

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

UNIVERSITÉ BADJI MOKHTAR
ANNABA BADJI MOKHTAR
ANNABA UNIVERSITY



جامعة باجي مختار - عنابة

Faculté : Science de l'ingénierie

Département : Génie mécanique

Domaine : Sciences et techniques

Filière : Génie mécanique

Spécialité : CONSTRUCTION MECANIQUE

Mémoire

Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master

Thème:

**DETERMINATION DES CONTRAINTES RÉSIDUELLES AUX
SURFACES DE CONTACT APRES LA POSE D'UNE ENDOPROTHÈSE
DE REVASCULARISATION**

Présenté par : NEHAL YAZID

Encadreur : Dr BOUARICHA AMOR

Jury de Soutenance :

BEY	KAMEL	PR	Président
BOUARICHA	AMOR	MCB	Encadrant
LAOUAR	LAKHDAR	PR	Examineur

Année Universitaire : 2020/2021

Dédicace

**Je dédie ce travail à mes parents et mon frère
qui m'ont durant toutes ces années encouragé,
soutenu, et aidé**

Remerciements

Nous tenons à exprimer nos plus vifs Remerciements à ALLAH

« tout Puissant »

pour la volontés, la santé et la patience qu'il nous a donné

**Durant toutes ces longues années d'étude pour que nous
puissions arriver à ce jour.**

En premier lieu, je tiens à remercier vivement mon encadreur

**Dr.BOUARICHA AMOR, pour la qualité d'encadrement, son
soutient et les conseils qu'il a bien voulu me prodiguer.**

Je tiens également à remercier les jurys

Pour avoir accepté d'évaluer mon travail.

Mes remerciements s'adressent aussi à tous mes enseignants,

le personnel Du département de génie mécanique ainsi que

tous les étudiants et amies qui m'ont aidé à réaliser

ce travail.

Sommaire

INTRODUCTION	1
--------------------	---

CHAPITRE 1 :

ENDOPROTHÈSE

1.1	Introduction	4
1.2	Avancement actuel de la recherche sur l'endoprothèse	7
1.3	Description technique des endoprothèses	7
1.3.1	Composition	7
1.3.2	Classification et caractéristique de l'endoprothèse	8
1.4	Retour élastique :	8
1.5	Caractéristique de l'endoprothèses	10
1.5.1	Ferromagnétisme	10
1.5.2	Diamètre des mailles et profil du système	10
1.5.3	Raccourcissement à l'expansion	10
1.5.4	Caractéristiques géométriques	10
1.6	Matériaux pour la fabrication des stents	12
1.7	Comportement mécanique de l'endoprothèse	13

CHAPITRE 2 :

LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE ET SES PATHOLOGIES

2.1	Introduction	16
2.2	Pathologies vasculaires	16
2.2.1	Anévrisme	17
2.2.2	L'athérosclérose	17
2.2.3	La thrombose :	18

2.3	Procédure endovasculaire :	18
2.4	. Rhéologie du sang	19
2.4.1	Généralités.....	19
2.5	Structure des parois artérielles.....	20
2.5.2	Les propriétés mécaniques.....	28
2.5.3	Comportement mécanique :	29
2.6	Modélisation du comportement des parois vasculaires.....	33
2.6.1	Stratégie	36

CHAPITRE 3 :

MODELISATION ET SIMULATION PAR ABAQUS

3	MODELISATION ET SIMULATION PAR ABAQUS	39
3.1	Modélisation par éléments finis	39
3.2	Méthode des éléments finis :	39
3.3	Les objectifs des simulations numériques :.....	42
3.4	Développement des modèles	43
3.5	Assemblage représentant le système composé de stent et d'aorte malade: ...	44
3.6	Géométrie, conditions aux limites, chargement, contacts nous avons la configuration suivante :	45
3.6.1	Géométrie de référence endoprothèse :.....	45
3.6.2	Géométrie de référence artère :.....	45
3.6.3	Conditions limites:	46
3.6.4	Chargement:	47
3.7	Simulation numérique :.....	47
3.8	Le Maillage :.....	49
3.9	Les Résultats Abaqus :	50
3.9.1	Les Déplacements	50

3.9.2	Les Contraintes	51
3.10	Propriétés mécaniques des (stent el artère)	53
3.10.1	Élasticité et plasticité	53
3.10.2	Propriétés mécaniques des stent expansible	54
3.10.3	Propriétés mécaniques d'artère malade	55
3.10.4	Interprétation des Résultats	56
3.11	la contrainte déformation d'un setent.....	56
3.12	Commentaire	57
4	CONCLUSION	59
5	REFERENCES	61
	REFERENCES CHAPITRE 1	61
	REFERENCES CHAPITRE 2	64
	REFERENCES introduction	67

LISTE DES FIGURE

LES FIGURES CHAPITRE 1

FIGURE1. 1 PRESENTE L'ARTERE CIBLEE DANS LE CŒUR ET LEUR SOLUTION DEFINITIVE PAR L'IMPLANTATION D'ENDOPROTHESE.	5
FIGURE1. 2: PRESENTE EXEMPLE DES ENDOPROTHESES METALLIQUES RECENTES	6
FIGURE1. 3: STRUCTURE COMPLEXE DU TREILLIS D'UN STENT EN ACIER; (A) AVANT DE PLOYMENT	11
FIGURE1. 4 MODELISATION NUMERIQUE PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS DE LA DEFORMATION D'UN STENT	13
FIGURE1. 5 : MODELISATION NUMERIQUE PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS DE LA DEFORMATION D'UN STENT	13

LES FIGURES CHAPITRE 2

FIGURE2. 1 : L'ATHEROSCLEROSE DANS L'ARTERE.	17
FIGURE2. 2 : DEVELOPPEMENT DE LA PLAQUE D'ATHEROME DANS UNE ARTERE.....	18
FIGURE2. 3 ÉTAPES DE LA PROCÉDURE ENDOVASCULAIRE.	19
FIGURE2. 4 : SYSTÈME CIRCULATOIRE DE SANG. EN ROUGE, LA CIRCULATION SYSTÉMIQUE.....	20
FIGURE2. 5: DIAMETRES ET COMPOSITIONS DES DIFFERENTS VAISSEAUX DU SYSTEME CIRCULATOIRE [6].....	21
FIGURE2. 6: ILLUSTRATION DES DIFFÉRENTES COUCHES DES PAROIS ARTÉRIELLES.	23
FIGURE2. 7 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE DE LA PRESSION APPLIQUEE A LA PAROI ARTERIELLE.....	25
FIGURE2. 8 SCHEMA ILLUSTRATIF D'UNE COURBE D'EVOLUTION DE LA PRESSION ARTERIELLE HUMERALE (EN MMHG).	27
FIGURE2. 9: VARIATION DE LA CONTRAINTE CIRCONFÉRENTIELLE AVEC L'ALLONGEMENT CIRCONFÉRENTIEL,	29
FIGURE2. 10: LOI DE COMPORTEMENT NON LINEAIRE D'UN TISSU VASCULAIRE.	30
FIGURE2. 11: DIAGRAMME TENSION-ALLONGEMENT CIRCONFÉRENTIEL DE L'ARTERE ILIAQUE HUMAINE.....	31
FIGURE2. 12 : VARIATIONS AVEC LA PRESSION POUR DIFFERENTS CONDUITS.....	32
FIGURE2. 13: EFFET DE ROCHET (A GAUCHE) ET EFFET D'ACCOMMODATION (A DROITE).....	33
FIGURE2. 14: COMPORTEMENT D'UN MATERIAU VIS-A-VIS D'UNE CONTRAINTE PERIODIQUE.....	33

LES FIGURES CHAPITRE 3

FIGURE3. 1 : CARACTERE PLURIDISCIPLINAIRE DE LA M.E.F 40	40
FIGURE3. 2 : LA DEMARCHE DE LA STRUCTURE REELLE AU MODELE INFORMATIQUE 41	41
FIGURE3. 3 MODELE MODELISE PAR ABAQUS..... 42	42
FIGURE3. 4 : UN MODELE ARTERE MALADE ($\Phi_{EXT} = 15\text{MM}$; $\Phi_{INT} = 6.2\text{MM}$)..... 43	43
FIGURE3. 5 : UN MODELE STENT (METALLIQUE) AVEC : $\Phi_{EXT} = 6.2\text{MM}$; $\Phi_{INT} = 4.86\text{MM}$ 44	44
FIGURE3. 6 : ASSEMBLAGE ARTERE ET STENT 44	44
FIGURE3. 7: CONDITIONS AUX LIMITES..... 46	46
FIGURE3. 8 : APPLICATION DE LA PRESSION P 47	47
FIGURE3. 9: MAILLAGE DE L'ASSEMBLAGE STENT ET ARTÈRE..... 49	49
FIGURE3. 10 : DÉPLACEMENT (VU DE DROITE) 50	50

FIGURE3. 11 DÉPLACEMENT (VU DE DROITE).....	50
FIGURE3. 12 LA CONTRAINTE RÉSIDUELLE STENT FIGURE3. 13LA CONTRAINTE RÉSIDUELLE ARTÈRE.....	51
FIGURE3. 14: RÉPARTITION DE LA CONTRAINTE DE VON MISES (VU DE DROITE)	51
FIGURE3. 15 :LA CONTRAINTE RÉSIDUELLE STENT FIGURE3. 16 :LA CONTRAINTE RÉSIDUELLE ARTÈRE	52
FIGURE3. 17 : REPARTITION DE LA CONTRAINTE DE VON MISES SYSTÈME (ARTÈRE STENT).....	52
FIGURE3. 18 : RÉSULTAT LES DEUX PHASES DES CONTRAINTES ÉLASTIQUE ET PLASTIQUE DE STENT EXPANSIBLE	54
FIGURE3. 19 :RÉSULTAT LES DEUX PHASES DES CONTRAINTES ÉLASTIQUE ET PLASTIQUE D'ARTÈRE	55
FIGURE3. 20 : COURBE DE LA CONTRAINTE -DÉFORMATION (SETENT).....	56
FIGURE3. 21 COURBE DE LA CONTRAINTE - DÉFORMATION D'ARTÈRE MALADE.....	57

LISTE DES TABLAUX

LES TABLAUX CHAPITRE 1

TABEAU1. 1 : DIFFERENTS TYPES DE STENTS [18,19]	9
TABEAU1. 2 : FORCE RADIALE ET FLEXIBILITE LONGITUDINALE DE 4 MODELES DE STENTS COMMERCIAUX [24]	12

LES TABLAUX CHAPITRE 2

TABEAU2. 1 : PRESSIONS EXERCEES EN FONCTION DU DIAMETRE DES VAISSEAUX ARTERIELS	28
---	----

LES TABLAUX CHAPITRE 3

TBLEAU3. 1: DIMENSIONS DE L'ENDOPROTHESE	45
TBLEAU3. 2: DIMENSIONS DE L'ARTERE.....	45
TBLEAU3. 3 : MATERIAUX DE SYSTEME	48
TBLEAU3. 4 : PROPRIETE PLASTIQUE	48
TBLEAU3. 5: RÉSULTAT LES DEUX PHASES DES CONTRAINTES ÉLASTIQUE ET PLASTIQUE DE STENT.....	54
TBLEAU3. 6: RÉSULTAT LES DEUX PHASES DES CONTRAINTES ÉLASTIQUE ET PLASTIQUE D'ARTÈRE	55

Introduction

Introduction

Les implants intra-vasculaires, appelés ENDOPROTHÈSE (stent), sont parmi les réalisations les plus importantes de ces dernières années dans le domaine de la cardiologie vasculaire dans le traitement de la maladie cardiaque .

Les stents sont des petits ressorts placés dans l'artère pour rétablir la circulation sanguine et maintenir le vaisseau sanguin ouvert. L'endoprothèse utilisé dans cette étude est fabriqué en acier nitinol qui se déforme plastiquement à l'aide d'un ballon de gonflement lors du déploiement, le stent atteint une déformation plastique de 25%.

Après l'implantation, le ballon est dégonflé, le stent reste expansé avec un recul causé par le retour élastique. Le taux de déformation dépend de plusieurs paramètres tels que la géométrie, l'épaisseur et le diamètre après l'expansion du stent [1][2]. Pour éviter ou limiter les complications cliniques liées à cette intervention, les stents sont conçus pour travailler en fatigue à endurance en raison du nombre trop élevé de cycles causée par la pression artérielle, à savoir 4×10^7 cycles / an. Pour un tel nombre de cycles, les essais expérimentaux sont très coûteux et ils prennent beaucoup de temps même à des fréquences accélérées.

Pour cette raison, la simulation par la méthode des éléments finis est un outil utile qui peut remplacer l'essai expérimental, et prédire le comportement du stent et artère fournir la conception la plus appropriée [4] [5] [6].

Dans la première partie, nous présentons endoprothèse , les Différents types de stents, leur caractéristique et matériaux de fabrication endoprothèse, Dans la deuxième partie, nous exposons les différents modèles rhéologiques du sang , les artères et la structuration de la paroi artérielle, le comportements mécaniques des artères et l'artère malade le cas de notre travail.

dans la troisième partie, nous allons décrire l'influence de la pression sur un système (stents et artère) . pour voir le comportement d'un stent dans un artère malade et les contrainte résiduel qui assure le bien placement l'endoprothèse pour éviter le jeu entre le stent et la artère qu'il se permet la pénétration de sang entre eux , cela peut se produire un influence sur la durabilité de l'endoprothèse via une analyse par éléments finis en utilisant le code de calcul ABAQUS dans notre étude.

Chapitre 1 : ENDOPROTHÈSE

1 ENDOPROTHÈSE

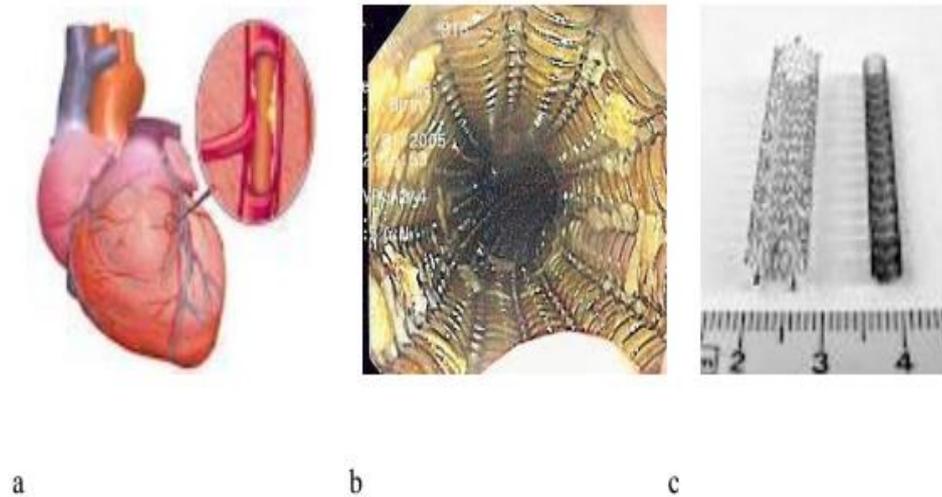
1.1 Introduction

La première endoprothèse artérielle date de 1969. Il s'agissait à l'époque d'un tube métallique placé dans des artères périphériques de chien par Charles Dotter [1]. L'idée était de recréer un chenal d'écoulement dans l'artère traitée. Le terme de stent a été pour la première fois employé en 1854 par un dentiste pour décrire une sorte de couronne placée autour de la dent à soutenir. Comme on le voit, l'idée d'un tuteur pour maintenir la perméabilité d'une structure artérielle ne date pas d'hier. Il a cependant fallu attendre le développement de l'angioplastie coronaire et de ses complications inhérentes pour voir l'endoprothèse coronaire ou stent devenir un outil indispensable à la dilatation coronaire moderne.

Depuis 1985, 1327 articles sur les différentes endoprothèses sont référencés sur le Méline. Le sujet est donc bien connu et bien étudié. Quand on étudie une nouvelle endoprothèse, il faut probablement faire la différence entre les risques liés à la mise en place du stent (perte, non-déploiement, impossibilité de rejoindre la sténose traitée), les risques liés à sa présence dans l'artère (thrombose aiguë et subaiguë) et son rôle préventif de la resténose. S'agissant d'un nouveau design ou d'un nouveau concept, les premières implantations humaines doivent se faire dans le cadre d'un essai thérapeutique répondant aux critères d'une loi Huriet avec avis favorable d'un comité d'éthique et information du patient sur le matériel mis en place et sa participation volontaire à l'essai. La Société européenne de cardiologie a publié des recommandations sur l'évaluation mécanique, animale et humaine des nouvelles endoprothèses [4].

Le premier stent coronaire a été posé en mars 1986 par l'équipe du professeur Puel à Toulouse [2]. Il s'agissait d'un stent en platine. Très rapidement, un traitement anticoagulant et antiagrégant plaquettaire est apparu indispensable pour limiter la formation de thrombus local provoqué par l'introduction d'un corps étranger dans l'artère. L'absolue nécessité de ce traitement adjuvant a été vérifiée pour tous les stents actuellement utilisés.

C'est à partir de 1993 que l'implantation de stent a connu un essor phénoménal. À cette époque, 2 études publiées dans le New England Journal of Medicine ont fait état d'un bénéfice clinique 6 mois après l'implantation de prothèse de Palmaz-Schatz sur des lésions relativement courtes (< 15 mm) et d'un diamètre de référence de plus de 3 mm [3, 17]. Ces études depuis, ont été largement confirmées par les suivis à plus long terme d'autres études portant sur d'autres stents .



a) image de cœur avec l'artère

b) image d'endoprothèse l'intérieur de l'artère

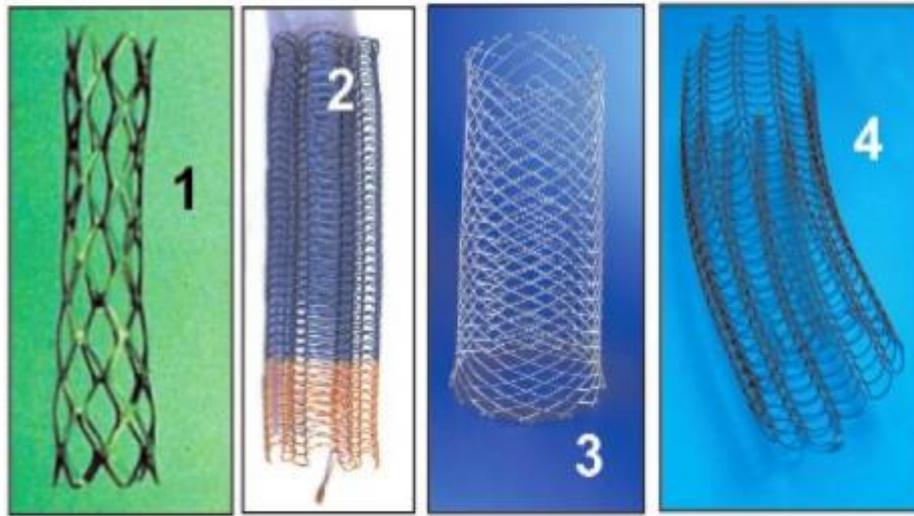
c) vue de stent

figure1. 1 présente l'artère ciblée dans le cœur et leur solution définitive par l'implantation d'endoprothèse.

Les indications actuelles des stents sont larges et bien connues. Ce sont, d'une part, la gestion des complications aiguës de la dilatation comme la l'occlusion de l'artère. Une autre indication indiscutable est la prévention de la resténose post-angioplastie dans des artères natives de plus de 3 mm de diamètre de référence . Plus récemment, des études ont montré l'efficacité du stent dans le traitement des lésions de resténose après dilatation au ballon seul (Figure 1.1) [5, 6].

Les endoprothèses sont une sorte de métal cadre élastique avec structure cylindrique spatiale et de tailles millimétriques (Figure 1.2) qui sont implantés dans une section critique de la sténose. Ils sont utilisés pour le traitement percutané de la

maladie cardiaque ischémique dans tous les laboratoires hémodynamiques engagés dans l'angioplastie transluminale percutanée coronaire percutanée (ACTP) [7-8].



1 = ASI® ou Titan®, 2 = Memotherm®, 3 = Urolume Plus®, 4 = Ultraflex®.

figure1. 2: Présente exemple des endoprothèses métalliques récentes

Les stents ont actuellement trouvé leur position bien fondée dans la pratique cardiologique. De nombreux types de stents sont fabriqués de nos jours, différents avec leur technologie de fabrication, la forme et la technique d'expansion dans le vaisseau sanguin sténosée [10-11]. Néanmoins, il y a des projets de recherche en cours dans de nombreux centres de recherche, dédiés au développement d'un stent avec une meilleure visibilité en fluoroscopie, qui est relié à l'amélioration du matériel de l'endoprothèse avec une nécessaire forme géométrique, une diminution de la surface de contact avec les parois des vaisseaux d' une flexibilité accrue. Comme il n'y a aucune possibilité d'étudier l'interaction des stents et des vaisseaux sanguin in vivo, des publications de plus en plus dédiées à la recherche du modèle en utilisant la méthode des éléments finis [1, 12-16].

Les analyses menées se réfèrent le plus souvent aux distributions de contraintes et déformations des éléments particuliers du système modélisé et au problème de circulation sanguine.

Les résultats des recherches sont également vérifiés dans la pratique, ce qui permet de développer le rapprochement des conditions physiologiques de l'environnement [13]. Cette information est très utile pour l'optimisation des structures géométriques et des matériaux de l'endoprothèse.

1.2 Avancement actuel de la recherche sur l'endoprothèse

Depuis quelques années, certaines innovations intéressantes sont apportées aux endoprothèses afin de contrôler leur expansion. Ces endoprothèses utilisent deux technologies :

- les alliages à mémoire de forme
- le polymère biodégradable.

Le principe est simple : Un système de rétention en polymère est installé sur l'endoprothèse auto déployante. Une fois dans les artères, le polymère se dégrade avec le temps. Le mécanisme de rétention finit par céder et l'endoprothèse complète son déploiement. Le problème actuel des endoprothèses, auto déployant qu'à ballonnet, est le traumatisme subit par l'artère au moment où le stent entre en contact avec ses parois. Si ce contact se fait violemment ou trop rapidement, l'artère est blessée et l'hyperplasie apparaît. Donc, même avec une endoprothèse à déploiement retardé, l'artère subira un choc lors du bris du mécanisme de retenue. Un deuxième danger peut apparaître si une partie du système de rétention se détache de la structure. Une section de l'artère pourrait se voir obstruée par un débris du mécanisme.

1.3 Description technique des endoprothèses

1.3.1 Composition

les aciers 316L et nitinol sont utilisés pour la fabrication des stents actuellement vendus et autorisés [16]. Cet alliage est très stable et la découpe au laser ainsi que l'électro-polissage améliore sa biocompatibilité en retirant la plupart des impuretés de surface comme cela peut être vérifié en microscopie électronique.

1.3.2 Classification et caractéristique de l'endoprothèse

1.3.2.1 Classification de l'endoprothèse

Le dessin, la conception et la fabrication des stents ont beaucoup évolué depuis le premier stent posé dans une artère humaine. Sans entrer dans le détail des systèmes de largage qui opposent les stents auto-expansibles (type WallstentTM) et les stents nécessitant un ballon (la plupart des stents du commerce), on peut différencier :

- des stents tubulaires.
- des stent modulaires.
- des stent mono-filaments.

1.4 Retour élastique :

Le retour élastique est défini par la perte de diamètre du stent après retrait du ballon gonflé. Ce paramètre est très important en pratique clinique puisque l'on sait que le diamètre post-angioplastie est le facteur prédictif majeur de la resténose. Les extrêmes acceptés et utilisés vont de 0 à 7 % pour le Palmaz-Schatz et l'Angio stent [14].

TABLEAU1. 1 : DIFFERENTS types de stents [18,19]

Dispositif	Fabricant	Matériau de fabrication	Type de revêtement
Stents métalliques non recouverts			
ACT-One	Progressive Angioplasty Systems (USA)	Nitinol	-
GFX	Plated Vascular Engineering (USA)	Acier inoxydable 316	-
InFlow	InFlow Dynamics (Allemagne)	Acier inoxydable 316	-
Multi-Link Vision™	Guidant (USA)	Alliage CrCo (L605)	-
NIRFLEX™	Medinol	Acier inoxydable 316L/or	-
PlasmaSchatz	Cordts (USA)	Acier inoxydable 316	-
Stents métalliques (sans relargage de médicaments)			
Liberte™ Monorail™	Boston Scientifique (USA)	Acier inoxydable 316	
BiodivYsio™AS	Biocompatible Cardiovasculaire (USA)	Acier inoxydable 316	Phosphorylcholine
Rithron-XR™	Biotronk GmbH (Allemagne)	Acier inoxydable 316	SiC amorphe

1.5 Caractéristique de l'endoprothèses

1.5.1 Ferromagnétisme

L'absence de ferromagnétisme permet de ne pas poser de gros problèmes d'artefact et surtout n'expose pas au déplacement de la prothèse lors d'un examen par résonance magnétique nucléaire [15].

1.5.2 Diamètre des mailles et profil du système

Le diamètre des mailles va de 0,07 à 0,18 mm pour le Palmaz-Schatz et le Freedom TM [14]. Les meilleurs profils avant expansion sont inférieurs à 1 mm.

1.5.3 Raccourcissement à l'expansion

Le raccourcissement moyen à l'expansion est en général faible, de l'ordre de 3 à 6 %, ce qui permet de placer correctement la prothèse sur la lésion sans avoir à anticiper sur un raccourcissement qui n'est pas toujours symétrique (WallStent : 15 à 20 % de raccourcissement) [14].

1.5.4 Caractéristiques géométriques

En 2001, 55 modèles de stents étaient disponibles sur le marché, avec seulement 12 modèles approuvés par la FDA [14]. En 2004, c'est désormais plus de 50 modèles de stents qui ont été approuvés par la FDA et la Communauté Européenne [15]. Les 5 formes géométriques disponibles sont le tube, l'anneau, la spirale, le grillage et le multi-design [16]. Actuellement les modèles les plus utilisés sont les modèles Palmaz-Schatz (structure en tube) et Wallstent (structure en grillage) en acier inoxydable AISI (American Iron and Steel Institute) 316L et les modèles Cragg ou Instent (structure en simple hélice) en Nitinol (Niti- Naval Ordnance Laboratory) [18]. Typiquement, les stents coronariens ont une diamètre externe de 1 à 3 mm et une paroi d'épaisseur de 85 à 200 μm . La géométrie du stent métallique influence fortement ses propriétés mécaniques [16], mais aussi le degré de la réponse du système biologique [16, 17]. Lors du cheminement du stent vers son site d'implantation, celui-ci doit posséder une bonne flexibilité longitudinale pour se glisser dans le réseau vasculaire. Arrivé sur son site définitif d'implantation, il subit une déformation plastique importante (principalement au niveau des "nœuds" de sa structure) (Figure 1. 3).

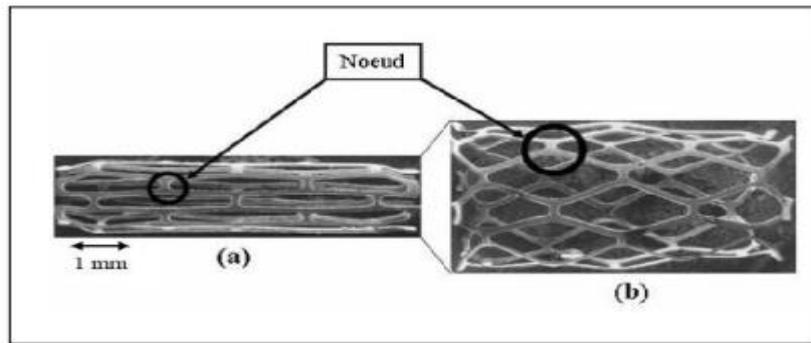


figure1. 3: Structure complexe du treillis d'un stent en acier; (a) avant deployment (Longueur = 7 mm, diamètre = 1.6 mm), (b) après déploiement (Longueur = 6.5 mm, diamètre moyen = 3.3 mm – (Images MEB) [32].

Une fois le stent déployé, il doit remplir sa fonction de soutien de l'artère malade et donc posséder une force radiale suffisante [19,20], sans engendrer de réponse exagérée du système biologique suite au traumatisme mécanique imposé à l'artère [21, 22,23].

(Tableau 1.1) résume les caractéristiques de force radiale (dans ce cas, force nécessaire pour engendrer une déformation radiale de 50 % du stent) et de flexibilité longitudinale (dans ce cas, force nécessaire pour fléchir de 10° un stent non déployé de 3 cm de long, dont 1 cm reste fixe). Plusieurs modèles commerciaux de stents en acier 316L et en Nitinol sont présentés. Dans le cas de l'acier par exemple, le modèle (parmi ceux proposés) qui possède les caractéristiques optimales de force radiale et de flexibilité longitudinale combinées.

tableau1. 2 : Force radiale et flexibilité longitudinale de 4 modèles de stents commerciaux [24]

matériau	Modèle	Force radiale(N)	flexibilité longitudinale (10-2N)
316L	Palmaz Crown(Johnson)	5	148
	Iliac Bridge(AVE)	5.3	10
Nitinol	Instant Vasucoil(Medtronic)	2.7	0.5
	Symphony(Boston Scientific)	3.4	49

1.6 Matériaux pour la fabrication des stents

Les stents, une fois déployés dans l'artère, doivent posséder une plasticité et une élasticité suffisante pour soutenir la paroi artérielle. En effet, une fois mis en place et déployé, le stent doit être capable de résister à une déformation plastique, en particulier aux nœuds de jonction et dans les zones courbes qui représentent les parties les plus sollicitées (Figure 1.4). Les travaux effectués sur des stents commerciaux de type Cordis BX Velocity® par le groupe de Migliavacca ont démontré que le niveau de déformation plastique du stent dépend de plusieurs facteurs tels que la géométrie de la structure du stent, le diamètre d'expansion et l'épaisseur du treillis métallique [25, 26]. D'autres études par éléments finis sont en accord avec ces facteurs de dépendance [27]. Dans les régions les plus sollicitées, la déformation plastique maximale peut atteindre 25% selon le degré d'expansion du stent (Figure 1.5). Aussi, il est à noter que les stents doivent posséder une flexibilité suffisante pour pouvoir être acheminés au travers des vaisseaux de petit diamètre.

Les alliages métalliques sont les seuls matériaux à offrir aux stents le meilleur compromis entre les propriétés mécaniques et structurales. Parmi eux, seulement deux sont principalement utilisés : l'acier inoxydable 316L et le Nitinol (alliage composé de 50 % de nickel et 50 % de titane). Le tantale a aussi été testé comme matériau pour stents, mais l'idée a été rapidement abandonnée à cause de son excessive radio-opacité. L'acier inoxydable 316L, et plus récemment le Nitinol, sont implantés en grand nombre.

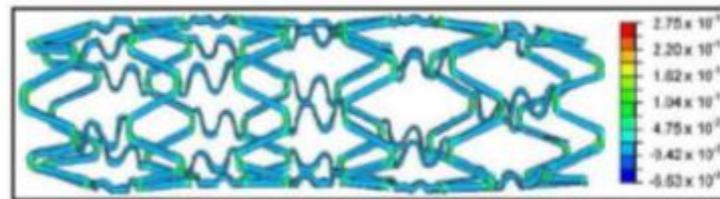


figure1. 4 Modélisation numérique par la méthode des éléments finis de la déformation d'un stent

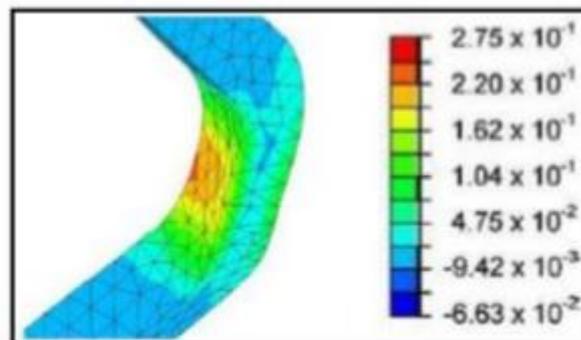


figure1. 5 : Modélisation numérique par la méthode des éléments finis de la déformation d'un stent (grossissement de la Figure 1. 4)

1.7 Comportement mécanique de l'endoprothèse

La modélisation EF des endoprothèses ne possède pas un lourd passé. Les premières tentatives effectuées de nombreuses hypothèses simplificatrices quant au comportement mécanique de l'endoprothèse. AMBLARD A suppose l'endoprothèse est élastique, isotrope, d'une endoprothèse tubulaire auto-expansive [28]. Etant donné la multitude d'endoprothèses utilisées par les chirurgiens cardiovasculaires, nous nous arrêterons, nous aussi, à la considération d'un comportement homogène,

élasto-plastique, isotrope d'une endoprothèse tubulaire auto-expansive. L'objectif premier est de fournir une étude générale des phénomènes d'endofuites ; cette étude pourra être affinée par la suite et appliquée à des concepts bien précis d'endoprothèse.

Chapitre 2 :

**le système cardiovasculaire, ses
pathologies, rhéologie et comportement**

2 Le système cardiovasculaire et ses pathologies

2.1 Introduction

L'appareil circulatoire est composé de gros vaisseaux sanguins de différentes tailles appelés artères et veines. Les artères transportent le sang du cœur vers les tissus et vont en se ramifiant jusqu'à former les capillaires. Ces derniers sont d'étroits vaisseaux dont la taille caractéristique est de l'ordre de celle du globule rouge. Les nutriments contenus dans le sang et les déchets des cellules s'échangent à travers les parois des capillaires. Le sang des capillaires est ensuite collecté dans les veines qui renvoient le sang au cœur. L'arbre artériel irrigue tous les organes de l'organisme. De ce fait les pathologies vasculaires peuvent se produire à n'importe quel niveau de l'anatomie humaine ; ainsi on peut décompter les maladies rénales, cérébrales voire digestives. Ces maladies représentent le premier contributeur à la mortalité dans les pays industrialisés. En France, on dénombre 147 000 décès par an et 120 000 infarctus par an (d'après le bulletin épidémiologique hebdomadaire du 18 septembre 2007). Le diagnostic de certaines de ces maladies se base sur l'observation des propriétés géométriques ou mécaniques de l'artère [1]. Ainsi une estimation du rétrécissement de la section de l'artère permettra de détecter des maladies telles que l'athérosclérose. Certains rapports suggèrent même que le diagnostic d'une tumeur maligne pourrait être possible en exploitant ces données mécaniques [2].

2.2 Pathologies vasculaires

Parmi les différentes pathologies touchant le système vasculaire, on en distingue quatre principales que sont l'athérosclérose, la thrombose, la formation d'anévrismes et la dissection :

2.2.1 Anévrisme

Les parois artérielles peuvent aussi à l'inverse se distendre jusqu'à plusieurs fois leur diamètre initial en perdant leurs propriétés élastiques: on parle alors d'anévrisme. Le risque majeur en est la rupture, causant une hémorragie pouvant entraîner la mort.

2.2.2 L'athérosclérose

L'athérosclérose (Figure 2.1) est une maladie chronique inflammatoire qui modifie la géométrie de l'artère en rétrécissant sa lumière (réduction de diamètre) par le développement de la plaque d'athérome [3]. Elle est une maladie complexe et lente qui apparaît dès l'enfance et progresse avec l'âge. Elle affecte les artères de petit et de gros calibre. La plaque d'athérome est principalement constituée du mauvais cholestérol (LDL), de corps gras, de calcaire, de calcium et de plaquettes issues du sang. [4].

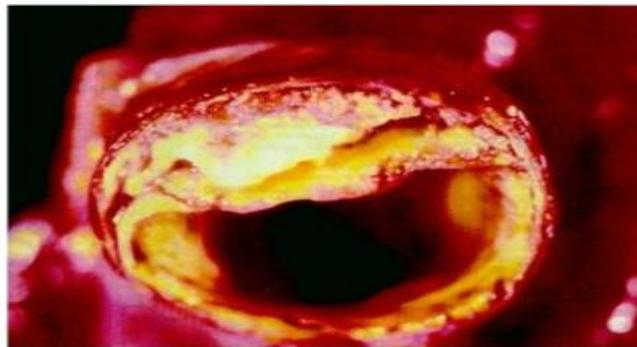


figure2. 1 : L'athérosclérose dans l'artère.

Son développement rend la paroi artérielle épaisse et rigide. L'épaississement de la paroi commence dans la couche intime et progresse avec le temps vers la couche média. La rupture de la plaque provoque la thrombose qui peut conduire à l'infarctus du myocarde (Figure 2.2).

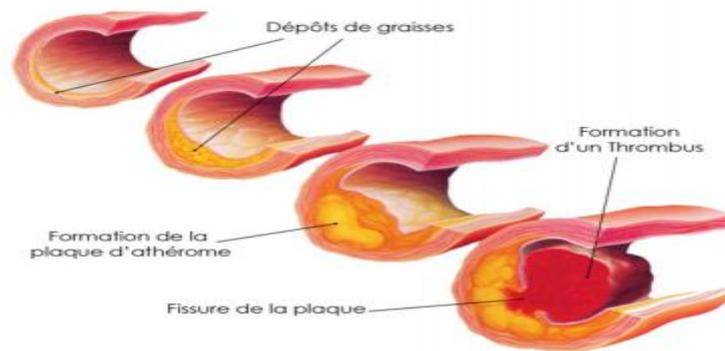


figure2. 2 : Développement de la plaque d'athérome dans une artère.

2.2.3 La thrombose :

C'est la formation d'un caillot de sang, appelé thrombus, à l'intérieur d'un vaisseau sanguin vivant, composé de globules rouges, de plaquettes et de protéines plasmatiques. La thrombose peut être détachée de la paroi artérielle et transportée par l'écoulement sanguin produisant souvent une embolie dans les vaisseaux en aval provoquant de graves accidents vasculaires tels que l'infarctus du myocarde (crise cardiaque) ou l'accident vasculaire cérébral (AVC). La formation et la composition de la thrombose sont principalement liées à l'hémodynamique.

2.3 Procédure endovasculaire : [26]

Le traitement endoluminal (ou endovasculaire) d'un anévrisme de l'aorte sous rénale a commencé avec les travaux et les applications chez l'homme réalisés par Parodi en 1991. Cette technique nécessite deux petites incisions dans l'aîne du patient. Au moyen d'un dispositif radiographique, un tube de pose contenant l'endoprothèse est guidé à travers l'artère fémorale, de l'aîne jusqu'à l'aorte. L'endoprothèse est alors déployée au niveau de l'anévrisme (figure 2.3).

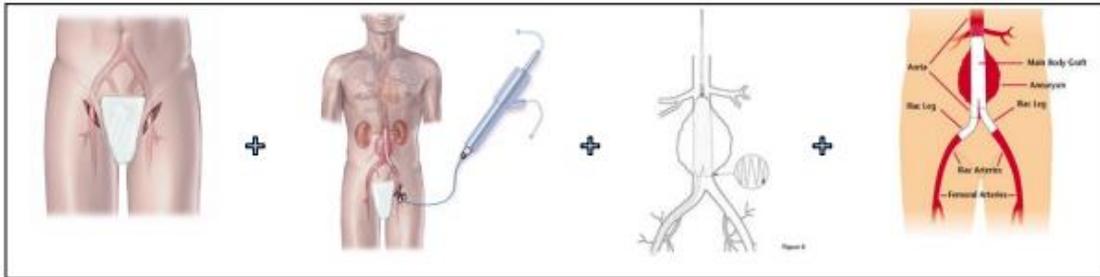


figure2. 3 Étapes de la procédure endovasculaire.

2.4 . Rhéologie du sang

2.4.1 Généralités

2.4.1.1 LES VAISSEAUX

Le système sanguin est formé par une hiérarchie de vaisseaux sanguins qui permettent de faire circuler le sang vers les différents tissus qui composent le corps humain. La taille des vaisseaux sanguins peut varier de quelques micromètres à presque 3 centimètres.

2.4.1.2 *Système circulatoire*

Le système circulatoire peut être décomposé en deux boucles. Tout d'abord, la circulation systémique, qui inclut l'éjection sanguine du ventricule gauche jusqu'aux organes périphériques et qui permet l'apport en oxygène et en nutriments dans le corps entier. Puis la circulation pulmonaire, qui transporte le sang non-oxygéné aux poumons afin de le ré-oxygéner (Figure 2.3). Le système artériel peut être simplifié comme une composition de tubes de diamètres, épaisseurs pariétales et de propriétés élastiques différentes. La propagation du sang dans ce système, générée par l'éjection cardiaque, va engendrer une onde pulsatile de pression ayant une certaine vitesse. Cependant, avant d'étudier l'hémodynamique du système artériel, il est nécessaire de connaître les propriétés mécaniques et élastiques des parois le constituant [5]

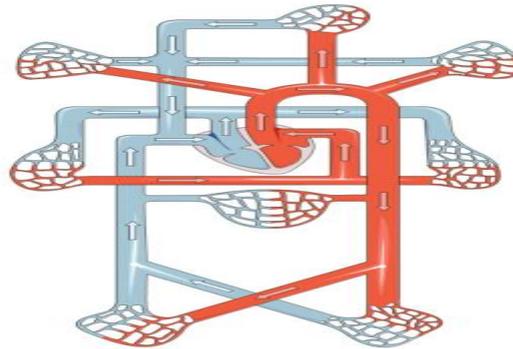


figure2. 4 : SYSTÈME CIRCULATOIRE de sang. EN ROUGE, LA CIRCULATION SYSTÉMIQUE. EN BLEU, LA CIRCULATION PULMONAIRE.

2.5 Structure des parois artérielles

1.1. Classification des artères et aspects fonctionnels

L'organisation de l'arbre artériel et sa composition répondent aux problématiques de distribution sanguine associées aux variations de pressions observées tout au long du trajet artériel. Ainsi, le lit artériel se compose d'artères de différents calibres. La proportion des différents micro-constituants décrits précédemment au sein des différents types d'artères définissent ainsi leurs aspects fonctionnels (Figure 2.4) Au vu de notre thématique et lorsqu'approprié, nous nous intéresserons principalement aux artères du membre inférieur [6]

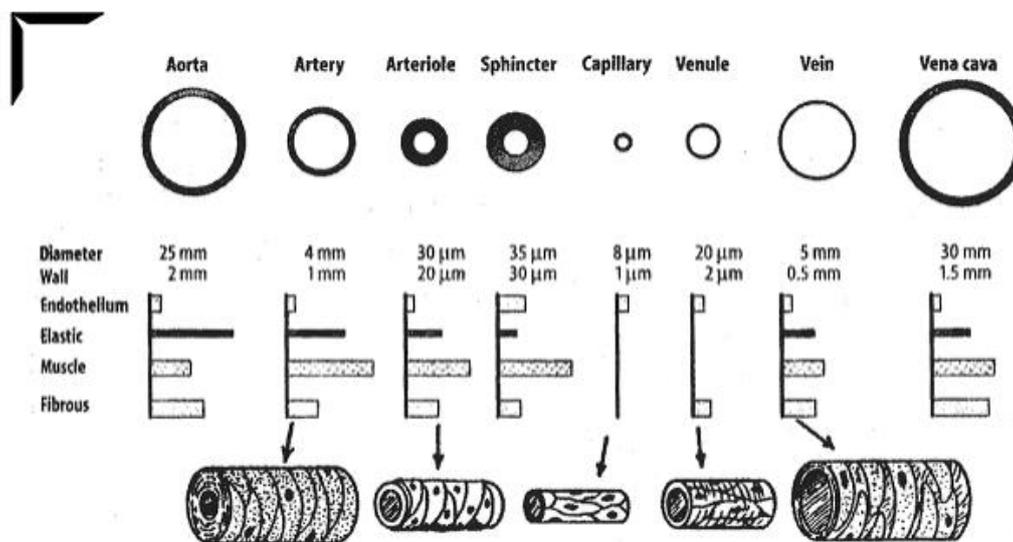


figure2. 5: Diamètres et compositions des différents vaisseaux du système circulatoire [6]

2.5.1.1 Les vaisseaux sanguins (artères)

sont constitués de trois couches (ou tuniques) distinctes. La couche la plus externe est appelée l'adventice, qui est constituée de tissu conjonctif, de fibroblastes, de cellules adipeuses, de fibres et de collagène mais aussi de nerfs. Sa fonction est de protéger le vaisseau, mais elle sert aussi de « gaine ». Elle a la capacité de résister à la pression du flux sanguin. On trouve également dans les artères plus larges un réseau de micro vaisseaux appelé le vasa vasorum qui sert à alimenter l'adventice ainsi qu'une partie de la média . La couche intermédiaire est appelée média ; il s'agit de la couche la plus épaisse de l'artère. Elle est composée de plusieurs couches de cellules musculaires lisses assurant la fonction de vasomotrices artérielles (vasodilatation et vasoconstriction). On retrouve également des fibres élastiques telle l'élastine et du collagène. Les parois artérielles sont composées de trois grandes couches (Figure 2.5) :

- **intima :**

Couche interne qui possède deux composantes. La première est l'endothélium qui est composée d'une unique couche de cellules endothéliales couvrant l'ensemble de la surface en contact avec le sang. Cette première sous-couche compense sa fragilité par sa forte capacité de régénération et de croissance. Autour de cette couche endothéliale, on retrouve une fine sous-couche sous-endothéliale composée de cellules fibroblastes (renouvellement de collagène) et de fibres de collagènes.

- **media:**

c'est généralement la plus épaisse des trois couches formant les parois artérielles et est par conséquent celle qui possède la plus forte variation de propriétés et de structure au sein de l'arbre artériel. Elle contient une première fine sous-couche qui représente sa limite intérieure, qui est principalement composée de fibres élastiques (collagène et fibrine) et qui est particulièrement bien représentée dans les petites artères. La couche media des grosses artères dites « élastiques » est composée de plusieurs couches de tissu élastique (élastine) séparées par des couches de tissus conjonctifs et quelques cellules musculaires. Les artères dites « musculaires » possèdent une couche média principalement composée de cellules musculaires avec une petite quantité d'élastine et de fibres de collagène

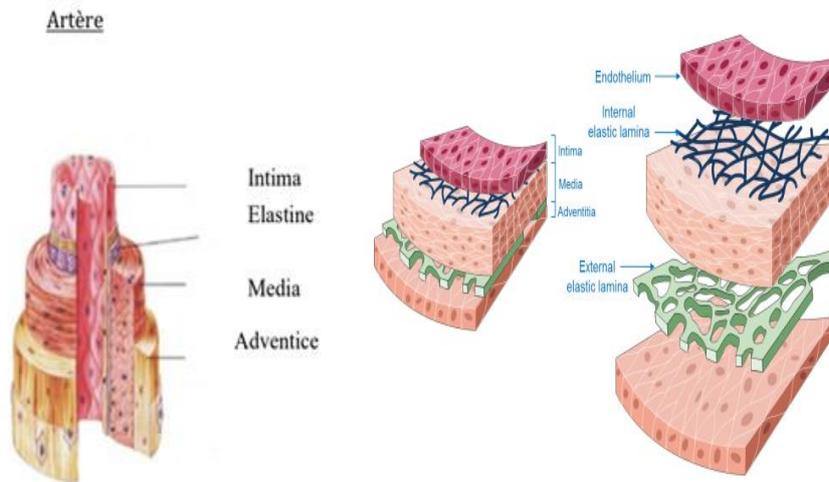


figure2. 6: ILLUSTRATION DES DIFFÉRENTES COUCHES DES PAROIS ARTÉRIELLES.

adventitia

La couche extérieure des parois artérielles peut à certains endroits être aussi épaisse que la média. Elle est principalement composée de tissus conjonctifs lâches contenant une faible quantité de fibres élastines et de fibres de collagène.

- **L'endothélium (ou intima)**

est la couche la plus interne des vaisseaux sanguins, c'est le seul tissu en contact avec le sang. Il est composé d'une monocouche de cellules endothéliales qui participent à de nombreux processus physiologiques. Cette couche de cellules repose sur une lame basale composée principalement de collagène et de laminine qui ont pour fonction l'adhésion et l'organisation des cellules qui la composent. La paroi des vaisseaux sanguins présente une structure stratifiée où l'on distingue trois constituants fondamentaux :

- les fibres d'élastines
- les fibres de collagène
- les fibres musculaires lisses

2.5.1.2 Fonctions de la paroi artérielle

Les artères distribuent le sang éjecté du cœur sous haute pression, elles doivent donc s'accommoder de grandes variations de pression. De plus, comme nous l'avons déjà mentionné, elles constituent le relais diastolique de la contraction cardiaque, de par leur déformation élastique. [7]

2.5.1.3 Hémodynamique circulatoire

La paroi artérielle sert de conduit pour le sang du cœur vers les organes. Le débit sanguin est le volume de sang qui s'écoule dans un vaisseau ou dans le système vasculaire pendant une période donnée. Il est de l'ordre de 5 L/min chez l'homme au repos et permet notamment l'apport en oxygène et en nutriments, l'élimination des déchets, les échanges gazeux dans les poumons, l'absorption et la distribution des nutriments du système digestif, le traitement du sang par les reins. De plus, des résistances vasculaires s'opposent à l'écoulement du sang dans les vaisseaux, elles résultent de la friction du sang contre la paroi des vaisseaux. La loi de Poiseuille permet de relier, en régime laminaire, le débit sanguin Q à la différence de pression ΔP entre l'entrée et la sortie du vaisseau, telle que : [7]

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta L} \Delta P$$

avec le rayon du vaisseau, sa longueur et η la viscosité du sang. En utilisant la relation $\Delta P = RQ$ (équivalent de la loi d'Ohm appliquée à la circulation sanguine), la résistance vasculaire R est définie telle que :

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Selon la loi de Poiseuille, l'importance du diamètre est donc prépondérante dans la résistance d'un vaisseau, les autres facteurs sont relativement constants. Les gros troncs artériels présentent donc une très faible résistance et la majeure partie des résistances à l'écoulement se fait dans les artérioles.

En outre, la paroi vasculaire est exposée à des contraintes de cisaillement qui agissent dans la direction longitudinale, à l'interface sang-endothélium. Elles sont directement liées au profil de vitesse de l'écoulement sanguin et à la viscosité sanguine. Dans les situations physiologiques, ces contraintes de cisaillement moyennes sont remarquablement constantes et proches de 1.5 Pa chez l'homme, quelque soit la partie du réseau vasculaire considérée : artérielle, capillaire ou veineuse. Une modification des contraintes de cisaillement s'accompagne de modifications sensibles de la morphologie et des métabolismes des cellules endothéliales. L'existence de cisaillements oscillatoires ou chroniquement abaissés, peut influencer le degré et la localisation des lésions de l'intima dans des territoires prédisposés, comme la bifurcation carotidienne dans le développement de l'athérosclérose.

2.5.1.4 Dynamique de la pression artérielle [7]

La paroi artérielle s'oppose aux effets de distorsion de pression qui s'applique à la surface luminale (Figure 2.6), par des forces intra pariétales. Les contraintes circonférentielles associées, σ_θ , peuvent être estimées par la loi de Laplace, en considérant la paroi comme un cylindre à paroi mince :

$$\sigma = \frac{P r}{h}$$

où P est la pression transmurale, r le rayon de la paroi et h son épaisseur.



figure2. 7 : Représentation schématique de la pression appliquée à la paroi artérielle

La paroi artérielle est ainsi exposée à des contraintes circonférentielles directement liées à la pression et à la géométrie de l'artère. À titre d'exemple, la contrainte circonférentielle moyenne dans une artère de 10 mm de diamètre, d'1 mm d'épaisseur et soumise à une pression transmurale de 100 mmHg (~ 13.3 kPa), est estimée à ~ 67 kPa, d'après l'équation (3). Notons que cette contrainte circonférentielle moyenne est beaucoup plus élevée que la contrainte de cisaillement moyenne. De plus, les contraintes circonférentielles peuvent atteindre des valeurs très élevées au niveau des orifices de branches collatérales, des bifurcations et des courbures. D'autre part, l'épaisseur de l'artère a tendance à augmenter de manière à compenser l'accroissement de sa contrainte pariétale, qu'il soit dû à l'augmentation de la pression ou du rayon.

Toutefois, cette définition simplifiée des contraintes circonférentielles n'apporte qu'une valeur moyenne constante. Elle ne tient pas compte du caractère anisotrope de l'artère et ne permet pas d'évaluer la variation des contraintes dans la paroi, qui peut jouer un rôle important dans certaines pathologies.

D'autre part, il faut souligner que la pression artérielle varie au cours du cycle cardiaque (Figure 2.7). Elle augmente au cours de la systole ventriculaire [9], pour atteindre un pic de pression qui est la pression artérielle systolique (PAS) mesurée (2). Elle diminue ensuite pendant la diastole ventriculaire (3). L'incisure dicrote (4) correspond à la fermeture des valves aortiques, qui est suivie par l'onde catacrote correspondant à la réflexion de l'onde de pression sur la périphérie du système artériel. Puis, la pression diminue pendant la diastole générale (5) pour atteindre un minimum de pression correspondant à la pression artérielle diastolique (PAD)

Mesurée (6). Notons que les valeurs caractéristiques de la pression artérielle (PAS, PAD) peuvent être mesurées par un sphygmomanomètre manuel ou automatique.

En outre, la pression artérielle peut être enregistrée sur plusieurs cycles cardiaques en continu, soit de manière invasive à l'aide d'un cathéter inséré en position intra-artérielle, soit de manière non invasive par tonométrie daplantation.

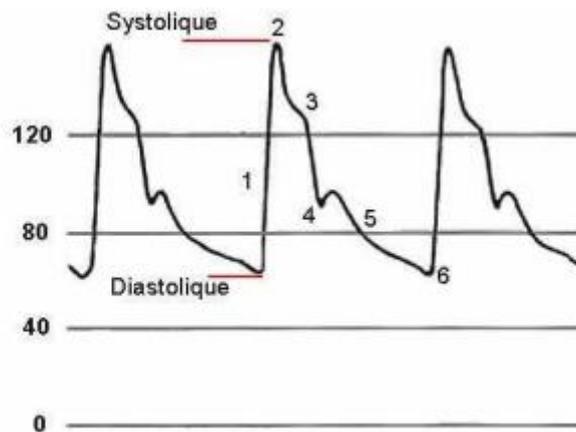


figure2. 8 Schéma illustratif d'une courbe d'évolution de la pression artérielle humérale (en mmHg).

La forme de cette courbe de pression peut varier. En effet, la pression artérielle augmente avec l'âge, surtout la PAS. L'augmentation de la rigidité des artères avec l'âge entraîne un retour de l'onde réfléchie plus précoce dans le cycle, venant ainsi s'ajouter au pic systolique ou à la montée en pression. De plus, la pression systolique dépend du débit cardiaque et de l'élasticité des artères, la pression diastolique dépend, quant à elle, de la vitesse d'écoulement du sang.

Les valeurs normales chez l'homme sont comprises entre 100 et 140 mmHg (~ 13.33 et 18.66 kPa) pour la PAS, et entre 60 et 90 mmHg (~ 8.00 et 12.0 kPa) pour la PAD. La pression artérielle moyenne (PAM) n'est pas la moyenne arithmétique entre la PAD et la PAS, car la pression est plus proche de la PAD que de la PAS pendant la plus grande partie du cycle cardiaque. De plus, comme les artères opposent très peu de résistance à l'écoulement du sang, la PAM est supposée constante dans tout le réseau artériel.

Ainsi, l'élasticité des parois artérielles leur permet de transformer le débit discontinu pulsé du sang en un débit continu, la paroi artérielle se distendant

pendant la montée systolique. Puis, après la fermeture des valves aortiques, la paroi se rétracte et permet de restituer une énergie qui génère un flux, y compris pendant la diastole.

Tableau2. 1 : Pressions exercées en fonction du diamètre des vaisseaux artériels

Type de vaisseau	Pression moyenne (mm Hg)*	Rayon du vaisseau (mm)	Tension de surface aux parois du vaisseau ($N \cdot m^{-1}$)
Aorte, grosses artères	10	13	170
Petites artères	90	5	60
Artérioles	60	0.15 – 0.0002	0.5 – 1.2

· 1 mmHg = 1.33 mBar

2.5.2 Les propriétés mécaniques

L'artère présente dans son cas sain trois tuniques distinctes. Les propriétés mécanique de chaque tunique dépendent de leur quantité d'élastine et de collagène, qui varie en fonction du diamètre du vaisseau et de leur localisation topographique dans le système artériel. Avec le passage du sang, la paroi des vaisseaux sanguins est exposée à différentes contraintes, elle subit 3 forces différentes. La première force que subit la paroi vasculaire est la pression hydrostatique exercée par le passage du sang.

La seconde force est l'étirement cyclique, il s'agit d'une distension de la paroi et elle est fonction de l'épaisseur du vaisseau. Enfin, la dernière force est la contrainte de cisaillement (aussi appelée « shear stress »). Cette dernière décrit la force de frottement du fluide (le sang) a la paroi vasculaire et elle est fonction du débit sanguin, de la viscosité du sang et du diamètre du vaisseau

2.5.3 Comportement mécanique :

Les parois vasculaires comprennent donc trois constituants en proportions et arrangements variés, ce qui donne aux vaisseaux des propriétés mécaniques anisotropes. Ainsi les mesures faites sur une éprouvette taillée dans une paroi vasculaire sont différentes selon que l'éprouvette est prélevée dans le sens longitudinal ou dans un autre sens. La loi effort déformation va alors dépendre de la manière dont l'éprouvette a été taillée dans le milieu.

En ce qui concerne les parois vasculaires, un intérêt particulier est donné aux déformations axiales et circonférentielles. Pour des simplifications de calcul dans ce travail, le matériau composé de la paroi artérielle est considérée isotrope. Par ailleurs, quelque soit la méthode de caractérisation mécanique, la courbe effort-déformation est fortement non linéaire et présente les caractéristiques de celle d'un milieu viscoélastique, avec concavité tournée vers l'axe des contraintes (figure 2.9). [8]

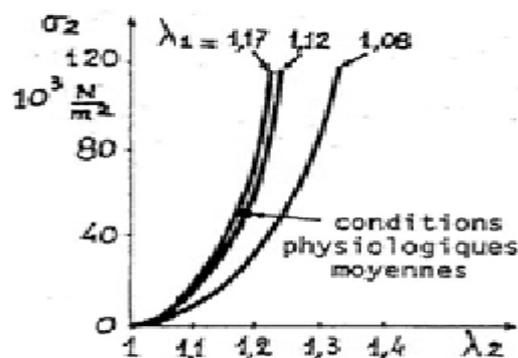


figure2. 9: Variation de la contrainte circonférentielle avec l'allongement circonférentiel, à différents allongements longitudinaux, pour une artère iliaque humaine. [8]

Par ailleurs, l'état physiologique moyen des parois vasculaires est un état de avec précontrainte non nulle (point M de la figure 2.10), ce qui amène à étudier le comportement du matériau autour de ce point et non à partir de l'origine O des contraintes. Ce fait justifie l'introduction dans les calculs de la pente de la tangente en M, c'est-à-dire le module incrémental varie avec la position du point M. Il ne peut être constant que sur d'éventuelles parties rectilignes de la caractéristique.

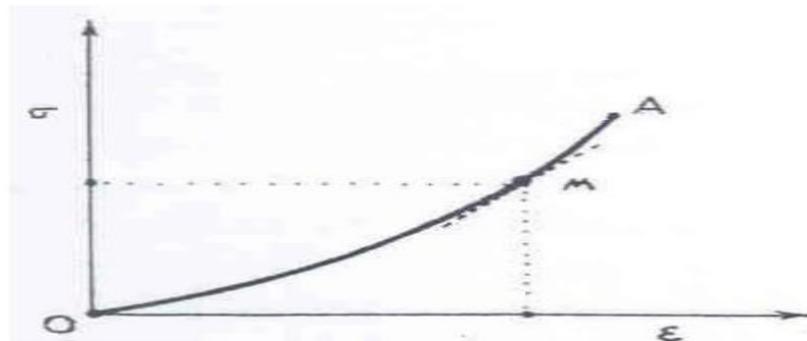


figure2. 10: Loi de comportement non linéaire d'un tissu vasculaire.[8]

Dans les conditions physiologiques, la variation relative du rayon des artères est au maximum de 7 à 10 % autour de sa valeur moyenne correspondant à une pression transmurale p de l'ordre de 100 mmHg. Pour de telles déformations, le comportement de la paroi est suffisamment bien déterminé par la connaissance du module incrémental défini à cette valeur de pression.

S'il s'agit d'artères dans les conditions physiologiques, on peut retenir que le module incrémental circonférentiel est de l'ordre de $4 \cdot 10^5$ à 10^6 N/m² et que le module incrémental longitudinal est environ 10 fois plus grand. Par ailleurs, ces parois sont pratiquement incompressibles: $V = 0.45$. *

Les fibres d'élastine sont très élastiques, leur module d'Young est de l'ordre de $3 \cdot 10^5$ N/m². Elles peuvent être étirées à plusieurs fois leur longueur initiale avant que ne soit atteinte leur limite élastique. Les fibres de collagène, au contraire, sont peu élastiques et leur module d'Young est de l'ordre de $3 \cdot 10^8$

N/m² . Les fibres musculaires, en tension active, ont un module d'Young pouvant varier entre $6 \cdot 10^3$ et $6 \cdot 10^6$ N/m² .

Aussi, à l'état physiologique normal, les artères sont dans un état de pré-étirement longitudinal et généralement en surpression interne, donc à une pression transmurale positive de valeur moyenne 100 mmHg pour les grosses artères systémiques ce qui leur assure une section droite circulaire. Leur rayon augmente avec la pression mais suit une loi fortement non linéaire (figure 2.10) dont on admet qu'elle est sous la dépendance de l'élastine aux faibles pressions puis sous la dépendance du collagène aux fortes pressions.

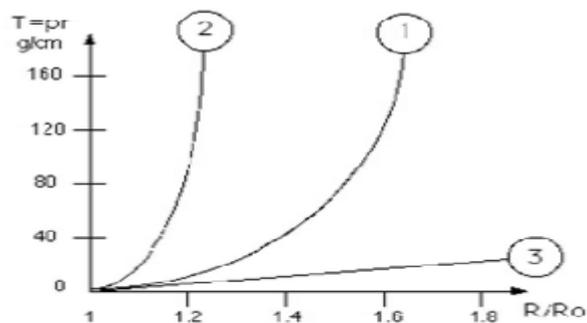


figure2. 11: Diagramme tension-allongement circonférentiel de l'artère iliaque humaine 1. Tissus à l'état frais /2. Tissus sans élastine /3. Tissus sans collagène[8]

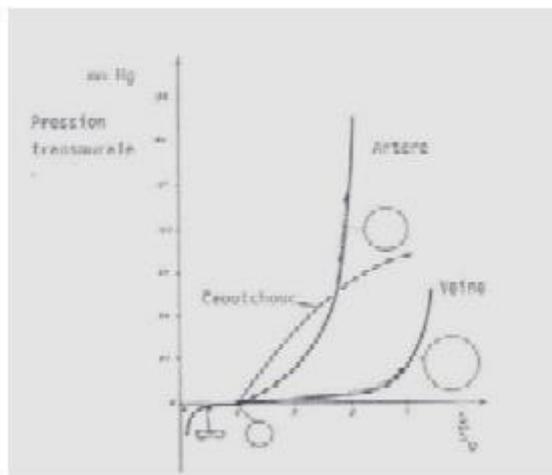


figure2. 12 : Variations avec la pression pour différents conduits

----- : conditions physiologiques

Les parois vasculaires se comportent comme des corps viscoélastiques.[8] Par exemple, à la suite d'un effort brusquement appliqué à l'instant $t = 0$ et maintenu constant, il se produit une déformation instantanée (élasticité) qui se prolonge par une déformation lente jusqu'à ce que soit atteinte une pression d'équilibre (recouvrance et fluage). De même, à la suite d'une déformation brusque imposée à l'instant $t = 0$ et maintenue constante, la contrainte qui se développe diminue lentement à partir de sa valeur initiale instantanée jusqu'à ce que soit atteint un état d'équilibre (relaxation). L'hypothèse courante est de supposer

les fibres musculaires et les fibres de collagène viscoélastiques et les fibres d'élastine élastique.

De plus, quand l'effort appliqué est cyclique, il se produit un phénomène d'hystérésis (figure 2.13) et si l'effort est sinusoïdal, la déformation sera sinusoïdale en retard de phase sur l'effort, et d'amplitude moindre que si le corps était purement élastique (figure 2.14).



figure2. 13: Effet de Rochet (à gauche) et Effet d'accommodation (à droite).

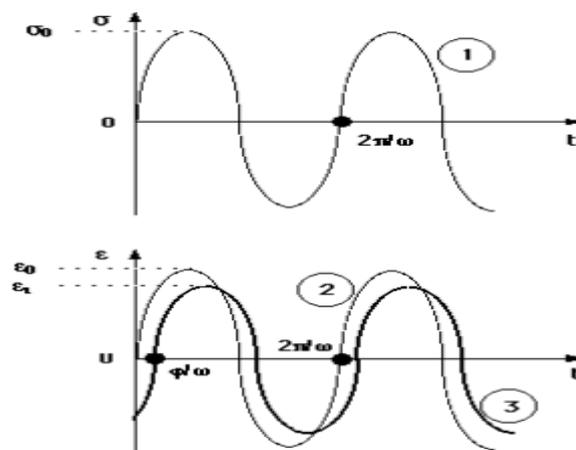


figure2. 14: Comportement d'un matériau vis-à-vis d'une contrainte périodique.1) Contrainte sinusoïdale, 2) Déformation élastique et 3) Déformation viscoélastique.

2.6 Modélisation du comportement des parois vasculaires

De nombreux chercheurs ont tenté de caractériser le comportement de vaisseaux normaux ou pathologiques, dans l'espoir d'apporter une aide précieuse aux cliniciens.

En 1980, Misra et Chakravarty [9] proposent un modèle supposant un état de contraintes planes. En 1983, Demiray et Vito [10] supposent, dans leur modèle, un comportement isotrope des parois vasculaires. [11], quant à lui, propose un modèle en prenant comme hypothèse majeure un comportement linéaire des tissus vasculaires.

Finalement, dans les modèles cités précédemment, certains négligent des aspects essentiels de la structure anatomique du tissu vasculaire, d'autres sont des modèles mathématiques trop complexes ou encore prennent des hypothèses tellement simplificatrices qu'elles ne collent plus à la réalité expérimentale.

En 1995, Vorp [12] propose alors un nouveau modèle : la paroi vasculaire est supposée homogène, hyperélastique. La viscoélasticité est négligée. Le modèle contient une série de paramètres matériaux à identifier expérimentalement. Ce modèle a été validé sur une carotide de chien puis sur une aorte infrarénale de lapin.

En 2002, Sokolis [13] s'intéresse plus spécifiquement à établir une relation contrainte/déformation au niveau de l'aorte abdominale de porcs et de lapins. Il s'avère que cette relation peut se décomposer en deux parties : une loi de puissance pour la région à faible contraintes et une loi exponentielle pour la région à forte contrainte. L'évolution des techniques d'imagerie apporte alors de nouvelles informations et les études sur le comportement des parois vasculaires prennent un nouvel essor. utilise la corrélation d'image digitale pour examiner les déplacements de l'aorte bovine et établit en parallèle un modèle bilinéaire pour décrire son comportement hyperélastique non linéaire. Schulze-Bauer [14] reprend le modèle de Fung et détermine, par des mesures in vivo (ultrasonores et IRM), les paramètres constitutifs de l'artère. L'évolution des techniques d'imagerie apporte alors de nouvelles informations et les études sur le comportement des parois vasculaires prennent un nouvel essor. Zhang [15] utilise la corrélation d'image digitale pour examiner les déplacements de l'aorte bovine et établit en parallèle un modèle bilinéaire pour décrire son comportement hyperélastique non linéaire. Schulze-Bauer [16] reprend le modèle de Fung et détermine, par des mesures in vivo (ultrasonores et IRM), les paramètres constitutifs de l'artère.

Une autre technique fait son apparition en 2004 : l'aspiration par pipette, appliquée par Ohashi [17] dans le but de mesurer les propriétés anisotropes non linéaires des vaisseaux en grandes déformations. Dans cette étude, celui-ci arrive à déterminer les modules d'Young d'une aorte porcine dans plusieurs directions. L'apparition de

nouvelles techniques de chirurgie endovasculaire telles que la mise en place de stent ou d'endoprothèse, à l'aide de la technique d'angioplastie, a impliqué un réel besoin de connaître le comportement mécanique de l'artère et des anévrismes. La connaissance des contraintes dans la paroi artérielle est indispensable au choix du dispositif endovasculaire ou encore à l'évaluation du risque de rupture d'un anévrisme. Pour cela, la méthode la plus usitée est la modélisation par éléments finis. Dès 1987, Stringfellow [18] effectués les premières observations sur la répartition des contraintes circonférentielles et longitudinales dans la paroi d'un anévrisme. S'enchaînent alors de nombreuses études sur la détection de facteurs cliniques pouvant donner une indication sur le risque de rupture d'un anévrisme. En 1998, Vorp [19] réalise plusieurs modèles numériques 3D d'anévrismes ayant différentes formes et différents diamètres. Ces deux facteurs ont une influence significative sur la répartition des contraintes et sur l'amplitude de la contrainte maximum. Par la suite, Fillinger [20], en supposant l'aorte élastique, confirme le fait que la valeur de la contrainte maximum est un bon élément prédisant le risque de rupture de l'anévrisme. De plus, Fillinger [21], en supposant cette fois l'aorte hyperélastique non linéaire, et Venkatasubramanian [22], avec un modèle élastique, démontrent la supériorité de l'indicateur 'contrainte maximum' sur l'indicateur 'diamètre de l'anévrisme' comme prédicateur du risque de rupture. Une étude réalisée par Hua en 2001 [23] prouve qu'il n'existe pas de critère géométrique simple permettant de prédire des contraintes élevées dans la paroi de l'anévrisme et donc la rupture. Cette information justifie la multiplication des études éléments finis pour l'analyse des contraintes subies par l'anévrisme.

Les cliniciens ont aussi tenté, de leur côté, de découvrir les paramètres biomécaniques pouvant se révéler être de bons prédicateurs du risque de rupture d'un anévrisme. A l'aide de mesures ultrasons, Sonesson [24] constate qu'il n'y a aucune différence de diamètre entre des anévrismes non rompus et des anévrismes rompus. Ceci valide le fait que le diamètre de l'anévrisme ne peut être utilisé comme indicateur du risque de rupture.

En 2004, Di Martino [25] analyse des morceaux de tissus d'anévrisme qui ont rompu. Dans les échantillons étudiés ($n = 13$), il s'avère que l'épaisseur de la paroi est plus élevée que dans des conditions normales.

Cependant, la majeure partie de ces modèles considère les parois artérielles comme des matériaux homogènes, isotropes, élastiques, hyperélastiques ou viscoélastiques. Alors que la composition des parois vasculaires est d'une part loin d'être homogène, d'autre part elle montre une structuration stratifiée, complexe à cause de ces constituants.

en 2019, CSMA 2019 [26] pour simplifier la simulation, l'artère est considérée homogène, isotrope, incompressible et non-linéaire, comme cela a été fait dans des travaux précédents. Son comportement est modélisé par une loi hyperélastique et Pour la plaque, en raison d'une large variabilité de composition d'un patient à l'autre, on choisit de modéliser deux types de comportement : une plaque majoritairement lipidique, très souple, et une plaque majoritairement calcifiée, plus raide. Pour les deux, un comportement élasto-plastique avec une loi bilinéaire et un écrouissage isotrope est considéré.

2.6.1 Stratégie

Les parois vasculaires se comportaient comme des corps élasto-plastique. Les modèles proposés dans les années 2019 par CSMA 2019 [27] sont soit inexploitable car trop complexes, soit trop éloignés de la réalité car prenant des hypothèses simplificatrices trop importantes. L'évolution des techniques d'imagerie permet l'apport d'informations plus précises et l'amélioration de ces modèles ainsi que l'apparition d'une nouvelle vague de modèles théoriques. La recrudescence des pathologies vasculaires et l'innovation des techniques de traitement, telles que la mise en place des endoprothèses, ont impliqué un réel besoin de connaître l'état de contrainte des parois vasculaires malades. La simulation numérique par éléments finis est venue combler ce manque et a confirmé les conclusions d'études cliniques

quant à l'existence de facteurs biomécaniques pouvant aider à la prédiction du risque de rupture de l'anévrisme. Toutefois, que ce soit les modèles théoriques ou numériques, aucun ne prend en compte le caractère élasto-plastique de la paroi vasculaire malade. La plupart des études considèrent le vaisseau élastique ou hyper élastique. Cependant, dans toute description du comportement mécanique des parois vasculaires malade, élasto-plastique, se manifestant par des phénomènes de relaxation des contraintes, est mise en exergue.

Chapitre 3 :

Modélisation et Simulation par Abaqus

3 Modélisation et Simulation par abaqus

3.1 Modélisation par éléments finis

Dans cette partie de notre travail, on a utilisé un logiciel de modélisation par élément fini (**Abaqus**) .

3.2 Méthode des éléments finis :

Les techniques de calcul des structures ont connu ces dernières années un développement Considérable. Elles sont motivées par les besoins des industries de pointe et soutenues par les progrès effectués en informatique. Après plus de 50 ans de développement, La MEF (FEM, pour Finite Element Method) est devenue l'un des outils les plus puissants et populaires pour des simulations numériques dans les différents domaines des sciences naturelles et d'engineering (aérospatial, nucléaire, génie civil, construction navale, génie mécanique...).

Par ailleurs, il est intéressant de remarquer que la M.E.F appliquée au calcul des structures est une technique récente, à caractère pluridisciplinaire. Car elle met en œuvre les connaissances de trois disciplines de base : La mécanique des structures, l'analyse numérique et l'informatique appliquée.

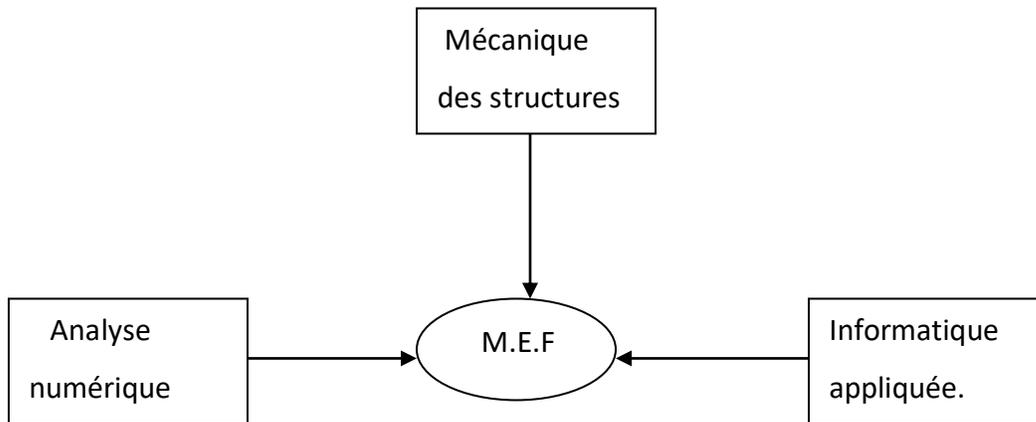


figure3. 1 : Caractère pluridisciplinaire de la M.E.F

Les logiciels commerciaux disponibles sont maintenant largement utilisés dans la conception technique des structures en raison de leur polyvalence pour les solides et les structures de géométrie complexe et de leur applicabilité pour de nombreux types de problèmes linéaires et non linéaires. Théoriquement, les chercheurs tentent d'améliorer le développement actuel des logiciels de calcul par éléments finis en les enrichissant par des éléments finis robustes et performants.

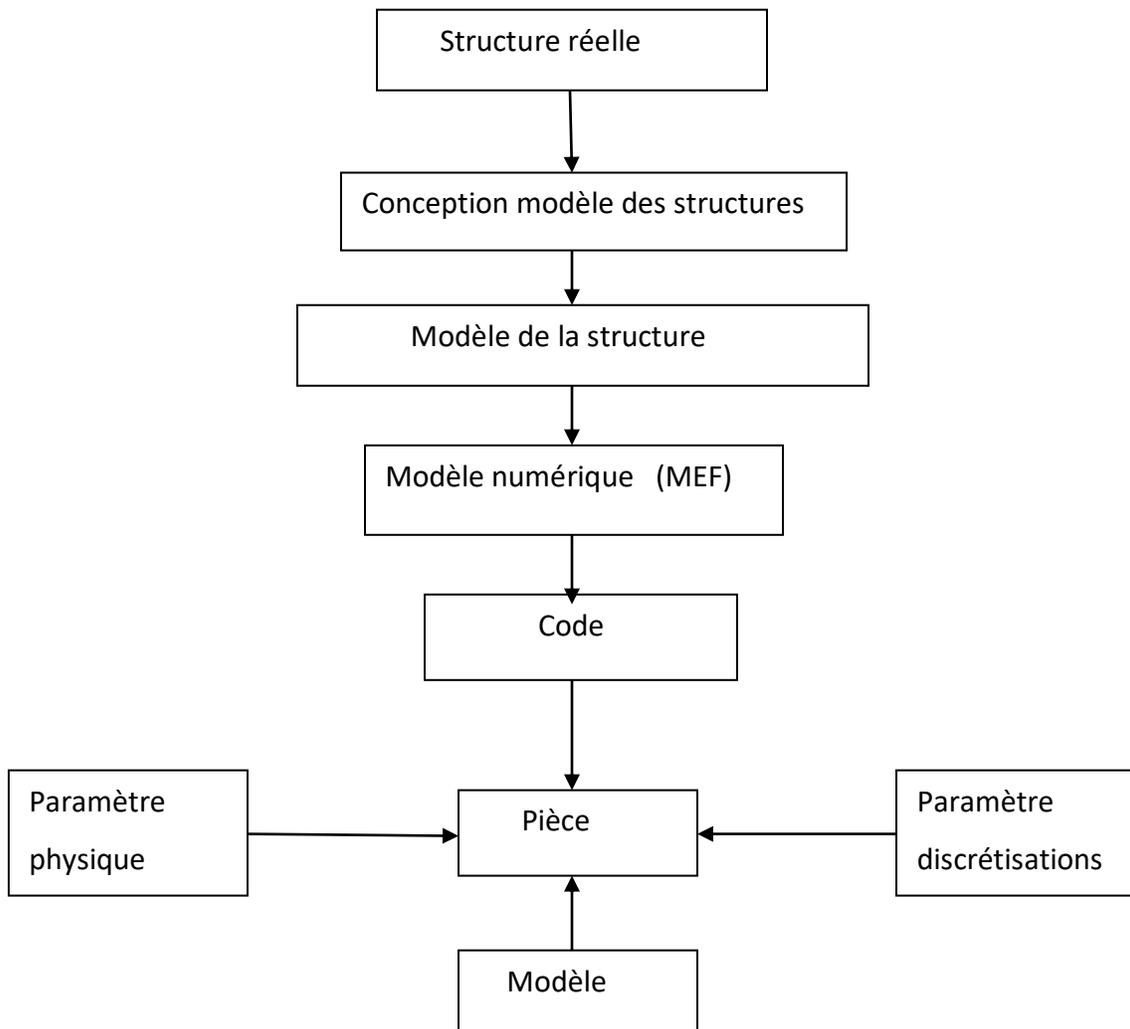


figure3. 2 : La démarche de la structure réelle au modèle informatique

3.3 Les objectifs des simulations numériques :

- Réduction des coûts par simulation de test des modèles sur ordinateur au lieu de leur exécution réelle.
- Réduction de la durée de développement par diminution du nombre des cycles des développements des produits.
- Amélioration des produits par des tests rapides de différentes conceptions, permettant de disposer de plus de temps pour réfléchir à des nouvelles conceptions.

Modélisation géométrique :

Selon la description géométrique des sténose d'artères et d'endoprothèses , nous avons modélisé un systèmes (artère malade ,endoorothèse) sur le logiciel abaqus

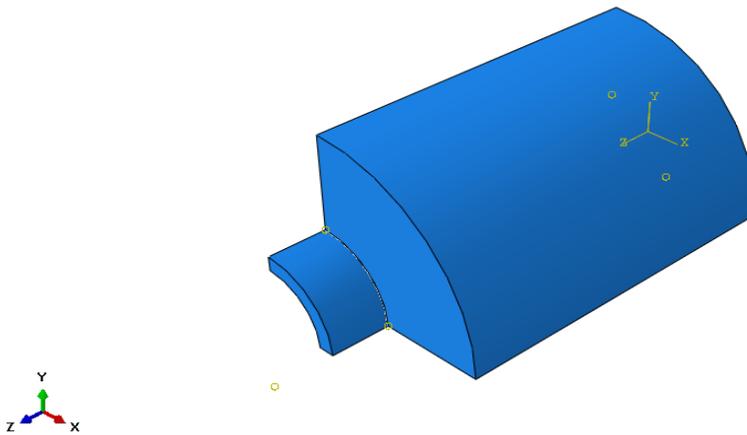


figure3. 3 modèle modélisé par abaqus

3.4 Développement des modèles

Nous avons utilisé lors des simulations un système composé de deux éléments (sentent en nitinol et artère malade)

- Artère malade (ϕ EXT = 15mm; ϕ INT = 6.2 mm).

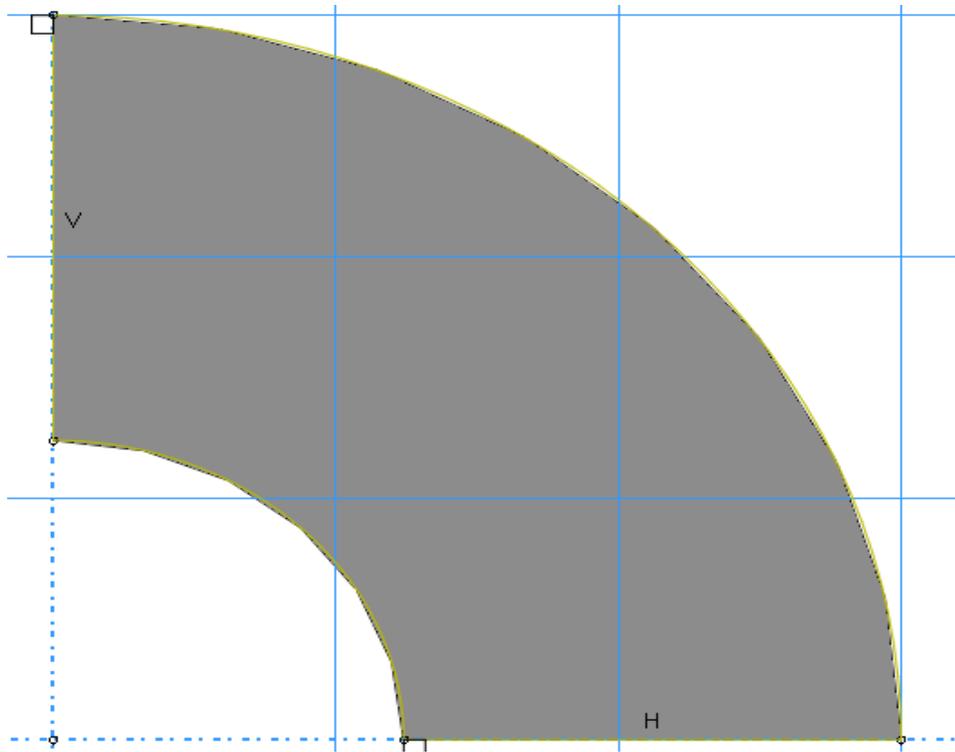


figure3. 4 : Un modèle artère malade (ϕ EXT = 15mm; ϕ INT = 6.2 mm).

➤ Stent (métallique) avec : $\phi_{EXT} = 6.2\text{mm}$; $\phi_{INT} = 4.86\text{ mm}$.

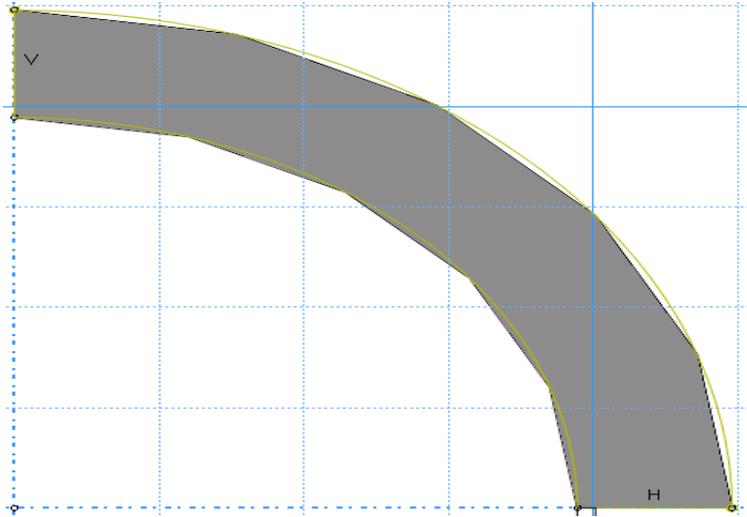


figure3. 5 : Un modèle Stent (métallique) avec : $\phi_{EXT} = 6.2\text{mm}$; $\phi_{INT} = 4.86\text{ mm}$.

3.5 Assemblage représentant le système composé de stent et d'aorte malade:

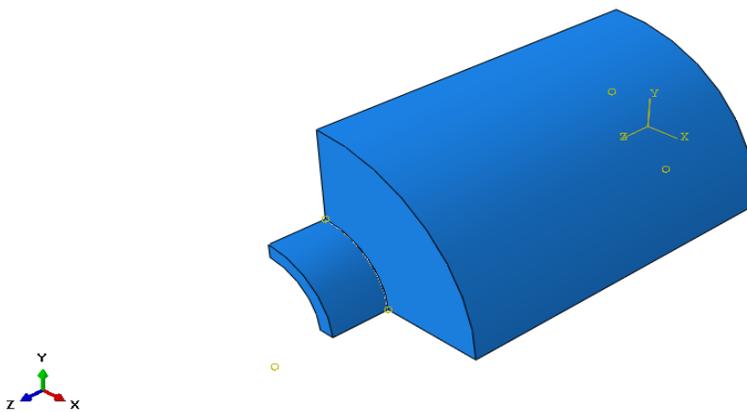


figure3. 6 : Assemblage artère et stent

3.6 Géométrie, conditions aux limites, chargement, contacts nous avons la configuration suivante :

Le système complet est soumis aux contraintes induites par l'écoulement sanguin. A la vue de la géométrie à modéliser, du chargement subi par les structures et des conditions limites, nous avons décidé de considérer le problème comme étant axisymétrique.

3.6.1 Géométrie de référence endoprothèse :

Les dimensions de référence utilisées sont celles mesurées sur l'endoprothèse

Tbleau3. 1: Dimensions de l'endoprothèse

Dimension	Valeur
ϕ_{EXT} (mm)	12.4
ϕ_{INT} (mm)	9.72
Longueur (mm)	40

3.6.2 Géométrie de référence artère :

Les dimensions de référence utilisées sont celles mesurées sur artère

Tbleau3. 2: Dimensions de l'artère

Dimension	Valeur
ϕ_{EXT} (mm)	30
ϕ_{INT} (mm)	12.4
Longueur (mm)	35

3.6.3 Conditions limites:

Il est important de bien définir les conditions aux limites et le chargement, car ils conditionnent de étroite les résultats de la simulation

L'endoprothèse expansive est maintenue en place grâce à sa précontrainte induite lors de sa pose. Elle est donc laissée totalement libre. L'artère est bloquée en position de Z à ses deux extrémités, l'élargissement radial de celle-ci est libre.

Nous ne considérons que l'artère encastrée avec l'endoprothèse. Nous voulons éviter tout phénomène de glissement de l'endoprothèse

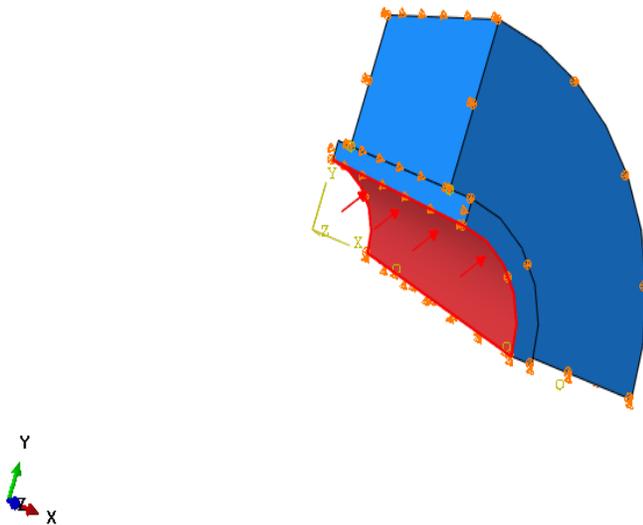


figure3. 7: Conditions aux limites

3.6.4 Chargement:

L'application de la pression P seule pour simuler la mise en place de l'endoprothèse dans l'anévrisme.

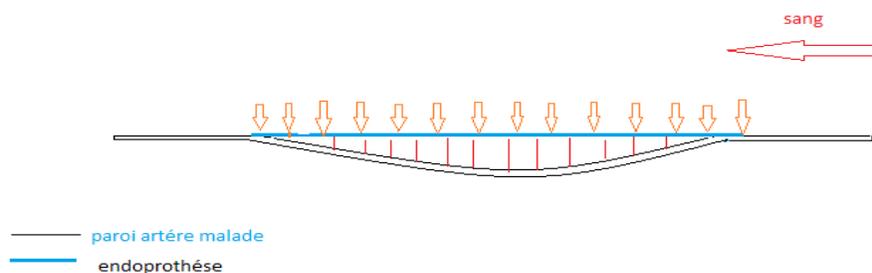


figure3. 8 : Application de la pression P

3.7 Simulation numérique :

La simulation numérique est réalisée sur le logiciel ABAQUS. Ce dernier utilise la méthode des éléments finis, conçu principalement pour modéliser le comportement des solides et des structures sous le cas de chargement et déchargement.

- Hypothèses de calcul :
 - Matériau quasi-isotrope
 - Comportement élastopalastique
 - application pression interne

- Matériaux :

Tbleau3. 3 : matériaux de système

	stent	Artère malade
Module de Young E	210000 MPA	18000 MPA
Coefficient de Poisson ν	0.3	0.37
Masse volumique ρ	7.8E-008kg/m3	/

Tbleau3. 4 : propriété plastique

artère malade		stent	
Yield Stress	PLASTIC Strian	Yield Stress	Plastic Strian
59.822	0	690	0
64.45	0.08	700	0.07
68.5	2.6	750	0.39
72	7.5	850	0.5
75	17.5	900	0.6
		950	1
		990	1.3

3.8 Le Maillage :

Cette partie concerne la discrétisation en éléments nœuds. Le type d'élément fini considéré est l'élément brique linéaire à triangulaire.

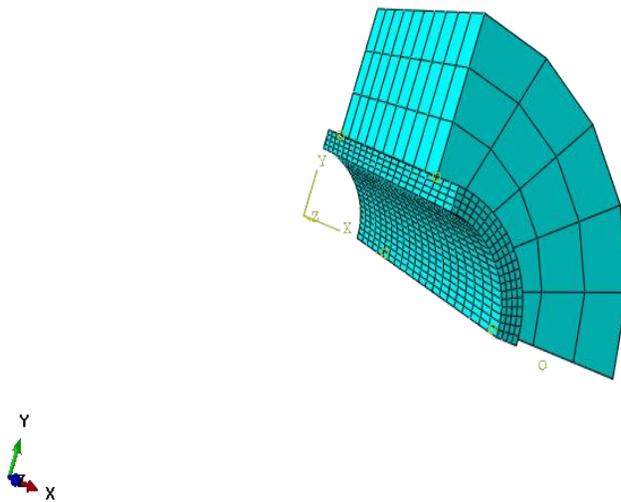


figure3. 9: Maillage de l'assemblage stent et artère

3.9 Les Résultats Abaqus :

3.9.1 Les Déplacements

3.9.1.1 Cas 1. Déplacement pendant le chargement ::

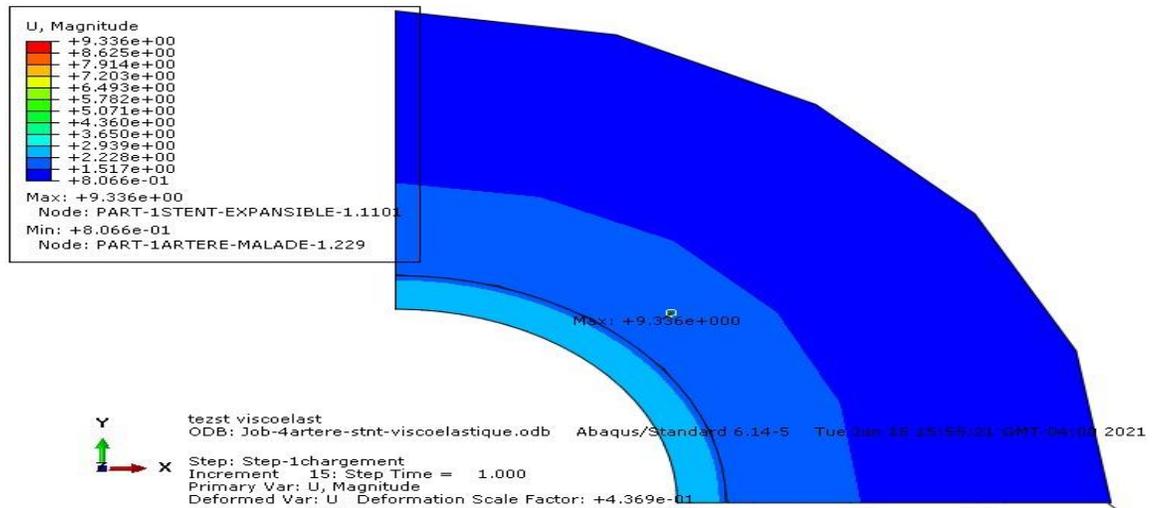


figure3.10 : Déplacement (vu de droite)

3.9.1.2 Cas 2 : Déplacement pendant le déchargement :

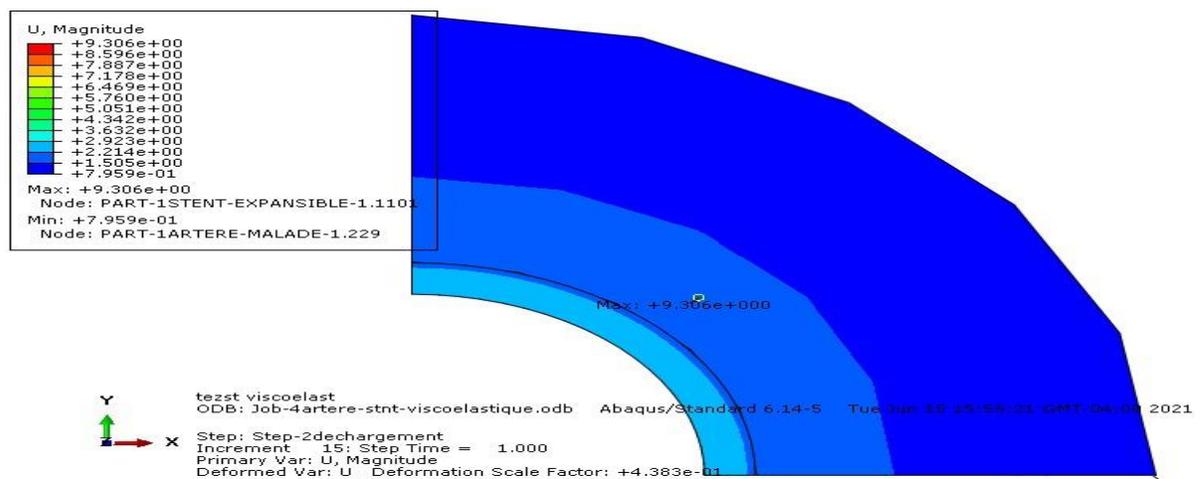


figure3.11 Déplacement (vu de droite)

3.9.2 Les Contraintes résiduelle

3.9.2.1 Cas 1 : Contrainte de Von Mises(MPa) pendant le chargement

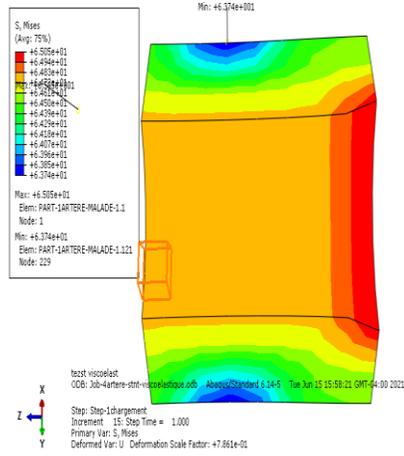
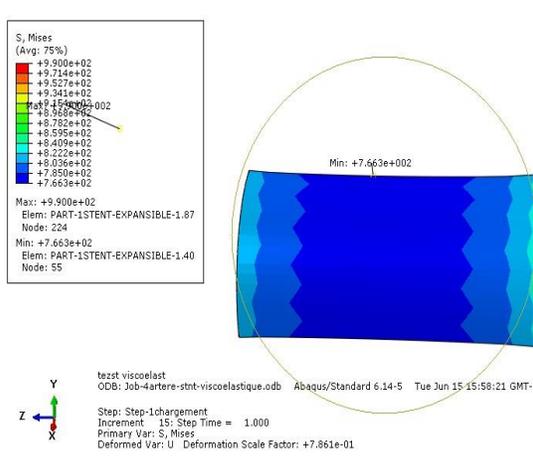


figure3. 12 la contrainte résiduelle stent

figure3. 13la contrainte résiduelle artère

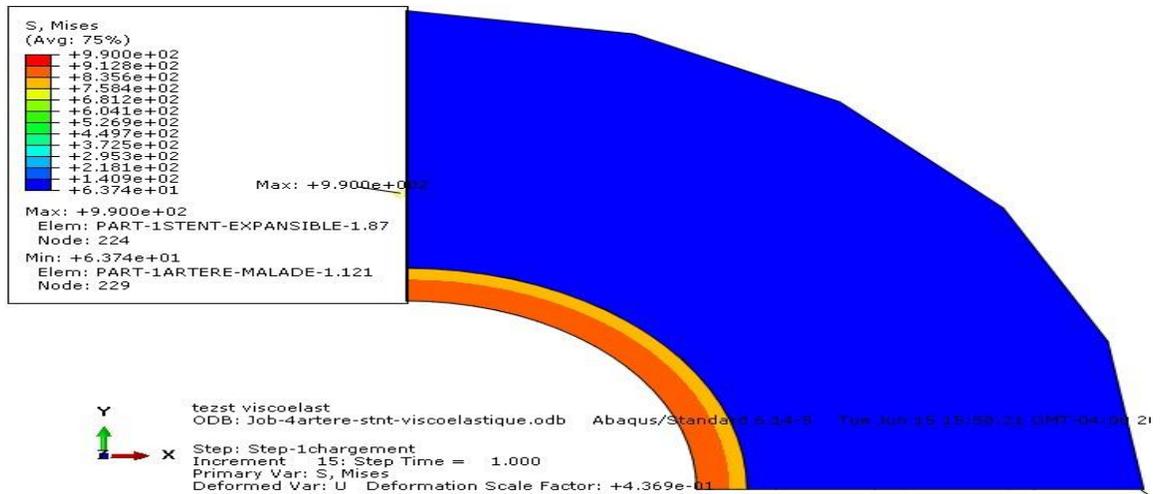


figure3. 14: Répartition de la Contrainte de Von Mises (vu de droite)

3.9.2.2 Cas 2. : Contrainte de Von Mises (MPa) pendant le déchargement :

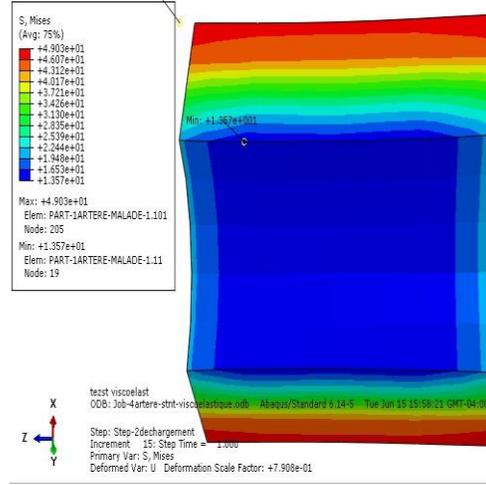
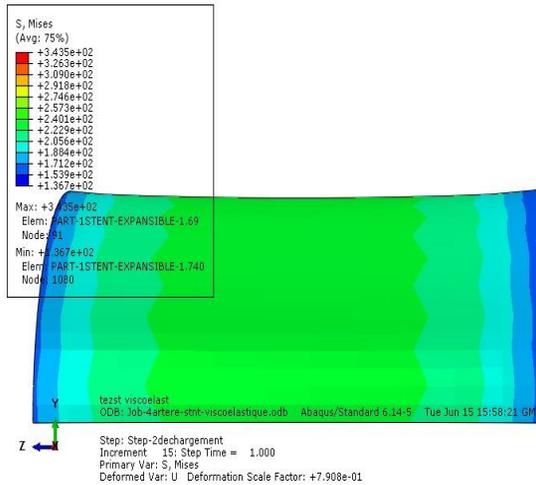


figure3. 15 :la contrainte résiduelle stent

figure3. 16 :la contrainte résiduelle artère

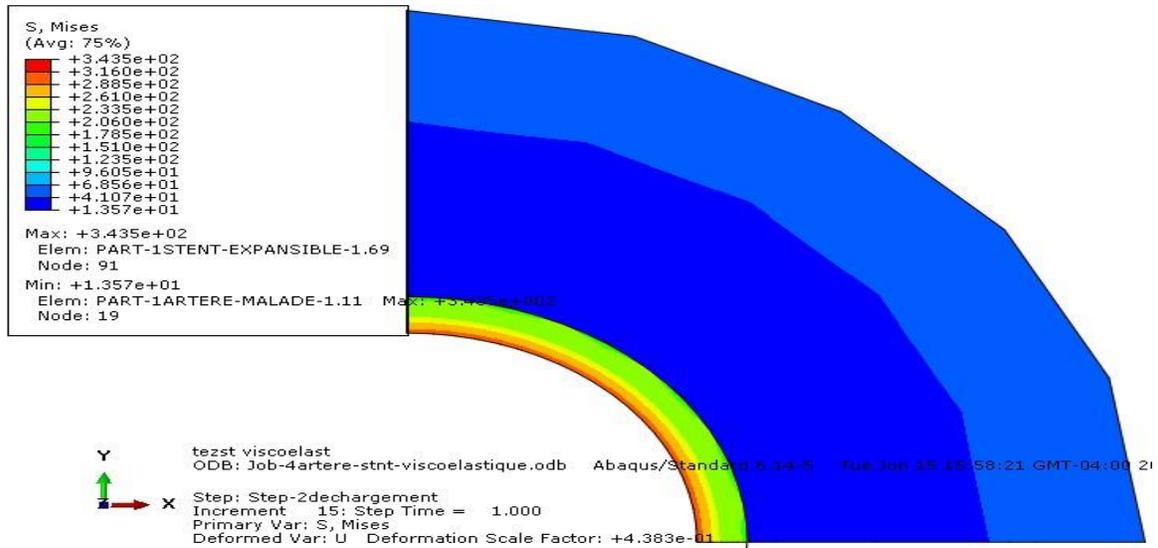


figure3. 17 : Répartition de la Contrainte de Von Mises système (artère , stent)

3.10 Propriétés mécaniques des (stent et artère)

Les propriétés mécaniques courantes des métaux sont liées aux concepts usuels d'élasticité et de plasticité

3.10.1 Élasticité et plasticité

L'une des propriétés principales des (stent et l'artère) est l'aptitude à la déformation sous l'effet d'une contrainte. la déformation résultante peut être une déformation permanente après que la sollicitation mécanique est été supprimée (la zone plastique). voir (figure **3.18** , **3.1**).

3.10.2 Propriétés mécaniques des stent expansible

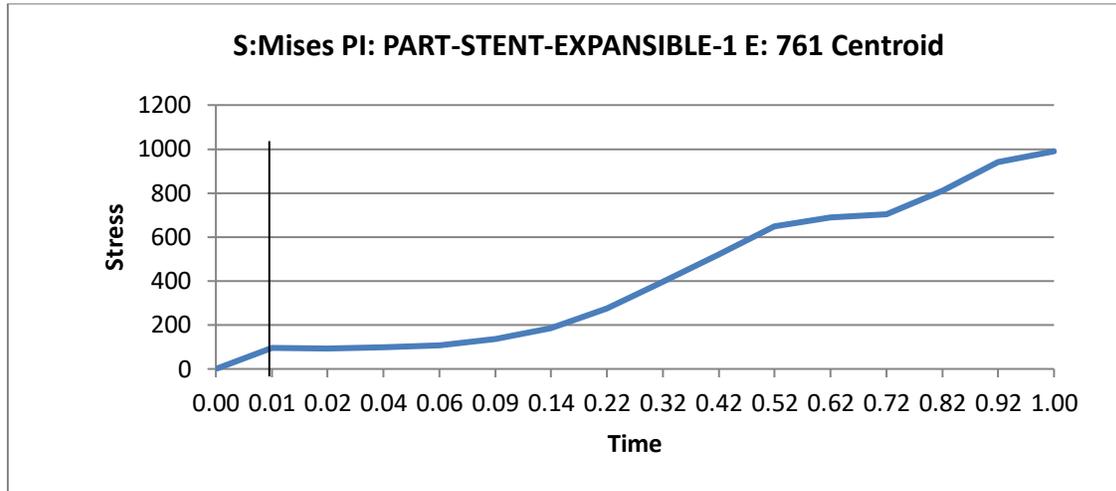


figure3. 18 : Résultat les deux phases des contraintes élastique et plastique de stent expansible

Tbleau3. 5: Résultat les deux phases des contraintes élastique et plastique de stent

contraintes élastique	
temps	Contrainte
0	0
0.01	94,2062759

contraintes plastique	
temps	Contrainte
0,02	94,12603
0,035	97,1900558
0,0575	108,132813
0,09125	134,689392
0,141875	186,3871
0,21781249	274,266632
0,3178125	396,300964
0,4178125	521,128662
0,51781249	647,493896
0,61781251	690,110229
0,71781248	702,626343
0,8178125	810,37207
0,91781253	941,711182
1	990

3.10.3 Propriétés mécaniques d'artère malade

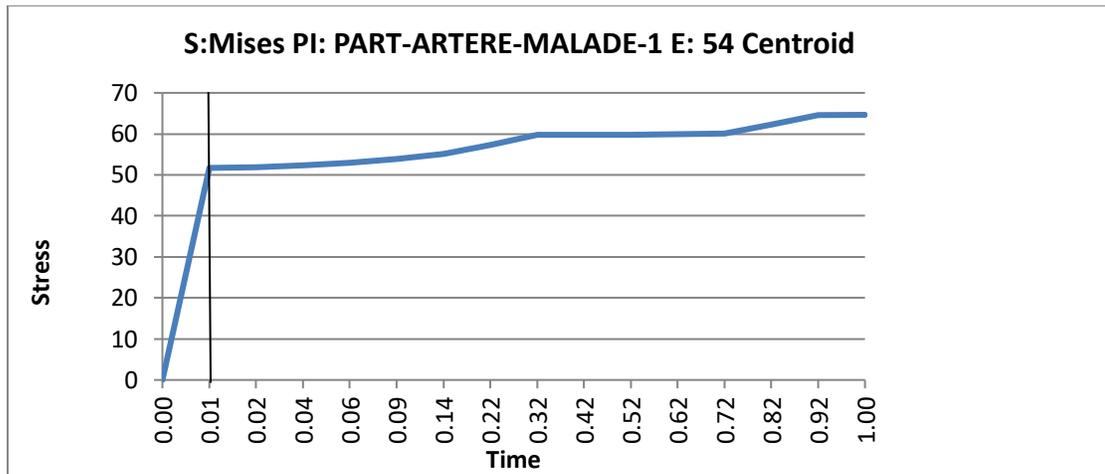


figure3. 19 :Résultat les deux phases des contraintes élastique et plastique d'artère

Tbleau3. 6: Résultat les deux phases des contraintes élastique et plastique d'artère

contraintes plastique	
temps	Contrainte
0,02	51,9138412
0,035	52,3163147
0,0575	52,9199142
0,09125	53,8251686
0,141875	55,1827354
0,21781249	57,2184067
0,3178125	59,8223763
0,4178125	59,8322105
0,51781249	59,8418732
0,61781251	59,8516197
0,71781248	60,0793762
0,8178125	62,2182083
0,91781253	64,5256042
1	64,646904

contraintes élastique	
temps	Contrainte
0	0
0.01	51,6458588

3.10.4 Interprétation des Résultats

L'**élasticité** est la faculté que possède les (stent et l'artère) de pouvoir subir une déformation qui cesse après suppression de l'effort qui la provoque, quand l'échantillon (stent et l'artère) est soumis à un effort relativement faible, il ne subit que des déformations élastiques. La position moyenne des atomes n'est que légèrement modifiée.

La **plasticité** des (stent et l'artère) : est possibilité défini par les pertes de diamètres initiaux des (stent et artère) après retrait du pression. Ce paramètre est très important en pratique clinique, puisque l'on sait que la faculté de pouvoir étirer les (stent) en fils sans le rompre. voir (figure 3.20)

3.11 la contrainte déformation d'un setent

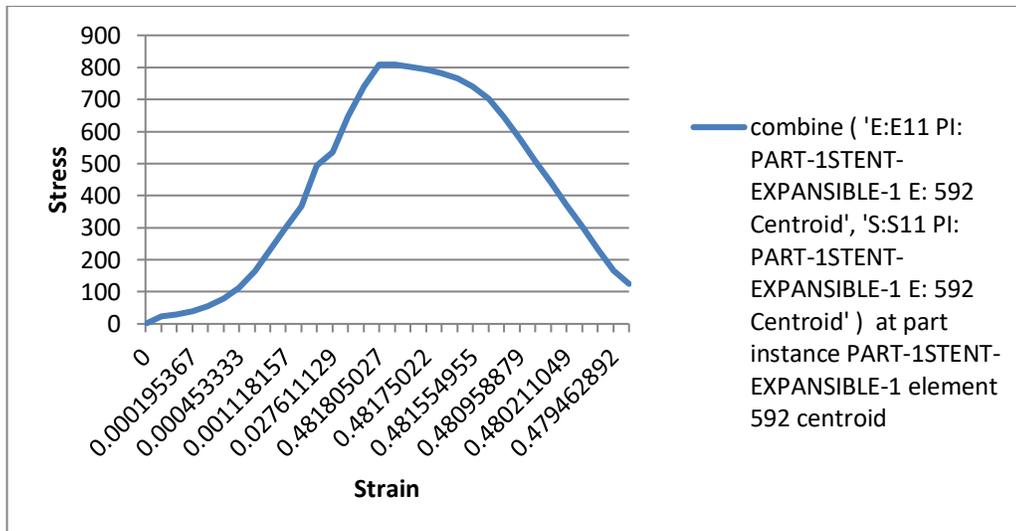


figure3. 20 : Courbe de la contrainte -déformation (setent)

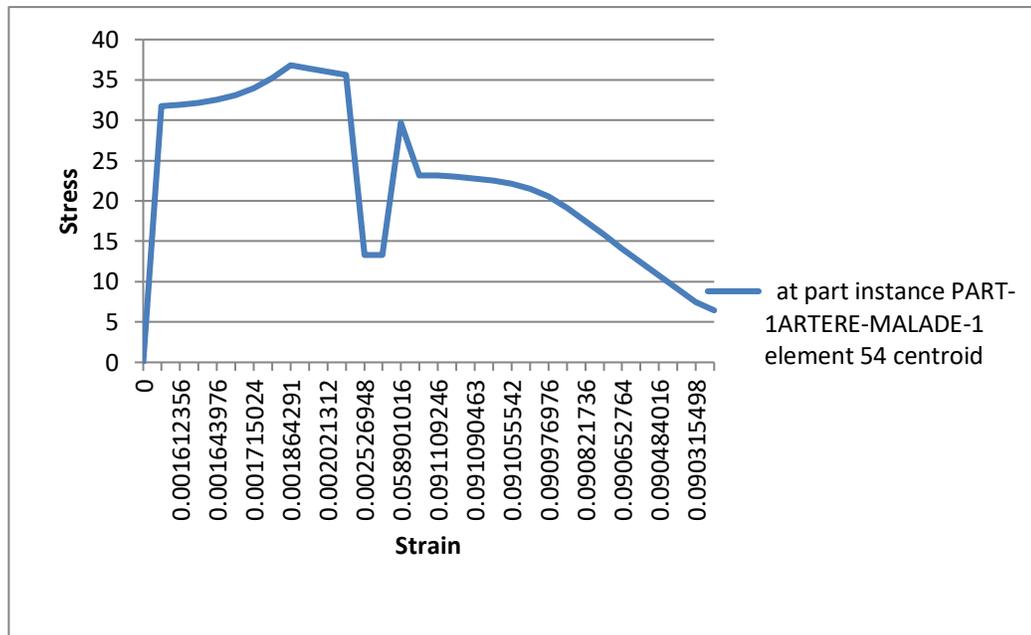


figure3. 21 Courbe de la contrainte - déformation d'artère malade

3.12 Commentaire

La déformation permanente irréversible d'une structure d'un endoprothèse, souvent désigné sous le nom de domaine plastique, cette plasticité est due au glissement irréversible d'endoprothèse, un stent peut être étiré ou allongé sans se rompre cette dernière il crée une contrainte - déformation artérielle voir (figure 3.20 et 3.21) pour maintenir le vaisseau sanguin ouvert (artère) pour rétablir la circulation sanguine.

➤ Déformation résiduelle de l'artère

Les Figures du chapitre 3 montrent les résultats de la simulation en termes de déformation plastique pour une artère malade axisymétrique, une fois la pression sur le système et une fois déchargé, l'état final de l'artère malade est différent de l'état

initial du fait des déformations plastiques subies pendant la déformation du stent. Un écoulement axial permanent de l'artère malade est observé.

4 CONCLUSION

Dans cette étude, la méthode des éléments finis a été utilisée pour analyser l'effet de la pression intérieure dans un système (artère malade et stent médicaux en nitinol) et leur influence sur le bon placement d'endoprothèse dans l'artère pour rétablir la circulation sanguine et maintenir le vaisseau sanguin ouvert.

Dans les deux temps, nous avons étudié sous chargement et déchargement cyclique issue de la pression artérielle. Ensuite nous avons traité l'influence des contraintes résiduelles sur la résistance et le bon placement du stent et maintenir le vaisseau sanguin ouvert.

Les résultats obtenus nous permettent de déduire les conclusions suivantes:

- Le modèle répond mécaniquement à sa fonctionnalité principale, c'est-à-dire de permettre au sang de circuler pour véhiculer les nutriments et l'oxygène aux organes distaux.
- La connaissance des caractéristiques mécaniques des parois vasculaires est une nécessité indispensable pour l'amélioration de la conception des endoprothèses pour pouvoir éviter certains inconvénients comme les phénomènes d'endofuites de type I.
- Les parois vasculaires présentent une structure stratifiée et complexe, par conséquent elles ont un comportement mécanique complexe. Leur modélisation nécessite la prise en compte de ses différents constituants.

LES REFERENCES

5 REFERENCES

REFERENCES CHAPITRE 1

- [1]. Dotter CT. Transluminally-placed coilspring endarterial tube grafts. Long-term patency in canine popliteal artery. *Invest Radiol* 1969 ; 4 : 329-32.
- [2]. Puel J, Joffre F, Rousseau H, et al. Self-expanding coronary endoprosthesis in the prevention of restenosis following transluminal angioplasty. Preliminary clinical study. *Arch Mal Coeur Vaiss* 1987 ; 80 : 1311-2.
- [3]. Serruys PW, de Jaegere P, Kiemeneij F, et al. A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. Benestent study group. *N Engl J Med* 1994 ; 331 : 489-95.
- [4]. Balcon R, Beyar R, Chierchia S, et al. Recommendations on stent manufacture, implantation and utilization. Study group of the working group on coronary circulation. *Eur Heart J* 1997 ; 18 : 1536-47.
- [5]. Lee SG, Lee CW, Cheong SS, et al. Immediate and long-term outcomes of rotational atherectomy versus balloon angioplasty alone for treatment of diffuse in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 1998 ; 82 : 140-3.
- [6]. Erbel, et al. Coronary artery stenting compared with balloon angioplasty for restenosis after initial balloon angioplasty. *N Engl J Med* 1998 ; 339 : 1672-8.
- [7]. Z. Paszenda, Forming of physico-chemical properties of coronary stents made of Cr-Ni-Mo steel applied in interventional cardiology. Printing House of the Silesian University

REFERENCES

of Technology, Gliwice, 2005, (in Polish). [8. Hug J, Nagel E, Bornstedt A, Fleck E. Determination of intracoronary stent artefacts by magnetic resonance tomography. Eur Heart J 1997 : 2185.

[9]. Z. Paszenda, J. Tyrlik-Held, Usefulness of carbon layer on implants in interventional cardiology. Proceedings of the 11th International Scientific Conference „Achievements in Mechanical and Materials Engineering 2002”, Zakopane, 2002, 437-442.

[10]. J. Marciniak, Z. Paszenda, W. Walke, M. Kaczmarek, J. Tyrlik-Held, W. Kajzer, Stents in minimalny invasive surgery. Printing House of the Silesian University of Technology, Gliwice, 2006 (in Polish).

[11]. P. Serruys, M. Kutryk (ed.), Handbook of coronary stents..Martin Dunitz Ltd, 1998.

[12]. C. Dumoulin, B. Cochelin, Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. Journal of Biomechanics 33 (2000) 1461-1470.

[13]. W. Walke, Z. Paszenda, J. Filipiak, Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent. Journal of Materials Processing Technology 164-165 (2005) 1263-1268.

[14] . Serruys PW, Kutryk MJ. Handbook of coronary stents. Second edition. Martin Dunitz. Ltd, 1998.. Serruys PW, Kutryk MJ. Handbook of coronary stents. Second edition. Martin Dunitz. Ltd, 1998.

[15] . Hug J, Nagel E, Bornstedt A, Fleck E. Determination of intracoronary stent artefacts by magnetic resonance tomography. Eur Heart J 1997 : 2185.

[16]. C. Rogers, E.R. Edelman, Endovascular stent design dictates experimental restenosis and thrombosis. Circulation 1995 , 91 , 2995-3001.

[17]. " Encyclopedia of Biomaterials and Bioengineering materials ", B. Thierry, L. Bilodeau, M. Tabrizian, Eds M. Dekker, New York. 2004 , 1403-1411.

REFERENCES

[18]. J.P. McGarry, B.P. O'Donnell, P.E. McHugh, J.G. McGarry, Analysis of the mechanical performance of a cardiovascular stent design on micromechanical modelling. *Comput. Mater. Sci.* 2004 , 31 , 421-438.

[19]. " Biomaterials : an introduction", J.B. Park, Eds Plenum Press, New-York, 1979 .

[20]. C. Rogers, D.Y. Tseng, J.C. Squire, E.R. Edelman, Balloon-artery interactions during stent placement - A finite element analysis approach to pressure, compliance, and stent design as contributors to vascular injury. *Circ. Res.* 1999 , 84 , 378-383.

[21]. B.H. Strauss, P.W. Serruys, I. De Scheerder, J.G.P. Tijssen, M.E. Bertrand , et al. , Relative risk analysis of angiographic predictors of restenosis within the coronary wallstent. *Circulation* 1991 , 84 , 1636-1643.

[22]. J.F. Dyet, W.G. Watts, D.F. Ettles, A.A. Nicholson, Mechanical properties of metallic stents: how do these properties influence the choice of stent for specific lesions? *Cardiovas. Interv. Radiol.* 2000 , 23 , 47-54.

[23]. A.J. Lusis, Atherosclerosis. *Nature* 2000 , 407 , 233-241.

[24]. N. Bjarnegard, A. Ryden Ahlgren, T. Sandgren, B. Sonesson, T. Lanne, Age effects proximal

brachial artery stiffness; Differential behavior within the length of the brachial artery? *Ultrasound Med. Biol.* 2003 , 29 , 1115-1121.

[25]. G.E. McVeigh, P.K. Hamilton, D.R. Morgan, Evaluation of mechanical arterial properties: clinical, experimental and therapeutic aspects. *Clin. Sci.* 2002 , 102 , 51-67.

[26]. A.J. Lusis, Atherosclerosis. *Nature* 2000 , 407 , 233-241.

[27]. N. Bjarnegard, A. Ryden Ahlgren, T. Sandgren, B. Sonesson, T. Lanne, Age effects proximal

REFERENCES

[28]AMBLARD A., WALTER-LE BERRE H., BOU-SAÏD B., BRUNET M., Analyse biomécanique des endofuites de type I dans un anévrisme de l'aorte abdominale traité par endoprothèse, 1er Congrès International Francophone de Mécanique Avancée, Faculté de Génie Mécanique, Université d'Alep, Syrie, 2-4 mai 2006. Pagination ?

REFERENCES CHAPITRE 2

[1] Hunter, K. S., Albiets, J. A., Lee, P.-F., Lanning, C. J., Lammers, S. R., Hofmeister, S. H., Shandas, R. (2010). In vivo measurement of proximal pulmonary artery elastic modulus in the neonatal calf model of pulmonary hypertension: development and ex vivo validation. *Journal of Applied Physiology*

[2] Thomas, K., & Faouzi, M. W. (1998). Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression. *Ultrasonic Imaging*, 20, 260–274.

[3] Ross and JA Glomset. Atherosclerosis and the arterial smooth muscle cell. *Science*, 180 (4093) :1332–1339, 1973.

[4] thèse Fatiha CHABI le 15 décembre 2016 ETUDE NUMÉRIQUE ET EXPÉRIMENTALE DU TRANSFERT DE MASSE, PAR ADVECTION ET DIFFUSION EN ÉCOULEMENT PULSÉ, SUR DES STENTS ACTIFS

[6] Auteur: Florian CONGNARD MESURES DE PRESSIONS ARTERIELLES PERIPHERIQUES CHEZ LE SUJET SAIN - ASPECTS CLINIQUES, METHODOLOGIQUES ET PEDAGOGIQUES.

[7] Auteur: Par Ingrid MASSON CONTRIBUTION À LA MODÉLISATION MÉCANIQUE DU COMPORTEMENT DYNAMIQUE, HYPERÉLASTIQUE ET ANISOTROPE DE LA PAROI ARTÉRIELLE.

[8] COMOLET R., *Biomécanique circulatoire*, Paris : Masson, 1984, 232p

[9] MISRA J.C., CHAKRAVARTY S., Study of compressibility in vascular rheology, *Rheology*, 1980, vol. 19, pp.319-388.

REFERENCES

[10] WEIZSACKER H.W., LAMBERT H.L., PASCALE K., Analysis of the passive mechanical properties of rat carotid arteries, *Journal of Biomechanics*, 1983, vol.16, pp. 703-715.

[11] WEIZSACKER H.W., LAMBERT H.L., PASCALE K., Analysis of the passive mechanical properties of rat carotid arteries, *Journal of Biomechanics*, 1983, vol.16, pp. 703-715.

[12] VORP D.A. & al, Identification of elastic properties of homogeneous, orthotropic vascular

[13] SOKOLIS D.P., BOUDOULAS H., KARAYANNACOS P.E., Assessment of the aortic stress-strain relation in uniaxial tension, *Journal of Biomechanics*, 2002, vol.35, pp. 1213-1223.

[14] ZHANG D., EGGLETON C.D., AROLA D.D., Evaluating the mechanical behaviour of arterial tissue using digital image correlation, *Experimental mechanics*, 2002, vol. 42, n°4, pp. 409-416.

[15] SCHULZE-BAUER C.A.J, HOLZAPFEL G.A., Determination of constitutive equations for human arteries from clinical data, *Journal of Biomechanics*, 2002, vol.36, pp. 165-169.

[16] LONG A. & al, Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging : correlation with aneurysm size, *Journal of Vascular Surgery*, 2005, vol.42, n°1.

[17] OHASHI T. & al, Pipette aspiration technique for the measurement of nonlinear and anisotropic mechanical properties of blood vessel walls under biaxial stretch, *Journal of Biomechanics*, 2004, vol.38, pp.2248-2256.

REFERENCES

[18] STRINGFELLOW M.M., LAWRENCE P.F., STRINGFELLOW R.G., The influence of aortaaneurysm geometry upon stress in the aneurysm, *Journal of Surgical Research*, 1987, vol.42, n°4, pp. 425-433.

[19] VORP D.A., RAGHAVAN M.L., WEBSTER M.W., Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry, *Journal of Vascular Surgery*, 1998, vol.27, n°4, pp.632-639.

[20] FILLINGER M.F. & al, In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk, *Journal of Vascular Surgery*, 2002, vol. 36, n°3.

[21] FILLINGER M.F. & al, Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter, *Journal of Vascular Surgery*, 2003, vol. 37, n°4.

[22] VENKATASUBRAMANIAM A.K., A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2004, vol.28, pp. 168-176. abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry, *Journal of Vascular Surgery*, 1998, vol.27, n°4, pp.632-639.

[23] HUA J., MOWER W.R., Simple geometric characteristics fail to reliably predict abdominal aortic aneurysm wall stresses, *Journal of Vascular Surgery*, 2001, vol.34, n°2.

[24] SONESSON B., SANDGREEN T., LÄNNE T., Abdominal aortic aneurysm wall mechanics and their relation to risk of rupture, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 1999, vol.18, pp. 487-493. [Son99] SONESSON B., SANDGREEN T., LÄNNE T., Abdominal aortic aneurysm wall mechanics and their relation to risk of rupture, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 1999, vol.18, pp. 487-493.

REFERENCES

[25] DI MARTINO E.S. & al, Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue, Journal of Vascular Surgery, 2004, vol.43, n°3.

[26] A.N.A.E.S. (Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé)- Evaluation clinique et économique des endoprothèses aortiques. Paris : ANAES, 1999 :79p.

[27] CSMA 2019 ,Développement d'une simulation numérique élastoplastique de la dilatation d'une artère sténosée Bernard Al-Helou, Catherine Dupont, Aline Bel-Brunon, Wenfeng Ye, Claudio Silvestro, Adrien Kaladji, Pascal Haigron

REFERENCES introduction

[1] F. Migliavacca, L. Petrini, V. Montanari, I. Quagliana, F. Auricchio, G. Dubini, Medical Engineering & Physics 27(2005) 13-18.

[2] F. Migliavacca, L. Petrini, M. Colombo, F. Auricchio, R. Pietrabissa, Journal of Biomechanics 35 (2002) 803-811.

[4] S. Schievano, G. Parenzan, F. Migliavacca, L. Petrini, G. Dubini, P. Bonheffer, Journal of Biomechanics 39(2006) 292-293.

[5] C.A. Sweeney, P.E. McHugh, J.P. McGarry, S.B. Leen, International Journal of Fatigue 44 (2012) 202-216.

[6] M. Azaouzi, A. Makradi, J. Petit, S. Belouettar, O. Polit, Computational Materials Science 79 (2013) 326-335.