



**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR**  
**DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE**  
**UNIVERSITE AKLI MOHANDE OULHADJ DE BOUIRA**  
**FACULTE DES SCIENCES ET DES SCIENCES APPLIQUEE**  
**DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE**



N° d'ordre :...../Master/2016.

Série :...../GM/2016.

**MIMOIRE**

Présente pour obtenir le diplôme de Master

En Génie Mécanique

OPTION :

**Mécanique Energétique**

**Développement d'un modèle numérique pour l'estimation  
du gradient de pression sanguine dans un rétrécissement  
valvulaire aortique**

Par :

**ZAOUI Mohamed**

**METENNANI Hocine**

Soutenue le 27/06/2016

Devant le jury compose de :

Président : DAHMANE Merzak

Université de BOUIRA

Promotrice: Dr. BELGACEM Ibtissem

Université de BOUIRA/IT

Examineurs :

ABERKANE Sofiane

Université de BOUIRA

BALLOUL Djouhra

Université de BOUIRA/IT

## Résumé

En Occident, le rétrécissement aortique (RA) est la maladie cardiovasculaire la plus fréquente après la maladie coronarienne et l'hypertension artérielle. L'objectif de cette thèse est le développement d'un modèle numérique qui permet la prédiction de l'évolution de pression sanguine dans un rétrécissement valvulaire aortique. Les résultats numériques vont être comparés avec les prédictions de la corrélation théorique de (Gorlin et Gorlin 1951).

## Mots clés :

Biomécanique/ Rétrécissement valvulaire aortique / FLUENT / Pression / Chute de pression / Données clinique.

## Abstract

In the occident, aortic stenosis (AS) is the most common cardiovascular disease after coronary heart disease and high blood pressure. The objective of this thesis is the development of a numerical model that allows the prediction of changes in blood pressure in aortic valve stenosis. The numerical results will be compared with the predictions of theoretical correlation (Gorlin et Gorlin 1951).

## Key words:

Biomechanics/ Coarctation of the aorta /FLUENT/Pressure/ Pressure drop/Clinical data.

## الملخص

في الغرب، تضيق الأبهر (RA) هو مرض القلب والأوعية الدموية الأكثر شيوعاً بعد أمراض القلب وارتفاع ضغط الدم. والهدف من هذه الأطروحة هو تطوير نموذج عددي الذي يسمح بتنبؤ تغيرات في ضغط الدم في تضيق الصمام الأبهر. وتتم مقارنة النتائج العددية مع تنبؤات الارتباط النظري (غورلين وغورلين 1951)

## الكلمات المفتاحية

الميكانيكا الحيوية / تضيق الصمام الأبهر / FLUENT / الضغط / انخفاض الضغط

# Avant propose

*En préambule, je souhaite rendre grâce à Dieu, le clément et le miséricordieux de m'avoir donné la force et la patience de mener à bien ce modeste travail.*

*Je tiens évidemment à débiter ces remerciements en témoignant de ma profonde reconnaissance envers madame BELGACEM Ibtissem, maître de conférence à l'Université de BOUIRA pour m'avoir encadré et dirigé ce travail avec patience.*

*Je remercie vivement Monsieur DAHMANE Merzak, Maître de conférences à l'Université de BOUIRA, qui m'a fait l'honneur de présider le jury*

*Je veux exprimer mes remerciements aux membres de jury,*

*Monsieur MAHFOUD Brahim, MA à l'Université BOUIRA*

*Monsieur ABERKANE Sofiane, MA à l'Université BOUIRA.*

*Madame BALLOUL Djouhra, MA à l'Université BOUIRA/IT.*

*Mes remerciements s'adressent aussi à tous les enseignants du département de Génie Mécanique de l'Université de BOUIRA*

# Remerciement

*A nom de dieu clément et miséricordieux*

*Je dédie ce modeste travail :*

*A mon père, mon premier encadrant, depuis ma naissance ;*

*A ma très chère mère (que dieu ait son âme) ;*

*A mes sœurs et frères pour leurs conseils et leurs encouragements, qui je les souhaite beaucoup de réussites et bonheurs ;*

*A toute ma famille ;*

*A tous mes amis et amie qui me sont chers, a tous ceux que j'aime et qui m'aiment : qu'ils trouvent ici l'expression de mes sentiments les plus dévoués et mes vœux les plus sincères ;*

*A ma promotrice Dr. BALGACEM Ibtissem, qui m'a aidé et m'a appris énormément de nouvelles connaissances et tous mes enseignants de département Génie Mécanique, pour leurs bienveillances et pour leurs contributions à notre solide formation ;*

*A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail, qu'ils trouvent ici la traduction de notre gratitude et de notre reconnaissance.*

*Zaoui mohamed.*

# Remerciement

*Je dédie ce évènement marquant de ma vie à ma mère, à mon adorable mère, a celle qui est toujours présente et continue de l'être pour faire mon bonheur. Merci pour t'être sacrifiée pour que tes enfants grandissent et prospèrent. Merci de trimer sans relâche malgré les péripéties de l'âge, de la sante, de la vie, au bien-être de tes enfants. Enfin ! Merci tout simplement d'être... ma mère.*

*A mon père, celui qui m'a toujours encourager et soutenu dans mes durs moments.*

*A mes frères, qui m'ont beaucoup aidé et, surtout soutenu. A mes sœurs et leurs enfants sans exception.*

*A la mémoire de mes grands-parents. J'espère que, du monde qui est le leur maintenant ils apprécient cet humble geste comme preuve d'amour de ma part, moi qui ai toujours prie pour le salut de leurs âmes. Puisse Dieu, le tout puissant, les avoirs en sa sainte miséricorde*

*METNNANI Hocine.*

# Liste des tableaux

Tableau I.1. Schéma de la circulation sanguine corporelle	6
Table I.2. Pathologies cardiovasculaires. (AMBLARD 2006)	17
Tableau III.1. Propriétés physico-chimique du sang	28
Tableau III.2. Etude du maillage	29
Tableau III.3. Conditions aux limites de la simulation test	30
Tableau III.4. Cas clinique N° 01	33
Tableau III.5. Cas clinique N° 02	35
Tableau III.6. Cas clinique N° 03	36
Tableau III.7. Cas clinique N° 04	38

# Liste des figures

Figure. I.1. Face antérieure du thorax et de l'abdomen. Cœur et artères carotides. Croquis de 1508 de Léonard de Vinci (1452-1519)	5
Figure. I.2. Coupe schématique du cœur	6
Figure. I.3. Valvules tricuspide, pulmonaire, mitrale et aortique	7
Figure. I.4. À gauche valvule aortique saine. À droite valvule aortique sévèrement calcifiée	7
Figure.I.5. Principales causes de la sténose aortique en fonction de l'âge	9
Figure.I.6. Evolution du Flux sanguin Garcia et al.2000	11
Figure I.7. Appareil d'échocardiographie	13
Figure I.8. Echocardiogramme TM. Coupe passant par la base du cœur	13
Figure I.9. Echocardiogramme bidimensionnel (2D)	14
Figure I.10. Extrémité d'un cathéter Millar de mesure de pressions	15
Figure I.11. L'insertion d'un cathéter en amont et en aval de la valvule aortique permet la mesure du gradient de pression transvalvulaire. Le cathéter est ici inséré à partir de l'artère fémorale	15
Figure I.12. Représentation schématique du système cardiovasculaire	16
Figure. II.1 Représentation d'un volume de contrôle. le volume de contrôle est fixe et est traversé par le fluide en mouvement	20
Figure III.1. Domaine géométrique de l'étude	27
Figure III.2. Conditions aux limites sur le domaine géométrique	29
Figure III.3. Maillage	30

Figure III.4. Etude du maillage	31
Figure III.5. Graphe de convergence	32
Figure III.6. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 01	33
Figure III.7. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 01	34
Figure III.8. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 01	34
Figure III.9. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 02	35
Figure III.10. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 02	35
Figure III.11. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 02	36
Figure III.12. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 03	36
Figure III.13. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 03	37
Figure III.14. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 03	37
Figure III.15. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 04	38
Figure III.16. Variation de la pression cardiovasculaire pour différents débits sanguin cas clinique N° 04	38
Figure III.17. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 04	39
Figure III.18. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un $SA=1.5\text{ cm}^2$	41
Figure III.19. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un $SA=1.5\text{ cm}^2$	41



Figure III.20. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un SA=1.4 cm <sup>2</sup>	42
Figure III.21. Comparaison entre le TPG <sub>max</sub> (gorlin) et TPG <sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un SA=1.4 cm <sup>2</sup>	42
Figure III.22. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un SA=1.2 cm <sup>2</sup>	43
Figure III.23. Comparaison entre le TPG <sub>max</sub> (gorlin) et TPG <sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un SA=1.2 cm <sup>2</sup>	43
Figure III.24. Variation de TPG <sub>max</sub> (gorlin) par rapport TPG <sub>max</sub> (numérique) pour le cas sténose modéré	44
Figure III.25. Chute de pression (TPG <sub>max</sub> (numérique)) pour défèrent cas de sténose modère et défèrent débit	44
Figure III.26. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=1 cm <sup>2</sup>	45
Figure III.27. Comparaison entre le TPG <sub>max</sub> (gorlin) et TPG <sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=1 cm <sup>2</sup>	46
Figure III.28. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.9 cm <sup>2</sup>	46
Figure III.29. Comparaison entre le TPG <sub>max</sub> (gorlin) et TPG <sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.9 cm <sup>2</sup>	47
Figure III.30. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.8 cm <sup>2</sup>	47
Figure III.31. Comparaison entre le TPG <sub>max</sub> (gorlin) et TPG <sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.8 cm <sup>2</sup>	48
Figure III.32. Variation de TPG <sub>max</sub> (gorlin) par rapport TPG <sub>max</sub> (numérique) pour le cas sténose sévère	48
Figure III.33. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.75 cm <sup>2</sup>	49

Figure III.34. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une $SA=0.75 \text{ cm}^2$	50
Figure III.35. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une $SA=0.7 \text{ cm}^2$	50
Figure III.36. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une $SA=0.7 \text{ cm}^2$	51
Figure III.37. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une $SA=0.65 \text{ cm}^2$	51
Figure III.38. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une $SA=0.65 \text{ cm}^2$	52
Figure III.39. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une $SA=0.6 \text{ cm}^2$	52
Figure III.40. Comparaison entre le $TPG_{max}$ (gorlin) et $TPG_{max}$ (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une $SA=0.6 \text{ cm}^2$	53
Figure III.41. Variation de $TPG_{max}$ (gorlin) par rapport $TPG_{max}$ (numérique) pour le cas sténose critique	53
Figure III.42. Chute de pression ( $TPG_{max}$ numérique) pour défèrent cas de sténose critique et défèrent débit	54
Figure III.43. Variation de $TPG_{max}$ (gorlin) par rapport $TPG_{max}$ (numérique) pour tous les (cas sténose modère, sévère et critique)	55
Figure III.44. Chute de pression ( $TPG_{max}$ (numérique)) pour défèrent cas de sténose sévère et défèrent débits	56
Figure III.45. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour $SA=1.5 \text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaire	57
Figure III.46. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour $SA=1.2 \text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaire	57
Figure III.47. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour $SA=1.1 \text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaire	58

Figure III.48. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour $SA=0.3\text{cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaire	58
Figure III.49. Lignes de courant pour $SA=1.5\text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaires	59
Figure III.50. Lignes de courant pour $SA=1.2\text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaires	59
Figure III.51. Lignes de courant pour $SA=1.1\text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaires	60
Figure III.52. Lignes de courant pour $SA=0.3\text{ cm}^2$ pour différents débits cardiovasculaires	60

# Nomenclature

## Symboles latins

$\vec{V}$	Vecteur vitesse d'écoulement
$\vec{n}$	Vecteur normal unitaire sortant
$t_{ij}$	Tenseur des contraintes visqueuses
$u^*$	Échelle de vitesse
D	Dérivée totale
G(t)	Champ magnétique
P	Pression
Q	Débit
$Q_s$	Débit du sang
$Q_v$	Débit cardiovasculaire
S	Surface d'un volume de contrôle
t	Temps
u	Composante selon x de vecteur vitesse
v	Composante selon y de vecteur vitesse
V	Volume d'un volume de contrôle
$\nu$	Viscosité cinématique
$C\mu$	Constante.
$k$	La viscosité turbulente

## Symbole grecs

$\sigma_{ij}$	Tenseur des contraintes
---------------	-------------------------

$\tau_p$	Contrainte pariétale
$\omega$	Taux de dissipation spécifique moyen
$\rho$	Masse volumique
$\partial$	Dérivée partielle
$\Delta$	Opérateur laplacien
$\mu$	Viscosité dynamique

### **Acronymes**

AVC	accident vasculaire cérébral
CEC	circulation extra-corporelle
CFD	Computational Fluid Dynamics
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CV	Volume de contrôle
DNS	Direct Numerical Simulation
EOA	Air valvulaire efficace
HPC	High Performance Computing
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LES	Large Eddy Simulation
MDF	Mécanique des fluides
MFN	Mécanique des fluides numérique
PC	Pression cardiovasculaire
PS	Pression de Sortie
RA	Rétrécissement aortique
RAA	Rhumatisme articulaire aigu

RANS	Reynolds Average Navier-stokes
Re	Nombre de Reynolds
SA	Surface aortique
SVA	Surface valvulaire aortique
TAVI	Transcatheter Aortic Valve Implantation
TPG <sub>max</sub>	Gradient de pression transvalvulaire maximale
TPG <sub>max</sub> (gorlin)	Gradient de pression transvalvulaire maximale calcule à partir d'équation de gorlin
TPG <sub>max</sub> (numérique)	Gradient de pression transvalvulaire maximale calcule à partir des graphes de la pression
VG	Ventricule gauche

---

## Table des matières

---

<b>Résumé</b>	I
<b>Avant propose</b>	II
<b>Remerciement</b>	III
<b>Liste des tableaux</b>	V
<b>Liste des figures</b>	VI
<b>Nomenclature</b>	XI

---

<b>Introduction générale</b>	1
------------------------------	---

---

### **CHAPITRE I**

#### **L'état de l'art**

---

I.1. Introduction	3
I.2. Généralités sur la biomécanique	3
I.3. Le rétrécissement aortique	5
I.3.1.notion d'anatomie	5
I.3.1.1.Le cœur	5
I.3.1.2.Les valves cardiaques	6
I.3.2.Epidémiologie	8
I.3.3.Physiopathologie	8
I.3.4.Causes	8
I.3.5.Diagnostic	9
I.4. Prise en charge	10
I.4.1.Traitement médicale	10
I.4.2.Rempacent valvulaire chirurgical	10
I.4.3.Implantation percutanée d'une prothèse valvulaire aortique	10
I.4.4.Valvuloplastie percutanée par ballonnet	11
I.5. Mesure du flux sanguin aortique	11
I.5.1.L'interet : pourquoi mesurer le débit sanguin ?	11
I.5.2.Instrumentations	12
I.5.2.1.Echographie par effet doppler	12

I.5.2.1.1.Principes	12
I.5.2.1.2.Limites	14
I.5.2.2.Catheterisme	14
I.5.2.2.1.Methodes de vélocimétrie par codage de phase	16
I.6. Biomécanique cardiovasculaire	16
I.6.1.Etude expérimental	17
I.6.2.Methode analytique et méthode numérique	18
I.7. Conclusion	18

---

## **Chapitre II**

### **Mécanique des fluides numériques**

---

II.1. Introduction	19
II.2. Equations générales de la mécanique de fluide	19
II.2.1.Derivée particulaire	20
II.2.2.Equation de continuité	20
II.2.3.Quantite de mouvement	21
II.3. Modalisation numérique de la mécanique de fluide	21
II.3.1.Trois approches numériques	21
II.3.1.1.La simulation numérique directe (DNS)	21
II.3.1.2.La simulation des grandes échelles (LES)	21
II.3.1.3.La simulation RANS	22
II.4. Les équations de Navier–Stokes	22
II.4.1.Hypothèses simplificatrices	22
II.4.1.1.Les équations de Navier-Stokes	22
II.4.1.1.1.Equation de continuité	23
II.4.1.1.2.Equation de conservation de quantité de mouvement	23
II.5. Description de la turbulence	24
II.6. Les modelés de turbulence	25
II.6.1.Les modèles a une équation de transport	25
II.6.2.Les modèles a deux équations de transport	25
II.7. Description du modelé de turbulence utilise	26



II.7.1. Modele a deux équations ( $k - \omega$ )	26
II.7.1.1. Conservation de la masse	26
II.7.1.2. Quantité de mouvement	26
II.8. Conclusion	26

---

## **Chapitre III**

### **Application de la Mécanique des fluides numérique à l'étude du rétrécissement aortique Valvulaire : Résultats et discussions**

---

III.1. Introduction.	27
III.2. Procédure numérique	27
III.2.1. Geometrie et conditions aux limites opératoires	27
III.2.1.1. Geometrie	27
III.2.1.2. Conditions aux limites opératoires	28
III.2.1.3. Etude du maillage	29
III.2.2. Simulation numérique	31
III.2.2.1. Choix du modèle de turbulence	31
III.2.2.2. Procédure numérique	31
III.3. Résultats et discussions	32
III.3.1. Cas cliniques sélectionnés et validation du modèle	32
III.3.2. Estimation de la pression cardiovasculaire	39
III.3.2.1. Data numérique	40
III.3.2.1.1. Sténose modérée	40
III.3.2.1.2. Sténose sévère	45
III.3.2.1.3. Sténose critique	49
III.3.3. Etude numérique du comportement hydrodynamique d'un écoulement sanguin en présence d'une sténose aortique	56
III.3.3.1. Etude de la zone de recirculation	56
III.3.3.2. Profils de vitesse	58
III.4. Conclusion.	60

---

<b>Conclusion générale</b>	61
----------------------------	----

---

<b>Références bibliographiques</b>	63
------------------------------------	----

<b>Annexes</b>	65
----------------	----

---

# **Introduction générale**

---

## **Présentation de la problématique**

Les maladies cardio-vasculaires représentent une cause majeure de décès .La sténose aortique est la valvulopathie est la maladie cardiovasculaire la plus commune dans les pays développés touchant 6 à 7% de la population. Elle se caractérise par un rétrécissement de la valvule aortique et engendre une résistance à l'écoulement sanguin, du ventricule gauche vers l'aorte. Dès l'apparition de symptômes sévères consécutifs à la sténose aortique, la survie n'excède pas 2 à 5 ans en l'absence de chirurgie. Pour la plupart des patients, le remplacement valvulaire est le seul traitement efficace contre la sténose aortique. Plusieurs critères de diagnostiques existent pour évaluer la dysfonction de la valvule et prévoir une éventuelle chirurgie.

Ce travail fait suite aux interrogations soulevées par la médecine interventionnelle concernant la prise en charge des pathologies cardiovasculaire. En effet, les cliniciens cherchent actuellement un outil suffisamment robuste et intuitif pour prévoir les conséquences du geste médical.

## **Objectif de l'étude**

L'association de techniques de mesure physique et de simulation numérique en mécanique des fluides (MDF) s'est montrée fructueuse, dans des contextes très variées, pour caractériser de façon précise et complète l'écoulement d'un fluide dans une géométrie complexe.

Une approche numérique, notamment de type Mécanique des Fluides Numériques (MFN), peut répondre aux questions posées avec une imagerie fonctionnelle de type biomécanique, à condition d'être intégrée à la fois en pratique clinique et en développement technologique.

L'objectif de ce travail de thèse est le suivant :

---

Développement d'un modèle numérique pour l'estimation de la pression sanguine.

---

## **Organisation du manuscrit**

Ce manuscrit s'articule autour de trois axes principaux :

Le premier chapitre fait un état de l'art autour de la biomécanique .Dans un deuxième temps, un exposé du contexte médical et technique est présenté. Le problème clinique est énoncé. Cet état de l'art se complète avec la description de certaines références bibliographiques sur l'étude du rétrécissement aortique.

Le deuxième chapitre présente une partie centrale qui expose les principales définitions et modèles nécessaires pour l'application de la mécanique des fluides numérique à l'écoulement sanguin.

Le troisième chapitre est consacré à la présentation des résultats numérique. L'objectif poursuivi est alors de déterminer et analyser l'influence de certains paramètres biomécaniques sur l'évolution de la pression sanguine et par la suite pour l'estimation de la chute de pression singulière.

Une conclusion générale clôture ce mémoire, où sont présentées, entre autres, les perspectives de cette étude.

---

# **Chapitre I**

## **Etat de l'art**

---

## **I.1.Introduction**

De nombreuses études ont été effectuées sur l'écoulement sanguin dans les systèmes artériel, avec des données physiques et pathologique, dans le but de trouver des réponses aux maladies et complications.

Pour mener une étude numérique permettant de comprendre et définir les facteurs essentiels influençant sur l'écoulement sanguin dans une artère et afin d'étudier la relation entre l'écoulement du sang et la physiopathologie, il est nécessaire de connaître ses caractéristiques locales dans les artères.

Il est, à travers ce chapitre, brièvement rappelé les principales définitions anatomique ainsi que les différents travaux disponibles dans la littérature sur la biomécanique cardiovasculaire.

## **I.2.Généralités sur la biomécanique**

La biomécanique est la mécanique appliquée au vivant. Le monde du vivant est naturellement un sujet d'interrogations en mécanique. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle nous aide à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation de nouveaux systèmes [5].

Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique, d'une endoprothèse aortique ou d'un matériau dentaire, la quantification de la performance est une des principales préoccupations des intervenants en biomécanique. Les techniques de quantification des paramètres, modélisation biomécanique, simulation et prédiction, sont employées tant par l'ingénieur que par le chercheur spécialiste dans ce domaine. L'analyse quantitative de la performance apporte un éclairage sur la nature du problème du patient ou de ses difficultés. L'intervention est alors mieux ciblée lorsqu'elle est guidée par des données biomécaniques et les chances d'une meilleure performance sont accrues.

L'analyse de la gestuelle sert aussi bien à la réalisation de bancs d'essais pour tester le matériel orthopédique (prothèses, plaques, vis...) que pour améliorer le matériel sportif pour répondre aux besoins des athlètes. De même, l'identification des limites physiques d'un individu en milieu de travail ou d'un athlète, sert à élaborer des normes de sécurité ainsi que des cahiers des charges pour l'équipement. Ces exemples illustrent le nombre mais aussi la

diversité des professionnels faisant appel à la biomécanique, de l'ingénieur à l'éducateur physique, en passant par l'orthopédiste, l'ergonome, le chirurgien cardiovasculaire et le dentiste. Le rayonnement de la biomécanique à travers tant de disciplines explique en partie son histoire ancienne [1].

Le livre le plus ancien contenant le concept de biomécanique est probablement le classique grec « Les parties des animaux » d'Aristote (384-322 av JC). Il y présente une description soignée de l'anatomie et des fonctions des organes internes.

La biomécanique s'est réellement initiée avec le développement de la mécanique. On peut dresser un rapide bilan des principales découvertes qui ont marqué l'histoire de la biomécanique :

- 1615 : William Harvey découvre la circulation sanguine.
- 1620 : Galilée utilise un pendule pour mesurer la pulsation sanguine.
- 1662 : Descartes met au point un modèle compliqué de la structure animale, incluant la fonction des nerfs.
- 1680 : Giovanni Alfonso Borelli clarifie le mouvement des muscles et la dynamique du corps. Il traite du vol des oiseaux, des mouvements du cœur et des intestins.
- 1690 : Robert Hooke donne la loi de Hooke et le mot 'cellule' en biologie pour désigner les entités élémentaires vivantes.
- 1775 : Euler écrit le premier papier sur la propagation de l'onde de pulsation dans les artères.
- 1800 : Thomas Young étudie la formation de la voie humaine, identifiée comme des vibrations.
- 1827 : Poiseuille met au point un appareil de mesure des changements de la pression sanguine dans l'aorte.
- 1871 : Helmholtz étudie les mécanismes de focus de l'œil.
- 1929 : Van der Pol crée un modèle du cœur avec des oscillateurs non linéaires.

Ce portrait historique de la biomécanique se dresse en réalité sur plusieurs plans, à savoir, la physique, la médecine et la biologie, la mécanique des tissus biologiques, la modélisation et l'instrumentation. L'évolution des connaissances dans un de ces domaines profitait aux autres. La biomécanique a progressé en cascade, pour émerger comme champ d'intérêt vers la fin du XIX siècle. [3]

### **I.3.Le rétrécissement aortique**

#### **I.3.1.Notions d'anatomie**

##### **I.3.1.1.Le cœur**

Le système cardiovasculaire est un réseau élaboré de circulation sanguine qui délivre l'oxygène et les nutriments aux différents organes, et les nettoie de leurs déchets métaboliques. Le cœur, localisé entre les deux poumons, au milieu de la cage thoracique figure I.1, est l'organe central du système cardiovasculaire. C'est un muscle creux, le myocarde, dont les cellules se contractent de manière rythmique et coordonnée pour assurer le fonctionnement de la pompe cardiaque.

Quatre cavités composent le cœur : deux petites supérieures, les oreillettes, et deux larges inférieures, les ventricules figure I.2. Chacune des oreillettes communique avec le ventricule correspondant. Le cœur est séparé en deux par le septum. Le cœur droit propulse le sang dans la circulation pulmonaire. Le cœur gauche, quant à lui, assure la circulation systémique figure I.3. [6]



Figure. I.1. Face antérieure du thorax et de l'abdomen. Cœur et artères carotides.

Croquis de 1508 de Léonard de Vinci (1452-1519).



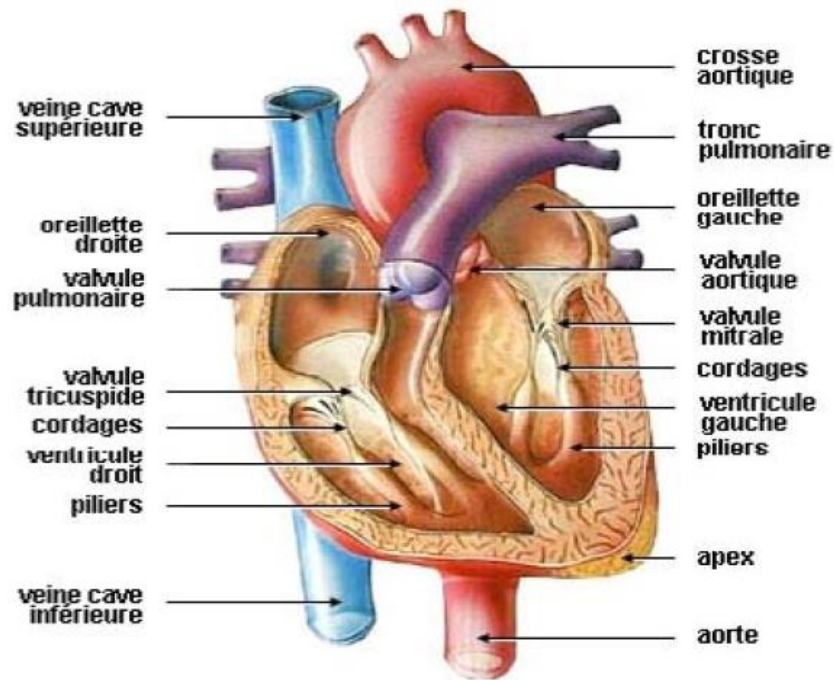


Figure. I.2. Coupe schématique du cœur.

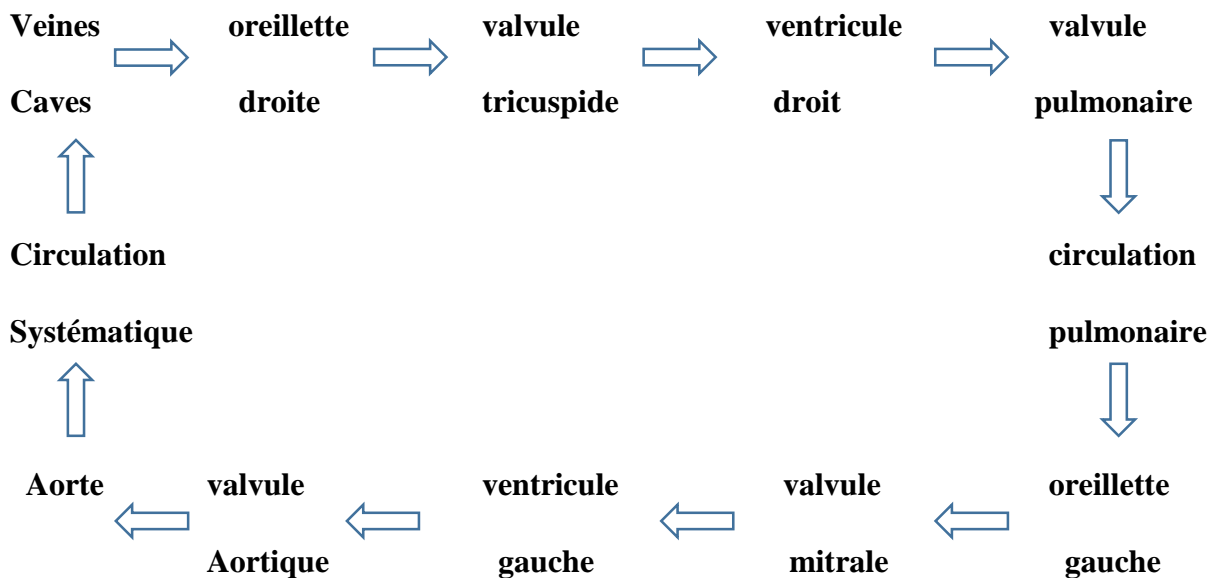


Tableau I.1. Schéma de la circulation sanguine corporelle.

### I.3.1.2. Les valvules cardiaques

Le cœur comporte quatre valvules, une à la sortie de chaque chambre : la tricuspide entre l'oreillette droite et le ventricule droit, la pulmonaire entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, la mitrale entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche, et l'aortique entre le ventricule gauche et l'aorte ascendante figure 1.2 et Tableau I.1. Les valvules assurent

le caractère unidirectionnel de la circulation sanguine. Les valvules auriculo-ventriculaires évitent le reflux du sang des ventricules vers les oreillettes pendant la contraction ventriculaire, tandis que les valvules aortique et pulmonaire empêchent le reflux du sang de l'aorte et des artères pulmonaires vers les ventricules durant la relaxation ventriculaire. Les valvules tricuspide, pulmonaire et aortique comportent, à l'état normal, trois feuillets, tandis que la mitrale en contient deux figure I.3. Les valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) sont arrimées aux parois ventriculaires par des cordages fibreux figure 1.2 empêchant notamment que leurs feuillets ne remontent à l'intérieur des oreillettes. [6]

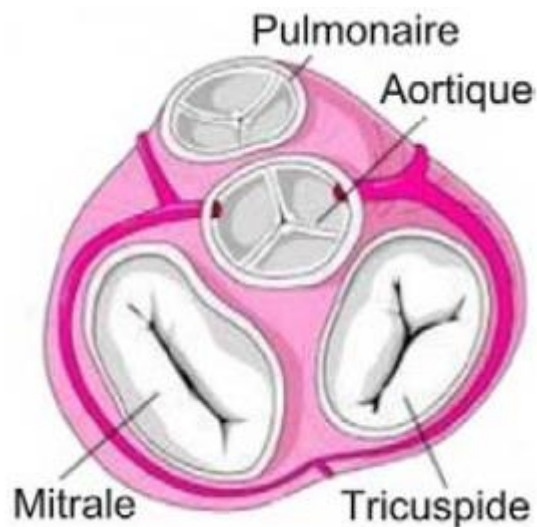


Figure. I.3. Valvules tricuspide, pulmonaire, mitrale et aortique

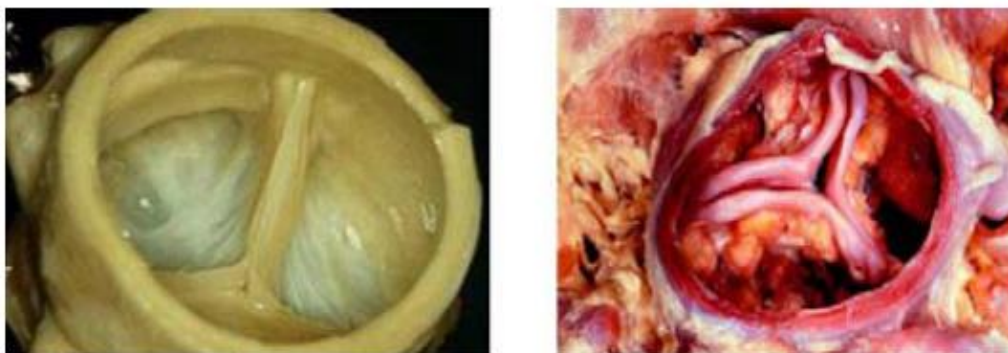


Figure. I.4. À gauche valvule aortique saine. À droite valvule aortique sévèrement calcifiée.

### **I.3.2.Épidémiologie**

Le rétrécissement aortique est l'atteinte valvulaire la plus fréquente de l'adulte dans les pays développés et représente un peu moins de la moitié des cas de valvulopathie en Europe .La maladie est fréquente chez les personnes âgées de plus de 65 ans avec une prévalence évaluée à 2%. Parvenu au stade symptomatique, le rétrécissement aortique est une maladie grave associée à une mortalité de 50% à 5 ans du début des symptômes et de 90% à 10 ans.

### **I.3.3.Physiopathologie**

Dans le RA quelle qu'en soit la cause, la diminution de surface de l'orifice aortique représente un obstacle à l'éjection systolique du ventricule gauche, autrement dit une augmentation de la post-charge (comme dans le cas de l'HTA). L'augmentation des pressions systoliques intraventriculaires gauches est nécessaire au maintien du débit cardiaque : le ventricule gauche doit pousser plus fort pour propulser le VES à travers un orifice aortique rétréci. Il en résulte un différentiel entre les pressions systoliques intraventriculaires gauches et intra-aortiques : c'est le gradient de pression systolique VG-aorte, qui est nul (ou minime, de l'ordre de 5 mmHg) à l'état physiologique.

On parle de surcharge "systolique pure" ou "de pression" car il n'y a pas de surcharge "diastolique" ou "de volume", c'est-à-dire que le volume télé diastolique n'est pas augmenté par un phénomène de régurgitation (contrairement au cas de l'insuffisance aortique).

L'existence de ce gradient de pression a pour conséquences :

- la prolongation de l'éjection ventriculaire gauche
- l'impossibilité pour le débit cardiaque de s'adapter à l'effort
- surtout, une hypertrophie concentrique du ventricule gauche.

### **I.3.4.Causes**

Le RA dégénératif ou maladie de Mönckeberg est la première cause de RA chez le sujet âgé de plus de 65 ans. Il s'agit d'une sclérose avec calcification progressive intéressant aussi bien l'anneau aortique que les valvules.

Le RA congénital est la première cause de RA chez le sujet de moins de 65 ans. Il s'agit le plus souvent d'une bicuspidie aortique, la valve étant composée de deux valvules au lieu de trois.

Une anomalie de l'aorte ascendante est fréquemment associée, le plus souvent à type d'ectasie voire d'anévrisme vrai, bien plus rarement à type de coarctation.

Le RA rhumatismal c'est-à-dire post-RAA est devenu rare dans les pays développés mais demeure une cause prépondérante dans les pays en développement, où l'accès aux soins est beaucoup plus réduit. La lésion anatomopathologique est constituée par une fusion des commissures valvulaires avec rétraction des valvules. D'autres valvulopathies, notamment du cœur gauche, sont très souvent associées.

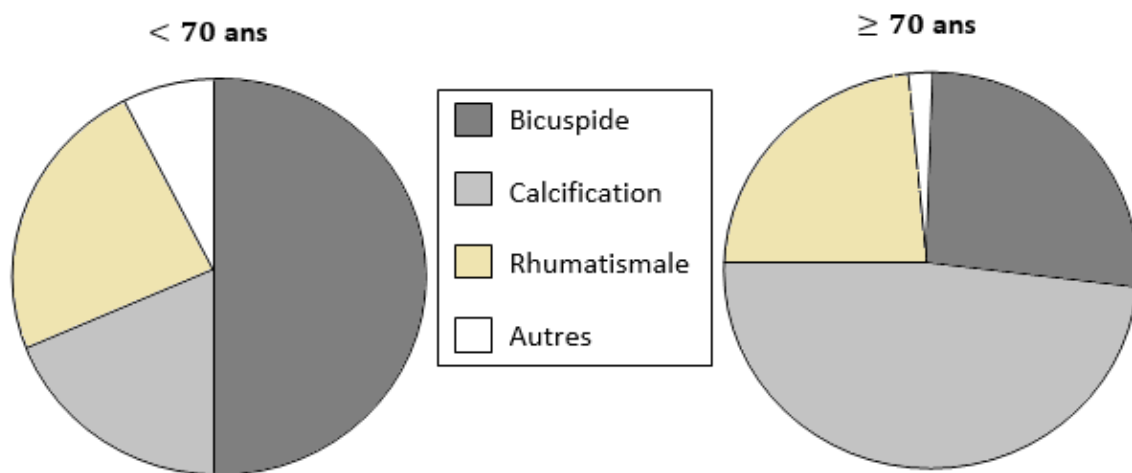


Figure .I.5. Principales causes de la sténose aortique en fonction de l'âge.

### I.3.5.Diagnostic

Dans le rétrécissement aortique, l'apparition de symptômes marque un tournant évolutif indiquant un RA serré et signifiant que le pronostic vital est engagé à plus ou moins court terme. Les symptômes traduisent l'existence de complications et prédominent initialement à l'effort :

- la dyspnée d'effort (puis de repos, voire de décubitus : orthopnée) traduit la surcharge pulmonaire due à l'insuffisance cardiaque
- l'angor est multifactoriel : la part attribuable au RA est de nature fonctionnelle avec une inadaptation besoins/apports en O<sub>2</sub> expliquée par l'hypertrophie ventriculaire gauche (augmentation de la consommation en O<sub>2</sub> et écrasement des vaisseaux coronaires), mais des sténoses coronaires athéromateuses sont fréquemment associées
- les syncopes d'effort traduisent l'incapacité du débit cardiaque à augmenter en situation d'exercice physique avec pour conséquence un bas débit cérébral

responsable de la perte de connaissance, mais il peut aussi y avoir des syncopes indépendantes de l'effort qui sont, elles, en rapport avec des troubles conductifs ou même des arythmies ventriculaires paroxystiques ; une participation iatrogène est possible en cas d'usage de traitements vasodilatateurs (tels les dérivés nitrés) qui majorent le gradient de pression VG-aorte.

#### **I.4.Prise en charge**

##### **I.4.1.Traitement médicale**

S'il peut être adjuvant, il n'a pas d'efficacité prouvée sur la progression de la maladie lorsqu'il est utilisé seul. C'est un traitement au mieux symptomatique et conservateur.

##### **I.4.2.Remplacement valvulaire chirurgical**

Le remplacement valvulaire aortique chirurgical sous CEC demeure la technique de référence, en particulier dans les RA serrés calcifiés. L'exérèse de la valve native est suivie de l'implantation d'une prothèse valvulaire qui peut être.

- soit mécanique, avec la garantie d'une très longue durée de vie mais impliquant obligatoirement la prise d'un traitement anticoagulant à vie avec les contraintes et risques qu'il suppose
- soit biologique c'est-à-dire confectionnée à partir de tissus animaux traités, ne nécessitant aucune dé coagulation mais dont la durée de vie limitée de 10 à 15 ans peut imposer un second remplacement valvulaire si elle est implantée chez un sujet trop jeune.

Il est également possible de procéder au remplacement valvulaire "à cœur battant", c'est-à-dire sans CEC, grâce à une voie d'abord transapicale (du côté de la pointe du cœur) qui autorise une plus courte incision du myocarde.

##### **I.4.3.Implantation percutanée d'une prothèse valvulaire aortique**

L'implantation percutanée d'une prothèse valvulaire aortique, ou TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation), est une technique en cours de développement qui a été expérimentée pour la première fois en 2002 chez l'homme. Il s'agit de l'implantation in situ (sans exérèse de la valve native) d'une prothèse valvulaire biologique assujettie à une armature métallique, l'ensemble étant monté jusqu'au cœur par voie end vasculaire. Les résultats de ce

type d'intervention semblent comparables à ceux de la chirurgie traditionnelle en termes de mortalité, avec cependant un léger sur-risque d'AVC.

#### I.4.4. Valvuloplastie percutanée par ballonnet

Cette technique développée dans les années 1980 consiste à utiliser le gonflement d'un ballonnet monté par voie end vasculaire (via l'artère fémorale) pour redilater l'orifice aortique sténosé en faisant "craquer" les commissures valvulaires. Cette technique est depuis relativement délaissée en raison d'un taux élevé de complications et d'une récurrence quasi-constante du RA, mais conserve quelques indications spécifiques.

#### I.5. Mesure du flux sanguin aortique

Comme pour toute mesure de débit, il s'agit de mesurer le volume fourni par l'appareil étudié (ici le cœur) par unité de temps. Si l'on peut mesurer le débit d'un robinet d'eau en recueillant la totalité du liquide émis par celui-ci, on ne peut pas — bien sûr — recueillir la totalité du volume de sang fourni par le cœur, faute de survie du sujet étudié. Dans ces cas-là, on utilise la méthode de dilution d'un index. L'injection d'un index dans le sang et l'analyse de sa concentration en aval, permet par intégration de calculer le débit du liquide considéré

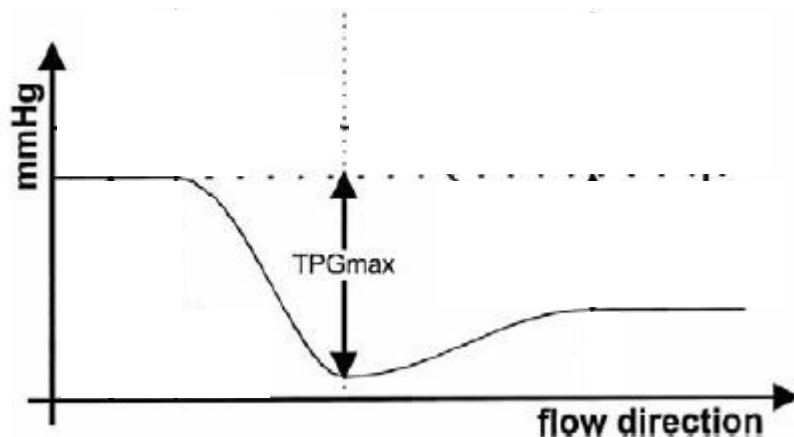


Figure.I.6. Evolution du Flux sanguin Garcia et al.2000. [7]

##### I.5.1.L'intérêt : Pourquoi mesurer le débit sanguin ?

- Il est souvent nécessaire de connaître l'état cardiovasculaire de certains patients
- Chez les patients en soin intensif, des mesures simultanées de pressions et des débits sont souvent requises afin de connaître la réponse de diverses interventions thérapeutiques (transfusion, infusion d'agents inotropes ou vas coactifs,...)

- Le diagnostic de certaines maladies nécessite systématiquement la mesure du débit sanguin local ou global (sténose aortique, sténose artérielle...)

### **I.5.2.Instrumentations**

Les deux grandes techniques utilisées pour mesurer l'hémodynamique artérielle sont l'échographie par effet doppler et la vélocimétrie par contraste de phase en IRM.

La première est la plus répandue, la plus robuste, elle correspond à l'indication initiale chez le sujet athéromateux et elle est la plus accessible. La deuxième est utilisée à l'heure actuelle à des fins diagnostiques précises comme c'est le cas de l'étude de la fonction cardiaque (flux mitral, % régurgitation, éjection systolique, etc..).

#### **I.5.2.1.Échographie par effet doppler**

L'échographie Doppler est un examen médical échographique en deux dimensions non invasif qui permet d'explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Elle est basée sur un phénomène physique des ultrasons : l'effet Doppler. Elle est aussi appelée écho Doppler.

- L'effet Doppler permet de quantifier les vitesses circulatoires.
- L'échographie permet de visualiser les structures vasculaires.

En pratique médicale l'écho Doppler est utilisé pour explorer le réseau artériel et le réseau veineux afin d'évaluer certaines pathologies : thrombose veineuse profonde (phlébite), varices, artériopathie, thromboses, anévrismes etc.

##### **I.5.2.1.1.Principes**

L'effet doppler peut être utilisé dans le domaine des ultrasons. Quand un faisceau ultrasonique traverse un flux sanguin, la fréquence du signal revenant à l'émetteur peut être augmentée ou diminuée, en fonction de la direction et de la vitesse de ce flux par rapport à l'incidence du faisceau ultrasonique. Un mouvement liquidien vers la sonde élèvera la fréquence de retour, tandis qu'un mouvement s'en éloignant en diminuera la fréquence.

L'amplitude du changement de fréquence est proportionnelle à la vitesse du flux sanguin ainsi qu'à l'angle entre le faisceau ultrasonique et le vaisseau analysé. Ainsi, l'on peut déterminer la vitesse ou vélocité et le sens d'un flux sanguin dans une région précise du thorax, cavité cardiaque ou vaisseau.

Le doppler permet donc de déterminer la vitesse et le sens d'un flux sanguin, ainsi que son caractère, homogène (ou laminaire) ou turbulent. Si l'on considère un flux sanguin au niveau d'une valve par exemple, l'on pourra aisément déterminer à partir des vitesses, le gradient de pression entre les cavités situées de part et d'autre de cette valve, ceci selon une formule mathématique simple (formule de Bernoulli simplifiée, selon laquelle le gradient est égal à 4 fois le carré de la vitesse du flux).



Figure I.7. Appareil d'échocardiographie

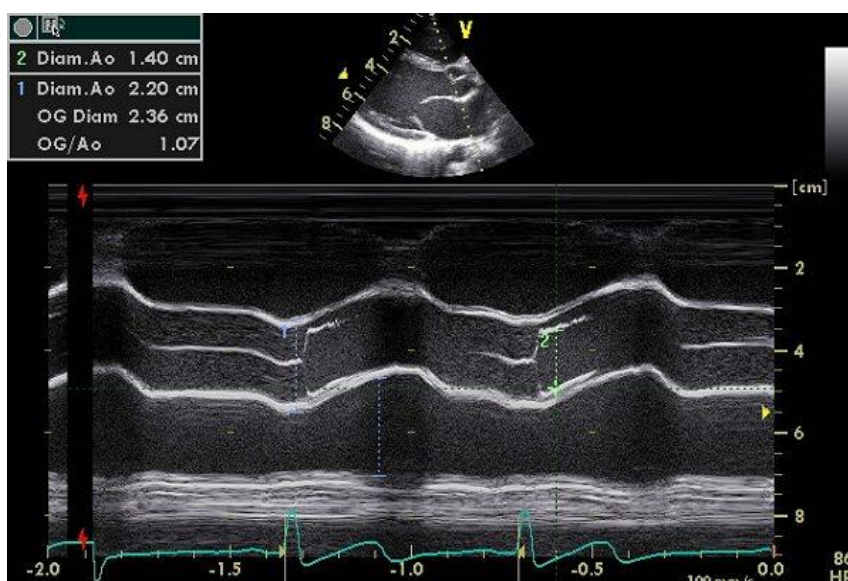


Figure I.8. Echocardiogramme TM. Coupe passant par la base du cœur



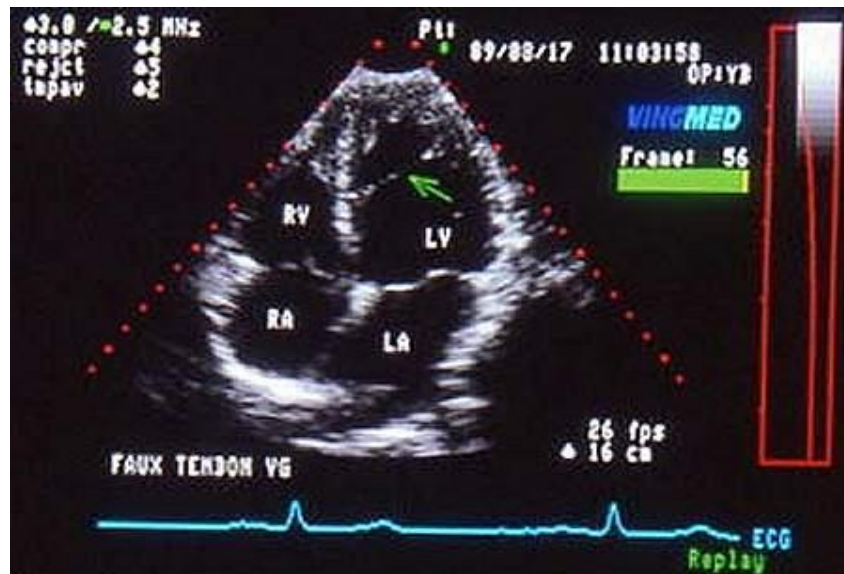


Figure I.9. Echocardiogramme bidimensionnel (2D)

#### I.5.2.1.2.Limites

- La qualité de l'imagerie obtenue est très variable d'un patient à l'autre. Les meilleures images sont obtenues chez les enfants et les adultes jeunes. L'obésité, les déformations thoraciques, l'insuffisance respiratoire chronique (lorsqu'il existe une distension thoracique, l'air étant un très mauvais conducteur des ultrasons) sont autant d'obstacles à la propagation des ultrasons, ce qui rend parfois l'examen difficilement interprétable.
- La qualité des images, et de leur interprétation, dépendent également beaucoup de l'expérience de l'opérateur : la qualité d'un examen échocardiographique est très «opérateur-dépendante».
- Chez l'enfant et le nourrisson, la qualité des images est constamment excellente. Le facteur limitant peut être l'agitation des jeunes enfants.

#### I.5.2.2.Cathétérisme

Si les données échocardiographiques sont peu concluantes ou contredisent les données cliniques, des mesures réfractives par cathétérisme sont réalisées. La pression peut être mesurée avec précision au moyen d'un cathéter, long tube mince et flexible, de type hydraulique ou Millar figure I.10. Le cathétérisme du cœur gauche consiste à acheminer un cathéter dans le ventricule gauche puis en aval de la valvule aortique via l'artère fémorale ou radiale, et l'aorte figure I.11. Si l'extrémité distale du cathéter est positionnée dans le ventricule, puis dans la

Vena contracta, le cathétérisme fournit le gradient de pression transvalvulaire maximal  $TPG_{max}$ . Néanmoins, à cause de la proximité des feuillets, il est difficile de positionner correctement le transducteur de pression (ou l'orifice) du cathéter dans la Vena contracta. La pression aortique est généralement mesurée après de 5 cm en aval de la valvule aortique [6]



Figure I.10. Extrémité d'un cathéter Millar de mesure de pressions.

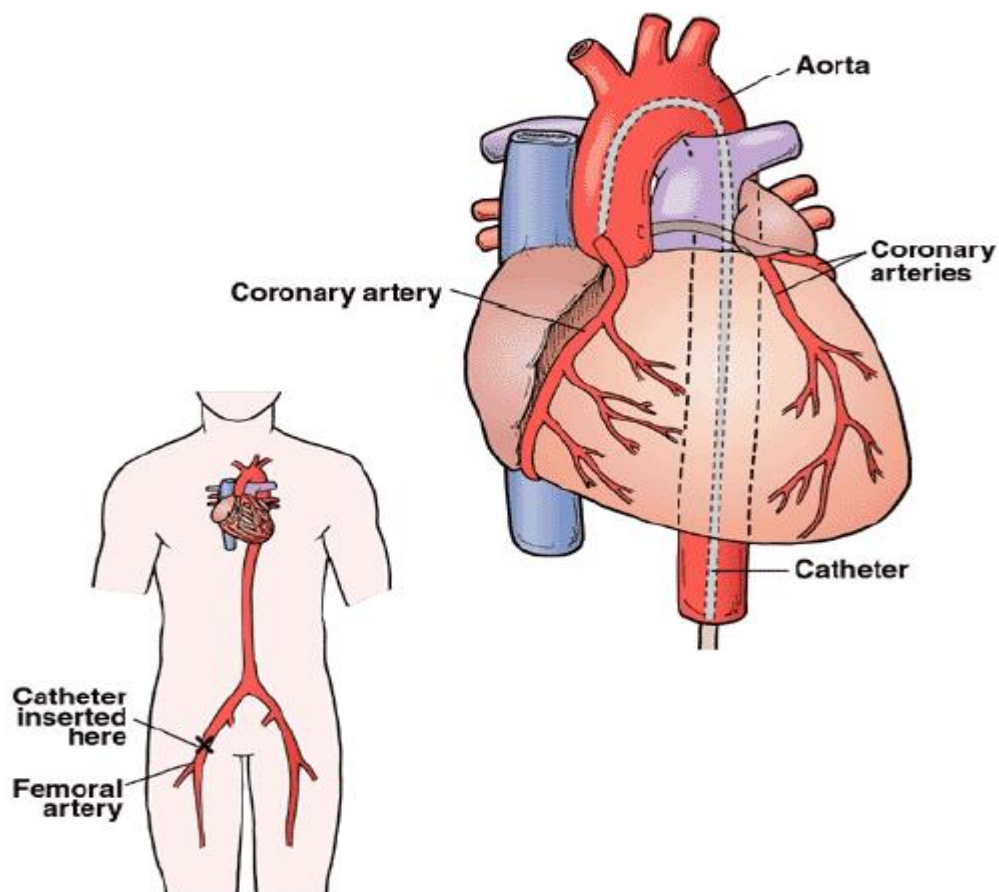


Figure I.11. L'insertion d'un cathéter en amont et en aval de la valvule aortique permet la mesure du gradient de pression transvalvulaire. Le cathéter est ici inséré à partir de l'artère fémorale.

### I.5.2.2.1. Méthodes de vélocimétrie par codage de phase

La méthode la plus précise pour mesurer un flux par IRM est celle par mesure de phase, dite aussi méthode par contraste de phase. Considérons une collection de spins de même nature se déplaçant avec une vitesse uniforme  $v$  dans un gradient de champ magnétique  $G(t)$ . Le champ magnétique en tout point de l'échantillon de fluide.

### I.6. Biomécanique cardiovasculaire

L'écoulement sanguin est régi par la mécanique des fluides. Quand on parle de sang, il faut parler de fluide incompressible et de liquide non-newtonien. Ce qui veut dire qu'il a une densité constante et une viscosité apparente fonction du calibre de l'artère.

Aujourd'hui, les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité dans les pays développés. La biomécanique cardiovasculaire concerne l'étude des trois composants figurant sur la figure I.12. [2]

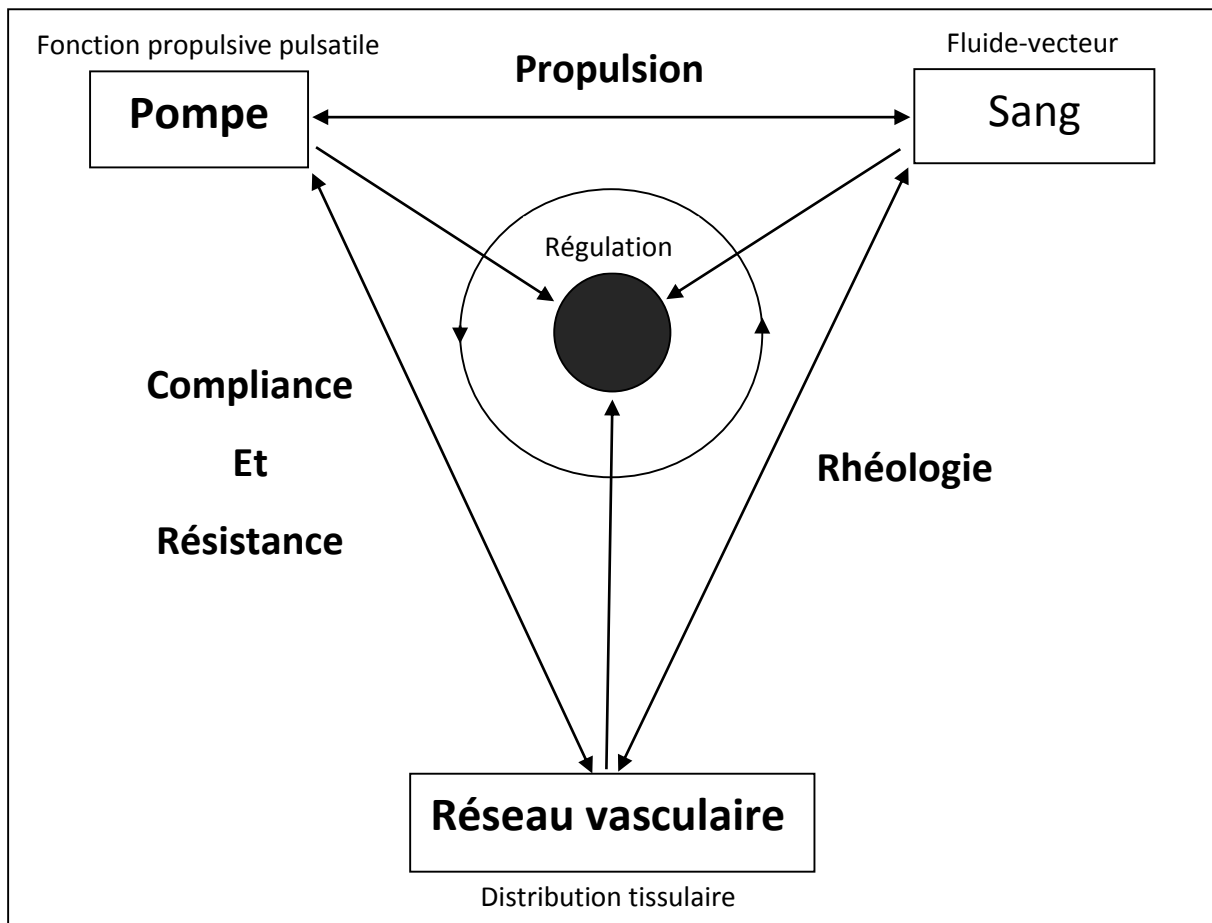


Figure I.12. Représentation schématique du système cardiovasculaire

Voici un tour d'horizon des pathologies cardiaques et vasculaires les plus fréquentes et de leurs traitements respectifs :

Fonctions atteinte	Pathologie	Traitement
<b>Système électrique du cœur</b>	Bradycardie	Stimulateur cardiaque
	Tachycardie	Défibrillateur automatique
	Fibrillation atriale	Stimulateur cardiaque, Cardioversion
<b>Pompage du cœur</b>	Insuffisance cardiaque	Médicaments ou Chirurgie (implantation valve artificielle)
<b>Vaisseaux sanguins du cœur</b>	Coronaropathie	Médicaments ou Chirurgie (implantation endoprothèse)
	Accident ou crise cardiaque	Médicaments ou Chirurgie
<b>Vaisseaux sanguins à l'extérieur du cœur</b>	Maladie vasculaire périphérique (athérome)	Médicaments ou Chirurgie (implantation endoprothèse)

Table I.2. Pathologies cardiovasculaires. [3]

### I.6.1.Étude expérimental

L'observation du phénomène artériel est possible sur banc d'essai à travers toute sorte de géométries issues de formes simples (tubes, coudes,...), ou bien manufacturés à partir de formes anatomiques visibles par imagerie médicale (scanner généralement).

Ces modèles physiologiques sont ensuite moulés avec des matériaux rigides ou flexibles, pour être ensuite alimentés par une pompe qui fait circuler à l'intérieur du système fermé, un liquide visqueux. L'écoulement obtenu reprend des conditions particulières esproches de celles retrouvées dans le corps humain.

Plusieurs questions se posent alors sur la pertinence de ces modèles. Quand il s'agit d'arriver à une optimisation des matériaux utilisés dans les prothèses endovasculaires, des modèles qui sont parfois des modèles animaux sont utilisés, mais leurs correspondances utiles pour la réalité clinique ne sont pas toujours évidentes.

### **I.6.2.Méthode Analytique et méthode Numérique**

Une autre façon d'observer le phénomène artériel est donnée par les méthodes mathématiques. Les méthodes analytiques ont l'avantage d'avoir toujours une solution dans le domaine continu, elles sont par définition des séries entières convergentes. La méthode numérique, en revanche, ne possède pas toujours une solution, ce qui force à faire des approximations plus ou moins précises dans le domaine discret. Certains cas très simplifiés sont équivalents dans les deux approches et servent comme base de validation pour les méthodes de travail en mécanique de fluides numérique (MFN).

Toutefois, la plupart des solutions exigent un écoulement constant, ce qui n'est pas le cas pour un cycle cardiaque réel pour lequel on est amené à poser un problème transitoire. En biomécanique cardiovasculaire, plusieurs modèles numériques ont été proposés. Les plus théoriques utilisent des conditions limites sur le débit basées sur l'équation de Womersley, ou bien sur des ajustements à une série de Fourier. Dans ces cas, la géométrie est en général très simplifiée et le calcul pulsé se fait avec un fluide incompressible newtonien.

### **I.7.Conclusion**

Dans ce premier chapitre, nous avons fait un parcours rapide à travers différents domaines qui déterminent actuellement notre connaissance sur la simulation numérique de la pathologie du rétrécissement aortique valvulaire. La recherche dans ce domaine est soumise à plusieurs facteurs :

- Un facteur anatomique qui met en jeu la topologie de la valve, sa forme, et son calibre.
- Un facteur biomécanique,
- Un facteur multi-disciplinaire qui présente l'héritage du génie industriel en matière de méthodes numériques au service de la médecine. La mécanique des fluides numérique à son tour met en pratique des méthodes jusqu'ici trop lourdes pour les systèmes informatiques. Avec les derniers super-calculateurs, High Performance Computing (HPC), le temps de calcul a été réduit considérablement.

Finalement, l'association de tous ces facteurs va nous amener dans les prochains chapitres à faire un travail de recherche cohérent aux considérations citées plus haut.

---

**Chapitre II**  
**Mécanique des fluides**  
**numérique**

---

## II.1.Introduction

Tous les phénomènes observés dans un système cardiovasculaire peuvent être décrits par des équations mathématiques déduites d'approches physiques. Les équations, connues depuis longtemps, de Navier- Stokes, sont ainsi obtenues à l'aide de principes physiques de conservation de la masse et de la quantité de mouvement. Toute la physique observée est à priori prise en compte dans la formulation de Navier-Stokes. La résolution mathématique de cette dernière devrait donc conduire à une solution numérique conforme à la réalité observée. Cependant, ces équations complexes ne peuvent pas encore être résolues de manière analytique. La seule approche est l'approximation numérique de la solution. Des hypothèses et des choix doivent alors être réalisés afin de calculer la solution en un temps raisonnable, ce qui nécessairement induit des erreurs sur la solution finale.

La simulation numérique en mécanique des fluides (CFD : Computational Fluid Dynamics) est reconnue aujourd'hui comme l'un des outils incontournables de conception et est largement utilisée dans l'industrie. Le choix de l'utilisation de telles méthodes numériques va dépendre essentiellement du type et de la complexité du problème à résoudre : La nature du fluide, le comportement thermodynamique, la modélisation du milieu et si le problème est stationnaire ou instationnaire. Dans ce chapitre, nous allons montrer les principales étapes à suivre pour l'application de la CFD à un écoulement sanguin.

## II.2.Equations générales de la mécanique de fluide

La mécanique des fluides numérique est basée sur la résolution d'équations de bilan traduisant trois principes fondamentaux : la conservation de la masse, le principe fondamental de la dynamique, et la conservation de l'énergie. Les trois équations mathématiques résultantes sont l'équation de continuité, le bilan de quantité de mouvement, et l'équation de l'énergie. Le but de ce chapitre est d'écrire ces équations.

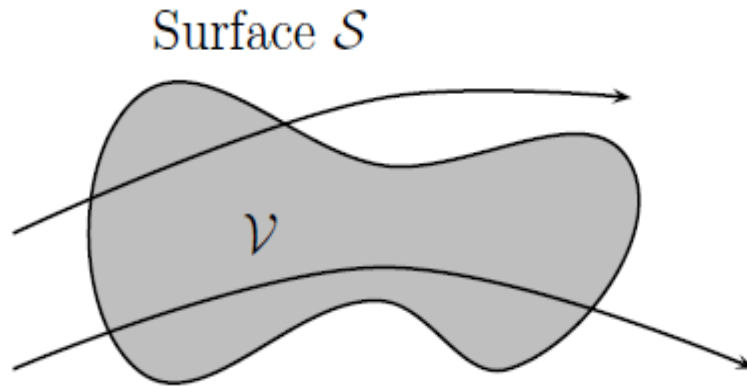


Figure II.1. Représentation d'un volume de contrôle. Le volume de contrôle est fixe et est traversé par le fluide en mouvement

### II.2.1.Dérivée particulaire

$$\frac{D}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + \vec{V} \cdot \overrightarrow{\text{grad}} \quad (\text{II. 1})$$

### II.2.2.Equation de continuité

Nous allons appliquer dans cette partie le fait que la masse attachée à un volume d'étude soit conservée. L'équation mathématique résultante est l'équation de continuité,

Conservation de la masse sur un volume de contrôle fixe.

On considère un volume de contrôle D fixe (Fig.1) de volume V, borné par une surface S de normale extérieure unitaire  $\vec{n}$  en chacun des points de sa surface. Dans ce cas, le bilan de débit de masse à travers la surface S [13]

$$\int_S \rho \vec{V} \cdot \vec{n} dS \quad (\text{II. 2})$$

Est égale à l'évolution temporelle de la masse du volume au cours du temps. Cette masse est donnée par l'expression

$$\int_D \rho dV \quad (\text{II. 3})$$

La conservation de la masse pour un volume de contrôle fixe est finalement exprimée par l'équation de continuité sous forme intégrale



$$\frac{\partial}{\partial t} \int_D \rho dV + \int_S \rho \vec{v} \cdot \vec{n} dS = 0 \quad (\text{II.4})$$

### II.2.3. Quantité de mouvement

$$\frac{D}{Dt} \int_D \rho \vec{v} dV = \int_D \rho \vec{f} dV + \int_{Dt} \bar{\sigma} \vec{n} d \quad (\text{II.5})$$

## II.3. Modélisation numérique de la mécanique de fluide

Il existe trois approche numérique DNS, LES, et RANS.

### II.3.1. Trois approches numériques

Malgré des efforts importants de recherche depuis plus d'un siècle, la modélisation des écoulements turbulents demeure un défi à relever. Il existe principalement trois axes de recherche, les résolutions numériques d'déterministes (DNS, pour Direct Numerical Simulation), les méthodes semi-déterministes (LES, pour Large Eddy Simulation), et enfin (les méthodes statistiques (RANS pour Reynolds Average Navier-stokes1) plus anciennes et donc largement d'enveloppées. [13]

#### II.3.1.1. La Simulation Numérique Directe (DNS)

Propose la résolution directe des équations de Navier-Stockes in stationnaires, tridimensionnelles. Cette résolution consiste à faire un calcul direct du mouvement turbulent pour une ou plusieurs réalisations avec des conditions aux limites aléatoires et faire ensuite un traitement statistique sur les solutions obtenues. On montre toutefois que le nombre de points de discrétisation nécessaire pour représenter les petites échelles de la turbulence atteint des valeurs extraordinaires. Ainsi cette approche nécessite de puissants moyens informatiques. Elle ne peut être conduite actuellement que sur des écoulements en géométrie relativement simple et pour des nombres de Reynolds peu élevés. Elle n'est, donc, pas abordable pour la prévision numérique d'écoulements dans l'industriel.

#### II.3.1.2. La Simulation des Grandes Echelles (LES)

Représente une technique intermédiaire entre le calcul directe et l'approche statistique, elle consiste à calculer l'écoulement à des équations de Navier- Stockes sur un maillage moins dense et à modéliser les mouvements d'échelles inférieures aux dimensions de la maille.

Il s'agit donc d'une simulation des grosses structures turbulentes. Cette méthode est coûteuse du point de vue de l'ampleur des calculs numériques et devrait être particulièrement utile pour les écoulements dans lesquels les grandes structures jouent un rôle déterminant.

### **II.3.1.3. La simulation RANS**

Résolve les équations de Navier- Stokes moyennées (Reynolds Averaged Navier-Stokes équations). C'est une modélisation statistique de la turbulence dans laquelle on peut distinguer deux grands groupes d'approche, l'un des deux utilise la statistique en deux ou plusieurs points, l'autre concerne seulement les statistiques en un point. Les équations moyennées résultantes, de ce dernier, comportent de nouveaux termes qui traduisent la production des fluctuations des vitesses et constituent le transfert d'un mouvement convectif dû aux fluctuations de la vitesse. Ces nouveaux termes sont appelés les contraintes de Reynolds.

Celles-ci posent un problème de fermeture des équations gouvernantes, dont la solution actuelle passe par des "modèles de turbulence" souvent semi-empiriques.

## **II.4. Les équations de Navier–Stokes**

### **II.4.1. Hypothèses simplificatrices**

Nous supposons, alors, que :

- L'écoulement est permanent.
- l'écoulement est bidimensionnel.
- l'écoulement est incompressible
- le fluide est visqueux.
- absence de transfert de chaleur.

Compte tenu des hypothèses précédentes, les équations de base régissant l'écoulement sont données respectivement par

#### **II.4.1.1. Les équations de Navier-Stokes**

Le mouvement d'un fluide est modélisé par les équations de Navier-Stokes qui permet de traiter les fluides classiques comme l'air, l'eau, l'huile ou aussi les métaux fondus. Les équations gouvernantes sont :

- la conservation de la masse ou l'équation de continuité
- la conservation de la quantité de mouvement

La formulation mathématique des lois de la conservation régissant les phénomènes physiques comme les écoulements de fluides, est généralement écrite sous forme d'équations aux dérivées partielles comme suit

#### II.4.1.1.1. Equation de continuité

L'équation de continuité s'écrit

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \cdot U) = 0 \quad (\text{II. 6})$$

Ou bien

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + u \frac{\partial \rho}{\partial X} + v \frac{\partial \rho}{\partial y} + \rho \left( \frac{\partial u}{\partial X} + \frac{\partial V}{\partial y} \right) = 0 \quad (\text{II. 7})$$

Pour un écoulement incompressible et

$$\rho = \text{cst}, \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \text{ et } \frac{\partial \rho}{\partial x_i} = 0$$

Donc l'équation de conservation de la masse se réduit à :

$$\frac{\partial u_i}{\partial X_i} = 0 \quad (\text{II. 8})$$

#### II.4.1.1.2. Equations de conservation de quantité de mouvement

L'équation de conservation de quantité de mouvement, sous forme vectorielle, sans forces de volume est :

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + u \frac{\partial \vec{V}}{\partial X} + v \frac{\partial \vec{V}}{\partial y} = - \frac{1}{\rho} \overrightarrow{\text{grad}} P + \nu \Delta \vec{V} \quad (\text{II. 9})$$

La projection de cette équation suivant les différents axes donne :

Suivant x

$$\frac{\partial}{\partial t} + u \frac{\partial U}{\partial X} + v \frac{\partial U}{\partial y} = - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial X} + \nu \left( u \frac{\partial^2 U}{\partial x^2} + v \frac{\partial^2 U}{\partial y^2} \right) \quad (\text{II. 10})$$

Suivant y

$$\frac{\partial V}{\partial t} + u \frac{\partial V}{\partial X} + v \frac{\partial V}{\partial y} = - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y} + \nu \left( u \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + v \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) \quad (\text{II. 11})$$

## II.5. Description de la turbulence

La plupart des écoulements “naturels” observés quotidiennement sont turbulents (fumée de cigarette, crème de lait versée dans le café, nuages). Ils sont d’autre part très diversifiés : fluides biologiques (sang), mouvements de géo fluides (vents, courants marins), mouvements de fluides stellaires (circulation gazeuse autour des planètes).

Malgré cela, ces écoulements ont des propriétés en commun que nous énoncerons plus loin.

Les équations qui gouvernent le mouvement instantané des fluides, qu’ils soient turbulents ou non, ont été écrites par Claude Navier<sup>1</sup> en 1823. Elles sont appelées ‘équations de Navier-Stokes en raison des perfectionnements apportées ultérieurement par George Stokes<sup>2</sup>.

Il s’agit ni plus ni moins des ‘équations de Newton qu’il faut appliquer à une particule fluide. Ces équations avaient ‘été préalablement écrites par Euler mais Navier eut l’ingéniosité d’y rajouter un terme de friction entre les diverses couches de fluide.

L’‘équation de Navier-Stokes pour la vitesse instantanée est connue depuis longtemps, cependant sa résolution reste trop compliquée. Une solution a alors ‘été d’essayer de proposer une solution pour l’‘écoulement moyen. Malheureusement le passage de l’‘équation de Navier-Stokes à l’équation pour la moyenne fait apparaître un terme qui n’est pas connu de manière exacte. Ce terme représente l’effet des fluctuations sur la vitesse moyenne et doit être approché ou modélisé.

La turbulence est devenue une science expérimentale vers la fin du XIX siècle quand l’anglais Osborne Reynolds a pu observer la transition du régime laminaire vers le régime turbulent. Il mit ainsi en évidence quelques lois assez simples et introduisit un nombre adimensionnel portant son nom qui caractérise cette transition. Malgré tout, avant les années 1950, la turbulence ‘était un sujet obscur. La seule issue pour l’ingénieur était d’expérimenter sur des modèles physiques afin d’améliorer son savoir-faire. Heureusement après les années 1960, la situation allait se débloquer avec quelques Progress accomplis en matière de modélisation, en même temps que la capacité des traitements numériques augmentait fortement. Cependant, la prédétermination de propriétés statistiques locales ‘était encore impossible.

De plus quelques problèmes majeurs demeuraient L’imprédictibilité, l’universalité des modèles ‘établis, et la convergence des fermetures. Actuellement, ces problèmes ont ‘été en

partie résolus et les calculs numériques permettent une bonne estimation de l'écoulement moyen en présence d'une turbulence d'enveloppée.

Des méthodes plus récentes permettent aussi d'estimer le champ fluctuant par résolution des équations de Navier-Stokes instantanées. On parle de façon abusive d'expérience numérique. [13]

## II.6. Les modèles de turbulence

### II.6.1. Les modèles à une équation de transport

Historiquement, les modèles à une équation de transport consistaient à résoudre une équation de transport pour déterminer l'échelle de vitesse  $u^*$  et à utiliser une relation algébrique pour définir l'échelle de longueur  $l^*$ . Généralement, l'équation de transport résolue pour obtenir l'échelle de vitesse est l'équation de transport pour l'énergie cinétique turbulente  $k$  qui donne l'échelle de vitesse  $u^* = \sqrt{k}$

Avec :

$k$  : La viscosité turbulente s'exprime

Donc :

$$\mu_t = C_\mu \rho \sqrt{k} l^* \quad (\text{II. 12})$$

Avec  $C_\mu$  : une constante.

### II.6.2. Les modèles à deux équations de transport

Il existe une grande variété de modèle à deux équations de transport. Cette diversité provient du choix effectué pour la deuxième variable transportée servant à la construction de l'échelle de longueur  $l^*$  puisque tous les modèles utilisent l'énergie cinétique turbulente  $k$  pour définir l'échelle de vitesse  $u^*$ . Pour construire une échelle de longueur de la turbulence, on peut utiliser comme deuxième variable transportée :

- la dissipation turbulente  $\epsilon$  qui permet de construire une échelle de longueur par combinaison avec l'énergie cinétique turbulente  $k$  telle que  $l^* = k^{3/2} / \epsilon$ ,
- la dissipation spécifique  $\omega = \epsilon / k$  qui permet de construire l'échelle de longueur  $l^* = k^{1/2} / \omega$
- directement une échelle de longueur de la turbulence  $l$ .

A partir de ces trois possibilités, on définit les modèles de turbulence  $k - \epsilon$ ,  $k - \omega$ ,  $k - l$  et leurs variantes

## II.7. Description du modèle de turbulence utilisé

Aucun modèle de turbulence n'est universellement reconnu supérieur aux autres pour toutes les classes de problème. Le choix du modèle de turbulence va dépendre de considérations telles que la complexité de l'écoulement aborde, le niveau de précision requis, le temps de calcul et la place mémoire disponibles. Pour effectuer le meilleur choix, il est important de connaître les limites de chacun des modèles de turbulence des codes CFD. Dans notre étude nous avons opté pour le modèle  $k-\omega$ .

### II.7.1. Modèle à deux équations ( $k-\omega$ )

Le modèle  $k$ -oméga est un modèle largement répandu basé sur les équations de transport de l'énergie cinétique turbulence et de dissipation. Il prédit des résultats cohérents notamment pour les écoulements cisailés simples. Néanmoins il a une dépendance locale et linéaire des tensions de Reynolds et du champ moyen et il est peu adapté pour les écoulements complexes (recirculation, anisotropie forte, production négatives,...).

#### II.7.1.1. Conservation de masse

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho U_i) = 0 \quad (\text{II. 13})$$

#### II.7.1.2. Quantité de mouvement

$$\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho U_i) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho U_i U_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}(t_{ij} + \rho \tau_{ij}) \quad (\text{II. 14})$$

## II.8. Conclusion

Dans ce chapitre, les équations de base de MDF ainsi que les différentes méthodes numériques de résolution sont présentées. Une description détaillée du modèle de turbulence retenu est faite. Dans le chapitre suivant, on présentera le domaine d'étude et les résultats de notre simulation numérique avec leurs interprétations.

---

## Chapitre III

Application de la Mécanique  
des fluides numérique à l'étude  
du rétrécissement aortique  
Valvulaire : Résultats et  
discussions

---

### III.1.Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la procédure numérique ainsi que nos résultats obtenus avec le logiciel FLUENT 14.0 que nous validons avec la corrélation théorique de Gorlin et Gorlin (1951) [9]. Les différents résultats obtenus sont sous forme de courbes telles que la représentation de la pression cardiovasculaire et de la chute de pression à travers le rétrécissement aortique. L'exploitation de ces résultats s'effectue en deux parties, l'une sera consacrée à la validation (maillage et simulation), l'autre à l'étude du comportement en présence d'une R.A.

### III.2.Procédure numérique

Ce paragraphe illustre la géométrie et conditions opératoires définis ainsi que la procédure numérique adaptée pour simuler le comportement de l'écoulement sanguin en présence d'un rétrécissement aortique.

#### III.2.1.Géométrie et conditions aux limites opératoires

La géométrie anatomique regroupant la chambre de chasse ventriculaire, la valvule aortique et l'aorte ascendante, est complexe. Elle ne peut être utilisée tel quelle pour une étude numérique de l'écoulement Transvalvulaire aortique. La géométrie sera donc réduite à celle, très simplifiée, d'un orifice insérée dans une conduite rectiligne cylindrique rigide figure III.1.

##### III.2.1.1.Géométrie

Nous présentons sur la figure III.1, la configuration de la géométrie et les conditions aux limites

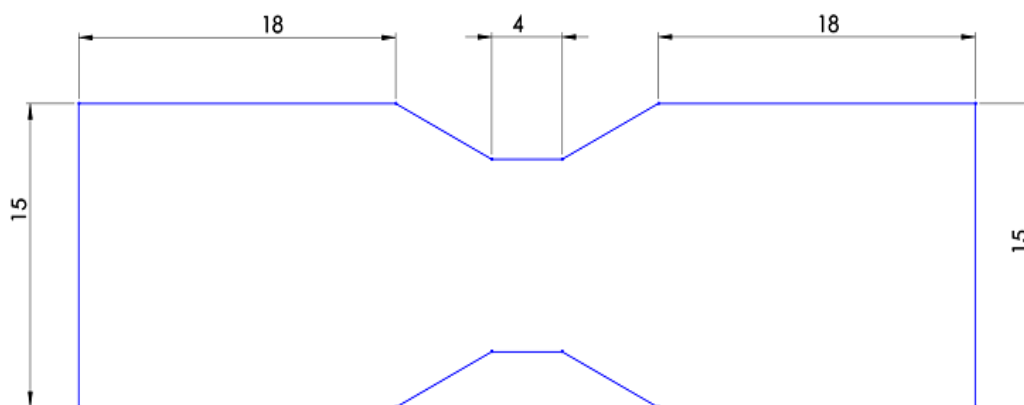


Figure III.1. Domaine géométrique de l'étude.



### III.2.1.2. Conditions aux limites opératoires

Une fois que la géométrie du domaine physique étudié est définie, nous spécifierons les zones géométriques sur lesquelles nous allons appliquer les conditions aux limites.

GAMBIT 2.4.6 propose plusieurs types des conditions aux limites en fonction du problème physique traité, les conditions aux limites sont différentes et leur compatibilité avec les modèles numériques associés a un impact direct sur la convergence et le réalisme des résultats des simulations numériques.

Le meilleur Gambit peut générer des maillages que beaucoup de solveurs peuvent utiliser, ainsi nous devons spécifier le logiciel solveur avec lequel on veut traiter le fichier maillage. Comme conditions aux limites nous avons choisis :

#### Condition de débits à l'entrée

A l'inverse de la condition de pression à l'entrée, cette condition aux limites consiste à fixer le débit de l'écoulement à l'entrée pendant que la pression totale de l'écoulement varie. Dans plusieurs applications, la condition de pression à l'entrée rend la convergence des calculs plus lente, il est conseillé dans ces cas d'appliquer la condition de débit l'entrée.

#### Condition de pression à la sortie

Permet d'imposer une valeur de la pression statique à la sortie du volume de contrôle. La valeur de la pression statique ne peut être imposée que lorsque l'écoulement est subsonique.

Le processus de convergence devient plus rapide lorsque la valeur de la pression à la sortie imposée est proche de la réalité.

#### Fluide

Les propriétés du fluide (masse volumique, viscosité moléculaire, etc...) doivent être spécifiées comme données du problème à résoudre.

Dans notre étude le fluide simulé est le sang (blood) les caractéristiques [12], [14] sont récapitulés au tableau III.1.

Fluide	Masse volumique $\rho$	Viscosité dynamique $\mu$
Sang	1050 (kg/m <sup>3</sup> )	0.0035 Pa/s

Tableau III.1. Propriétés physico-chimique du sang

## Paroi

Les parois des vaisseaux sanguin sont considérées rigides [10].

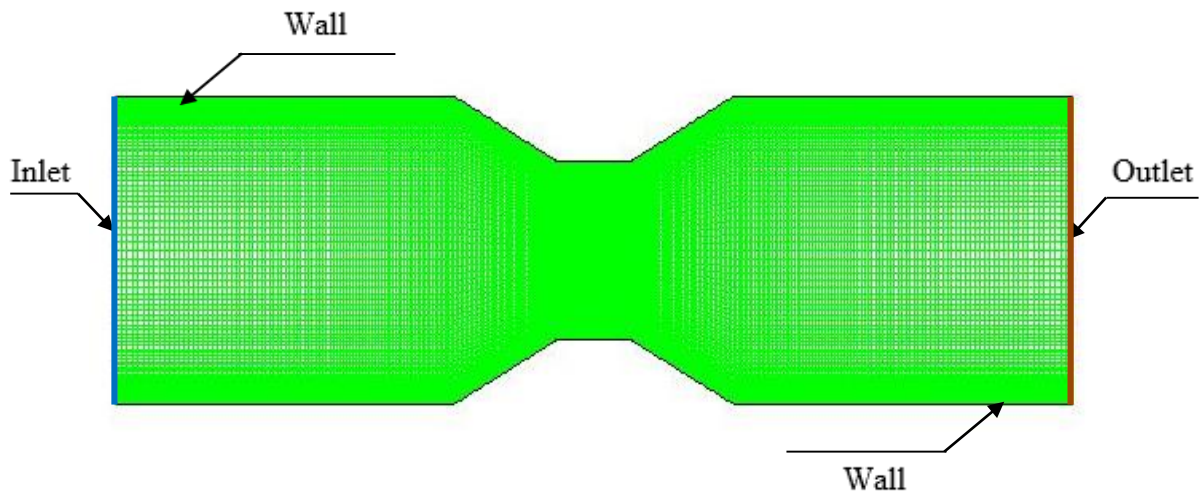


Figure III.2. Conditions aux limites sur le domaine géométrique.

### III.2.1.3. Etude du maillage

Le choix du maillage est une étape cruciale de la simulation numérique. Il est donc important de bien choisir un maillage s'adaptant au mieux aux problèmes considérés.

Le maillage a été effectué à l'aide du générateur de maillage de Fluent nommé Gambit. Nous optons pour des formes de mailles quadrilatérales

Un raffinement des zones est adapté près de la paroi, et, au niveau du rétrécissement aortique dans le but de prendre en considération les fortes variations des paramètres qui se manifestent dans ces zones, notamment les gradients de pression Figure III.3.

Maillage	Nombre de mailles	Nombre de nœuds
Maillage N1	10140	10370
Maillage N2	15825	16112
Maillage N3	20584	20916
Maillage N4	25198	25578
Maillage N5	30360	30794
Maillage N6	35800	36259
Maillage N7	40018	40500

Tableau III.2. Etude du maillage.

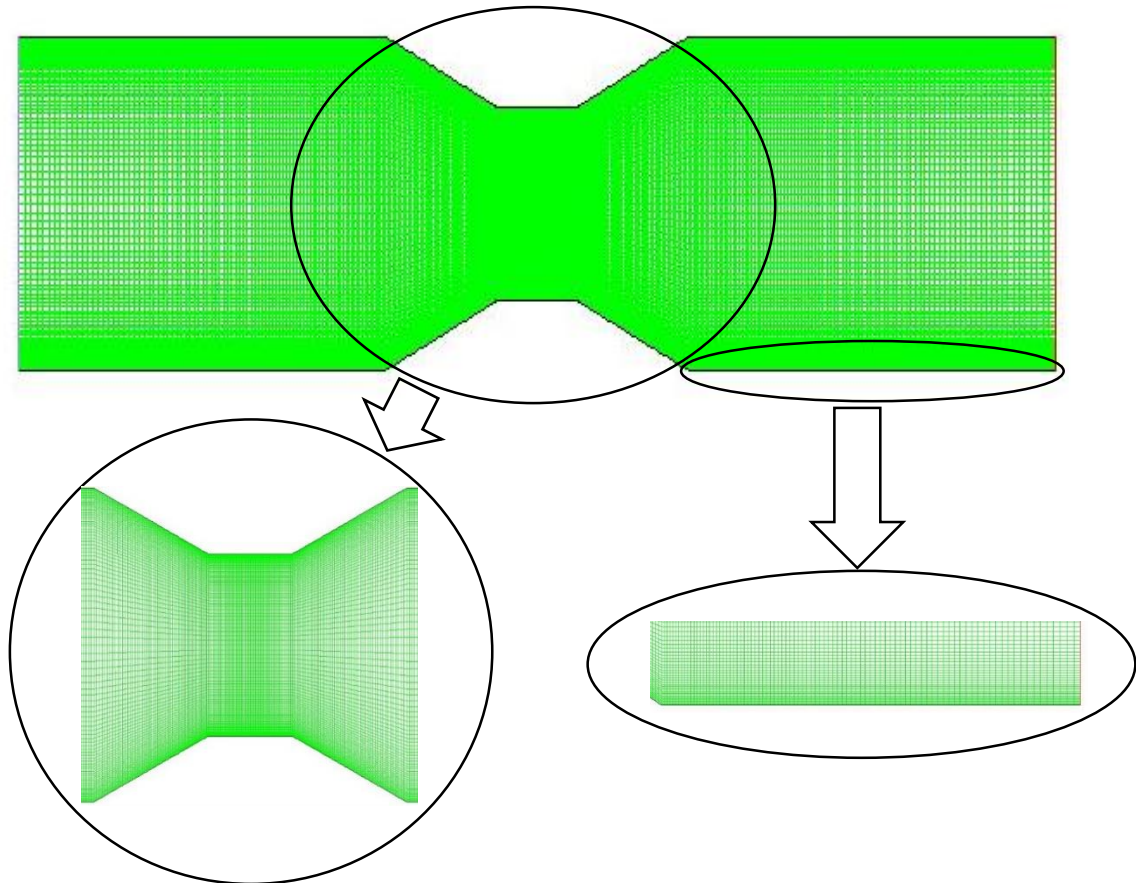


Figure III.3. Maillage

Pour valider le maillage nous avons considéré sept maillages. Le tableau III.2 ci-dessus résume les caractéristiques principales des différents maillages testés.

Les différents maillages ont par la suite été évalués sur la simulation test (voir tableau III.2). A noter que nous avons choisi cette configuration car elle fait intervenir des conditions extrêmes (Vitesses en termes de conditions aux limites : velocity inlet).

Nous remarquons d'après la figure III.4 que le meilleur maillage est celui des 36259 nœuds, car. Après un test de maillage nous avons opté pour le maillage N° 06.

Conditions aux limites	Entre	Sortie
Type	Vitesse cardiovasculaire	Pression cardiovasculaire

Tableau III.3. Conditions aux limites de la simulation test.

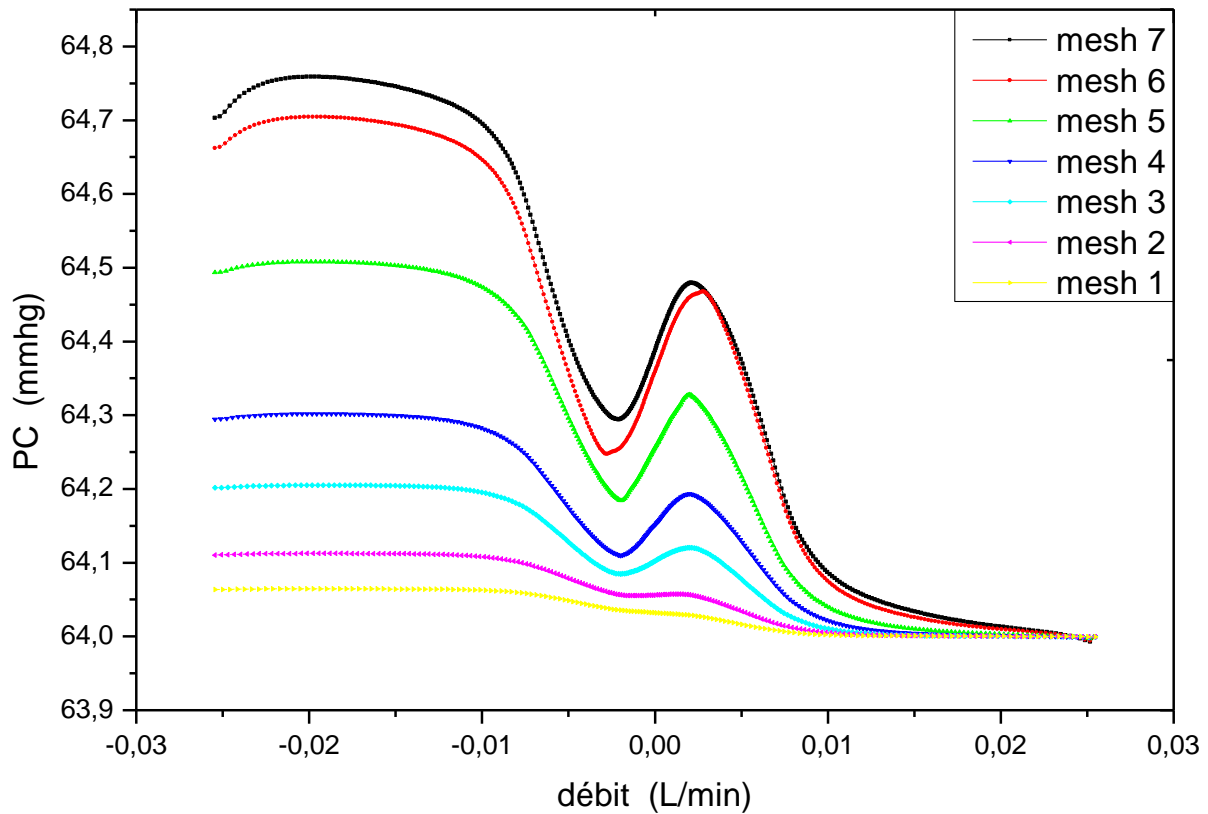


Figure III.4. Étude du maillage.

### III.2.2.Simulation numérique

#### III.2.2.1.Choix du modèle de turbulence

En présence d'une sténose aortique l'écoulement sanguin est considéré comme un écoulement turbulent Keshavarz-Motamed et al (2011) [11], Galishi et al (1998) [8] ont démontré que le modèle de turbulence le plus adapté pour la simulation d'un écoulement sanguin est le modèle  $k - \omega$ .

#### III.2.2.2.Procédure numérique

Les calculs ont été exécutés en utilisant un solveur stationnaire découplé. L'algorithme COUPLED ont été employés pour le couplage vitesse pression, la discrétisation des termes convectifs et l'interpolation de la pression respectivement.

En plus des résidus de calcul, l'évolution de la pression statique a été suivie dans des endroits donnés pour assurer la convergence et la stabilité de la solution. Les résidus étaient dans la gamme  $10^{-5}$ . Une moyenne de 278 itérations était nécessaire pour obtenir la convergence.

La figure III.5 illustre les détails de la convergence pour les équations de continuité et du modèle de turbulence choisi.

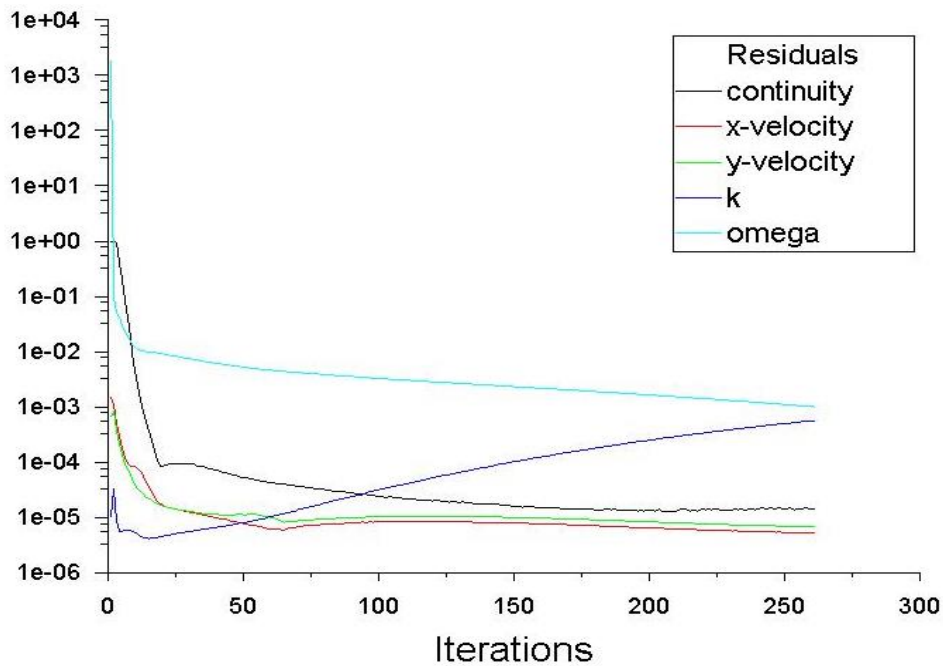


Figure III.5. Graphe de convergence

### III.3. Résultats et discussions

#### III.3.1. Cas cliniques sélectionnés et validation du modèle

La plupart des patients avec une sténose aortique sont asymptomatiques. Le diagnostic est souvent établi par la présence d'un souffle systolique caractéristique, entendu lors d'une auscultation au stéthoscope [6]. Une radiographie thoracique et un électrocardiogramme viennent compléter l'examen pour évaluer l'état hypertrophique du ventricule gauche. Bien que la sévérité d'une sténose aortique puisse être estimée de façon approximative pendant un simple examen médical, l'échocardiographie Doppler offre une évaluation plus précise. Dans cette étude, en collaboration avec le service d'imagerie du CHU Mustapha Basha d'Alger nous avons récupéré des données correspondant à des patients atteints de sténose aortique, l'objectif c'était de fournir aux praticiens des données complémentaires sur le comportement du débit sanguin à travers une sténose.

Pour la validation du modèle numérique proposé nous avons confronté nos résultats avec l'équation de Gorlin figures III.8, III.11, III.14 et III.17 qui est communément utilisée dans les laboratoires de cathétérisme pour mesurer la chute de pression cardiovasculaire  $TPG_{max}$  en présence d'un rétrécissement aortique, L'équation de Gorlin figure III.1 fait intervenir la surface valvulaire aortique  $SVA$  et le débit cardiovasculaire  $Q_v$  elle est donnée sous la forme :

$$TPG_{max} = \frac{Q^2}{EOA^2 * 44.3^2} \quad (III. 1)$$

Les figures (III.8, III.11, III.14 et III.17) montrent la confrontation des résultats numériques et ceux obtenu par l'équation de Gorlin. Les chutes de pression cardiovasculaire obtenue numériquement sont en bon accord avec les résultats de l'équation III.1 pour tous les cas étudiés. Nous observons un certain écart entre les deux valeurs. Ceci est estimé à une erreur de 25%.

### Cas clinique N° 01

Sexe	Age	SA	PS	Cas
Femme	74 ans	1.5	23 mmHg	Sténose modéré

Tableau III.4. Cas clinique N° 01

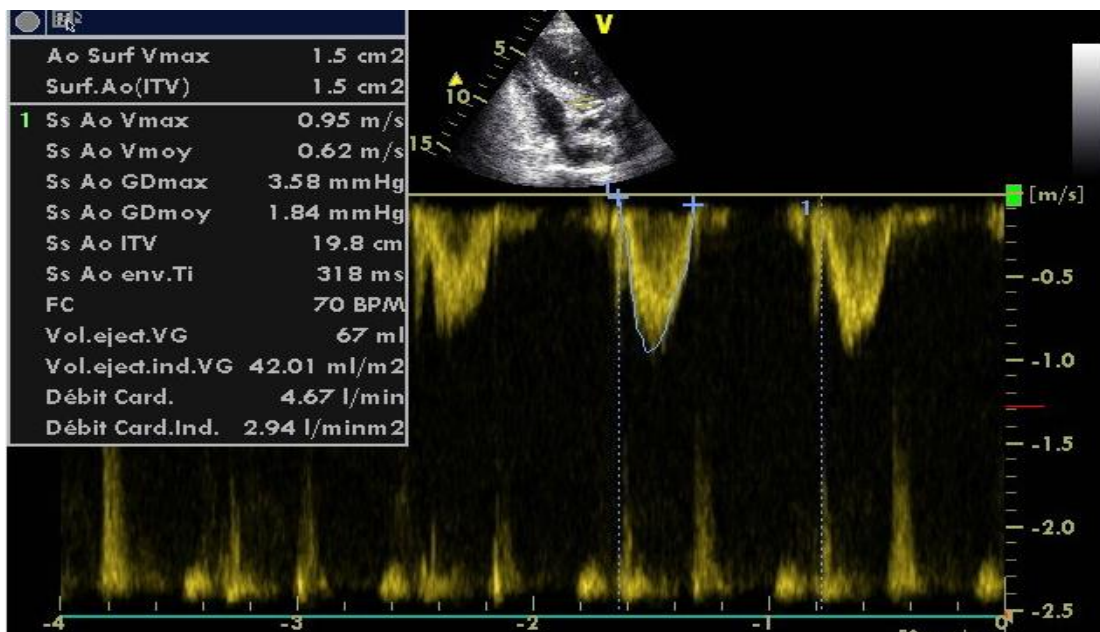


Figure III.6. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 01

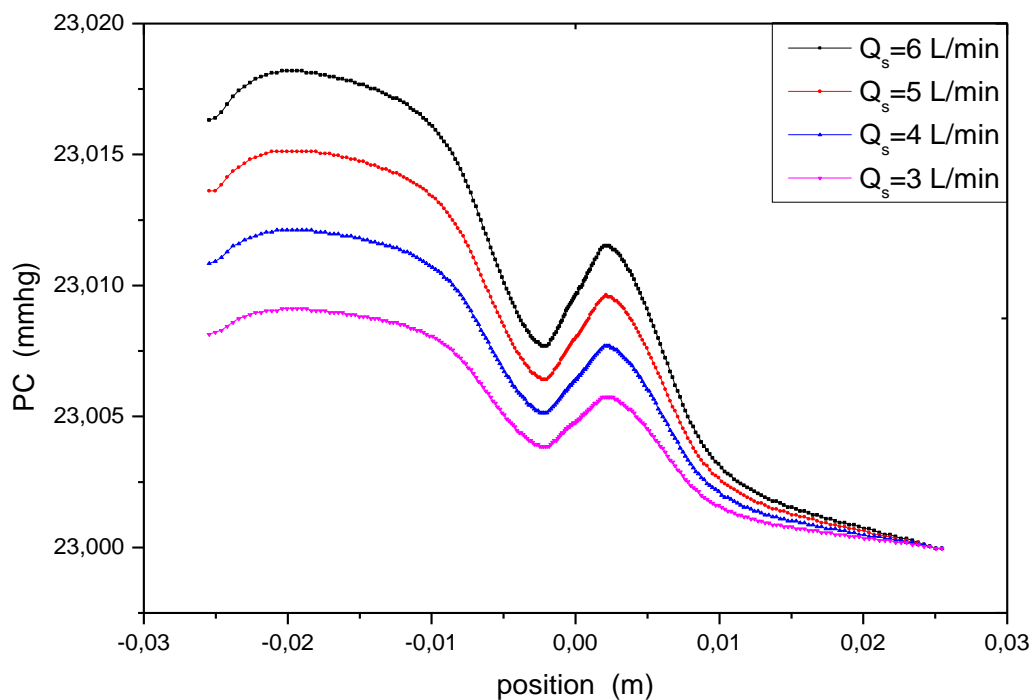


Figure III.7. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 01.

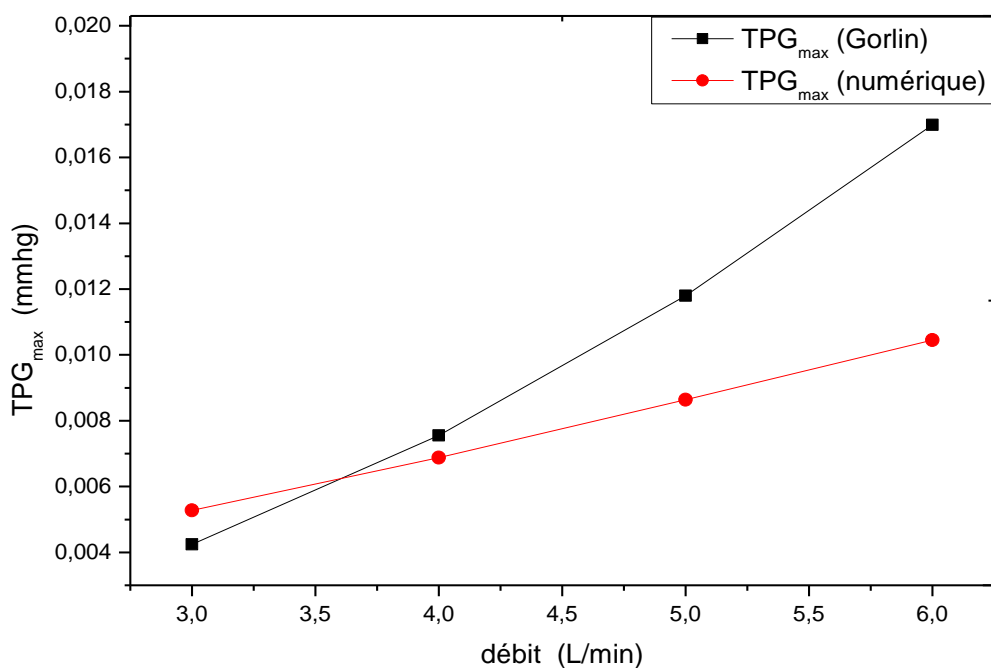


Figure III.8. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 01.

Cas clinique N° 02

Sexe	Age	SA	PS	Cas
Femme	80 ans	1.2	18 mmhg	Sténose modéré

Tableau III.5.Cas clinique N° 02

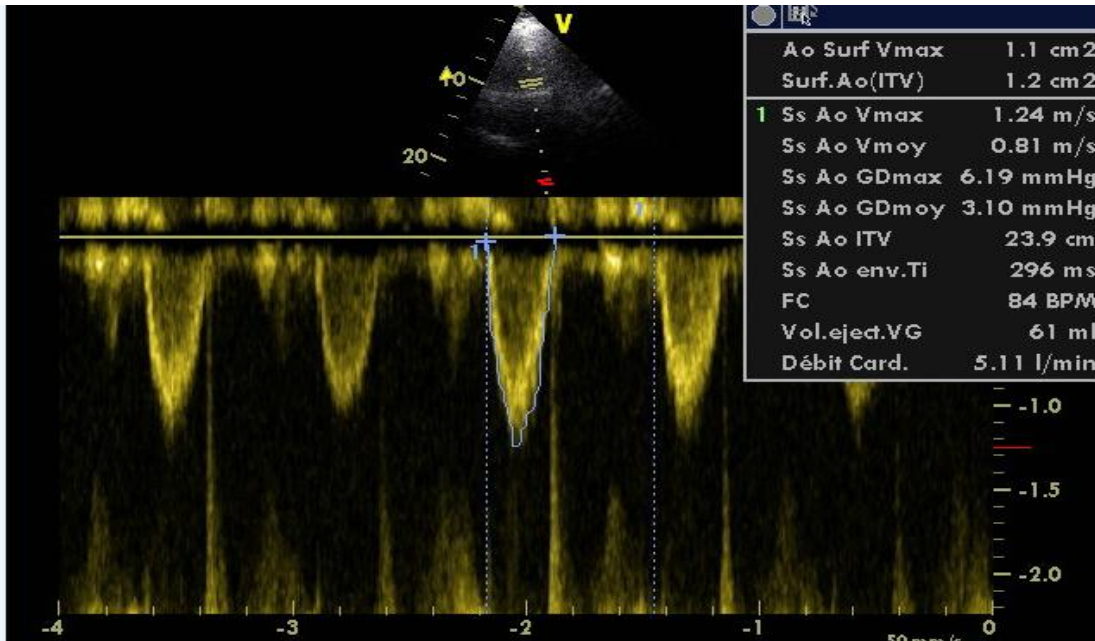


Figure III.9. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 02

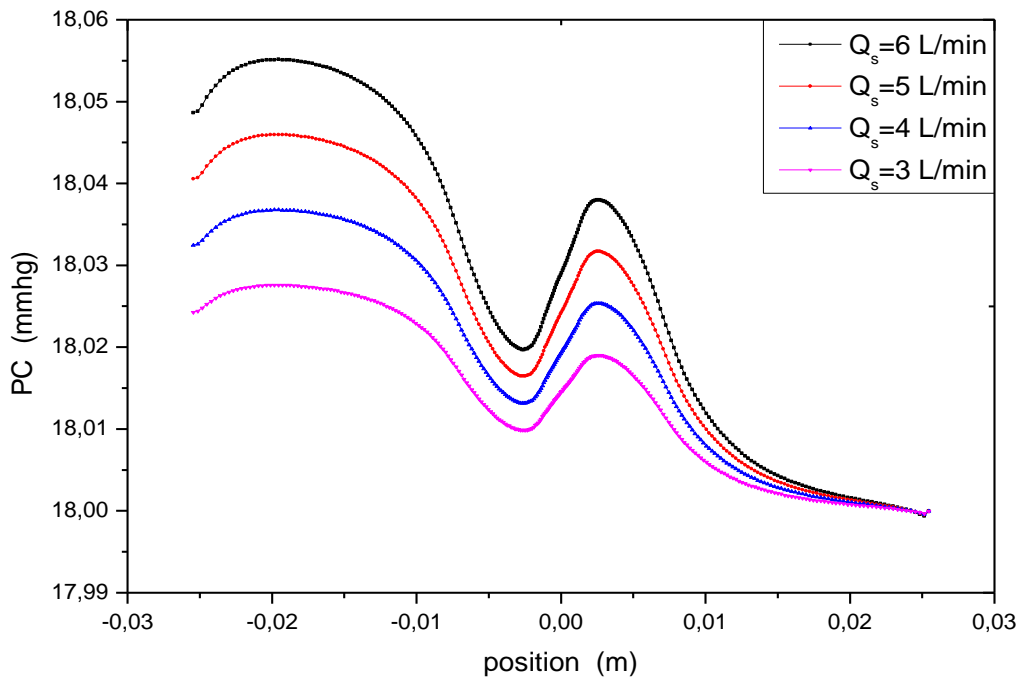


Figure III.10. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 02



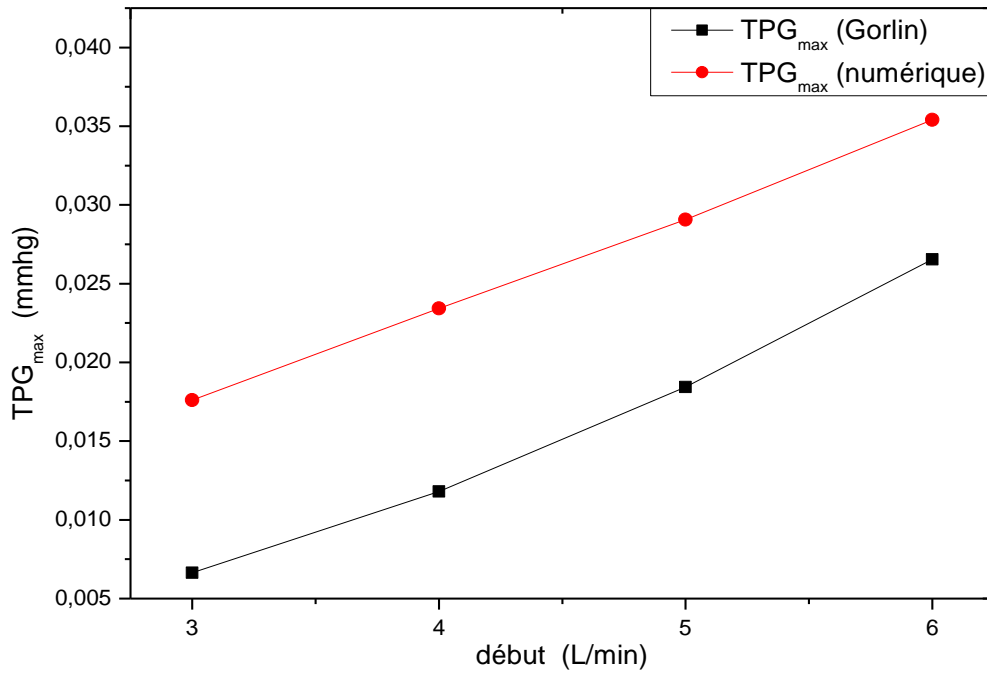


Figure III.11. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 02

### Cas clinique N° 03

Sexe	Age	SA	PS	Cas
Femme	46 ans	1.1	48.62	Sténose modéré

Tableau III.6. Cas clinique N° 03

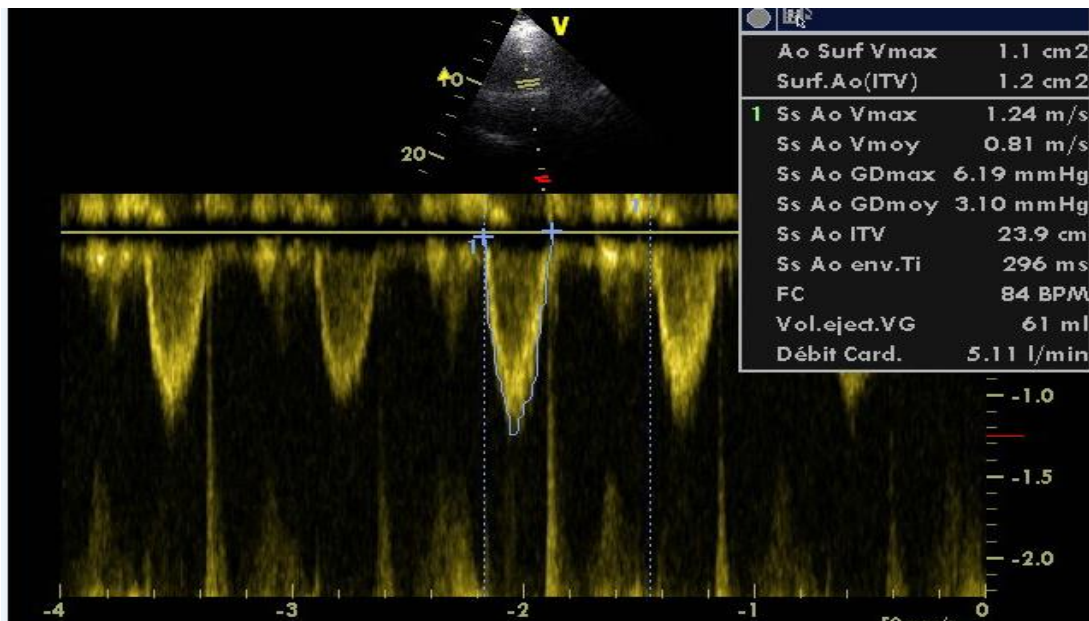


Figure III.12. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 03

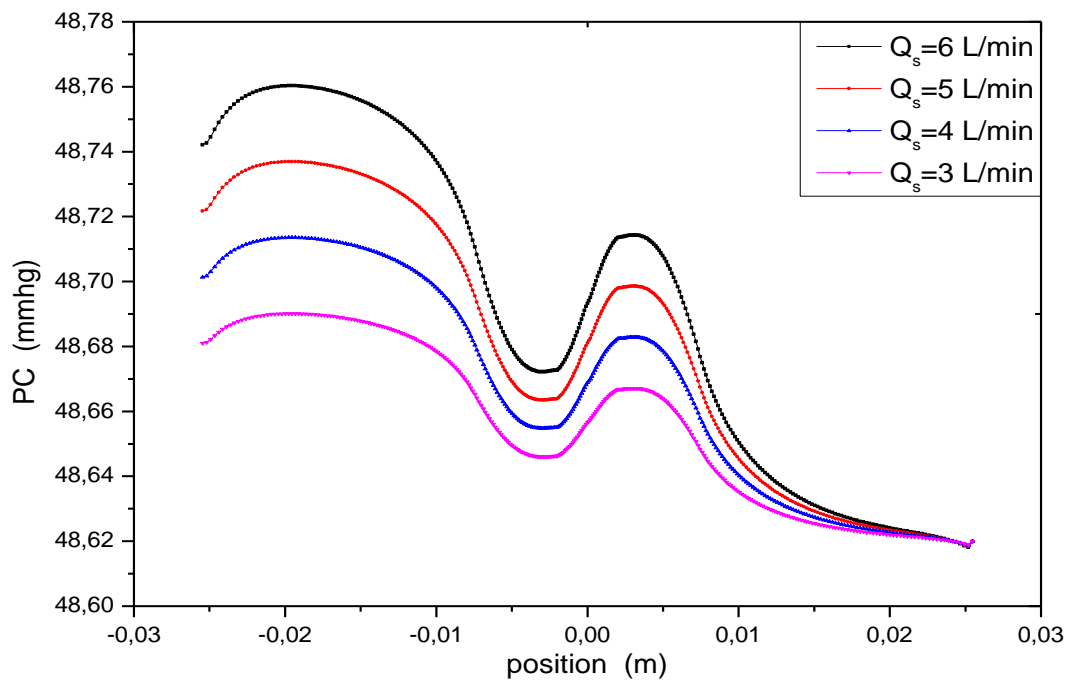


Figure III.13. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas clinique N° 03

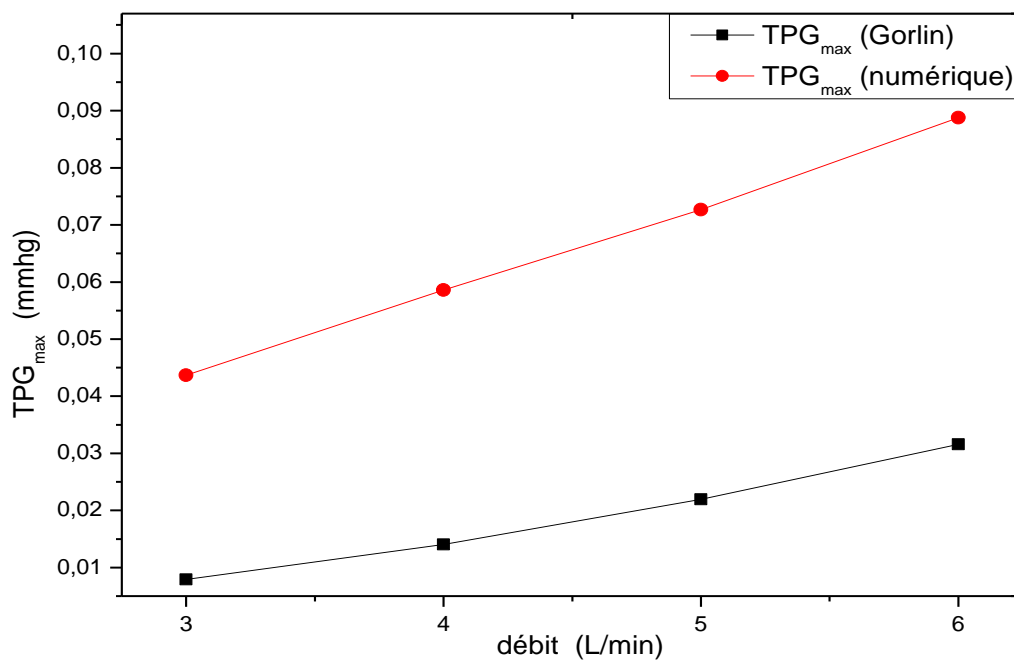


Figure III.14. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 03

Cas clinique N° 04

Sexe	Age	SA	PS	Cas
Homme	50 ans	0.3	78	Sténose critique

Tableau III.7. Cas clinique N° 04

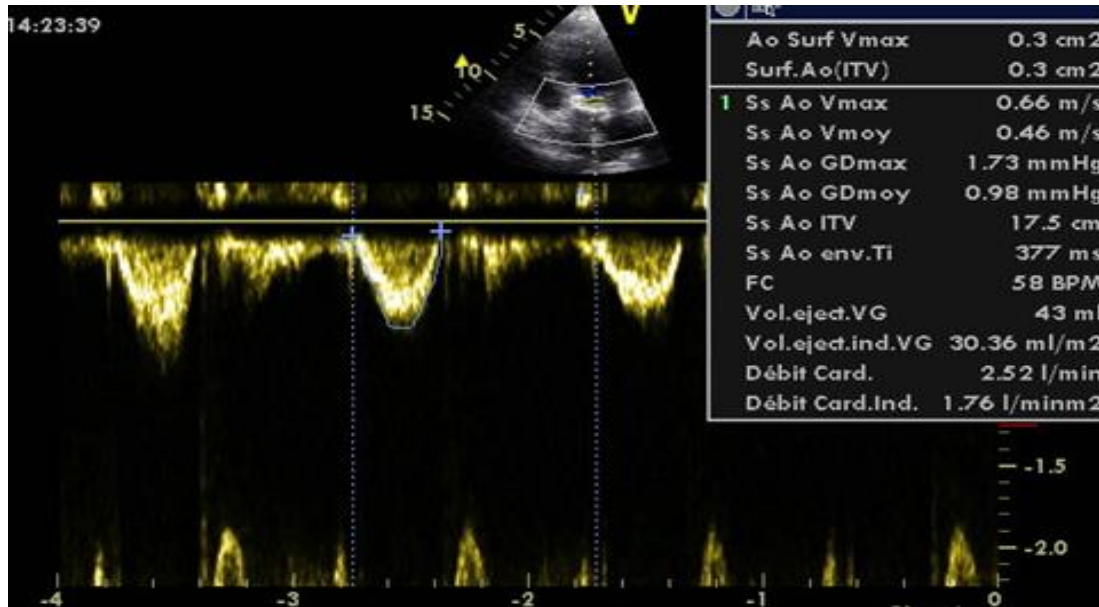


Figure III.15. Imagerie de l'échocardiographie doppler cas clinique N° 04

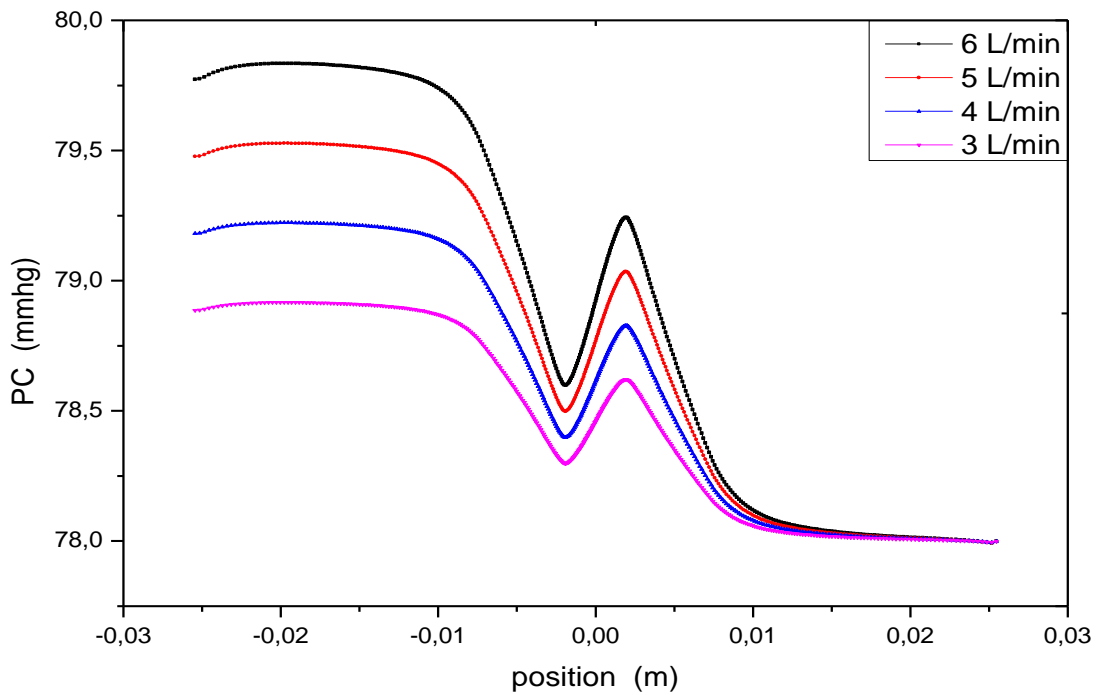


Figure III.16. Variation de la pression cardiovasculaire pour différents débits sanguin cas clinique N° 04

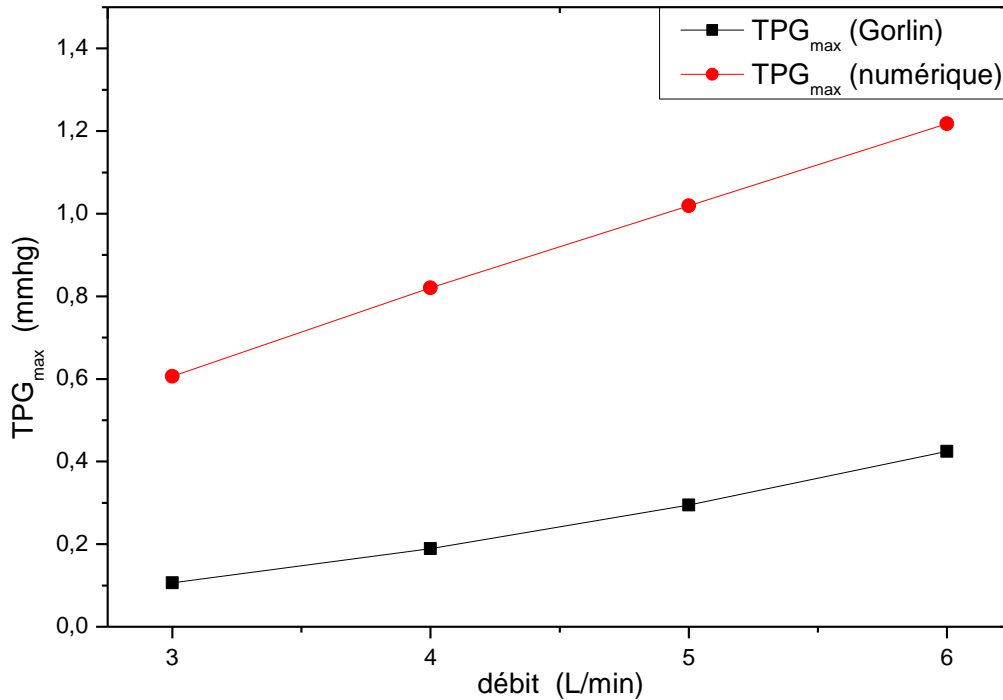


Figure III.17. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas clinique N° 04

### III.3.2. Estimation de la pression cardiovasculaire

L'American Heart Association (AHA) et l'American College of Cardiology (ACC) recommandent d'utiliser l'aire valvulaire efficace pour quantifier la sévérité d'une sténose aortique [4]. D'après les critères de l'AHA/ACC, une sténose aortique est considérée :

- modéré, si  $1.0 \text{ cm}^2 < \text{EOA} \leq 1.5 \text{ cm}^2$ ,
- sévère, si  $0.75 < \text{EOA} \leq 1.0 \text{ cm}^2$ .
- Critique, si  $\text{EOA} \leq 0.75$

Le gradient de pression est également défini comme un paramètre de caractérisation de la sévérité d'une sténose aortique, dans cette optique nous avons effectué des simulations numériques dans le but d'étudier l'influence de la surface aortique ainsi que le débit cardiovasculaire sur le gradient de pression et par la suite pour l'estimation de la chute de pression cardiovasculaire.

Ce travail a été effectué pour les trois cas de rétrécissement aortique, à savoir, le RA léger, modéré et sévère.

### **III.3.2.1.Data numérique**

Dans cette partie nous représentons les résultats numériques pour les différents types de rétrécissement aortique.

#### **III.3.2.1.1.Sténose modéré**

Pour le cas d'une sténose modéré nous avons sélectionné trois surface aortique ( $1.5 \text{ cm}^2$ ,  $1.4 \text{ cm}^2$  et  $1.2 \text{ cm}^2$ ), pour chaque surface nous avons varié le débit cardiovasculaire de 3 L/min jusqu'à 6 L/min.

Les figures III.18, III.20, et III.22 représentent les évolutions de la pression cardiovasculaire pour différents débits. Dans tous les cas étudié nous avons remarqué dans la région d'écoulement contracté, la pression sanguine diminue rapidement. Elle atteint sa plus petite valeur locale au niveau de la contraction, cette valeur est appelée la Vena contracta.

Ensuite, la pression augmente graduellement et après avoir atteint son maximum, elle rejoint la chute de pression due au frottement.

On note également que la pression cardiovasculaire augmente avec l'augmentation du débit cardiovasculaire.

Les chutes de pression cardiovasculaire  $TPG_{\max}$  pour les trois surfaces étudiées sont représentées sur la figure III.25. De prime abord, on remarque que  $TPG_{\max}$  augmente en fonction du débit cardiovasculaire.

Sur les figures III.19, III.21 et III.23 nous avons confronté les résultats numériques avec ceux obtenus avec la corrélation de Gorlin, le  $TPG_{\max}$  (numérique) est en bon accord avec le  $TPG_{\max}$  (Gorlin) pour tous les cas étudiés. Cet accord se manifeste par de bonnes prédictions des allures et des grandeurs.

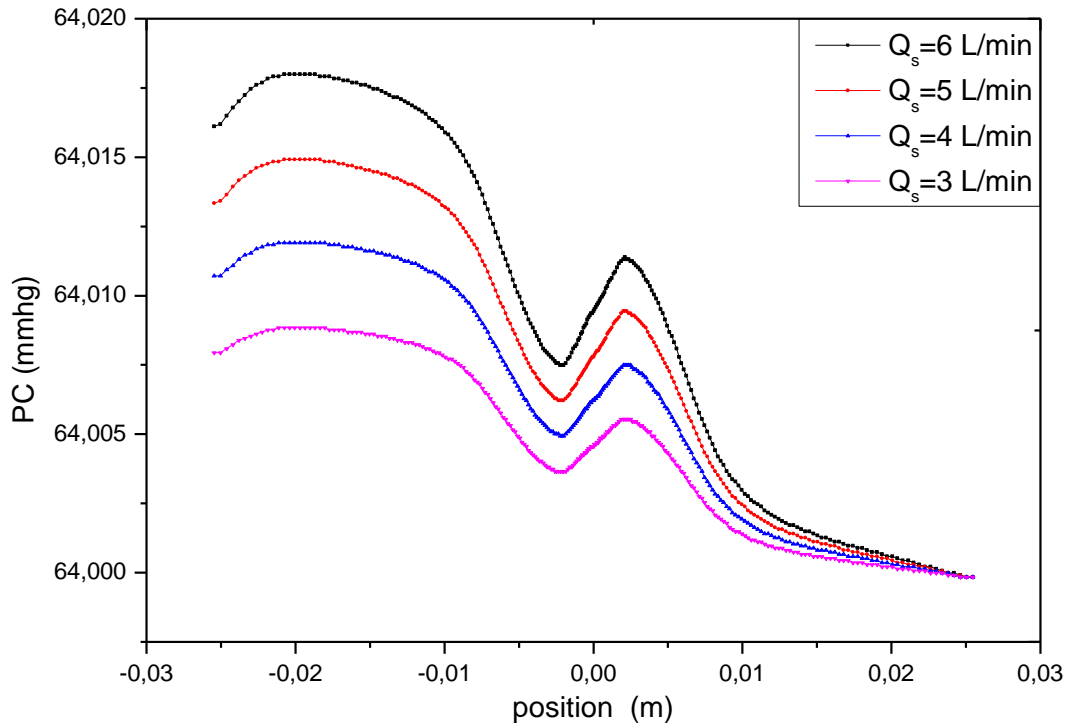


Figure III.18. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un  $SA=1.5 \text{ cm}^2$

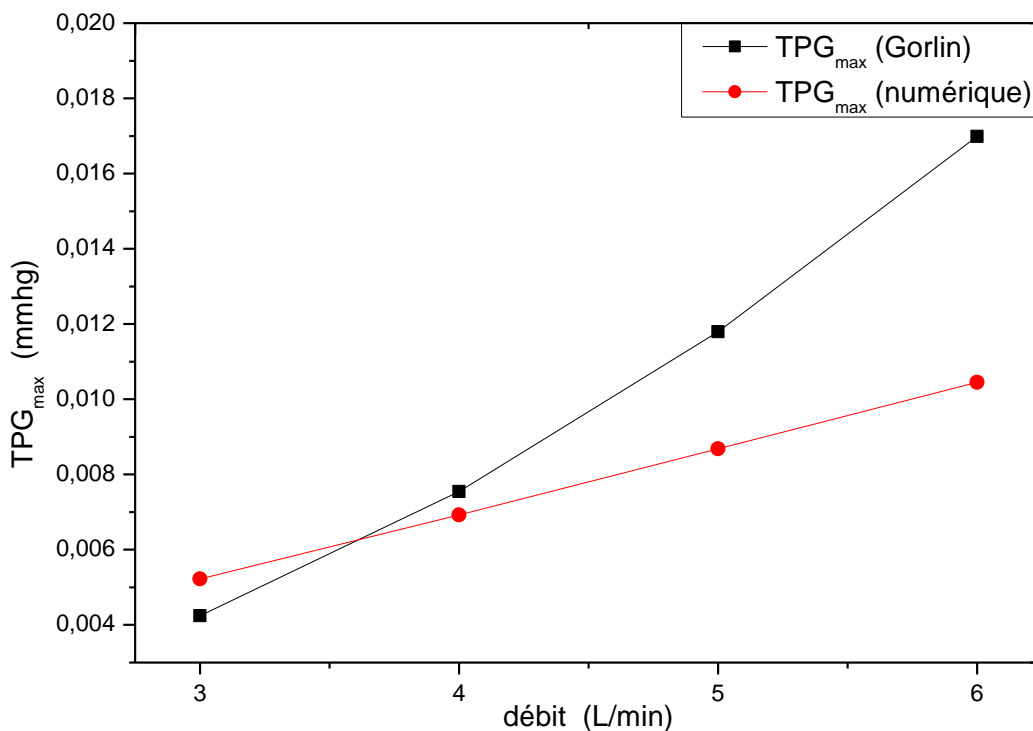


Figure III.19. Comparaison entre le  $TPG_{max}$  (gorlin) et  $TPG_{max}$  (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un  $SA=1.5 \text{ cm}^2$

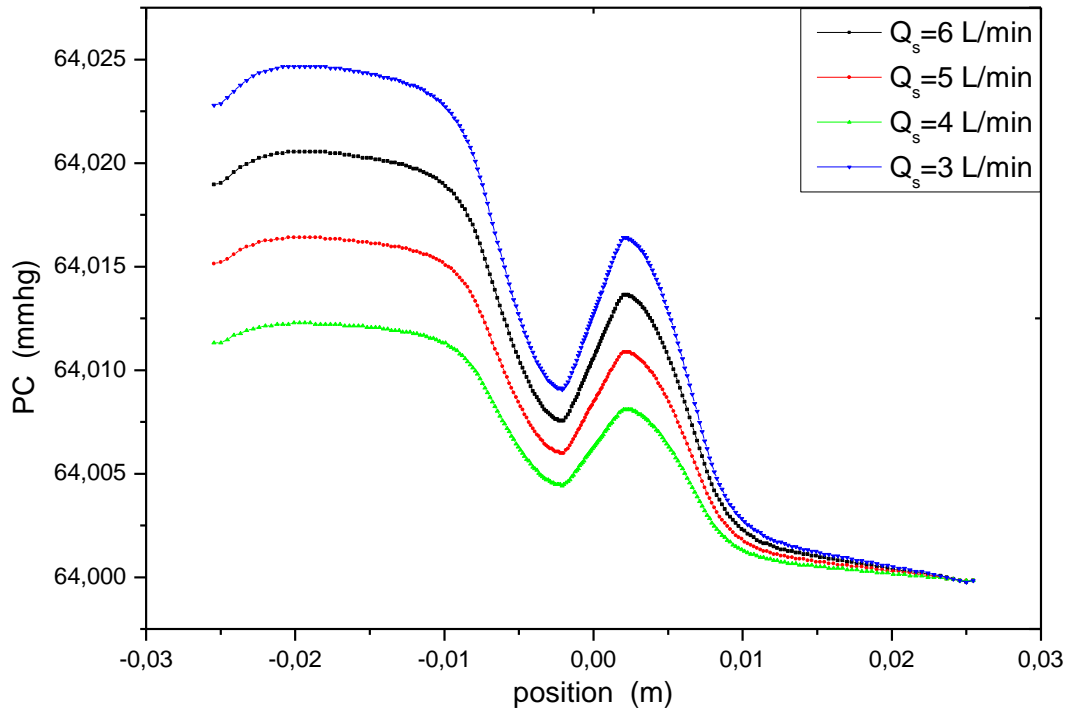


Figure III.20. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un  $SA=1.4 \text{ cm}^2$

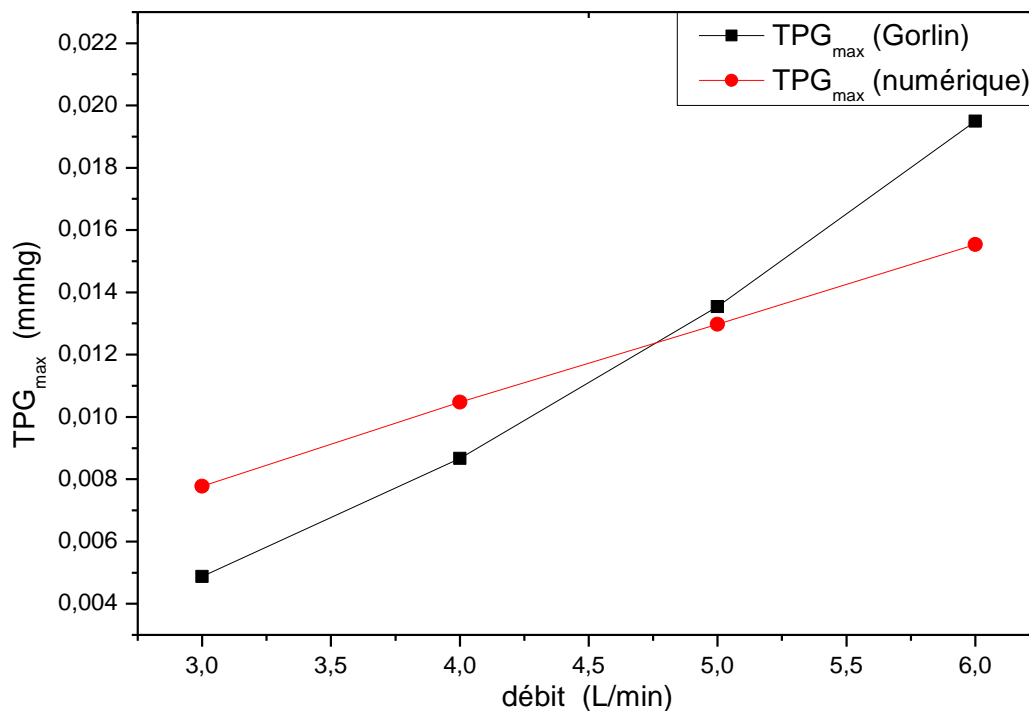


Figure III.21. Comparaison entre le  $TPG_{max}$  (gorlin) et  $TPG_{max}$  (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un  $SA=1.4 \text{ cm}^2$

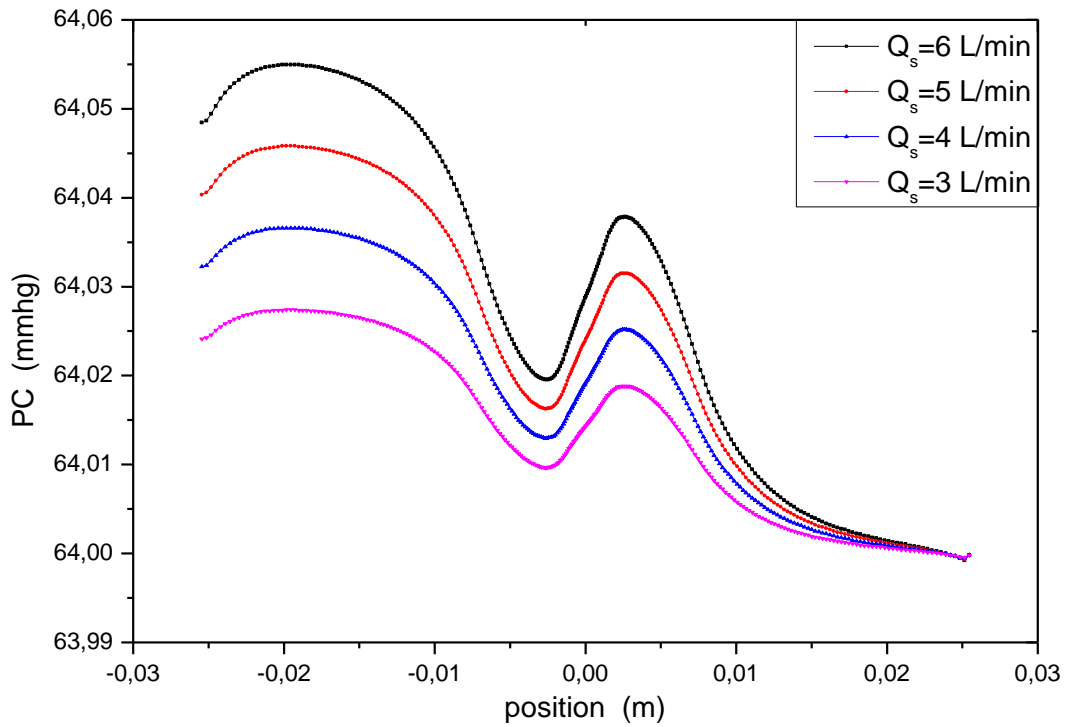


Figure III.22. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'un SA=1.2 cm<sup>2</sup>

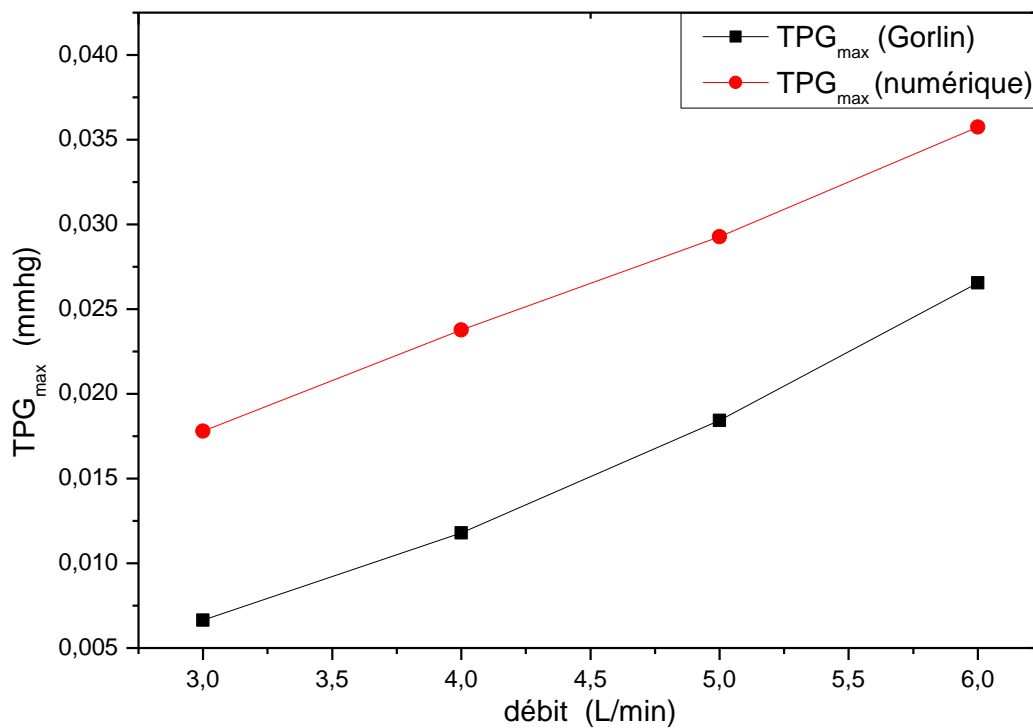


Figure III.23. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'un SA=1.2 cm<sup>2</sup>



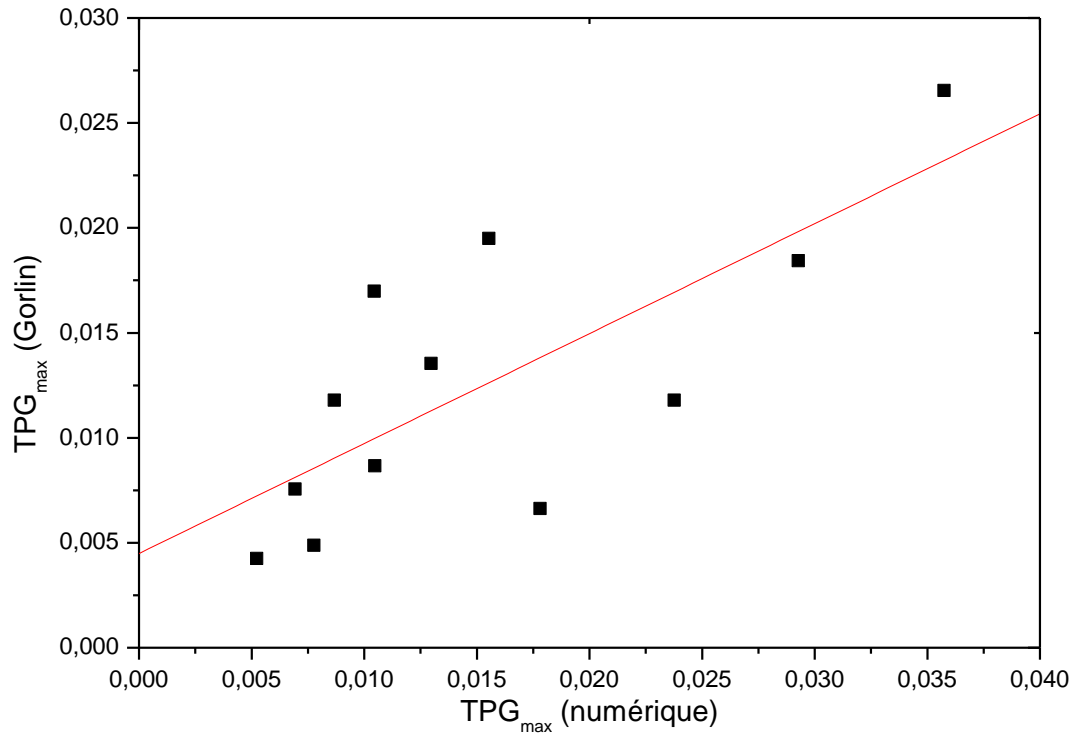


Figure III.24. Variation de TPG<sub>max</sub> (gorlin) par rapport TPG<sub>max</sub> (numérique) pour le cas sténose modéré

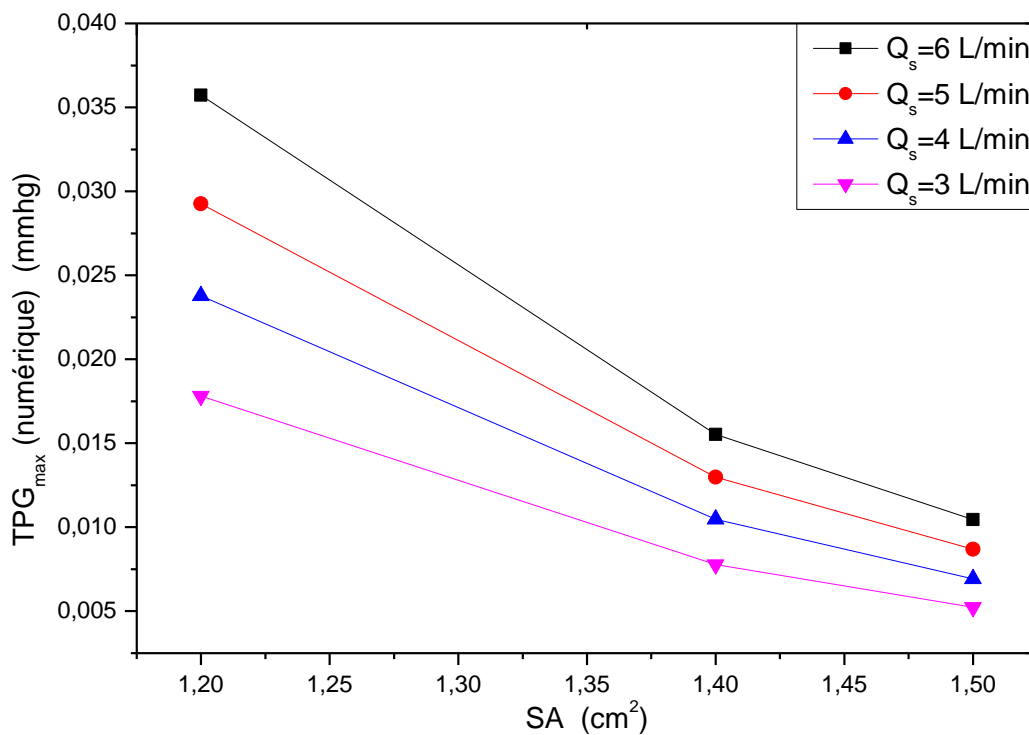


Figure III.25. Chute de pression (TPG<sub>max</sub> (numérique)) pour différent cas de sténose modère et différent débit

### III.3.2.1.2. Sténose sévère

Pour le cas d'une sténose sévère nous avons sélectionné trois surface aortique ( $1\text{cm}^2$ ,  $0.9\text{cm}^2$  et  $0.8\text{cm}^2$ ), pour chaque surface nous avons varié le débit cardiovasculaire de 3 L/mn jusqu'à 6 L/mn.

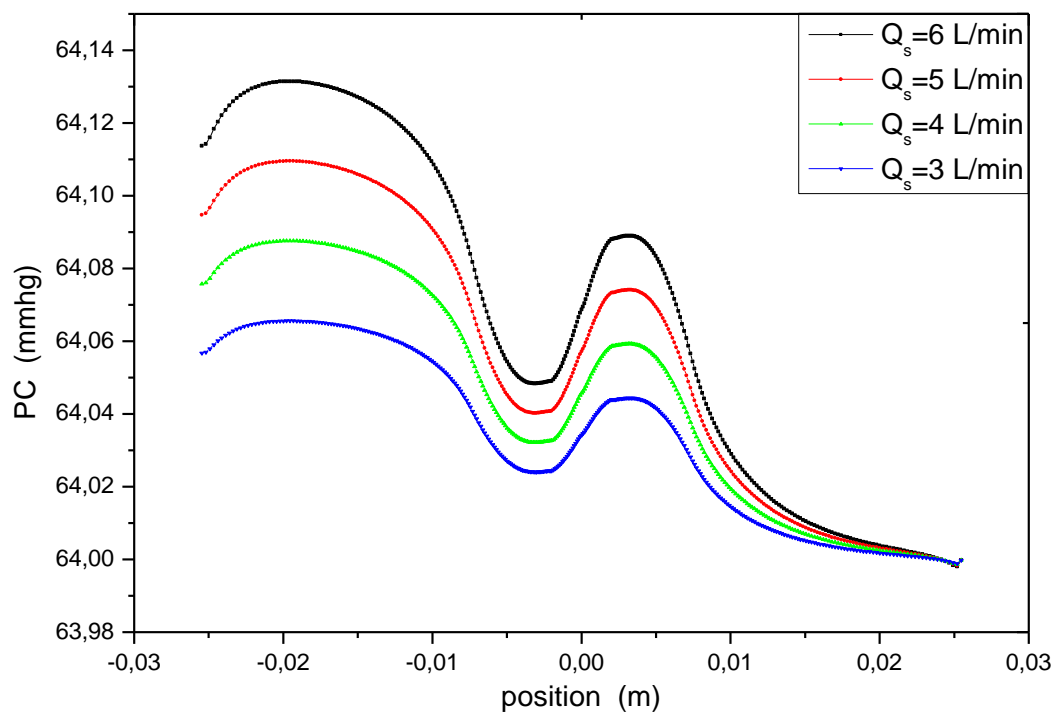


Figure III.26. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une  $SA=1\text{cm}^2$

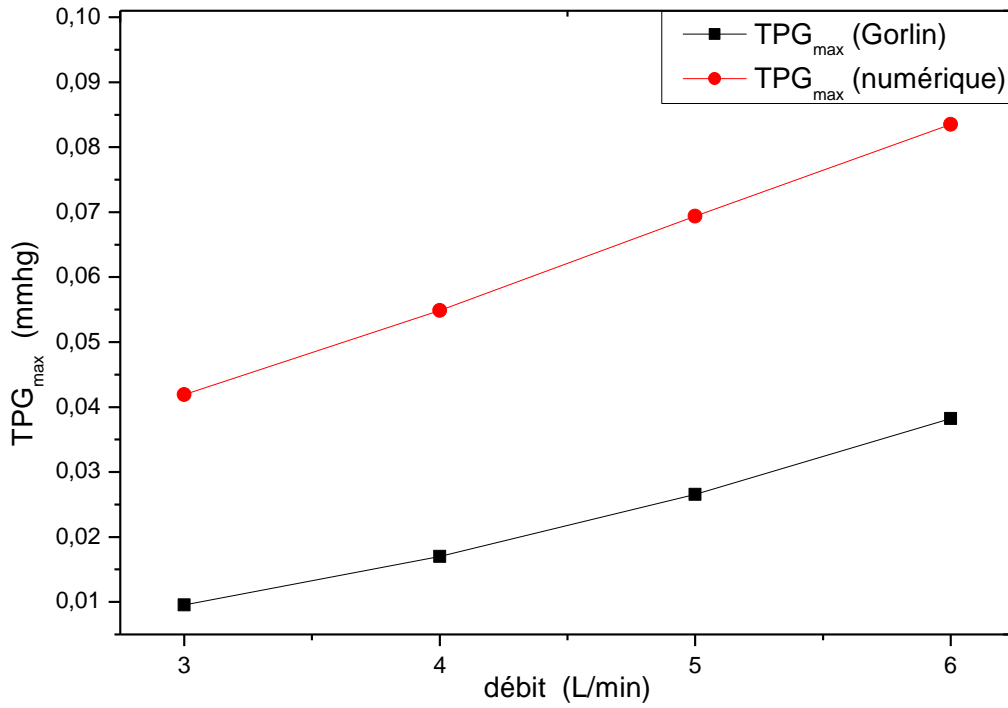


Figure III.27. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=1 cm<sup>2</sup>

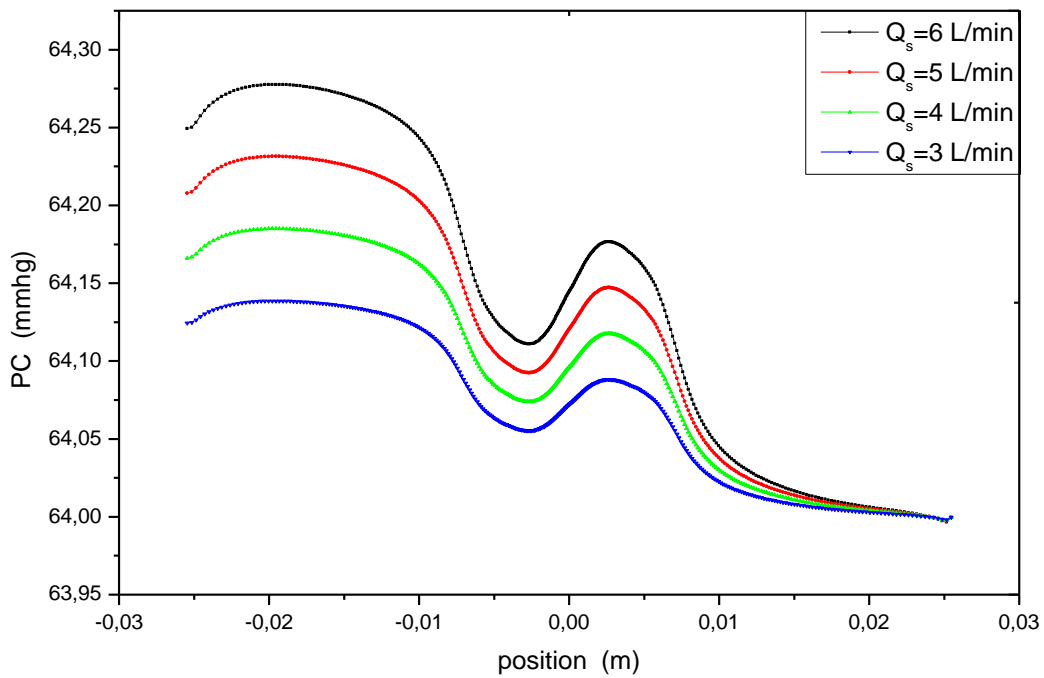


Figure III.28. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.9 cm<sup>2</sup>

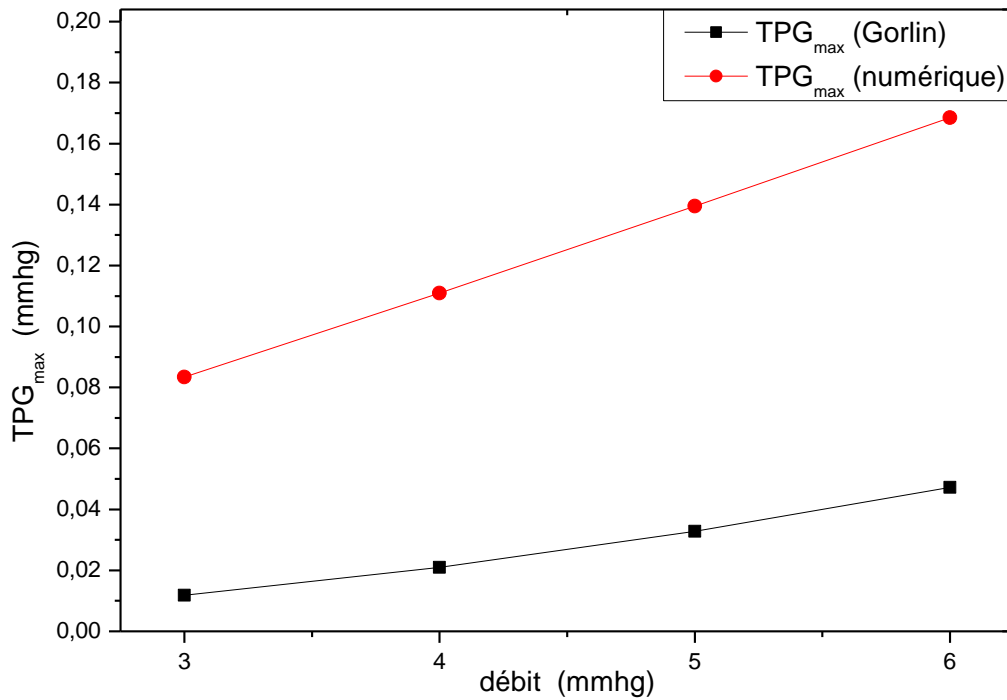


Figure III.29. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.9 cm<sup>2</sup>

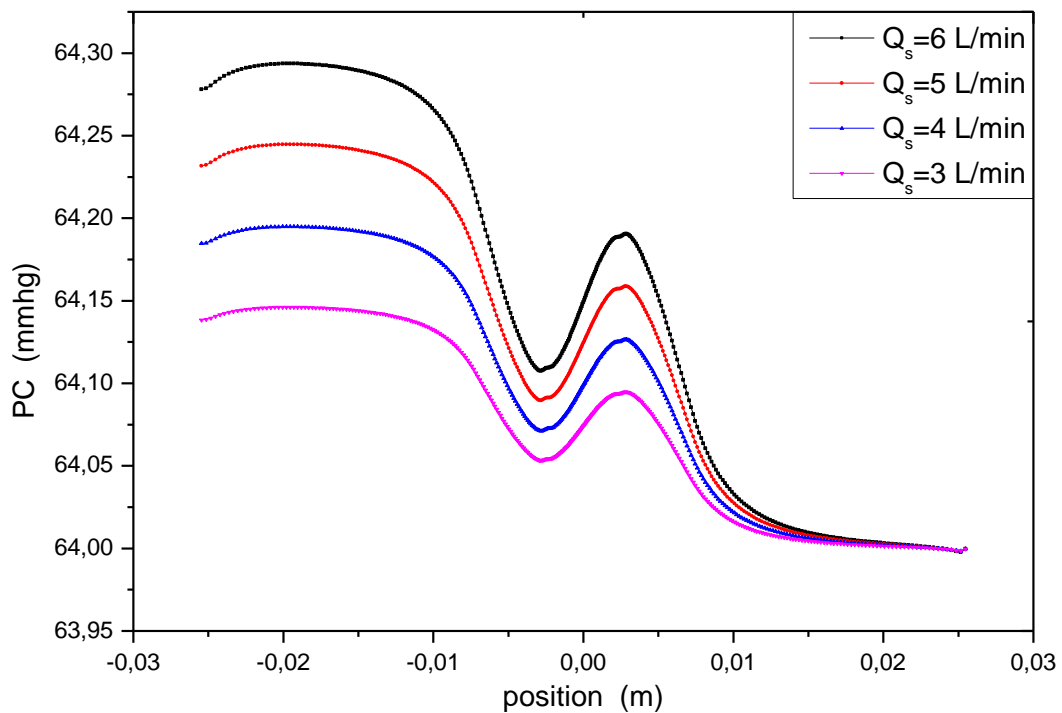


Figure III.30. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.8 cm<sup>2</sup>

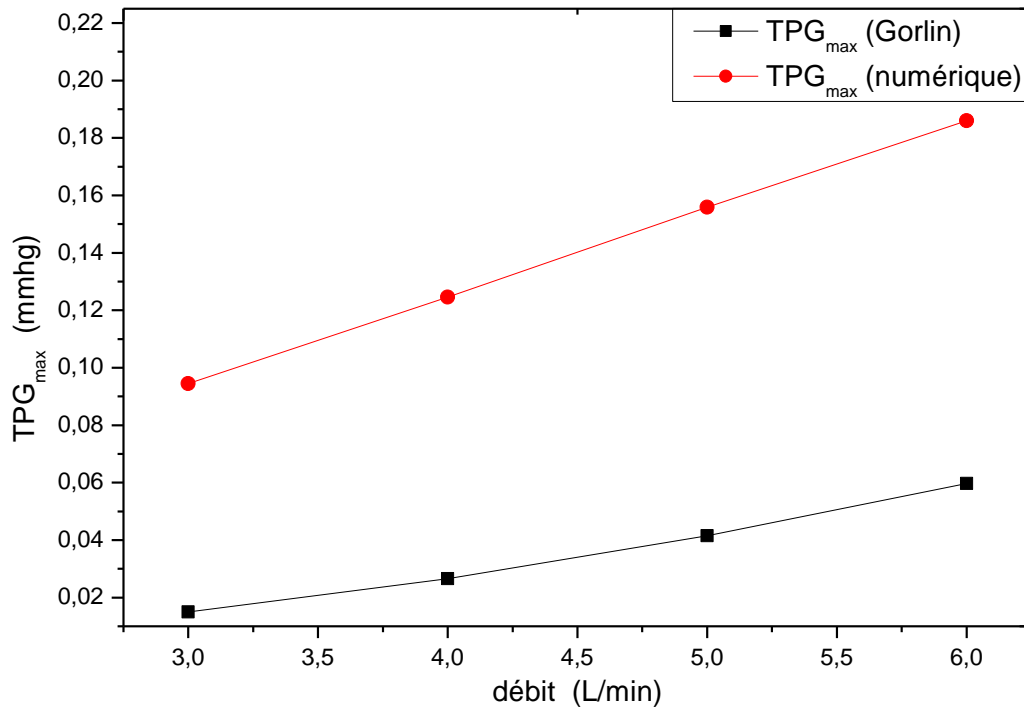


Figure III.31. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.8 cm<sup>2</sup>

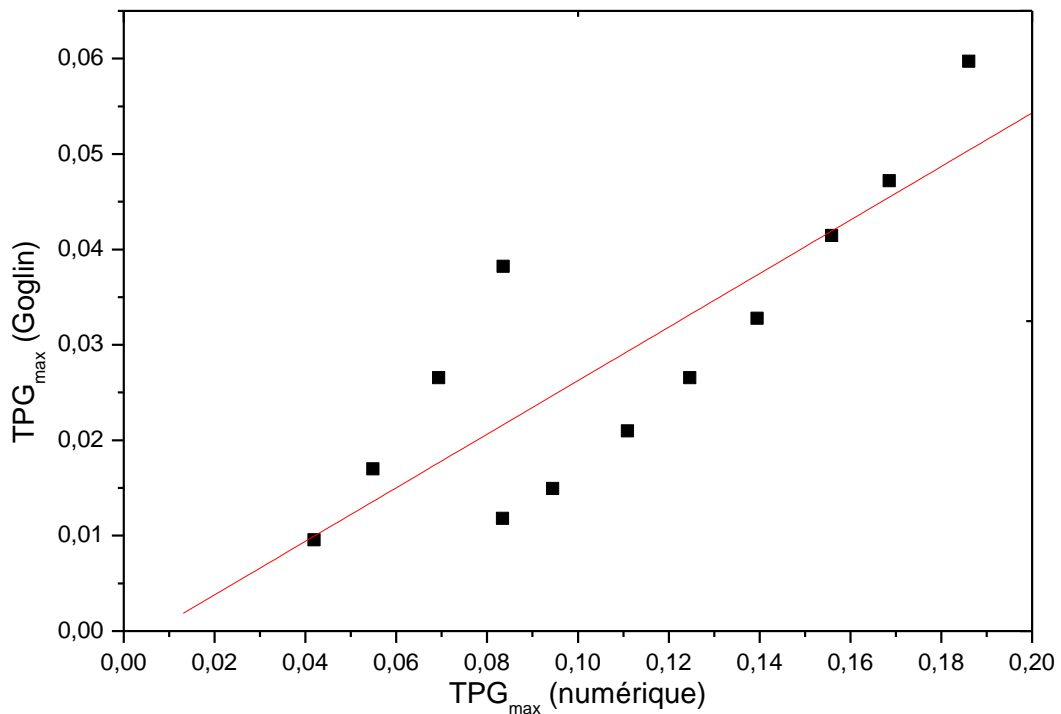


Figure III.32. Variation de TPG<sub>max</sub> (gorlin) par rapport TPG<sub>max</sub> (numérique) pour le cas sténose sévère

### III.3.2.1.3. Sténose critique

Pour le cas d'une sténose critique nous avons sélectionné quatre surface aortique ( $0.75 \text{ cm}^2$ ,  $0.7 \text{ cm}^2$ ,  $0.65 \text{ cm}^2$  et  $0.6 \text{ cm}^2$ ), pour chaque surface nous avons varié le débit cardiovasculaire de  $3 \text{ L/mn}$  jusqu'à  $6 \text{ L/mn}$ .

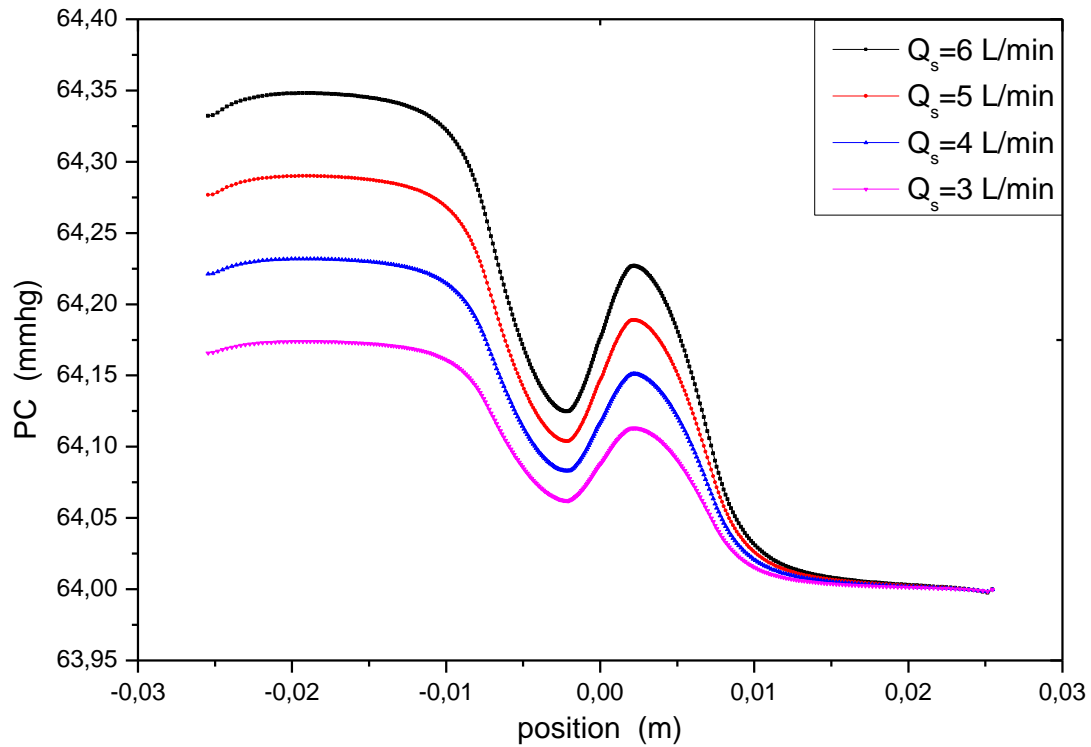


Figure III.33. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une  $SA=0.75 \text{ cm}^2$

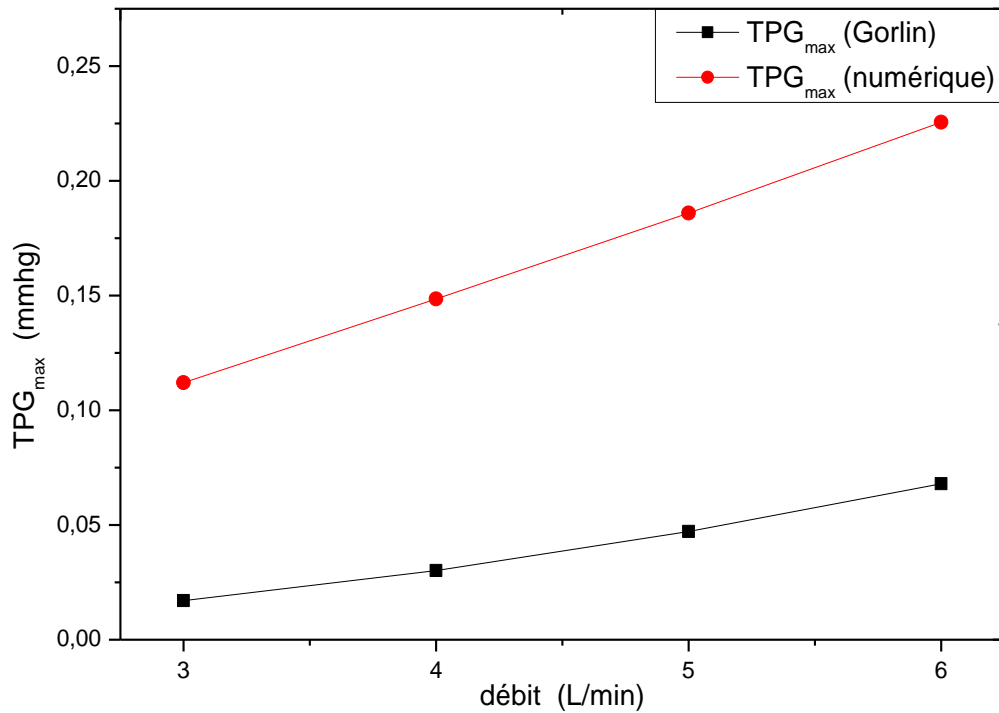


Figure III.34. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.75 cm<sup>2</sup>

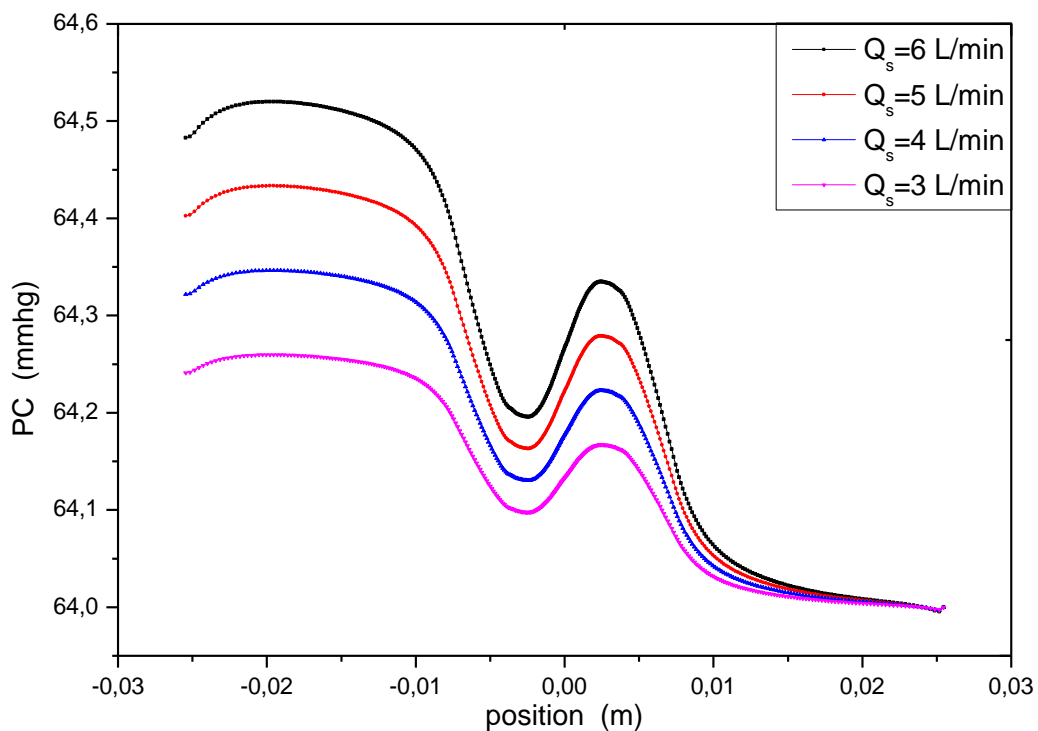


Figure III.35. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.7 cm<sup>2</sup>

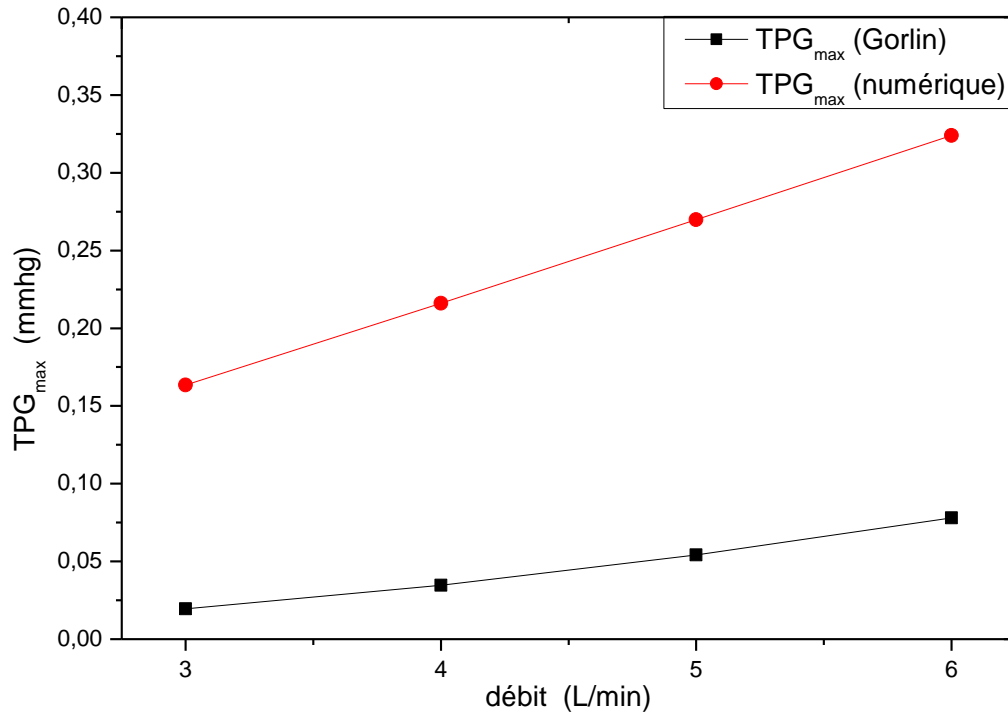


Figure III.36. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.7 cm<sup>2</sup>

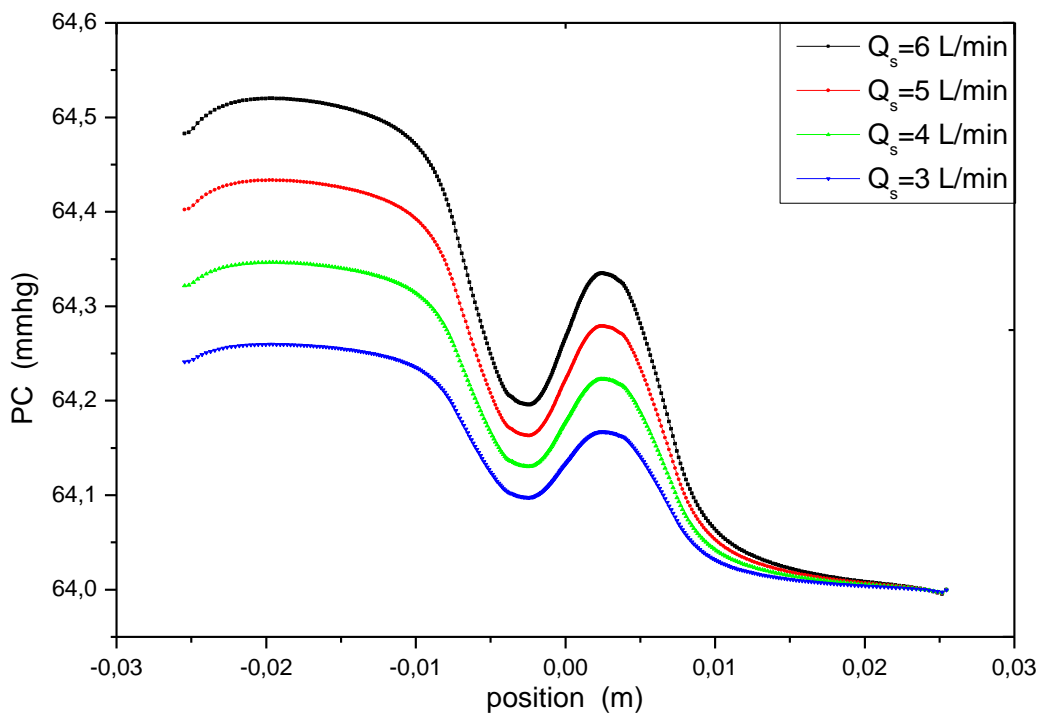


Figure III.37. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.65 cm<sup>2</sup>



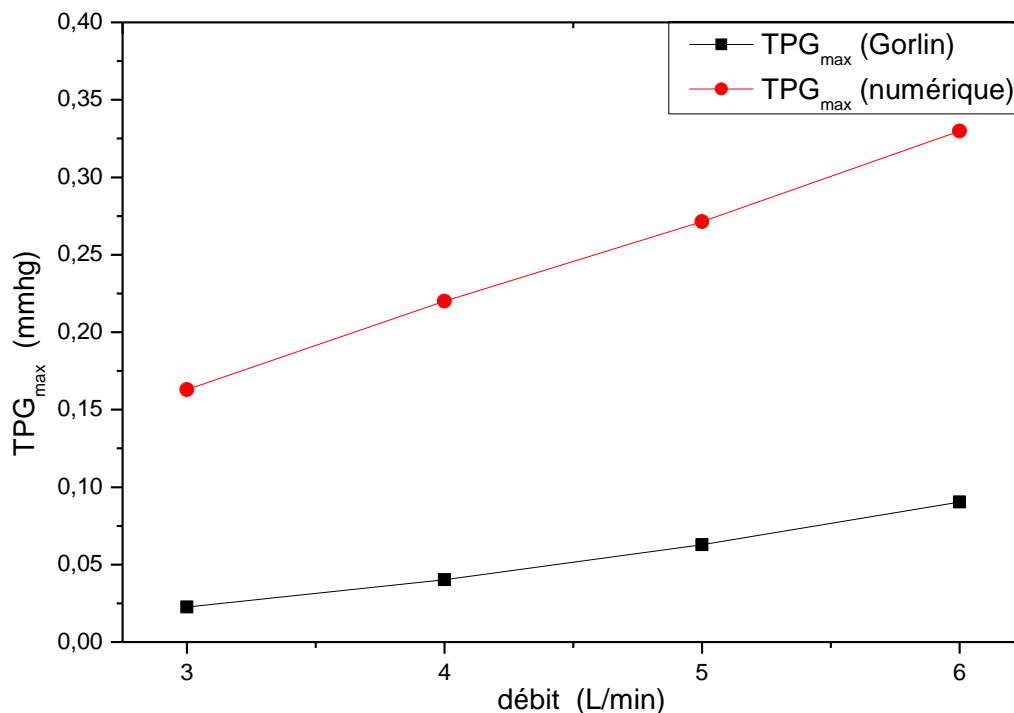


Figure III.38. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.65 cm<sup>2</sup>

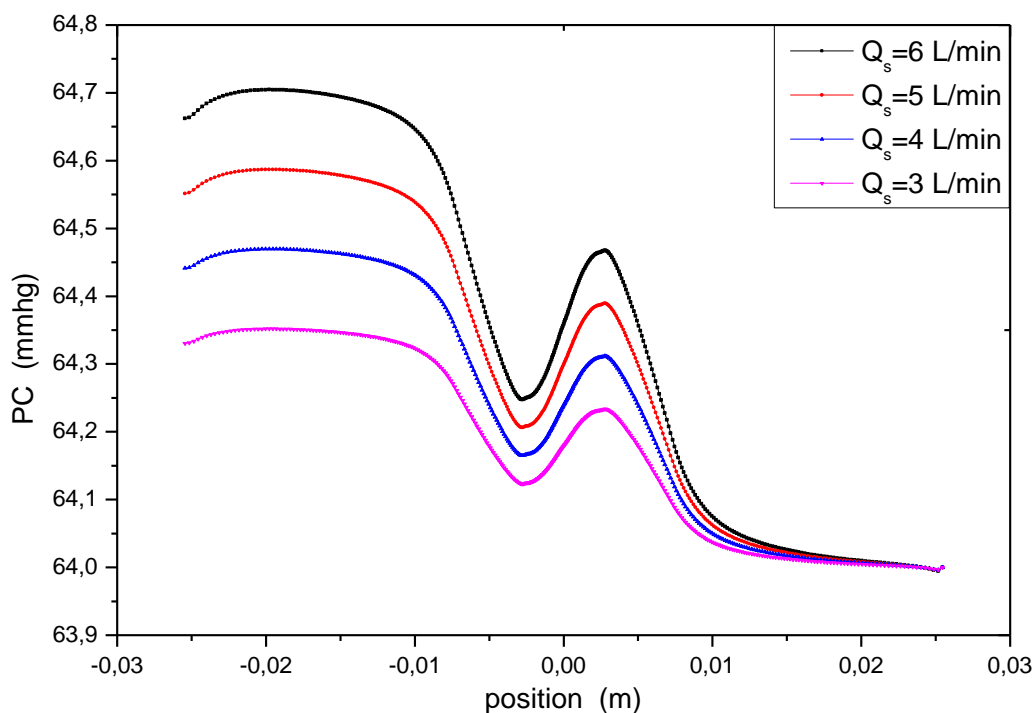


Figure III.39. Variation de la pression cardiovasculaire pour différent débits sanguin cas d'une SA=0.6 cm<sup>2</sup>

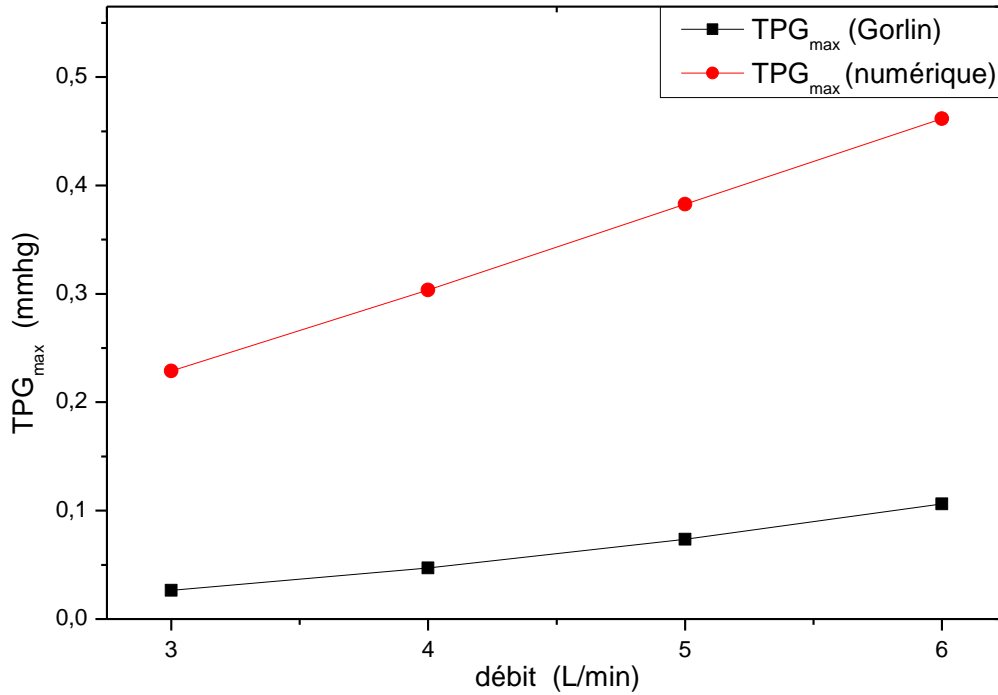


Figure III.40. Comparaison entre le TPG<sub>max</sub> (gorlin) et TPG<sub>max</sub> (numérique) pour différents débits sanguin cas d'une SA=0.6 cm<sup>2</sup>

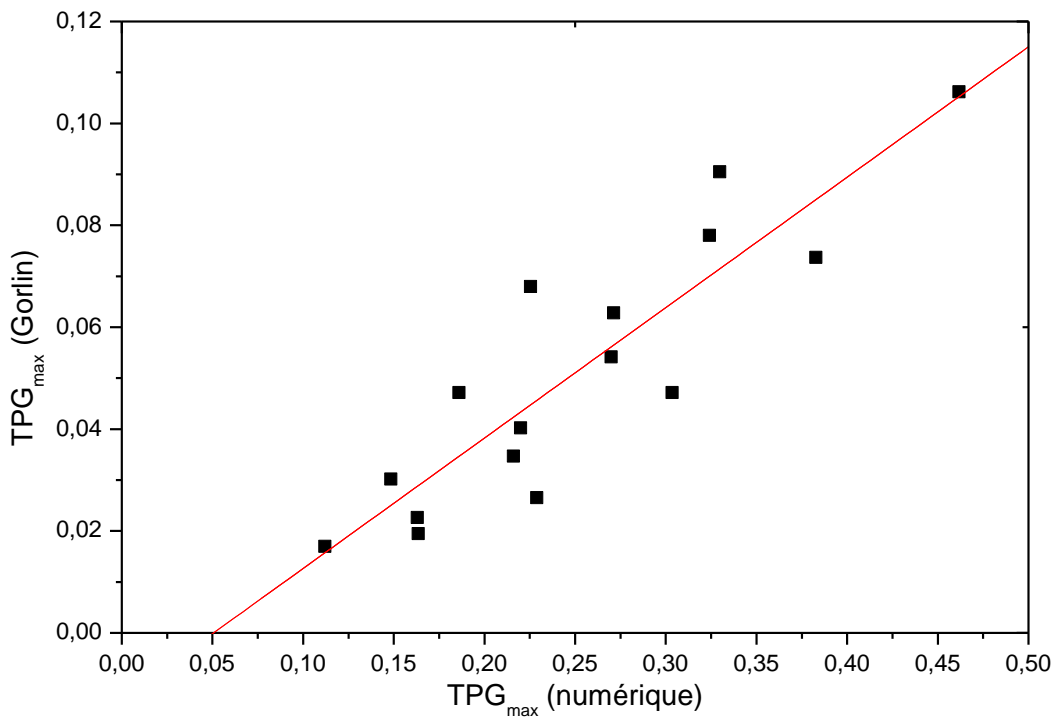


Figure III.41. Variation de TPG<sub>max</sub> (gorlin) par rapport TPG<sub>max</sub> (numérique) pour le cas sténose critique

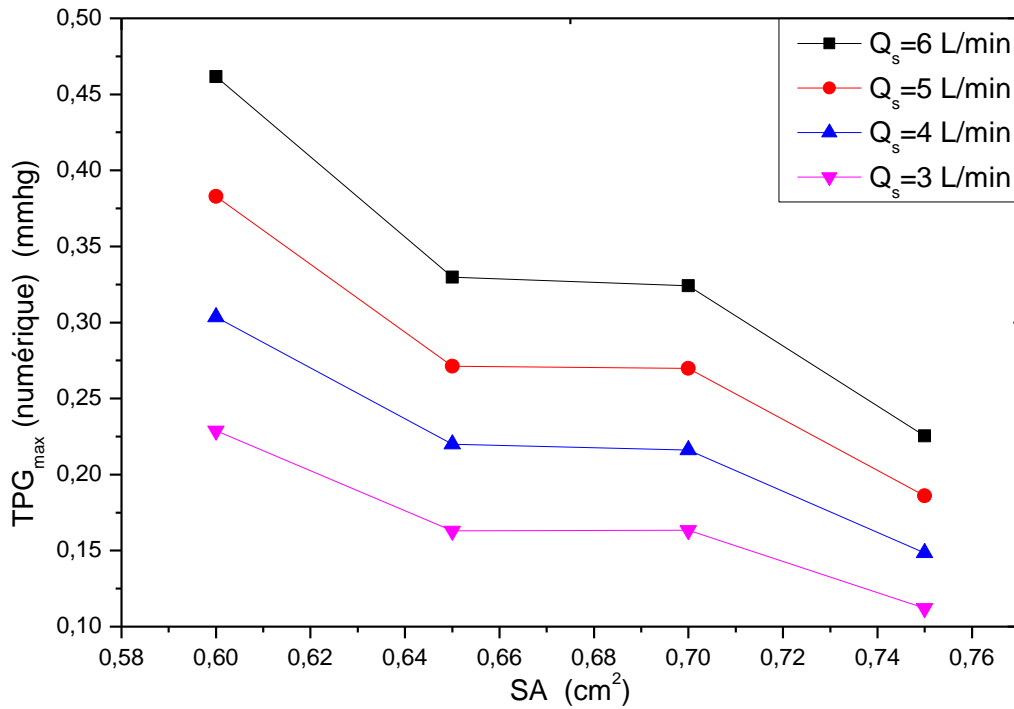


Figure III.42. Chute de pression (TPG<sub>max</sub> numérique) pour différents cas de sténose critique et différents débits

La figure III.44 montre la confrontation des résultats de TPG<sub>max</sub> (numérique) et TPG<sub>max</sub> (Gorlin) pour les trois cas étudiés (Sténose modérée, sévère et critique). Les calculs numériques sont en bon accord avec les résultats donnés par l'équation de Gorlin III.1. Cet accord se manifeste par de bonnes prédictions des allures et des grandeurs.

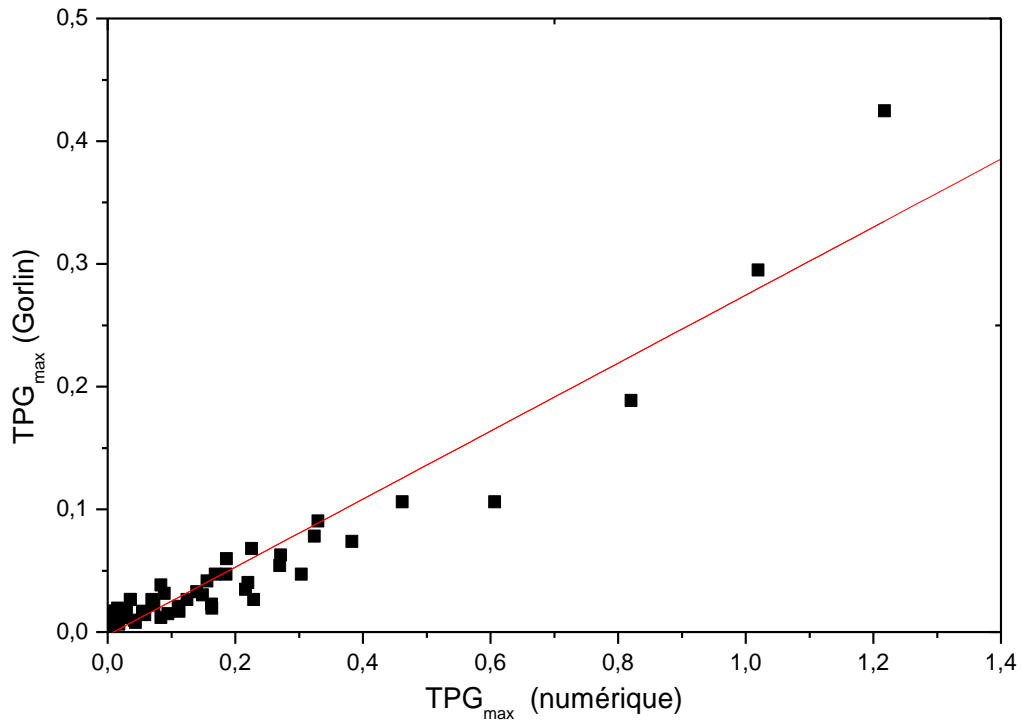


Figure III.43. Variation de  $TPG_{max}$  (gorlin) par rapport  $TPG_{max}$  (numérique) pour tous les (cas sténose modère, sévère et critique)

Sur la figure III.45, nous avons représenté la variation de  $TPG_{max}$  (numérique) en fonction de la surface aortique SA pour différents débits cardiovasculaire, les résultats représentés sur la figure montrent que l'augmentation de la surface aortique est accompagnée d'une diminution de la chute de pression cardiovasculaire.

Ce résultat a été par ailleurs mis en évidence par Keshavarz-Motamed et al. (2011)[11].

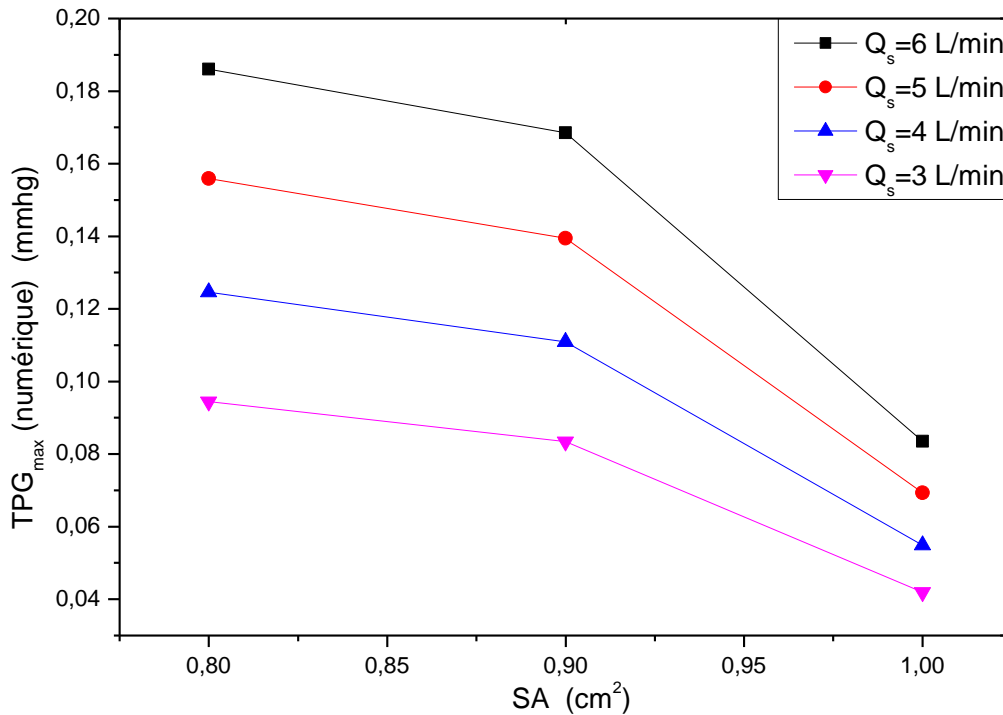


Figure III.44. Chute de pression (TPG<sub>max</sub> (numérique)) pour défèrent cas de sténose sévère et défèrent débits

### III.3.3. Etude numérique du comportement hydrodynamique d'un écoulement sanguin en présence d'une sténose aortique

#### III.3.3.1. Étude de la zone de recirculation

Les figures III.46, III.47, III.48 et III.49 représentent les structures numériques calculées par le logiciel Fluent.

Nous constatons que l'augmentation de l'étendue des zones de recirculation situées sur les bords supérieurs est associée à la surface aortique. Cela est valable pour tous les cas étudiés en comparant les figures III.46, III.47, III.48 et III.49. Il en résulte que pour la plus faible valeur de la surface aortique, la longueur de la zone de recirculation en amont du rétrécissement est plus étendue. Une grande zone de recirculation entraîne une décélération plus progressive de l'écoulement. Cependant, cette dernière amortit l'effet de la discontinuité de la géométrie.

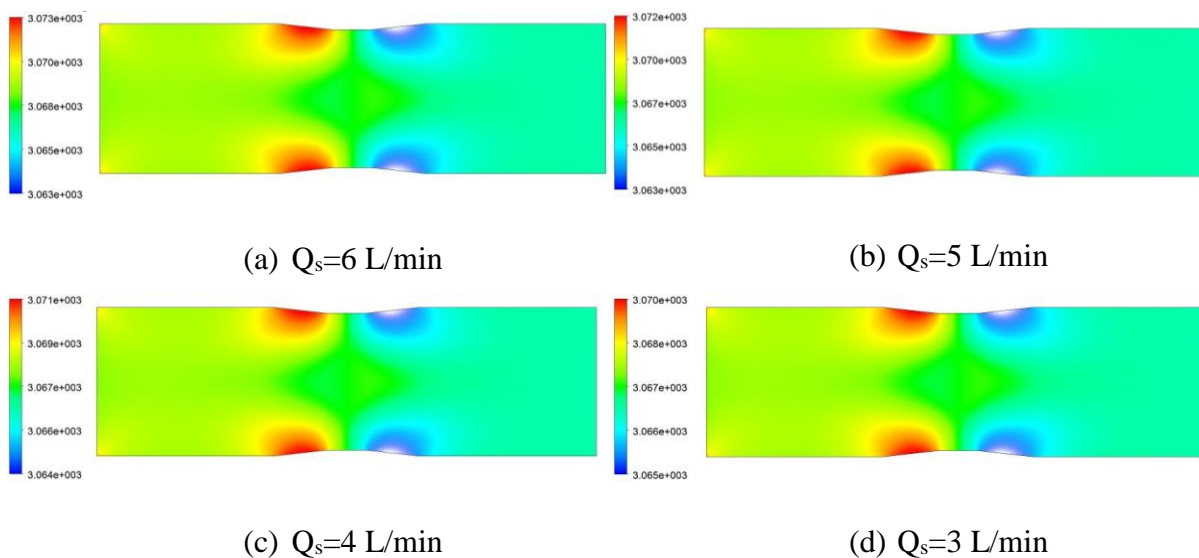


Figure III.45. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour  $SA=1.5$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaire

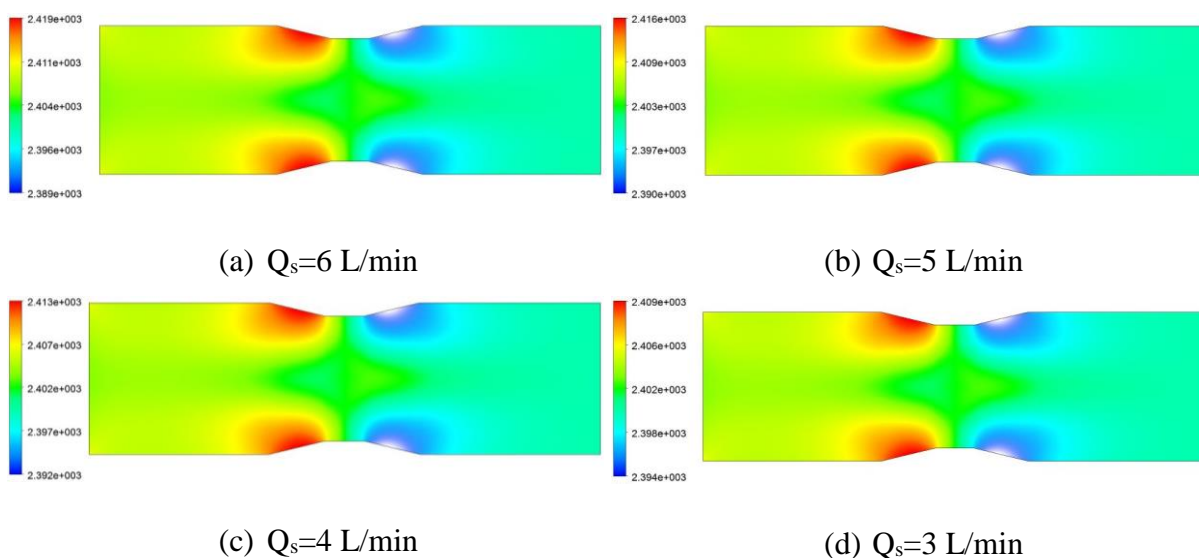


Figure III.46. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour  $SA=1.2$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaire

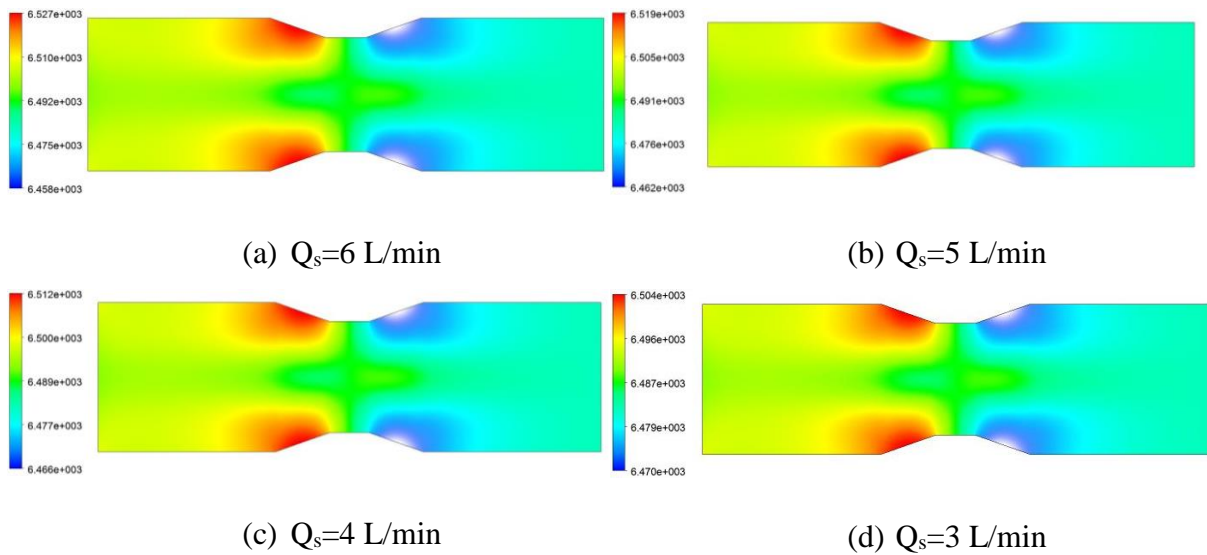


Figure III.47. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour  $SA=1.1 \text{ cm}^2$  pour différents débits cardiovasculaire

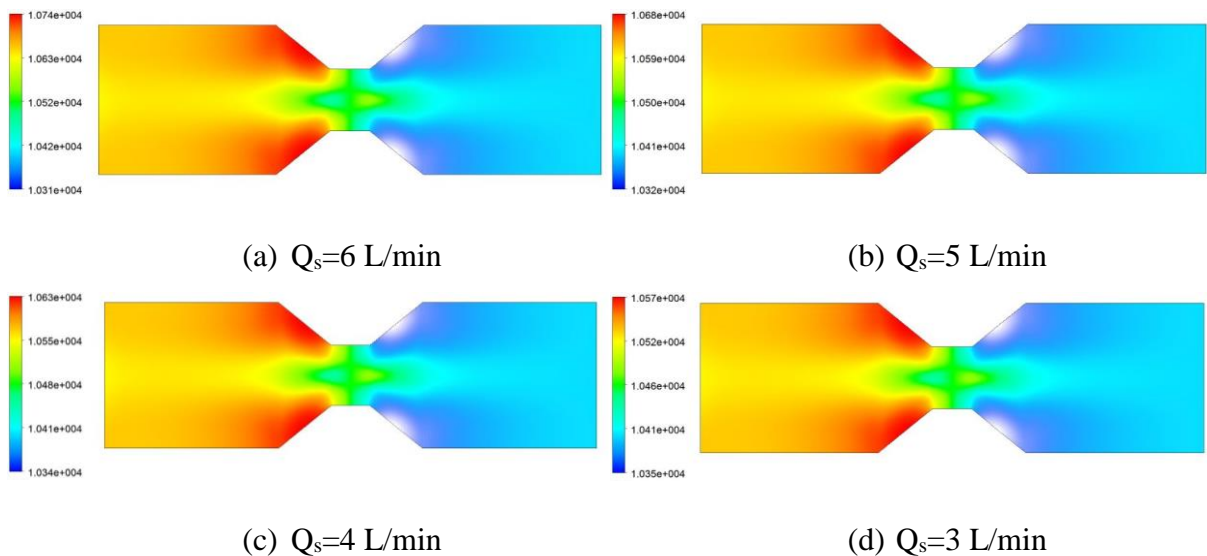


Figure III.48. Structure internes de la pression sanguine (en Pa) pour  $SA=0.3 \text{ cm}^2$  pour différents débits cardiovasculaire

### III.3.3.2. Profils de vitesse

Les figures III.50, III.51, III.52 et III.53 dénotent le caractère complexe de l'écoulement sanguin en présence d'un rétrécissement aortique. L'étendue des zones de recirculation situées sur les bords supérieurs augmentent avec l'augmentation du débit cardiovasculaire et de la surface aortique SA. En présence d'un RA, il y a une perte d'énergie due aux turbulences engendrées dans le jet transvalvulaire. Si la chambre réceptrice, c'est-à-dire la racine aortique dans le cas de la valve aortique, est de petite taille, le jet se réattache rapidement à la paroi

aortique et une partie de l'énergie potentielle (celle de la pression sanguine) perdue en amont est récupérée en aval ; il s'agit du phénomène de recouvrement de pression. En revanche, si le diamètre aortique est plus grand, le jet se disperse, il y a plus de turbulences : l'énergie récupérée est faible ou inexistante [15].

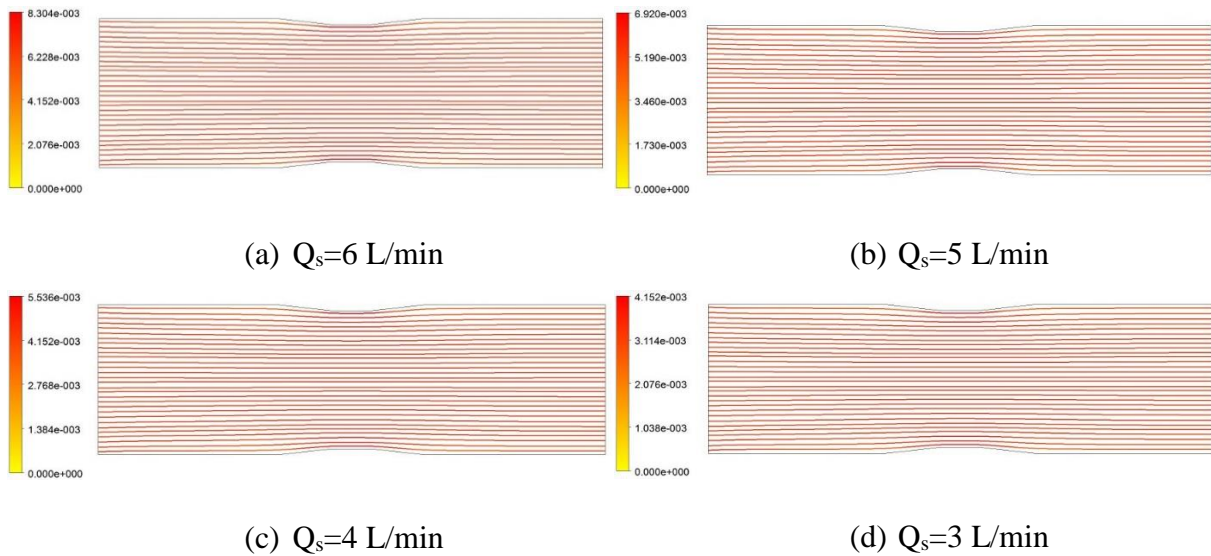


Figure III.49. Lignes de courant pour  $SA=1.5$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaires

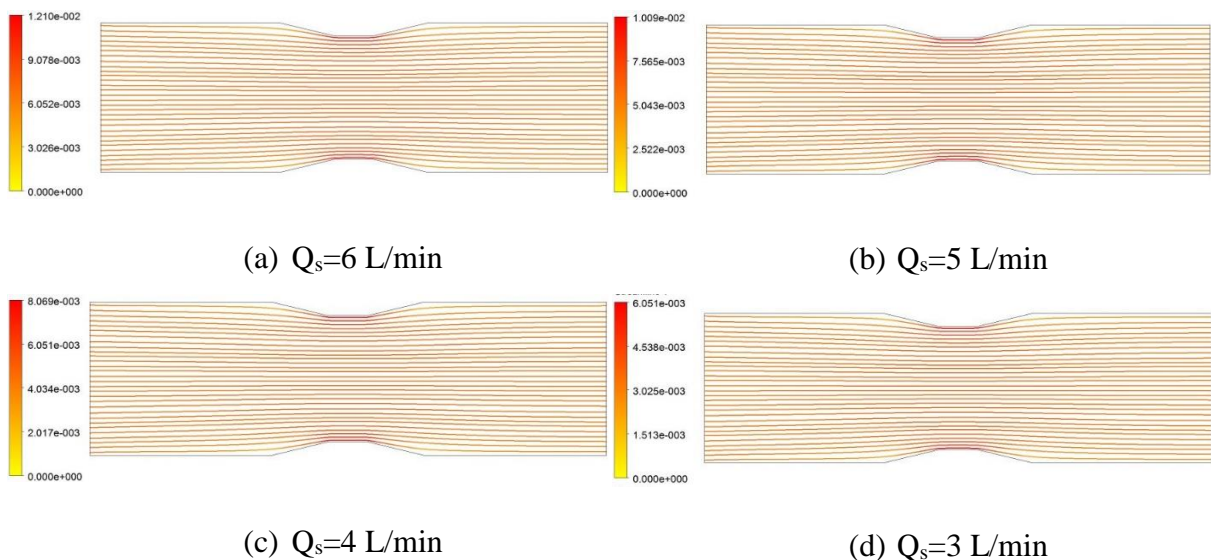


Figure III.50. Lignes de courant pour  $SA=1.2$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaires



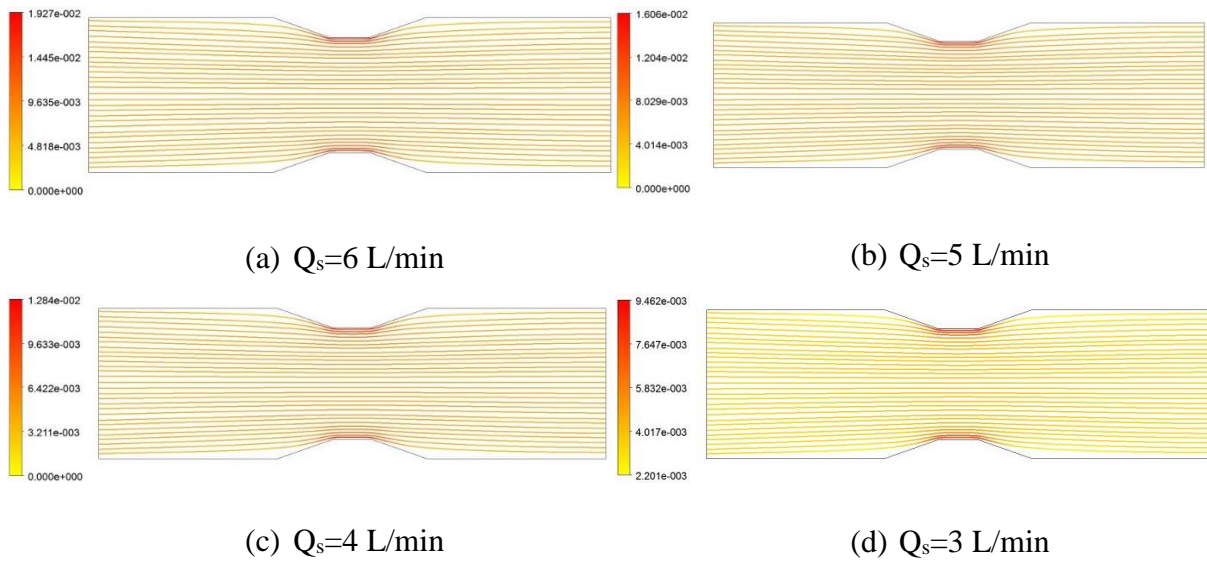


Figure III.51. Lignes de courant pour  $SA=1.1$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaires

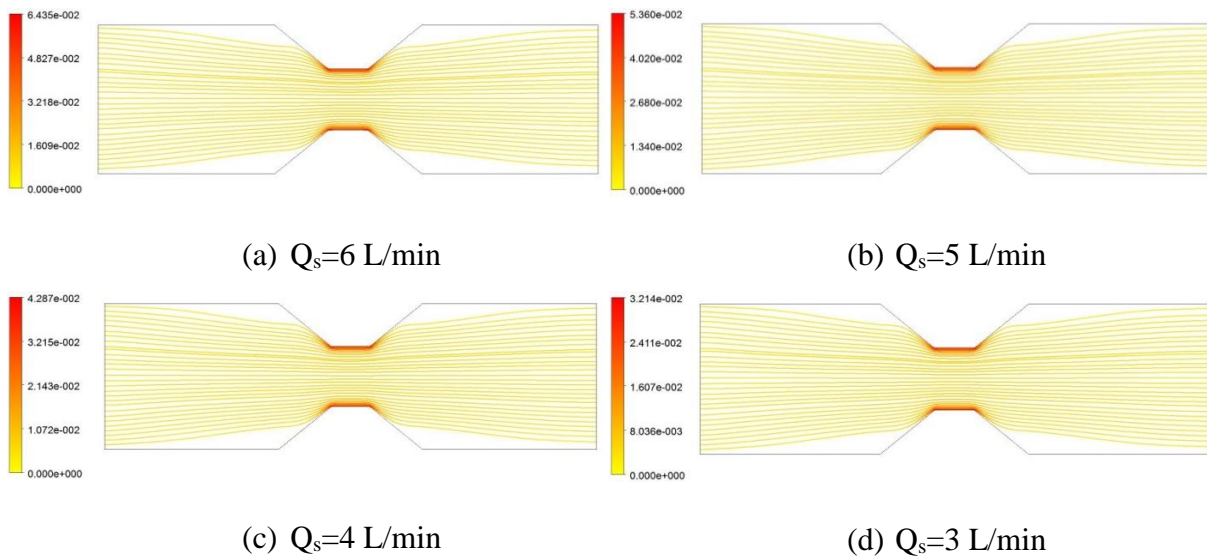


Figure III.52. Lignes de courant pour  $SA=0.3$  cm<sup>2</sup> pour différents débits cardiovasculaires

### III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le modèle numérique que nous avons proposé pour la simulation d'un écoulement sanguin en présence d'un rétrécissement aortique. Les résultats de la simulation numérique sont globalement en accord avec les calculs théoriques spécialement pour le cas d'un rétrécissement aortique modéré, nous avons remarqué que l'écart à comme même augmenté pour les cas sévère et critique. La simulation a fourni des prédictions de chutes de pression d'environ  $\pm 25\%$  aux mesures théoriques. La méthode proposée montre que la mécanique des fluides numérique est un moyen moderne d'évaluation de la pathologie aortique.

---

# **Conclusion générale**

---

La question posée qui se trouve à l'origine de ce projet est d'apporter des informations qualitatives et quantitatives sur la répartition du flux sanguin à travers un rétrécissement valvulaire aortique. L'étude présentée vise à comprendre les mécanismes régissant l'écoulement sanguin dans le cas de la présence d'une sténose aortique.

La présente étude, a permis de valider un modèle numérique de veine aortique humaine en le comparant à un modèle théorique [9] communément utilisée dans les laboratoires de cathétérisme pour mesurer l'aire valvulaire efficace d'une sténose aortique ainsi que la chute de pression cardiovasculaire. Ainsi nous avons pu donner des informations sur l'écoulement du sang ainsi que sur la variation du gradient de pression cardiovasculaire. Et pour cela nous avons considéré l'écoulement comme étant:

- Turbulent: ceci est justifié par le fait que le nombre de Reynolds global établi à partir de la vitesse à l'entrée et du diamètre aortique est approximativement égal à 2400.
- Stationnaire: l'ordre de grandeur de la durée du cycle cardiaque complet est de 92 secondes.

Fluent est le logiciel utilisé pour calculer l'écoulement. Il s'agit d'un solveur utilisant la technique des volumes finis. Cette méthode consiste à discrétiser les équations de conservation, (celles de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie) puis à les intégrer sur un volume de contrôle. Les hypothèses simplificatrices retenues pour le modèle numérique semblent être judicieuses à ce stade de l'étude.

Les résultats de la simulation numérique sont globalement en accord avec les calculs théoriques. Cette étude a mis en lumière :

- La chute de pression cardiovasculaire  $TPG_{max}$  augmente en fonction du débit cardiovasculaire.
- La pression cardiovasculaire augmente avec l'augmentation du débit cardiovasculaire.
- L'augmentation de la surface aortique est accompagnée d'une diminution de la chute de pression cardiovasculaire.

L'étape suivante est de permettre aux médecins de visualiser les conséquences d'une chirurgie avant opération. La méthode proposée est donc un moyen moderne d'évaluation de la pathologie aortique. Elle suppose qu'une optimisation des pratiques et des systèmes endovasculaires sera possible et sera destinée à la prise en charge des patients. L'approche

numérique à travers la MFN peut répondre aux questions posées, à condition d'être intégrée dans les protocoles cliniques d'évaluation et de contrôle pour ces patients.

---

# **Références bibliographique**

---

## Références bibliographie

- [1] ALLARD P., La Biomécanique, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, 127p. (Que sais-je ?, n°3456).
- [2] AMBLARD A., Modélisation de l'écoulement sanguin dans l'aorte : rapport de Master, Master Biomécanique, Lyon : INSA de Lyon, 2003, 100p.
- [3] AMBLARD, Anne. Contribution à l'étude du comportement d'une endoprothèse aortique abdominale. 2006. Thèse de doctorat.
- [4] Bonow, R. O., Carabello, B., de Leon, A. C., Edmunds, L. H., Fedderly, B. J., Freed, M. D., & O'Rourke, R. A. (1998). Guidelines for the Management of Patients with Valvular Heart disease Executive Summary A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Management of Patients With Valvular Heart Disease). *Circulation*, 98(18), 1949-1984.
- [5] FUNG Y.C., FRANEK K., PATITUCCI P., Pseudo elasticity of arteries and the choice of its mathematical expression, *American Journal of Physiology (Heart Circ. Physiol.)*, 1979, vol.6, pp. 620-631.
- [6] Garcia, D. (2003). Application du concept de perte de charge au diagnostic échocardiographique des sténoses aortiques. Université de Montréal.
- [7] Garcia, D., Pibarot, P., Dumesnil, J. G., Sakr, F., & Durand, L. G. (2000). Assessment of aortic valve stenosis severity a new index based on the energy loss concept. *Circulation*, 101(7), 765-771.
- [8] Ghalichi F, Deng X, Champlain AD, Douville Y, King M, Guidoin R. Low Reynolds number turbulence modeling of blood flow in arterial stenosis. *Biorheology*. 1998; 35:281–94.
- [9] Gorlin R, Gorlin SG. Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. *Am Heart J*. 1951; 41:1-29.
- [10] Jin S, Oshinski J, Giddens PD. The effects of wall motion and compliance on flow pattern in the ascending aorta. *J Biomech Eng*. 2003; 125:347–54.
- [11] Keshavarz-Motamed, Z., & Kadem, L. (2011). 3D pulsatile flow in a curved tube with coexisting model of aortic stenosis and coarctation of the aorta. *Medical engineering & physics*, 33(3), 315-324.
- [12] Lantz, J. (2013). On Aortic Blood Flow Simulations: Scale-Resolved Image-Based CFD.

[13] MARCHESSE Yann. (2010). Mécanique du fluide (modélisation de la turbulence-application de la CFD). Ecole catholique d'arts et métiers-lyon, 13-14 ; 24-26.

[14] Morris L, Delassus P, Callanan A, Walsh M, Wallis F, Grace P, et al. 3-D numerical simulation of blood flow through models of the human aorta. *J Biomech Eng.* 2005;127:767–75.

[15] Pibarot, P., Dumesnil, J. G., & Mathieu, P. (2007). Nouveautés sur le rétrécissement valvulaire aortique. *M/S revues.*

### A.1.Présentation du code de calcul

L'augmentation rapide de la puissance des calculateurs a rendu possible le développement de codes commerciaux traitent les problèmes de transport dans les fluides, il existe un certain nombre de codes tridimensionnels, aux meilleur performants, permettant la prédiction d'écoulement de fluide (Fluent, CFX, Phoenic...) par la résolution des équations de Navier-Stockes, l'application de ces codes deviennent de plus en plus utile et indispensable pour comprendre des phénomènes physique et pour surmonté les problèmes, parmi ces codes largement utilisés on trouve le code fluent

Le code de calcul fluent est actuellement l'un des pôles de compétence en mécanique des fluides numériques les plus importants, il développe et commercialise une solution complète qui simule tous les écoulements impliquant des phénomènes physiques complexes.

C'est un logiciel très puissant de modélisation des écoulements de fluides et de transfert de chaleur dans des géométrie, il fournit une grande flexibilité de maillage, résolvant les problèmes d'écoulement grâce à des maillages qui peuvent être générés sur des géométrie complexes avec une relative facilité, il supporte les maillage 2D (triangle ou Quadrilatères), 3D (tétraèdres, Hexaèdres, pyramides) et des maillages mélangeant les deux précédents, il permet aussi d'améliorer le maillage, ce qui est particulièrement utile pour les zones où la prédiction des flux nécessite une grande précision, de plus cela aide de réduire le temps nécessaire à la réalisation d'un bon maillage.

Fluent permet de modéliser:

- Des écoulements dans des géométries 2D ou 3D en utilisant des maillages non structurés,
- Ecoulements incompressibles ou compressibles,
- Analyse stationnaire ou instationnaire,
- Ecoulements non visqueux, laminaires ou turbulents,
- Ecoulements Newtonien ou non Newtonien,



- Transfert de chaleur par convection naturelle, forcée ou par rayonnement,
- Transfert de chaleur couplée conduction / convection,
- Repère de références inertielles (stationnaire) ou non inertielles (en rotation),
- Multiples repères de référence en mouvement, incluant des interfaces glissantes et des plans de mélange,
- Mélange et réaction d'espèces chimiques, incluant des modèles de combustion et des réactions de surface,
- Sources volumiques arbitraires de chaleur, masse, quantité de mouvement, turbulence et espèces chimiques,

Ce qui accord à ce code d'être utilisé pour une grande variété d'applications comme l'aérospatial, l'industrie automobile, l'architecture, la recherche...

Ce logiciel est fondé sur la méthode des volumes finis des écoulements très variés dans des configuration plus ou moins complexe, cette méthode est caractérisée par son avantage à satisfaire la conservation de masse, de quantité de mouvement et d'énergie dans tous les volumes de contrôle ainsi dans tous les domaine de calcul, il est composé comme tout logiciel de type CFD de trois éléments qui sont :

**1- Le pré-processeur:** il permet à l'utilisateur de construire la géométrie du domaine de calcul et le subdiviser en petits volumes de contrôle, l'ensemble de ces volumes élémentaires qui constitue le maillage, à ce niveau même se fait la définition des conditions aux limites

**2- Solveur:** permet de finir numériquement les conditions opératoire (gravité, pression...) dans lesquelles est effectuée la simulation.

Le fluent propose plusieurs formulations du solveur :

- La formulation « Segregated », ou isolée (implicite) cette formulation résous les équations de continuité, de quantité de mouvement et quand c'est nécessaire celle de l'énergie. Le solveur isolé est classiquement employé pour les écoulements incompressible à modérément compressible
- La formulation « Coupled » soit implicite ou explicite : permet aux équations gouvernantes d'être résolues simultanément, c'est-à-dire couplée les unes avec les autres. Initialement, ce mode a été conçu pour les écoulements compressible à grandes vitesses, il faut signaler que le solveur couplé implicite requiert presque le double de la mémoire qu'utiliseras le solveur isolé, alors que le solveur couplé explicite vient au

milieu, en terme de besoins en ressources, mais convergera plus lentement que la formulation implicite et n'est conseillé que pour les écoulements instationnaires.

Les procédures de code fluent :

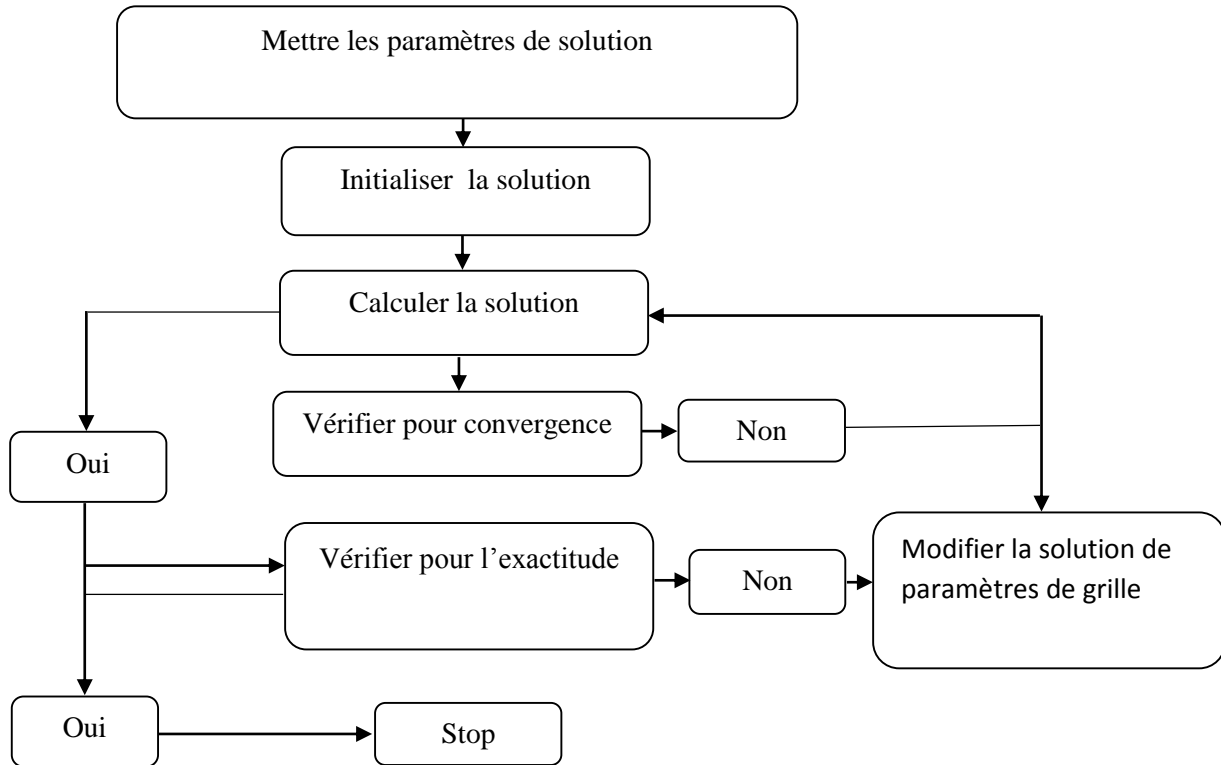


Figure 1. Procédures de calcul sur FLUENT

Le FLUENT résout les équations moyennées dans le temps de Navier Stokes, associées à un modèle de turbulence. Cet outil informatique est très fréquemment utilisé dans l'industrie aéronautique et automobile.

Comme tout logiciel de CFD, le FLUENT 14.0 est composé de trois éléments : le préprocesseur, le solveur et le post processeur.

La définition du problème à résoudre s'effectue à l'aide du préprocesseur GAMBIT, il permet de présenter la géométrie du système, de définir le type de conditions limites aux frontières du domaine, de spécifier le type de matériau (fluide ou solide). Il fournit aussi la possibilité de discrétiser le domaine en proposant plusieurs algorithmes de maillage suivant sa géométrie.

Le solveur permet de définir numériquement les conditions opératoires (gravité, pression) dans lesquelles est effectuée la simulation, ainsi que la spécification des conditions aux

limites. Enfin, il permet de choisir le processus itératif en proposant, notamment, plusieurs schémas numériques pour la discrétisation spatiale et temporelle, et pour le couplage de la vitesse et de la pression. Il offre également une interface permettant de contrôler à tout moment l'état d'avancement des calculs.

Le post processeur est l'élément qui permet de visualiser la géométrie et le maillage du domaine, mais surtout d'afficher les résultats obtenus. Il est ainsi possible de visualiser les champs de pression, les champs du vecteur vitesse, de turbulence ainsi que toutes les autres grandeurs calculées sur un segment, une section du domaine ou sur tout le volume. Il offre ainsi la possibilité de tracer les courbes et de visualiser les lignes de courant ou la trajectoire de particules.

**3- le post-processeur :** permet de visualiser la géométrie et le maillage du domaine mais surtout d'afficher les résultats obtenus, il est ainsi possible de visualiser les champs (pression, vitesse, température...), ainsi que toutes les grandeurs calculées.

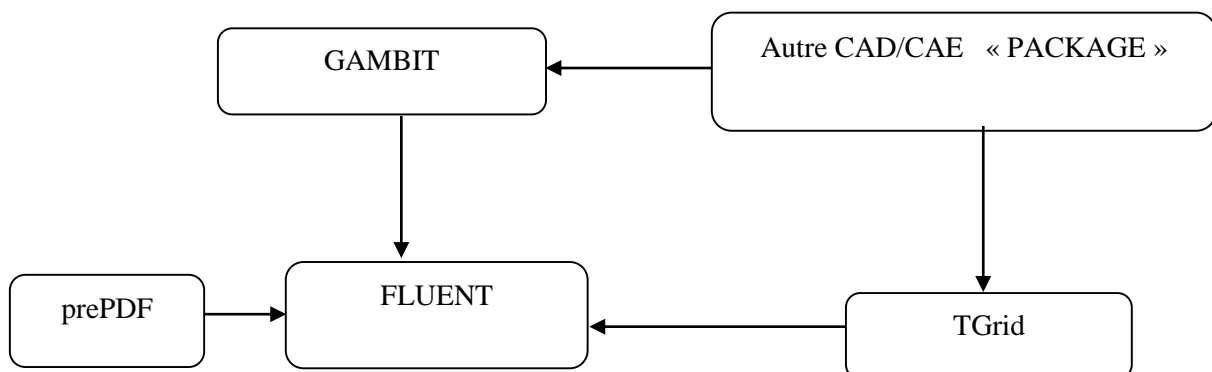


Figure 2.Structuration de FLUENT

## A.2.Schéma numérique de FLUENT

Le code FLUENT a été utilisé pour simuler l'hydrodynamique de l'écoulement diphasique. Le code résout les équations de conservation de la masse, de la quantité de mouvement, de l'énergie et de toute autre variable transportée. La technique est basée sur la méthode des volumes finis et est décrite par les étapes suivantes :

- discrétisation du domaine en volumes de contrôle à l'aide du préprocesseur GAMBIT;
- discrétisation des équations aux dérivées partielles en un système d'équations algébriques ;
- résolution des équations algébriques numériquement.

Afin de résoudre ces équations algébriques, deux méthodes sont disponibles dans FLUENT :

- l'approche segregated résolvant les équations séparément les unes des autres ;
- l'approche couplé résolvant les équations de continuité, de quantité de mouvement, d'énergie et de transport de scalaire simultanément.

Dans le cas des écoulements diphasiques, seule la méthode de résolution segregated est applicable. Cette méthode de résolution est explicitée avec la figure A.3.

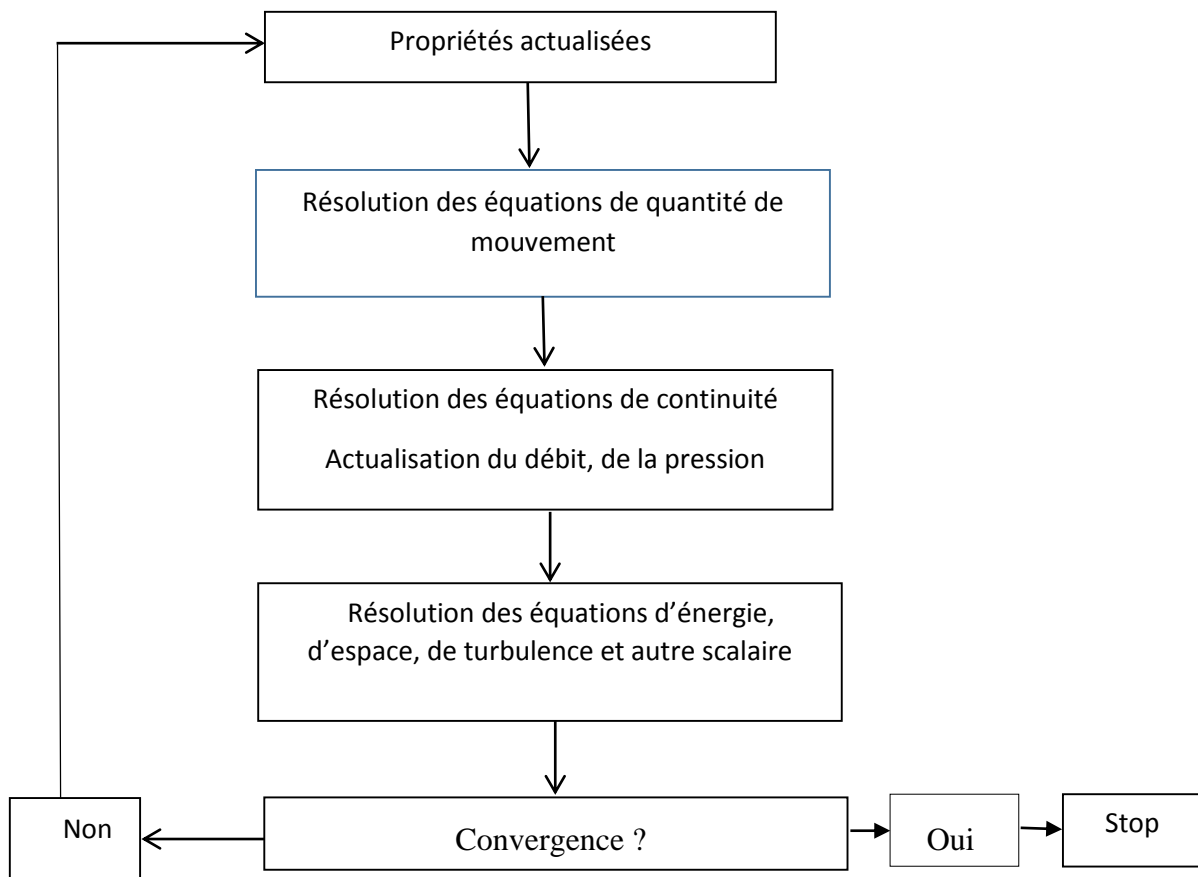


Figure 3.Méthode de résolution segregated.