme sert a lisser un contour
% but: a partir des coordonnees de points formant un
% contourlisser ce contour avec plus ou moins de
% presicion nombre de points en sortie=mm
% P est le nom de la matrice de point
% CG est le point servant a redistribuer
% circonférentiellemnt les points

% Yves Frétigny et David Savéry 2002
mm=40;
pt = p(:,1:2);
z=p(1,3);
%g = mean(pt);
g=CG;
[th,r] = cart2pol(pt(:,1)-g(1,1),pt(:,2)-g(1,2));
m = length (r);
%construction de la matrice a inverser
a0 = ones(m,1);
a1 = cos(th);
a2 = cos(2*th);
a3 = cos(3*th);
a4 = cos(4*th);
a5 = cos(5*th);
a6 = cos(6*th);
a7 = cos(7*th);
%a8 = cos(8*th);
%a9 = cos(9*th);
b1 = sin(th);
b2 = sin(2*th);
b3 = sin(3*th);
b4 = sin(4*th);
b5 = sin(5*th);

```

```

b6 = sin(6*th);
b7 = sin(7*th);
%b8 = sin(8*th);
%b9 = sin(9*th);

M=[a0,a1,a2,a3,a4,a5,a6,a7,b1,b2,b3,b4,b5,b6,b7];

th2=linspace(0,2*pi-2*pi./mm,mm);
th2=th2';

a0 = ones(mm,1);
a1 = cos(th2);
a2 = cos(2*th2);
a3 = cos(3*th2);
a4 = cos(4*th2);
a5 = cos(5*th2);
a6 = cos(6*th2);
a7 = cos(7*th2);
%a8 = cos(8*th2);
%a9 = cos(9*th2);
b1 = sin(th2);
b2 = sin(2*th2);
b3 = sin(3*th2);
b4 = sin(4*th2);
b5 = sin(5*th2);
b6 = sin(6*th2);
b7 = sin(7*th2);
%b8 = sin(8*th2);
%b9 = sin(9*th2);

M2=[a0,a1,a2,a3,a4,a5,a6,a7,b1,b2,b3,b4,b5,b6,b7];

%calcul des nouveaux coordonnees
%R= (M2*pinv(M))*r;
R= M2*(pinv(M)*r);
%lis=[R,th2*57.2958,z*ones(mm,1)];

%[x,y]=pol2cart(th2,R+1);
%R+1 Pour l'épaisseur de la paroi artérielle !!
[x,y]=pol2cart(th2,R);
lis=[x+g(1,1),y+g(1,2),z*ones(mm,1)];
g = mean(lis);

```

Annexe III - Des images CT-Scan à la répartition des contraintes

Cette annexe décrit la chaîne de traitement de l'information géométrique nécessaire à la réalisation des simulations numériques du comportement mécanique de l'aorte pathologique. Les résultats issus de ces simulations nous donneront les répartitions spatiales des contraintes et des déformations au sein du Til et de la paroi artérielle.

III.1 L'obtention des géométries réelles

III.1.1 La géométrie

Les images CT-Scan proviennent de patients du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal grâce à une collaboration entre le Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale et le Département de Radiologie de l'Hôpital Notre-Dame. Par mesure de simplicité dans les modèles à simuler, les géométries trop complexes ou les anévrismes se prolongeant sous la bifurcation iliaque ont été exclus de l'étude.

La structure comporte deux matériaux, la paroi de l'artère et le thrombus intra-luminal (Til). Afin de simplifier le modèle, il n'a pas été pris en compte la présence de la colonne vertébrale ni celle des tissus environnants. Dans ce mémoire les anévrismes ont été simulés

depuis les embranchements des artères rénales jusqu'à la bifurcation des artères iliaques (figure III.1).

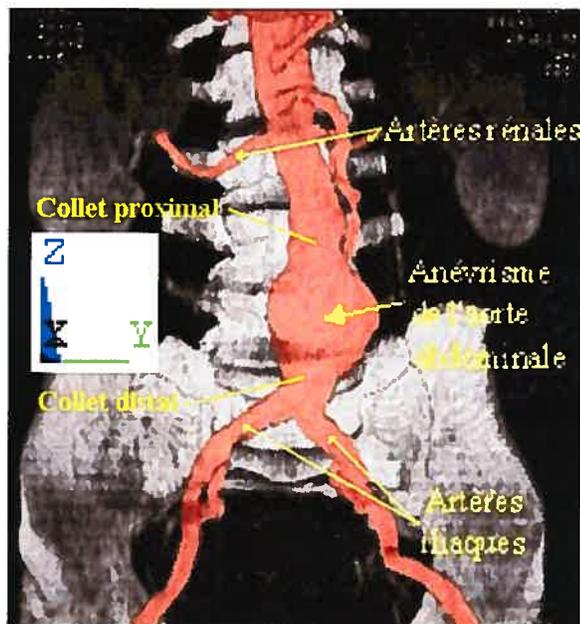


FIG. III.1 – Anévrisme de l'aorte abdominale.

III.1.2 La segmentation

La segmentation des images a été faite de façon semi-automatique grâce au logiciel SliceOmatic¹. Le premier contour de chaque zone (lumière et Til) était dessiné à la main sur une coupe *XY* du CT-Scan puis propagé d'une image à l'autre après avoir été corrigé manuellement. Il s'agit d'une étape longue et fastidieuse puisque les scanners de chaque patient comportaient entre 80 et 130 images. De plus, elle nécessite un certain entraînement, les premières géométries ont été contrôlées par un radiologue afin d'assurer la validité de la segmentation. La figure III.2 représente la segmentation de la lumière par une tâche rouge et celle du Til par un contour vert.

¹ Version 4.2, TomoVision, Inc., Montréal, Québec, Canada.



FIG. III.2 – Segmentation de la lumière en rouge et du Til en vert.

Suite à la segmentation, le logiciel permet l’empilement des contours pour générer un objet surfacique tridimensionnel constitué d’un assemblage d’entités surfaciques triangulaires adjacentes. La surface extérieure de la lumière qui délimite le flux sanguin et celle représentant la paroi artérielle ont été sauvegardées comme deux objets différents. Le Til est inclus entre ces deux surfaces. Le format des fichiers créés est le WRML, un format classique pour la manipulation de modèles polygonaux 3D. La figure III.3(a) présente un exemple de géométrie réelle juste après la phase de segmentation. Pour améliorer la convergence de la simulation mécanique, il est nécessaire de lisser les surfaces générées. Le lissage permet également d’effacer les artefacts et les erreurs topologiques.

III.1.3 Le lissage

L’opération de lissage a été réalisée avec le module IMEdit du logiciel commercial PolyWorks². Ce module permet la gestion de modèles polygonaux avec des fonctions de détection d’erreurs topologiques, des fonctions de lissage automatisées ainsi que des fonc-

²Version 8.1, InnovMetric, Inc., Québec, Québec, Canada.

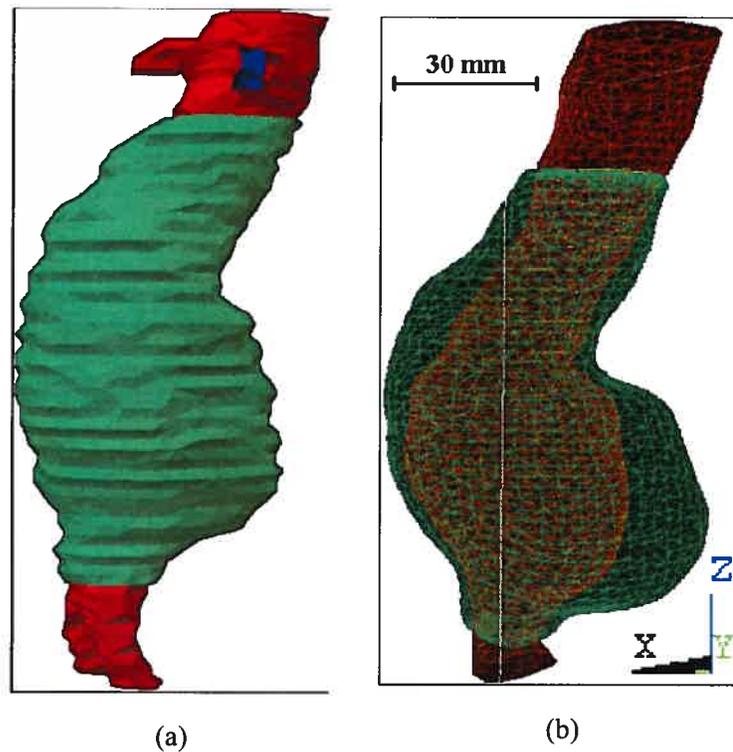


FIG. III.3 – (a) Géométrie 3D reconstruite par SliceOmatic, (b) Modèles polygonaux lissés dans PolyWorks. Les vues et les échelles diffèrent légèrement d'une figure à l'autre.

tions de création et d'élimination de triangles. Le logiciel est capable de produire des fichiers (format IGES) contenant des descriptions de surface. Ce format, qui a servi à tester les paramètres rhéologiques de la paroi, est directement importable dans Ansys pour faire des calculs MEF avec la théorie des coques. Cette théorie permet de faire des simulations de comportement mécanique sur des objets en définissant uniquement des surfaces. Cependant, cette technique permet seulement de simuler la paroi de l'artère, mais pas le Til qui nécessite de modéliser des volumes.

Le résultat obtenu suite au lissage des surfaces de la lumière et du Til est présenté à la figure III.3(b). Les écarts engendrés, par le lissage et par la correction des défauts de structure, entre les géométries initiale et finale peuvent être, dans certains cas, supérieurs au millimètre. Cependant, la plupart du temps, l'écart moyen entre la position initiale et finale

d'un point est inférieur au dixième de millimètre avec un écart-type également inférieur au dixième de millimètre.

Suite au lissage, le logiciel PolyWorks a permis de créer des plans régulièrement espacés selon l'axe Z , correspondant à la hauteur de l'AAA. L'intersection d'un plan avec la surface du Til ou celle de la lumière, définit un contour contenant autant de points qu'il existe d'arêtes de triangles coupant le plan considéré. Le nombre de points varie de 400 à 700 selon les contours. De plus, la numérotation de ces points dépend de la numérotation des triangles du modèle qui est elle-même liée à l'ordre de création de ces triangles. Les points des contours ne sont donc pas ordonnés. Il a été nécessaire de sous-échantillonner les points des contours pour en avoir un nombre constant avec une répartition homogène dans l'espace. Ceci a également permis d'ordonner la numérotation des points afin d'automatiser le maillage dans Ansys.

III.1.4 Le sous-échantillonnage

L'exportation des points des sections depuis PolyWorks est possible à travers un fichier texte contenant les coordonnées de chaque point en fonction de son numéro de contour. Un programme Matlab, présenté à l'annexe II, permet de redistribuer les points dans un repère cylindrique dont l'origine est le centre de gravité du contour. Le compromis utilisé pour avoir suffisamment de précision lors de la simulation tout en gardant un nombre raisonnable d'éléments sans augmenter le temps de calcul, fut d'effectuer une section tous les 3 mm le long de l'axe Z avec 40 points par contour. Chaque contour est ensuite écrit dans un fichier texte lisible par Ansys. Le nom de chaque contour est défini par une lettre E pour extérieur et I pour intérieur ainsi que par un nombre indiquant le numéro de la section depuis la bifurcation iliaque. Ce sous-échantillonnage induit également un lissage des contours qu'il est possible d'ajuster. Les paramètres choisis ont créé des écarts avec la géométrie initiale variant de 0.5 mm à 5 mm selon la forme du contour. En effet, comme cela est expliqué à

l'annexe II (descripteurs de Fourier), la boucle de redistribution est plus précise lorsque le contour est circulaire que lorsqu'il adopte une forme plus complexe.

III.1.5 Pour faciliter le maillage

Lorsque le diamètre varie fortement d'une section à une autre, la position du barycentre des contours E et I varie également de façon importante. Ceci induit une irrégularité spatiale importante dans le positionnement vertical des points de reconstruction. Afin de faciliter le maillage des volumes, la redistribution spatiale des points des contours n'est pas faite en fonction des centres de gravité de chaque contour, mais en fonction du barycentre des centres de gravité des huit contours les plus proches. Au lieu d'utiliser le cdg du contour intérieur $\text{cdg}(I_i)$ puis celui du contour extérieur $\text{cdg}(E_i)$, c'est le barycentre des cdg des contours $(I_k + E_l)$ qui a été utilisé, k allant de $i - 2$ à $i + 2$ et l de $i - 1$ à $i + 1$. Ceci a permis de diminuer le déplacement dans l'espace du point de référence et a donc réduit, dans le cas de fortes variations de diamètre, les irrégularités verticales des points de reconstruction d'une section à l'autre, ce qui a conduit à un maillage plus régulier. Cela n'a cependant pas été toujours suffisant. Il a parfois fallu translater manuellement un point ou un contour pour respecter les critères géométriques du mailleur. Ces libertés prises par rapport aux géométries réelles ont permis d'obtenir un maillage capable de simuler le comportement mécanique des anévrismes.

III.2 La reconstruction dans Ansys

III.2.1 La logique utilisée

Le code de calcul commence par l'importation de la géométrie ; chaque contour est appelé et les 40 points qu'il contient sont créés dans l'espace de travail du logiciel. La méthode utilisée importe les points de la surface de la lumière puis ceux de l'extérieur,

délimitant le Til. Chaque contour est divisé en quatre segments de 11 points. Les contours sont reliés entre eux par des segments passant par le premier, le onzième, le vingt-et-unième et le trente-et-unième point de chaque contour grâce à des boucles de programmation. Les segments ainsi définis servent de base pour reconstruire des surfaces. Lorsqu'il existe deux sections successives comportant un contour I (Intérieur) et un contour E (Extérieur), un volume est créé à partir des segments correspondant à l'emplacement du Til. Ces étapes sont mises en évidence à la figure III.4.

L'apparition et la disparition du Til aux niveaux des collets des AAA a nécessité d'ignorer certains contours intérieurs pour conserver l'efficacité des boucles de reconstruction. Le contour I correspondant à la première et à la dernière section comportant un contour E a été effacé (fig. III.5).

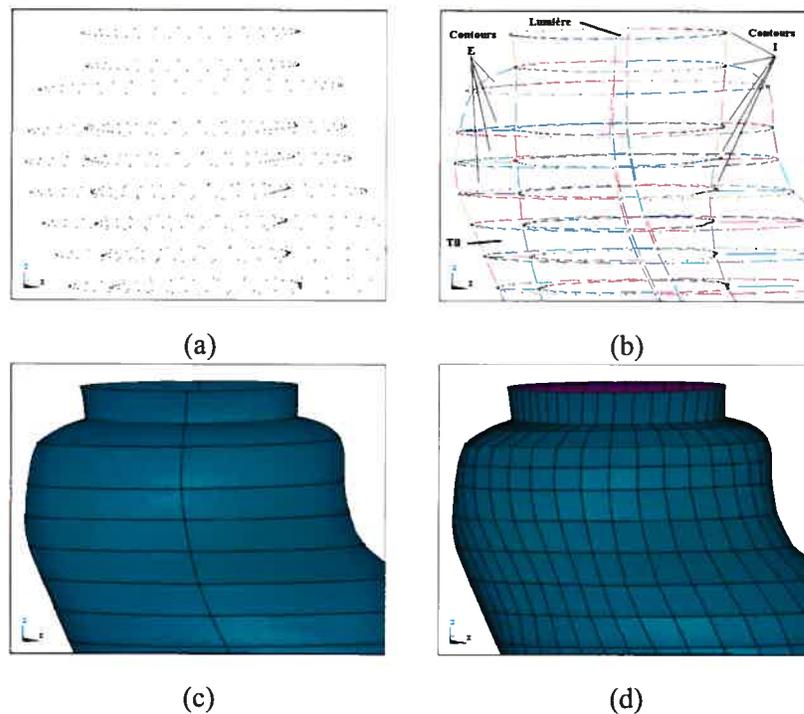


FIG. III.4 – (a) Points du collet proximal ; (b) Lignes supportées par ces points, il est possible de distinguer la lumière et le Til ; (c) Aires créées à partir de ces lignes ; (d) Maillage du collet, la zone violette est l'intérieur de la lumière.

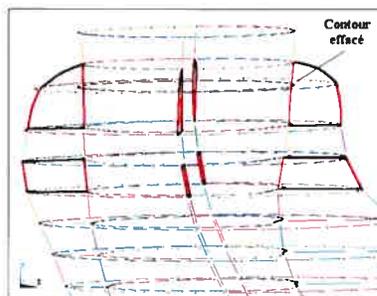


FIG. III.5 – Mise en évidence du contour I manquant.

III.2.2 Le choix des éléments

Afin de se rapprocher le plus possible du comportement réel de la paroi et du Til, les éléments choisis sont capables de simuler de grandes déformations avec un comportement hyperélastique. La paroi de l'artère est considérée comme un matériau d'épaisseur fine (1.5 mm) et constante sur toute la structure. Elle est modélisable par une surface dans l'espace 3D à laquelle sont associés des éléments coques. L'élément choisi est le Shell 181 de la bibliothèque d'Ansys dont les caractéristiques sont reprises ci-dessous. Le Til a une épaisseur qui varie de façon importante, il ne peut donc pas être simulé par des éléments coques. Il a alors été nécessaire de définir un volume à mailler avec des éléments volumiques. L'élément utilisé pour le Til est le Solid 185 également pris dans la bibliothèque d'Ansys et présenté ci-dessous. Ces deux éléments peuvent être pilotés grâce à la formulation de Mooney-Rivlin des matériaux qu'ils simulent. Les informations suivantes sont traduites de la documentation fournie avec le logiciel Ansys.

Le « Shell 181 ». Cet élément (fig. III.6) est utilisable pour simuler des structures fines ou modérément fines. Il s'agit d'un élément coques généré à partir d'une surface de référence bi- ou tri-dimensionnelle. Cet élément a quatre noeuds : I , J , K et L , avec six degrés de liberté à chaque noeud : la translation dans les directions X , Y et Z , et la rotation selon les axes X , Y et Z . Il est adapté pour des matériaux ayant de grandes déformations non linéaires, ce qui est le cas de la paroi artérielle dans ce mémoire.

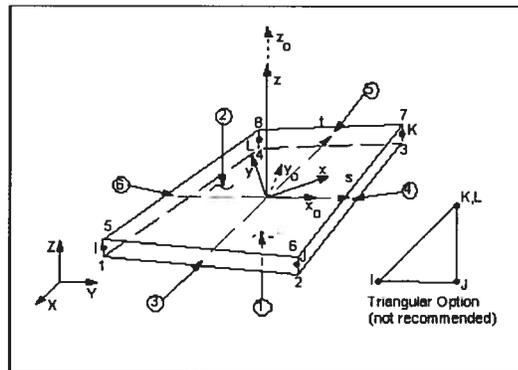


FIG. III.6 – Géométrie, localisation des noeuds et système de coordonnées de l'élément « Shell 181 ».

Le « Solid 185 » Cet élément (fig. III.7) est utilisé pour des analyses de structures tri-dimensionnelles. Cet élément nécessite un volume pour être généré. Il est défini par huit noeuds avec trois degrés de liberté à chaque noeud : la translation dans les directions X , Y et Z . Il est capable de simuler des matériaux incompressibles, hyperélastiques pouvant avoir de grandes déformations comme le thrombus intra-luminal.

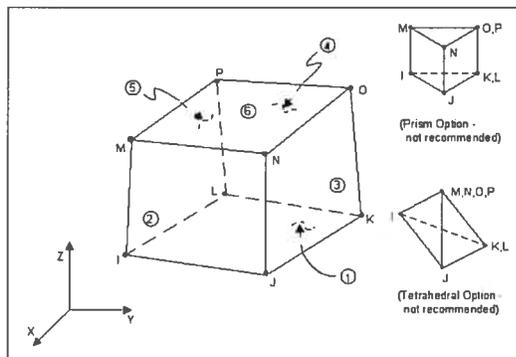


FIG. III.7 – Géométrie, localisation des noeuds et système de coordonnées de l'élément « Solid 185 ».

L'association des deux éléments

Il est important dans une simulation avec les éléments finis utilisant plusieurs types d'élé-

ments que les interfaces entre les éléments soient bien définies. Dans ce mémoire, le contact entre le thrombus intra-luminal et la paroi est considéré comme parfait et sans glissement. Par ailleurs, il est nécessaire que les degrés de liberté des éléments en contact soient les mêmes. C'est pourquoi les rotations des Shell 181 en contact avec le thrombus ont été supprimées.

III.2.3 Lors du calcul

Les modèles sont constitués en moyenne de 2500 éléments et les temps de calcul sont d'une quinzaine de minutes. Les éléments sont d'environ 9 mm^2 pour les éléments coques et de 30 mm^3 pour les éléments volumiques mais ces valeurs peuvent varier de façon importante selon la place de l'élément dans la structure. Toutes les simulations ont été faites en utilisant la méthode itérative de Newton-Raphson avec une tolérance en contrainte de 0.1 N pour le résidu. Les résultats étaient ensuite exportés dans un fichier texte pour être analysés.

Annexe IV - Equations des régressions multivariées

L'annexe suivante regroupe les équations des régressions multivariées des géométries réelles. La première équation correspond au modèle donné par la régression pas à pas présentée dans le chapitre résultat. La seconde est l'équation du modèle utilisant les paramètres géométriques : Ra , Ep , Kl , Kc , Ip et Tp , comme proposée en discussion. Ces équations sont associées à leur valeur statistique r^2 , $CP1$ étant la première contrainte principale. Il reste cependant difficile de comparer ces équations entre-elles car les paramètres ne sont pas normalisés.

Pour le cas 1 :

$$CP1 = 88.230 - (1.011 * Ra) - (0.506 * Ep) + (471.705 * Tp) + (39.465 * (Kl + Kc)/2)$$

avec $r^2 = 0.256$

$$CP1 = 86.507 - (1.010 * Ra) - (0.492 * Ep) + (17.928 * Kl) + (17.334 * Kc) + (25.440 * Ip) + (367.061 * Tp)$$

avec $r^2 = 0.258$

Pour le cas 2 :

$$CP1 = 148.955 - (1.426 * Ra) - (2.810 * Ep) + (72.353 * Kc) + (64.764 * Tp)$$

avec $r^2 = 0.608$

$$CP1 = 148.373 - (1.420 * Ra) - (2.802 * Ep) - (2.035 * Kl) + (72.483 * Kc) + (3.535 * Ip) + (55.445 * Tp)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.60$$

Pour le cas 3 :

$$CP1 = 172.901 - (7.237 * Ep) + (391.130 * Kc) - (3487.669 * Kl * Kc)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.808$$

$$CP1 = 170.614 + (0.0656 * Ra) - (7.267 * Ep) - (83.388 * Kl) + (386.890 * Kc) - (7.457 * Ip) + (115.464 * Tp)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.807$$

Pour le cas 4 :

$$CP1 = 107.671 + (1.616 * Ra) - (3.958 * Ep) - (85.017 * Kl) - (107.274 * Kc) + (81.103 * Ip) + (85.392 * Tp) - (1936.203 * Kl * Kc)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.511$$

$$CP1 = 108.871 + (1.633 * Ra) - (3.993 * Ep) - (172.034 * Kl) - (135.989 * Kc) + (79.460 * Ip) + (93.285 * Tp)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.501$$

Pour le cas 5 :

$$CP1 = 202.580 - (1.418 * Ra) - (6.246 * Ep) + (37.734 * Ip) - (121.463 * Tp) - (2583.342 * Kl * Kc)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.834$$

$$CP1 = 204.831 - (1.442 * Ra) - (6.415 * Ep) - (63.584 * Kl) - (10.292 * Kc) + (41.752 * Ip) - (120.362 * Tp)$$

$$\text{avec } r^2 = 0.826$$

Bibliographie

- [Arro99] **ARROYO, L. H. et LEE, R. T.** Mechanisms of plaque rupture : mechanical and biologic interactions. *Cardiovasc Res*, 1999, vol 41, n°2, p 369–75.
- [Blan98] **BLANKENSTEIJN, J. D., LINDENBURG, F. P. et AL.** Influence of study design on reported mortality and morbidity rates after abdominal aortic aneurysm repair. *IEEE Transactions On Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 1998, vol 85, n°12, p 1624–30.
- [Brew01] **BREWSTER, D. C.** Presidential address : What would you do if it were your father ? reflections on endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg*, 2001, vol 33, n°6, p 1139–47.
- [Brew03] **BREWSTER, D. C., CRONENWETT, J. L., HALLETT, J. W. et AL.** Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms. report of a subcommittee of the joint council of the american association for vascular surgery and society for vascular surgery. *J Vasc Surg*, 2003, vol 37, n°5, p 1106–17.
- [Brow96] **BROWN, P. M., PATTENDEN, R., VERNOOY, C. et AL.** Selective management of abdominal aortic aneurysms in a prospective measurement program. *J Vasc Surg*, 1996, vol 23, n°2, p 213–20.
- [Brow99] **BROWN, P. M. et POWELL, J. T.** Risk factors for rupture in patients kept under ultrasound surveillance. The UK small aneurysm trial participants. *Ann Surg*, 1999, vol 230, p 289–97.

- [Bull03] **BULLITT, E., GERIG, G., PIZER, S. M. et AL.** Measuring tortuosity of the intracerebral vasculature from MRA images. *IEEE Trans Med Imaging*, 2003, vol 22, n°9, p 1163–71.
- [Buth00] **BUTH, J. et LAHEIJ, R. J.** Early complications and endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair : report of a multicenter study. *J Vasc Surg*, 2000, vol 31, p 134–461.
- [Care00] **CAREW, T. E., VAISHNAV, R. N. et PATEL, D. J.** Compressibility of the arterial wall. *Circ Res*, 2000, vol 23, n°1, p 61–8.
- [Chuo86] **CHUONG, C. J. et FUNG, Y. C.** On residual stresses in arteries. *J Biomech Eng*, 1986, vol 108, n°2, p 189–92.
- [Chut00] **CHUTER, T. A., REILLY, L. M., FARUQI, R. M. et AL.** Endovascular aneurysm repair in high-risk patients. *IEEE Trans Med Imaging*, 2000, vol 31, p 122–33.
- [Cron99] **CRONENWETT, J. L. et JOHNSTON, K. W.** The United Kingdom small aneurysm trial : implications for surgical treatment of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 1999, vol 29, n°1, p 191–4.
- [Cron01] **CRONENWETT, J. L.** What's new in vascular surgery. *J Am Coll Surg*, 2001, vol 192, n°2, p 255–75.
- [Dard99] **DARDIK, A., LIN, J. W., GORDON, T. A., WILLIAMS, G. M. et PERLER, B. A.** Results of elective abdominal aortic aneurysm repair in the 1990s : A population-based analysis of 2335 cases. *J Vasc Surg*, 1999, vol 30, n°6, p 985–95.
- [Darl77] **DARLING, R. C., MESSINA, C. R., BREWSTER, D. C. et OTTINGER, L. W.** Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. *Circulation*, 1977, vol 56, n°suppl 2, p 161–4.
- [Di M98] **DI MARTINO, E. S., MANTERO, S., INZOLI, F., MELISSANO, G. et ASTORE, D. E. A.** Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the

presence of endoluminal thrombus : experimental characterisation and structural static computational analysis. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1998, vol 15, n°4, p 290–9.

- [Di M03] **DI MARTINO, E. S. et VORP, D. A.** Effect of variation in intraluminal thrombus constitutive properties on abdominal aortic aneurysm wall stress. *Annals of Biomedical Engineering*, 2003, vol 31, p 804–9.
- [Dobr89] **DOBRIN, P. B.** Pathophysiology and pathogenesis of aortic aneurysms. current concepts. *Surg Clin North Am*, 1989, vol 69, n°4, p 687–703.
- [Elge96] **ELGER, D. F., BLACKKETTER, D. M., BUDWIG, R. S. et JOHANSEN, K. H.** The influence of shape on the stresses in model abdominal aortic aneurysm. *J Biomech Eng*, 1996, vol 118, n°3, p 326–32.
- [Elko04] **ELKOURI, S., GLOVICZKI, P., MCKUSICK, M. et AL.** Perioperative complications and early outcome after endovascular and open surgical repair of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 2004, vol 39, p 497–505.
- [Fagg94] **FAGGIOLI, G. L., STELLA, A., GARGIULO, M., TARANTINI, S., D'ADDATO, M. et RICOTTA, J. J.** Morphology of small aneurysms : definition and impact on risk of rupture. *Am J Surg*, 1994, vol 168, n°2, p 131–5.
- [Fill02] **FILLINGER, M. F., RAGHAVAN, M. L., MARRA, S. P., CRONENWETT, J. L. et KENNEDY, F. E.** In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *J Vasc Surg*, 2002, vol 36, n°3, p 589–97.
- [Fill03] **FILLINGER, M. F., MARRA, S. P., RAGHAVAN, M. L. et KENNEDY, F. E.** Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation : wall stress versus diameter. *J Vasc Surg*, 2003, vol 37, n°4, p 724–32.
- [Fill04] **FILLINGER, M. F., RACUSIN, J., BAKER, R., CRONENWETT, J., TEUTELINK, A. et ET AL.** Anatomic characteristics of ruptured abdominal aortic aneurysm on conventional CT-Scans : Implications for rupture risk. *J Vasc Surg*, 2004, vol 39, n°4, p 1243–52.

- [Fino03] **FINOL, E., DI MARTINO, E., VORP, D. et AMON, C.** Fluid-structure interaction and structural analyses of an aneurysm model. *2003 Summer Bioengineering Conference*, 2003, vol June 25-29, p 75–6.
- [Fret02] **FRETIGNY, Y.** Etude biomécanique d'un anévrisme abdominal aortique, Rapport de stage d'ingénieur, LBUM, 2002.
- [Hall00] **HALL, A. J., BUSSE, E. F., MCCARVILLE, D. J. et BURGESS, J. J.** Aortic wall tension as a predictive factor for abdominal aortic aneurysms rupture : Improving the selection of patients for abdominal aortic aneurysms repair. *Ann Vasc Surg*, 2000, vol 14, p 152–7.
- [Hall01] **HALLIN, A., BERGQVIST, D. et HOLMBERG, L.** Literature review of surgical management of abdominal aortic aneurysm. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2001, vol 22, n°3, p 197–204.
- [He94] **HE, C. et ROACH, M.** The composition and mechanical properties of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 1994, vol 20, n°1, p 6–13.
- [Hebe89] **HEBERER, G. et DONGEN, V.** *Vascular Surgery*. Springer-Verlag edition, 1989. 158 p.
- [Holl92] **HOLLIER, L. H., TAYLOR, L. M. et OCHSNER, J.** Recommended indications for operative treatment of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 1992, vol 15, n°6, p 1046–56.
- [Hua01] **HUA, J. et MOWER, W. R.** Simple geometric characteristics fail to reliably predict abdominal aortic aneurysm wall stresses. *J Vasc Surg*, 2001, vol 34, n°2, p 308–15.
- [Hunt99] **HUNTER, G. C., SMYTH, S. H., AGUIRRE, M. L., BAXTER, B. T., BULL, D. A. et AL.** Incidence and histologic characteristics of blebs in patients with abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 1999, vol 24, n°1, p 93–101.

- [Inzo93] **INZOLI, F., BOSCHETT, F., ZAPPA, M., LONGO, T. et FUMERO, R.** Biomechanical factors in abdominal aortic aneurysm rupture. *Eur J Vasc Surg*, 1993, vol 7, p 667–74.
- [Lede02] **LEDERLE, F. A., WILSON, S. E., JOHNSON, G. R., REINKE, D. B., LITTOOY, F. N. et AL.** Immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med*, 2002, vol 346, n°19, p 1437–44.
- [Mats03] **MATSUMURA, J. S., BREWSTER, D. C., MAKAROUN, M. S. et NAFTEL, D. C.** A multicenter controlled clinical trial of open versus endovascular treatment of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*, 2003, vol 37, n°2, p 262–71.
- [Mowe93] **MOWER, W. R., BARAFF, L. J. et SNEYD, J.** Stress distributions in vascular aneurysms : Factors affecting risk of aneurysm rupture. *J Surg Res*, 1993, vol 55, p 155–61.
- [Mowe97] **MOWER, W. R., QUIÑONES, W. J. et GAMBHIR, S. S.** Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. *J Vasc Surg*, 1997, vol 26, p 602–8.
- [Nevi89] **NEVITT, M. P., BALLARD, D. J. et HALLET, J. W.** Prognosis of abdominal aortic aneurysms : a population-based study. *N Engl J Med*, 1989, vol 321, n°15, p 1009–14.
- [Nich98] **NICHOLLS, S. C., GARDENER, J. B., MEISSNER, M. H. et JOHANSEN, H. K.** Rupture in small abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*, 1998, vol 28, p 884–8.
- [Ouri92] **OURIEL, K., GREEN, R. M., DONAYRE, C., SHORTELL, C. K. et AL.** An evaluation of new methods of expressing aortic aneurysm size : relationship to rupture. *J Vasc Surg*, 1992, vol 15, n°1, p 12–8.
- [Outt03] **OUTTEN, J., KRUSE, K., FREEMAN, M., PACANOWSKI, J. et AL.** Computational model of mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm

one hour prior to rupture. *2003 Summer Bioengineering Conference*, 2003, vol June 25-29, p 77–8.

- [Pete00] **PETERSEN, E., GINEITIS, A., WAGBERG, F. et ANGQUIST, K.** Activity of matrix metalloproteinase-2 and -9 in abdominal aortic aneurysms. relation to size and rupture. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2000, vol 20, n°5, p 457–61.
- [Powe98] **POWELL, J. et AL.** Mortality results for randomised controlled trial of early elective surgery or ultrasound surveillance for small abdominal aortic aneurysms. *Lancet*, 1998, vol 352, p 1649–55.
- [Powe02] **POWELL, J. T. et AL.** Long-term outcomes of immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med*, 2002, vol 346, n°19, p 1445–1452.
- [Ragh96] **RAGHAVAN, M. L., WEBSTER, M. W. et VORP, D. A.** Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm : assessment using a new mathematical model. *Ann Biomed Eng*, 1996, vol 24, n°5, p 573–82.
- [Ragh00a] **RAGHAVAN, M. L. et VORP, D. A.** Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm : identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *J Biomech*, 2000, vol 33, p 475–82.
- [Ragh00b] **RAGHAVAN, M. L., VORP, D. A., FEDERLE, M. P., MAKAROUN, M. S. et WEBSTER, M. W.** Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*, 2000, vol 31, n°4, p 760–9.
- [Reed97] **REED, W., HALLETT, J., DAMIANO, M. et BALLARD, D.** Learning from the last ultrasound. a population-based study of patients with abdominal aortic aneurysm. *Arch Intern Med*, 1997, vol 157, n°18, p 2064–8.
- [Sack99] **SACKS, M., VORP, D. A., RAGHAVAN, M. L., FEDERLE, M. et W., W. M.** *In vivo* three-dimensional surface geometry of abdominal aortic aneurysms. *Ann Biomed Eng*, 1999, vol 27, n°4, p 469–79.

- [Sang01] **SANGIORGI, G., D'AVERIO, R., MAURIELLO, A., BONDIO, M., PONTILLO, M. et AL.** Plasma levels of metalloproteinases-3 and -9 as markers of successful abdominal aortic aneurysm exclusion after endovascular graft treatment. *Circulation*, 2001, vol 104, n°12 Suppl 1, p 288–95.
- [Schu00] **SCHURINK, G. W., VAN BAALEN, J. M., VISSER, M. J. et VAN BOCKEL, J. H.** Thrombus within an aortic aneurysm does not reduce pressure on the aneurysmal wall. *J Vasc Surg*, 2000, vol 31, n°3, p 501–6.
- [Silv00] **SIMAO DA SILVA, E., RODRIGUES, A. J., MAGALHAES CASTRO DE TOLOSA, E. et AL.** Morphology and diameter of infrarenal aortic aneurysms : a prospective autopsy study. *Cardiovasc Res*, 2000, vol 8, n°7, p 526–32.
- [Ster98] **STERGIOPULOS, N., TARDY, Y. et MEISTER, J. J.** *Biomécanique de la paroi artérielle et de l'endothélium, dans : Biomécaniques des fluides et des tissus de Jaffrin MY et Goubel F.* Masson edition, 1998. p 83–131.
- [Stri87] **STRINGFELLOW, M. M., LAWRENCE, P. F. et STRINGFELLOW, R. G.** The influence of aorta-aneurysm geometry upon stress in the aneurysm wall. *J Surg Res*, 1987, vol 42, n°4, p 425–33.
- [Sumn70] **SUMNER, D., HOKANSON, D. et STRANDNESS, D.** Stress-strain characteristics and collagen-elastin content of abdominal aortic aneurysms. *Surg Gynecol Obstet*, 1970, vol 130, n°3, p 459–66.
- [Take87] **TAKESHI, K., SHIGETAKE, S., SHIN-ICHI, Y. et AL.** Non-invasive assessment of the age related changes in stiffness of major branches of the human arteries. *Cardiovascular Research*, 1987, vol 21, p 678–87.
- [Thub01] **THUBRIKAR, M. J., LABROSSE, M., ROBISEK, F., AL-SOUDI, J. et FOWLER, B.** Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall. *J Med Eng Technol*, 2001, vol 25, n°4, p 133–42.

- [Thub03] **THUBRIKAR, M. J., ROBISEK, F., LABROSSE, M., CHERVENKOFF, V. et FOWLER, B.** Effect of thrombus on abdominal aortic aneurysm wall dilation and stress. *J Cardiovasc Surg*, 2003, vol 44, n°1, p 67–77.
- [Trey03] **TREYVE, F., OHAYON, J., FINET, G. et ROUFIOL, G.** Répartition des contraintes au sein d'une plaque d'athérome coronarienne chez l'homme obtenue à partir d'un modèle 3D aux éléments finis. *Comptes rendu de l'Académie des sciences de Mécanique*, 2003, vol 331, p 449–454.
- [Vale89] **VALENTA, J.** *Clinical Aspects of Biomedecine*. New York : Elsevier edition, 1989. p 150–164.
- [Vale00] **VALENTINE, R. J., DECAPRIO, J. D., CASTILLO, J. M., MODRALL, J. G., JACKSON, M. R. et CLAGETT, G. P.** Watchful waiting in cases of small abdominal aortic aneurysms- appropriate for all patients ? *J Vasc Surg.*, 2000, vol 32, n°3, p 441–8.
- [Verd02] **VERDANT, A.** Les anévrismes de l'aorte thoracique et abdominale : point de vue d'un clinicien. *Le Clinicien*, 2002, vol January, p 93–104.
- [Verl95] **VERLOES, A., SAKALIHASAN, N., KOULISCHER, L. et LIMET, R.** Aneurysms of the abdominal aorta : familial and genetic aspects in three hundred thirteen pedigrees. *J Vasc Surg.*, 1995, vol 21, n°4, p 646–55.
- [Vorp98a] **VORP, D. A., RAGHAVAN, M. L. et WEBSTER, M. W.** Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm : influence of diameter and asymmetry. *J Vasc Surg*, 1998, vol 27, p 632–9.
- [Vorp98b] **VORP, D. A., WANG, D. H., WEBSTER, M. W. et AL.** Effect of intraluminal thrombus thickness and bulge diameter on the oxygen diffusion in abdominal aortic aneurysm. *J Biomech Eng*, 1998, vol 120, n°5, p 579–83.
- [Wang01] **WANG, D. H., MAKAROUN, M. S., WEBSTER, M. W. et VORP, D. A.** Mechanical properties and microstructure of intraluminal thrombus from abdominal aortic aneurysm. *J Biomech Eng*, 2001, vol 123, p 536–9.

- [Wang02] **WANG, D. H., MAKAROUN, M. S., WEBSTER, M. W. et VORP, D. A.** Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*, 2002, vol 36, n°3, p 598–604.
- [Will01] **WILLIAMSON, W. K., NICOLOFF, A. D., TAYLOR, L. M., MONETA, G. L., LANDRY, G. J. et PORTER, J. M.** Functional outcome after open repair of abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*, 2001, vol 33, n°5, p 913–20.

