

# Analyse d'un stent aortique

YANN MAHEU

Faculté de Sciences de MONTPELLIER

Les endoprothèses aortiques ou plus communément appelées stents aortiques sont utilisés lorsqu'un patient est atteint d'anévrisme aortique, c'est une dilatation de l'aorte qui du fait de la pression sanguine peut éclater et provoquer un hémorragie interne massive. Afin d'éviter une restenosis, une prolifération de tissus sur le stent, une membrane est ajoutée à l'intérieur du stent. Ces dispositifs médicaux sont très sensibles et afin d'éviter des tests qui pourraient nuire à la santé du patient on a recours à la simulation numérique, notamment pour déterminer les efforts subis et donc le modèle de stent le plus adapté.

*Keywords: endoprothèse aortique; stent; nitinol, polytetrafluoroéthylène, contrainte, déformation, ANSYS*

*Received 29 Janvier 2022*

## 1. INTRODUCTION

La simulation numérique permet de faire une pré-analyse des contraintes que subira le stent lors de déformations, il faut vérifier son modèle par la suite de manière expérimentale. Pour ce projet ANSYS Workbench sera utilisé. La géométrie du stent a été fournie, développée sur matlab, il a fallu passer par ANSYS APDL pour l'exporter sous fichier IGES. Pour l'analyse du stent il a fallu faire une recherche bibliographique sur les matériaux utilisés en général ainsi que les dimensions. Afin de faciliter l'étude du matériel nous avons étudié un seul anneau au lieu d'un ensemble d'anneaux dans le cas d'un stent.

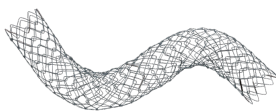


FIGURE 1. Image google d'un stent

## 2. LES MATÉRIAUX

Les stents couramment utilisés sont en nitinol, un alliage de nickel et de titane. Ses caractéristiques mécaniques sont intéressantes car c'est un matériau à mémoire de forme superélastique.

Comme on peut le voir ci dessous la super-élasticité du stent se traduit par un grand domaine de déformation élastique. Notamment du fait d'un plateau important, qui va permettre de grandes déformations à contrainte quasi-constante. Cette caractéristique mécanique est intéressante dans le cas du traitement d'un anévrisme aortique car le dispositif médical subit de grandes déformations juste après sa pose et il faut

qu'il garde sa capacité élastique afin d'effectuer un effort important sur l'aorte. Mais dans notre cas on va considérer que le stent a un comportement élastique car il ne subi pas de grands déplacements après qu'il soit placé dans l'aorte. Avec un Module d'Young = 50GPa et coefficient de poisson = 0,3.

Plus récemment les stents sont posés sur une membrane de polytetrafluoroéthylène (PTFE) afin d'éviter la restenosis. Souvent ce sont des matériaux en PTFE car c'est un matériau poreux, ce qui permet aux cellules du patient de se caler dans les interstices du tissu.

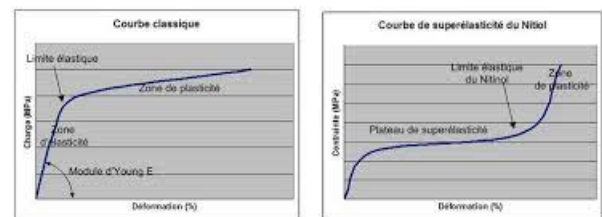


FIGURE 2. Essais de Philippe Marx, Ingénieur en matériaux, responsable du laboratoire d'essai de la société AMF

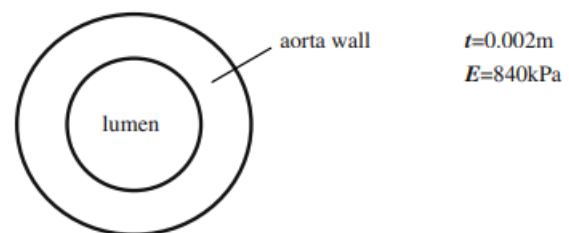


FIGURE 3. modèle de l'aorte

Les caractéristiques mécaniques et morphologiques

de la membrane aortique proviennent de la publication "Fluid-structure Interaction within a Layered Aortic Arch Model" de Feng Gayo et Teruo Matsuzawa. Dans la figure ci-dessus on a la représentation de l'aorte utilisée et ses paramètres. Avec un coefficient de poisson = 0,45.

### 3. CONCEPTION DU MODÈLE

Le modèle du stent était fourni via un programme matlab, pour modifier le nombre d'arches il suffisait de modifier ce paramètre. L'épaisseur du stent est de 0,5mm. On représente la membrane aortique comme un tissu mou de 2mm d'épaisseur. On a d'abord modélisé le stent dans une structure dynamique mais les simulations étaient alors très gourmandes en temps de calcul, on a donc préféré une modélisation en structure statique.

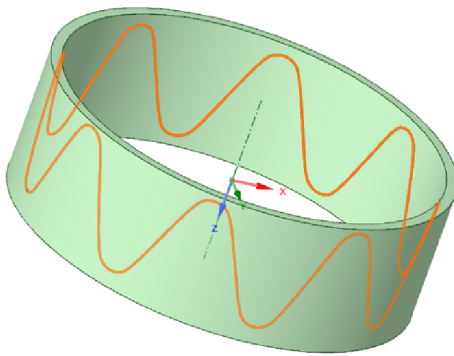


FIGURE 4. stent avec membrane sur SpaceClaim

Dans un premier temps nous avons utilisé 2 symétries planes pour ne nous intéresser qu'à un quart de la pièce et donc gagner en temps de calcul. Par la suite nous vérifierons sur l'ensemble de la pièce que les contraintes aux extrémités ne changent pas nos résultats.

### 4. RÉSULTAT UN QUART DU MODÈLE

Pour le modèle de quart de stent il a fallu ajouter des contraintes de déplacement afin que la symétrie soit respectée. Mais ces contraintes ont pollué nos résultats, en effet on a vu que des champs de déformation apparaissaient au niveau des faces où une contrainte statique était imposée.

Par la suite on a donc décidé de se focaliser sur la conception entière du stent afin d'éviter de créer des contraintes et déformations superflues.

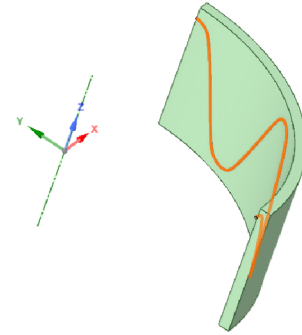


FIGURE 5. quart de stent avec membrane sur SpaceClaim

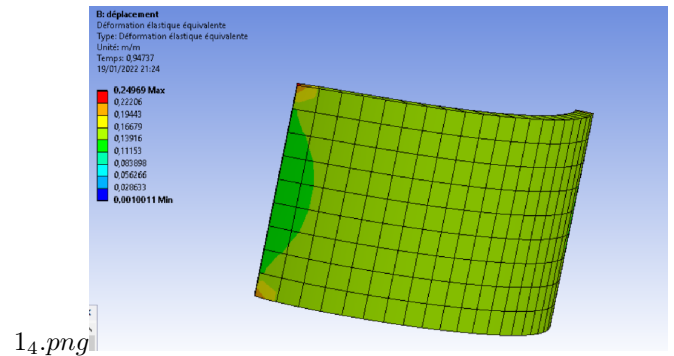


FIGURE 6. Champ de déformation du stent

## 5. RÉSULTAT ENSEMBLE DU MODÈLE

### 5.1. Maillage

On a d'abord modélisé le stent comme un élément volumique, mais très vite on s'est rendu compte que le modèle avait alors une grande complexité car les éléments de maillage étaient tétraédriques.

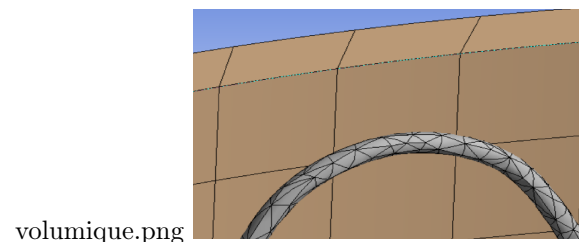


FIGURE 7. maillage volumique

La complexification du modèle apportait sans cesse des erreurs de solveur, on est donc passé sur une modélisation filaire du stent pour un maillage tubulaire.

Le modèle filaire généré automatique contenait trop peu d'éléments, on a donc décidé de définir que la taille des éléments du stent ferait 2mm, alors que la taille des éléments de la membrane ferait 5mm. Ci-dessous on

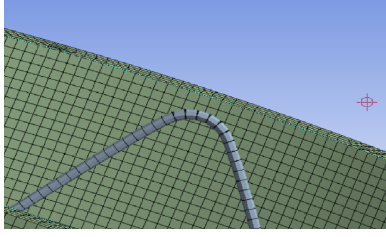


FIGURE 8. maillage filaire

peut voir la qualité du maillage.

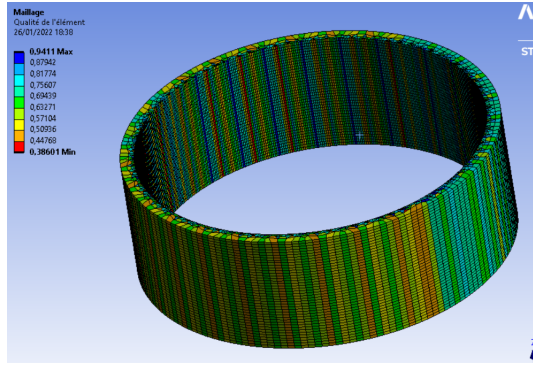


FIGURE 9. qualité du maillage

## 5.2. Les Réglages de l'analyse et le contact

On impose un déplacement nul suivant Z sur la face inférieure de la membrane afin d'empêcher une translation de celle-ci. On ajoute aussi une rotation nulle à la membrane suivant l'axe Z, ainsi qu'un déplacement de compression de 3mm sur la surface extérieure de l'aorte. Le contact choisi est sans frottement entre le stent et l'aorte.

## 6. RÉSULTAT ENSEMBLE DU MODÈLE

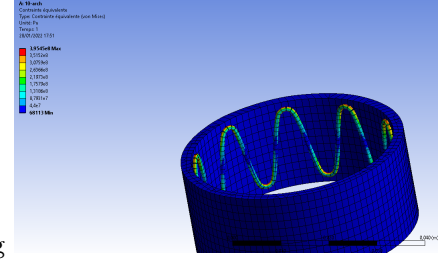
Avec les paramètres obtenus précédemment on remarque que le stent fait une rotation et que les forces de réaction liées au contact sont très faibles, on va donc choisir un contact avec un peu de frottement (0,1) pour empêcher cette rotation.

Dans le cas d'un stent à 10 arches on remarque que les contraintes et déformations sont concentrées au niveau des courbures avec des valeurs maximales à 0,4 GPa. Avec les contraintes imposées le stent effectue uniquement un mouvement de compression, sans rotation, ni translation.

La formule de la contrainte de Von Mises :

$$\sigma_{VonMises} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{(\sigma_X - \sigma_Y)^2 + (\sigma_Y - \sigma_Z)^2 + (\sigma_X - \sigma_Z)^2}$$

L'outil de contact nous renseigne sur divers informations tel que la pénétration. On remarque que celle-ci est maximale lorsqu'elle est située entre 2 arches successives. Cela traduit un léger mouvement de courbure des arches suivant l'axe radial alors que le centre de la partie droite est plaquée contre la membrane.



equivalente.png

FIGURE 10. contrainte équivalente de Von Mises

## 7. ETUDE DU NOMBRE D'ARCHES

Dans le graphique ci-dessous on retrouve un tableau contenant nos valeurs de contraintes de Von Mises maximales pour des stents avec un nombre d'arches variable. Comme on pouvait s'en douter plus il y a d'arches et plus les contraintes sont faibles, elles se répartissent l'effort subi. Pour le nombre d'arches le plus faible (5 arches) il a fallu augmenter le coefficient de frottement car sinon le stent effectuait une rotation importante autour de Z ainsi qu'une translation suivant ce même axe. On peut faire l'observation qu'en dessous de 6 arches le stent est trop rigide, il va donc préférer la translation et la rotation à la compression.

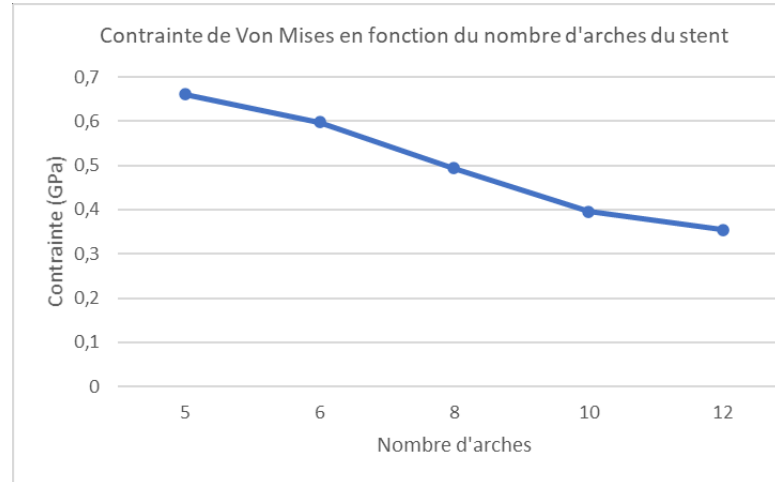


FIGURE 11. Contrainte de Von Mises en fonction du nombre d'arches