



Faculté : Science de l'ingénierat  
Département : Génie Mécanique  
Domaine : Science et Technologie  
Filière : Génie Mécanique  
Spécialité : Construction mécanique

### Soutenance de Mémoire

en vue de l'obtention du Diplôme de Master

**Thème:**

## CARACTÉRISATION NUMÉRIQUE DE LA PAROI ANEVRISMALE COMPOSITE DE L'AORTE ABDOMINALE.

**Présenté par : AMRANE IMAD ABDELAZIZ**

**Encadrant : Mr .BOUARICHA Amor**

### **Jury de Soutenance :**

HAIHEMAMMAR	Pr.	UBMA	Président
BOUARICHA AMOR	MCB	UBMA	Encadrant
BENAMIRA MOHAMED	MCB	UBMA	Examineur

**Année Universitaire : 2019/2020**

## *Remerciement :*

*Je remercie ALLAH de m'avoir donné le courage et la volonté pour arriver à ce niveau et réaliser ce travail.*

*Je tiens à remercier mes parents pour le soutien permanent à tout moment pour que je puisse atteindre tous mes objectifs de ma vie.*

*Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à mon encadreur Mr. BOURICHA AMOR qui m'a orienté et guidé au cours de la préparation de ce travail.*

*Je remercie tous les amis qui m'ont aidé à au bout de ce travail.*

<b>Introduction générale</b> .....	4
<b>Chapitre 1 : Aspect anatomique et physiologique</b> .....	5
INTRODUCTION.....	6
1. Le système cardiovasculaire .....	7
1.1Le cœur.....	9
1.2Les vaisseaux sanguins.....	9
1.2.1. Les artères .....	9
1.2.2. Les veines et les capillaires.....	10
1.3. Le sang.....	10
2. Anévrisme de l'Aorte Abdominale.....	11
2.2 .L'aorte .....	12
2.2 Structure des artères élastiques (l'aorte).....	13
2.3 Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA).....	14
2.3.1 Définition .....	14
2.3.2 Données anatomiques .....	16
2.3.3 Techniques actuelles de détection d'(AAA) .....	17
2.3.4 Cause et Traitement chirurgical d'AAA .....	18
<b>Chapitre 2 : Homogénéisation de l'Aorte Abdominal</b> .....	21
INTRODUCTION.....	22
1.Composition des parois vasculaires .....	23
2.les propriétés mécaniques des parois vasculaires.....	24
3.Méthode d'homogénéisation.....	24
<b>Chapitre 3: Aspect anatomique et physiologique</b> .....	27
INTRODUCTION.....	27
1. Modélisation de la couche d'Elastine.....	28

2. Modélisation de la couche de cellule musculaire lisse (CML).....	28
3. Fibre de collagène .....	29
4. modélisation des composants.....	30
<b>Chapitre 4: Simulation numérique et résultats.....</b>	<b>32</b>
INTRODUCTION .....	33
1.le principe du Lemme de Hill.....	33
2. Les essais mécaniques numériques.....	35
2.1. L'essai de traction suivant la direction (xx) .....	36
2.2 L'essai de traction suivant la direction (yy) .....	37
2.3 L'essai de cisaillement dans le plan (xy).....	39
3. En déduire la matrice de raideur $C$ , $C^{-1}$ et calcule de $H$ .....	41
4. matrice de raideur globale $\tilde{C}$ .....	42
CONCLUSION GÉNÉRALE .....	45

## Introduction générale :

L'aorte est l'artère principale du système cardiovasculaire. Elle commence à partir du ventricule gauche du cœur et descend jusqu'à l'abdomen. L'aorte abdominale est la partie de l'artère qui se situe entre le diaphragme et les artères iliaques gauche et droite. L'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) est une pathologie, caractérisée par une dilatation localisée et permanente de l'aorte. Elle concerne plus de 8.8% des personnes âgées.

Dans la première partie (chapitre 1), décrit les aspects anatomiques et physiologiques des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA). Dans ce chapitre, nous introduisons d'abord le système cardiovasculaire pour connaître les aspects environnementaux de l'aorte. Ensuite, nous abordons les aspects pathologique et géométrique des anévrismes. Puis, nous présentons les pratiques actuelles d'aider aux diagnostics et les critères utilisés aujourd'hui pour définir le niveau de risque de rupture de la pathologie.

Ensuite, dans le chapitre 2, nous présenterons la méthode d'homogénéisation utilisée pour étudier les effets d'anisotropie de la paroi artérielle, sa composition et ses caractéristiques mécaniques. Puis, au troisième chapitre, on va faire la modélisation et la pratique numérique de l'homogénéisation à partir des différentes composantes de la paroi vasculaire.

Et enfin, dans le dernier chapitre nous exposerons les résultats obtenus avec logiciel de simulation Abaqus et les calculs de la matrice de raideur globale qui caractérise le comportement du tissu aortique.

**Chapitre I :**  
**Aspect anatomique et  
physiologique**

## ❖ INTRODUCTION :

Les maladies cardiovasculaires sont parmi les principales causes de mortalité dans le monde. Ces maladies constituent un ensemble de troubles affectant le cœur et les vaisseaux sanguins que l'on distingue de la manière suivante :

- Les maladies touchant les vaisseaux sanguins alimentant le cœur, le cerveau ou les membres, dénommées respectivement cardiopathies coronariennes, maladies cérébraux-vasculaires provoquant des AVC (accidents vasculaires cérébraux), les artériopathies périphériques.
- Les maladies inflammatoires ou infectieuses, causées par une bactérie streptocoque, affectant le muscle et les valves cardiaques appelées cardiopathies rhumatismales.
- Les maladies dues à des malformations cardiaques congénitales.
- Les thromboses veineuses profondes (obstruction des veines des jambes par un caillot sanguin, susceptible de se libérer et de migrer vers le cœur).

Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons à l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) qui fait partie de la première famille de cette classification. L'objet du présent chapitre est l'étiologie de l'AAA et de

son évolution à travers une présentation générale du système cardiovasculaire et une caractérisation des aspects anatomiques et physiologiques liés à la maladie.

## **1. Le système cardiovasculaire :**

Le système cardiovasculaire humain est un système complexe qui joue un rôle indispensable au bon fonctionnement de l'organisme. Le schéma de la figure 1.1 en est une représentation de sa structure et de son fonctionnement. Il est constitué du cœur, muscle cardiaque faisant office de pompe pour assurer la propulsion du sang et de vaisseaux sanguins pour assurer l'écoulement sanguin alimentant les organes distaux en oxygène et nutriments.

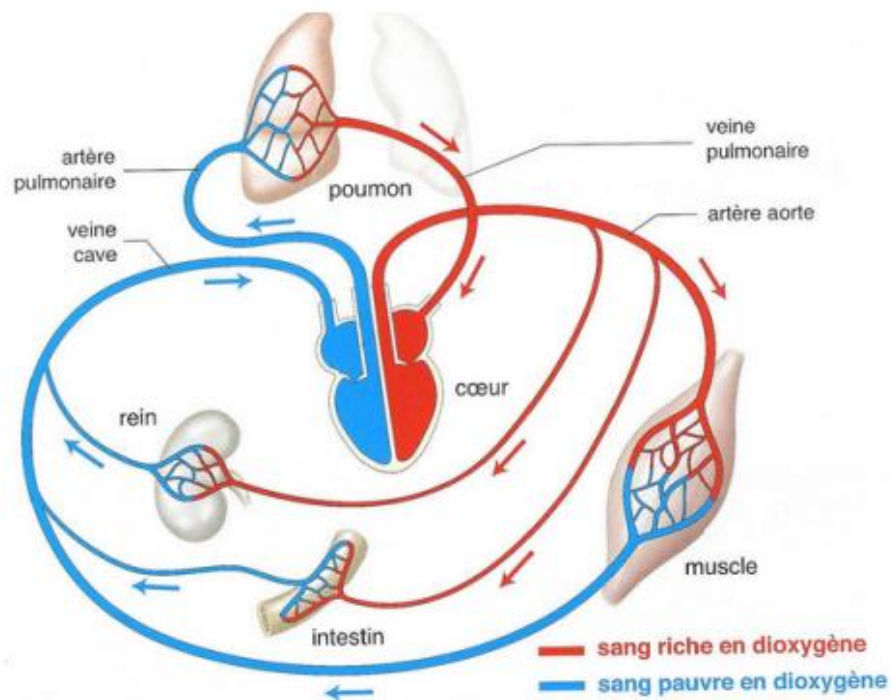


Figure 1.1 : Le système cardiovasculaire.



## 1.1 Le cœur :

Comme le montre la figure 1.1, le cœur est divisé en deux parties appelées cœur droit et cœur gauche. Chaque partie comprend deux chambres ou cavités cardiaques :

- l'une, appelée oreillette, sorte de réservoir recevant le sang.
- l'autre appelée ventricule, faisant office de pompe à sang pour le redistribuer soit vers les poumons, soit vers les autres organes du corps.

Le sens de circulation du sang est toujours le même et est assuré grâce à quatre valves cardiaques appelées respectivement valve tricuspide, valve pulmonaire, valve mitrale et valve aortique. Le sang entre dans l'artère pulmonaire depuis les veines caves inférieure et supérieure, transite dans l'oreillette droite puis est éjecté par le ventricule droit. De façon similaire, le sang parvient au cœur gauche via les quatre veines pulmonaires, transite dans l'oreillette gauche, puis est éjecté dans le corps par le ventricule gauche. La valve tricuspide empêche le reflux de sang depuis le ventricule droit vers l'oreillette droite et la valve pulmonaire prévient le reflux depuis l'artère pulmonaire vers le ventricule droit. La valve mitrale empêche le reflux de sang depuis le ventricule gauche vers l'oreillette gauche et la valve aortique prévient le reflux depuis l'aorte vers le ventricule gauche. Le cœur, dont le rôle est de fournir de l'énergie mécanique nécessaire à la continuité de la circulation du sang dans l'ensemble des vaisseaux sanguins du corps, se contracte en moyenne 70 fois par minute, propulsant chaque jour quelques 8000 litres de sang dans le système cardiovasculaire, soit environ 90ml/s pour un équivalent de 100 000 battements cardiaques journaliers.

Les vaisseaux sanguins :

Le réseau sanguin est un réseau efférent, c'est à dire, constitué de vaisseaux partant du cœur, se ramifiant et diminuant de calibre au fur et à mesure qu'ils s'en éloignent. Trois catégories de vaisseaux sanguins sont dénombrées : les artères, les veines et les capillaires. Les trois types de vaisseaux se distinguent par leur structure et leur rôle.

### **1.2.1. Les artères :**

Une artère présente une paroi épaisse constituée de plusieurs couches de tissus musculaire ou élastique. Le sang circulant toujours sous pression dans les artères, le diamètre interne ou calibre de l'artère augmente sous l'afflux du sang pour diminuer au reflux. Selon leur fonction et donc leur composition tissulaire, on distingue les artères dites élastiques des artères musculaires ainsi que des artérioles.

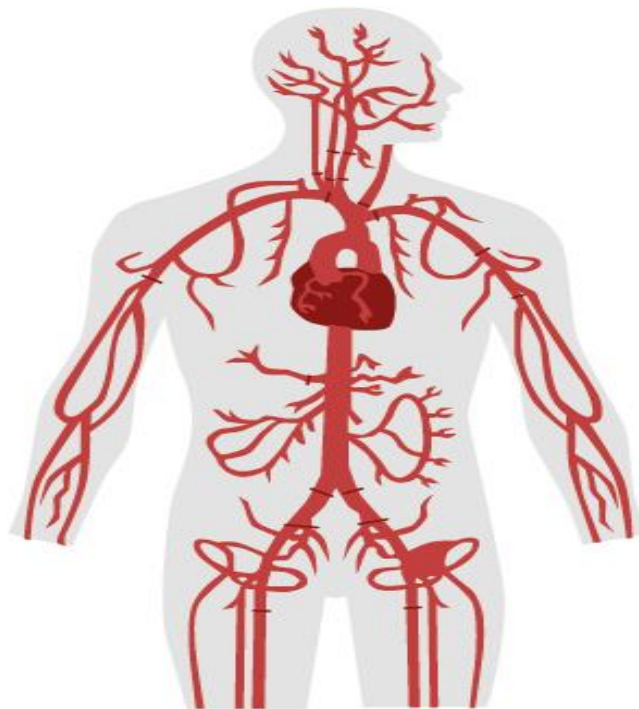


Figure 1.2 : Principales artères du corps

Les artères élastiques, en raison de leur grande dimension et des propriétés d'élasticité de leurs tissus, participent à la conduction du sang et au maintien de la pression artérielle durant la diastole ventriculaire. Pendant cette phase, elles ont tendance à reprendre leur état initial en utilisant les énergies de déformation stockées pendant la phase systolique. En effet, lorsque le sang est propulsé depuis le ventricule gauche dans la crosse aortique, le volume éjecté pousse le sang qui est déjà dans l'aorte, lequel sang pousse celui qui est dans les artères puis en cascade dans les artérioles, les capillaires et les veines. Lors de la phase systolique, les artères se dilatent sous l'afflux du sang et lors de la phase diastolique, reflux du sang, elles se rétractent pour conserver un flux continu dans le système vasculaire.

### **1.2.2. Les veines et les capillaires :**

Les veines sont des vaisseaux moins élastiques que les artères, qui n'offrent pas beaucoup de résistance à l'écoulement du sang vers le cœur. Comme le montre la figure 1.3, elles ont pour but d'assurer le retour du sang depuis les organes et tissus vers le cœur. La faible musculature de leur paroi ne leur permet pas néanmoins d'exercer de pression dynamique pour faciliter la remontée du sang vers le cœur. Les capillaires sont des tubes microscopiques, à la paroi très fine, reliant les artérioles aux veinules. Les échanges de substances entre le sang et le liquide interstitiel s'effectuent au niveau des capillaires.

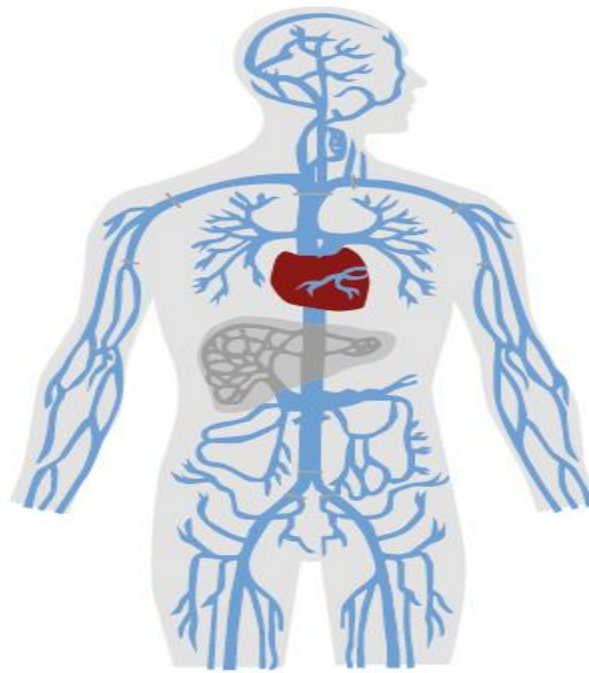


Figure 1.3 : Principales veines du corps

## **1.2 Le sang :**

Le sang est un fluide mis en mouvement par le muscle cardiaque. Il permet, sur de longues distances, la distribution de nourriture (nutriments, molécules informatives...) aux cellules, assurant ainsi la vie cellulaire. En circulant, il permet également l'élimination rapide des déchets. En tant que tissu conjonctif, le sang contient des éléments cellulaires dits éléments figurés : les érythrocytes, communément appelés globules rouges, les leucocytes, communément appelés globules blancs et les plaquettes. Ces éléments cellulaires constituent 45 % du sang entier et les 55 % restants constituent le plasma sanguin.

## **2. Anévrisme de l'Aorte Abdominale :**

### **❖ INTRODUCTION :**

L'anévrisme de l'aorte abdominale est une conséquence du développement de plaques athéroscléreuse au sein de la paroi artérielle, caractérisé par une dilatation localisée de l'aorte. C'est une pathologie qui touche 6 à 8% de la population occidentale. La rupture de l'anévrisme est un accident redoutable et mortel. La prévention de la rupture de l'anévrisme est donc un enjeu majeur d'un point de vue médical.

L'une des origines des maladies cardiovasculaires est l'athérosclérose, c'est une dégénérescence de la paroi artérielle s'accompagnant de dépôts lipidiques (cholestérol) sous forme de plaques blanchâtres (athérome).

Ils existent deux types de traitement de l'anévrisme de l'aorte abdominale:

-La chirurgie classique: c'est le traitement de référence depuis plus de 50ans. Cette technique est utilisée en urgence dans le cas d'une rupture de l'anévrisme mais aussi comme moyen de prévention.

-La chirurgie mini-invasive qui consiste à mettre en place une endoprothèse pour isoler l'anévrisme.

### **2.1 L'aorte :**

L'aorte est l'artère principale du corps humain et fait donc partie des artères élastiques. Elle est directement connectée au ventricule gauche du cœur et s'étend jusqu'à l'abdomen. Comme le montre la figure 1.2,

l'aorte se divise selon 4 zones (Figure suivante).

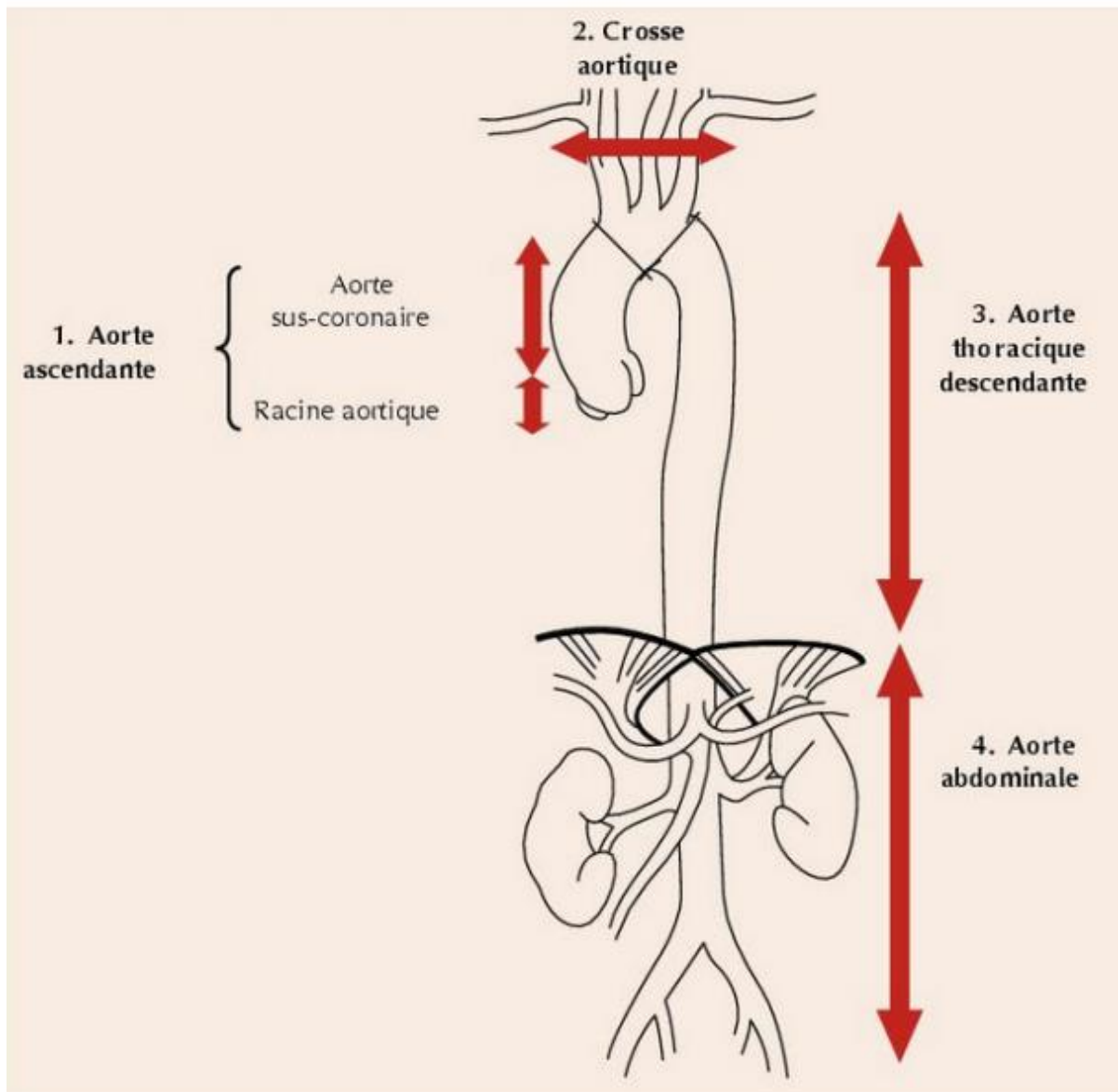


Figure 1.4 : Segmentation de l'aorte : aorte ascendante (1) comprenant la racine aortique et l'aorte sus-coronaire, crosse aortique (2), aorte thoracique descendante (3), aorte abdominale (4).

Du fait de leur élasticité, ces artères se dilatent durant la phase systolique et se relâchent pendant la phase diastolique pour maintenir

la pression et assurer la continuité de l'écoulement du sang. Cette fonction de régulation peut être compromise en cas d'artériosclérose ; l'aorte perdant alors de son élasticité.

## **2.2 Structure des artères élastiques (l'aorte):**

Une artère se présente en 3 couches distinctes :

- ❖ **Une couche interne: l'intima.** Elle est composée d'un endothélium, couche d'épithélium simple, constituée de cellules plates s'imbriquant les unes aux autres. Elle constitue une surface lisse qui réduit au minimum la friction entre le sang et la paroi artérielle. Relativement épaisse, l'intima joue un rôle essentiel dans le contrôle de la vasomotricité (phase de contraction ou de dilatation de l'artère en fonction des modifications du milieu intérieur) et la coagulation du sang.
- ❖ **La couche intermédiaire : la média.** Elle est composée des cellules musculaires lisses vasculaires (CMLV) et de constituants extracellulaires comme les fibres d'élastine, les faisceaux et les fibrilles de collagène. L'activité de ce muscle est régie par des neurofibres vasomotrices du système nerveux sympathique. En fonction des besoins de l'organisme, les neurofibres permettent la vasoconstriction (réduction du calibre du vaisseau due à la contraction du muscle lisse) ou la vasodilatation (augmentation

du calibre lors du relâchement du muscle). Généralement, elle est la plus épaisse dans les artères.

- ❖ **La couche externe : l'adventice.** Relativement mince par rapport à la média. Elle est constituée d'un tissu conjonctif dense composée de fibres de collagène lâches et entrelacées. Son rôle est de protéger l'artère.

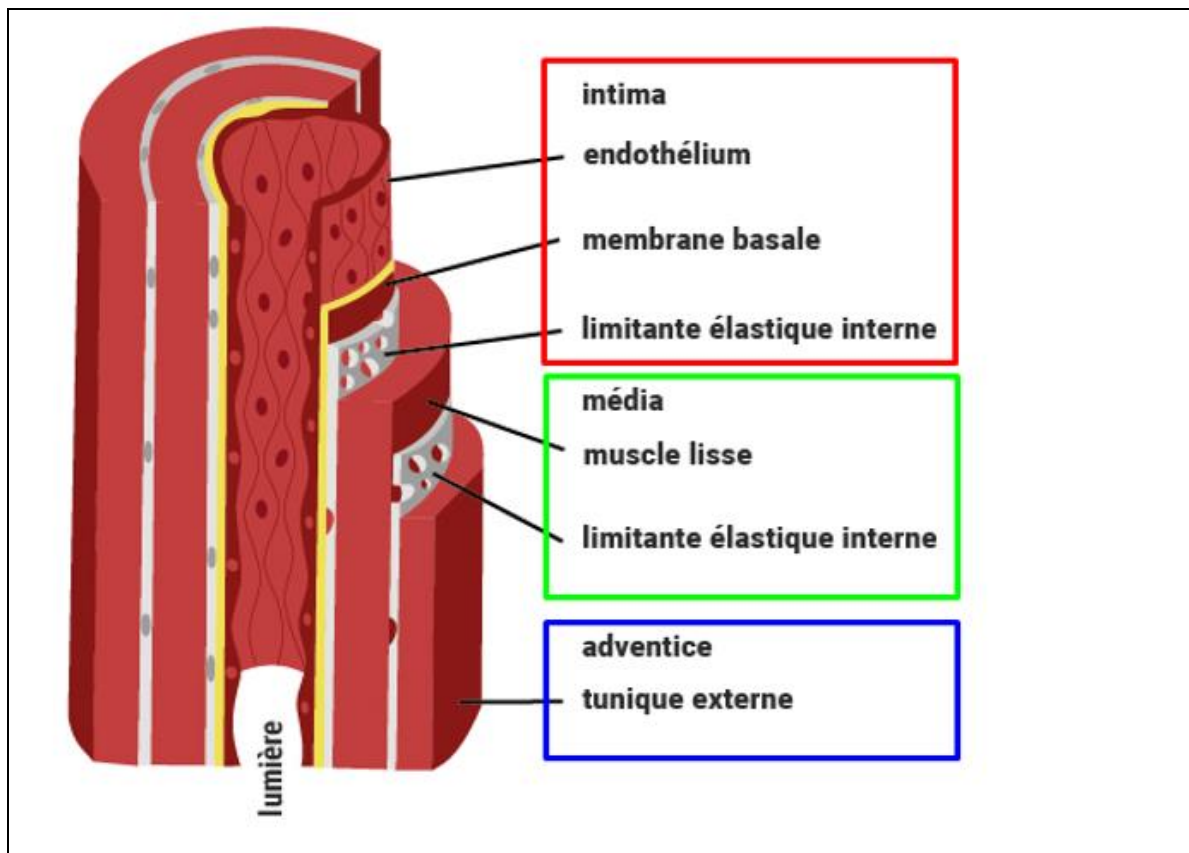


Figure 1.5 : *Structure d'une artère élastique.*



## **2.3 Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) :**

### **2.3.1 Définition :**

Selon la définition de la Société Nord-Américaine de chirurgie vasculaire, l'anévrisme est une dilatation permanente et localisée d'une artère présentant une augmentation d'au moins 50% de son diamètre par rapport aux dimensions normales de l'artère considérée. La poche, formée par l'anévrisme, grandit et la paroi de l'artère devient de plus en plus fine en s'étirant. Lorsque cette dilatation a lieu dans la partie abdominale de l'aorte, on parle alors de l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) dont la figure 2.1 en donne un exemple. Les origines de l'anévrisme peuvent être congénitales ou liées à de multiples facteurs engageant un processus physiopathologique d'endommagement de l'aorte. Une malformation congénitale, généralement chez les enfants et jeunes adultes, ou un traumatisme peut se développer en anévrisme au fil des années. Autrement, il peut être acquis suite à d'autres maladies dont la liste est très longue. Parmi celles-ci, l'hypertension artérielle est une des principales causes du fait d'une pression sanguine élevée. Les fortes contraintes hémodynamiques ont pour conséquence d'aggraver l'anévrisme. Le diabète, l'athérosclérose peuvent provoquer la formation d'une poche au niveau d'une artère.



Figure 1.6 : Anévrisme de l'aorte abdominale.

### **2.3.2 Données anatomiques :**

Pour caractériser l'anévrisme, les deux principaux paramètres sont le diamètre de l'artère et son évolution ainsi que l'apparition d'un thrombus. Comme évoqué au § 2.1, le diamètre moyen de l'aorte au niveau abdominale est d'environ 20 mm. L'élargissement (dilatations) compris entre la limite supérieure des diamètres normaux et de ceux pathologiques qui atteint un accroissement de 50% du diamètre moyen normal (aorte saine) porte le nom d'anévrisme. Ainsi, un sujet au diamètre de l'aorte supérieur ou égal à 30 mm peut être considéré

comme atteint d'un anévrisme. L'accroissement du diamètre et son évolution peut entraîner la rupture de l'artère et le décès du sujet en l'absence de traitement. La probabilité annuelle de rupture est de 20 % pour un anévrisme de taille de 70 mm de diamètre. D'un point de vue géométrique, l'AAA peut prendre deux types de forme : sacciforme ou fusiforme (figure 2.2), la forme fusiforme étant la plus courante.

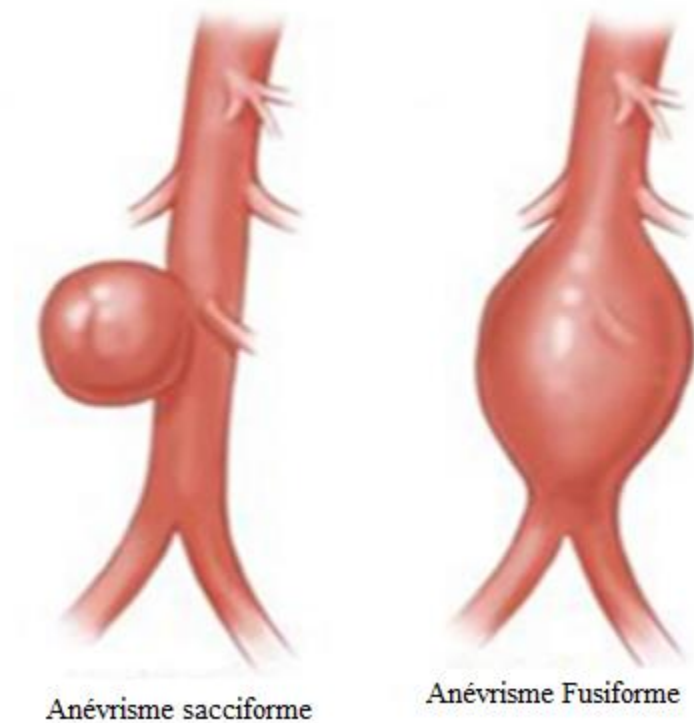


Figure 1.7 : type de morphologies de l'anévrisme

### **2.3.3 Techniques actuelles de détection d'(AAA) :**

Les anévrismes de l'aorte abdominale sont généralement découverts de manière fortuite ou devant des symptômes tels que pulsation dans l'abdomen, douleur dans la partie supérieure de l'abdomen ou inférieure du dos, ou les deux. A sa rupture, un anévrisme abdominal cause une douleur et une sensibilité intenses dans la région de l'estomac ou du bas du dos.

Cinq méthodes complémentaires peuvent être utilisées pour la détection de l'AAA : l'échographie, la tomodensitométrie (TDM ou scanner), l'imagerie par résonance magnétique (IRM figure 2.1).

Pour les AAA, ils conduisent à :

- localiser le sac anévrisimal et en définir le type (sacciforme, fusiforme).
- préciser ses dimensions maximales (longueur et diamètre), la présence de thrombus et son environnement.
- analyser l'implication de vaisseaux artériels collatéraux.

### **2.3.4. Cause et traitement chirurgical d'AAA :**

#### **❖ Cause :**

Les facteurs principaux sont :

- L'athérosclérose.
- L'hypertension artérielle.
- Une maladie congénitale de la paroi artérielle.
- Tabagisme.
- Inflammation ou infection

### ❖ **Traitement chirurgical :**

Actuellement, deux types d'interventions cliniques sont pratiqués : la chirurgie conventionnelle et le traitement endovasculaire. Ce sont des techniques préventives de rupture de l'anévrisme.

-La chirurgie conventionnelle (figure 2.3), est une technique classique de traitement d'anévrisme utilisée depuis les années 50. Elle nécessite une incision au niveau de l'abdomen du patient en vue de remplacer la zone altérée de l'aorte par une prothèse vasculaire, généralement en dacron, fixée par sutures.

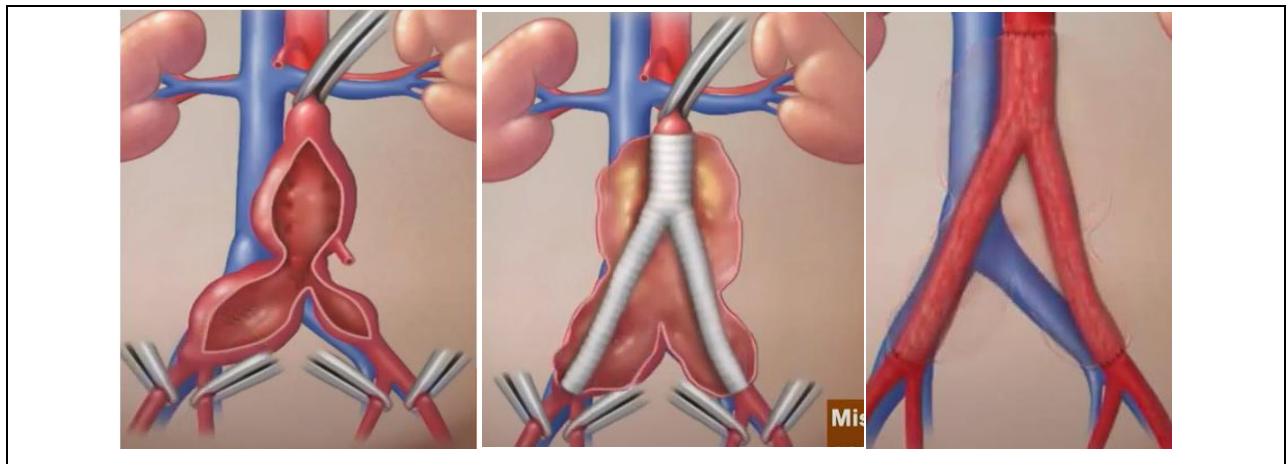


Figure 1.8 :chirurgie conventionnelle.

- Le traitement endovasculaire est une technique plus récente utilisée depuis les années 2000 et moins invasive que la chirurgie classique. Le traitement endovasculaire utilise un dispositif appelé endoprothèse vasculaire qui vise à exclure l'anévrisme de la voie d'écoulement au

sang. La prothèse endovasculaire est un tube en tissu synthétique renforcée d'une structure de soutien métallique appelée stent. L'intervention se pratique à l'aide d'un cathéter de pose, tube en plastique souple et fin (figure2.4).

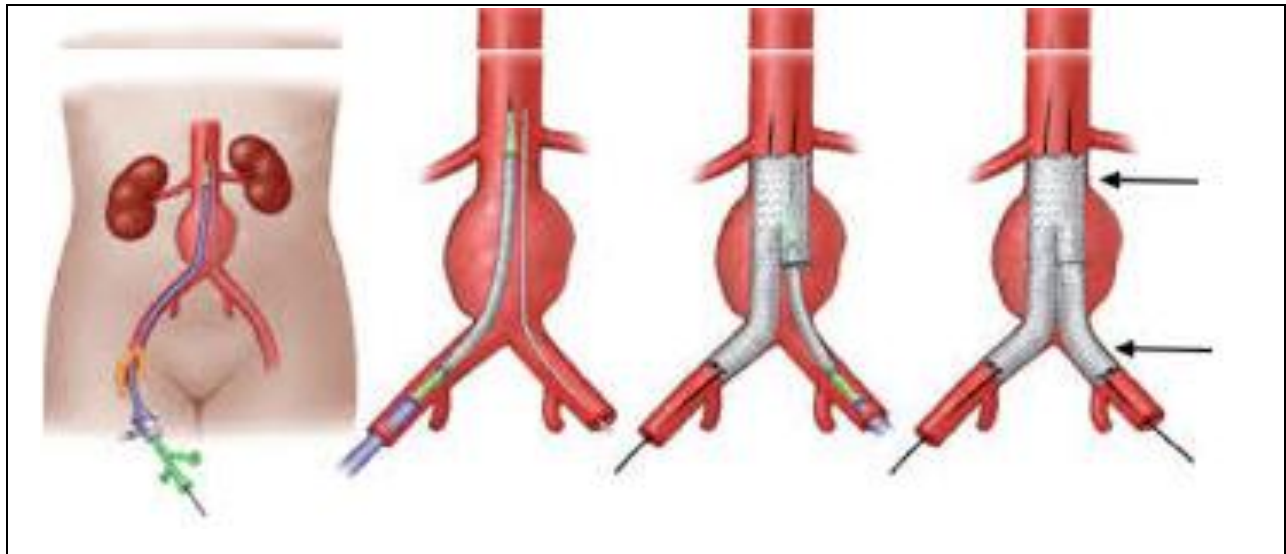


Figure1.9 :Le traitement endovasculaire.

## **Chapitre II:**

# **Homogénéisation du comportement mécanique de la paroi de l'Aorte Abdominal.**

## ❖ Introduction :

La connaissance des caractéristiques mécaniques d'un matériau hétérogène nécessite une opération de calcul, souvent délicate, qui permet de déterminer des caractéristiques équivalentes (effectives) définissant un matériau équivalent. Ce type de calcul s'appelle l'homogénéisation. Du point de vue mécanique, l'homogénéisation peut être considérée comme une méthode particulière d'élimination des grandeurs microscopiques au profit des grandeurs macroscopiques. Cette approche permet sans doute d'appréhender plus simplement les effets de bord, mais présente des limites au cas de fortes non linéarités à l'échelle microscopique. Une autre approche présente l'homogénéisation comme une modélisation numérique d'essais mécaniques. Plusieurs techniques numériques qui exigent un Volume Élémentaire Représentatif (VER), sont proposées dans la littérature afin d'homogénéiser un matériau composite. Parmi ces techniques, il y a :

- La théorie des modules effectifs sous deux approches possibles en déformations ou en contraintes.
- La méthode d'homogénéisation périodique.
- L'approche énergétique.



-Le VER doit satisfaire les critères suivants :

- ✓ Il doit être suffisamment petit pour prendre en compte la microstructure du matériau et suffisamment grand pour décrire le comportement global du matériau.
- ✓ Ses propriétés doivent être indépendantes de l'endroit du matériau où il a été prélevé.

### **1. Composition des parois vasculaires :**

Pour étudier le comportement de la paroi aortique soumise à la pression sanguine, il faut avoir comme données de départ les propriétés mécaniques de son tissu. Pour cette fin, au vue de la composition histologique du tissu aortique (fibres de collagène et fibres d'élastine imbibées dans une matrice cellulaire), une opération d'homogénéisation s'impose.

-Comme nous l'avons vu au chapitre 1, la paroi artérielle est composée de 3 tuniques concentriques (l'intima, média et l'adventice).

-Ces différentes couches présentent des constituants fondamentaux, qui donnent une forme de structure stratifiée et complexe aux parois artérielles. Les constituants sont :

- Les fibres d'élastine, elles apparaissent sous forme de lames élastiques concentriques (interne ou externe), et sous la

forme de fibres disposées en couches superposées et parallèles au sein de la couche média.

- Les fibres de collagènes, elles forment des boucles lâches, quand la paroi n'est pas étirée. Quand la pression intravasculaire augmente, ces boucles se défont l'une après l'autre. Un tel agencement fait jouer aux fibres de collagène le rôle de manchon limitant la dilatation du vaisseau.
- Les fibres musculaires lisses.

## **2. les propriétés mécaniques des parois vasculaires :**

Les données histologiques générales d'aorte abdominale humaine, les fibres de collagène ont une orientation moyenne de  $10^\circ$  dans la couche média, donc les orientations sont presque circonférentielles, et de  $40^\circ$  dans l'adventice.

Dans la littérature, on retrouve quelques données sur les caractéristiques mécaniques des différents constituants. D'après R. Comolet, le module de Young des fibres d'élastine est de l'ordre à 0.3 MPa, celui des fibres de collagène est de l'ordre de 300 MPa. Et enfin, le module de Young des cellules musculaires lisses en tension active varie entre  $6 \cdot 10^{-3}$  et 6 MPa.

	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson (-)
Fibre d'élastine	0.30	0.45
Fibre de collagène	300	0.45
Cellules musculaires lisses	6 E-3÷6	0.45

Figure 2.1 : résumé des caractéristiques mécaniques.

### **3. Méthode d'homogénéisation :**

Une fois le VER fixé, pour effectuer la technique d'homogénéisation, on procède selon trois étapes successives :

- L'étape de représentation qui permet de décrire le matériau à l'échelle microscopique : définition des phases, description de chacune de ces phases (forme, distribution spatiale...) et caractéristiques mécaniques des constituants (chapitre II.1 et II.2).

- L'étape de localisation qui permet de modélisation mathématiquement des relations entre les quantités définies à l'échelle microscopique et les quantités définies à l'échelle macroscopiques équivalentes. Dans notre cas, c'est l'approche énergétique basée sur le principe du Lemme de Hill qu'on va exploiter.

-L'étape d'homogénéisation qui permet d'identifier le comportement macroscopique grâce à des opérations moyennes sur les solutions de l'étape de la localisation (au niveau du VER). Nous utilisons le code de calcul d'éléments finis ABAQUS pour la simulation numérique.

**Chapitre III**  
**Modélisation de l'aorte  
abdominale.**

## ❖ Introduction :

Nous utilisons le code de calcul d'éléments finis ABAQUS pour la simulation numérique. Les tests sont faits en 2D. Ainsi on considère deux plaques de même section, l'une représente le matériau des fibres d'élastine et l'autre le matériau composé d'une matrice non-collagèneuse les cellules musculaires lisses CML et de fibres de collagène, pour étudier la couche Média. On suppose une condition d'adhérence entre les deux plaques, puisqu'on ne connaît pas exactement les conditions de frottements.

Nous considérons la loi de comportement élastique isotrope pour les 3 matériaux.

### **1. Modélisation de la couche d'Elastine :**

Comme évoqué précédemment dans le chapitre 2.2, le module de Young des fibres d'élastine est de l'ordre à 0.3MPa, le coefficient de poisson égal à 0.45 représente par un VER de section 3mm\*3mm.

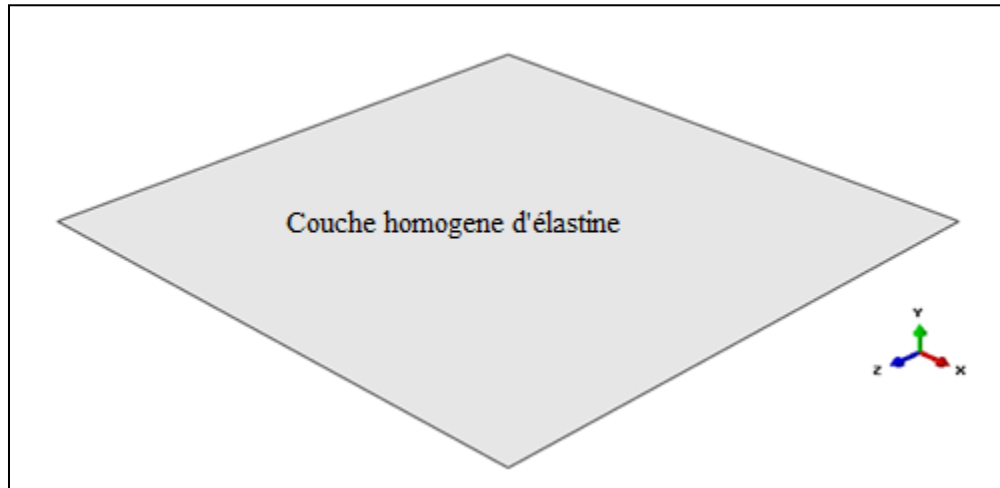


Figure 3.1 : couche d'élastine du modèle utilisé par Abaqus.

## **2. Modélisation de la couche de cellule musculaire lisse (CML):**

On prend le module de Yong égal à 6MPa et le coefficient poisson égal à 0.45 et une section de (3mm×3mm).

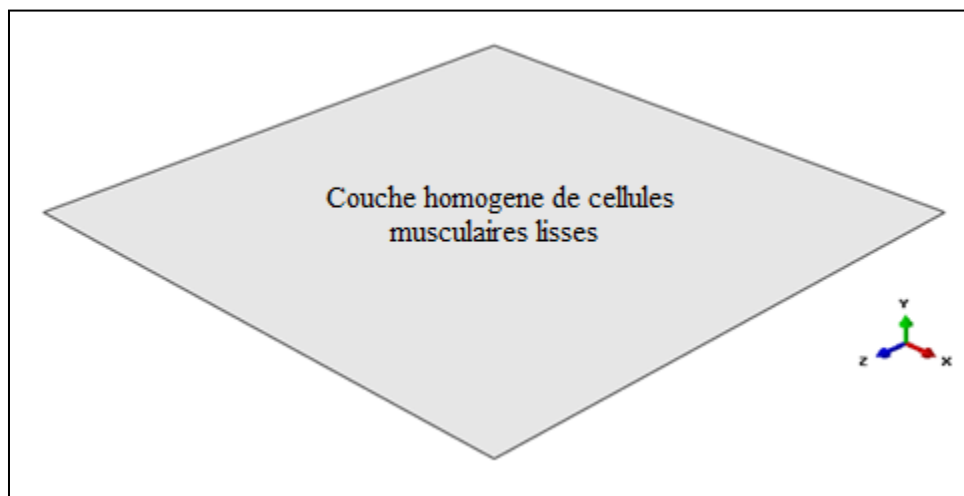


Figure 3.2 : couche CML du modèle utilisé par Abaqus.

### 3. Fibre de collagène : $\pm\theta$

Dans la média, les fibres de collagène ont une orientation moyenne de  $10^\circ$  par rapport à l'axe circonférentiel. Le module de Young est de 0.3MPa et un coefficient de poisson égale 0.45 pour un VER de 3mm\*3mm.

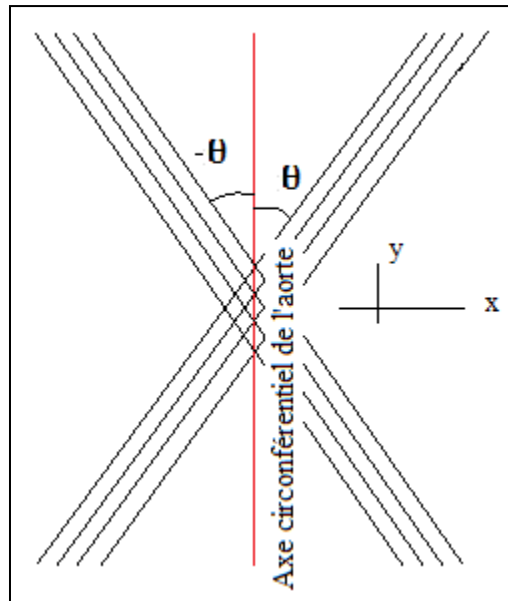


Figure 3.3 : Fibre de collagènes orientés sous  $\pm\theta$  par rapport à l'axe circonférentiel de l'aorte.

### 4. modélisation des composants:

Après la modélisation des toutes compositions de la paroi vasculaire, on fait l'assemblage comme le montre la figure 3.4.



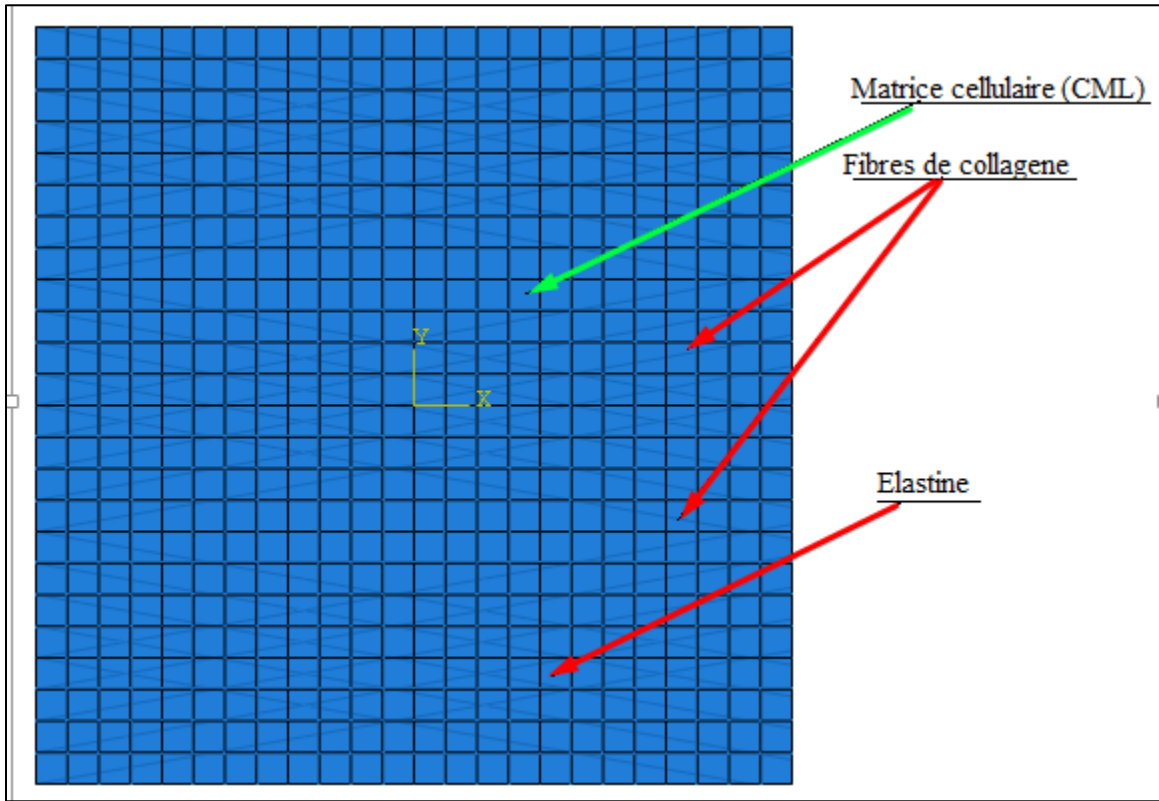


Figure 3.4 : résultats de la composition (Elastine+fibrilles de collagène + cellules musculaires lisses par adhérence).

**Chapitre IV:**  
**Simulations numériques et**  
**résultats.**

## ❖ INTRODUCTION :

Après le maillage effectué dans le chapitre précédant, nous effectuons des essais mécaniques numériques, c'est-à-dire des tractions suivant la direction (XX) et (YY), et un cisaillement dans le plan (XY). La simulation numérique de l'essai mécanique nous permet d'en déduire l'état des contraintes de chaque essai.

On suit les étapes de la méthode d'homogénéisation (chapitre 2.2) pour la réalisation de la simulation numérique et l'obtention des résultats finals. Enfin, on va calculer la matrice de raideur, modules d'élasticité et coefficients de poisson.

### 1. le principe du Lemme de Hill

#### Généralité :

L'approche énergétique est basée sur le principe du Lemme de Hill. C'est-à-dire que l'énergie de déformation macroscopique est égale à l'énergie de déformation microscopique.

Soit le  $V$  le Volume Élémentaire Représentatif et  $\partial V$  la frontière qui délimite le volume  $V$  :

✓ **Approche statique :**

$$\begin{cases} \operatorname{div}(\sigma(x)) = 0 \\ \sigma(x) = C(x) \cdot \varepsilon(x) & \text{dans } V \\ \sigma(x) n(x) = \bar{\sigma}_d n(x) & \text{sur } \partial V \end{cases}$$

✓ **Approche cinématiques :**

$$\begin{cases} \operatorname{div}(\theta(x)) = 0 \\ \sigma(x) = C(x) \cdot \varepsilon(x) & \text{dans } V \\ u(x) = \varepsilon_0 \cdot x & \text{sur } \partial V \end{cases}$$

Pour notre cas, on impose des déformations homogènes aux bords (approche cinématiques).

✓ **Energie de déformation :**

Les énergies de déformation macroscopique et microscopique sont :

• **Macroscopique :**

$$W_{def}^* = \frac{1}{2} \int_V \operatorname{Tr}[\bar{\varepsilon} \bar{\sigma}] dV = \frac{1}{2} \int_V \operatorname{Tr}[\varepsilon_0 \tilde{C} \varepsilon_0] dV$$

$$W_{def}^* = V \cdot \operatorname{Tr}[\varepsilon_0 \tilde{C} \varepsilon_0].$$

Avec  $\tilde{C}$  la matrice de raideur globale et  $\varepsilon_0$  la déformation imposée aux bords.

- **Microscopique :**

$$W_{def} = \frac{1}{2} \int_V Tr [\varepsilon(x)\sigma(x)] dV$$

or :  $\sigma(x) = H(x)\varepsilon_0$  et  $\varepsilon = C^{-1} \sigma$

Avec  $H$  l'opérateur de localisation des contraintes.

Donc d'après Lemme de Hill :

$$W_{def} = W_{def}^* , \forall \varepsilon_0 \in P_{DH}$$

Avec  $P_{DH}$  le problème avec comme condition de limites, des déformations homogènes. A partir de cette égalité, on en déduit la matrice de raideur globale du matériau homogénéisé :

$$\tilde{C} = \frac{1}{V} \int_V HC^{-1}HdV$$

## 2. **Les essais mécaniques numériques :**

Pour tous les essais on applique une déformation de  $\varepsilon_0 = 0.1 mm$ .

## 2.1 L'essai de traction suivant la direction (xx) :

Le tenseur de déformation :  $\varepsilon_d^1 = \begin{bmatrix} \varepsilon_0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$  Avec  $\varepsilon_0 = 0.1\text{mm}$

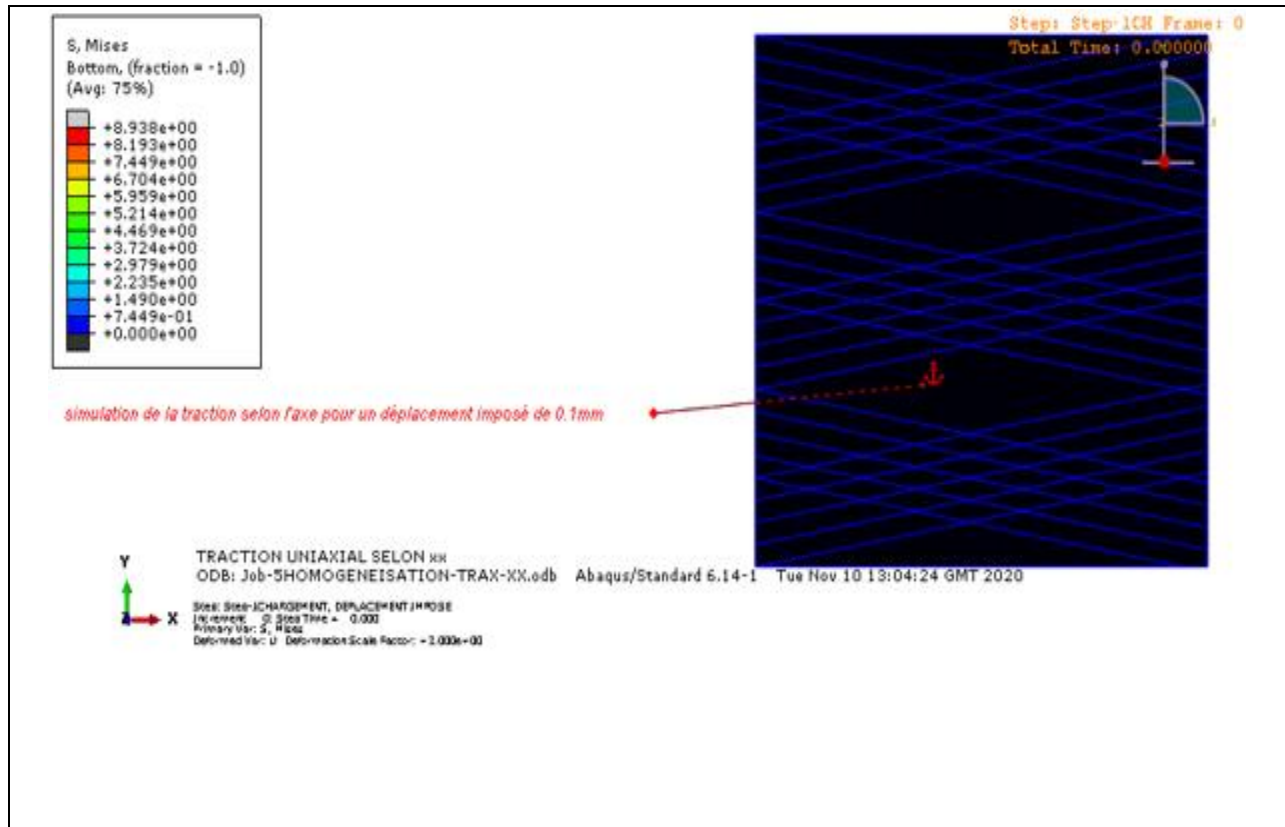


Figure 4.1 : Résultats de la simulation de traction selon xx (avant déformation).

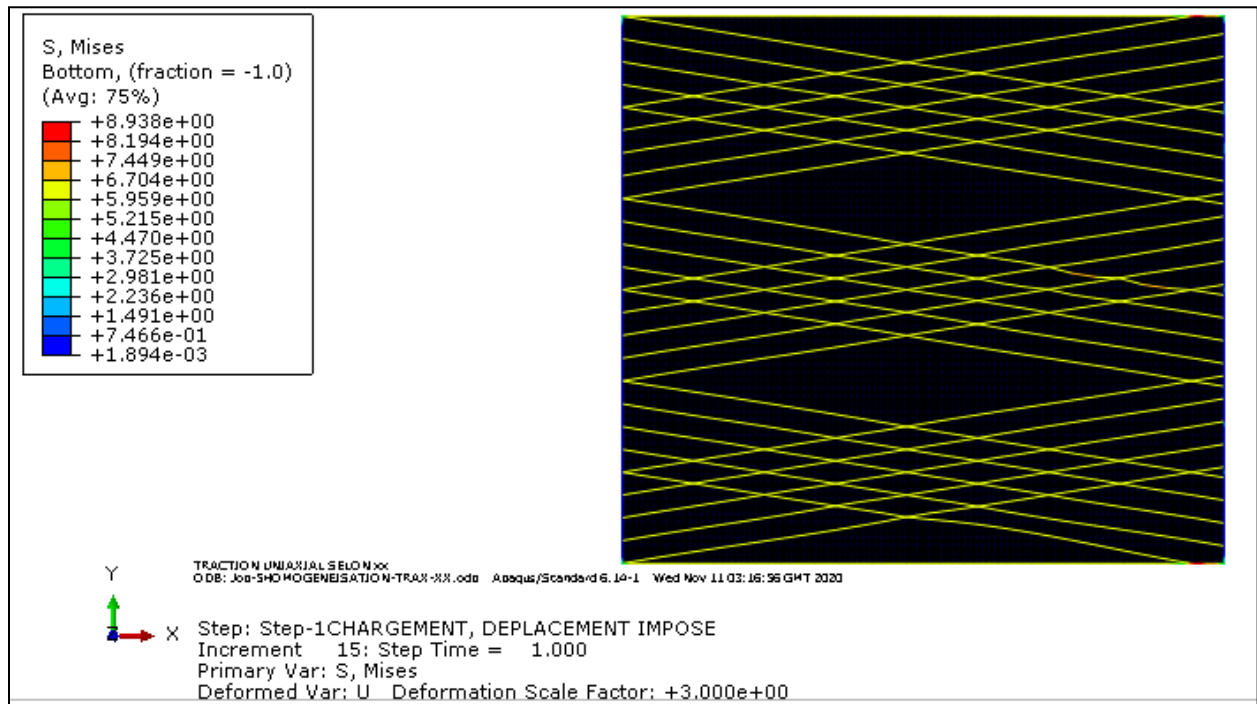


Figure 4.2 : Résultats de la simulation de traction selon xx (après déformation).

-Les résultats des simulations du comportement du VER sont reportés sur le tableau suivant:

❖ la déformation moyenne du VER :

valeur moyenne	E11	E22	E33	E12
(mm)	$4,469 \cdot 10^{-2}$	$-4.469 \cdot 10^{-5}$	0	$-4.69 \cdot 10^{-5}$

E22 et E21 sont négligés par rapport à E11.

❖ Les contraintes moyennes :

Valeur contrainte moyenne (MPa)	S11	S22	S33	S12
	3,9865	$6,4233 \cdot 10^{-1}$	0	$-8,93 \cdot 10^{-5}$

S12 est négligeable rapport à S11 et S22.

❖ Calcul de C11 et C21 :

$$\begin{pmatrix} S11 \\ S22 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C11 & C12 & C13 \\ C21 & C22 & C23 \\ C31 & C32 & C33 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} E11 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{cases} C11 = 85MPa \\ C21 = 13.7MPa \end{cases}$$

## 2.2 L'essai de traction suivant la direction (yy) :

Le tenseur de déformation :

$$\varepsilon_d^1 = \begin{bmatrix} 0 & \varepsilon_0 \\ \varepsilon_0 & 0 \end{bmatrix} \text{ Avec } \varepsilon_0 = 0.1\text{mm.}$$



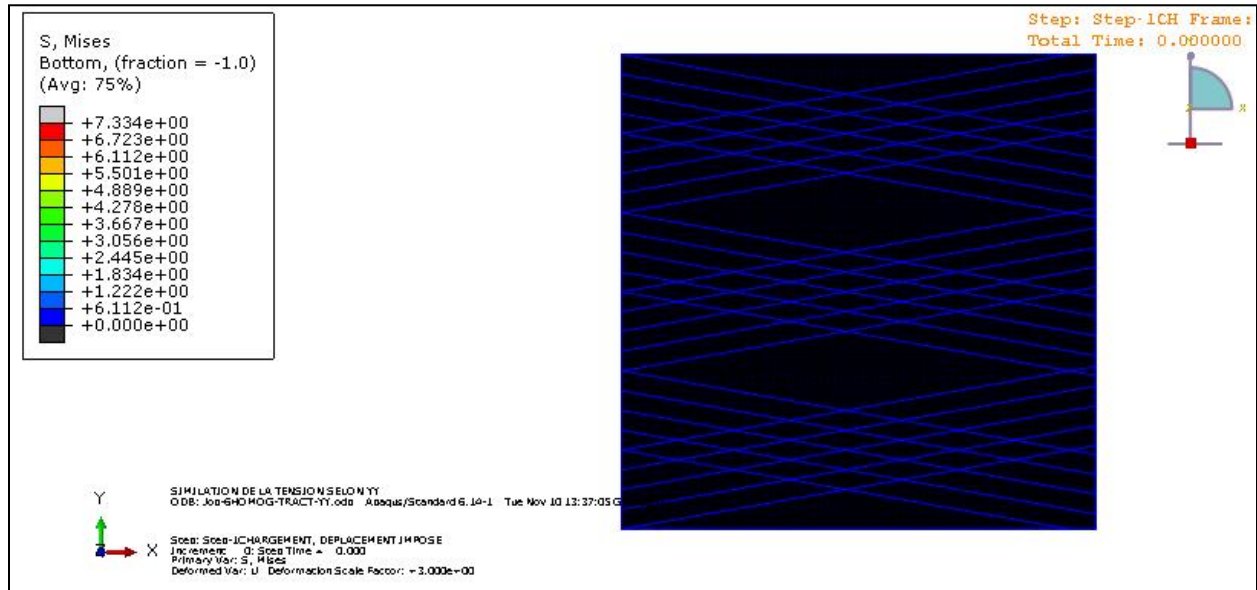


Figure 4.2 : Résultats de la simulation de traction selon yy (avant déformation).

❖ les déformation moyenne en (mm) :

Valeurs moyenne en (mm)	E11	E22	E33	E12
	$-3,667 \cdot 10^{-5}$	$7,084 \cdot 10^{-2}$	0	$4,469 \cdot 10^{-2}$

E11 et E12 sont négligeables par rapport à E22

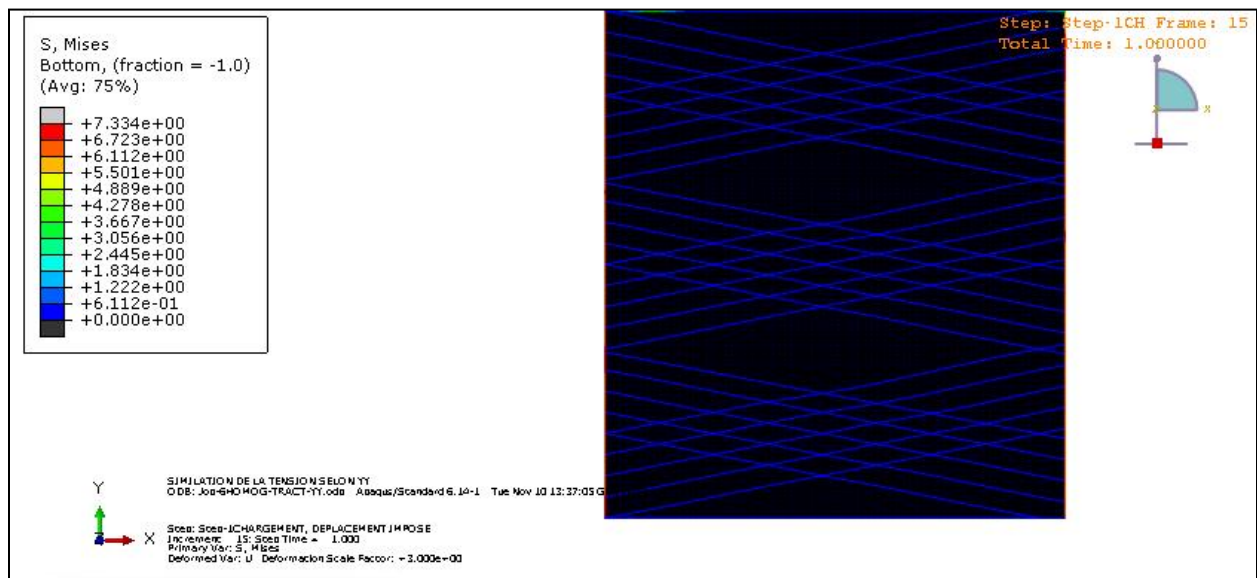


Figure 4.3 : Résultats de la simulation de traction selon yy (après déformation).

❖ Les contraintes moyennes :

Contraintes moyennes	S11	S22	S33	S12
en (MPa)	1,04272	1,1211	0	$-7,3578 \cdot 10^{-4}$

S12 est négligeable devant S11 et S22

❖ Calcul de C12 et C22 :

$$\begin{pmatrix} S_{11} \\ S_{22} \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ E_{22} \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\text{D'où: } \begin{cases} C_{11} = 13.3MPa \\ C_{21} = 14.3MPa \end{cases}$$

**2.3 L'essai de cisaillement dans le plan (xy):**

Le tenseur de déformation est :

$$\varepsilon_d^1 = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_0 \end{bmatrix} \text{ Avec } \varepsilon_0 = 0.1\text{mm.}$$

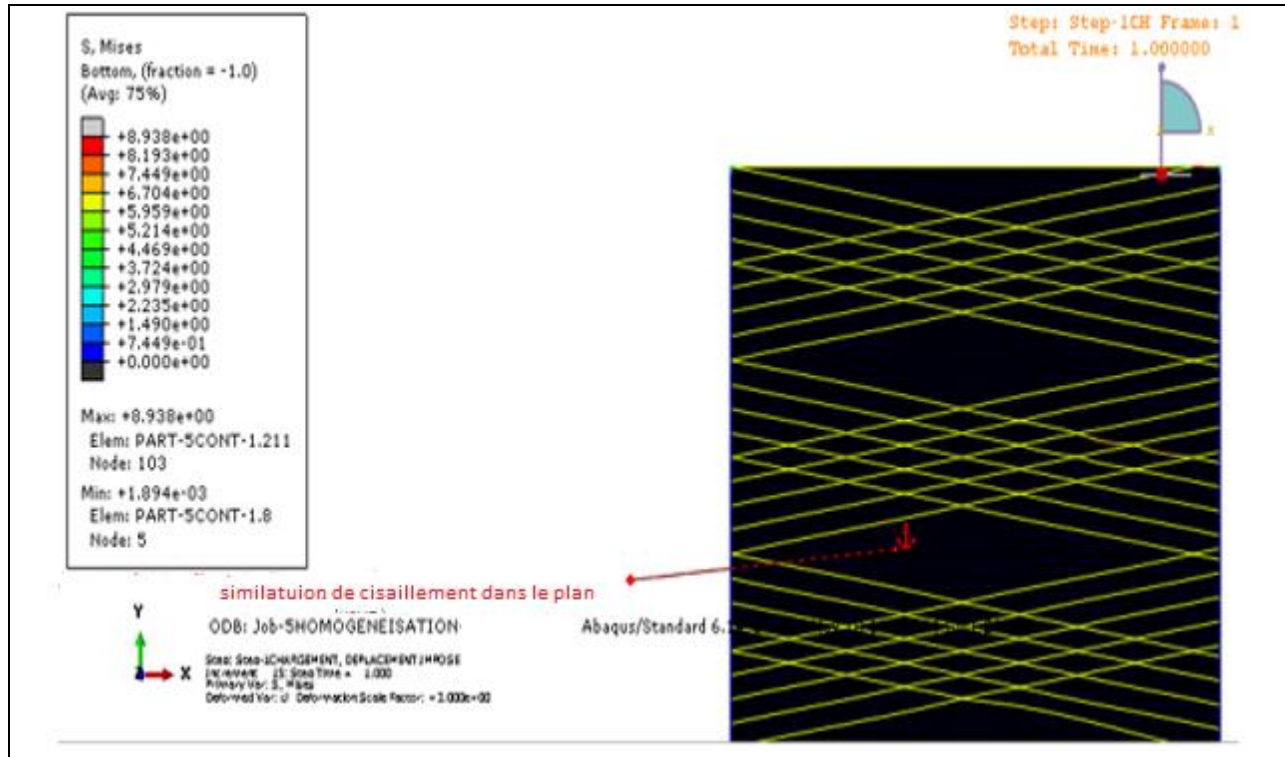


Figure4.3 : Résultats de la simulation de cisaillement (xy).

❖ Les déformations moyennes :

Valeurs moyenne en (mm)	E11	E22	E33	E12
	$-9,911 \cdot 10^{-5}$	$9,39 \cdot 10^{-5}$	0	$4,469 \cdot 10^{-2}$

E11 et E 22 sont négligeables par rapport àE12

❖ Les contraintes moyennes :

Contraintes moyennes	S11	S22	S33	S12
en (MPa)	$-6,69 \cdot 10^{-2}$	$9,39 \cdot 10^{-5}$	0	$2,1480 \cdot 10^{-1}$

S11 et S22 sont négligeable devant S12.

❖ Calcul de C33 :

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ S12 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} C11 & C12 & C13 \\ C21 & C22 & C23 \\ C31 & C32 & C33 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ E12 \end{pmatrix}$$

$$C33 = 4.58 \text{ MPa}$$

**3. En déduire la matrice de raideur C, C<sup>-1</sup> et calcule de H:**

$$C = \begin{pmatrix} 85 & 13,5 & 0 \\ 13,5 & 14,13 & 0 \\ 0 & 0 & 4.58 \end{pmatrix}$$

En déduire C<sup>-1</sup> :

$$C^{-1} = \begin{pmatrix} 0,01 & -0,0125 & 0 \\ -0,0109 & 0,1421 & 0 \\ 0 & 0 & 0,4902 \end{pmatrix}$$

On calcule l'opérateur de localisation des contraintes  $\mathbf{H}$  à partir des valeurs de contraintes obtenues à chaque point du volume :

$$\sigma(x) = H^i(x)\varepsilon^i = H(x)\varepsilon_0 \quad , \quad i = 1,2,3 \text{ en } (2D)$$

- Calcule  $H$  :

$$\langle \sigma \rangle = \langle H \rangle \varepsilon_0 \quad , \quad \text{Avec } \varepsilon_0 = 0.1$$

- Traction Suivant XX :

$$\begin{pmatrix} S11 \\ S22 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} H11 & H12 & H13 \\ H21 & H22 & H23 \\ H31 & H32 & H33 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{cases} H11 = 85MPa \\ H21 = 13.7MPa \end{cases}$$

- Traction suivant yy

$$\begin{pmatrix} S11 \\ S22 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} H11 & H12 & H13 \\ H21 & H22 & H23 \\ H31 & H32 & H33 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ \varepsilon_0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{cases} H_{12} = 13.3 \text{ MPa} \\ H_{22} = 14.3 \text{ MPa} \end{cases}$$

- Cisaillement dans le plan XY :

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ S_{12} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} & H_{13} \\ H_{21} & H_{22} & H_{23} \\ H_{31} & H_{32} & H_{33} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \varepsilon_0 \end{pmatrix}$$

$$\Rightarrow \{H_{33} = 4.62 \text{ MPa}\}$$

$$\text{d'où } H = \begin{bmatrix} 85 & 13,3 & 0 \\ 13,7 & 14,3 & 0 \\ 0 & 0 & 4,62 \end{bmatrix}$$

#### 4. matrice de raideur globale $\tilde{C}$ :

La matrice de raideur globale  $\tilde{C}$  est évaluée en utilisant l'inverse de la matrice de raideur microscopique

$$\tilde{C} = HC^{-1}H$$

$$\text{Soit alors: } \tilde{C} = \begin{bmatrix} 48,42 & 13,5 & 0 \\ 13,5 & 14,2 & 0 \\ 0 & 0 & 4,67 \end{bmatrix}$$

La matrice de raideur globale obtenue nous montre que le matériau homogène équivalent doit avoir deux modules de

Young, c'est-à-dire dans les deux directions. On peut dire que ce matériau est isotrope transverse. Les propriétés mécaniques sont trouvées par identification avec la matrice de raideur d'un matériau transverse isotrope qui s'écrit de la forme suivante :

$$\tilde{\mathbf{C}} = \begin{bmatrix} \frac{\tilde{E}_1 \tilde{E}_2}{\tilde{E}_2 - \tilde{\nu}_{21}^2 \tilde{E}_1} & \frac{\tilde{E}_1 \tilde{E}_2 \tilde{\nu}_{21}}{\tilde{E}_2 - \tilde{\nu}_{21}^2 \tilde{E}_1} & 0 \\ \frac{\tilde{E}_1 \tilde{E}_2 \tilde{\nu}_{21}}{\tilde{E}_2 - \tilde{\nu}_{21}^2 \tilde{E}_1} & \frac{\tilde{E}_2^2}{\tilde{E}_2 - \tilde{\nu}_{21}^2 \tilde{E}_1} & 0 \\ 0 & 0 & G_{12} \end{bmatrix}$$

- par identification, on aboutit à :

$$\begin{cases} \tilde{E}_1 = 72.17 \text{ MPa} \\ \tilde{E}_2 = 12.06 \text{ MPa} \\ \tilde{\nu}_{21} = 0.16 \\ G_{12} = 4.67 \end{cases}$$

Avec :

$\tilde{E}_1$  : Module d'élasticité transverse en MPa.

$\tilde{E}_2$  : Module d'élasticité isotrope en MPa.

$G_{12}$ : Module de cisaillement (MPa).

$\tilde{\nu}_{21}$ : Coefficient de poisson.



## ❖ Conclusion générale :

Dans cette étude, nous avons effectué un grand nombre de simulations numériques sur les parois du VER vasculaire en tant que structure stratifiée composite et complexe.

Le modèle numérique a nécessité la prise en compte de ses différents constituants géométriques avec leurs comportements mécaniques respectifs. L'objectif en était de modéliser le comportement mécanique des artères élastiques hétérogènes pour en obtenir les propriétés mécaniques globales (effectives) selon le modèle énergétique. Pour les simulations numériques, on a utilisé le logiciel Abaqus.

Les composants de la matrice globale qui identifie un comportement isotrope transverse.

## **Bibliographie**

-Marcotte J., Ouimet R., Landry G., "Le cœur et les vaisseaux sanguins", Ed. Lettres en main, ISBN: 2-922908-02-X, 2004.

-Lansac E., Di Centa I., Jondeau G., "Particularités de la chirurgie de l'aorte thoracique dans le syndrome de Marfan", MT Cardio. Mai-Juin 2007: 3: 3: pp. 212-225.

- Li Z., C. Kleinstreuer, "Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model", Medical Engineering & Physics 27 (2005) 369–382.

-Yufei Wang. Modélisation de la complaisance de l'aorte dans le cas de pathologies de type anévrisme. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Bourgogne, 2015.

- N. Schmitt. Homogénéisation des matériaux hétérogènes. Revue de quelques méthodes pour les milieux élastiques à phases parfaitement dispersées. Technical report, Rapport interne 130. Laboratoire de mécanique et Technologie, Cachan, 1992.

-COMOLET R., Biomécanique circulatoire, Paris : Masson, 1984, 232p.

-Zaoui (1972). These d'états, Paris.

- C. MBODJ « Une contribution à la compréhension des phénomènes d'endofuites de type I : Influence des caractéristiques mécaniques des matériaux» 2007. Memoire de Master II.

-Branchereau, A. "Anévrysmes de l'aorte abdominale", Revue du Praticien, 1992 :  
42 : 6 : pp. 761- 766.