



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical Laboratoire
de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité: Instrumentation Biomédicale

Présenté par : Riache Roumaïssa et Glail Amel

**Etude et modélisation de l'activité mécanique
dans le cœur**

Soutenu le 26 Juin 2019 devant le Jury

M.BENALI RADOUAN	MCB	Université de Tlemcen	Président
M. KHOLKHAL MOURAD	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
M. HAMZA CHERIF LOTFI	MCA	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2018-2019

A nos chers parents, A nos sœurs et frères

Remerciements

«الحمد لله الذي هدانا لهذا و ما كنا لنهتدي لولا أن هدانا الله»

Merci Allah de nous avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'à bout du rêve et la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

Tout d'abord, Nous remercions Dr. Hamza Cherif Lotfi de m'avoir proposé ce sujet de PFE et pour sa bonne volonté d'accepter de nous encadrer

Nous remercions aussi Mme Abdelli Nassima et on n'oublie pas le grand effort qui est fait par le doctorant Mr Cromba Ibrahim pour nous aider de terminer ce travail.

Si la rédaction d'un mémoire n'est pas une sinécure, il en va de même pour sa lecture approfondie. Je remercie donc chaudement les membres du jury :

Dr.BEN ALI Radouane qui a bien voulu nous faire l'honneur de présider le jury et Dr.KHOLKHEL Mourad d'avoir accepté d'être l'examineur de ce manuscrit.

Nos vifs remerciements s'adressent également à nos enseignants et à nos amis, pour leur présence chaleureuse et leur encouragement

Enfin, je remercie tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.



Résumé

Les progrès importants réalisés récemment par la recherche en médecine ont permis l'acquisition d'une grande quantité d'information concernant le fonctionnement des organes du corps humain. Il devient maintenant nécessaire d'organiser et d'intégrer des connaissances biomécaniques et physiologiques au sein d'un modèle numérique qui peut servir à la prédiction du comportement mécanique d'un organe et le voir entier. Et dans ce projet ; nous viserons à faire une étude quantitative et qualitative concernant l'activité mécanique du ventricule gauche du cœur par la méthode de l'élément fini sous le logiciel Comsol Multi physiques. Cette modélisation porte un double intérêt dans le domaine médical, d'une part, elle permet la compréhension plus fine et détaillée sur les pathologies cardiaques. D'autre part, elle rassemble les résultats cliniques obtenus afin de représenter sous une forme quantitative et testable le fonctionnement du cœur normal et ses réponses à une intervention.

Mots clé : biomécanique, l'activité mécanique du ventricule gauche, méthode des éléments finis , Comsol Multi Physiques

Abstract

The important advances made recently in medical research have led to the acquisition of a large amount of information about the functioning of the organs of the human body. It is now necessary to organize and integrate biomechanical and physiological knowledge within a numerical model that can be used to predict the mechanical behavior of an organ and see it all. And in this project; we will aim to make a quantitative and qualitative study concerning the mechanical activity of the left ventricle of the heart by the finite element method under the software Comsol Multi physical. This modeling bears a double interest in the medical field, on the one hand. It allows for a more detailed and deep understanding of cardiac pathologies. On the other hand, it brings together the clinical results obtained in order to represent, in a quantitative and testable form, the functioning of the normal heart and its responses to an intervention.

Key words: biomechanics, mechanical activity of the left ventricle, finite element method, Comsol Multi Physics

Table des matières

Dédicace	
Remerciements	
Résumé	
Abstract	
Introduction générale.....	1
Introduction générale.....	2
Chapitre I : état de l'art de l'activité mécanique du cœur.....	4
I.1.Introduction	5
I.2.Structure anatomique du cœur	5
I.2.1. les tuniques du cœur.....	6
I.2.2. les microstructures du cœur	7
I.2.3.le myocarde	8
I.3. le sang	9
I.3.1. le rôle du sang	10
I.3.2.composition du sang.....	11
I.4. Problématique.....	12
I.5. Conclusion.....	13
Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique cardiaque.....	14
II.1.introduction.....	15
II.2.la physiologie cardiaque.....	12
II.2.1.la cycle cardiaque.	12
II.2.1.a. volume télédiastolique et volume télésystolique.....	13
II.2.1.b. débit cardiaque.....	13
II.2.2.notion de comportement mécanique du myocarde : la compliance, l'élasticité et la contractilité.....	13
II.2.3. L'hémodynamique.....	14
II.2.3.1. étude de pression autour du cœur et pression intra- cavitaire.....	15
II.2.3.2. les lois de la biomécanique cardiaque.....	15
II.3. Etude paramétrique.....	17
II.3.1 les caractéristiques de l'activité mécanique du cœur.....	18
II.3.2. les propriétés du sang.....	19

II.3.2.a. Description rhéologique du sang.....	19
II.4. Modélisation biomécanique du cœur.....	20
II.4.1.méthode de modélisation.....	20
II.4.2.outils de modélisation.....	21
II.4.2.1.Ansys.....	21
II.4.2.2.Comsol multi physique	22
II.4.3.modélisation de l'activité mécanique du cœur sous comsol.....	23
II.4.3.1.Géométrie.....	23
II.4.3.2.matériaux.....	24
II.4.3.3.multi physique.....	25
II.4.3.3.a. écoulement laminaire	25
II.4.3.3.b.mécanique de solides.....	26
II.4.3.4.Maillage.....	27
II.4.3.5.Etude.....	28
II.5.Conclusion.....	30
Chapitre III : Etude et interprétation des résultats :	
Proposition d'un modèle.....	31
III.1.Introduction.....	32
III.2.Géométrie réel de ventricule extrait par des techniques d'imagerie.....	32
III.3.Création de modèle des deux ventricules par solides Works.....	34
III.4. Etude sur l'écoulement de fluide.....	35
III.4.1.Reproduction d'un autre modèle du ventricule gauche	
sous Comsol	35
III.4.2. Modification le modèle précédent d'après les lois théoriques de la	
biomécanique.....	36
III.4.3. Modification sur le modèle selon des dimensions réelles	41
III.5. Étude sur la mécanique de solide.....	43
III.6. Conclusion.....	47
Conclusion générale et perspectives.....	49
Référence bibliographiques.....	52
Table de figure et tableaux.....	53

Liste des figures :

Chapitre I :

Figure I.1. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.....	6
Figure I.2. L'enveloppe du cœur.....	6
Figure I.3.le myocarde contractile.....	6
Figure.I.4. Filament épais de myosine des myocytes.....	7
Figure I.5. Vue de globules rouges.....	9
Figure. I.6.modélisation du comportement du myocarde du ventricule gauche.....	10
Figure. I.7. Modélisation électromécanique du ventricule (la comparaison entre les zones saines et nécrosé dans le myocarde).....	10
Figure. I.8. Contour de pression sur l'enveloppe.....	11
Figure. I.9. Lignes de courant sur le plan transversal	11
Figure. I.10. Modèle numérique représente l'anatomie du cœur.....	11

Chapitre II :

Figure.II.1. Le cycle cardiaque.....	15
Figure II.2. Représentation de VTS et VTD des ventricules.....	16
Figure II.3. La définition schématique de pression.....	17
Figure II.4. Courbe de variation de pression.....	18
Figure II.5. L'écoulement dans des sections et hauteurs différent- -théorème de Bernoulli.....	20
Figure II.6. Schéma illustre la loi de poiseuille.....	20
FigureII.7. Schéma montre la conservation du débit d'in écoulement.....	21
FigureII.8. Schéma illustrative sur la loi de Laplace.....	22
Figure II.9. Présentation de boucle de pression-volume.....	23
Figure II.10.Rôle hémocrite sur la viscosité à 37^0 et $dv/dx=10^{-2} S^{-1}$	24
FigureII.11. Interface graphique de logiciel Ansys.....	26
Figure II.12. Interface graphique de Comsol Multiphysics.....	27
Figure II.13 .la géométrie de modèle de ventricule gauche.....	28
Figure II.14. Application de matériau à la géométrie.....	29
FigureII.15. La sortie et l'entrée du ventricule gauche.....	30
Figure II.16. L'encastrement du modèle.....	31
Figure II.17.le maillage de modèle.....	32
FigureII.18.la pression de l'écoulement sanguin.....	33
Figure II.19.la vitesse de l'écoulement sanguin.....	34
FigureII.20.la contraction de la paroi ventriculaire.....	35

Chapitre III :

Figure III.1. la géométrie réelle des deux ventricules.....	37
Figure III.2. la forme des deux ventricules.....	38
Figure III.3. Création des deux ventricules par Solides Works.....	39
Figure III.4. Résultat de modélisation de l'écoulement dans le ventricule.....	40
Figure III.5. Schémas illustratifs sur Les modèles de ventricule modifiées selon la théorique.....	42
Figure. III.6. Variation de la pression et de la vitesse en fonction de la hauteur.....	43
Figure III.7. la pression de l'écoulement sanguin.....	44
Figure. III.8. la vitesse de l'écoulement sanguin.....	45
Figure III.9. résultat des contraintes sur le paroi	45
Figure. III.10. courbe de variation de la vitesse en fonction de volume.....	46
Figure. II.11. courbe de variation de pression en fonction de viscosité.....	47
Figure. III.12. variation de la vitesse en fonction de la viscosité.....	48
Figure III.13. l'interaction fluide-structure.....	49
Figure III.14. Courbe de variations de contraintes en fonction de pression sanguine.....	50
Figure III.15. Résultats des contraintes en fonction de pression sanguine.....	51

Liste des tableaux

Tableau I.1. les constituants du sang.....	8
Tableau I.2. principaux travaux dans le domaine du comportement du cœur.....	12
Tableau II.1. Propriétés de matériau « Csbr ».....	28
Tableau III.1. Cartographie cardiologue du ventricule gauche.....	40
Tableau III.1. les données réelle de ventricule gauche.....	42
Tableau III.2. L'évolution de pression en fonction de la hauteur.....	43
Tableau III.3. L'évolution de pression en fonction du volume de ventricule.....	45
Tableau III.4. L'évolution de pression en fonction de la viscosité dynamique du sang.....	47
Tableau III.5. Résultats de contrainte de la paroi par l'application de pression.....	49

Introduction générale

Introduction générale :

D'après les statistiques prises par les organisations internationales de santé, les maladies cardiovasculaires sont la première cause de la mortalité dans le monde. La plupart des formes de ces cardiopathies altèrent la morphologie ventriculaire à cause que le comportement du myocarde soit fortement lié à son architecture tissulaire. Le myocarde c'est le muscle du cœur qui fait appliquer une force dans sa paroi pour qu'il puisse contracter et par suite éjecter un volume du sang vers l'organisme. Ce muscle cardiaque est formé par des cellules (actine et myosine) qui ont un rôle principal de l'activation mécanique du cœur ainsi que l'élasticité du myocarde qui permet après l'application d'une pression sur ces parois de faire contracter. Or, il y a plusieurs recherches importantes pour prévenir et guérir certaines cardiopathies, cette activité couvre un champ scientifique très large s'étendant de la biologie à la modélisation numérique par conséquent la modélisation mécanique du myocarde devrait permettre de mieux en appréhender le fonctionnement et les dysfonctionnements.

On peut voir la modélisation numérique plus souvent dans le domaine informatique médical comme si elle est la méthode la plus performante et non-invasive pour le diagnostic d'un part et pour la thérapie d'autre part. En effet, une stratégie prometteuse consiste à intégrer les informations provenant de l'imagerie et de la physiologie dans des modèles numériques capables de décrire et de simuler l'activité mécanique et hémodynamique du cœur.

Cette stratégie offre plusieurs avantages majeurs, notamment :

- la capacité d'intégrer de façon unifiée des mesures hétérogènes (images anatomiques et fonctionnelles, signaux électriques et hémodynamiques, etc.)
- la capacité de fournir des mesures quantitatives et objectives liées à la fonction cardiaque et à la viabilité de l'organe.
- la capacité de simuler l'évolution d'une pathologie ou les effets d'une thérapie

Notre projet de fin d'étude est consacré à une vérification de certains paramètres contrôlant le comportement mécanique du cœur et nous sommes intéressées en premier lieu par la pression intra cavitaire et d'autres propriétés structurelles de la paroi cardiaque. Ce travail est fait à travers la méthode des éléments finie à partir de l'utilisation de logiciel COMSOL Multi physique qui nous permet de combiner tous les paramètres de pression ou du myocarde et étudier l'interaction entre le sang et le myocarde.

Dans le premier chapitre ; on a décrit et définit l'anatomie du cœur et leur histologie et raconter l'évolution des travaux sur les modèles d'étude mécaniques numériques du cœur.

Le deuxième chapitre consiste à une étude paramétrique de l'activité mécanique du cœur. Nous présentons la physiologie et la biomécanique cardiaque. Ensuite, nous parlons sur la

modélisation et ses outils parmi les « COMSOL » et les étapes que nous suivons pour l'intérêt de notre travail

Enfin, dans le troisième chapitre on fait la comparaison entre plusieurs résultats de modélisation de l'activité mécanique du cœur à partir de plusieurs paramètres et ses différentes valeurs et nous terminons ce travail par une conclusion et perspectives.

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

I.1.Introduction :

Le cœur est un organe le plus vivant et complexe dans le corps humain et sa particularité présente dans son rôle qui sert à pomper le sang soit vers le corps (la grande circulation) ou vers les poumons (la petite circulation) pour alimenter et oxygéner les muscles du corps ; et pour avoir ce mécanisme de pompage le cœur a une structure anatomique et morphologique spéciale. Pour comprendre les secrets mécaniques du cœur nous allons définir brièvement la partie anatomique et structurelle à travers des schémas illustratifs ; ensuite on va décrire le développement de ce domaine cardiaque dans la littérature ; dans cette partie on va voir des modèles mécaniques numériques du cœur existant.

I.2.structure anatomique du cœur :

Le cœur est un organe contractile situé dans le thorax, entre les poumons, et permet d'assurer la circulation sanguine. Derrière le cœur se trouvent les vaisseaux les plus importants : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aortique.

Le cœur est un muscle strié creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène qui assure la circulation pulmonaire ; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui se communiquent par des valves d'admission qui, à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (Valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aortique (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire respectivement, **la figure I.1** représente l'anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaque. Le myocarde est tapissé à l'intérieur par l'endocarde, et est entouré à l'extérieur par le péricarde. Les oreillettes sont séparées par le septum intra-auriculaire et les ventricules par le septum intra-ventriculaire. La pompe gauche effectue le travail le plus important, car elle envoie le sang vers tous les tissus où la pression est considérablement plus grande que celle de la circulation pulmonaire pompée par le ventricule droit. [1]Le ventricule gauche a une forme géométrique relativement simple, proche d'une partie d'ellipsoïde. On considère qu'il a une forme de révolution. Le ventricule droit à une forme géométrique plus compliquée, il ressemble à un tube en U collé au ventricule gauche [2].

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

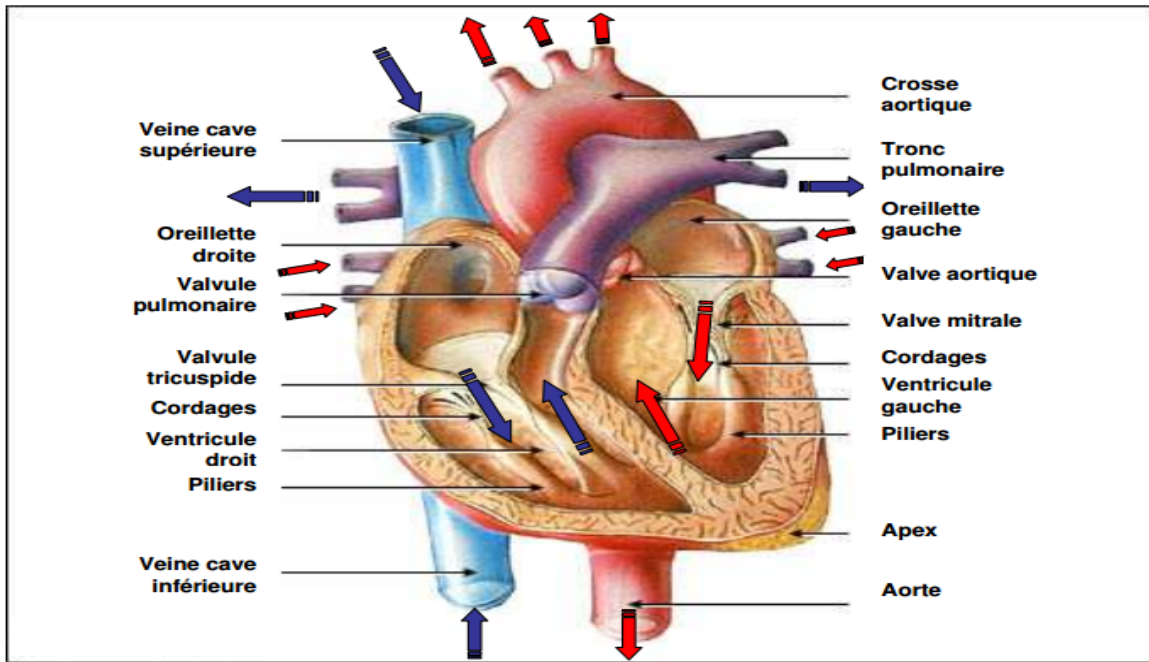


Figure I.1. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

I.2.1. Les tuniques du cœur :

Les parois du cœur sont essentiellement formées par une tunique musculaire (**fig.I.2**), le myocarde (**fig.I.3**) contractile. Une membrane très mince, endothéliale, continue, tapisse intérieurement la cavité cardiaque et ses annexes (valvules et piliers) : c'est l'endocarde, dont le rôle principal est d'éviter la coagulation du sang au contact de la paroi cardiaque. À la périphérie, le myocarde est recouvert d'une enveloppe protectrice, le péricarde, enveloppe formée d'une séreuse à deux feuilletts et d'une gaine fibreuse superficielle, ce qui amène à distinguer le péricarde séreux et le péricarde fibreux. L'existence anormale d'un épanchement liquidien à l'intérieur de la séreuse crée une péricardite qui peut comprimer les oreillettes, en perturber le remplissage [3].

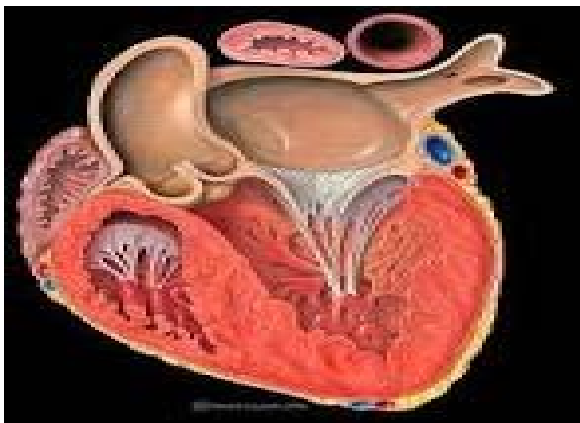


Figure.I.3.le myocarde contractile

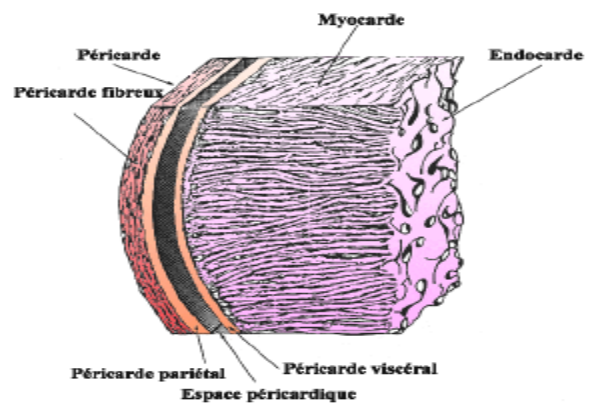


Figure.I.2.l'enveloppe du cœur

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

I.2.2. la microstructure du cœur :

Les cellules myocardiques, ou cardiomyocytes, sont cylindriques et très petites, 10-20 μm de diamètre et 60-100 μm de longueur. Chaque cardiomyocyte est formé par des unités contractiles [4],

Les sarcomères (1,6-2,5 μm de longueur) qui sont les éléments basiques responsables de la contraction cardiaque. La structure d'un sarcomère consiste en un arrangement parallèle de filaments d'actine et de myosine, (**figure I.4**). Un sarcomère se décompose en une strie Z, une Demi-bande I, une bande A qui contient une zone H, une demi-bande I et une strie Z.

La bande A est sombre, biréfringente et composée de filaments minces d'actine et de filaments épais de myosine. La zone H est également sombre, biréfringente et contient de la myosine. La bande I est claire, mono réfringente et contient de l'actine.

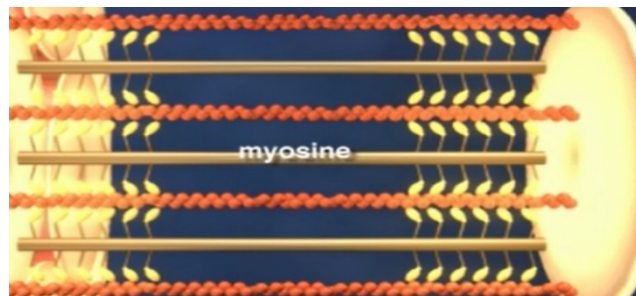


Figure.I.4. Filament épais de myosine des myocytes

Les myofilaments sont capables de produire une force dans la direction parallèle à leur longueur. L'énergie chimique pour la génération de force est contrôlée par la concentration du calcium, $[\text{Ca}^{2+}]$. La libération de calcium Ca^{2+} est activée par l'excitation électrique des cellules myocardiques. Le calcium agit sur les sarcomères afin de former des "ponts" d'actine et de myosine, et produit le glissement entre ces myofilaments ce qui conduit à la contraction.

Les cardiomyocytes sont attachés bout à bout par des anastomoses qui forment des jonctions. En Y ou en I. Localement une direction privilégiée peut être déterminée, la direction de la fibre.

De plus, on observe que sur une partie de leur parcours, des fibres voisines restent parallèles et forment une même couche, voir plus loin. Pour les muscles papillaires qui relient les valves à la surface endocardiaque, la détermination des directions principales des fibres ne pose aucune difficulté, les fibres sont toutes parallèles les unes aux autres. Par contre, les fibres du ventricule gauche suivent des trajectoires qui sont circulaires ou presque circulaires au niveau équatorial du milieu de l'épaisseur et elles deviennent progressivement inclinées lorsque l'on se déplace vers l'épicarde ou l'endocarde avec des orientations opposées [5].

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

I.2.3. Le myocarde :

Le myocarde est la partie musculaire du cœur qui permet à ce dernier de jouer son rôle de moteur de la circulation sanguine. C'est un matériau hyper élastique non linéaire et incompressible, ces caractéristiques rassemblent en effet dans le comportement du myocarde.

L'organisation spatiale des cardiomyocytes et leur rôle dans la contraction du myocarde entraînent nécessairement une anisotropie marquée dans leur comportement [9].

I.3. Le sang :

I.3.1. le rôle du sang :

Chez l'adulte, le volume sanguin représente environ 6 à 8% de son poids corporel. C'est un tissu vivant qui circule à travers le cœur ; dans les artères les vaisseaux capillaires et les veines pour y alimenter toute les cellules humaines.

I.3.2. Composition du sang :

Le sang est constitué de quatre éléments principaux : les globules rouges (GR) appelés aussi hématies ou érythrocytes ; les globules blancs appelés aussi leucocytes et les plaquettes dénommées thrombocytes ; ces éléments sont qualifiés.

Ces éléments totalisent en moyenne 45% du sang total ; et sont en suspension dans le plasma sanguin (partie liquide du sang du couleur jaunâtre).

Le pourcentage très élevé de globules rouges (**tableau I.1**). Conduit à négliger, du point de vue de la mécanique des fluides, la présence des autres constituants volumique vraie du sang normal [7].

<i>Eléments figurés</i> <i>5.10⁶particules / mm²</i>	Proportions relatives
<i>Globules rouges</i>	600
<i>Globules blancs</i>	1
<i>plaquettes</i>	30
<i>Plasma</i>	
<i>Eau</i>	0.91
<i>Eléments inorganiques</i>	0.01
<i>Protéines</i>	0.07
<i>Autres Eléments organiques</i>	0.01

Tableau I.1.les constituants du sang

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Les globules rouges schématisent sur (**figure I.5**), ont pour seule fonction les échanges gazeux. Il s'agit de petits disques biconcaves sans noyau, de couleur rouge due à une protéine appelée hémoglobine contenant du fer. Ces cellules sont élastiques, déformables et résistances ce qui leur permet de passer en file indienne dans des capillaires sanguins d'un diamètre inférieur au leur. Elles sont synthétisées chez l'adulte dans la moelle osseuse (moelle rouge) par érythropoïèse [8].

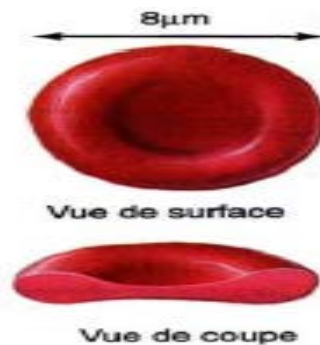


Figure I.5. Vue de globules rouges

I.4. Le problème :

La principale fonction du cœur est d'assurer la circulation du sang dans tout l'organisme [10]. Le myocarde est un muscle différent des muscles squelettiques, d'une part il n'est attaché à aucun os, d'autre part les fibres n'y ont pas aussi clairement identifiables [11]. La modélisation numérique est une discipline mathématique appliquée appelé calcul scientifique dont le but est d'établir les propriétés des équations puis le développement et l'analyse de méthodes numériques par suite on a la possibilité de réaliser des expériences mathématiques qui permettent d'enrichir les expériences in VIVO et in VITRO [16].

Le point de départ est la recherche d'une meilleure connaissance du comportement du myocarde c'étaient les travaux de Huxley en **1957** sur la dynamique des ponts actine-myosine [12], au niveau microscopique (du sarcomère), permettent d'expliquer les phénomènes de contraction dans le muscle cardiaque. L'étude du mécanisme de formation de ces ponts par une approche multi-échelles, généralisant celle de [13], a permis de développer une loi de comportement au niveau mésoscopique, c'est-à-dire à l'échelle de la myofibre [14], compatible avec le formalisme de Huxley, et résultant de la description du comportement collectif des nanomoteurs moléculaires actine-myosine [15].

Une modélisation 3D complète de l'activité mécanique du cœur est obtenue en insérant cette loi de comportement dans un modèle rhéologique, tel que celui de A.V. Hill en 1938 [17], puis en écrivant les équations d'équilibre de la mécanique des milieux continus [18].

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

La **Figure I. 6** montre des résultats préliminaires obtenus avec un modèle de cœur créé en 2003, sur une géométrie simplifiée. Dans ce cas, nous sommes partis de données synthétiques (c'est-à-dire fournies par la simulation du modèle avec un jeu de paramètres connus) et l'objectif de l'assimilation de données est de chercher à retrouver la valeur des paramètres, qui peut éventuellement être non uniforme dans le tissu. En particulier, on voit qu'on arrive assez bien à estimer la variabilité du paramètre de contractilité, qui peut dans ce cas représenter une zone infarctée. Bien entendu, l'objectif à terme est de pouvoir utiliser de vraies mesures, notamment des images d'IRM ou d'échographie. Des travaux sont en cours dans cette direction [19].

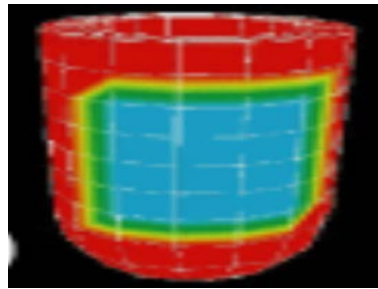


Figure. I.6. modélisation du comportement du myocarde du ventricule gauche

La **figure I.7** suivante illustre le travail de Mr. NICOLAS THURIEAU en 2014 qui modélise par COMSOL Multi Physique le ventricule gauche comme un cylindre et utilise la fraction d'éjection du ventricule comme critère clinique ; considérant que dans une zone nécrosée, il montre que la déformation de l'organe devient non uniforme. Les résultats obtenus de ce travail vont dans le même sens que les observations cliniques [20].

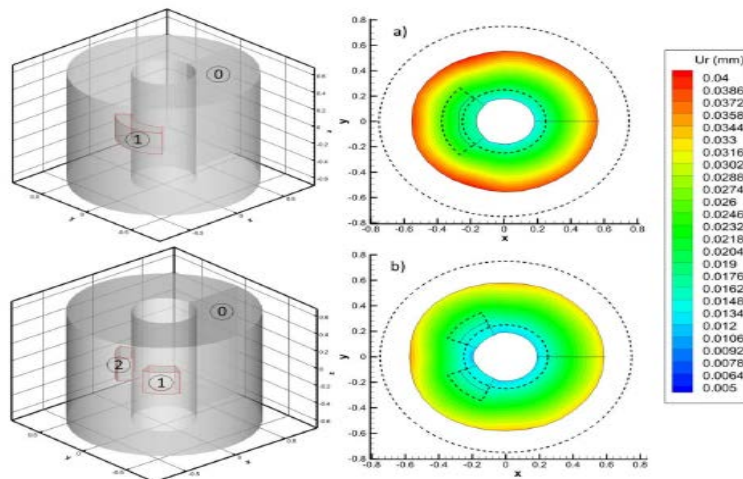


Figure. I.7. Modélisation électromécanique du ventricule (la comparaison entre les zones saines et nécrosé dans le myocarde)

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Or, il y a une mémoire de magister de Mr OMAR BOUHACINA en biophysique mathématique et simulation dans l'année 2010 .ce bonhomme modélise l'activité électromécanique de la zone cardiaque (le cœur plus les vaisseaux du cœur) par le logiciel Ansys comme une enceinte déformable qui a deux trous pour l'entrée et la sortie du sang ; son modèle est présenté sous des conditions d'écoulement adoptés et à partir de signaux électriques (ECG) transforme par série de fourrier pour qu'il puisse adapté aux système informatique qui fait la résolution des équations pour faire la simulation .les résultats sont présentées sous formes des contours de pression et lignes de courant comme les figures (figure I.8 et figureI.9)suivantes montrent.

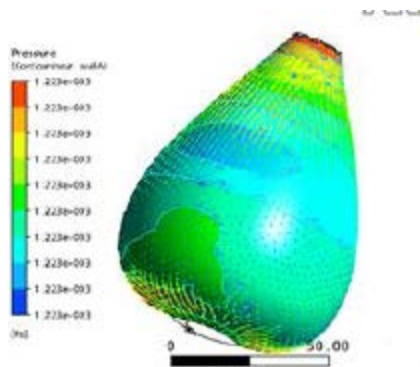


Figure. I.8. Contour de pression sur L'enveloppe

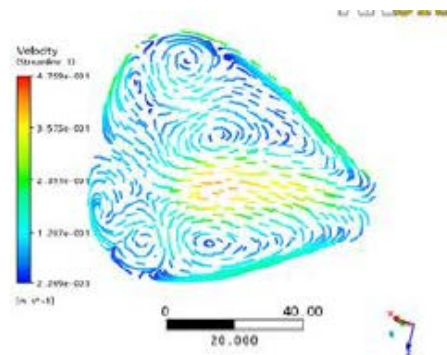


figure. I.9. Lignes de courant sur le plan transversal

En 2018 des recherches et travaux sur plusieurs secteur informatique biophysique biomécanique et médecine sont conçues pour créer un modèle du cœur qui rapprocher le maximum au cœur réel d'un patient ce modèle géométrique est obtenu par segmentation d'images médicales (IRM). Le modèle cardiaque peut être utilisé pour simuler les déformations et les contraintes en 3D lors d'une contraction (figure I.10), générer des courbes de pression et d'électrocardiogramme (ECG) [21].

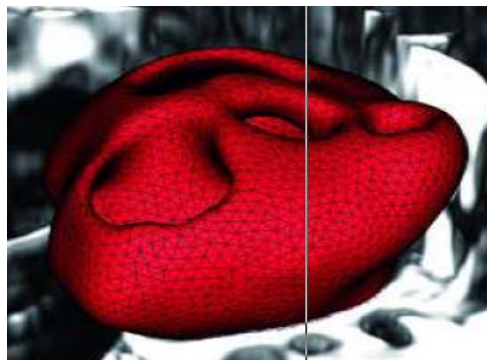


Figure. I.10. Modèle numérique représente l'anatomie du cœur

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Auteurs	Travaux
A.V. Hill	Création d'une loi de comportement dans un modèle rhéologique cardiaque
Huxley	la dynamique des ponts actine-myosine les constituants de myocarde du cœur
Nicolas Thurieau	Modélise par COMSOL Multi Physique le ventricule gauche comme un cylindre.
Omar Bouhacina	Modélise l'activité électromécanique de la zone cardiaque (le cœur plus les vaisseaux du cœur) par le logiciel Ansys comme une enceinte déformable.
Chercheur dans l'université OXFORD en G.B	Personnalisation du modèle informatique du cœur à l'aide de technique d'imagerie et simulation de fonction cardiaque par déformations et contraintes.
Sermesant	Création de modèle bi ventriculaire déformable utilisé pour la simulation électromécanique du cœur
L'équipe du Auckland Bioengineering Institute (ABI)	modèle de cœur de ventricule gauche permettant d'identifier les propriétés mécaniques passives et actives du tissu cardiaque à partir d'images médicales dans le contexte de l'insuffisance cardiaque
Guccione	modéliser les contraintes principales dans la direction des myofibres de myocarde

Tableau I.2.principaux travaux dans le domaine du comportement du cœur

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Nous avons présenté brièvement des travaux concernant la modélisation du comportement mécanique du cœur qui sont résumés dans un tableau ci-dessus par suite. Nous avons classé à partir de l'évolution technologique dans ce domaine en représentant différents modèles et différents logiciels qui sont travaillés avec.

VI. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons décrit succinctement les bases théoriques tels que l'anatomie d'un cœur et leur géométrie et ses chambres cavitaires ensuite nous avons défini quelques propriétés mécaniques de parois cardiaques dans leur comportement ainsi nous avons consacré plusieurs travaux dans le domaine de modélisation du système cardiaque en exposant leurs méthodes ainsi que leurs résultats en suite nous avons fait une étude paramétrique concernant la modélisation mécanique du cœur.

Chapitre I : Etat de l'art de l'activité mécanique du cœur

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

II.1. Introduction :

Du point de vue physiologique, le cœur est un organe complexe par supériorité ; et dans ce chapitre on va révéler tous les secrets de son mécanisme tels que la physiologie cardiaque ,la circulation sanguine après on va étudier la variation de pression autours du cœur lors de la phase de remplissage et de l'éjection sanguine à travers des lois fondamentales de l'hémodynamique .

Ensuite ,nous allons décrire quelques outils pour la modélisation numérique

Enfin, nous allons expliquer notre méthode pour modéliser l'activité mécanique des ventricules puisqu'ils sont les plus concernés par la circulation du sang ;avec des schémas pour chaque étape faite .

II.2.la biophysique cardiaque :

II.2.1. Le cycle cardiaque :

L'activité cardiaque est périodique, chaque cycle comporte une phase de contraction (systole)et la phase de relâchement (la diastole) ces phases sont montrées dans la figure suivante.

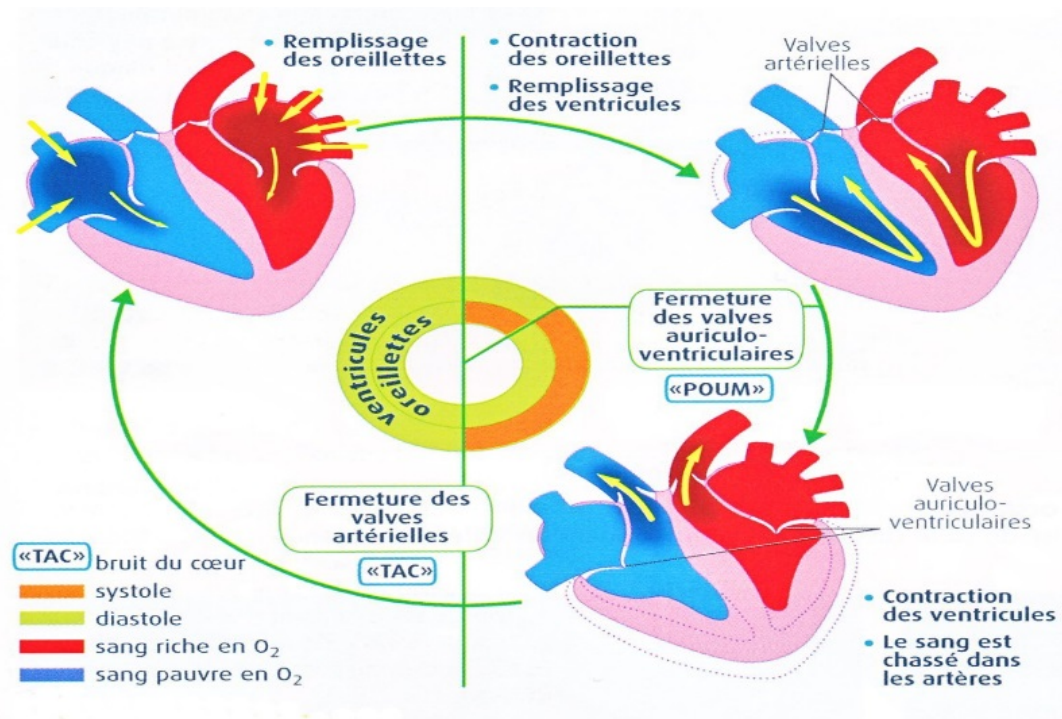


Figure.II.1. Le cycle cardiaque

- la phase de contraction part des oreillettes et se propage aux ventricules.
- la phase de relaxation chemine dans le même sens.

Le cœur bat, dans des conditions normales à une fréquence moyenne de 65 battements par minute

II.2.1.a. les volumes télé-diastolique et télé-systolique :

Volume télé-diastolique (VTD) lorsque le ventricule est rempli au maximum et télé-systolique (VTS) lorsque au contraire il est à son volume minimal comme la figure suivante illustre.

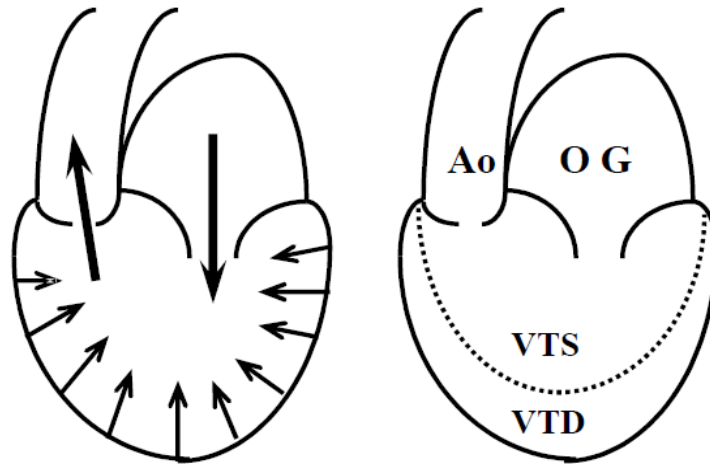


Figure II.2. Représentation de VTS et VTD des ventricules

II.2.1.b. le débit cardiaque :

A partir de ces volumes il est possible de déterminer un certain nombre de grandeur, qui permettent en fin de compte d'aboutir au débit cardiaque, donnée essentielle pour caractériser le fonctionnement mécanique du cœur

$$\text{Volume d'éjection systolique : } \boxed{\text{VES} = \text{VTD} - \text{VTS}}$$

II.2.2. Notions de comportement mécanique du cœur :

II.2.2.a. la compliance :

La compliance de la cavité est la variation de volume en fonction de la pression (dV/dP), alors que sa rigidité est le rapport inverse : dP/dV , ou variation de pression par unité de volume.

Les altérations de l'élasticité et de la distensibilité se traduisent par une baisse de la compliance et par un redressement de sa courbe.

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

II.2.2.b. l'élasticité de la paroi du cœur :

Est une propriété passive. La fibre cardiaque est une structure distensible au niveau d'une cavité cardiaque et surtout au niveau du ventricule gauche. Elle s'apprécie lors du remplissage diastolique ou la paroi cavitaire se dilate sous l'effet du volume sanguin rempli.

II.2.2.c. la contractilité :

Capacité du muscle cardiaque à générer une force pour une précharge donnée (La précharge peut être vue comme un poids étirant le muscle avant qu'il soit stimulé pour se contracter).

II.2.3. Hémodynamique :

L'hémodynamique traite de l'application de lois de l'hydrodynamique à la circulation sanguine. Elle domine plusieurs propriétés qui gèrent la circulation sanguine dans des milieux élastomères comme les vaisseaux et la paroi cardiaque.

II.3.1. L'étude de pression autour du cœur et pression intra cavitaire :

La pression caractérise la statique d'un fluide. Elle se définit comme le rapport d'une force sur laquelle elle s'exerce, et la figure ci-dessous illustre ce point-là :

L'unité de pression c'est en Pa ou mm Hg

$$P = F/S$$

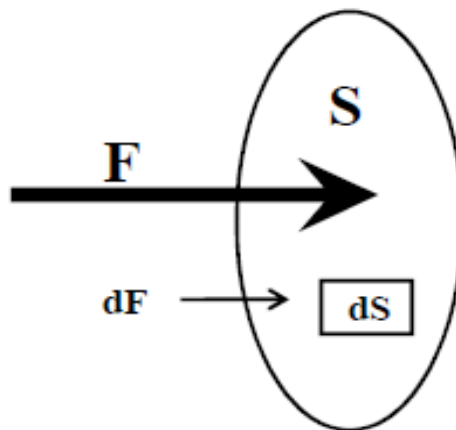


Figure II.3. La définition schématique de pression

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

Pour les pressions artérielles on a :

Pression systolique : 130 mm Hg

Pression diastolique : 80 mm

La courbe suivante montre la variation de pression du cœur gauche lors d'un cycle cardiaque leur contenu parle sur

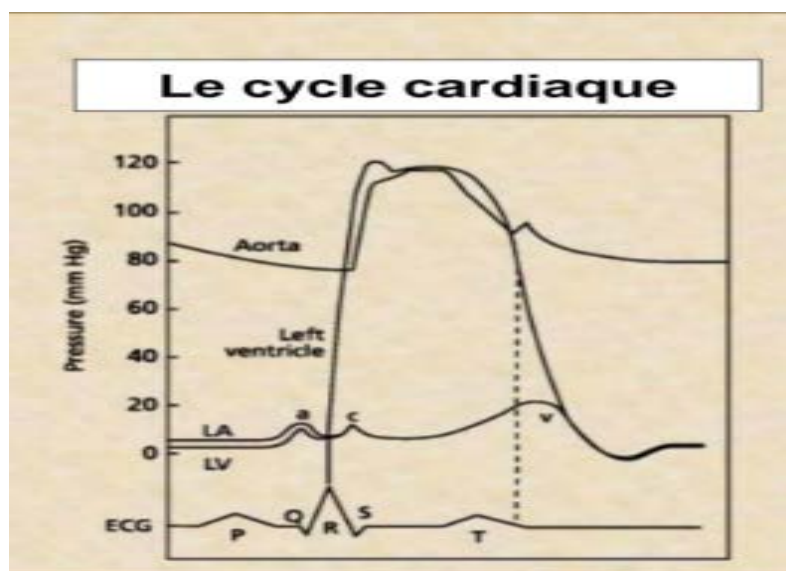


Figure II.4. Courbe de variation de pression

La pression auriculaire

L'augmentation des pressions dans l'atrium est précédée par l'onde T correspond à la dépolarisation de l'atrium. Il y a ensuite un léger relâchement de l'oreillette puis une légère augmentation de pression due au fait que la valve atrio-ventriculaire bombe dans l'oreillette. Vient ensuite une importante diminution de pression due à l'étirement de l'atrium.

Il y a remplissage de l'atrium jusqu'à ouverture de la valve mitrale (OM), le sang passe alors dans le ventricule et la pression auriculaire diminue. Il y a enfin remplissage donc l'atrium et du ventricule ensemble au cours de la diastole générale [22].

Au cours de la systole atriale le ventricule est relâché et la pression ventriculaire est inférieure à la pression auriculaire. Pendant la systole ventriculaire, la valve mitrale est fermée ainsi que les valves sigmoïdes tant que la pression ventriculaire est inférieure à la pression aortique. C'est la phase isovolumétrique au cours de laquelle la pression ventriculaire augmente. Elle

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

de l'ordre de $5/100^{\text{ème}}$ de seconde. Quand la pression ventriculaire devient supérieure à la pression aortique, les valves sigmoïdes s'ouvrent (OS), c'est la phase d'éjection.

Dans l'aorte ; Elle est toujours élevée. Dès qu'elle devient inférieure à la pression ventriculaire, les sigmoïdes s'ouvrent et le sang est éjecté dans l'aorte. Les pressions ventriculaires et aortiques deviennent ensuite égales et restent jusqu'au relâchement du ventricule. La pression ventriculaire diminue alors rapidement, alors que la pression aortique restera élevée, elle diminue très faiblement et progressivement. Au moment de la fermeture des valves sigmoïdes, on perçoit l'onde dicrote qui est liée aux propriétés d'élasticité de la paroi aortique [22].

On considère que chaque cœur physiologique possède trois chambres de pression.

- Une chambre à basse pression, l'atrium qui est la chambre de retour du sang,
- Une chambre à haute pression. L'artère qui reçoit du sang éjecté,
- Une chambre de montée du sang en pression, le ventricule.

II.2.3.2. les lois de la biomécanique cardiaque :

La Biomécanique est la Mécanique du Vivant. Elle a pour objet d'étudier le lien entre la fonction d'un système vivant et sa structure. En effet, il s'agit de déduire la fonction d'un système vivant donné à partir de sa géométrie et de ses propriétés matérielles en choisissant des conditions aux limites adéquates tirées de lois (mécaniques) de conservation (de la masse, du moment, de l'énergie). Grâce à l'application des lois de la mécanique, la biomécanique permet de proposer des solutions à des problèmes concrets en Biologie ou en Médecine.

En effet, elle permet de comprendre le fonctionnement d'un système vivant et à prévoir ses transformations dues à son altération et de ce fait, à proposer des solutions de substitution artificielle. Elle permet enfin d'enrichir nos connaissances sur les systèmes biologiques et d'innover de nouveaux systèmes.

Dans le cadre de notre projet nous avons besoin de certains théorèmes de la biomécanique qui étudie le comportement mécanique et la rhéologie du ventricule tels que :

Théorème de Bernoulli :

Ce théorème ne s'applique que lors un écoulement stationnaire et permanent incompressible Et ce sont les caractéristiques du sang. Ce théorème consiste à une conservation quantitative des forces entre deux points (1 et 2) le long d'une ligne de courant de fluide, la figure suivante montre ce théorème.

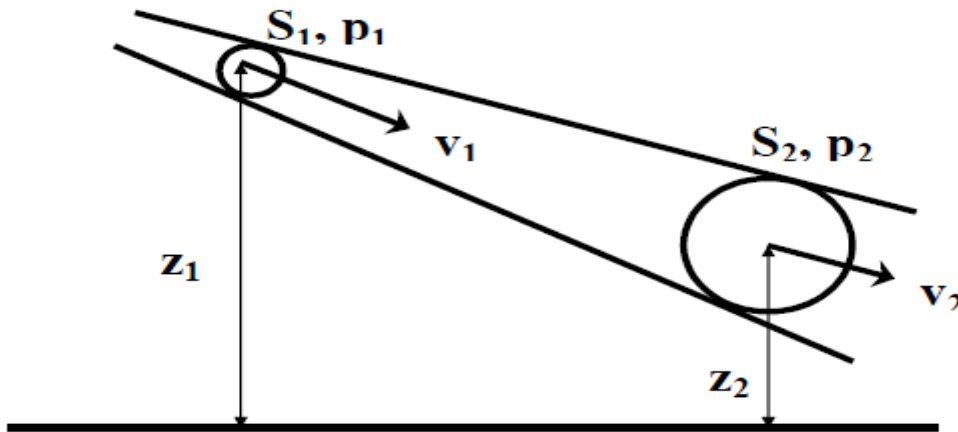


Figure II.5. L'écoulement dans des sections et hauteurs différent-théorème de Bernoulli

$$P(1) + \rho * g * z(1) + \rho * v^2(1) / 2 = p(2) + \rho * g * z(2) + \rho * V^2(2) / 2 \quad (1)$$

Dans un écoulement incompressible, permanent d'un fluide parfait,

La quantité $P + \rho + \rho * v^2 / 2$ est constante le long de ligne de courant.

La loi de poiseuille :

L'écoulement d'un fluide visqueux à travers un tube cylindrique de longueur $L \gg R$.

L'écoulement est assuré grâce à l'existence d'un Δp entre l'entrée et la sortie du tube.

$$\Delta p = [8 * \eta * L / \pi * R^4] * Q_v \quad (2)$$

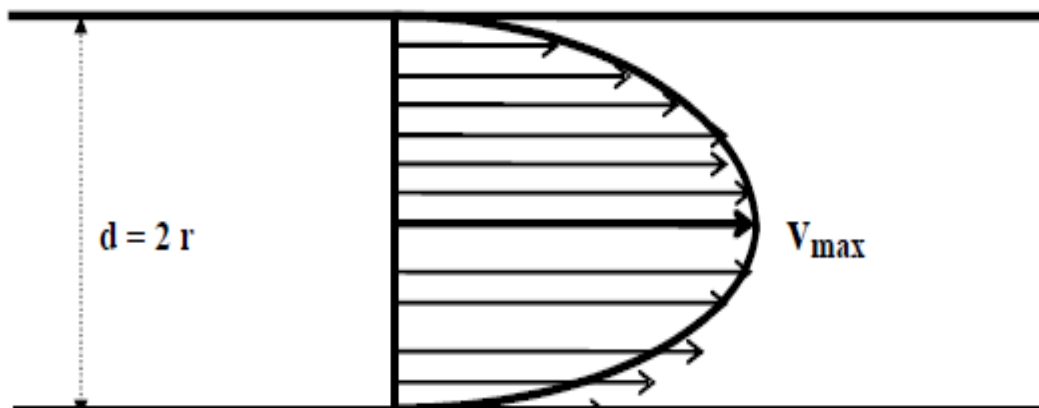
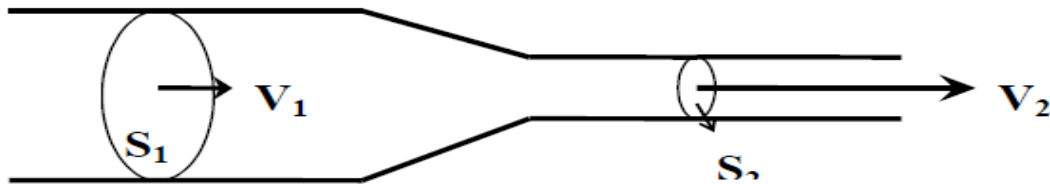


Figure II.6. Schéma illustre la loi de poiseuille

L'équation de continuité :

Dans un circuit hydraulique dont la section est variable d'un endroit à l'autre, la vitesse circulatoire v est également variable, mais le débit doit rester constant (il s'agit d'un tube rigide et non déformable) en suivant le principe que la quantité de liquide qui entre à une extrémité du circuit doit ressortir à l'autre bout. L'équation de continuité qui découle de cette remarque exprime que le produit de la section et de la vitesse est constant en tout point du circuit et égal au débit :



FigureII.7. Schéma montre la conservation du débit d'un écoulement

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = D \quad (3)$$

II.3. Étude paramétrique :

Les études paramétriques peuvent conduire à des temps de calcul très importants, en particulier lorsque les problèmes traités sont non linéaires. Dans ce cadre, les techniques de réduction de modèles sont souvent préférées aux approches directes. Nous proposons ici une stratégie dite "multiparamétrique" basée sur la méthode des éléments finis réalisé par **Comsol**. Dans notre modèle de ventricule leur mécanisme nécessite plusieurs paramètres biomécaniques qui gèrent leur comportement ainsi que leur fonctionnement à éjecter un certain volume du sang par tels pression.

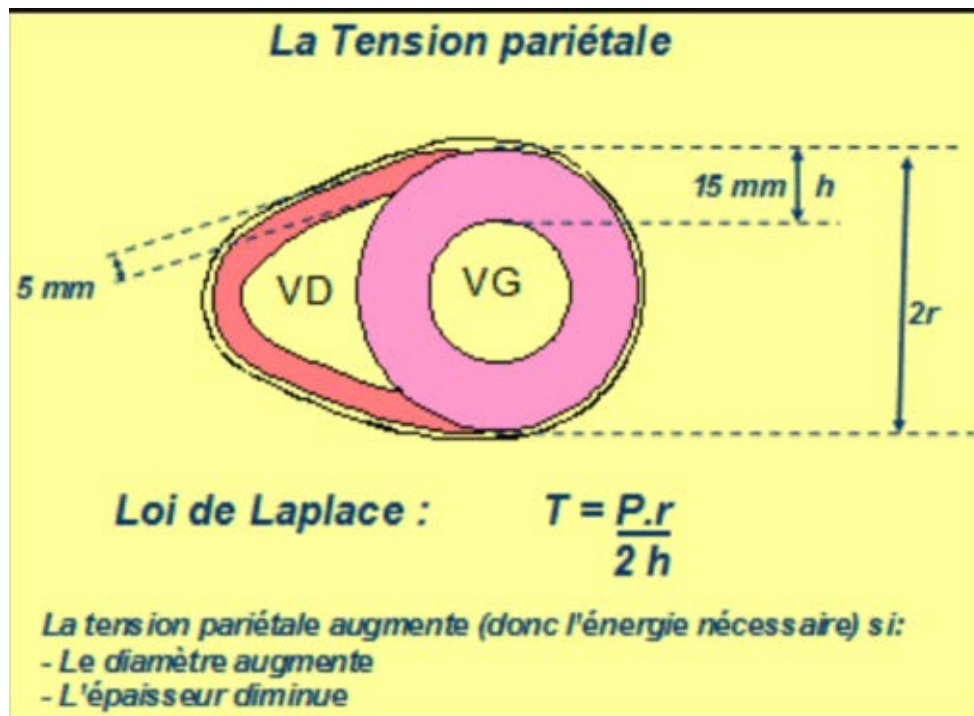
II.3.1.les caractéristiques de l'activité mécanique du cœur :

Le comportement mécanique du cœur est géré par des caractéristiques biomécaniques tels que l'architecture des fibres myocardique comme nous avons expliqué dans le premier chapitre aussi que la tension appliquée par les parois qui est défini par la loi de Laplace, ce dernier spécifie que la tension augmente avec le rayon d'une sphère(r)et diminue avec son épaisseur (h).Qu'elle que soit la pression (p) développé :

$$\delta = (p \cdot r) / 2 \cdot h \quad [N/m^2] \quad (4)$$

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

La figure II.8. Ci-dessus décrit la loi de Laplace appliqué par les parois des deux ventricules :



FigureII.8. Schéma illustrative sur la loi de Laplace

II.3.1.a. courbe pression-volume :

Les quatre phases du cycle cardiaque peuvent être résumées sur un diagramme qui rend compte des variations conjuguées de pression et de volume.

Le cycle se présente alors sous la forme d'une boucle inscrite dans un rectangle dont les côtés correspondent aux valeurs maximales et minimales que peuvent prendre les deux variables :

Pression et volume :

Le volume ventriculaire varie entre les deux valeurs :

Maximum = volume télé-diastolique

Minimum = volume télé-systolique

La pression varie également entre deux valeurs extrêmes :

Maximum = pression ventriculaire systolique (proche de la pression artérielle systolique)

Minimum = pression ventriculaire diastolique (nettement inférieure à la pression artérielle diastolique qui est-elle proche de la pression aortique).

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

L'allure théorique de la boucle pression volume est donc la figure suivante :

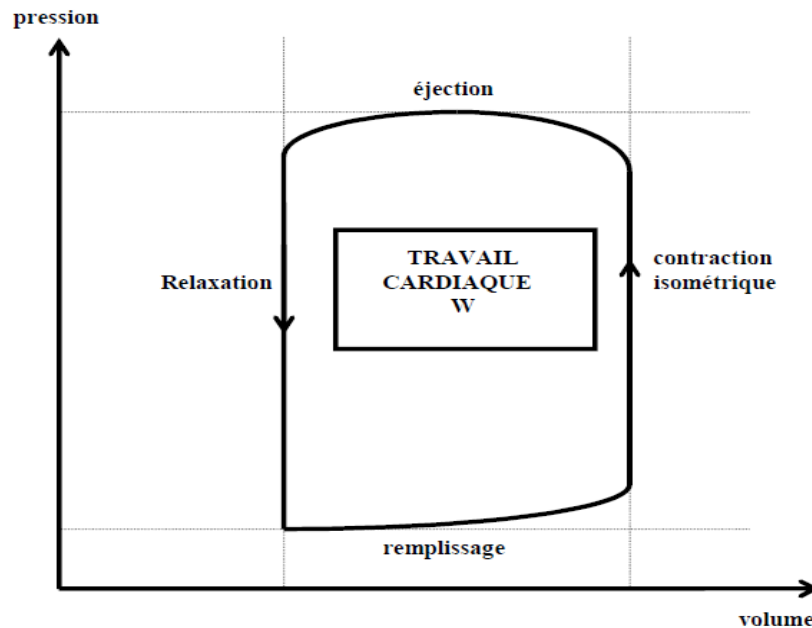


Figure II.9. Présentation de boucle de pression-volume

Dans le système international d'unités, la pression s'exprime en Pa c'est à dire en Nm^{-2} , et le volume en m^3 , de telle sorte que le produit de ces deux unités donne des N m, ou encore des joules. C'est donc bien la surface de la boucle pression-volume qui représente le travail cardiaque exprimé en joules.

II.3.1.b. L'influence de la charge :

Notion de contractilité

L'éjection cardiaque dépend des conditions de charge, précharge et post-charge, étant donné que ces conditions sont susceptibles de modifier à la fois les pressions et les volumes (plus ou moins grande distension du ventricule) et par conséquent le travail cardiaque.

Lorsqu'on caractérise la fonction cardiaque par une variable qui ne rend compte que des variations des volumes ventriculaires, par exemple la fraction d'éjection :

$$FE = (VTD - VTS) / VTD$$

Cette variable ne représente que l'état fonctionnel du ventricule pour une charge donnée, mais ne donne pas d'information complète sur la fonction intrinsèque du muscle cardiaque et de ses performances indépendamment de la charge. On peut, en effet, avoir une fraction d'éjection correcte au repos (faible charge) qui s'effondre à l'effort (charge élevée).

Il est donc nécessaire, pour apprécier la performance mécanique cardiaque, de disposer d'indices fonctionnels indépendants de la charge, qui rendent compte de la réponse cardiaque à des niveaux de charge variables.

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

On introduit ainsi la notion de **contractilité** (intrinsèque) qui s'oppose à celle de **contraction** (relative à La charge). [23]

II.3.2. Les propriétés du sang :

II.3.2.a. description rhéologique du sang :

Le sang est un fluide non homogène [24]: c'est une suspension d'élément globulaire (éléments figurés) dans une solution (le plasma),

Le plasma est un fluide Newtonien de viscosité $\eta=1*10^{-3}\text{Pa.s}$

Les éléments figurés sont mobiles et changent incessamment de forme et d'orientation sous l'influence de divers facteurs, leurs comportements est Non-Newtonien.

L'hématocrite (H) représentatif de la composition des éléments figurés fait varier la viscosité comme l'indique la figure II.10 pour des valeurs de $H \geq 70\%$. La circulation sanguine est ralentie et entraîne des difficultés hémodynamiques.

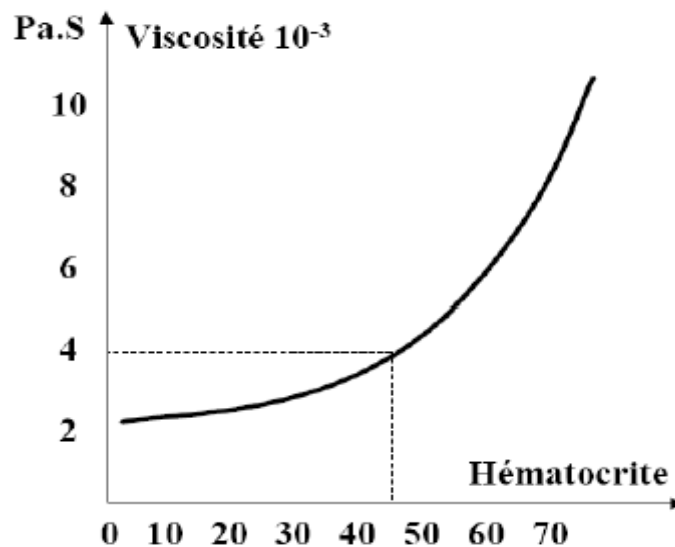


Figure II.10. Rôle hématocrite viscosité à 37° et $dv/dx=10^{-2} \text{S}^{-1}$

II.4. Modélisation biomécanique du cœur

II.4.1. Méthode de modélisation :

La méthode choisie pour la réalisation de ce travail est celle des éléments finis. Elle est l'outil mathématique qui semble le plus précis pour modéliser les propriétés mécaniques des structures molles. Elle est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques. Cela permet de calculer numériquement le

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

comportement d'objets même très complexes, à condition qu'ils soient continus et décrits par une équation aux dérivées partielles linéaire [25].

Cette méthode se caractérise par :

- Une discrétisation des notions d'élasticité.
- Partage du domaine en éléments finis délimités par un certain nombre de nœuds.
- Le double avantage de rester fidèle aux propriétés élastiques et continues, tout en définissant
- De différentes zones avec des propriétés mécaniques distinctes grâce à la notion d'éléments.
- Prise en compte des propriétés physique du matériau à modéliser [26].

Deux constantes d'élasticité sont utilisées : le module d'Young E et le coefficient de poisson ν :

- **Le coefficient de poisson :**

Le coefficient principal de Poisson permet de caractériser la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué. Ce coefficient décrit la manière dont une force de pression est exercée à la fin dans d'une direction spécifique induit des déformations dans d'autre directions. Le coefficient de Poisson est toujours inférieur ou égal à $1/2$. S'il est égal à $1/2$, le matériau est parfaitement incompressible [29].

- **Le module de Young :**

C'est une Constante élastique qui pour un matériau homogène isotrope, lie la contrainte à la déformation. Dans le Système International on l'exprime en MPa. il mesure la façon dont le corps résiste aux déformations induites par des forces extérieures.

En effet, ce coefficient caractérise la raideur de la matière. A contrainte égale, un matériau ayant un module d'élasticité élevé subira une déformation plus faible qu'un matériau ayant un module d'élasticité petit [29].

II.4.2. Outils de modélisation

Pour la modélisation tridimensionnelle, nous avons utilisé les outils suivants :

II.4.2.1. Ansys :

C'est un logiciel de simulation numérique FEM leader (figure II.11) de son marché utilisé dans le développement de produits industriels. Il couvre toutes les étapes nécessaires à une simulation : Le traitement géométrique, le maillage, résolution, le traitement de résultats et l'optimisation.

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

Ansys offre une plateforme de calcul multi physique intégrant la mécanique des fluides et des structures, l'électromagnétisme, la thermique ainsi que la simulation de systèmes et de circuits.

Les utilisateurs Ansys sont de domaine industriel très divers comme la microtechnique, microélectronique et le médical [27].

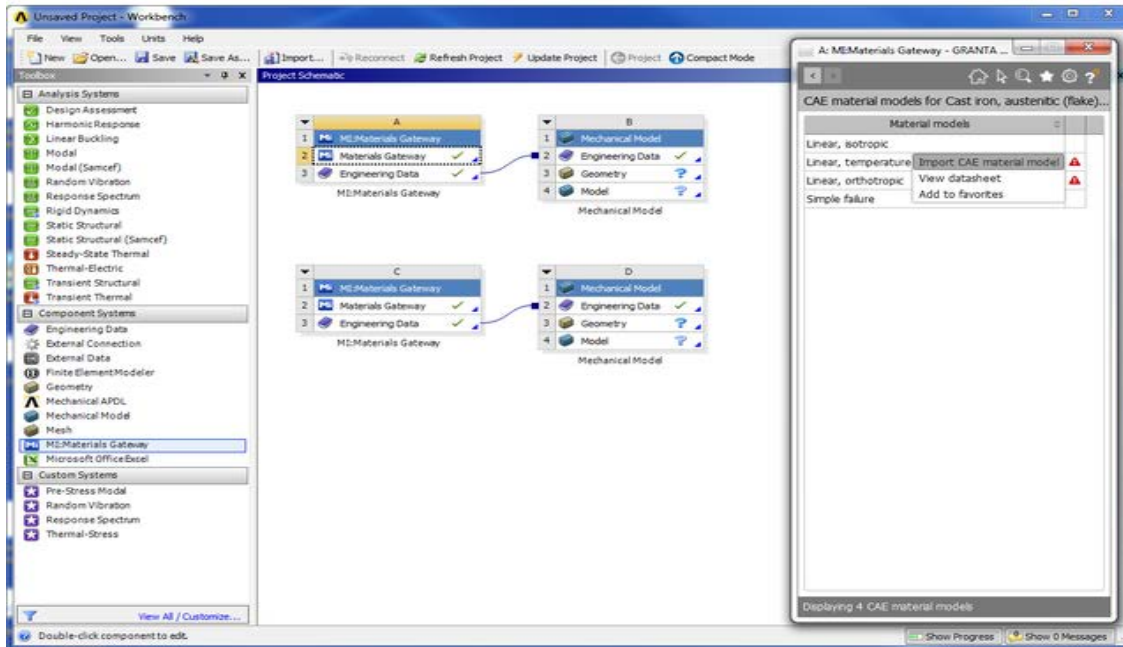


Figure II.11. Interface graphique de logiciel Ansys

II.4.2.2. COMSOL Multiphysics :

Le logiciel COMSOL a été créé en 1986 par des étudiants de Germund Dahlquist.

Leurs travaux étaient consacrés à la simulation numérique à l'institut royal de technologie (KTH) en suède. La première version de COMSOL Multiphysics est sortie en 1998. ce logiciel de modélisation ou de simulation par éléments finis avait comme avantage d'utiliser plusieurs physiques différentes. Ce logiciel dispose d'une interface graphique qui permet l'affectation directe des matériaux et des conditions aux limites (figure II.12). Aussi, il dispose d'une bibliothèque de matériaux ou on peut trouver les propriétés de quelques organes ou parties du corps humain. COMSOL Multiphysics peut directement être lié à un programme établi sous Matlab ou Java en termes de compatibilité ce qui fait de lui une méthode numérique la plus avancée, ou, il permet de coupler des physiques simples ou étudier plusieurs phénomènes physiques à la fois [25].

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

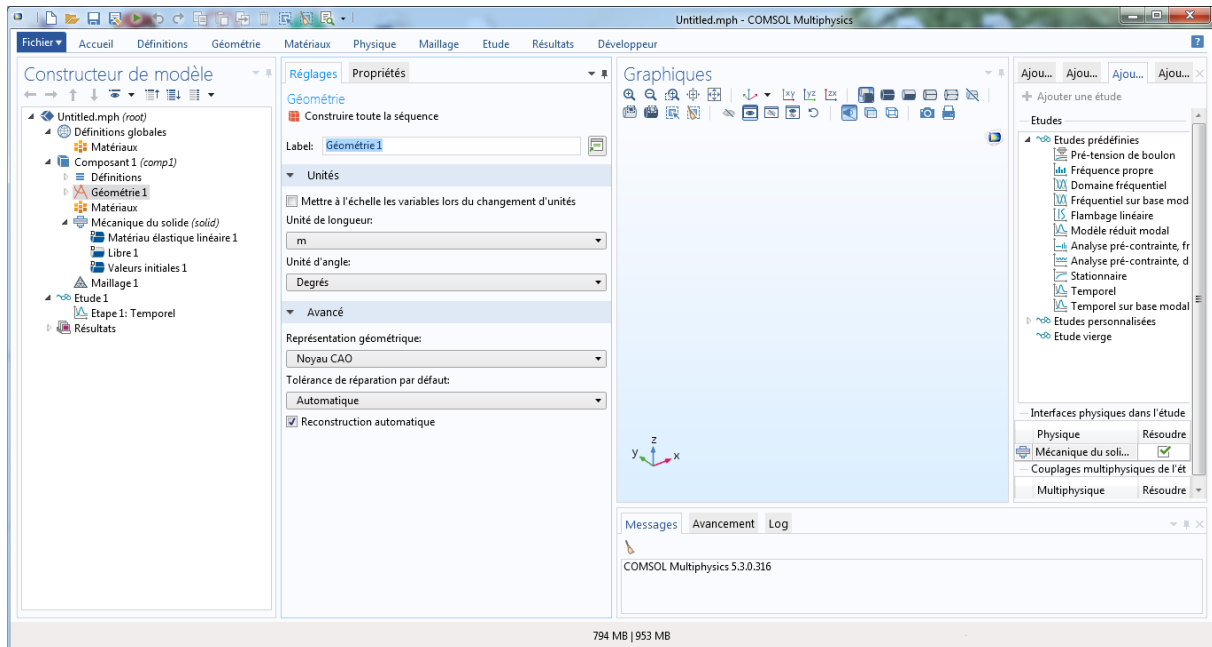


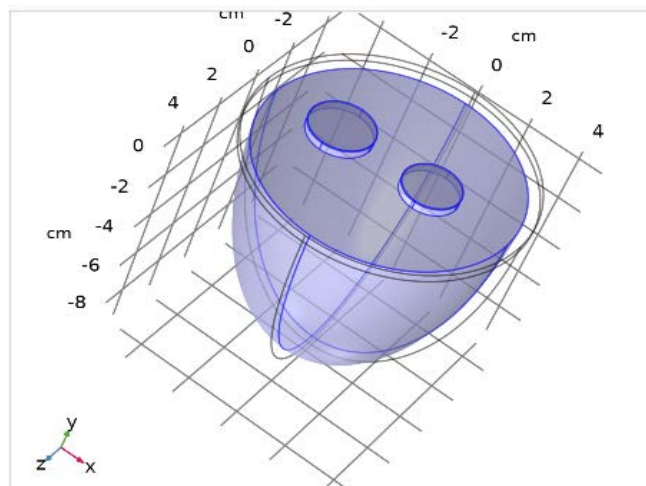
Figure II.12. Interface graphique de Comsol Multiphysics

II.4.3. La modélisation de l'activité mécanique du cœur « du ventricule gauche » sous Comsol

II.4.3.1. Géométrie

Le domaine de modélisation est très complexe dont il demande plusieurs temps pour calculer et pour cette raison on a pas pu modéliser tous le cœur à cause de leur degré de complexité dans sa géométrie ; par conséquent on a commencé par le ventricule gauche .dès le début on a créé un modèle sous le logiciel comsol qui a la même forme du ventricule mais avec une morphologie différente ce modèle consiste à une ellipsoïde trouée par deux trous une entrée qui représente la valve mitrale et une sortie représente la valve aortique comme l'indique

La figure II.13



Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

La figure II.13 .la géométrie de modèle de ventricule gauche

II.4.3.2. Matériaux :

Comme un matériau ; on a choisis dans la bibliothèque de Comsol multi-physiques un matériau « le caoutchouc de styrène 'CSbr' » qui peut remplacer le myocarde du ventricule gauche c-t-d qui a le même caractéristique « élasticité ».Le caoutchouc peut résister lors l'application d'une forte pression et donne une dilatation dans ses parois

Nous avons inséré leurs propriétés telles que le module de Young et le coefficient de poisson et la Viscosité dynamique ce matériau ; comme le tableau II.3 illustre.

Comme fluide on a choisi un liquide « l'eau », en modifiant dans les propriétés tels que sa viscosité dynamique et sa masse volumique pour remplace le sang à cause son indisponibilité Dans la bibliothèque de comsol, les valeurs des propriétés de sang sont décrites dans le tableau II .4

Propriété	Variable	Expression	Unité	Taille
Module d'Young	E	6000000	Pa	1x1
Coefficient de Poisson	nu	0.49	1	1x1
Masse volumique	rho	1270	kg/m ³	1x1
Viscosité dynamique	mu	0.763e-3	Pa.s	1x1

Tableau II.3.Propriétés de matériau « Csbr »

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

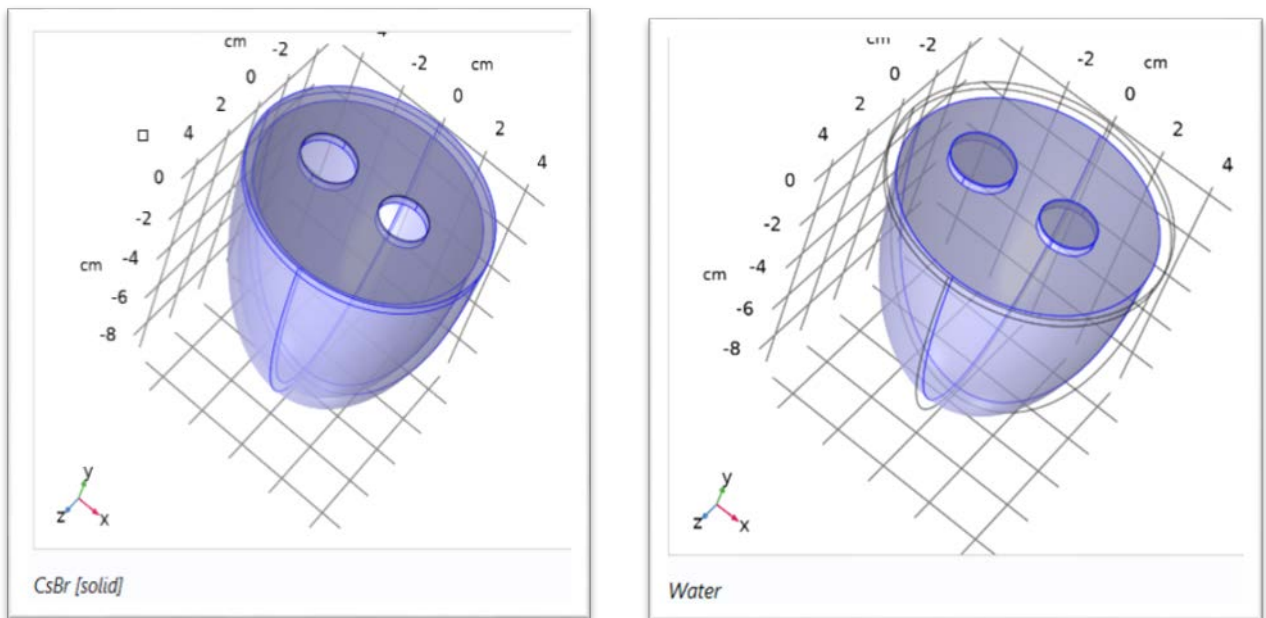


Figure II.14. Application de matériau à la géométrie

II.4.3.3.la physique

La physique utilisée dans ce travail est l'interaction fluide-structure qui rassemble deux physiques.

II.4.3.3.a. Écoulement laminaire

Dans cette physique on insérées propriétés de fluide (sang) tels que la masse volumique et viscosité dynamique on sélection la paroi de modèle qui n'effectue pas un glissement

Ensuite on applique sur les frontières de l'entrée de modèle une pression dans sa valeur est 10664 Pa c'est la valeur réelle de pression télé diastolique ainsi qu'une sortie où on applique une autre pression qui est élevée que l'entrée pour suivre leur évolution lors l'écoulement comme les figures ci-dessous montrent.

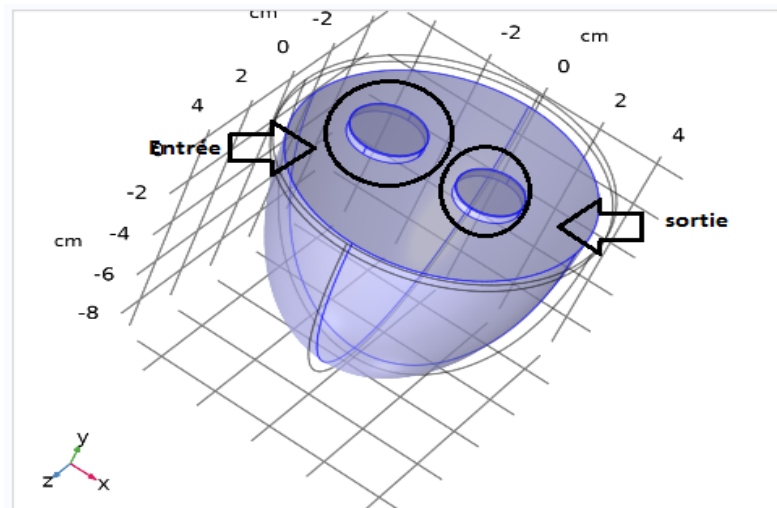


Figure II.14. La sortie et l'entrée du ventricule gauche

II.4.3.3.b. Mécanique de solides :

Dans cette physique, on s'intéresse beaucoup sur les caractéristiques de la paroi « le myocarde » simulé par le matériau « CsBr » où l'élasticité est non linéaire et de modèle anisotrope. On applique sur les parois internes de notre modèle une pression à partir de celle qu'on a insérée dans l'entrée du modèle en physique « écoulement laminaire » et on fixe la paroi supérieure par l'option **encastrement** qui contient l'entrée du modèle.

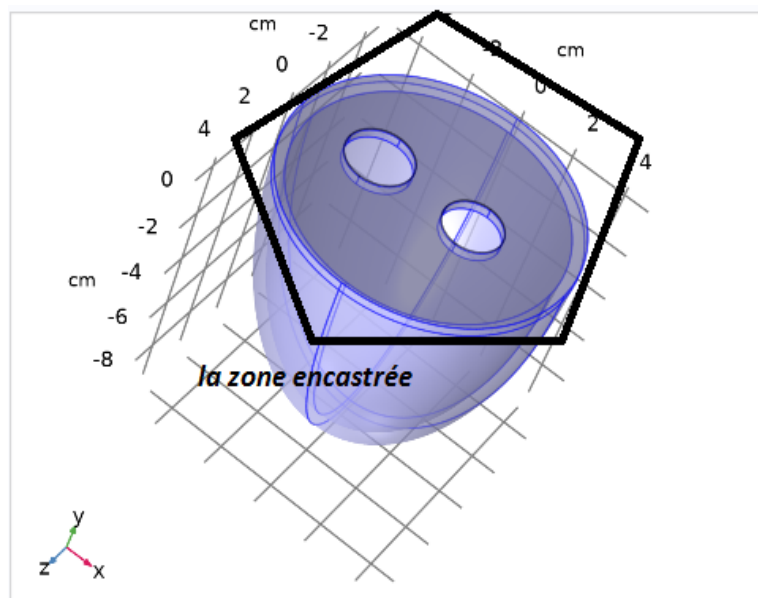


Figure II.15. L'encastrement du modèle

II.4.3.4. Maillage :

La méthode des éléments finis repose sur un découpage de l'espace selon un maillage. C'est donc découper notre espace en petits éléments. Les intersections entre ces éléments sont appelées « nœuds ». Dans la modélisation tridimensionnelle, nous retrouvons plusieurs types de maillage tels que le maillage exahédral ou tétraédral. Plus ce maillage est resserré, plus le nombre de nœuds augmente et plus la solution que l'on obtient par la méthode des éléments finis seront précise et proche de la véritable solution de l'équation aux dérivés partiels. Le maillage est donc une étape fondamentale qui conditionne tout le reste du calcul. Le temps de calcul, la précision des résultats, la stabilité du modèle dépendent de ce premier [28].

En effet ; notre travail nécessite une grande précision c-t-d un grand nombre des nœuds c'est pour cette raison qu'on a choisi le maillage tétraédral libre et extrêmement fin pour des résultats précises « Figure II.18 ».

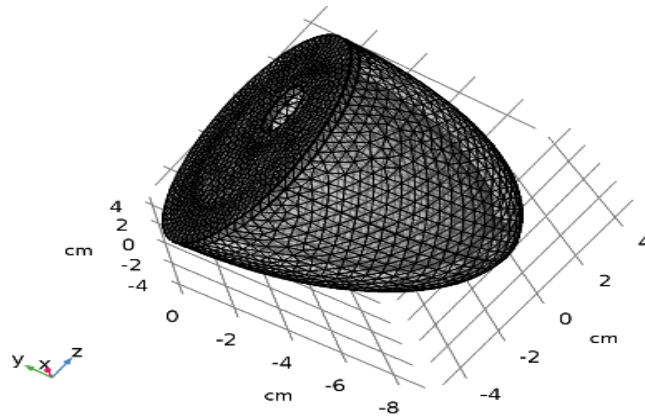


Figure II.17. Le maillage de modèle

II.4.3.5. Etude :

A cause de notre thème de PFE qui demande une analyse temporelle du comportement de notre modèle (à chaque seconde) celle-ci est la raison de choisir l'étude temporelle qui peut être envisagée pour modéliser une animation réelle du ventricule gauche.

-voilà les résultats obtenus de pression et vitesse et le déplacement de la paroi sont montrés dans les figures suivantes :

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

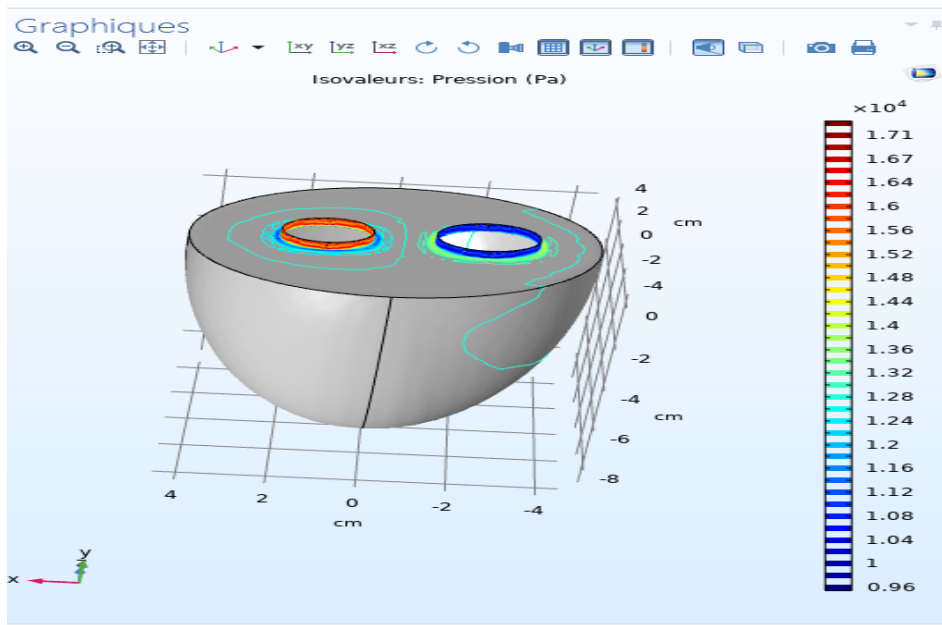


Figure II.18. la pression de l'écoulement sanguin

La figure II.18 représente la variation de pression sanguine autour du ventricule gauche sous forme de variation de couleurs dont on remarque une couleur chaude dans la sortie et froide dans l'entrée ça veut dire que la pression augmente lors de l'éjection du sang vers l'aorte alors que la pression dans la cavité ventriculaire varie entre une valeur de pression de l'oreillette gauche vers une valeur élevée jusqu'à atteindre la pression systolique (présentée sous la couleur verte).

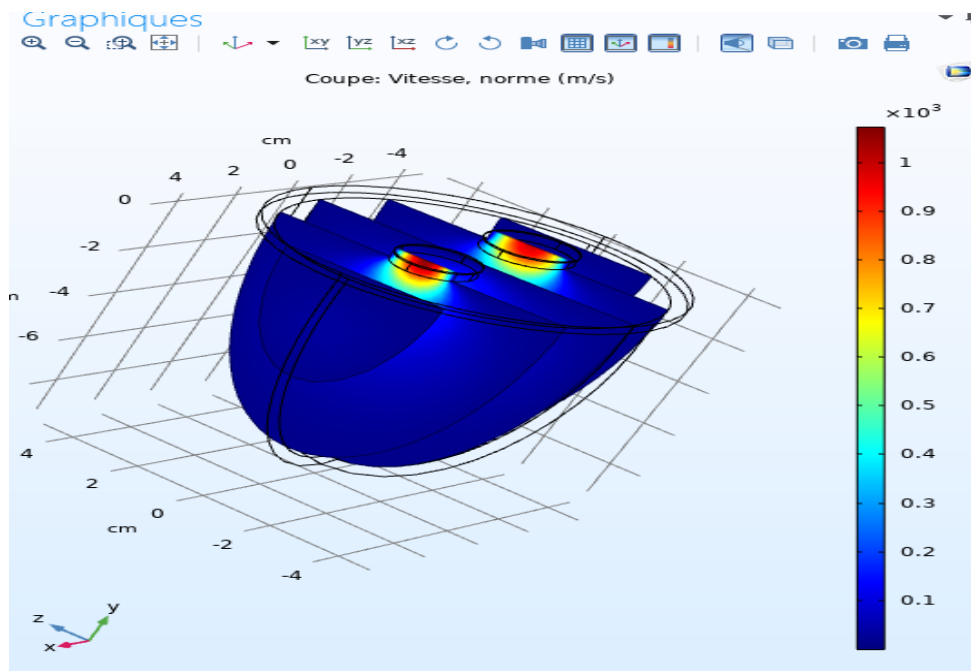


Figure II.19. la vitesse de l'écoulement sanguin

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

Figure II.19 illustre l'évolution de vitesse dans la cavité ventriculaire dont sa valeur reste au général constante à l'intérieur de la cavité et avec une petite variation entre la sortie et l'entrée de cavité c-t-d entre la valve bicuspide et valve aortique est tout est schématiser à l'aide de variation de couleur on fait juste sa projection sur l'échelle accompagnée avec le modèle.

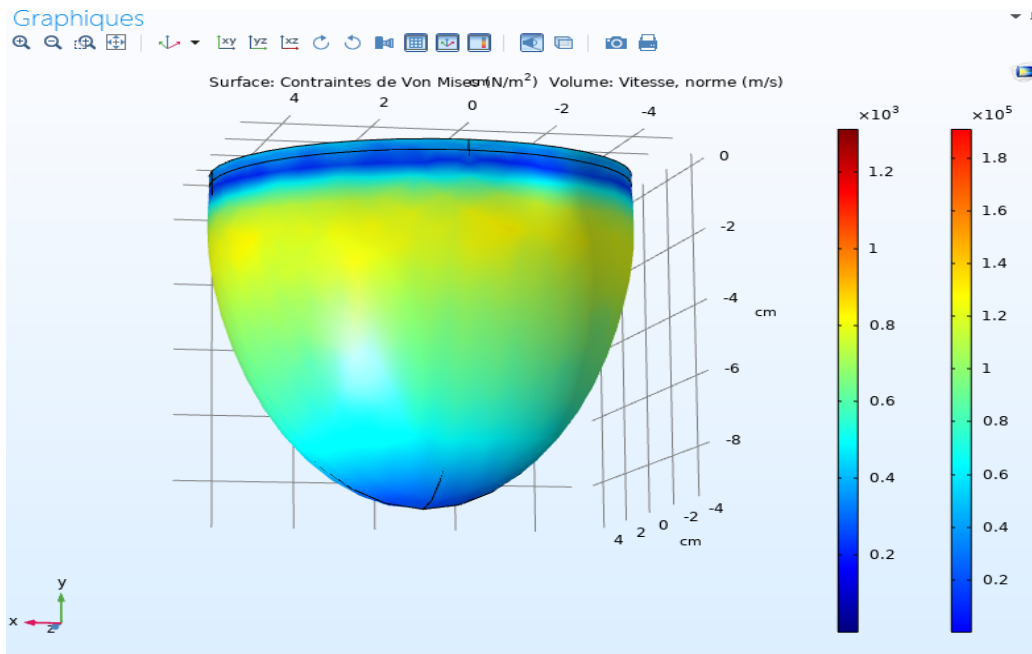


Figure II.20. la contraction de la paroi ventriculaire

On a capté le comportement du modèle lors de son contraction et remarque la variation de contrainte résultante par la déformation de la paroi .

La figure II.20 montre la déformation de la paroi de ventricule gauche avec les contraintes appropriées.

II5. Conclusion :

Dans ce chapitre ; nous avons vu comment modéliser l'activité mécanique du ventricule gauche du cœur à partir d'un modèle supposé.

Ensuite on a montré que ce modèle respecte certains conditions aux limites et apporte plusieurs paramètres de la biomécanique de la circulation sanguine par suite on a conclu que la variation de la pression du sang est liée directement à la variation du volume du cavité cardiaque en remarquant que la variation de section de l'écoulement entre l'entrée et la sortie et leurs positions influe sur la pression de l'orifice ainsi que la compliance de la paroi cardiaque joue un rôle importante sur leur contractilité .et tout ça est démontré à travers la sélection de la physique de l'interaction d'un fluide -structure sous le logiciel Comsol multi-physiques.

Chapitre II : Etude paramétrique de l'activité mécanique du cœur

**Chapitre III : Etude et interprétation des résultats :
Proposition d'un modèle.**

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats :

Proposition d'un modèle.

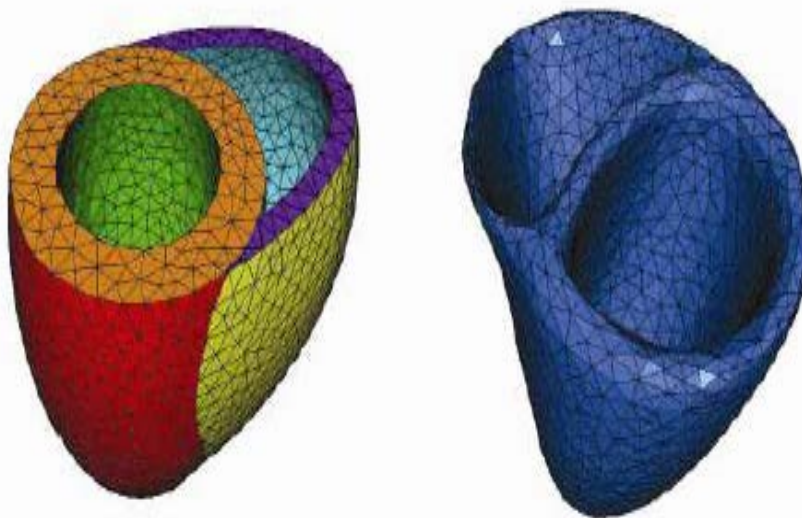
III.1.Introduction :

Dans ce chapitre ; nous le consacrons à faire plusieurs essais pour pouvoir atteindre à un modèle qui a la même forme du ventricule réel retenu à partir des techniques d'imagerie mais il est modelé par rapport à des conditions qui sont exigés par des lois théoriques de la biomécanique cardiaque qui étudie la circulation sanguine à travers des cavités cardiaques. En effet ; nous allons découvrir les zones de la paroi cardiaque qui effectue une déformation et des contraintes ainsi que la pression qui correspond à ces zones déformées lors de la phase de l'éjection sanguin « systole ».

III.2.Géométrie réelle de ventricule gauche extrait par des techniques d'imagerie médicale :

Pour mettre en œuvre un modèle numérique du cœur .il faut d'abord accès à un modèle d'une anatomie cardiaque avec une géométrie et des dimensions réelles acquises à partir de la reconstruction d'imagerie médicale dont les techniques d'imagerie tels que l'échographie et celle de l'IRM permettent de segmenter la forme et la morphologie du cœur d'un patient donné ainsi qu'ils fournissent des informations sur les zones pathologiques et leur évolution. Or, on construit un modèle numérique du cœur en s'aidant des données disponibles pour reproduire fidèlement les observations visibles des images médicales. En effet. Dans notre travaille on a remodelé le ventricule gauche du cœur avec une géométrie réelle afin d'améliorer notre étude sur le +comportement mécanique car la géométrie joue un rôle essentiel dans le mécanisme cardiaque et chaque modification donne des résultats éloignés de la réalité et ce n'est pas notre but.

Voilà la segmentation de ventricule gauche par l'imagerie montrée par les figures suivantes :



FigureIII.1.la géométrie réelle des deux ventricules

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

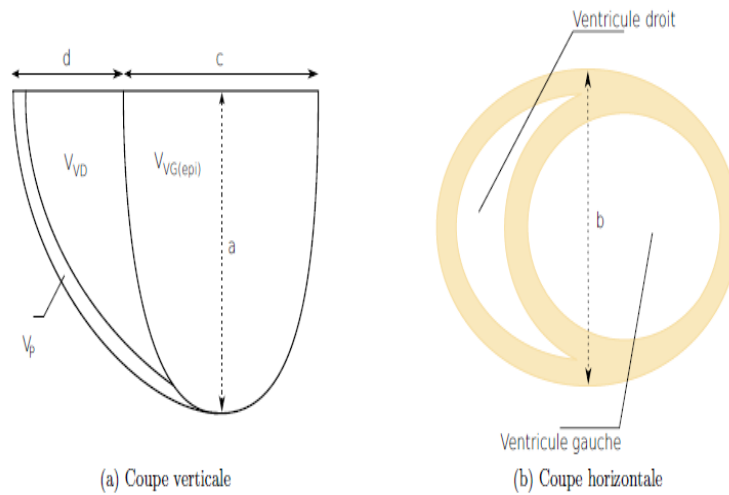


Figure III.2. la forme des deux ventricules

Nous avons voulu faire notre étude sur les deux ventricules mais à cause de leur degré de complexité dans le calcul des équations qui décrivent leur comportement on n'a pas pu le faire, on a modélisé juste le ventricule gauche parce que la discrétisation des surfaces de notre modèle prend beaucoup de temps de calcul au niveau des terminaux informatiques (station de calcul) pour faire les calculs un très grand espace de mémoire au niveau du processeur d'un PC « RAM » et nécessaire d'où la complexité de cette tâche. La station de calcul disponible au niveau du laboratoire de recherche de génie biomédical n'est pas toujours disponible pour les étudiants qui préparent leurs projets de fin d'étude, et elle n'est surtout pas puissante pour nos calculs.

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

III.3. Création de modèle des deux ventricules par Solides Works :

Notre première étape pour la modélisation c'est la création d'une géométrie adaptée avec le phénomène qu'on va l'étudier c'est pour cela on a produit le modèle de deux ventricules leur forme est acquise par l'imagerie médicale qu'on a présentée précédemment.

Cette étape est faite par le logiciel Solides Works en prend en considération les dimensions réelles des ventricules. la figure ci-dessous illustre notre modèle.

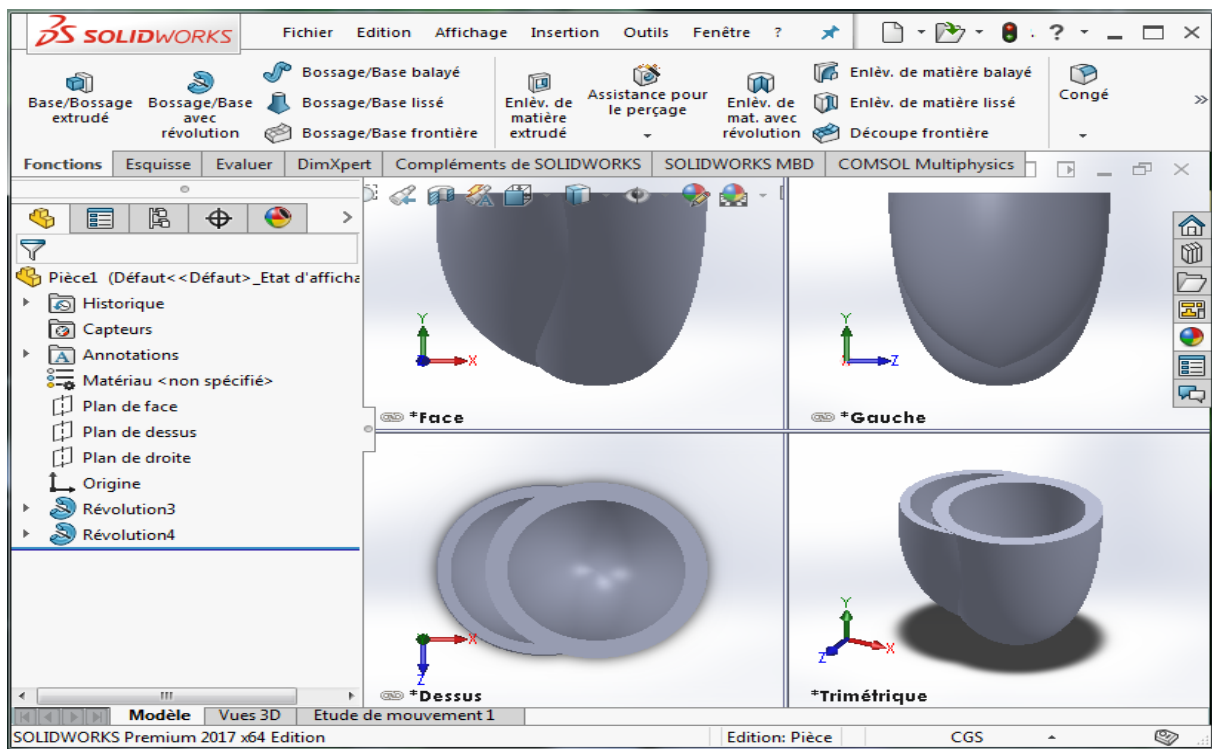


Figure.III.3. Création des deux ventricules par Solides Works

En suite ; On a essayé d'importer notre modèle à un autre logiciel qui fait l'étude de la mécanique cardiaque qui est Comsol mais on a trouvé une difficulté dans la sélection des frontières alors qu'il considère que tout le modèle comme un seul domaine donc on n'aura pas l'occasion pour choisir les surfaces où on applique notre condition aux limites pour préciser l'étude.

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

III.4. Etude sur l'écoulement de fluide

III.4.1 Reproduction d'un autre modèle du ventricule gauche sous Comsol :

A cause de la difficulté de l'importation du modèle précédent, nous avons reproduire la géométrie de même modèle mais directement sous comsol et tandis que notre physique qu'on veut étudier c'est écoulement donc on a ajouté la sortie et l'entrée par des trous dans le modèle voilà la figure III.4 qui montre cette modification avec la résultat de modélisation de l'écoulement laminaire qui est présenté sous une déformation des parois et des contraintes résultant la variation de pression qui se visualise sous forme de variation de couleur sous Comsol.

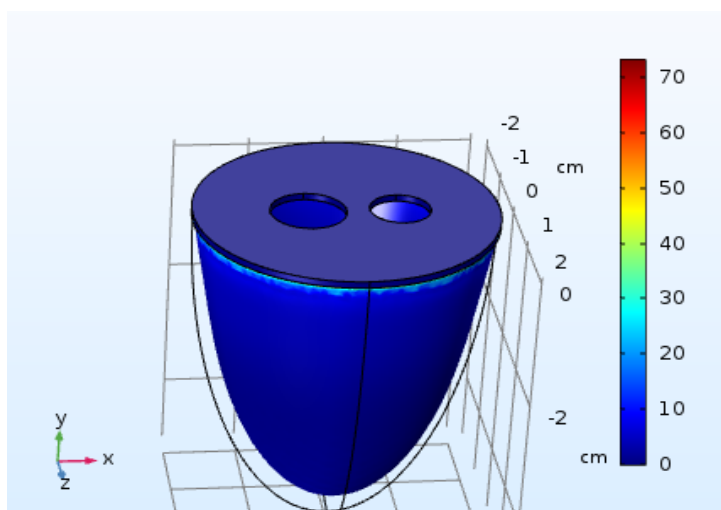


Figure III.4. Résultat de modélisation de l'écoulement dans le ventricule

Ce tableau montre une cartographie du ventricule gauche dont il constitue les dimensions réelles du ventricule gauche ainsi que les conditions aux limites insèrent dans la physique étudiée qui est l'écoulement laminaire :

Pièces du modèle	Hauteur (cm)	Grand rayon(cm)	Petit rayon(cm)
ventricule	5	2	2
Entrée	0.1	cylindre	0.7
Sortie	0.1	cylindre	0.5
La pression d'entrée	10664 [Pa]	/	/
La pression de sortie	10665 [Pa]	/	/

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

Le déplacement de la paroi	$2 \cdot 10^{-4}$ cm	/	/
----------------------------	----------------------	---	---

La pression de sortie ne change pas malgré la différence de surface entre la sortie et l'entrée. Or ; les trous de sortie et entrée sont de même niveau et par conséquent on trouve la même valeur de pression avec une déformation la paroi lors l'application de pression d'entrée.

III.4.2.Modification sur le modèle précédent d'après des lois théoriques de la biomécanique :

Dans cette deuxième partie de notre travail est proche de la réalité mais on ne donne pas les résultats réels pour la physique précédente. C'est pour cela on a suivi la théorie de la biomécanique que ce qu'est-elle nous donne comme relation entre la pression et le volume et la hauteur du ventricule gauche , nous avons décrire certains théorème qui est lié à notre étude dans le 2ème chapitre tels que la théorème de Bernoulli et l'équation de continuation , à partir de ces derniers on a remodeler le ventricule par changement la position de la sortie au-dessous de l'entre à une hauteur qui nous permettra de donner la pression voulue qui est grande que l'entrée qui est illustrépar la figure suivante :

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

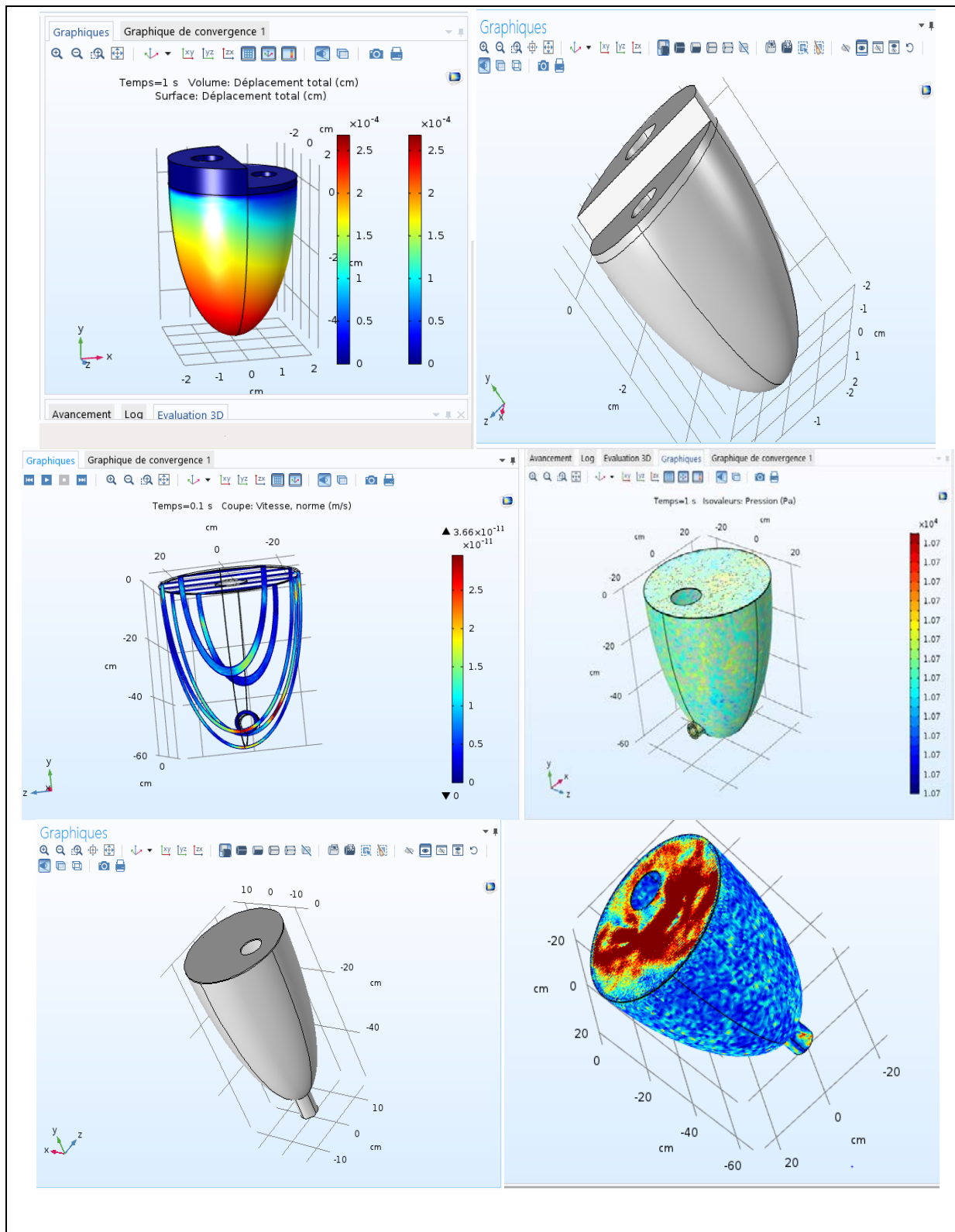


Figure III.5. Schémas illustratifs sur Les modèles de ventricule modifiées selon la théorie

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

Pour l'obtention d'une pression égale à la pression de l'écoulement réelle du sang dans le ventricule gauche on a essayé d'appliquer la loi de Bernoulli qui décrit l'écoulement sanguin dans des sections et les hauteurs différentes :

$$P (\text{entrée}) + \rho * g * z (\text{entrée}) + \rho * v^2 (\text{entrée}) / 2 = p (\text{sortie}) + \rho * g * z (\text{sortie}) + \rho * V^2 (\text{sortie}) / 2$$

P (entrées)	ρ	g	z (entrées)	v (entrées)	p (sorties)	z (sorties)	V(sortie)
10664 [Pa]	1056 [kg/m ³]	10[N/m]	0 [cm]	0.16 m/s	17000 [Pa]	60 [cm]	0.25 m/s

Tableau III.1.les données réelle de ventricule gauche

En effet, on trouve que la hauteur entre l'entrée et la sortie doit être 60 cm, cette dernière est insérée dans notre modèle mais de côté biomédical cette valeur n'est pas valable. Or cette valeur nous donne l'idée pour insérer autre valeur de la hauteur en remarquant l'évolution de la valeur de pression de la sortie. Cette partie dans notre étude est juste.

Elle est comparable à la réalité ce qui ne permet de la valider, mais reste d'un point de vue théorique prévisionnelle qu'on a illustré par la suite sur un tableau qui relie la hauteur du ventricule et la pression l'écoulement sanguin de sortie suivant des courbes de variations de pression et de vitesse en fonction de la hauteur.

Hauteur [cm]	Pression [Pa]
0.8	10636
50	15364.3
60	17000

Tableau III.5.L'évolution de pression en fonction de la hauteur

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

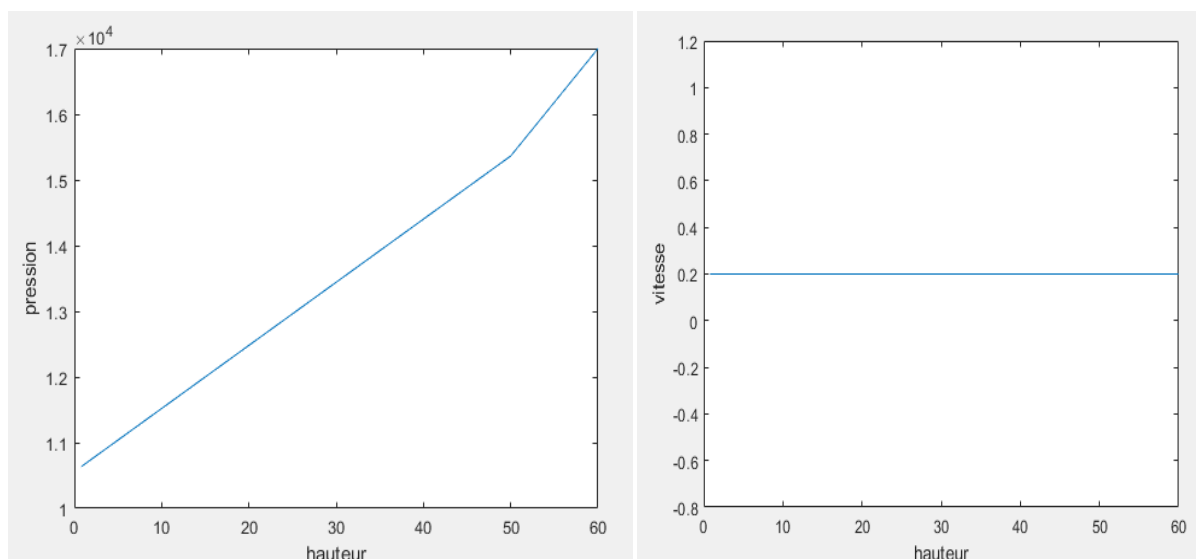
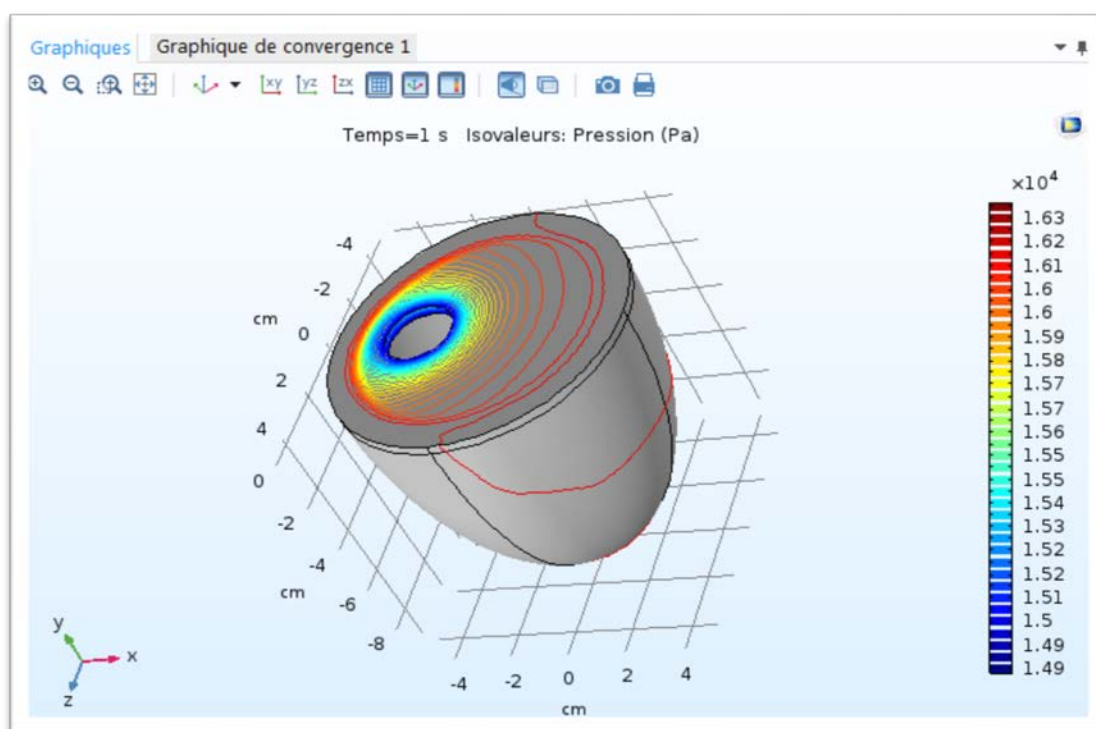


Figure. III.6. Variation de la pression et de la vitesse en fonction de la hauteur

On remarque qu'avec l'augmentation de la hauteur de ventricule gauche la pression augmente. Alors que la vitesse d'écoulement reste constante. Donc la hauteur n'influe pas sur la vitesse.

Les résultats sont schématisés sous consol sous une forme de variation de couleur dans la figure suivante :



Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

Figure III.7.la pression de l'écoulement sanguin

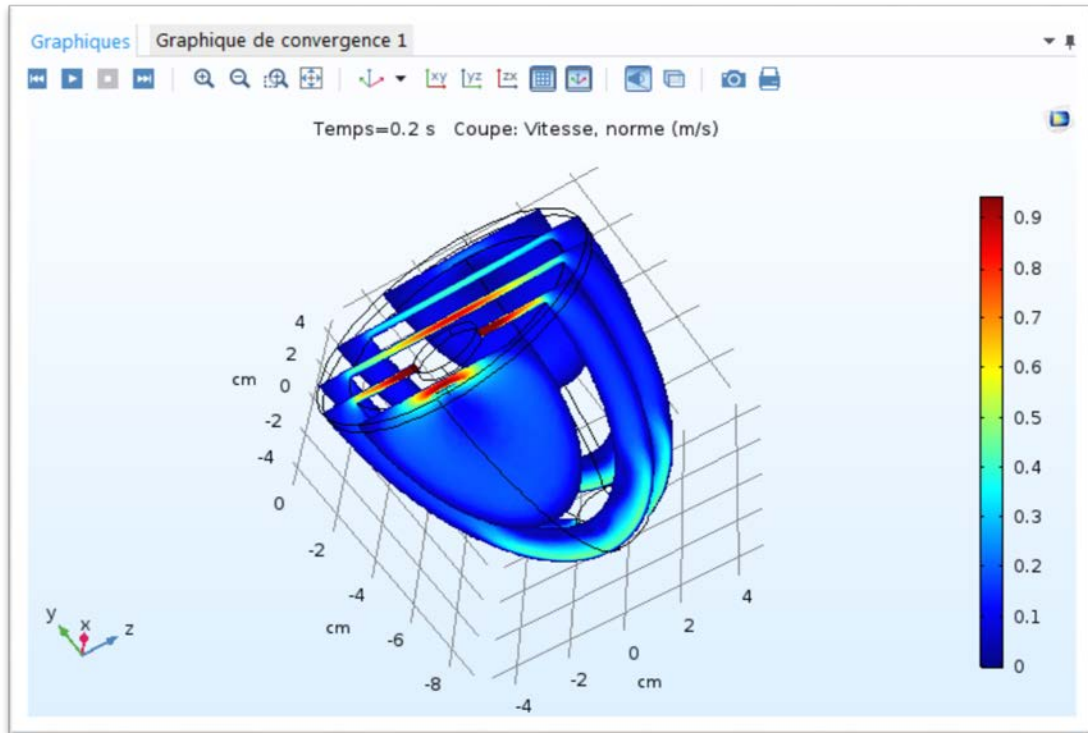


Figure. III.8.la vitesse de l'écoulement sanguin

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

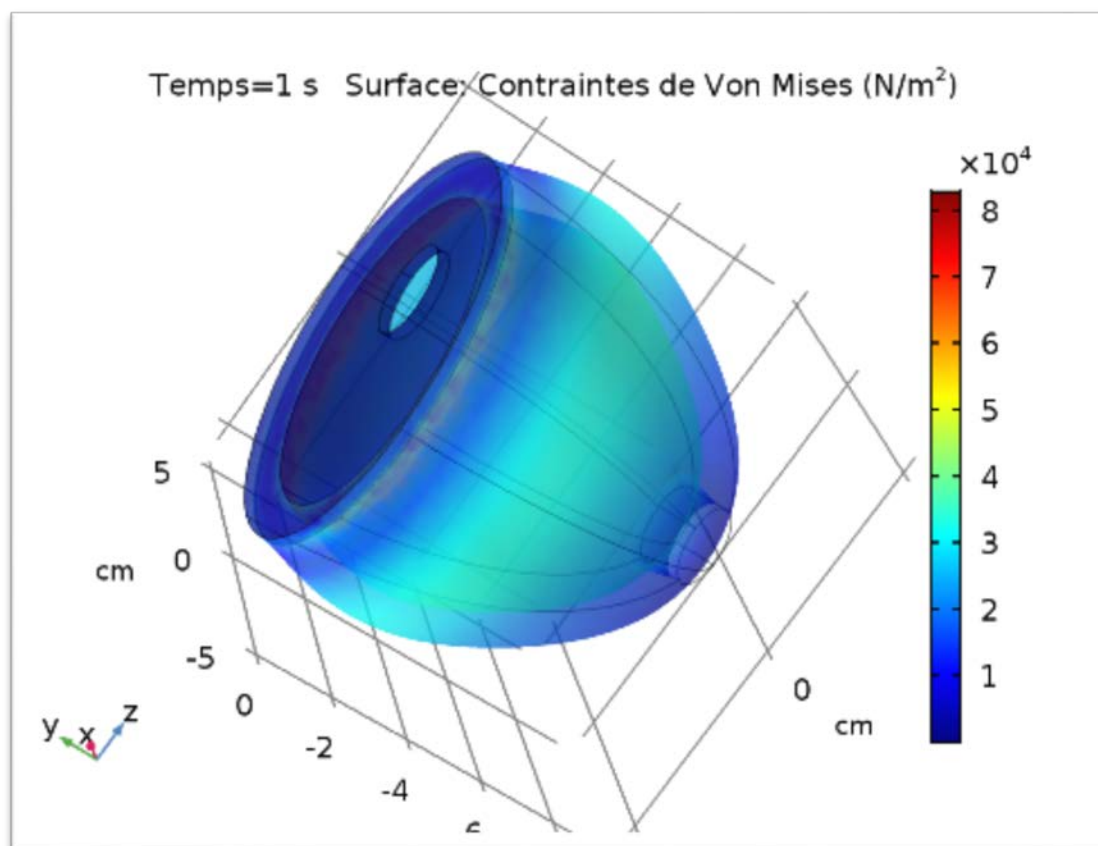


Figure III.9. résultat des contraintes sur le paroi

III4.3. Modification sur le modèle selon des dimensions réelles :

Le but de ce travail c'est l'identification de certaines caractéristiques qui influent sur le mécanisme du ventricule gauche et par la modélisation sous comsol on a premièrement découvert que l'écoulement sanguin est accompagné avec l'évolution de pression et cette dernière est influée par autres paramètres tels que la hauteur du ventricule qu'on a montré dans notre 3ème modèle.

Tous ces paramètres sont reformulés par les lois biomécaniques et pour compléter notre étude il faut les tester globalement pour qu'on puisse connaître comment le ventricule gauche sert à pomper le sang d'une façon efficace.

Les tableaux ci-dessous illustrent le comportement de la pression lors la variation de la viscosité du sang et le volume du ventricule gauche.

Volume (cm ³)	Pression (Pa)*10 ⁴	Vitesse (m/s)
60	1.61	0.2

**Chapitre III : Etude et interprétation des résultats :
Proposition d'un modèle.**

120	1.63	0.2
180	1.64	0.2
240	1.65	0.2
300	1.31	0.2

Tableau III.3. L'évolution de pression en fonction du volume de ventricule

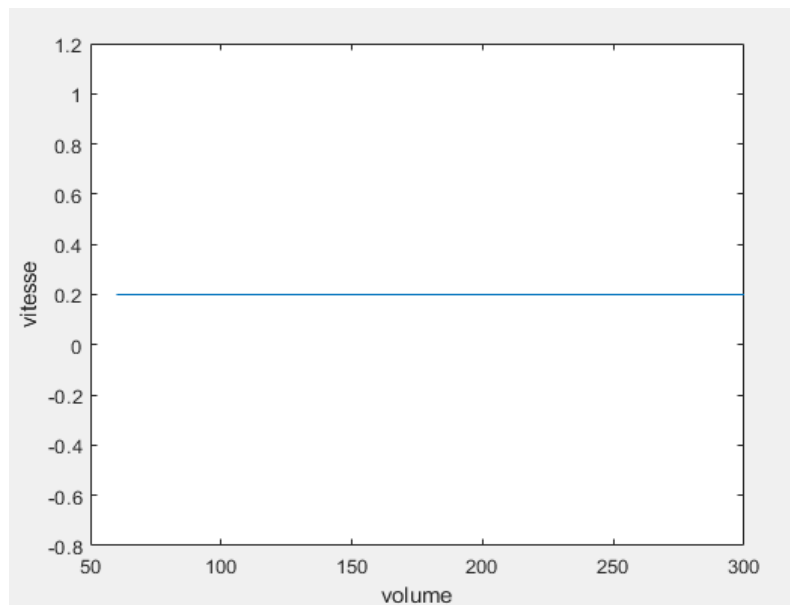


Figure. III.10.courbe de variation de la vitesse en fonction de volume

Viscosité dynamique (Pa.s)	Pression (Pa)*10⁴	Vitesse (m/s)
6*10⁻³	1.63	0.2
6*10⁻¹	1.64	0.2
6*10²	1.64	0.2
2*10⁴	1.66	0.2
2*10⁶	1.68	0.2

Tableau III.4. L'évolution de pression en fonction de la viscosité dynamique du sang

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

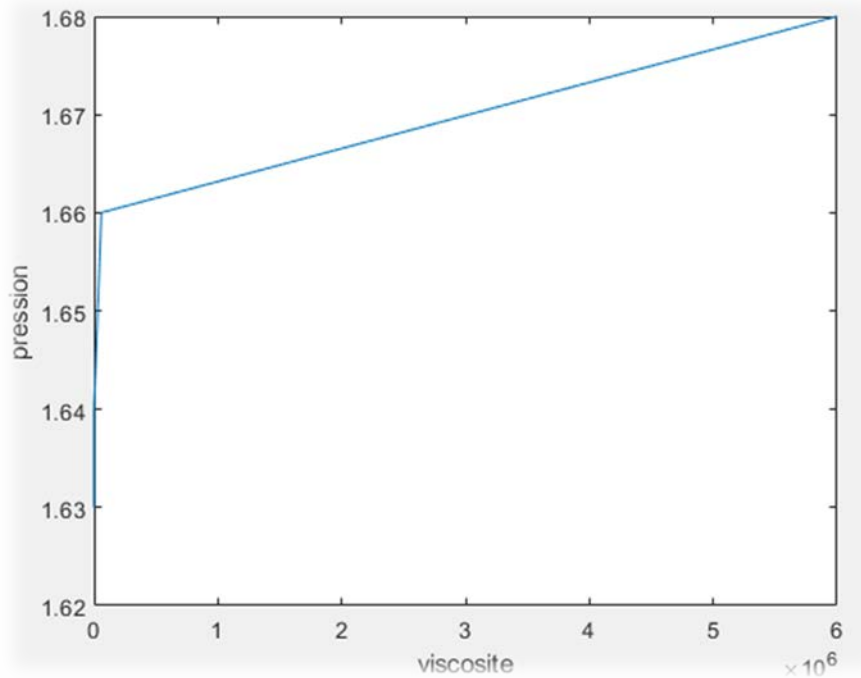
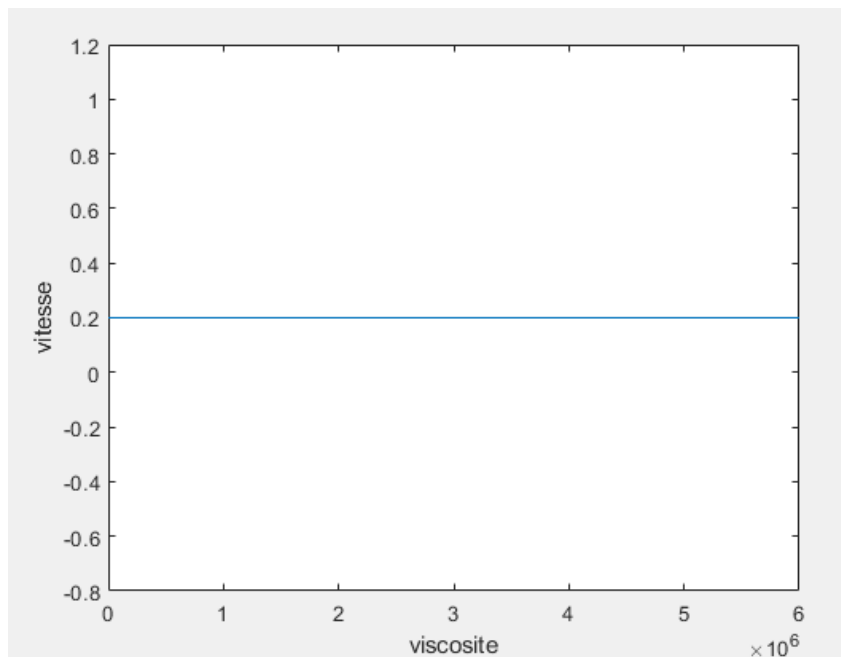


Figure. II.11. courbe de variation de pression en fonction de viscosité



Figuer.II.12. Variation de la vitesse en fonction de la viscosité

D'après les résultats obtenus par les tests concernant les facteurs influents sur la pression, on remarque qu'ils sont proportionnels soit pour le volume ou la hauteur de cavité et la viscosité

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

dynamique du sang ; Or que la vitesse n'évolue pas avec ces facteurs alors elle reste constante malgré ses variations.

III.5. Etude sur la mécanique de solide :

Dans ce travail ; nous sommes intéressés par deux côtés (le fluide-le solide) :

En premier lieu, notre étude est focalisée sur l'écoulement du fluide (le sang) et leurs facteurs influents.

D'un autre côté, on s'intéresse à la mécanique de la paroi ventriculaire lors de l'écoulement sanguin et à l'interaction entre le sang et les parois internes du modèle du ventricule réalisé.

Ensuite, on observe la réponse de la paroi après le lancement de l'étude de la physique « interaction fluide-structure » appliquée par COMSOL.

Il faut juste rappeler qu'on a prouvé par cette étude, le sang quand il écoule d'une façon laminaire (cas idéal) c'est à dire ligne droite du courant d'écoulement, on aura des déformations de la paroi ce qui explique ses capacités à se dilater en fonction des propriétés du sang indiquant leur degré d'élasticité.

Or, la surface de contacts entre le sang et la paroi interne crée une interface viscoélastique qui permet au ventricule à se contracter c-t-d à éjecter le sang hors du cœur pour irriguer les vaisseaux qui le suivent et tout s'est montré par la modélisation numérique sous COMSOL.

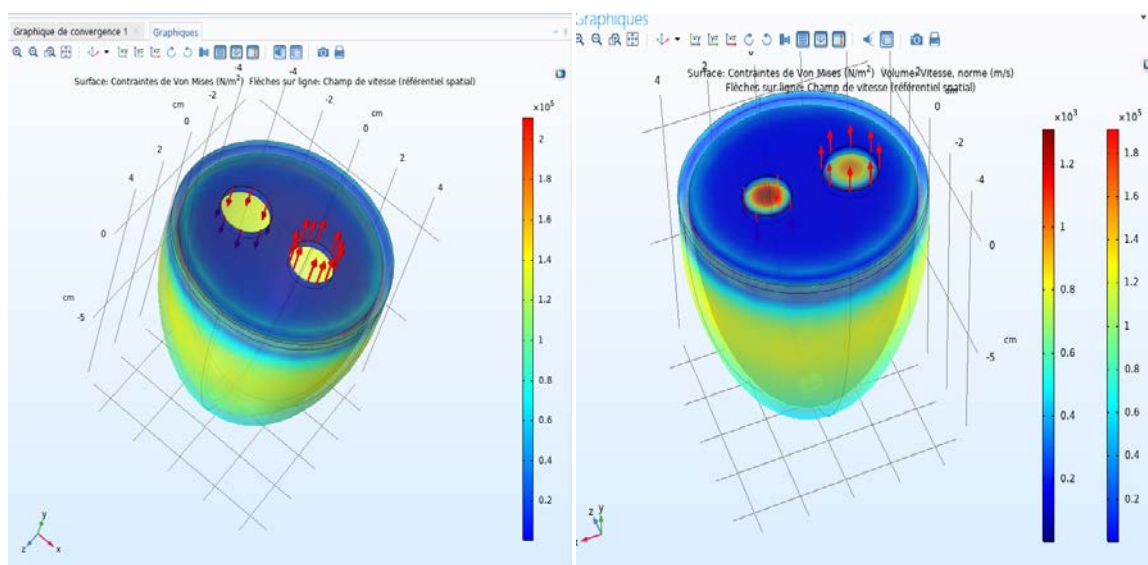


Figure III.13. L'interaction fluide-structure.

Après ces résultats obtenus, on essaye par la suite de charger plusieurs pressions sur les frontières internes du modèle et suivre ainsi le comportement du ventricule.

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

Le tableau suivant décrit les valeurs de pression d'entrée et les résultats sont présentées sous forme de déformations et des contraintes dont le sang, on remarque par le tableau suivant que l'augmentation des ces pressions coïncident avec l'augmentation de la surface contrainte de la paroi.

Pression d'entrée (Pa)	Les contraintes résultantes (N/m²)
10700	97 – 6.55
10900	320 – 1.23
11000	324 – 1.36
12000	169 – 1.03
14000	399 – 7.37

Tableau III. Résultats de contrainte de la paroi par l'application de pression

Par la suite on schématise les résultats obtenus dans une courbe qui montre la nature de relation entre la pression du sang entrante dans le ventricule et les contraintes résultantes ; on remarque qu'il y a une relation non linéaire entre eux mais presque proportionnelle.

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

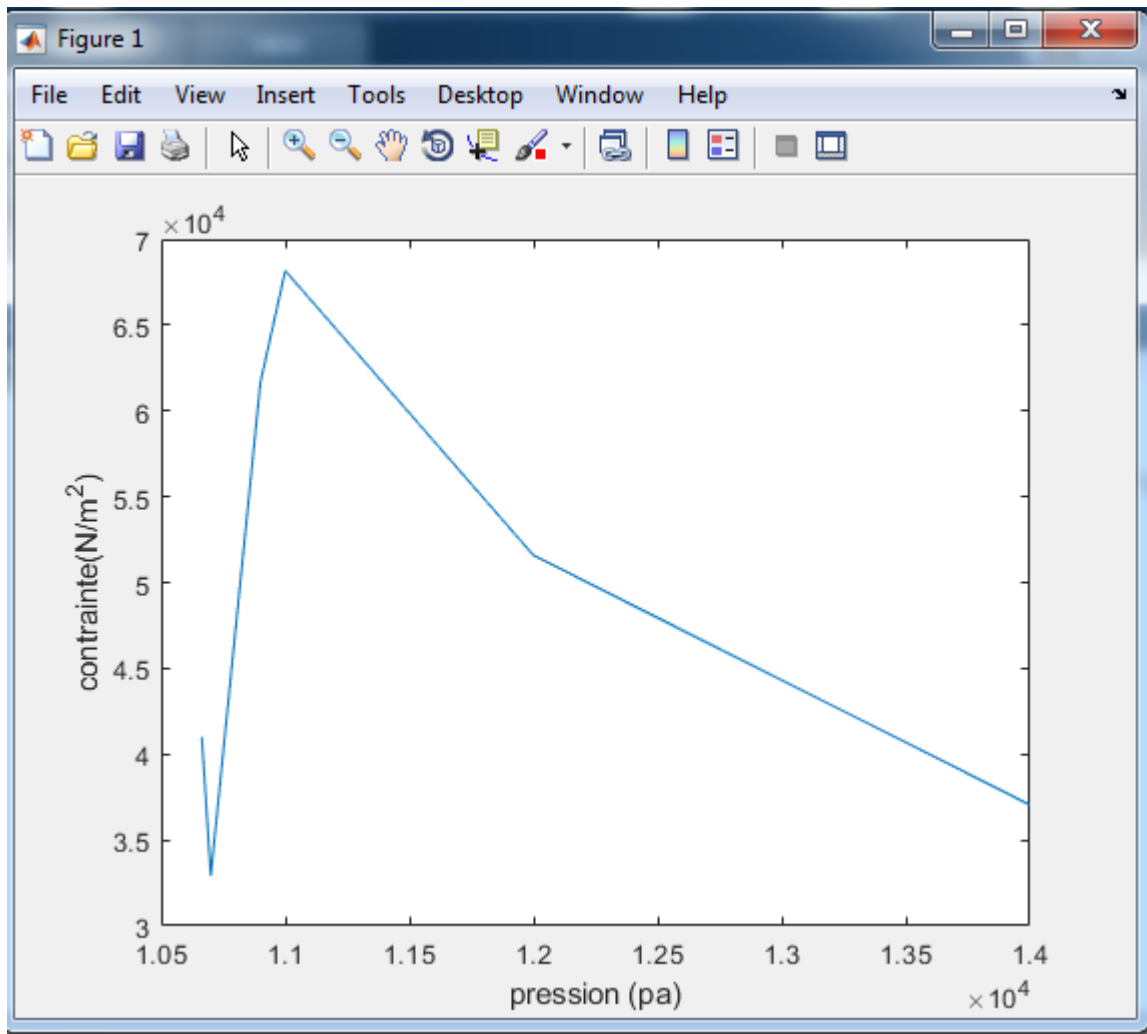


Figure III.14. Courbe de variations de contraintes en fonction de pression sanguine.

On remarque dans la courbe des contraintes de la paroi une variation non linéaire qui se caractérise par un seuil, alors que hors ce seuil si on augmente ou on diminue dans la valeur de pression sanguine les contraintes font le suivre, qui nous indique la capacité de paroi à se dilater et sa limite de l'élasticité qui se élargit sans contrainte lors de l'application de haute pression qui dépasse la valeur diastolique.

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

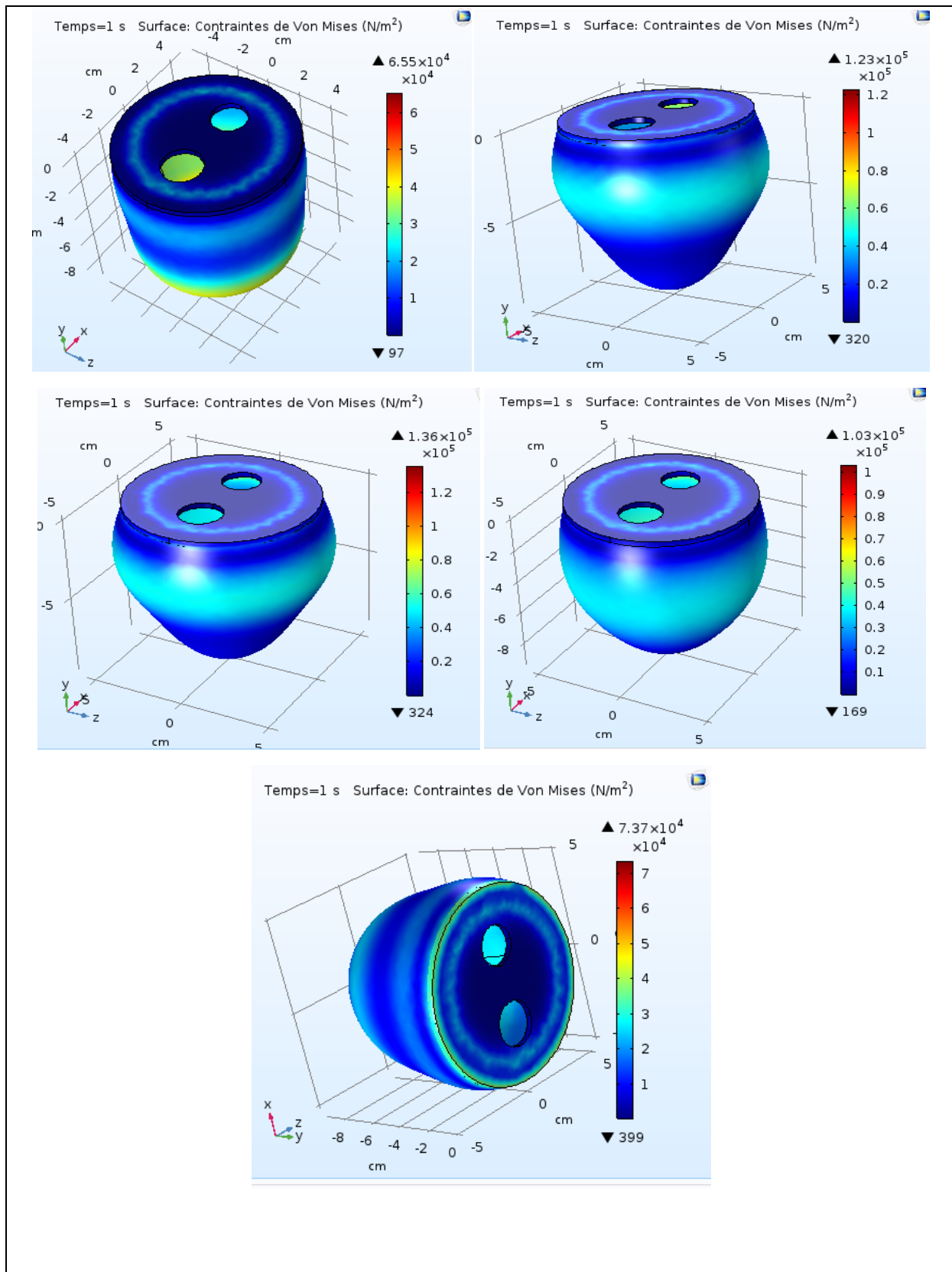


Figure III.15. Résultats des contraintes en fonction de pression sanguine

Chapitre III : Etude et interprétation des résultats : Proposition d'un modèle.

III.6. Conclusion

L'interprétation des résultats obtenu lors de l'étude des différents modèles cardiaque précisément le ventricule et après l'analyse de plusieurs modélisations basées sur l'introduction de certaines propriétés mécaniques du cœur et la rhéologie sanguine tels que les facteurs de la géométrie du ventricule gauche (hauteur, volume). Nous avons constaté que ces facteurs influent sérieusement sur les résultats obtenus.

On a montré aussi que la viscosité sanguine et un facteur d'une importance influence sur les pressions cardiaques et intra cardiaques. En effet, leurs influencent agit en conséquence sur la contraction-relaxation de ventricule.

Des études dans cet axe peuvent être mener, pour prouver la relation de ces facteurs influant sur le comportement de la paroi cardiaque et les pressions cardiaques ou intra cardiaque dans l'évolution et le suivis des pathologies lié à ces facteurs de risques.

**Chapitre III : Etude et interprétation des résultats :
Proposition d'un modèle.**

Conclusion générale et perspectives

Conclusion générale et perspectives

Dans ce travail nous nous sommes intéressés par l'activité mécanique du cœur spécifiquement le ventricule gauche dans sa dilatation et contraction.

L'utilisation de L'environnement Comsol Multi-Physiques nous a permis une meilleure compréhension de ce phénomène. La réalisation et la simulation 3D du ventricule gauche nous a aidé à comprendre l'influence de certains facteurs comme la viscosité du sang, les dimensions du cœur, la rigidité des parois cardiaque et les pressions intra et extra cardiaque sur l'hémodynamique cardiaque.

Les résultats obtenus qui constituent une bonne approximation et une bonne approche de la réalité sont similaires à ceux établis dans la littérature, ce qui a permis la validation de notre modèle ; afin d'optimiser les performances de notre modèle, nous avons effectué une étude paramétrique en fonction des propriétés de la paroi cardiaque et les caractéristiques des phénomènes physiques étudiés (Interaction fluide –solide).

Cette expérience nous a permis une bonne compréhension du principe du fonctionnement du cœur ; Or, la modélisation ainsi réalisée et développée nous servira comme un modèle ou on peut introduire différents paramètres (pression, viscosité, rigidité et dimension etc...) pour un meilleur diagnostic dans le but d'une intervention médicale plus précise et subjective (personnel).

L'étude de la modélisation cardiaque a fait l'objet de plusieurs travaux réalisés par des chercheurs dans différents domaines tels que la biomécanique, la physiologie et la médecine ; certains ont modélisé juste la structure fibreuse de la paroi cardiaque, d'autres ont modélisé juste le phénomène mécanique du cœur sans l'écoulement du sang.

Dans notre étude nous nous sommes focalisés sur deux côtés fluide –solide et on a couplé les deux pour renforcer l'étude suivant les résultats obtenus à partir de l'interaction entre eux.

Les résultats obtenus sont similaires à ceux établis dans la littérature ce qui permet la validation du modèle, puis nous avons effectué une étude comparative et objective de la réponse du mécanisme du cœur en fonction de plusieurs paramètres et à un degré de tolérance très petite entre notre géométrie simulée et la géométrie réelle du ventricule gauche.

Il faut préciser d'une autre part que nous avons rencontré plusieurs difficultés dans notre travail. Vu la complexité de cette tâche du point de vue calcul et station utilisée.

La station de calcul disponible au niveau du laboratoire de recherche de génie biomédical n'est pas toujours disponible pour les étudiants qui préparent leurs projets de fin d'étude, et elle n'est surtout pas puissante pour nos calculs.

Sinon Plusieurs champs de perspectives auxquels nous portons un vif intérêt pour la suite de l'étude dont :

-La personnalisation du modèle du cœur complet à partir d'image acquise par des techniques d'imagerie médicales et le créer en 3D afin de l'importer sous Comsol Multi-Physiques pour le modéliser numériquement. Or, nous avons eu accès à un modèle réel du cœur humain complet mais n'a pas pu faire leur modélisation sous comsol à cause de leur complexité dont le temps de calcul qui est très long et l'espace mémoire qui est très large après le lancement de calcul.

-La possibilité d'injecter le signal électrocardiogramme ECG dans le modèle du cœur complet pour une identification et un diagnostic des cardiopathies.

-Nous pouvons dire que ces résultats laissant envisager la création d'interface numérique clinique de chaque patient à partir de l'image de leur cœur pouvant servir un meilleur diagnostic pour la meilleure intervention clinique, l'intelligence artificielle et la télésurveillance médicale peuvent être des perspectives non négligeables à introduire sur ces études.

References bibliographies:

- [1] B.E. Gould: Pathophysiology for the health professions. Third Edition 2005.
- [2] Feneis H. (1943) - Das Gerfuge des Herzmuskels bei Systole und Diastole, Morphologisches Jahrbuch, vol. 89, pp. 371.
- [3] la structure du coeur _parois cardiaques _INST Sophia-2016.
- [4] Robb J.S. et Robb R.C. (1942) - The normal heart: anatomy and physiology of the structural units, Am Heart J, vol. 23, pp. 455-467.
- [5] Robinson T.F., Factor M.F. et Sonnenblick E.H. (1986) - The heart as a suction pump, Scientific American, pp. 84-91.
- [6] Jack H.A -future sciences –physique-caractéristique d’un matériau/ int /fr .2003
- [7] comprendre la rhéologie P. COUSSOT J-L Grossier ;édit EDP sciences _2002.
- [8] d’après cours de Mr Gerand CHEVRIER en YouTube _2017
- [9] Harik V.M., Gates T.S., et Nemeth M.P. (2002) - Applicability of the continuum-shell theories to the mechanics of carbon nanotubes, AIAA-2002-1429.
- [10]: Médecin Marck.D.J. le Figaro de sante –qu’est sont les fonctions du cœur 2012.
- [11]: Huxley A. F., (1957) - Muscle structure and theories of contraction, Prog in Biophys MolBiol, vol. 7, pp. 255-318.
- [12] Huxley AF. Muscle structure and theories of contraction. In : Progress in biophysics and biological chemistry, vol. 7, chapter 6. Oxford :Pergamon Press,.
- [13] Zahalak GI. A distribution moment approximation for kinetic theories of muscular contraction. Math Biosci 1981; 55 : 89–114.
- [14] Bestel J, Clément F, Sorine M. A biomechanical model of muscle contraction. In :Niessen WJ, Viergever MA, eds. Lecture notes in computer science, vol. 2208. New York : Springer Verlag, 2001.
- [15] Jülicher F, Adjari A, Prost J. Modeling molecular motors. Rev Modern Phys 1997; 69 : 1269–81.
- [16] Monti A, Médigue C, Sorine M. Short-term control of the cardiovascular system : modelling and signal analysis. Rapport de recherche INRIA n° 4427. Paris : INRIA, 2002.

- [17] Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants in muscle. Proc Roy Soc Lond B BiolSci 1938; 126 : 136–95.
- [18] Chapelle D, Clément F, Génot F, et al. A physiologically-based model for active cardiac muscle contraction. In :Katila T, Magnin I, ClarysseP,al. eds. Functional imaging and modeling of the heart. New York : Springer Verlag, 2001
- [19] Sainte-Marie J, Chapelle D, Sorine M. Data assimilation for an electromechanical model of the myocardium. In : Bathe KJ, ed. Proceedings of the second MIT Conference on computational fluid and solid mechanics, 17-20 juin 2003, Cambridge, MA, USA, vol. 2. Amsterdam : Elsevier, 2003.
- [20] Introduction générale -Thèse du Docteur Mr NICOLAS T.R en Sciences des Matériaux dans l'Université de Lorraine
- [21] DOC Sciences n13 informatique et médecine, éditer le CRDP de l'académie de Versailles en partenariat avec l'INRIA_2003
- [22] TH.zeth.G, dynamique des fluides. Introduction sur la pression_1989
- [23] Biophysique du cœur et de la circulation/ R. Itt et L. Bontemps_n33_2001
- [24] comprendre la rhéologie p-Coussot, j-l, Grossier Epd sciences 2002
- [25] <http://www.comsol.fr>
- [26] G. Collier. Emotional Expression Lawrence Erlbaum Publisher, Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Publisher .1985
- [27] Cadfem. Dr. ELLIE. J-D. physiques /Ansys.ch 2016
- [28] d'après la mémoire de PFE « l'étude d'expression faciale » de Melle Kahina Haddadou en INB _Tlemcen _2016.
- [29] jack H.A -future sciences –physique-caractéristique d'un matériau/fs.2016