

# THÈSE

## ANGIOVISION - POSE D'ENDOPROTHÈSE AORTIQUE PAR ANGIONAVIGATION AUGMENTÉE

présentée devant

**L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon**

pour obtenir

**le GRADE DE DOCTEUR**

École doctorale :

**Mécanique, Énergétique, Génie civil, Acoustique**

Spécialité :

**MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL**

par

**Ghizlane MOUKTADIRI**

**Ingénierie Mécanique et Énergétique à UCBL**

Thèse soutenue le 14 Juin 2013 devant la Commission d'examen

### Jury

M. J.TICHY	Professeur	RPI, USA	Président
M. P.CHABRAND	Professeur	ISM, Univ. Aix-Marseille	Rapporteur
M. P.LERMUSIAUX	PU PH	HCL	Rapporteur
Mme V. DEPLANO	CR HDR	IRPHE Marseille	Examineur
M. P. DOUEK	PU PH	HCL	Examineur
M. P. VEZIN	DR	LBMCoS, IFSTTAR Lyon	Examineur
M. M. BRUNET	Professeur	LaMCoS, INSA Lyon	Invité
M. B. BOU-SAÏD	MCF HDR	LaMCoS, INSA Lyon	Directeur de Thèse
Mme H. WALTER-LE BERRE	MCF	LaMCoS, INSA Lyon	Directeur de Thèse

LaMCoS - UMR CNRS 5514 - INSA de Lyon  
20, avenue Albert Einstein, 69621 Villeurbanne Cedex (FRANCE)



## INSA Direction de la Recherche - Écoles Doctorales – Quinquennal 2011-2015

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	<b>CHIMIE DE LYON</b> <a href="http://www.edchimie-lyon.fr">http://www.edchimie-lyon.fr</a> Insa : R. GOURDON	M. Jean Marc LANCELIN Université de Lyon – Collège Doctoral Bât ESCPE 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 13 95 <a href="mailto:directeur@edchimie-lyon.fr">directeur@edchimie-lyon.fr</a>
E.E.A.	<b>ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE</b> <a href="http://edeea.ec-lyon.fr">http://edeea.ec-lyon.fr</a> Secrétariat : M.C. HAVGOUDOUKIAN <a href="mailto:eea@ec-lyon.fr">eea@ec-lyon.fr</a>	M. Gérard SCORLETTI Ecole Centrale de Lyon 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60 97 Fax : 04 78 43 37 17 <a href="mailto:Gerard.scorletti@ec-lyon.fr">Gerard.scorletti@ec-lyon.fr</a>
E2M2	<b>EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION</b> <a href="http://e2m2.universite-lyon.fr">http://e2m2.universite-lyon.fr</a> Insa : H. CHARLES	Mme Gudrun BORNETTE CNRS UMR 5023 LEHNA Université Claude Bernard Lyon 1 Bât Forel 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.12.94 <a href="mailto:e2m2@biomserv.univ-lyon1.fr">e2m2@biomserv.univ-lyon1.fr</a>
EDISS	<b>INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE</b> <a href="http://ww2.ibcp.fr/ediss">http://ww2.ibcp.fr/ediss</a> Sec : Safia AIT CHALAL Insa : M. LAGARDE	M. Didier REVEL Hôpital Louis Pradel Bâtiment Central 28 Avenue Doyen Lépine 69677 BRON Tél : 04.72.68 49 09 Fax : 04 72 35 49 16 <a href="mailto:Didier.revel@creatis.uni-lyon1.fr">Didier.revel@creatis.uni-lyon1.fr</a>
INFOMATHS	<b>INFORMATIQUE ET MATHEMATIQUES</b> <a href="http://infomaths.univ-lyon1.fr">http://infomaths.univ-lyon1.fr</a>	M. Johannes KELLENDONK Université Claude Bernard Lyon 1 INFOMATHS Bâtiment Braconnier 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72. 44.82.94 Fax 04 72 43 16 87 <a href="mailto:infomaths@univ-lyon1.fr">infomaths@univ-lyon1.fr</a>
Matériaux	<b>MATERIAUX DE LYON</b> Secrétariat : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry <a href="mailto:Ed.materiaux@insa-lyon.fr">Ed.materiaux@insa-lyon.fr</a>	M. Jean-Yves BUFFIERE INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Saint Exupéry 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 83 18 Fax 04 72 43 85 28 <a href="mailto:Jean-yves.buffiere@insa-lyon.fr">Jean-yves.buffiere@insa-lyon.fr</a>
MEGA	<b>MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE</b> Secrétariat : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Saint Exupéry <a href="mailto:mega@insa-lyon.fr">mega@insa-lyon.fr</a>	M. Philippe BOISSE INSA de Lyon Laboratoire LAMCOS Bâtiment Jacquard 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 <a href="mailto:Philippe.boisse@insa-lyon.fr">Philippe.boisse@insa-lyon.fr</a>
ScSo	<b>ScSo*</b> M. OBADIA Lionel Sec : Viviane POLSINELLI Insa : J.Y. TOUSSAINT	M. OBADIA Lionel Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.69.72.76 Fax : 04.37.28.04.48 <a href="mailto:Lionel.Obadia@univ-lyon2.fr">Lionel.Obadia@univ-lyon2.fr</a>

\*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

## *Remerciements*

Ce travail a été effectué au sein du Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures LaMCoS de l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon .

Ma thèse s'est bien déroulé, autant sur le plan humain que matériel. Je remercie tous les membres qui ont participé à mon intégration dans les différentes équipes et au bon déroulement de ma thèse.

Je tiens à remercier particulièrement Mme Hélène WALTER LE-BERRE et Monsieur Benyebka BOU-SAÏD, maîtres de conférences à l'Institut National des Sciences Appliquées, pour m'avoir permis d'entreprendre cette recherche et pour le temps, l'aide et la confiance qu'ils m'ont accordés durant toute la durée de ma thèse.

Je tiens aussi à remercier mes collègues de bureau pour leurs conseils et leurs explications.

Je remercie particulièrement ma famille pour leur soutien.

# Table des matières

<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>7</b>
---------------------------	----------

<b>CHAPITRE I : CARACTÉRISATION MÉCANIQUE DES TISSUS BIOLOGIQUES ET DES OUTILS ENDOVASCULAIRES .....</b>	<b>12</b>
--	-----------

I.1. Caractérisation mécanique des tissus biologiques.....	13
I.1.1 Introduction.....	13
I.1.2 Contexte médical et technique .....	13
I.1.3 Essais mécaniques sur des tissus biologiques humains .....	18
I.1.4 Résultats .....	28
I.1.5 Conclusion .....	39
I.2. Caractérisation du système de largage : le guide et le porte stent .....	40
I.2.1 Introduction.....	40
I.2.2 Étapes de la procédure endovasculaire.....	41
I.2.3 Description des outils médicaux .....	42
I.2.4 Essais mécaniques sur les outils endovasculaires .....	45
I.2.5 Résultats .....	50
I.2.6 Conclusion .....	55
I.3. Bilan des essais .....	56

<b>CHAPITRE II : MODÉLISATION DU TRAITEMENT ENDOVASCULAIRE .....</b>	<b>57</b>
--	-----------

II.1. Introduction .....	58
II.2. Modèle géométrique.....	59
II.2.1 Reconstruction géométrique des parois artérielles .....	59
II.2.2 Description des outils médicaux.....	62
II.2.3 Description de l'assemblage du modèle numérique endovasculaire .....	64
II.2.4 Distance entre l'aorte et la colonne vertébrale.....	66
II.2.5 Qualité pariétale.....	68
II.2.6 Non - linéarité géométrique.....	69
II.2.7 Contraintes résiduelles « contraintes à l'état libre de chargement » .....	71
II.3. Modèle matériaux .....	73
II.3.1 Modèle hyperélastique.....	74
II.3.2 Composites : Matériaux hyperélastiques, hétérogènes et isotropes transverses .....	79
II.4. Analyse numérique de la navigation endovasculaire.....	82
II.4.1 Introduction .....	82
II.4.2 Conclusion.....	83
II.5. Conclusion.....	84

<b>CHAPITRE III : RÉSULTATS ET VALIDATION .....</b>	<b>85</b>
---	-----------

III.1. Introduction .....	86
III.2. Résultats de la simulation du traitement des AAA par voie endovasculaire .....	86
III.3. Validation des résultats de la simulation avec le protocole opératoire in-vivo .....	105

III.4. Études paramétriques .....	112
III.5. Conclusion.....	130
<b>CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES .....</b>	<b>132</b>
<b>ANNEXES .....</b>	<b>136</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>171</b>

# Introduction

Les maladies cardio-vasculaires représentent la première cause de mortalité dans le monde : 17,3 millions de décès selon l'OMS (statistiques 2008). D'ici 2030, près de 23,6 millions de personnes mourront d'une maladie cardio-vasculaire. Notamment, l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) est une pathologie cardio-vasculaire qui touche 6 à 7 % de la population occidentale et son incidence augmente avec l'âge. Par an, 5% des hommes plus de 65 ans sont touchés et près de 50 000 endoprothèses aortiques sont implantées dans le monde [1]–[3].

Au moins 90 % des AAA sont affectés par l'athérosclérose due à un excès de cholestérol, d'inflammation, d'infection ou de tabac [4], la plupart de ces anévrismes siège à proximité de la bifurcation iliaque [5], ce qui en favorise la rupture, qui est un accident redoutable et mortel. La prévention de la rupture des AAA constitue donc un enjeu majeur pour la santé [2].

Depuis plus que 50 ans, la chirurgie ouverte était le seul traitement possible des AAA. Cette intervention est bien maîtrisée, mais reste relativement lourde avec de nombreux risques de complications cardiaques (infarctus du myocarde ..), respiratoires, hémorragiques, rénales, infectieuses et coliques (risque d'ischémie colique) [2].

Depuis 1991, une nouvelle procédure chirurgicale mini-invasive a été mise en place : la procédure endovasculaire. Ce traitement consiste à faire glisser une endoprothèse, à travers un dispositif de largage, par voie fémorale jusqu'au niveau de l'anévrisme.

Malgré les avantages que présentent cette technique, tels qu'une durée d'hospitalisation plus courte, des incisions plus petites, un rétablissement plus rapide ainsi que des morbidités et mortalités plus faibles [6], les résultats cliniques actuels dans le long terme ne diffèrent pas significativement en comparaison avec la chirurgie classique [7] (1/4 à 1/3 des publications de chirurgie vasculaire), mais en raison des complications engendrées par leurs mises en place, le niveau de fiabilité de ces nouvelles modalités de traitement restent un sujet de discussion [8], et la surveillance à vie par scanner est obligatoire annuellement [9].

Les principales complications qui peuvent survenir sont les suivantes :

- ✓ En peropératoire : des difficultés de navigation du dispositif de largage, liées à une forte angulation et une calcification très importante des parois artérielles, peuvent entraîner des concentrations de contraintes et par conséquent, un risque de rupture [10]–[11]. D'autre part, le patient et le médecin sont exposés à des doses importantes



de rayon X au cours de la navigation des outils endovasculaires, ce qui constitue un risque pour leur santé [12]–[13].

- ✓ En postopératoire : des phénomènes de migrations, de fatigues, d'endotensions, d'endofuites, d'évolution des collets [14]–[18] observés chez environ 40% des patients après 4 ans de traitement ne sont pas encore parfaitement maîtrisés [19]. La non prise en compte de la déformation de l'artère sous l'action du dispositif de largage pourra être la cause d'un mauvais dimensionnement, d'un mauvais positionnement ou encore d'un mauvais choix du stent [20]–[22]. Un surdimensionnement d'une endoprothèse supérieur à 30% pourrait négativement impacter les résultats de la procédure endovasculaire [23].

De nombreux chercheurs ont tenté de comprendre la biomécanique du diagnostic ou du traitement clinique [24]–[26] et d'apporter des améliorations à cette intervention mini-invasive, qui permet de traiter des pathologies artérielles très complexes (anévrismes, sténoses, embolisations..), utilisant un guide, un cathéter contenant l'endoprothèse et une gaine. De différents environnements anévrismales ont été simulés : neurologiques [27]–[32], urologiques [33]–[34], abdominales [35]–[36], leurs apports se focalisant principalement sur la modélisation de l'interaction endoprothèse/anévrisme, sur la mécanique du stent ou sur les techniques conventionnelles, manuelles et robotiques.

Malgré les progrès énormes de cette technologie (dispositifs et techniques) [37]–[38], certains facteurs anatomiques de patients spécifiques font que la manipulation du cathéter devient difficile, et nécessite une grande maîtrise technique. Plus les cas traités sont complexes et plus l'intervention devient ambitieuse et la maîtrise des compétences endovasculaires devient difficile [39].

Ce projet s'inscrit dans le cadre d'une collaboration multidisciplinaire qui fait intervenir plusieurs communautés :

- communauté scientifique (LTSI UMR 642, LaMCoS UMR 5259) qui font respectivement la partie de coordination, de traitement d'images et du signal et la partie de modélisation numérique et de caractérisation des outils chirurgicaux et des tissus biologiques,

- communauté industriel (sociétés Therenva et ANSYS) qui font la conception et le développement des logiciels de planification et du guidage ainsi que la simulation numérique,
- communauté médicale (CIC-IT de Rennes, Hôpital Henri Mondor (HMN) de Créteil, Hôpital Édouard Herriot de Lyon) qui s'occupent de la partie d'acquisition des données patient et des interventions chirurgicales.

Afin de contribuer à l'amélioration des procédures thérapeutiques endovasculaires, en terme de précision et d'optimisation de la stratégie interventionnelle, un outil de simulation numérique d'aide à l'acte chirurgical a été mis en place. Ces simulations sont effectuées à partir de la géométrie réelle bio-fidèle reconstituée à partir des images cliniques préopératoires sur un groupe de patients spécifiques (forte tortuosité et calcification) et prennent en compte les propriétés mécaniques locales du système de largage, la variation des propriétés mécaniques des tissus mous en fonction de leur degré de calcification, la projection de l'environnement de l'artère sur le modèle simulé ainsi que la précontrainte présente dans l'artère.

Les objectifs principaux de la modélisation de la procédure endovasculaire sont :

- ✓ un contrôle précis en temps réel et en 3D des différentes étapes du traitement endovasculaire des AAA,
- ✓ une étude de la faisabilité de l'intervention chirurgicale, et donc une évaluation précise de l'état de contraintes, afin d'être en mesure de prédire des risques de rupture liés à des zones artérielles très tortueuses et calcifiées lors de la montée des outils endovasculaires,
- ✓ une aide au choix des outils chirurgicaux pour chaque patient, afin de réduire le nombre d'outils endovasculaires utilisé lors de l'intervention, la dose de rayonnement et le produit de contraste,
- ✓ une aide au choix des endoprothèses, choix qui est effectué, à l'heure actuelle, à partir d'examen d'imagerie préopératoire de l'artère non déformée et qui ne prend donc pas en compte les modifications morphologiques subies par les vaisseaux au cours de l'intervention chirurgicale,
- ✓ une aide à la compréhension des causes d'apparition des phénomènes d'endofuites et de migration des endoprothèses.

Pour traiter efficacement ce problème, le logiciel utilisé est le code de calcul par éléments finis Abaqus Explicit [40], qui permet de prendre en compte les grandes déformations, les non linéarités géométriques et matérielles ainsi que la gestion efficace du contact avec frottement entre différents éléments de la structure.

Le premier chapitre est consacré à la caractérisation mécanique des matériaux intervenant dans le problème étudié : les matériaux biologiques (artères saines et pathologiques) et les matériaux non biologiques (outils endovasculaires). Des caractérisations macroscopique et nanoscopique ont été réalisées afin d'établir des cartographies des propriétés mécaniques.

Le deuxième chapitre présente la maquette numérique réalisée, afin de modéliser les interactions outils/vaisseaux sanguins : reconstruction géométrique des parois artérielles à partir des données préopératoires sur des patients spécifiques, projection de l'environnement de l'artère dans le modèle simulé, cartographies des caractéristiques mécaniques en fonction de la qualité pariétale des tissus biologiques et aussi de la position le long des outils endovasculaires, matériau composite, qui décrit un aspect plus réel du comportement des vaisseaux sanguins, avec des lois de comportement hyperélastiques, hétérogènes, transverses isotropes et prise en compte de la précontrainte présente dans l'artère.

Le troisième chapitre est un exposé des résultats obtenus avec la maquette numérique. Les résultats des simulations sont comparés à des résultats cliniques de patients déjà traités, afin de valider cette maquette numérique. Des études ont été réalisées afin de déterminer et d'analyser l'influence de certains paramètres biomécaniques sur la réussite du traitement endovasculaire.

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

# Chapitre I : Caractérisation mécanique des tissus biologiques et des outils endovasculaires

# I.1. Caractérisation mécanique des tissus biologiques

## I.1.1 Introduction

La modélisation numérique du système complet composé du guide, du cathéter, des artères (aorte, artères fémorales, artères iliaques), de l'anévrisme et de l'environnement des artères nécessite la modélisation de ces différents composants. L'objectif de cette partie est de déterminer les propriétés mécaniques de chaque composant et de créer une cartographie des propriétés mécaniques en fonction du degré de calcification le long des tissus biologiques parcourus par le système de largage. Cette cartographie permettra de distinguer les parois calcifiées, les parois pathologiques et les parois saines.

Étant donné le manque flagrant de données sur les caractéristiques mécaniques en fonction du degré de calcification [41], nous proposons de faire des essais nano et macro mécaniques sur des tissus artériels humains, afin de pouvoir représenter le mieux possible l'anatomie de chaque patient étudié.

Cette partie présente une description des vaisseaux artériels sains et malades, les différents traitements de cette maladie, les lois de comportement, le protocole expérimental, les résultats et enfin une conclusion.

## I.1.2 Contexte médical et technique

### ◆ Description des vaisseaux sanguins : fémorale, iliaque et aorte

La structure d'une artère normale répond à un modèle commun d'organisation (Figure I.1), leur paroi est constituée de 3 couches concentriques :

- L'intima est la couche interne de la paroi artérielle. Très active sur le plan métabolique, elle est constituée d'une couche monocellulaire de cellules endothéliales, qui sont nécessaires pour maintenir le niveau vasomoteur et la compliance. Ces cellules reposent sur une membrane basale, séparée de la limitante élastique interne (LEI) par un espace virtuel acellulaire (la zone sous endothéliale). La LEI est une couche bien individualisée (épaisseur  $\approx 40-80\mu m$ ) de fibres élastiques (élastine) qui sépare l'intima de la média.

- La media est la couche principale de l'artère. Elle est limitée par les limitantes élastiques internes et externes (LEI et LEE) et composée d'épaisses lames d'élastine percées de fenestrations. Ces ouvertures sont suffisamment grandes pour permettre le passage bidirectionnel de substances et de cellules. La média est constituée d'empilement concentrique d'unités lamellaires formées de cellules musculaires lisses et d'une matrice conjonctive (élastine, collagène...).
- L'adventice est la tunique externe. Elle est composée d'un tissu conjonctif de fibres de collagène, de fibres d'élastine et de fibroblastes. Elle repose sur la limitante élastique externe qui délimite cette tunique de la média. Son rôle principal est de s'opposer aux contraintes mécaniques élevées.

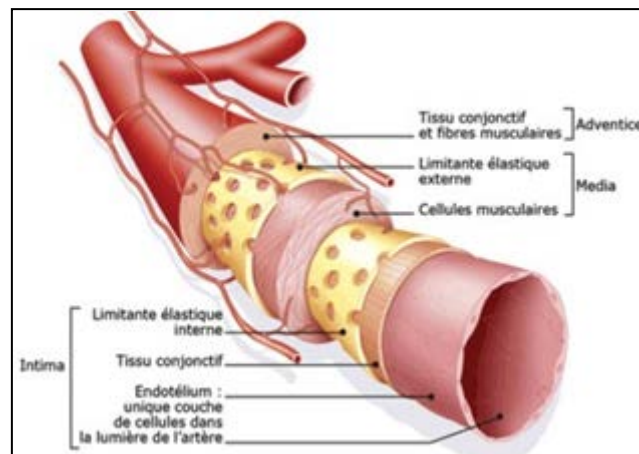


Figure I.1 : Structure de l'artère : intima, média, adventice

Selon la proportion relative des constituants dans la matrice conjonctive de la media, deux grands types d'artères sont ainsi distingués :

- ❖ Les artères musculaires (artères coronaires, fémorales, spléniques, rénales), où l'absence de fibres élastiques est le déterminant principal. Cette couche de cellules musculaires lisses assure les propriétés vasomotrices de ce type artériel.
- ❖ Les artères élastiques (aorte, gros troncs artériels supra-aortiques, artères iliaques) possèdent une média riche en fibres élastiques qui assurent les propriétés de compliance artérielle.

Les artérioles sont des petits vaisseaux sanguins, de 40 à 110  $\mu\text{m}$  de diamètre, qui se raccordent et se ramifient au départ d'une artère vers des terminaisons artérielles débouchant sur des capillaires.

L'aorte abdominale et les artères iliaques font donc partie des artères élastiques, alors que l'artère fémorale est plutôt musculaire (Figure I.2) :

- ✓ L'aorte est la plus grosse artère du corps humain. Elle prend son origine au niveau du cœur et chemine le long de la face antérieure de la colonne vertébrale. Classiquement, elle est divisée en aorte thoracique et en aorte abdominale. Elle amène le sang oxygéné du ventricule gauche du cœur vers tous les organes et les tissus à l'exception du poumon. L'aorte abdominale se divise au niveau de la bifurcation en deux branches pour donner naissance aux artères des membres inférieurs.
- ✓ L'artère iliaque est issue de la division en deux de l'aorte abdominale au niveau de la quatrième vertèbre lombaire. L'artère iliaque commune s'oriente alors vers le bas et le dehors le long du rachis jusqu'à sa division en artère iliaque externe et artère iliaque interne (ou hypogastrique) au niveau du sacrum.
- ✓ L'artère fémorale naît de l'artère iliaque externe lors de son passage sous le ligament inguinal, à mi-distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la symphyse pubienne, en dehors de la veine fémorale et en dedans du nerf fémoral. On compte une artère fémorale droite et une fémorale gauche.

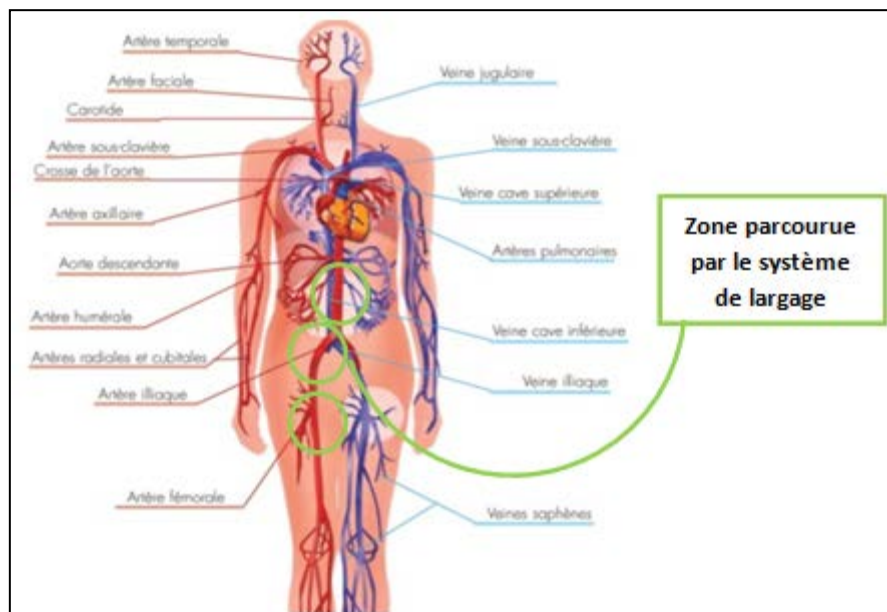


Figure I.2 : Différents vaisseaux sanguins du corps humain

En plus des modifications liées au vieillissement physiologique, les artères sont soumises à différentes maladies, en particulier la calcification et l'anévrisme de l'aorte abdominale.

→ Les artères calcifiées se définissent par une altération des vaisseaux sanguins. Cependant, ce processus naturel au cours duquel les tissus de l'organisme se durcissent, du fait d'un dépôt de sels de calcium conduit à une perte d'élasticité et donc une diminution de la résistance à la rupture.

→ L'anévrisme de l'aorte abdominale représente une pathologie multifactorielle, responsable de la première cause de mortalité dans les pays industrialisés. C'est une maladie des vaisseaux associée à de nombreux facteurs de risque génétiques et environnementaux, qui agissent en synergie pour favoriser le développement des plaques d'athérome. Ces plaques augmentent progressivement la lumière de l'artère engendrant des turbulences, et donc fragilisent les parois artérielles, et provoquent un accident vasculaire (Figure I.3).

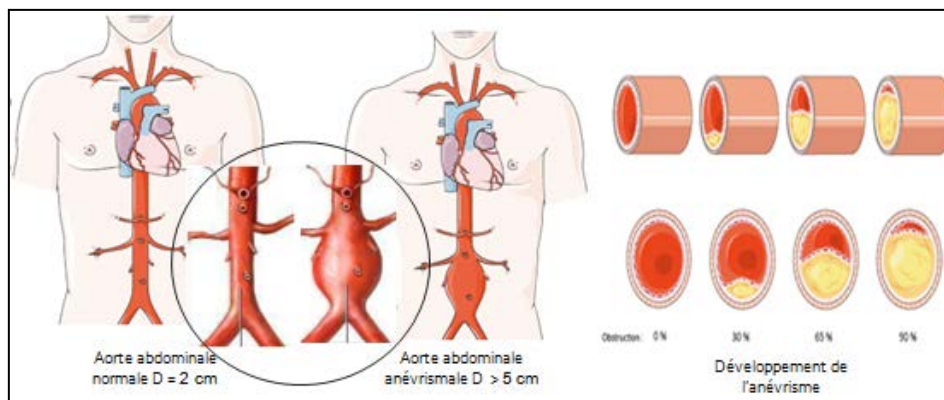


Figure I.3 : Développement de l'AAA au cours du temps

Du fait de la gravité de cette maladie, d'importants efforts scientifiques et médicaux sont déployés pour la traiter.

#### ◆ Description des traitements d'un AAA :

Il existe deux techniques de traitements possibles des 'AAA : la chirurgie classique et la chirurgie mini-invasive.



### ✓ Procédure chirurgicale classique :

L'intervention chirurgicale ouverte ou « mise à plat greffe » est le traitement de référence depuis plus de 50 ans. Cette procédure nécessite une grande incision dans l'abdomen du patient. L'aorte est clampée, l'anévrisme est incisé et nettoyé. La prothèse en tissu chirurgical est cousue au tissu aortique sain en amont et en aval de l'anévrisme [42] (Figure I.4).

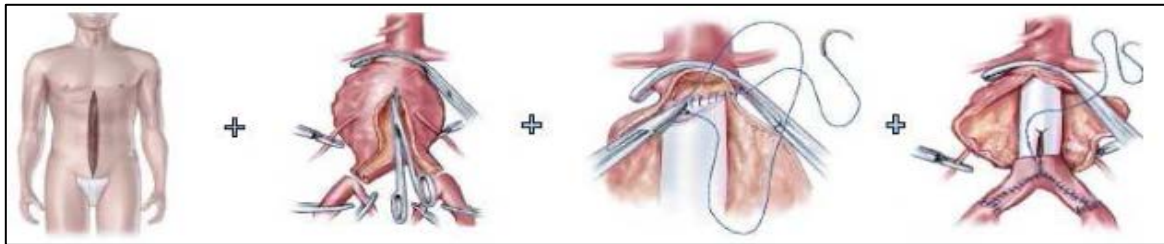


Figure I.4 : Étapes de la procédure chirurgicale classique

Si l'anévrisme est strictement limité à l'aorte abdominale sous-rénale, la prothèse utilisée est tubulaire. Si l'anévrisme s'étend aux artères iliaques, la correction chirurgicale fait appel à une prothèse bifurquée.

Cependant, cette technique est une intervention très lourde avec de nombreux risques de complications cardiaques (infarctus du myocarde..), respiratoires (insuffisance respiratoire..), hémorragiques, rénales, infectieuses et coliques (risque d'ischémie colique).

À long terme, la chirurgie donne d'excellents résultats, puisque l'anévrisme est définitivement exclu. Le taux de mortalité au premier mois qui suit l'intervention chirurgicale d'un AAA (mortalité postopératoire) est compris entre 1 et 3 % dans la plupart des cas. Ce taux est extrêmement faible par rapport au risque de rupture encouru en cas de non intervention [43]–[45].

### ✓ Procédure endovasculaire :

Cette nouvelle procédure chirurgicale mini-invasive, mise en place depuis 1991, consiste à faire glisser une endoprothèse à travers un dispositif de largage, de l'artère fémorale jusqu'au niveau de l'anévrisme. L'endoprothèse est maintenue grâce à un équilibre entre les précontraintes appliquées lors de la pose et les contraintes induites par le flux sanguin.

Son implantation permet l'isolation de la poche anévrysmale et le renforcement de la paroi artérielle. Elle permet ainsi la protection de l'anévrisme aux élévations de pression exercées sur la paroi à chaque systole. L'objectif final de cette technique est donc de prévenir la croissance et la rupture de l'anévrisme [46].

Malgré les avantages que présente cette procédure tels que des petites incisions, un rétablissement plus rapide, des pertes sanguines réduites, un temps d'intervention moins important, une mortalité opératoire moins importante [16], la faisabilité du traitement endovasculaire est directement liée à la morphologie de chaque patient en fonction du degré de tortuosité des artères et de leur qualité pariétale. Chez des patients à risques élevés dont les artères sont extrêmement tortueuses et calcifiées, la navigation endovasculaire en peropératoire devient difficile, ce qui peut augmenter le taux de mortalité [47].

En postopératoire, les principales causes d'échec des procédures endovasculaires sont liées à des phénomènes d'endofuites, définies comme la persistance d'un flux sanguin en dehors de la prothèse et au sein du sac anévrysmal, et à des phénomènes de migration de l'endoprothèse et de rupture de l'anévrisme [48]–[50].

En raison de ces complications engendrées en peropératoires et postopératoires, le niveau de fiabilité de ces nouvelles modalités de traitement reste un sujet de discussion et donc prouve l'intérêt à étudier et améliorer la procédure endovasculaire, et c'est donc dans ce cadre que s'inscrit notre travail.

### **I.1.3 Essais mécaniques sur des tissus biologiques humains**

De nombreux chercheurs ont tenté de caractériser le comportement des parois vasculaires normales, pathologiques, dans l'espoir d'apporter une aide précieuse aux cliniciens.

Cependant, la plupart des travaux présentés dans la littérature sont focalisés sur la partie anévrysmale et notamment sur le comportement biomécanique des parois [51]–[52], la dilatation et la compliance des vaisseaux [53]–[54], les différentes géométries et matériaux de l'anévrisme [55]–[57], les indicateurs du risque de rupture [58], les propriétés mécaniques [59] ou sur la partie saine et plus particulièrement sur le comportement mécanique, notamment un comportement non linéaire de la paroi artérielle [60]–[61], l'orientation des fibres [62] et le matériau des vaisseaux [63]–[64].

Par ailleurs, peu d'études analysent l'indicateur de calcification : Walraevens [41] a fait des tests sur des tissus aortiques sains et artificiellement calcifiés de porcines et il a constaté qu'une anastomose réalisée dans des tissus calcifiés se déchire plus vite que dans des tissus sains. Son modèle ne suffit pas pour faire une cartographie spécifique à chaque patient des propriétés mécaniques en fonction du degré de calcification, et reste une approche sur des parois artérielles non humaines avec un processus de calcification non naturelle, et donc peu fiable.

Étant donné le manque flagrant de données sur le comportement mécanique des vaisseaux sanguins en fonction du degré de calcification, nous proposons de faire des essais mécaniques sur des tissus artériels humains, des essais in-vitro réalisés dans un environnement très proche des conditions physiologiques. Cependant, l'hydratation des tissus est une condition nécessaire pour approcher à l'état physiologique. Betsch et al. ont remarqué une augmentation de la raideur des tissus biologiques d'un tendon de rat [65], cornée bovine [66] et même à l'échelle de la cellule [67], quand son taux d'hydratation diminue.

Le but de cette partie est de pouvoir établir une cartographie qui permet de distinguer des parois calcifiées, pathologiques et saines et d'intégrer ces caractéristiques mécaniques dans le modèle numérique créé par la suite.

### ◆ Description des échantillons :

Les aortes, les artères fémorales et les artères iliaques ont été prélevées sur des personnes âgées qui ont subi une chirurgie conventionnelle, leurs artères ont été remplacées par une prothèse artificielle.

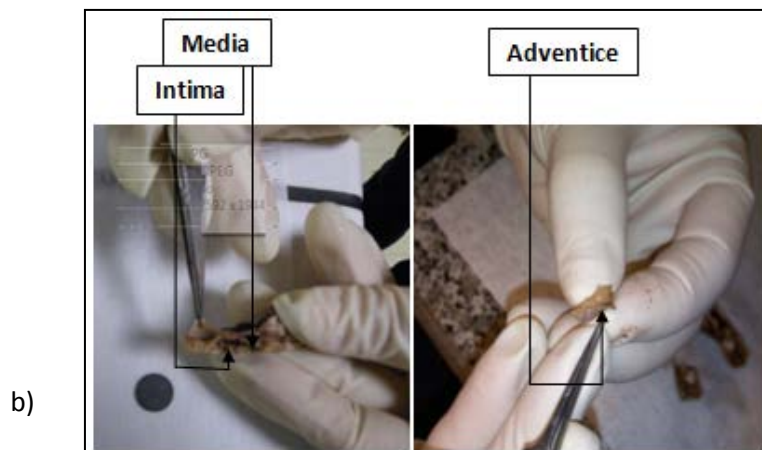
Ces prélèvements artériels ont été faits le 12/07/2010 et ont été conservés dans l'eau salée avec un antibiotique pendant trois jours. Le 15/07/2010, les artères ont été reçues au laboratoire d'essais, puis certaines ont été testées le lendemain, après conservation dans une solution PBS (Phosphate Buffered Saline). Les artères restantes ont été testées après 5 mois et durant cette période, elles étaient conservées dans une solution de mélange de 5 % de diméthylsulfoxyde (DMSO) et 95 % de PBS.

Les prélèvements comportent tous les tissus biologiques parcourus par le système de largage, notamment, les artères fémorales, iliaques, aortiques ainsi que les branches secondaires. Tout

au long de ce parcours, différentes zones ont été distinguées : des zones saines, graisseuses, anévrismales, peu, moyennement ou très calcifiées ainsi que les différentes couches de la paroi artérielle. La figure I.5 montre quelques exemples des prélèvements effectués.



a)



b)

Figure I.5 : a) Quelques prélèvements artériels des tissus biologiques parcourus par le dispositif de déploiement sur des personnes âgées. b) Différentes couches d'une artère athéromateuse

Différents prélèvements artériels cliniques ont été effectués sur des patients âgés de tout le parcours biologique du dispositif médical, puis ces prélèvements ont été découpés en plusieurs échantillons, qui sont ensuite divisés en deux ou trois couches (Figure I.6). La découpe des échantillons est réalisée à partir d'informations préopératoires sur la qualité pariétale, et notamment de données scanners dont les différents niveaux de gris peuvent être associés à un degré de calcification qui sera associé à des caractéristiques mécaniques précises à l'issu des essais expérimentaux réalisés.

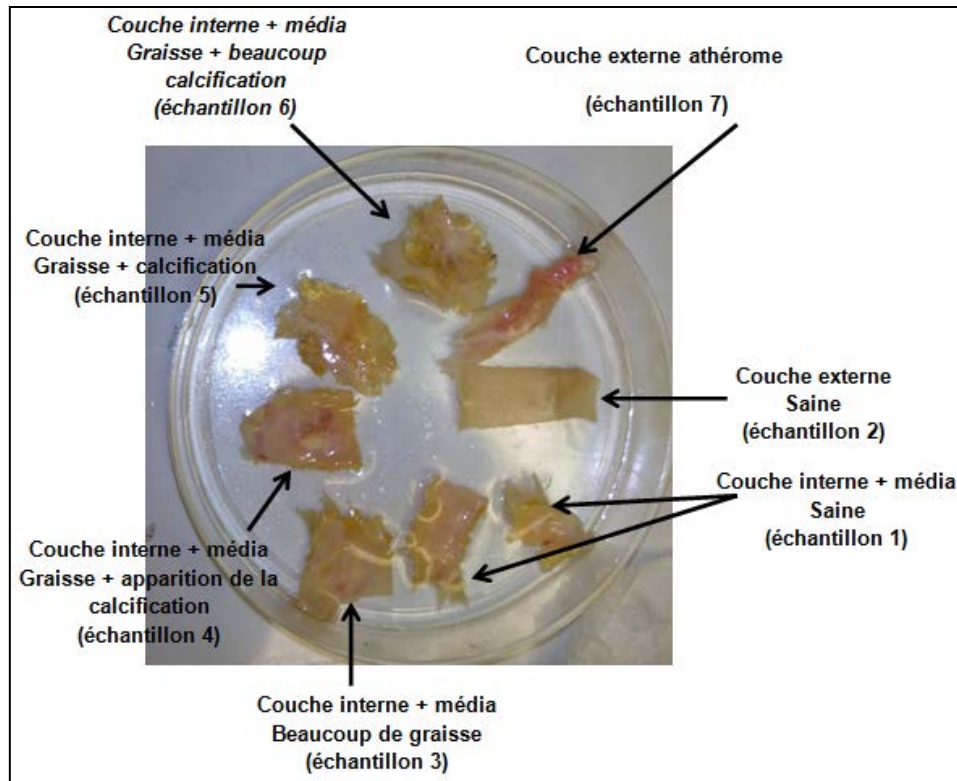


Figure I.6 : Différents échantillons d'une aorte abdominale athéromateuse, coupés en fonction du degré de calcification et immergés dans une solution de conservation

### ◆ Description du protocole expérimental :

Pour ce travail, le microscope à force atomique (AFM) ainsi que le tribomètre, le binoculaire et le rhéomètre ont été utilisés pour caractériser le comportement mécanique en compression, décompression, cisaillement et frottement de différentes couches d'artères en fonction du degré de calcification (Figure I.7). 474 échantillons ont été testés.

Cependant, ces essais in-vitro ne peuvent pas prendre en compte le comportement actif de la partie musculaire de l'artère. Avec l'utilisation de produits chimiques dans les conditions ex-vivo, les propriétés mécaniques sont altérées à cause des dégradations biologiques. C'est pourquoi, les spécimens artériels doivent être aussi frais que possibles et doivent être testés tout en étant plongés dans des solutions salines maintenues dans des conditions particulièrement contrôlées. Le tonus musculaire peut être obtenu à l'aide de produits chimiques au cours des essais [68]. Pour cela, lors des manipulations, les échantillons ont été immergés dans un environnement liquide PBS et une température ambiante, ce qui n'apporte



pas de différence notable en termes de propriétés mécaniques par rapport à la température physiologique [69].

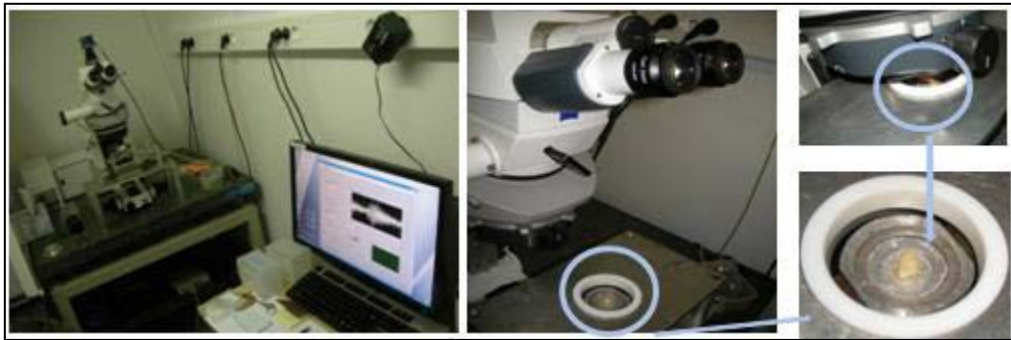


Figure I.7 : Dispositif expérimental ex-vivo : tests mécaniques de compression sur des échantillons artériels en présence d'un fluide de conservation

### Essais de compression sur le Microscope à force atomique AFM :

Le principe de fonctionnement de l'AFM est le suivant : un micro-levier sur lequel est montée une pointe (cf. annexe 1) balaye la surface de l'artère par l'intermédiaire d'un tube piézo-électrique. Les forces s'exerçant entre la pointe et la surface provoquent les déflexions du micro-levier, détectées par un faisceau laser qui le réfléchit vers la photodiode, ainsi le système d'acquisition du signal permet de tracer la force normale en fonction du déplacement de la piezo (Figure I.8).

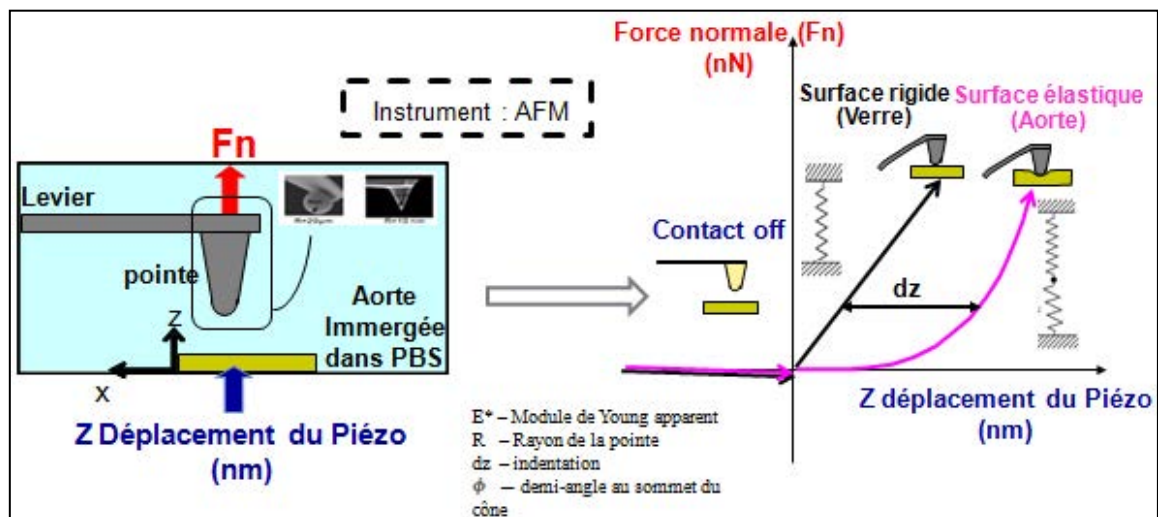


Figure I.8 : Principe de fonctionnement de l'AFM

Dans la figure I.9.a, le nombre d'événements est tracé en fonction des forces d'adhésion, ce qui a permis de vérifier l'hypothèse que les forces d'adhésion sont négligeables devant les forces élastiques. Ensuite, pour chaque échantillon, la force d'indentation est mesurée en fonction de la profondeur pour différentes vitesses. Ainsi ces données sont présentées sous forme d'une courbe déflexion/distance, appelée courbe de force. L'allure générale d'une courbe de force est présentée dans la figure I.9.b.

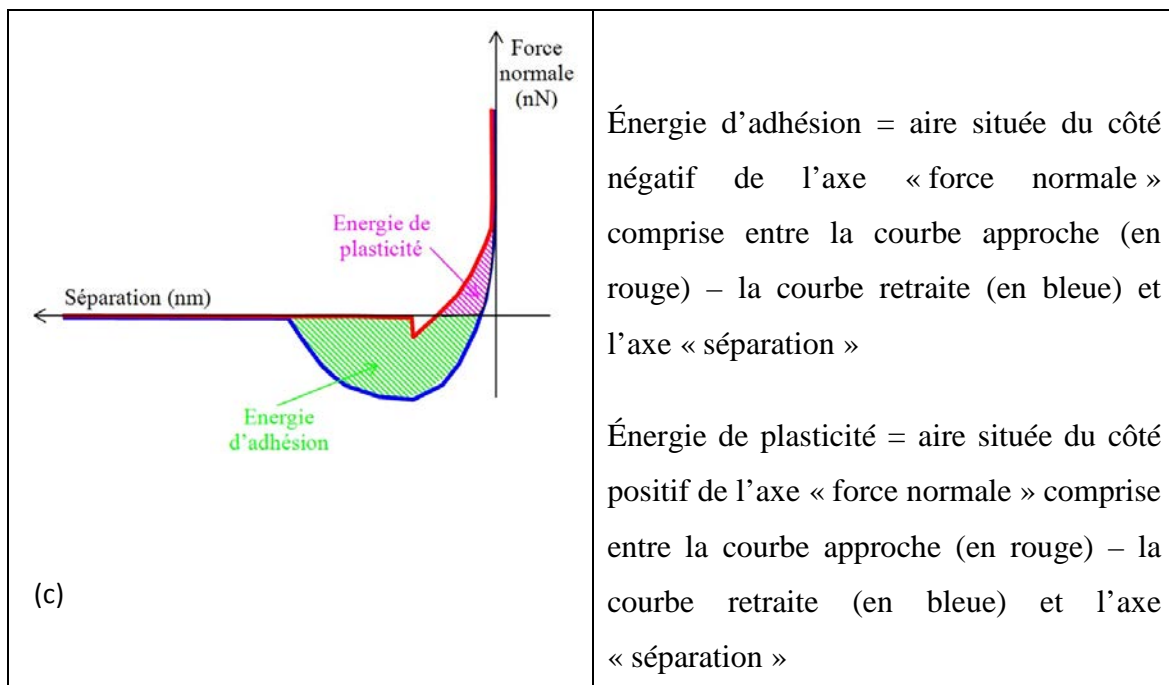
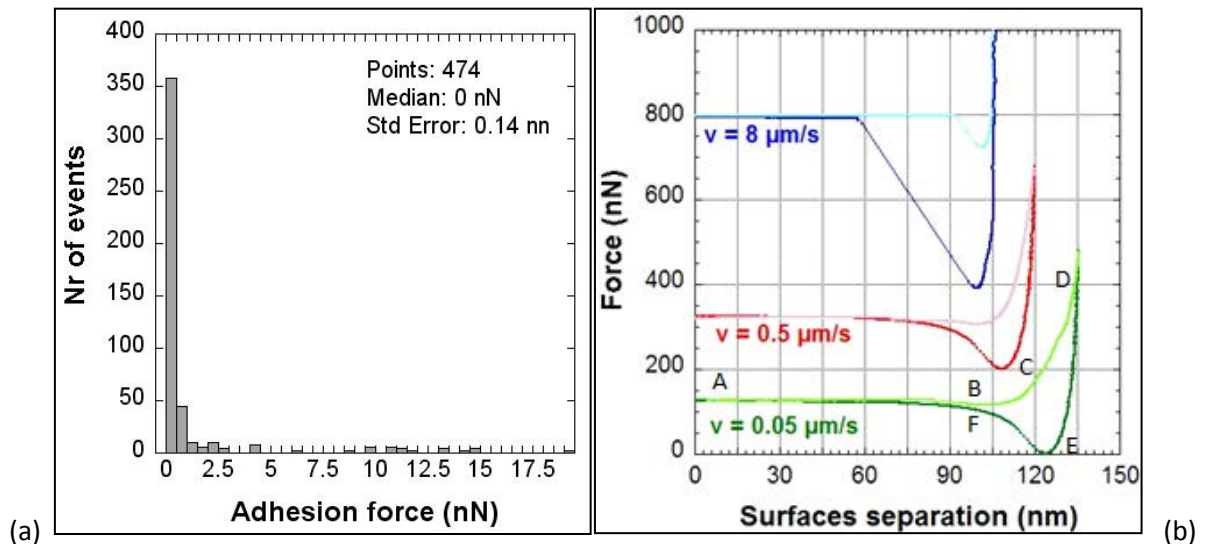


Figure I.9 : a) Histogramme du nombre d'échantillons traités en fonction des forces d'adhésion. b) Courbe Force/Distance au cours des essais de compression/décompression. c) Courbe compression/décompression, énergie de plasticité/énergie d'adhésion

- ✓ Le point A de la figure I.9.b représente la position du levier lorsque la pointe est suffisamment éloignée de l'échantillon et aucune force n'agit pour fléchir le levier.
- ✓ Le point B représente la position du levier lorsqu'il commence à fléchir à cause des forces qui agissent au voisinage de l'échantillon.
- ✓ Le point C correspond à la position du levier lorsque la pointe commence à pénétrer dans la surface, la pente de la courbe située entre le point C et le point D correspond à la rigidité du contact « levier + surface testée ».
- ✓ La portion B-C est spécifique pour chaque type de surface testée et son allure est donnée par la force dominante. Dans le cas de mesures AFM en milieu liquide, ces forces sont dues à la dissociation des groupements surfaciques sur le levier et la surface. Et la valeur de ces forces dépend de la concentration en ions dans la solution et éventuellement du pH et de la pression osmotique de la solution.

Si la surface testée n'est pas rigide, la force dominante est de type élastique. On observe alors que la portion B-C a un profil répulsif qui commence à une distance proportionnelle à la raideur du contact surface testée – levier AFM.

- ✓ La portion de la courbe située entre le point D et E correspond à la partie de décompression du contact «levier – surface testée». Cette portion de la courbe n'est pas toujours identique à la portion C–D, car elle est influencée par les forces d'adhésion et les forces plastiques entre la pointe du levier et la surface.
- ✓ La portion de la courbe située entre le point E et F représente la partie qui correspond au décrochage de la pointe de la surface testée. Ce décrochage peut être brutal si les liaisons adhésives entre la pointe et la surface testée sont rompues simultanément, et non accessibles instrumentalement. Par contre si les liaisons adhésives sont rompues progressivement cette partie présente des fluctuations.

On remarque que le trajet compression / décompression ne se superpose pas toujours pour des raisons due essentiellement à l'apparition de la déformation plastique. Aussi l'allure de la courbe en fonction de différentes vitesses n'est plus identique, ce qui explique l'effet viscoélastique de certains échantillons.

Les courbes force / distance ont été initialement surtout utilisées pour la mesure des forces d'adhésion, puis ont rapidement été détournées de cette première utilisation pour être utilisées



afin d'indenter les surfaces grâce à la maîtrise des forces appliquées entre la pointe et la surface [70].

Les premières mesures par Burnham et Colton effectuées sur différentes surfaces (élastomère, graphite, or) ont conduit à des mesures de la résistance mécanique proches des valeurs macroscopiques. Par la suite, Weisenhorn et al. ont testé la sensibilité de la technique, puisqu'ils ont réussi à caractériser deux couches de polyuréthane possédant un module élastique très proche (respectivement 14 et 30 MPa). Il est ainsi possible de distinguer deux matériaux avec des courbes de force-distance [70]–[71].

Cette technique a ensuite été largement utilisée pour l'étude des propriétés élastiques d'échantillons biologiques tels que l'os, les cellules, les protéines, les fibres biologiques ou le cartilage [72].

Ainsi, l'estimation de la profondeur de ces indentations mène à l'estimation du module élastique du matériau. Pour une surface souple, celle-ci se déforme sous l'effet de la force appliquée lors de l'approche de la pointe. On détecte les déflexions du micro-levier, et l'indentation dans la surface correspond alors à la différence entre le déplacement du tube piézo-électrique et celui de la pointe. La calibration de ce mouvement s'obtient en faisant une courbe de force / distance sur une surface très rigide pour laquelle il n'y aura pas, ou peu, d'indentation, la déflexion du micro-levier étant alors égale au déplacement de la céramique piezo électrique (Figure I.10).

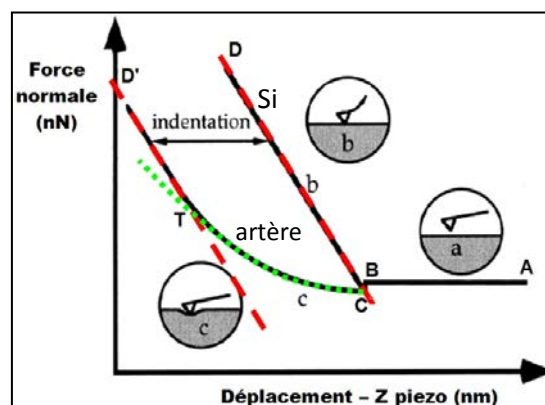
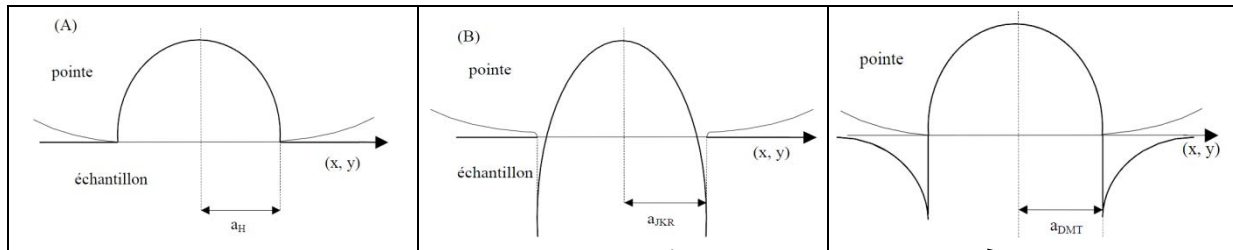


Figure I.10 : Représentation des deux courbes de forces d'approche : pointe AFM sur une surface rigide (Si) et sur une surface souple (artère)

## Théories du contact :

Différentes théories du contact élastique entre deux solides (Hertz en 1889, Sneddon en 1965, Kendall et Roberts (JKR) en 1971, Derjaguin, Muller et Toporov (DMT) en 1975) ont été proposées pour expliquer la nature des nano-contacts mécaniques [71], [73], [74]. Le tableau I.1 présente un récapitulatif des principaux résultats (cf. annexe 2) :



	<b>Hertz</b>	<b>JKR</b>	<b>DMT</b>
<b>Rayon de contact</b>	$a = \left( \frac{R}{K} F_n \right)^{1/3}$	$a = \left( \frac{R}{K} \left( \sqrt{F_n + F_{ad}} + \sqrt{F_{ad}} \right)^2 \right)^{1/3}$	$a = \left( \frac{R}{K} (F_n + F_{ad}) \right)^{1/3}$
<b>Force adhésive</b>	$F_{ad} = 0$	$F_{ad} = \frac{3}{2} \pi w R$	$F_{ad} = 2 \pi w R$
<b>Rayon de contact sous charge nulle</b>	$a_0 = 0$	$a_0 = \left( \frac{6 \pi w R^2}{K} \right)^{1/3}$	$a_0 = \left( \frac{2 \pi w R^2}{K} \right)^{1/3}$
<b>Rayon de contact lors de la séparation</b>	$a_s = 0$	$a_s = \left( \frac{3 \pi w R^2}{2K} \right)^{1/3}$	$a_s = 0$
<b>Indentation élastique</b>	$\delta = \frac{a^2}{R}$	$\delta = \frac{a^2}{R} - \frac{4}{3} \sqrt{\frac{a F_{ad}}{R K}}$	$\delta = \frac{a^2}{R}$
<b>Rigidité normale du contact</b>	$k_N = \frac{3}{2} K a$	$k_N = \frac{3}{2} K a \frac{1 - \frac{1}{2} \left( \frac{a_0}{a} \right)^{3/2}}{1 - \frac{1}{6} \left( \frac{a_0}{a} \right)^{3/2}}$	$k_N = \frac{3}{2} K a$

Table I.1 : Distribution de la pression et de la déformation des surfaces avec les théories de Hertz (A), JKR (B) et DMT (C). A) la distribution de pression est localisée à l'intérieur de la surface de contact. B) les forces adhésives agissent à l'intérieur de la zone de contact. C) la théorie DMT garde une déformation Hertzienne des surfaces agissant autour de l'air de contact.

Le tableau I.1 représente un récapitulatif des principales relations de chaque théorie. Il apparaît que certaines hypothèses sur lesquelles sont basées ces théories, et notamment relatives aux forces d'adhésion, restreignent leur champ d'application. Le modèle de Hertz en

milieu liquide avec l'hypothèse de faibles forces d'adhésion intermoléculaires, de type van der Waals ou capillarité, a été adapté pour caractériser le contact pointe-échantillon, ce qui permet d'estimer le module d'élasticité grâce aux relations suivantes, qui relient la force normale à l'indentation  $\delta$  :

- ❖ Pour un cylindre de rayon  $R$  :

$$F_n = \frac{2ER}{1 - \nu^2} \delta$$

- ❖ Pour un cône de demi-angle au sommet  $\phi$  :

$$F_n = \frac{2E \operatorname{tg} \phi}{\pi(1 - \nu^2)} \delta^2$$

- ❖ Pour un paraboloïde d'équation  $z(r) = 4kr$ , avec  $k$  une constante arbitraire :

$$F_n = \frac{4 \cdot \sqrt{R}}{3} \cdot E^* \cdot \delta^{\frac{3}{2}}$$

avec  $E$  et  $\nu$ , respectivement, le module élastique et le coefficient de Poisson de la surface étudiée.

Ces formules sont principalement utilisées pour l'analyse des courbes de force/distance dans le cas de matériaux souples, et seront notamment utilisées dans la caractérisation nanomécanique des tissus biologiques.

### **Essais de frottement sur le tribomètre (ZEISS)**

Le tribomètre de ZEISS (Figure I.11) est un dispositif expérimental qui permet de calculer le coefficient de frottement. Une table de déplacement liée à un système de lames flexibles permet d'imposer des mouvements de translation alternative. Un capteur de position mesure une tension proportionnelle à la déformée du système de lames flexibles. Cette déformée élastique est elle-même proportionnelle à la force tangentielle. Un étalonnage avec des masses marquées variant entre 2g et 80g permet d'obtenir la valeur de la constante de proportionnalité ( $k_e$ ) entre la force et la tension. Cette constante dépend des conditions de démontage et de remontage du dispositif. Par conséquent un étalonnage est réalisé lors de chaque essai (Figure I.12).

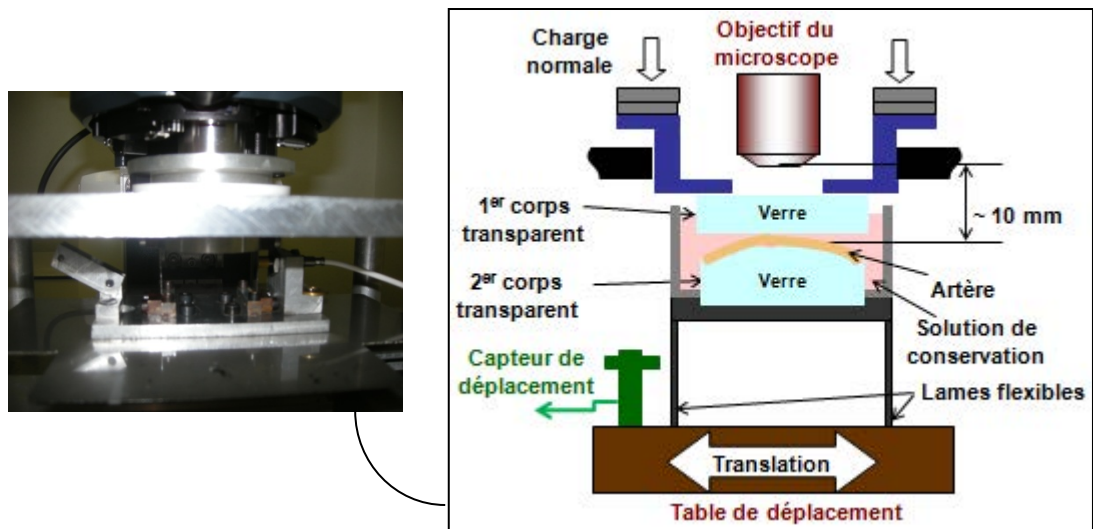


Figure I.11 : Dispositif expérimental des essais de frottement

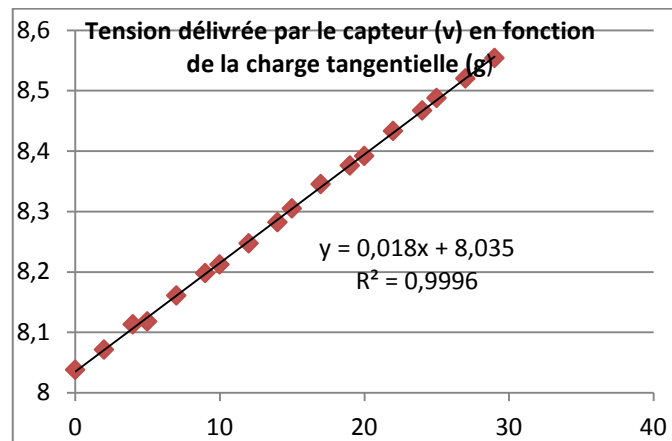


Figure I.12 : Courbe d'étalonnage pour la mesure du coefficient de frottement

La charge normale est appliquée par gravité à l'aide de masses, et la force tangentielle mesurée donne le coefficient de frottement. La variation de ce coefficient est enregistrée pendant les essais.

## I.1.4 Résultats

### ❖ Résultats de compression/décompression :

Le protocole décrit dans les figures suivantes montre les procédures d'obtention des propriétés mécaniques pour un échantillon très gras à une vitesse d'indentation de  $v=1\mu\text{m/s}$ . Ce protocole a pour but de caractériser le comportement en compression de différentes couches

de l'artère. La première courbe (Figure I.13) présente la force normale en fonction du déplacement de la piézo-électrique pour une surface rigide et souple (artère très grasseuse), ce qui permet de calculer l'indentation. Puis grâce à des régressions avec des théories de contact de Hertz (Figure I.14), on déduit le module d'élasticité.

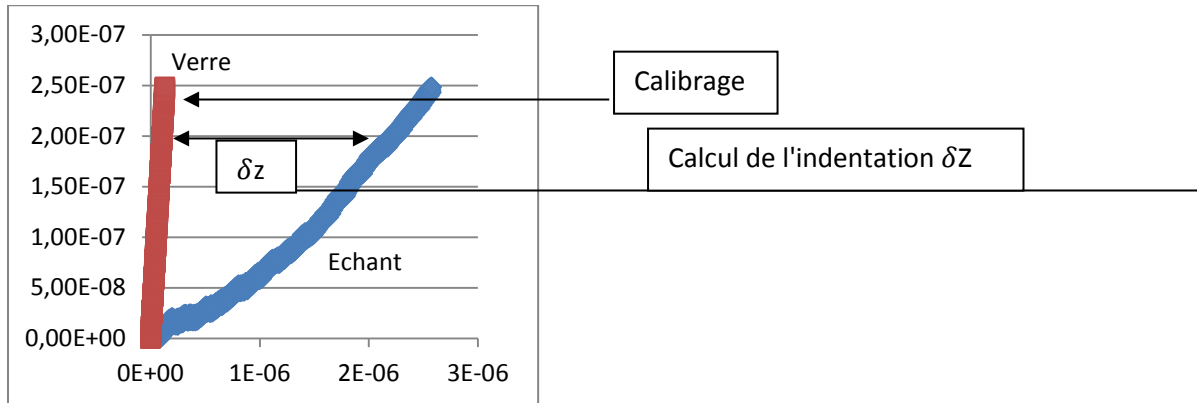


Figure I.13 : Force normale (N) en fonction du déplacement du piezo (m) pour le verre et l'échantillon.

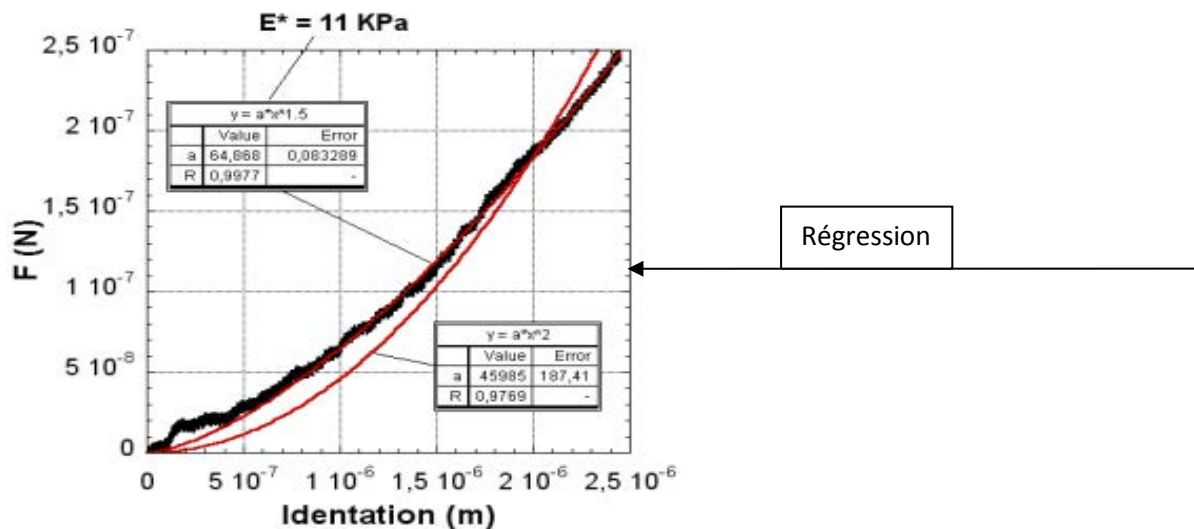
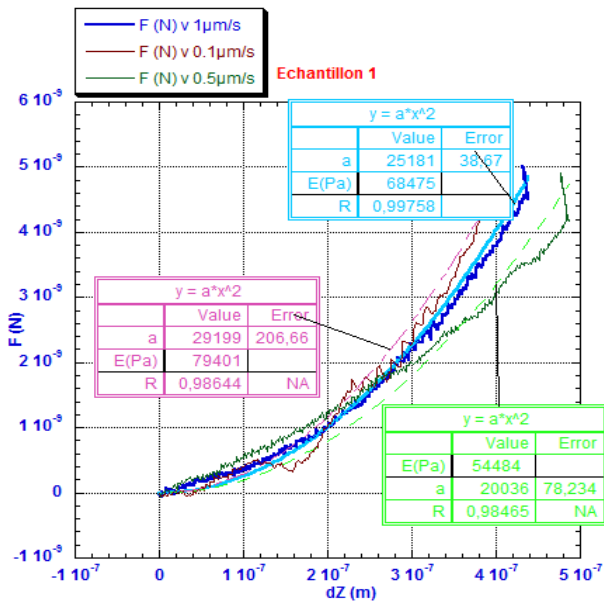


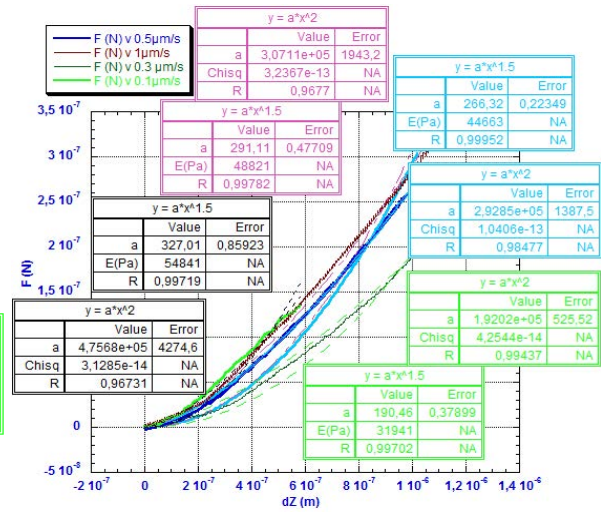
Figure I.14 : Courbes de régression (en rouge) avec la théorie de Hertz et courbe expérimentale (en noir)

Ces étapes ont été appliquées pour chaque échantillon. Ainsi les résultats obtenus sont les suivants :

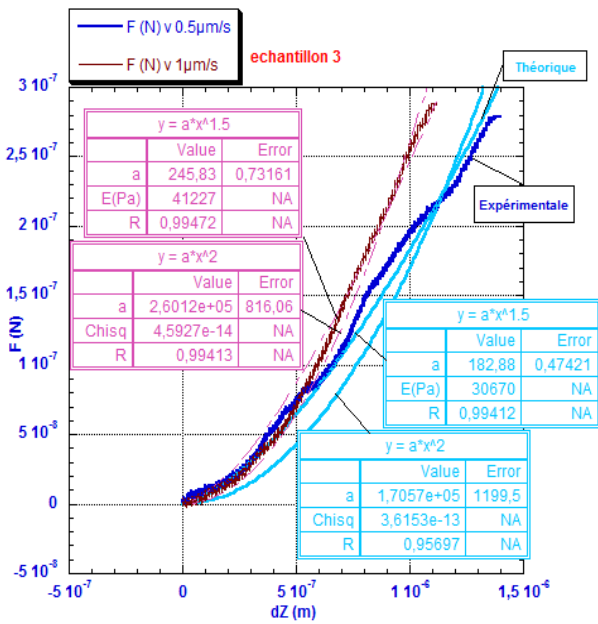
➤ Essais mécaniques effectués après cinq mois de conservation :



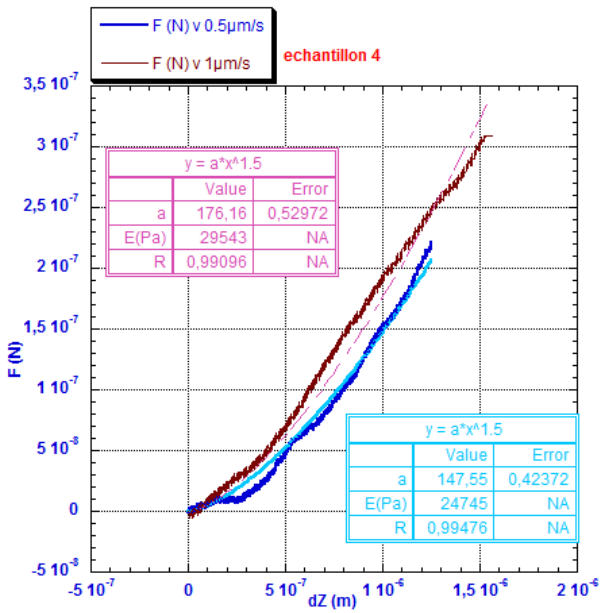
Intima saine



Adventice saine



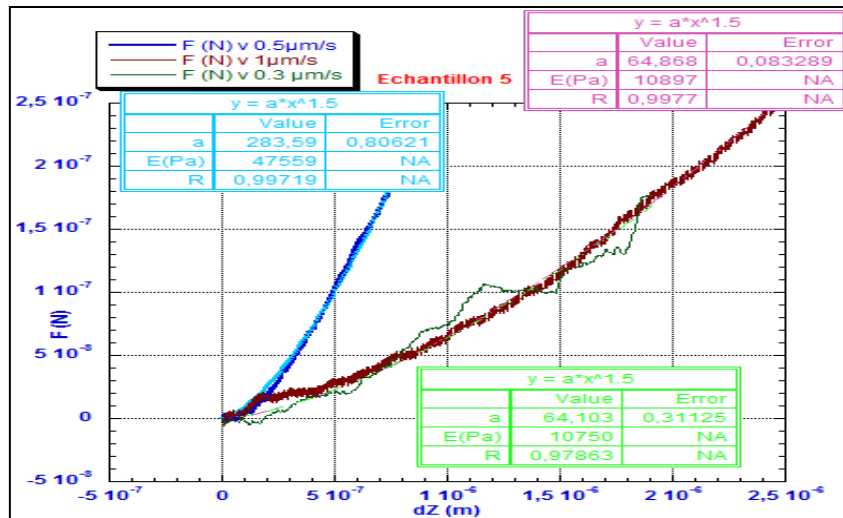
Intima et média très grasses



Intima et média très grasses

+ apparition de la calcification

Courbe continue : expérimentale  
 Courbe pointillée : théorique



Intima et média très calcifiées

Figure I.15 : Effet de la vitesse d'indentation sur les différents échantillons (sains, gras, calcifiés, athéromateux)

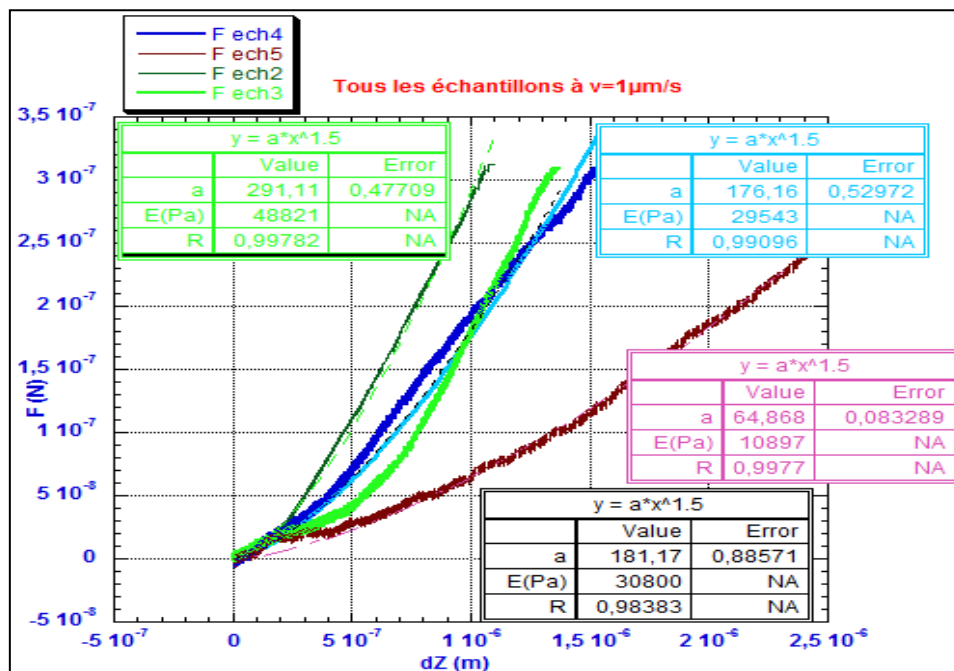


Figure I.16 : Comparaison de courbes force (N) - indentation (m) de différents tissus artériels en fonction de la qualité pariétale (degré de calcification et de graisse)

Les courbes en pointillées (Figure I.15) force - indentation (analytiques) correspondent à deux régressions qui suivent deux lois différentes de contact de Hertz pour des vitesses

d'indentation qui varient entre 0,1 et 1  $\mu\text{m/s}$ , et les courbes continues correspondent aux courbes expérimentales.

Les paramètres définis sur la figure I.16 représentent :

- R : le coefficient de corrélation
- $a = \frac{4\sqrt{r}}{3} \cdot E^*$  pour un contact en puissance de 1,5 (suivant une loi de contact Hertzien entre une sphère et un plan) et  $a = \frac{4}{3} \cdot \frac{\text{tg}\varnothing}{\pi} \cdot E^*$  (suivant une loi de contact Hertzien entre un cône et un plan).

avec :  $E^* = \frac{E}{1-\nu^2}$  : le module élastique apparent

r : le rayon de la pointe

$\nu$  : le coefficient de Poisson

$\varnothing$  : le demi angle au sommet du cône

E : le module de Young

On remarque pour les différents échantillons que les courbes théoriques les plus proches des essais expérimentaux sont celles qui suivent une loi de contact Hertzien avec une pointe colloïdale ( $R(\text{Hertz puissance } 1,5) < R(\text{Hertz puissance } 2)$ ), ce qui correspond à un contact entre une sphère et un plan. Ce résultat est cohérent puisque les tests ont été réalisés entre une sphère et un plan à l'exception de l'échantillon 1 qui suit une loi de contact Hertzien avec une pointe pyramidale.

D'autre part, il apparaît que, bien que l'échelle de variation de la vitesse d'indentation soit faible [0,1 - 1  $\mu\text{m/s}$ ], le module d'élasticité est légèrement influencé par la vitesse de la piézo-électrique, le type des couches (la couche interne, externe et la média) et la qualité pariétale des artères (saine, pathologique, degré de calcification et de graisse). Sa valeur reste relativement faible pour les zones calcifiées.

Ces résultats permettent de constater que l'effet viscoélastique de certaines parois artérielles à l'échelle nanoscopique est négligeable.



D'autre part, certaines valeurs de module d'élasticité mesurées semblent trop faibles par rapport à celles attendues. Ce phénomène peut être expliqué de différentes manières :

- ✓ la congélation peut avoir un effet néfaste sur la rigidité des vaisseaux sanguins, ce qui peut être une cause de perte de propriétés mécaniques, et par conséquent être responsable d'une faible élasticité des tissus biologiques [75].

Par ailleurs, l'effet de la congélation est évalué par plusieurs travaux en termes de modification des propriétés mécaniques : Tamura [76] n'observe pas de différence significative entre des tissus frais et des tissus décongelés sur un ligament canin, un muscle de lapin et aussi un parenchyme de foie de porc. En revanche, Dorlot [77] constate une raideur plus importante sur le ligament canin préalablement congelé que sur le ligament frais. Enfin, Santago [78] observe sur parenchyme de foie bovin que la contrainte à rupture n'est pas influencée par la congélation, mais que la déformation à rupture est plus faible sur des éprouvettes décongelées que sur des éprouvettes de tissus frais. Les informations fournies par la littérature sur les effets de la congélation sont donc relativement contradictoires et aucune conclusion ferme ne peut être apportée dans l'état actuel des recherches.

- ✓ Étant donné les faibles dimensions de la pointe et le caractère hétérogène de l'artère, il est fort possible aussi que le contact soit fait entre un bout de graisse et la pointe, ce qui conduit à une diminution du module d'élasticité.
- ✓ Les prélèvements étant issus de patients particuliers avec une anatomie différente des cas standards (une réaction inflammatoire de la zone opérée avec une fibrose locale qui a tendance à durcir), les modules d'Young mesurés peuvent ne pas être représentatifs mais spécifiques à ces patients.

- Les essais mécaniques effectués après un jour de conservation :

Les échantillons testés dans ce cas ont été prélevés sur des parties d'artères très graisseuses. Les essais ont été réalisés un jour après la réception des prélèvements au laboratoire d'essais. Ceux-ci ont seulement été conservés dans une solution PBS mélangée avec 1% d'antibiotique sans congélation. Au cours des essais, les échantillons ont été également immergés dans une solution PBS. Quelques résultats obtenus sont présentés sur les figure I.17 et I.18.

Artère très grasseuse :

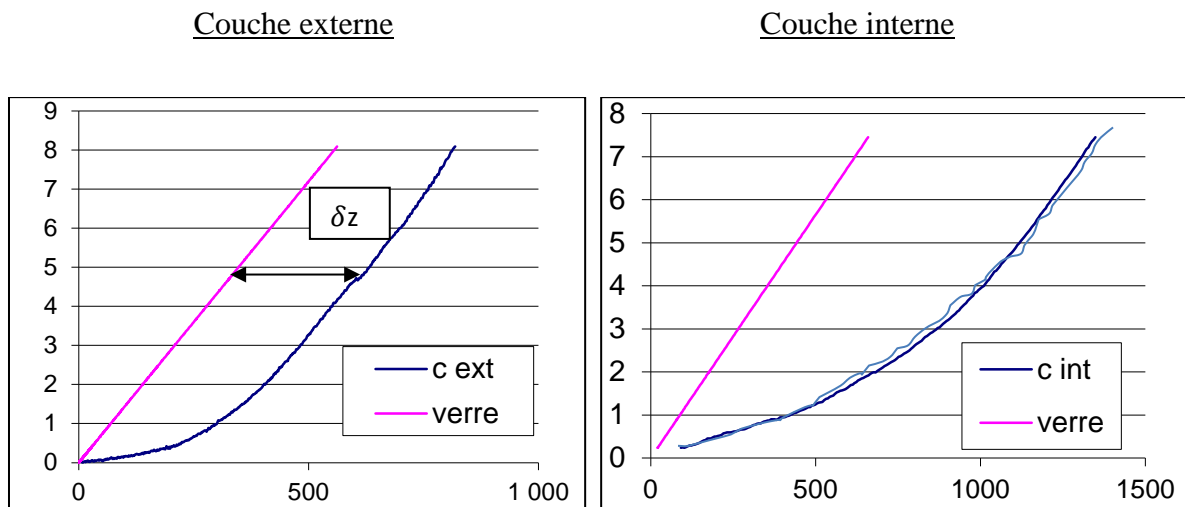


Figure I.17 : Force normale (nN) en fonction du déplacement (nm) pour un contact entre la pointe et une surface rigide (verre : courbe rose) et un contact entre la pointe et la couche interne et externe d'une aorte très grasseuse (courbe bleue)

Artère très grasseuse : Comparaison couche interne- couche externe

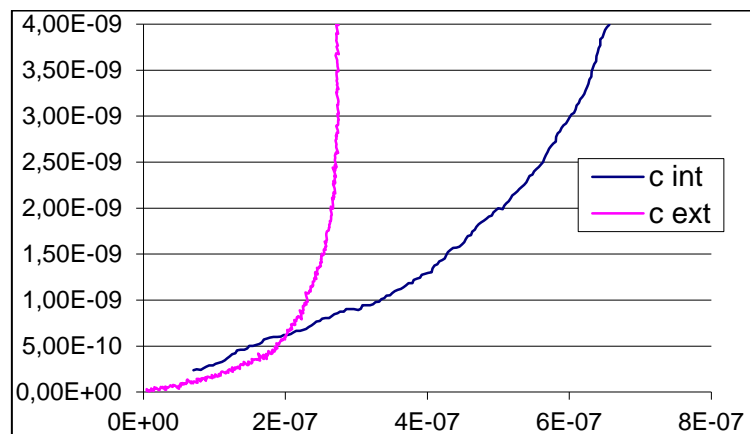


Figure I.18 : Force en nN en fonction du déplacement en nm pour la couche interne et externe d'une artère très grasseuse

Les courbes qui relient la force normale au déplacement, pour un contact entre deux corps rigides (la pointe et le verre) d'une part, et pour un contact entre un corps rigide et un corps souple (la pointe et la couche externe ou interne de l'aorte abdominale) d'autre part, sont présentées dans la figure I.17. La rigidité artérielle est ainsi calculée en utilisant une régression avec une loi de Hertz pour un contact entre une sphère et un plan. Le module

d'Young obtenu est  $E = 162$  KPa pour la couche externe de l'aorte abdominale et  $E = 56$  KPa pour la couche interne. Von Maltzahn et al. ont disséqué la media et l'adventice d'aortes bovines, ont étudié ces deux couches séparément et ont déterminé leurs propriétés et la distribution des contraintes sous différentes pressions. Ils ont conclu que la media était beaucoup plus rigide que l'adventice et soumise à des contraintes beaucoup plus élevées [79].

En effet, la caractérisation des propriétés mécaniques de l'artère très graisseuse a montré que la couche externe est plus dure que la couche interne (Figure I.18), et que le module d'Young mesuré est proche des valeurs de la littérature ( $E(\text{lipides}) \approx 39$  KPa). D'autre part, les valeurs trouvées pour une artère athéromateuse sont de l'ordre de quelques MPa :  $E(\text{Intima}) = 0,7$  MPa,  $E(\text{Media}) = 0,4$  MPa,  $E(\text{Adventice}) = 0,16$  MPa et ces résultats sont cohérents avec ceux trouvés dans la littérature ( $E(\text{athérome}) \in [0,2 ; 0,5]$  MPa) [73].

De plus, les trajets compression-décompression se superposent, et il n'y a donc pas d'effets de plasticité à l'échelle nanoscopique.

#### ❖ Résultats de frottement :

Quelques résultats de tests de frottement :

Des exemples de résultats obtenus sur la couche interne d'une artère humaine calcifiée et saine sont présentés dans les figures suivantes (Figure I.19 et I.20) :

## Artères saines

Coefficient de frottement après un temps de stabilisation :

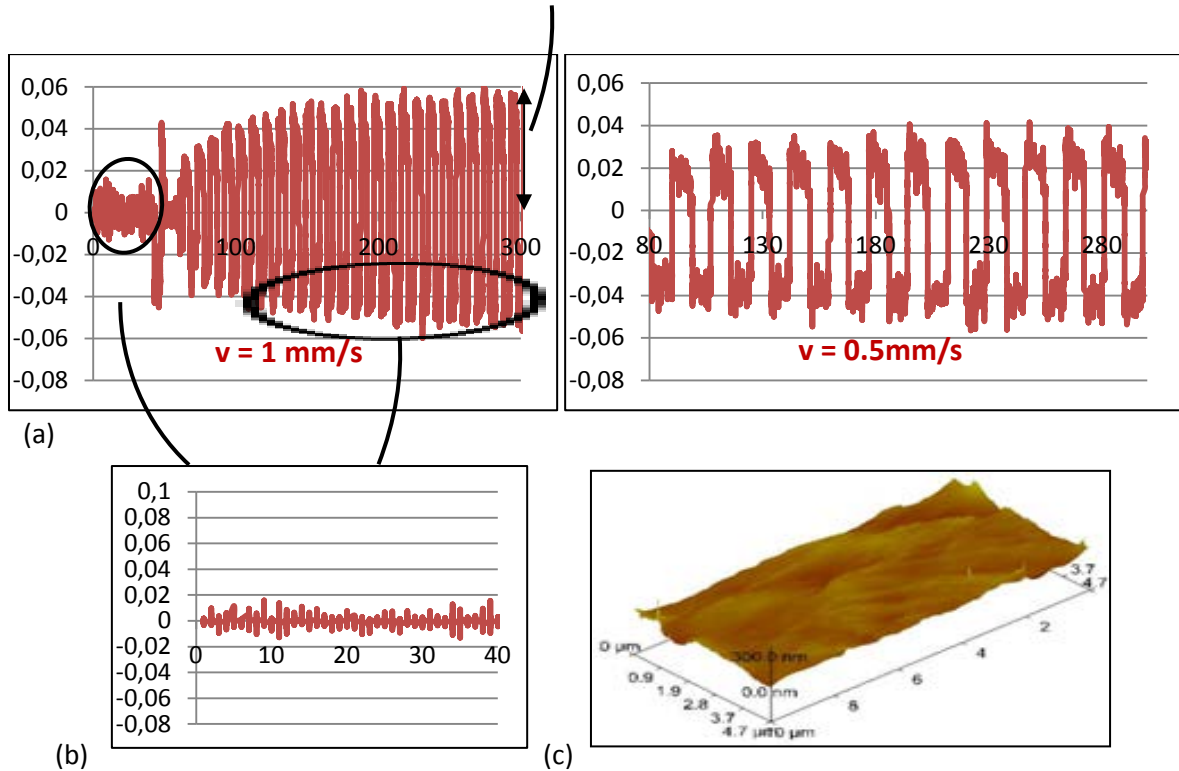
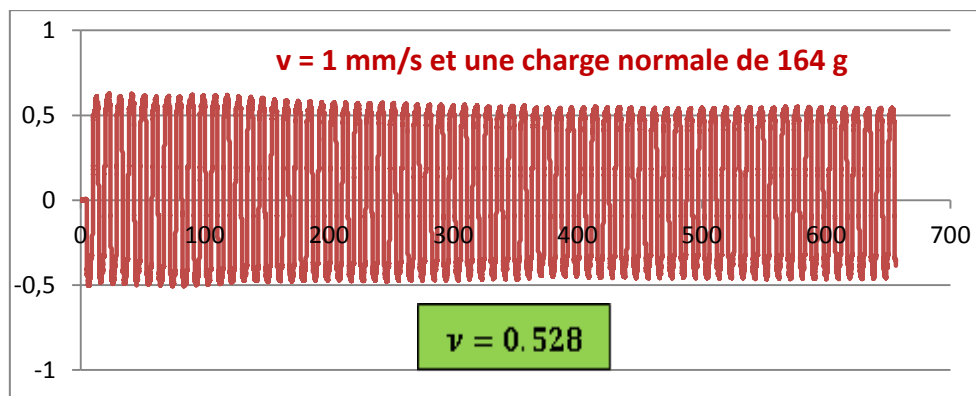


Figure I.19 : a) Coefficient de frottement en fonction du temps pour des zones saines avec une charge normale de 182 g, pour deux vitesses 0,5 mm/s et 1 mm/s. b) Courbe des instabilités du coefficient de frottement au cours du temps. c) Rugosité de la surface de l'aorte

## Artères calcifiées :



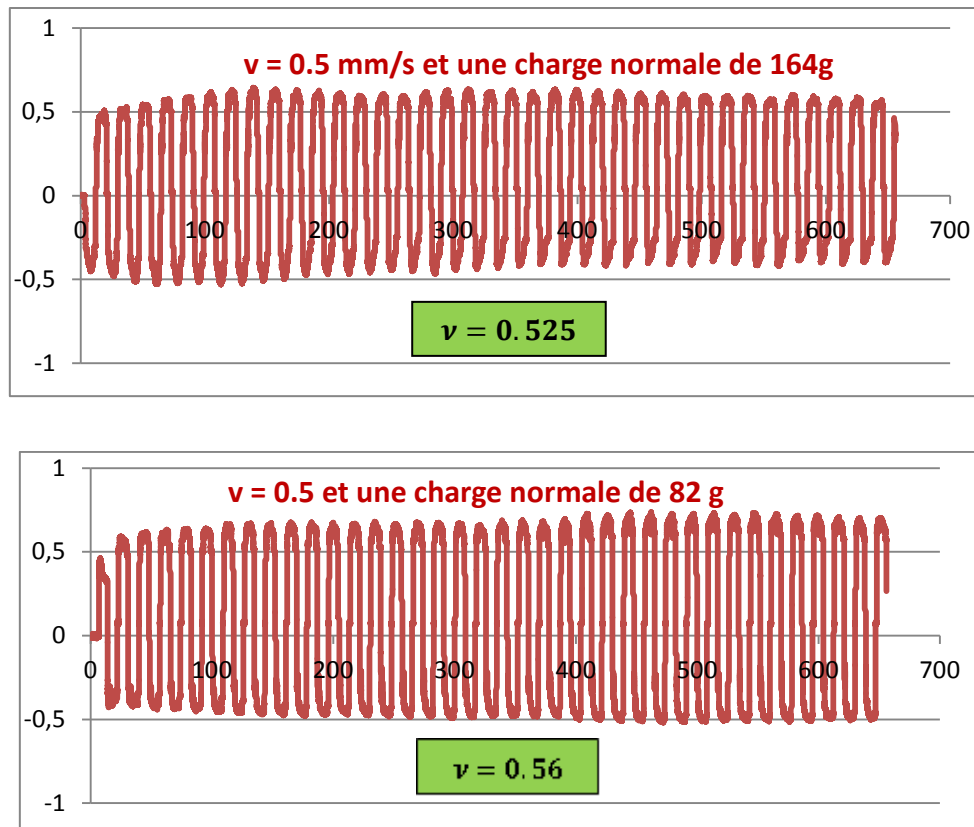


Figure I.20 : Coefficient du frottement en fonction du temps (s) : effet de la vitesse et du chargement sur le coefficient de frottement

Les résultats des tests de frottement ont permis de mesurer les charges tangentielles et de déduire le coefficient de frottement en fonction du degré de calcification, ce coefficient étant égal au rapport entre la force normale, imposée par gravité, et la force tangentielle mesurée. La variation de ce coefficient est enregistrée au cours du temps ainsi qu'une image de la rugosité de la surface. La courbe de frottement montre ainsi 45 cycles avec des parties positives et négatives, chacune correspondant à une alternance de déplacement. Cependant, on remarque que ce coefficient de frottement reste stable au cours du temps si la surface du contact est constante, et si les instabilités générées en début de l'essai restent les mêmes qu'au cours de l'essai. Le coefficient de frottement ne varie donc pas au cours du temps, ce qui valide le régime linéaire du fonctionnement tribologique du modèle artériel, appelé régime de lubrification de type limite. La moyenne de ces instabilités est égale à 0,01 et le coefficient de frottement est de l'ordre de 0,5 pour les zones très calcifiées et de 0,04 pour les zones non calcifiées.

Takashima et al. ont fait une étude expérimentale et numérique dans le but de caractériser les interactions de frottement entre la paroi des vaisseaux sanguins (des fantômes de silicone-eau savonneuse lubrifiés) et le cathéter durant la navigation endovasculaire, et ont constaté que la tortuosité des tissus biologiques augmente le coefficient de frottement durant le contact [ 0,3 – 0,5 ] [80].

Afin de valider complètement le mécanisme de frottement, l'influence de la vitesse et de la charge normale sur le fonctionnement artériel a été également étudiée. Johansson et al. ont montré que le coefficient de frottement statique ne dépend pas du temps de repos mais du taux d'application du chargement tangentiel [81]. Pour cela, plusieurs échantillons avec différents degrés de calcification et de graisse (45 allers-retours) ont été testés. La charge normale appliquée est comprise entre 82 et 164 g de façon à reproduire des conditions de sollicitations réelles. En effet, suite à une analyse numérique et expérimentale sur l'interaction entre les vaisseaux sanguins et le cathéter au cours de la procédure endovasculaire, Fry et Baier ont constaté que la force de frottement varie entre 10 g et 100 g, ce qui implique que la force normale est comprise entre 20 et 200 g et qu'une force de frottement supérieure à 100 g entraîne un endommagement des cellules endothéliales [80]–[82]. Ces essais ont montré que le coefficient de frottement n'est pas influencé par la variation de la vitesse ni par la charge normale, et donc que des conditions de sollicitations telles que les effets de portance hydrodynamique sont totalement négligeables.

Le bilan des essais sur les différents prélèvements artériels humains a permis de réaliser des cartographies des propriétés nano-macro-mécaniques des différentes couches de la paroi artérielle en fonction du degré de calcification et de graisse. Ces cartographies prennent en compte la morphologie artérielle afin de mieux représenter l'anatomie spécifique à chaque patient. En effet, grâce à des images préopératoires de la qualité pariétale des parois artérielles présentées sur la figure I.21, chaque niveau de gris est relié à une propriété mécanique sous forme de module de rigidité et de coefficient de frottement. On constate que le module de compression radiale est influencé par le degré de calcification, contrairement, à son module tangentielle [83].

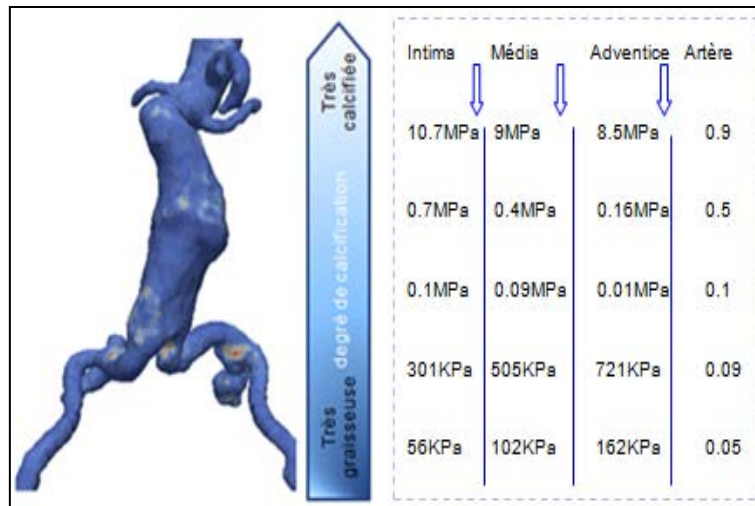


Figure I.21 : Cartographie du module d'élasticité et du coefficient du frottement en fonction du degré de calcification

### I.1.5 Conclusion

Les séries d'expérimentations sur les vaisseaux sanguins à l'échelle macroscopique et nanoscopique ont permis de différencier les zones saines, calcifiées, athéromateuses et grasseuses, d'identifier le caractère non linéaire du comportement mécanique des tissus biologiques, et de démontrer l'indépendance à la vitesse de sollicitation à l'échelle nanoscopique. Les ordres de grandeur de la rigidité des parois artérielles varient de quelques KPa pour les zones saines à quelques MPa pour les zones calcifiées.

Ces protocoles expérimentaux ont également permis d'étudier l'influence de la congélation sur les caractéristiques mécaniques des parois artérielles, et de comparer ces résultats avec des études issues de la littérature, menées notamment par Walravens sur des artères saines et artificiellement calcifiées. Il apparaît clairement que les résultats (propriétés mécaniques élastiques) des tests sur des artères humaines calcifiées naturellement sont très différents de ceux sur des artères porcines calcifiées grâce à une solution de phosphate de calcium [41], [84]. Beaucoup de données publiées sur les propriétés mécaniques des tissus artériels sains ou athéromateux constatent que la relation contrainte-déformation des tissus aortiques est non linéaire, viscoélastique [60]. Le comportement observé dans nos expériences a été conforme à ces conclusions.

Enfin, cette campagne d'études a pour objectif principal de faire une représentation bio-fidèle de l'anatomie des artères de chaque patient, en terme de rigidité et de coefficient de frottement, de façon à distinguer les parois artérielles saines, pathologiques et calcifiées. Et donc pouvoir créer une maquette numérique pour une meilleure compréhension de l'interaction entre le système de largage et les vaisseaux sanguins au cours du traitement endovasculaire.

## **I.2. Caractérisation du système de largage : le guide et le porte stent**

### **I.2.1 Introduction**

Le but de cette partie est d'effectuer une étude expérimentale pour mesurer les caractéristiques mécaniques le long de chaque outil chirurgical utilisé lors du traitement endovasculaire, afin de créer des cartographies des propriétés mécaniques. Les outils endovasculaires les plus utilisés dans le milieu clinique ont été testés. Ces données sont nécessaires pour mettre en place un outil de simulation numérique par éléments finis des différentes étapes du protocole opératoire, spécifique à chaque patient et créé à partir des données préopératoires. Cette simulation permettra de prévoir les déformations subies par les parois artérielles lors de la procédure endovasculaire.

Différentes variétés de cathéters endovasculaires ont été développées pour des utilisations dans des interventions mini-invasives. Des recherches cliniques ont été menées sur des cathéters conventionnels, manuels orientés et robotiques, afin de comparer qualitativement et quantitativement ces différents systèmes et ont montré que la meilleure technologie endovasculaire est la robotique. En effet, cette technique ne nécessite pas de grandes compétences et expériences cliniques, ni beaucoup de maîtrise ou de temps de navigation du guide et du cathéter [35]. D'autres auteurs ont développé des fantômes pour estimer les forces induites dans les structures anatomiques sous l'action du guide et du cathéter au cours de différentes étapes de la procédure endovasculaire [85].

Par ailleurs, la majorité des études se sont focalisées sur la prothèse elle-même : des tests mécaniques ont été effectués sur différents stents pour aider les chirurgiens à un meilleur choix ; des modèles éléments finis ont été réalisés pour la compréhension des interactions anévrisme/prothèse/sang [86]–[87] ; des recherches cliniques ont été menées sur les nouvelles



nanotechnologies endovasculaires pour l'amélioration de la micro fabrication des cathéters, de façon à limiter les réponses inflammatoires au sein de la paroi endovasculaire et le développement des lésions [39].

Peu d'études ont été menées pour caractériser les propriétés mécaniques des outils de mise en place des endoprothèses tels que le guide et le cathéter. Cependant, Schröder a constaté que le diamètre du cœur de la pointe du guide est un facteur essentiel pour la détermination de la rigidité et de la torsion, et qu'un revêtement en Téflon réduit le coefficient de frottement de la moitié environ. D'autre part, un revêtement en polymère hydrophile entraîne une réduction supplémentaire de un sixième de la valeur du coefficient de frottement par rapport à un guide sans revêtement [88]–[90]. Les résultats de ces études ne sont pas directement quantifiés.

L'objectif de cette partie est d'effectuer une caractérisation mécanique des différents outils chirurgicaux les plus utilisés dans le milieu clinique lors des procédures endovasculaires, en prenant en compte la variation locale de la rigidité le long du guide et du cathéter, afin d'apporter une aide aux cliniciens pour un meilleur choix des outils de largage ainsi qu'à la réalisation du geste chirurgical [91].

## **I.2.2 Étapes de la procédure endovasculaire**

Le traitement endovasculaire des AAA est un traitement mini-invasif qui se fait par ponction percutanée de l'artère fémorale commune. Un introducteur est ensuite mis en place au niveau de l'incision qui permet la navigation du système de largage suivant les étapes suivantes (Figure I.22) :

- Insérer un guide souple (Radiofocus) à l'intérieur de l'artère iliaque ou fémorale jusqu'à une position située au-dessus de l'AAA.
- Insérer un cathéter souple dans le guide souple.
- Enlever le guide souple.
- Insérer le guide rigide (par exemple Lunderquist ou Amplatz) à l'intérieur du cathéter souple.
- Retirer le cathéter souple.
- Insérer le cathéter contenant la prothèse dans le guide rigide.
- Déployer l'endoprothèse.
- Retirer le système de largage.

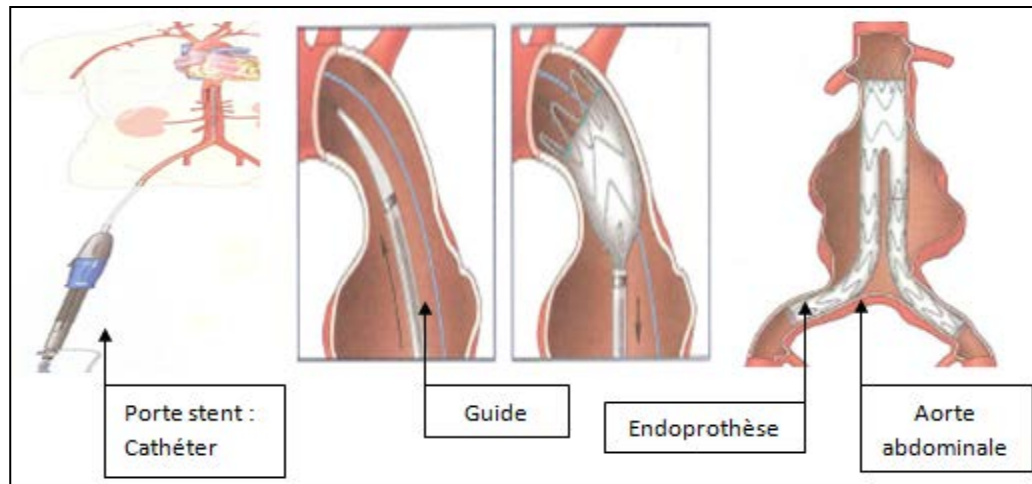


Figure I.22 : Étapes du traitement endovasculaire de l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale.

### I.2.3 Description des outils médicaux

#### ◆ Guide :

Devant la multitude des guides existants, nous avons décidé de caractériser de préférence les outils les plus fréquemment employés par les chirurgiens lors des interventions endovasculaires :

- ❖ guide Cook : guide extra rigide à base d'acier inoxydable, avec un revêtement TFE et une pointe en double revêtement de longueur égale à 4 cm, composée d'une bobine externe et d'or pour une meilleure visibilité, commercialisé par William Cook (Europe, Danemark).
- ❖ guide Amplatz : guide super rigide à base d'acier inoxydable, avec un revêtement TFE et une pointe droite et flexible de 6 cm, commercialisé par Boston Scientific (USA).
- ❖ guide Terumo : fil guide hydrophile avec un cœur en Nitinol (qui résiste à la torsion et conserve sa forme tout au long de la procédure endovasculaire), une gaine en polyuréthane et une pointe droite souple de longueur égale à 3 cm, commercialisé par Terumo Europe (Belgique) [92].

Durant un diagnostic ou une intervention chirurgicale, les cathéters ou autres dispositifs endovasculaires sont rarement suffisamment fiables pour être utilisés sans fils guides. Le but de ces derniers est de tracer le chemin du porte stent, et donc déformer les artères iliaques afin de permettre ensuite la montée du cathéter jusqu'à la zone de largage de l'endoprothèse.

Le guide est un outil très fin dont le diamètre est égal à 0,889 mm et est constitué de trois zones principales (figure I.23) :

- ❖ La pointe est une tête très flexible, de longueur variable (en fonction du fabricant), généralement, comprise entre 3 et 7 cm, qui permet de faciliter la navigation du guide dans des artères tortueuses et calcifiées.
- ❖ La zone de transition brutale ou transitoire, d'environ 11 à 15 cm, assure la transition entre la pointe (zone flexible) et la zone rigide.
- ❖ La zone rigide, de longueur comprise entre 162 et 245 cm, permet de déformer les vaisseaux sanguins et tend à rendre les artères iliaques rectilignes, pour une meilleure navigation du cathéter.

Le choix du guide est spécifique à chaque patient et dépend dans une large mesure de l'expérience du chirurgien. Une expérience suffisante de la procédure endovasculaire doit être acquise afin de déterminer le guide le plus adéquat, pour accomplir le traitement endovasculaire le plus efficacement possible [93].

Pour cela, différents outils chirurgicaux (Cook, Amplatz, Terumo) ont été testés (cf. annexe 3) et caractérisés mécaniquement et les résultats ont été implémentés dans le modèle numérique afin d'apporter une aide au choix du guide pour chaque patient.

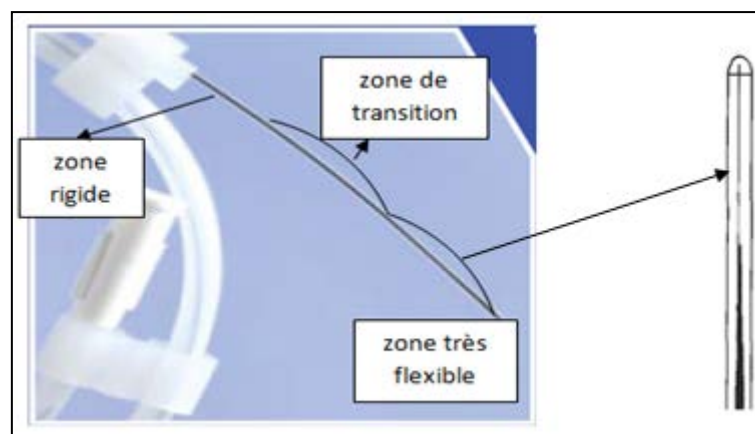


Figure I.23 : Zones principales d'un guide (exemple du Lunderquist)

### ◆ Le porte stent ou le cathéter :

Le cathéter est le système qui contient l'endoprothèse. Son diamètre intérieur est de 0,889 mm, ce qui permet de naviguer en interaction avec le guide. Il est également composé

de plusieurs zones principales : une zone flexible située à la pointe dont le diamètre est variable, une zone qui contient l'endoprothèse, une zone tubulaire, et une gaine qui permet la navigation dans les vaisseaux sanguins (figure I.24).

Il est constitué de polyester thermoplastique à base de polyuréthane, de polychlorure de vinyle de qualité médicale (PVC), de platine iridié. Ces matériaux contiennent des plastifiants pour une meilleure flexibilité. Par conséquent les cathéters sont souples et peuvent se déplacer à travers les branches artérielles courbées.

Dans ce travail, quatre modèles de cathéters ont été testés afin de déterminer les caractéristiques mécaniques locales sur leur longueur. Les modèles les plus couramment utilisés par les chirurgiens lors des interventions endovasculaires sont Talent (Medtronic, Sunrise, FL), Zenith, Zenith flex et Zenith Low Profile (Cook, Bloomington, IN) [12], [94–95]. Nevala et al. ont souligné que l'endoprothèse Zenith (Cook) a rapidement gagné en popularité en raison de la gamme importante de tailles d'endoprothèses qui est couverte avec ce modèle [96].

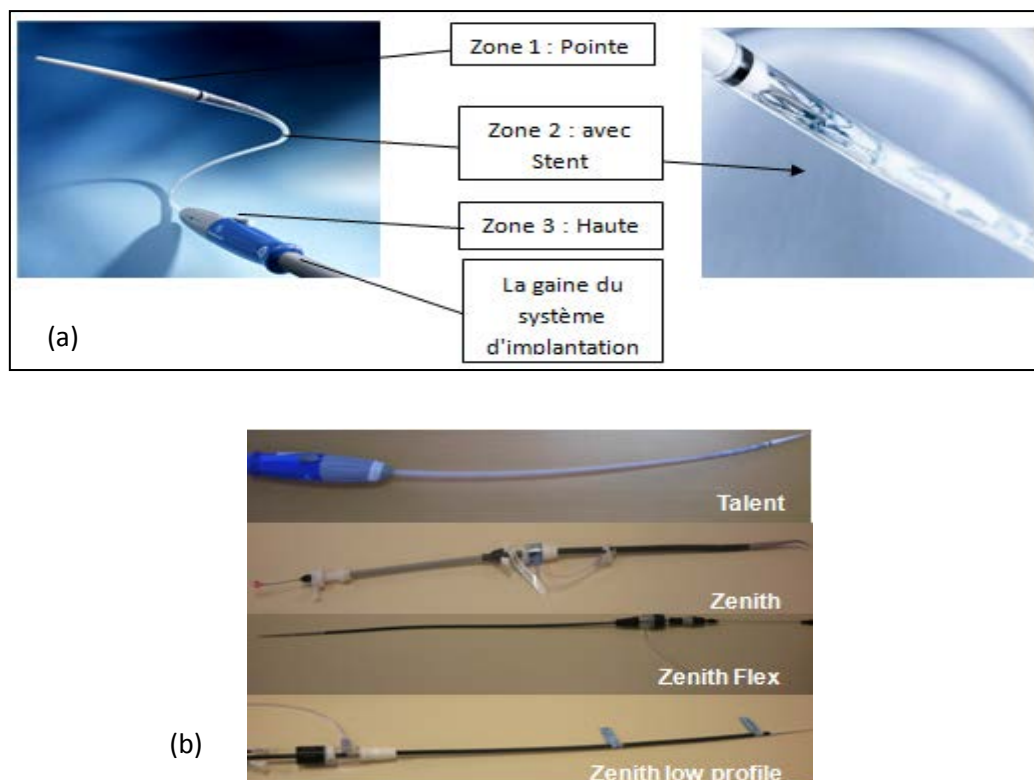


Figure I.24 : (a) Différentes zones du cathéter. (b) Différents modèles des cathéters les plus employés par les chirurgiens

## I.2.4 Essais mécaniques sur les outils endovasculaires

### ◆ Protocole expérimental

Les tests mécaniques ont été réalisés avec la machine LFPlus (figure I.25), qui est une machine programmable de traction, compression, flexion, cyclique... Cette machine pèse environ 46 kg, et est constituée de deux mors en aluminium fixés sur la plaque inférieure et la traverse de la machine pilotée en déplacement.

La LFPlus permet de réaliser une large gamme d'essais mécaniques :

- Des tests immergés dans un liquide avec des plateaux de récupération, qui sont conçus pour recueillir tout liquide susceptible de s'échapper durant un essai, notamment, des tissus biologiques.
- Des tests sur des éléments très larges et très fins (un guide et un ordinateur par exemple), grâce à des plateaux taraudés, possédant chacun des trous taraudés pour un ancrage facile des éléments à tester.
- Des tests sur des objets irréguliers avec des plateaux rainurés (fémur par exemple).



Figure I.25 : Machine LFPlus

Les guides et les cathéters ont été coupés en plusieurs parties, et un mouchetis noir sur fond blanc est appliqué sur les échantillons testés. Ceux-ci sont ensuite serrés entre les deux parties de chaque mors à l'aide de deux boulons. Le glissement de l'éprouvette dans les mors est contrôlé en mettant des marqueurs sur les deux bords de l'éprouvette. Le serrage des boulons

est manuel et doit permettre l'adhérence entre l'éprouvette et l'échantillon, sans trop écraser les outils pour ne pas créer de rupture au niveau des mors.

La machine de traction est connectée à un capteur de déplacement et un capteur d'effort (1 N, 100 N, 1 KN), qui permettent de mesurer respectivement le déplacement de la traverse et l'effort longitudinal à certaines fréquences d'acquisition. La machine est également reliée à un système d'éclairage, à un extensomètre, ainsi qu'à un système d'acquisition d'images constitué de deux caméras (4872 \* 3248 pixels), placées devant la machine et enregistrant l'ensemble de l'essai (une image par seconde). Puis des outils de différents fabricants (Cook, Amplatz, Terumo, Medtronic..) ont été découpés en échantillons de 8 à 12 mm de longueur, et soumis à un essai de traction uniaxiale quasi-statique à une vitesse de 0,5 mm/s (figure I.26).

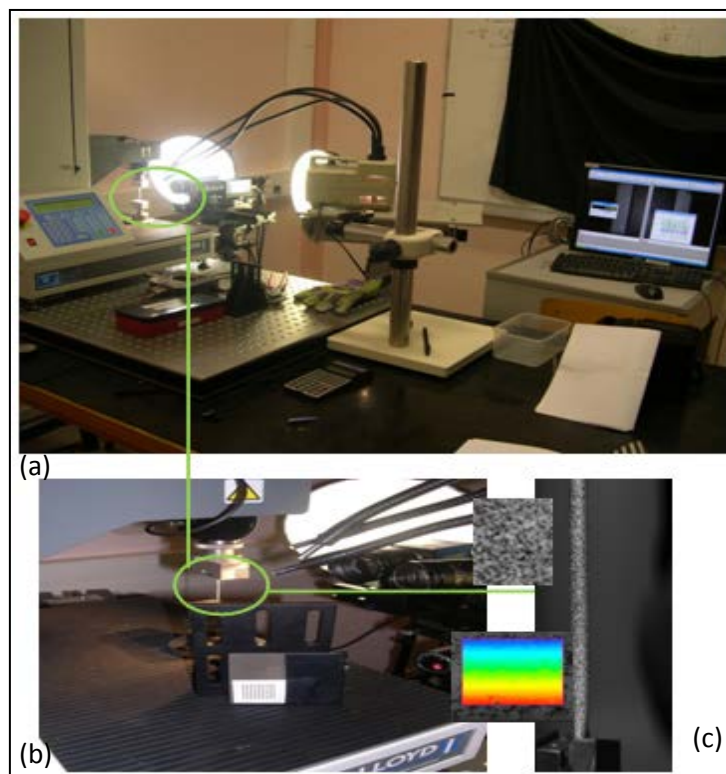


Figure I.26 : (a) Dispositif expérimental des essais mécaniques sur le système de largage, (b) Calibration des caméras, (c) Pointe du cathéter coupée, mouchetée et fixée entre les deux mors.

### ◆ Méthode : Traitement des données

Les résultats ont été exploités grâce à une caractérisation locale (la corrélation 3d et l'extensomètre) et globale (le système de la traverse de la machine). En effet, une mesure dite

globale (effort/déplacement pour un essai de traction uniaxiale par exemple) permettra la détermination d'un comportement homogénéisé du matériau testé, tandis qu'une mesure locale donnera une information précise, de par l'éventuelle hétérogénéité du champ mesuré sur le phénomène local observé.

Avant de présenter les résultats des tests expérimentaux réalisés, l'intérêt de l'utilisation de la mesure locale est présenté dans le cadre de l'étude du traitement endovasculaire.

### Corrélation d'images :

La corrélation d'images 2d et 3d est appliquée au suivi de la déformation et de l'endommagement dans divers matériaux, soumis à des chargements mécaniques statiques dans le cas d'un essai uniaxial. Cette approche permet de faire l'analyse de séquences d'images 3d avec l'image référence prises par les deux caméras, et donc, permet de donner les quantifications de la déformation le long de l'échantillon.

Cette méthode consiste en l'association d'images d'une même zone d'intérêt, à différents états de sollicitation de la matière. En évaluant le degré de coïncidence de deux images, le déplacement des points de la zone d'intérêt est déterminé, ce qui permet de déduire l'état de déformation. La corrélation d'images peut s'appliquer à des surfaces planes (corrélation 2d), à des surfaces gauches (stéréocorrélation) ou encore à des volumes (corrélation 3d). La figure I.27 décrit le principe de la corrélation 2d et de la stéréocorrélation, utilisées dans notre étude. La corrélation 2d met en correspondance une image de référence et une image déformée, obtenues au cours de l'essai, pour définir le champ de déplacement des points de la zone d'intérêt.

La méthode de corrélation d'images est utilisée à partir des séries d'images mouchetées. Contrairement aux méthodes de mesure globale des déplacements, cette méthode sans contact permet la détermination du déplacement réellement appliqué à l'éprouvette [60], qui peut être différent du déplacement de la traverse notamment dans le cas d'un glissement de l'éprouvette dans les mors. Le champ de déformation à la surface est calculé à l'aide du logiciel Vic3d. Les déformations locales sont calculées sur l'ensemble de la zone d'intérêt définie par l'utilisateur, au centre de patterns de  $9 \times 9$  pixels, soit  $1,2 \times 1,2 \text{ mm}^2$ , avec une précision de 1/100 de pixel. Les patterns constituent le découpage de la zone d'intérêt et sont générés automatiquement par Vic3d pour remplir la zone d'intérêt (figure I.27).



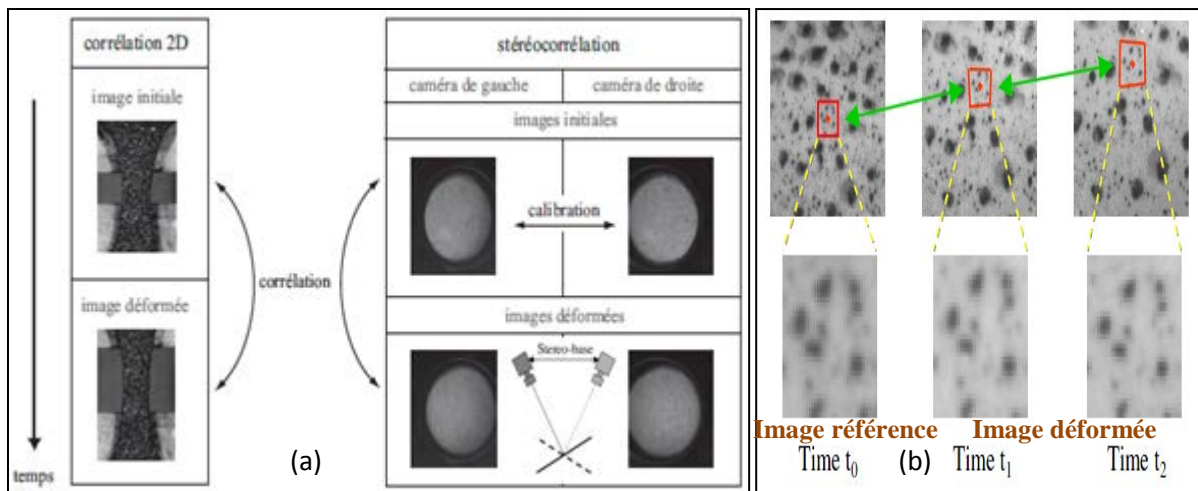


Figure I.27 : a) Comparaison des principes de la corrélation 2d et de la stéréocorrélation - b) Représentation du principe du traitement d'images entre  $t_0$  et  $t_2$  par la corrélation 2d.

La stéréocorrélation nécessite une étape supplémentaire de calibration préalable pour déterminer la position relative des deux caméras (géométriquement et optiquement), puis met en correspondance un couple d'images de référence avec un couple d'images de l'état déformé.

#### Procédure de calibration :

Le calibrage des caméras influence essentiellement la performance des résultats des essais de caractérisation mécanique. Pour cela un calibrage permettant de déterminer les paramètres suivants est nécessaire :

- ❖ Paramètres intrinsèques tels que la longueur focale des lentilles, les points principaux des lentilles et les distorsions radiales et tangentielles des lentilles.
- ❖ Paramètres extrinsèques tels que le vecteur de translation, la matrice de rotation.

Dans une première étape, les paramètres intrinsèques et extrinsèques sont déterminés grâce à un essai, réalisé sur une plaque (Figure I.28). Cette plaque est déplacée manuellement à l'avant des caméras, qui enregistrent différentes positions de la plaque, ce qui donne suffisamment de données pour l'étalonnage. Le logiciel enregistre automatiquement les points nodaux de la plaque ainsi les images associées aux différentes positions de la plaque testée.



Les principaux paramètres intrinsèques et extrinsèques et les erreurs associées peuvent ainsi être déterminés.

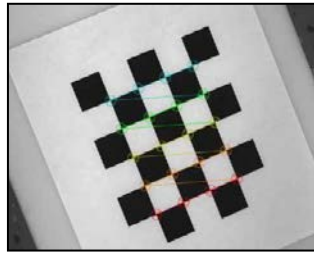
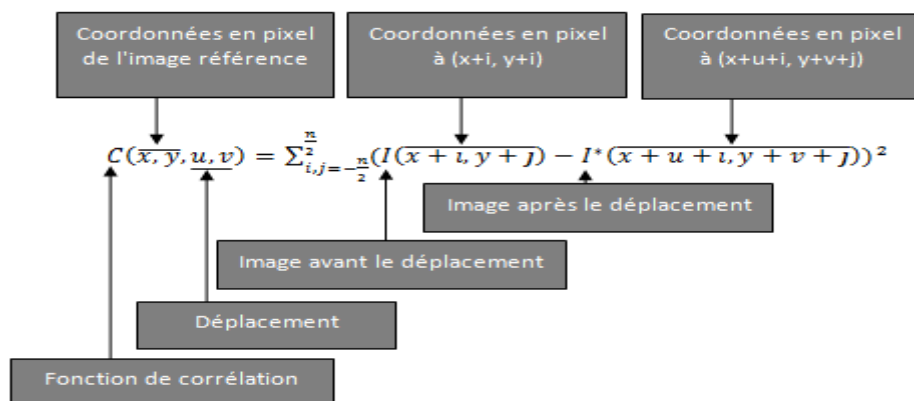


Figure I.28 : Calibration plaque avec la détermination des points nodaux.

Cependant, l'algorithme de corrélation  $C(x,y,u,v)$  présente la valeur de niveau de gris en terme de pixels associée aux coordonnées  $x$  et  $y$  de l'image de référence et de l'image déformée. Il correspond à la somme des carrés des écarts de la valeur de pixel. Cette fonction s'écrit sous la forme suivante pour une corrélation 2d [60] :



### Gestion des erreurs et défauts d'images :

Les algorithmes de corrélation d'images fonctionnent efficacement lorsque les images présentent un contraste local adéquat et que ce dernier suit bien la transformation mécanique. Ce n'est toutefois pas toujours le cas, notamment pour les guides qui présentent de faibles dimensions avec une spirale qui rend la peinture délicate. Pour traiter ces difficultés, les points d'analyse sont sélectionnés en fonction des caractéristiques locales de l'image de l'état initial, ce qui permet d'éliminer les points où la corrélation n'aurait pas de sens.

Pour les images des outils médicaux, un tel traitement est particulièrement nécessaire parce que les endroits difficiles à corréler sont nombreux du fait des changements locaux dans les

niveaux de gris des images et des zones d'images pauvres en informations (contraste ou netteté de certaines zones trop faible, variation locale du champ trop rapide, taches des mouchetis) [97].

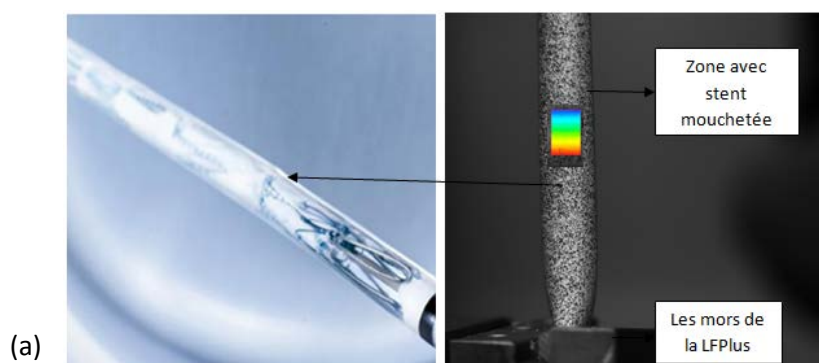
Les principaux paramètres d'entrée de Vic3d sont la taille de motif, le raffinement du motif ou le maillage et la taille de la zone de recherche, qui sont définis pour tous les nœuds. La définition de la zone de recherche est efficace si les déplacements ne sont pas trop importants, parce qu'il suffit de rechercher seulement dans la région d'intérêt. Avec ces définitions globales, tous les nœuds sont traités et le bruit (déplacements aberrants) est réduit au maximum.

Compte-tenu de la variation des caractéristiques mécaniques le long des dispositifs médicaux, la mesure de champs s'est révélée le meilleur outil pour suivre cette variation et prendre en compte l'effet d'hétérogénéité des propriétés mécaniques des outils médicaux. D'après Jacquet, la mesure locale de la déformation donne une valeur significativement plus élevée que la mesure globale (basée sur le déplacement des mors) [98].

## I.2.5 Résultats

Les résultats des essais mécaniques réalisés sur différents échantillons sollicités en traction, et associés à l'observation du volume moucheté, ont permis de déterminer la déformation moyenne à chaque pas de temps dans une zone appelée zone de calcul.

La figure I.29 montre un exemple de courbe de traction obtenue sur une éprouvette issue de la zone du cathéter contenant le stent. Les résultats ont été exploités grâce à une caractérisation sans contact et avec contact : locale (corrélation 3d et extensomètre) et globale (système de la traverse de la machine).



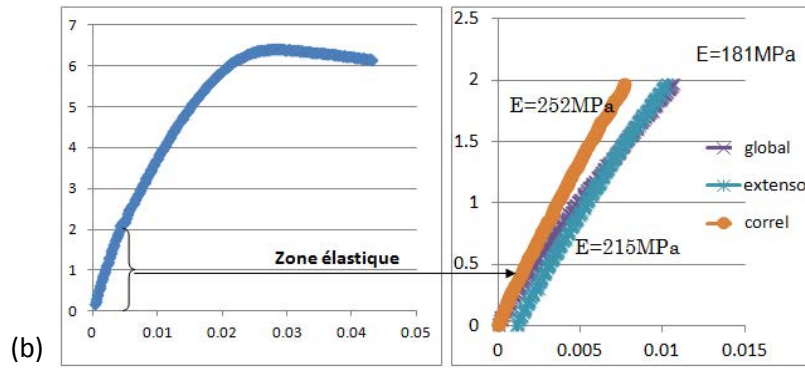


Figure I.29 : (a) Contrainte en MPa en fonction de la déformation, (b) Tests de traction sur la partie contenant le stent mouchetée en blanc sur fond noir

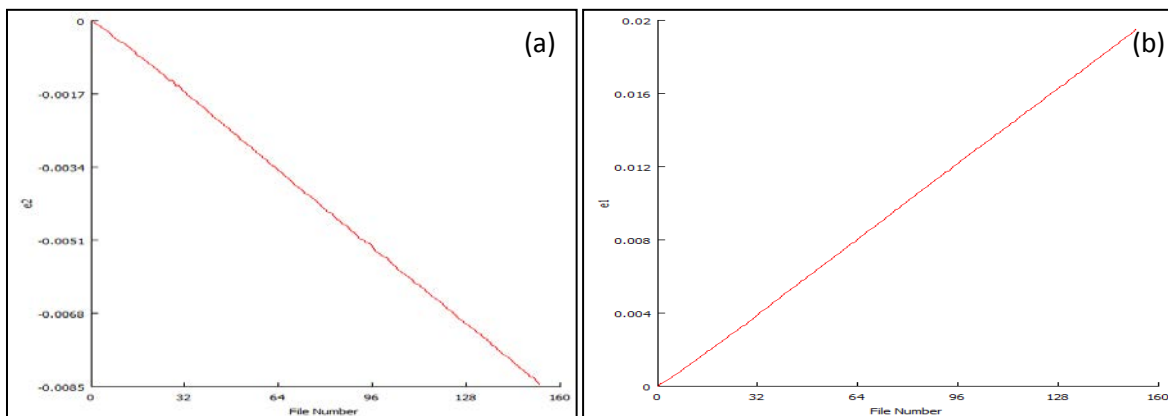


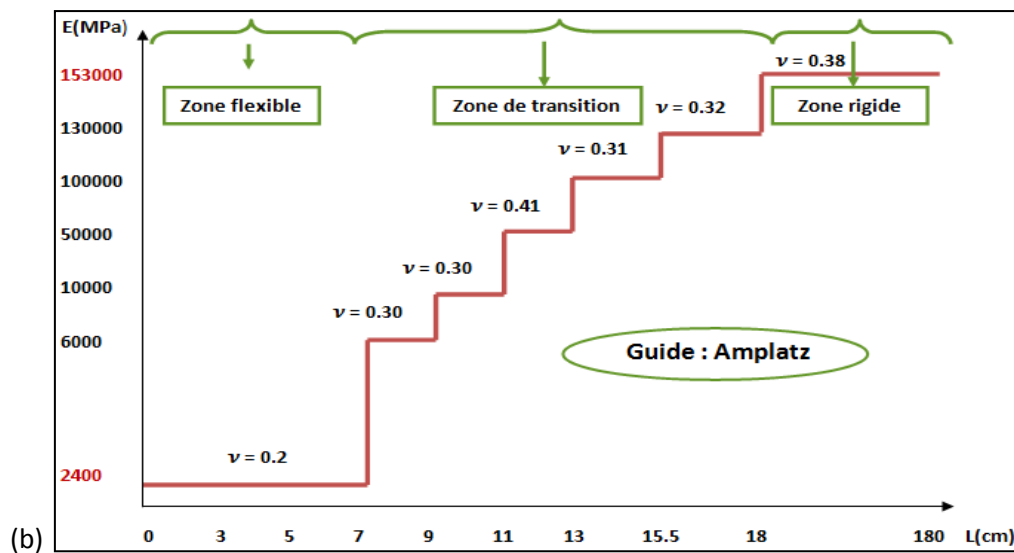
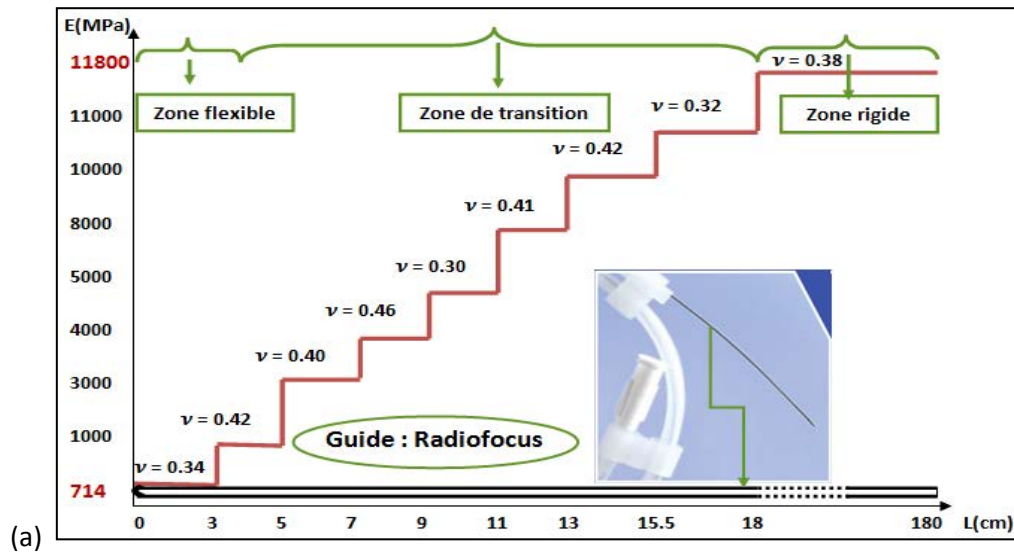
Figure I.30 : (a) Déformation transversale - (b) Déformation longitudinale de la zone contenant le stent en fonction du temps

La courbe reliant la contrainte à la déformation longitudinale (figure I.29) permet de calculer le module d'Young du matériau testé, la limite élastique, la déformation plastique et la contrainte à la rupture, Alors que la mesure de la déformation transversale et de la déformation longitudinale (figure I.30) permet le calcul du coefficient de Poisson.

Les résultats obtenus à partir des mesures locales et globales restent généralement proches, mis à part pour certains échantillons pour lesquels des différences significatives, entre les méthodes de mesure utilisées, sont observées pour une force de l'ordre de 600 N. Ce phénomène peut s'expliquer soit par des glissements de l'échantillon au voisinage des mors, soit par une flexion au niveau des mors, ce qui donne des résultats aberrants. D'autre part, le coefficient de Poisson est calculé de la manière suivante :

$$\nu = \frac{\text{Déformation transversale}}{\text{Déformation longitudinale}} = 0.36$$

Les différents tests mécaniques réalisés ont permis de déterminer les propriétés mécaniques (module d'Young et coefficient de Poisson) des guides et cathéters constituant les systèmes de largage les plus fréquemment utilisés dans le milieu clinique. Les figures I.31 décrivent la variation des caractéristiques mécaniques le long des guides Radiofocus, Amplatz et Cook.



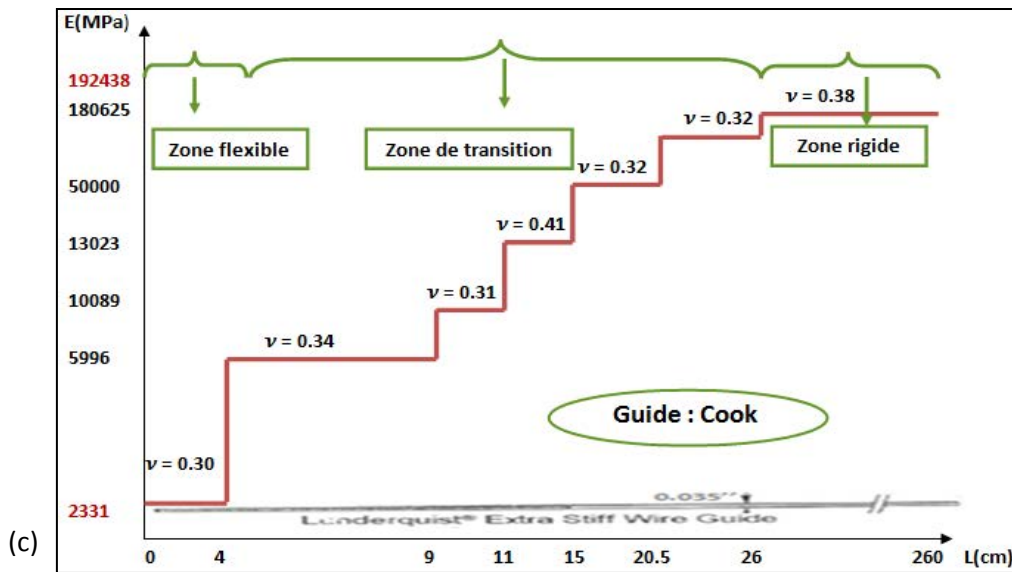


Figure I.31 : Module d'Young et coefficient de Poisson en fonction de la position pour différentes gammes de guides. (a) Radiofocus, (b) Amplatz, (c) Cook.

Il apparaît que le guide extra-rigide Cook (Lunderquist) est significativement plus rigide que tous les autres guides testés, son extrémité possédant un module d'Young équivalent à celui de l'acier, suivi par le guide Amplatz Super-rigide et enfin par le guide Radiofocus (Terumo). Ce dernier, du fait de sa construction hydrophile, est le plus souple. De ce fait, les guides de type Terumo sont actuellement les meilleurs fils disponibles pour un accès initial aux vaisseaux sanguins grâce à leurs capacités à naviguer facilement le long des artères sans les redresser. En effet, la flexibilité de la pointe et le faible coefficient de frottement sont des caractéristiques essentielles dans le traitement endovasculaire. Les guides de type Amplatz et Lunderquist sont quant à eux utilisés principalement pour redresser les parois artérielles et faciliter la navigation des cathéters en interaction avec les guides.

Les conclusions issues de cette étude sont cohérentes avec celles trouvées dans la littérature. Clayman et al. ont étudié seulement la pointe des guides et des cathéters et ont comparé plusieurs outils utilisés dans des milieux urologiques. Ils ont constaté que le guide à pointe à base de Nitinol semble être recommandé dans la navigation endovasculaire grâce à sa résistance à la flexion et à son revêtement à faible coefficient de frottement, tandis que le guide Amplatz super rigide est recommandé pour la deuxième étape de la navigation, c'est-à-dire pour un passage coaxial du cathéter avec l'endoprothèse [33].

Des récapitulatifs des caractéristiques mécaniques locales le long des différents modèles de cathéters Talent, Zenith Flex, Zenith et Zenith low profile sont donnés figure I.32.

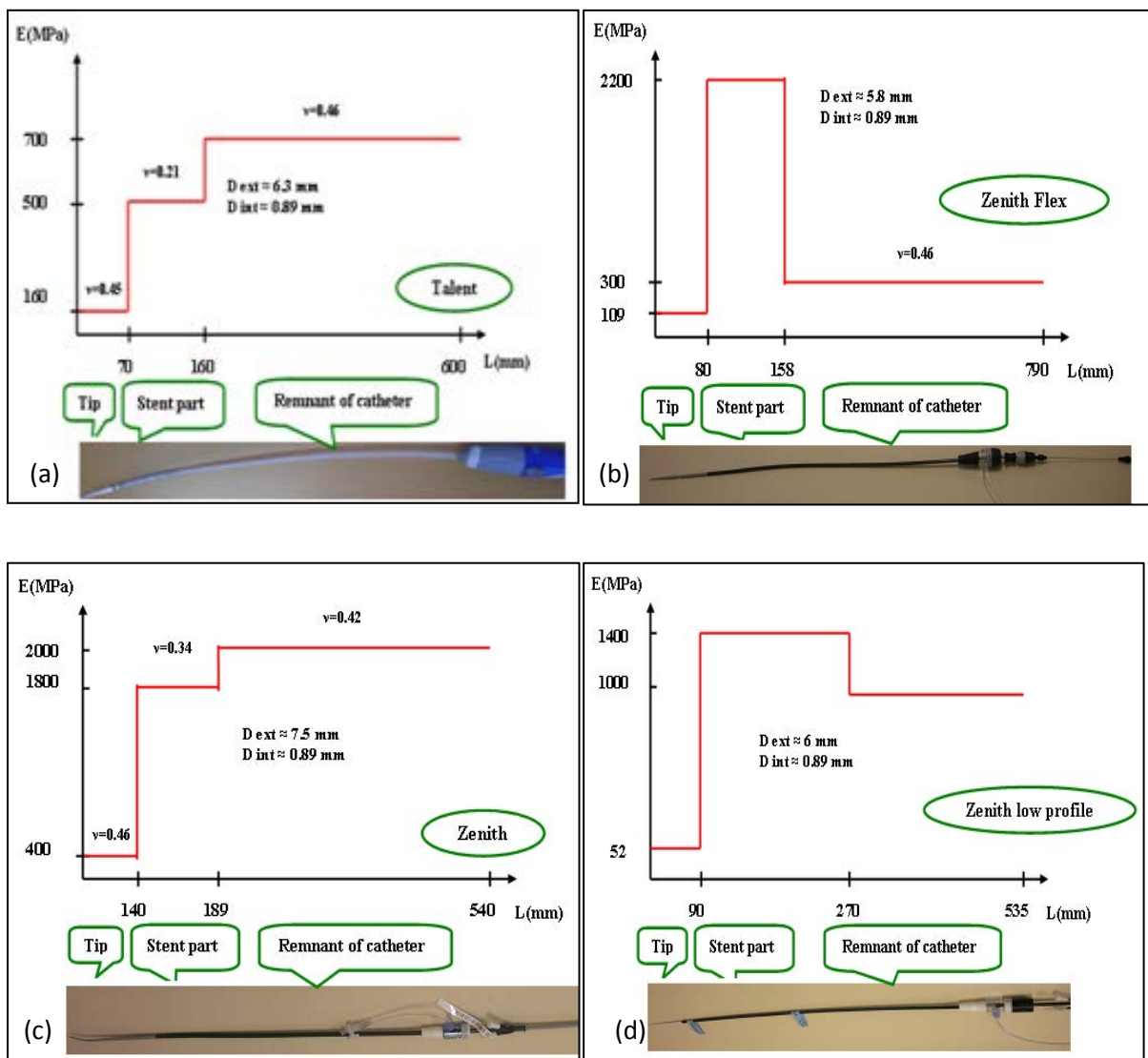


Figure I.32 : Variation du module d'Young et du coefficient de poisson le long de différents modèles de cathéters. (a) Talent, (b) Zenith Flex, (c) Zenith, (d) Zenith low profile

Composé d'acier inoxydable, les modèles Zénith sont donc plus rigides que les modèles Talent dont la composition est à base de Nitinol, ce qui est confirmé par les résultats des essais de traction réalisés sur différents cathéters.

## I.2.6 Conclusion

La caractérisation mécanique locale des outils composant le système de largage reste un problème encore peu traité. La mesure des déformations locales apparaît comme un outil nécessaire pour une détermination précise des propriétés mécaniques.

Les premiers essais de caractérisation mécanique effectués sur des éprouvettes d'outils endovasculaires ont montré la faisabilité d'une caractérisation locale. Le guide de type Lunderquist possède un module d'Young proche de celui de l'acier inoxydable et les courbes reliant les contraintes aux déformations obtenues sont similaires à celles issues de la littérature. Cependant, peu de données quantifiées sont disponibles en terme de variation du module d'Young le long des guides et des cathéters.

Un grand nombre d'éprouvettes issues de différents guides et cathéters les plus utilisés dans le milieu clinique a été testé et ces essais ont permis d'établir une cartographie des propriétés mécaniques pour ces outils. Néanmoins, tous les essais de traction effectués n'ont pas pu être exploités et cela pour deux raisons principales :

- mauvaise qualité des mouchetis, due à la peinture qui coule le long des cathéters,
- plusieurs éprouvettes ont soit glissé dans les mors, soit se sont cassées au niveau des mors, empêchant la caractérisation locale, ces deux phénomènes étant dus à un serrage trop faible ou trop important de l'éprouvette dans les mors.

Un certain nombre d'échantillons ont présenté des résultats différents, et cela peut être due aux glissements entre la spirale et le cœur des outils endovasculaires.

Le protocole décrit dans cette section avait pour but d'estimer le module de rigidité en traction uniaxiale d'une façon locale. Ces essais de caractérisation des outils chirurgicaux ont montré que les caractéristiques mécaniques varient tout au long les différents guides suivant un gradient très important entre la pointe et l'extrémité rigide [714 , 190000 MPa].

La pointe des différents guides utilisés dans le milieu clinique possède un module d'Young compris entre 700 MPa et 2000 MPa. En effet, le rôle de la pointe étant d'assurer la navigation des guides dans des artères tortueuses et de faciliter le contact entre la pointe du guide et les parois vasculaires, il est nécessaire qu'elle soit souple. Les zones des guides situées après la

pointe sont nettement plus rigides, avec un module d'Young compris entre 11800 MPa et 190000 MPa, car leur rôle est de rendre l'artère rectiligne afin de faciliter la navigation des outils suivants.

Les essais de caractérisation mécanique effectués sur les différents cathéters ont mis en évidence une variation de la rigidité sur sa longueur avec une pointe plus souple afin de faciliter son introduction et sa navigation. En effet, les cathéters sont composés de différents matériaux (silicones, polyuréthanes ou polytétrafluoréthylène) qui sont choisis afin, notamment, d'éviter tout risque de coagulation ou d'infections.

### **I.3. Bilan des essais**

Les différents protocoles établis pour caractériser les tissus biologiques et les outils médicaux ont permis de réaliser une cartographie des propriétés mécaniques qui sera spécifique à chaque patient.

Les essais réalisés sur les différents échantillons de parois artérielles ont permis d'établir une cartographie des propriétés mécaniques, et plus précisément du module d'Young et du coefficient de frottement, en fonction de la qualité pariétale. Les propriétés mécaniques associées à un degré de calcification sont également associées à un niveau de gris précis situé sur les images préopératoires de la structure vasculaire spécifique à chaque patient. Grâce à cette cartographie on peut distinguer les parois saines, athéromateuses et calcifiées.

Les essais mécaniques réalisés sur les outils de mise en place de la prothèse ont mis en évidence que la technique de corrélation d'images est la plus efficace pour mesurer le champ de déformation et ont permis d'établir une cartographie des propriétés mécaniques, plus précisément du module d'Young et du coefficient de Poisson, le long de ces différents outils.



# **Chapitre II : Modélisation du traitement endovasculaire**

## II.1. Introduction

L'objectif de ce chapitre est de décrire le modèle mis en œuvre en vue de réaliser une simulation de la procédure endovasculaire destinée à traiter un Anévrisme de l'Aorte Abdominale AAA. Pour obtenir un modèle précis et réaliste, il est nécessaire de prendre en compte la géométrie artérielle réelle, son environnement ainsi que la qualité pariétale spécifique à chaque patient, la précontrainte présente dans les parois artérielles, le comportement non linéaire des matériaux intervenant dans le problème traité et la gestion du contact avec frottement entre les parois artérielles et les outils chirurgicaux d'une part et entre les différents outils d'autre part.

L'objectif de cette étude est de mettre en place un outil de simulation numérique d'aide à l'acte chirurgical, à partir des images cliniques peropératoires, afin d'obtenir :

- Un contrôle précis en temps réel et en 3d des différentes sous étapes de la navigation endovasculaire pour le traitement des AAA, sous forme d'un environnement virtuel. Ce dernier fournira un service d'assistance au chirurgien au cours des phases préopératoire, peropératoire et postopératoire.
- Une étude de la faisabilité de l'intervention chirurgicale, et donc une évaluation précise de l'état de contrainte présent dans les artères, afin d'être en mesure de prédire les risques de rupture des artères tortueuses et calcifiées lors de la simulation de la montée des outils endovasculaires.
- Un meilleur choix des outils chirurgicaux pour chaque patient, ainsi qu'une diminution du nombre d'outils endovasculaires utilisés et une diminution de la dose de rayonnement.
- Une aide au choix et au dimensionnement des endoprothèses à partir de la connaissance de l'état déformé de la structure vasculaire. En effet, les outils d'aide à la procédure endovasculaire, dont disposent actuellement les chirurgiens, sont basés uniquement sur des techniques d'imagerie médicale, images réalisées avant la procédure et donc avant la déformation de la structure vasculaire par les outils de la mise en place de l'endoprothèse. Ces outils d'aide ne permettent pas d'anticiper le déroulement du traitement et peuvent être à l'origine à la fois d'un mauvais dimensionnement (longueur, diamètre) mais aussi d'un mauvais positionnement de l'endoprothèse.

- Une meilleure compréhension des causes d'apparition des phénomènes d'endofuites et de migration des endoprothèses.

Dans ce chapitre, on présente les principales caractéristiques à partir desquelles a été créé ce modèle numérique par éléments finis de la simulation des interactions outils/vaisseaux sanguins au cours de la procédure endovasculaire de traitement des AAA.

## II.2. Modèle géométrique

### II.2.1 Reconstruction géométrique des parois artérielles

Des données patients spécifiques et complexes à traiter en terme de tortuosité, de calcification et de développement d'anévrisme ont été collectées à partir d'images en phases préopératoire, peropératoire et postopératoire.

En phase préopératoire, le patient effectue un scanner tridimensionnel avec injection de produit de contraste, afin de révéler l'agencement des vaisseaux sanguins disposés autour de la zone anévrismale. Puis, au cours de l'intervention chirurgicale, des radiographies sont effectuées afin d'observer la progression des outils endovasculaires et la position des vaisseaux sanguins lors des injections de produit de contraste. Enfin, en phase postopératoire, le patient effectue un second scanner afin d'évaluer les déformations rémanentes subies par les vaisseaux ainsi que l'apparition éventuelle de phénomènes d'endofuites ou de migration de l'endoprothèse (Vincenzo Brizzi).

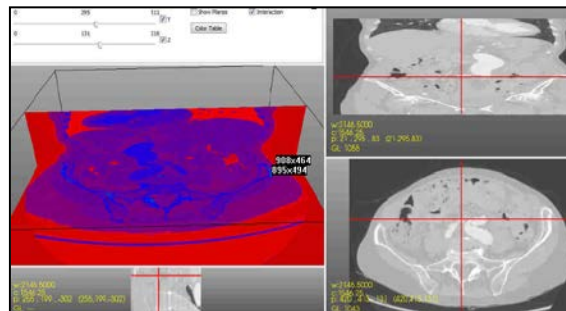
Les données utilisées afin de créer le modèle géométrique de l'aorte, de l'artère iliaque, de l'artère fémorale et de l'environnement de l'artère sont issues d'un scanner préopératoire sur les patients opérés avec un taux de risque élevé.

Dans un premier temps, une étape manuelle est nécessaire pour la création de la géométrie. Cette étape consiste à convertir les images cliniques, présentées sous forme de différentes coupes de l'artère et des organes l'entourant, en format « .mhd » grâce au logiciel ITK-Snap. La deuxième étape consiste à faire une segmentation de la zone d'intérêt en utilisant les logiciels CreaTools et MeVislab on extrait la ligne centrale, la lumière de l'artère présentée par des splines, ainsi les plans orthogonaux à la ligne neutre en fonction du degré de courbure des vaisseaux. La reconstruction se fait ensuite par l'intermédiaire d'un script de Design Modeler (Ansys) développé spécifiquement pour cette étape. Puis une reconstruction des

surfaces de la paroi artérielle présentant la partie anévrismale, la bifurcation, les artères iliaques et les artères fémorales est réalisée. Cette technique présente l'avantage de fournir une géométrie très proche de la géométrie du scanner.

Les figures II.1 présentent les étapes de reconstruction du modèle géométrique associé à quelques exemples de patients.

### données patient en phase préopératoire

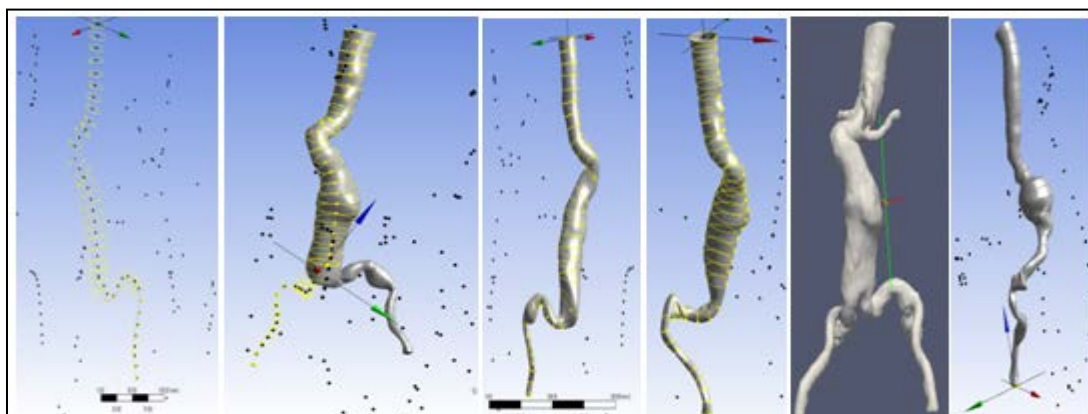


### Segmentation sur un scanner 3d avec injection de produit contraste



### Reconstruction géométrique des parois artérielles

(a)



**Splines**  
Plans orthogonaux  
Ligne neutre

**surface d'artère**  
avec deux iliaques

**Iliaque**  
droite

**Iliaque**  
gauche

**géométrie**  
réelle

**géométrie**  
reconstituée

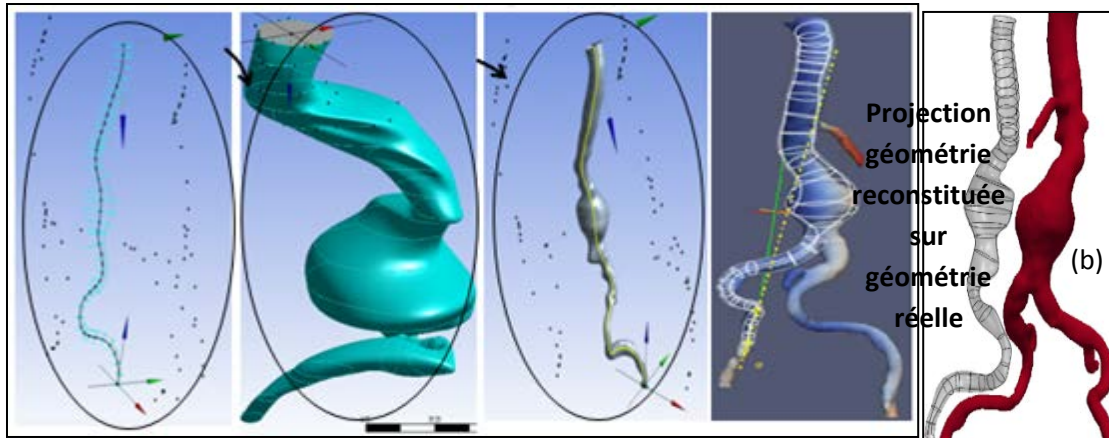


Figure II.1 Étapes de reconstruction de la géométrie à partir des images préopératoires : (a) Segmentation des coupes de scanners - (b) Création des splines contenues dans le plan orthogonal à la ligne neutre - Géométrie simulée - Géométrie réelle - Superposition de la géométrie reconstituée à base de splines avec la géométrie réelle.

Le modèle est ensuite maillé par des éléments coques, afin de prendre en compte l'épaisseur de la paroi artérielle (figure II.2). Les éléments coques sont bien adaptés à la géométrie du modèle du fait de la faible épaisseur des parois artérielles. Enfin, il est nécessaire aussi de projeter la géométrie simulée sur la géométrie réelle, afin de pouvoir créer une géométrie bio-fidèle.

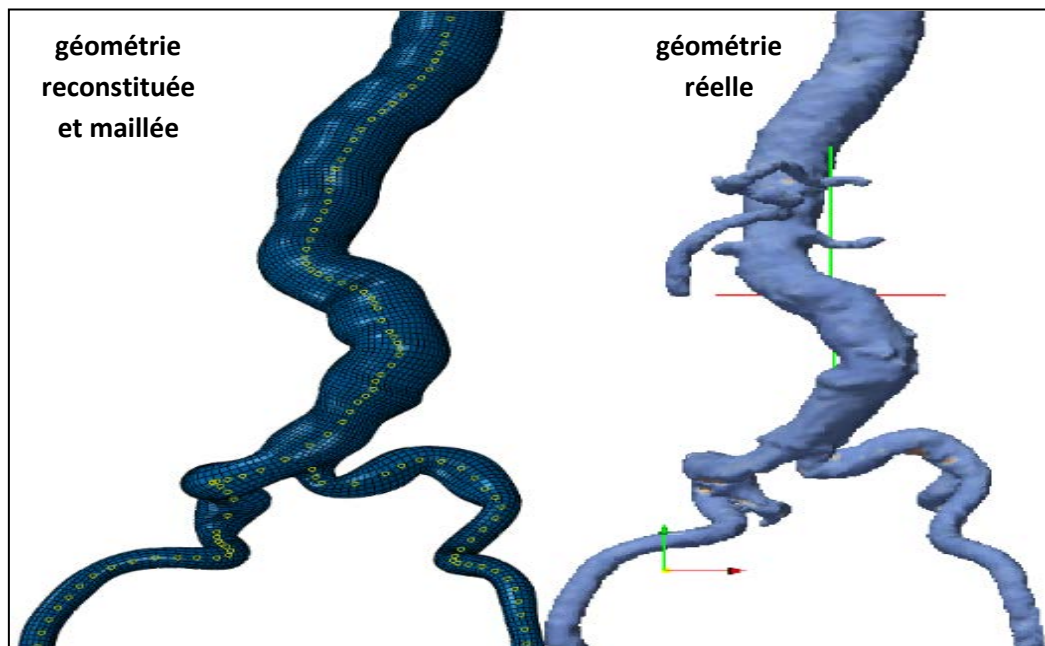


Figure II.2 : Exemple d'un maillage d'une artère anévrysmale réalisé avec des éléments coques

Afin de limiter les difficultés de convergence dues à la géométrie complexe, à la bifurcation et aux contacts entre les outils de largage et les parois artérielles, seules l'aorte et l'artère iliaque utilisées pour la montée des instruments médicaux sont modélisées, ce qui permet également d'alléger le modèle en terme de temps de calcul. La seconde artère iliaque, l'artère hypogastrique ainsi que les artères secondaires sont prises en compte grâce à des conditions aux limites appropriées.

## II.2.2 Description des outils médicaux

### ❖ Guides :

Les modèles des guides intégrés dans la simulation numérique de la navigation endovasculaire sont les mêmes que ceux employés au cours de l'intervention chirurgicale sur les patients sélectionnés avec un degré de complexité très important. Les différents guides existants et utilisés par les chirurgiens lors des procédures endovasculaires de traitement des AAA sont répertoriés en annexe 3.

La variation des propriétés mécaniques le long du guide a été prise en compte dans le modèle numérique (figure II.3), en utilisant la cartographie établie dans le chapitre 1. Le guide rigide est divisé en plusieurs parties qui permettent d'attribuer des propriétés des matériaux différentes à chaque partie, afin de créer un gradient de raideur au niveau de la tête et d'ajouter, au niveau des jonctions entre les parties adjacentes.

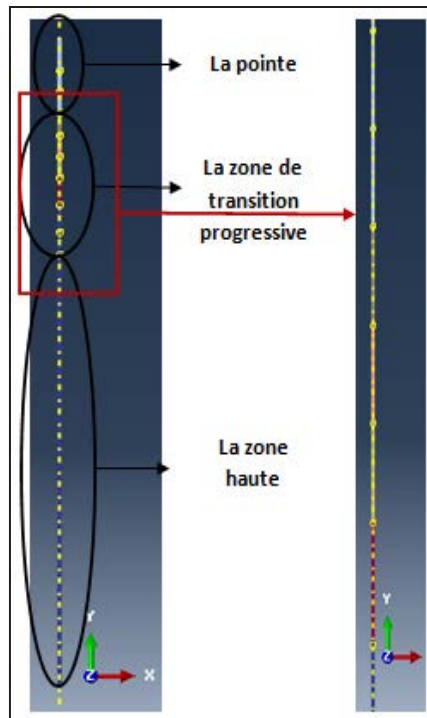


Figure II.3 : Variation des propriétés mécaniques le long du guide

### ❖ Cathéters :

Plusieurs porte-prothèses ont été utilisés pour la modélisation de la procédure endovasculaire de traitement des AAA. Un des cathéters les plus utilisés dans le milieu clinique est commercialisé par Medtronic et possède une longueur de 620 mm et un diamètre de 7,33 mm. Le cathéter est tubulaire avec un diamètre intérieur de 0,889 mm, afin de pouvoir suivre le chemin tracé par le guide rigide dans la structure vasculaire. Le porte-prothèse est constitué de trois parties:

- Une pointe de longueur égale à 100 mm dont le diamètre varie de 1 mm à 7.3 mm.
- Une partie de 154 mm de longueur qui contient la prothèse à larguer au niveau de l'anévrisme.
- Une partie de 366 mm de longueur qui permet la montée par une artère iliaque interne.

Le chapitre 1 a permis de réaliser une caractérisation locale des matériaux du porte-prothèse. Les résultats obtenus sous forme d'une cartographie de la variation des propriétés mécaniques le long du cathéter utilisé lors de l'intervention chirurgicale ont été intégrés dans le modèle numérique (figure II.4).



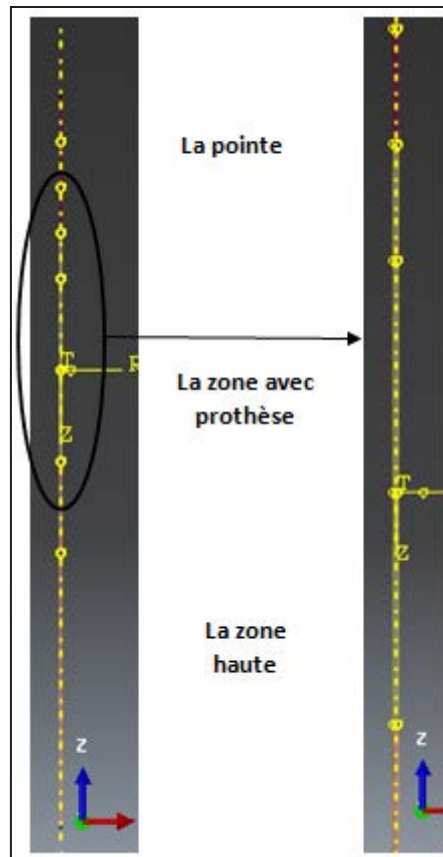


Figure II.4 : Projection des propriétés mécaniques locales du cathéter dans le modèle numérique

### II.2.3 Description de l'assemblage du modèle numérique endovasculaire

Les chirurgiens posent un introducteur au niveau de l'incision, ce qui permet de donner une voie d'accès au guide et au cathéter. Cette introducteur est traduit dans le modèle numérique par un encastrement au niveau de l'artère fémorale. De la même façon, une condition limite de type encastrement est imposée dans la zone extrême haute du collet de l'anévrisme afin de prendre en compte la présence du tronc cœliaque qui tient l'artère.

Les outils médicaux du protocole endovasculaire sont donc initialement positionnés au centre de l'artère fémorale incisée, dans la direction de la ligne centrale. Afin de simuler la montée progressive des dispositifs endovasculaires de la zone d'incision jusqu'au collet de la zone anévrismale, un déplacement progressif de l'ordre de 400 mm est imposé de la façon suivante : dans une première sous-étape, une condition limite de type déplacement est appliquée dans une zone de poussée créée au milieu du guide, puis dans la seconde étape un



déplacement est imposé à la base inférieure du guide (figure II.5). Ce déplacement est une fonction dont l'amplitude dépend du temps :

$$a = A_i + (A_{i+1} - A_i)\varepsilon^3(10 - 15\varepsilon + 6\varepsilon^2)$$

Avec  $\varepsilon = \frac{t-t_i}{t_{i+1}-t_i}$

A, l'amplitude de déplacement

T, le temps et i est le numéro d'itérations.

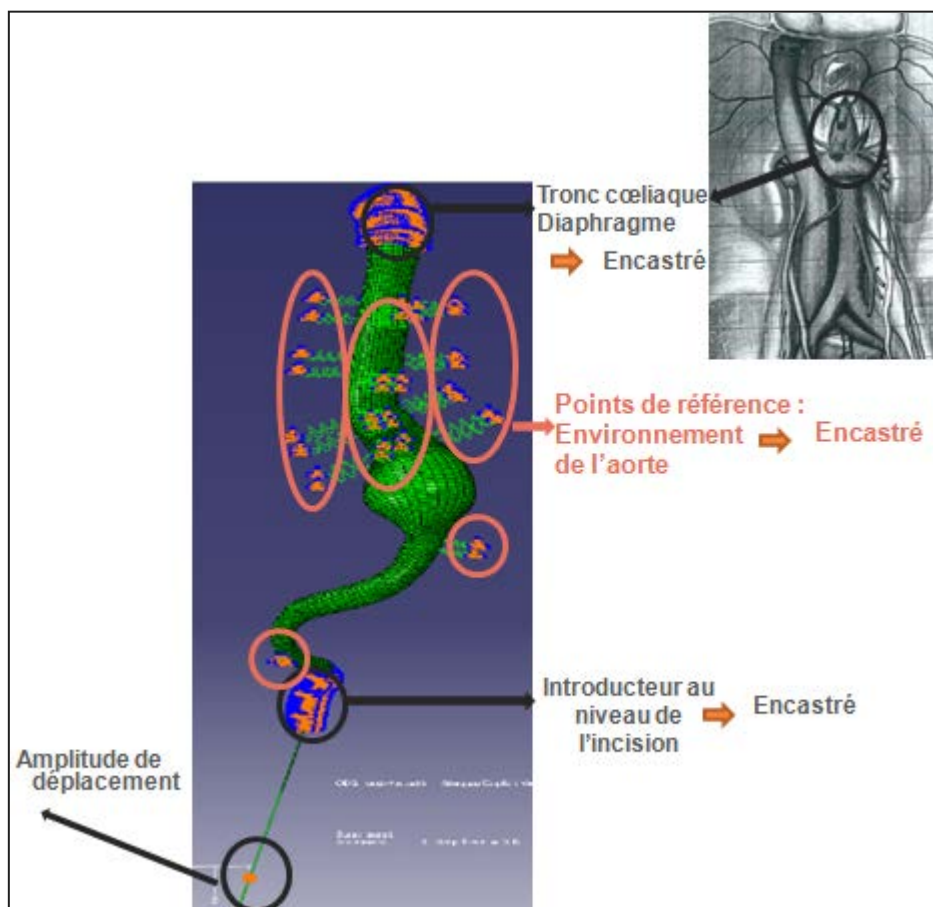


Figure II.5 : Définition des conditions aux limites correspondant au modèle patient opéré

Une fois le guide mis en place, le cathéter est introduit progressivement de façon à ce que sa lumière soit alignée avec le guide, afin de pouvoir monter autour de ce dernier déjà en place dans les vaisseaux du patient, et donc naviguer en interaction avec le guide et les vaisseaux sanguins jusqu'au collet de l'anévrisme (figure II.6).

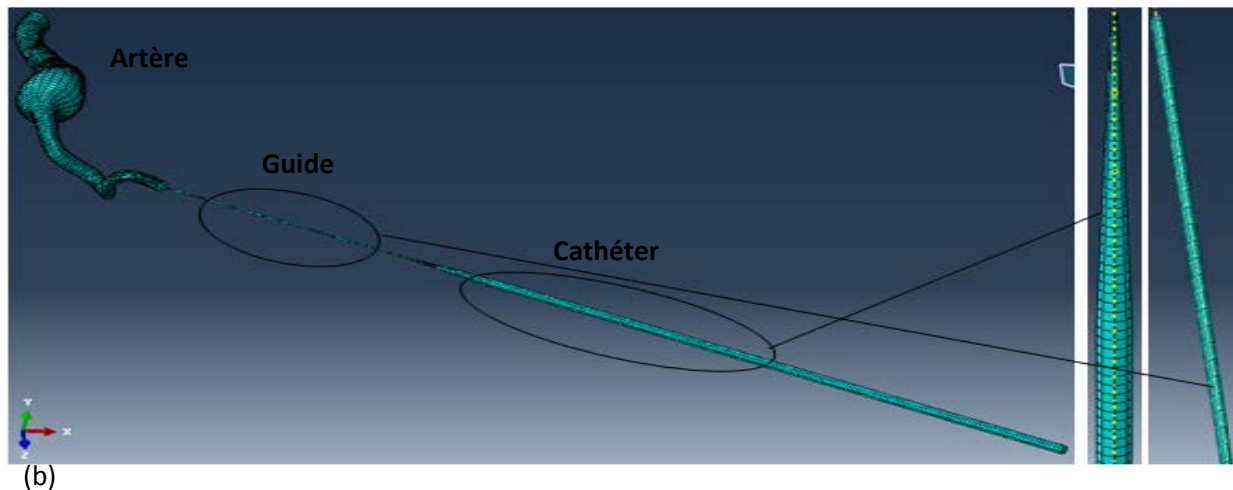
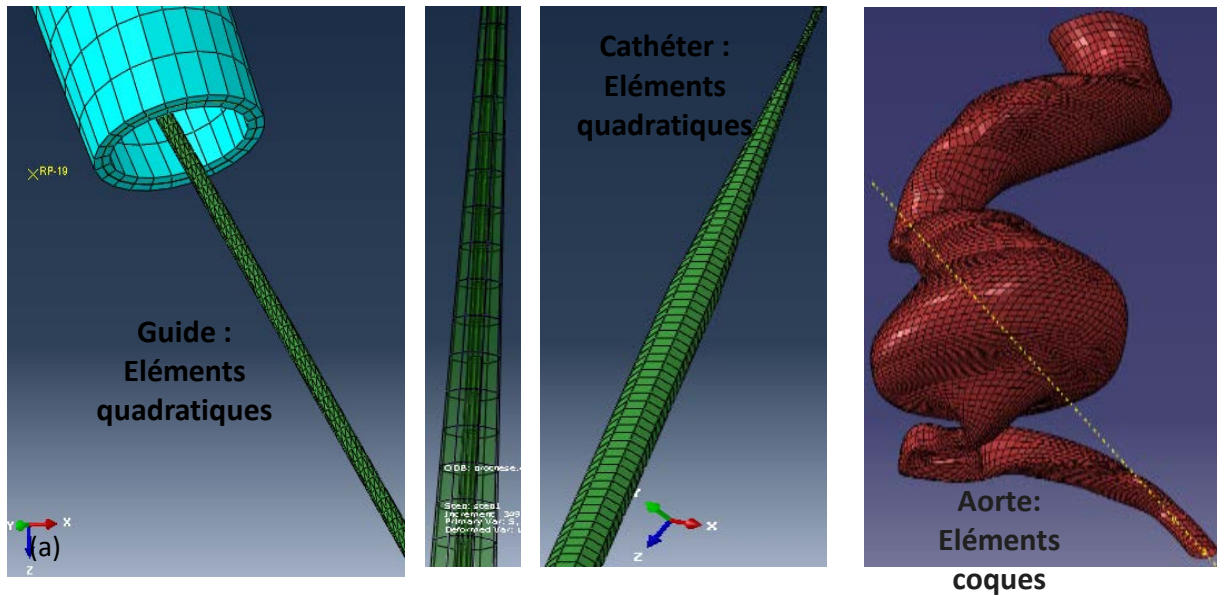


Figure II.6 : Représentation du modèle géométrique du traitement endovasculaire d'un AAA :  
 (a) Différents composants du modèle numérique (guide, cathéter, vaisseaux sanguins), (b)  
 Assemblage des géométries et position initiale des outils endovasculaires.

## II.2.4 Distance entre l'aorte et la colonne vertébrale

D'autre part, les images préopératoires issues des scanners permettent d'obtenir des informations sur l'environnement de l'aorte nécessaires à la modélisation, notamment la position des branches secondaires et la distance entre la colonne vertébrale et l'aorte. Cette dernière donnée est très importante puisqu'elle va nous permettre de prendre en compte l'enveloppe fibreuse qui entoure l'aorte et qui est reliée à la colonne vertébrale. Une segmentation de la colonne vertébrale et des artérioles du patient est faite et permet d'extraire la liste des points les plus proches de la colonne vertébrale, de la ligne centrale et des

branches secondaires de l'artère. Ces points sont ensuite importés dans la géométrie de l'artère et sont utilisés pour définir des conditions aux limites à l'artère par l'intermédiaire de supports élastiques. Ainsi cet environnement a été représenté dans le modèle numérique par des ressorts dont la raideur dépend de la distance à la colonne vertébrale. Une faible raideur, de l'ordre de 0,001 N/mm, est appliquée dans la partie anévrysmale, l'artère fémorale et l'artère iliaque alors qu'une raideur plus importante, de l'ordre de 0,1 N/mm, est appliquée dans la partie aortique. Les figures II.7 et II.8 présentent successivement des données d'environnement artériel humain après segmentation et après projection dans le modèle éléments finis.

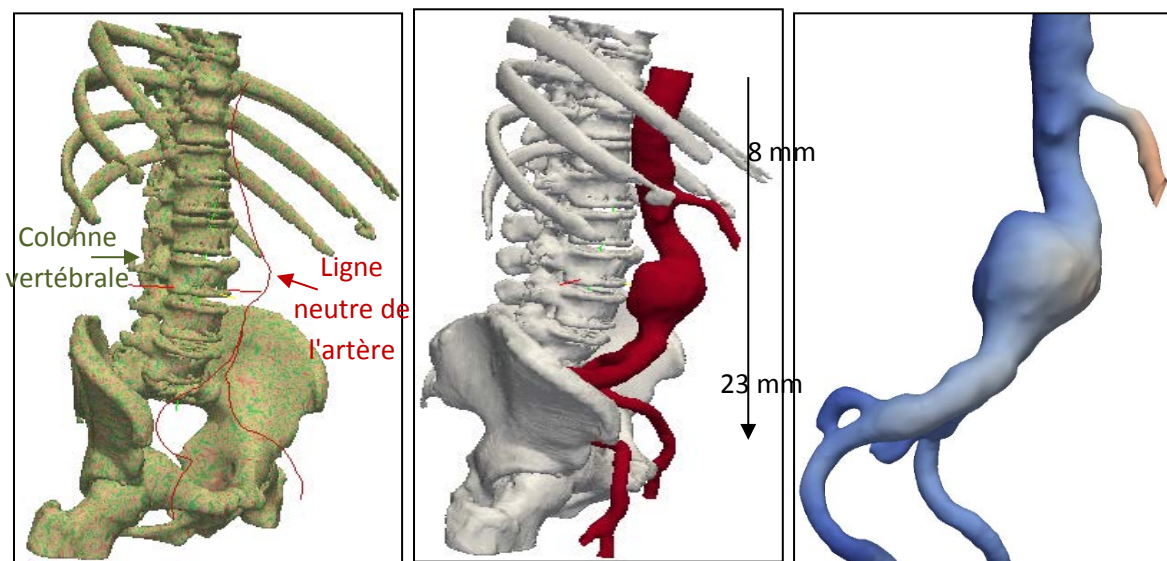


Figure II.7 : Distance entre la ligne neutre et la colonne vertébrale - l'artère et la colonne vertébrale (le bleu représente une distance faible de 8mm et le blanc une distance plus importante de 23mm)

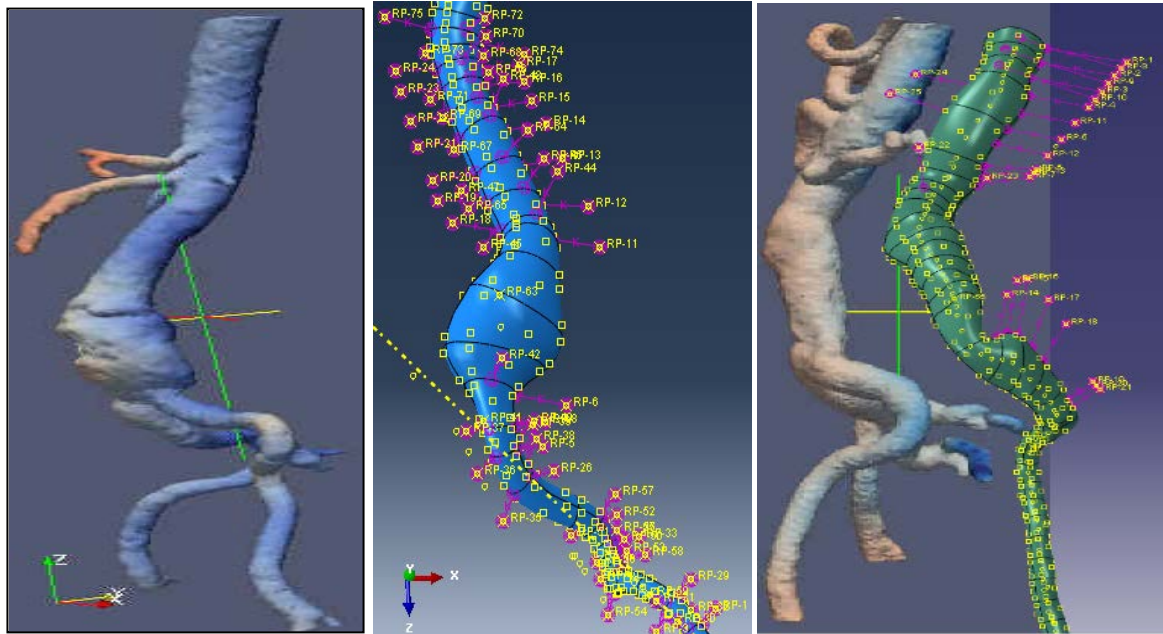


Figure II.8 : Informations préopératoires sur la distance entre l'artère et la colonne vertébrale (le bleu représente une distance faible et le blanc une distance plus importante). Présentation de l'environnement de l'artère dans le modèle numérique par des supports élastiques.

## II.2.5 Qualité pariétale

La calcification n'est pas nécessairement symptomatique, puisque 20 % de la population en sont victimes et n'ont aucun symptôme. Cependant, les informations sur la qualité pariétale des vaisseaux sanguins doivent être prises en compte dans le modèle numérique. Des données scanner liées à la répartition du degré de calcification permettent de différencier les zones saines, anévrismales et calcifiées et sont utilisées dans le modèle numérique. La cartographie des propriétés mécaniques en fonction du degré de calcification a été établie pour chaque patient après segmentation de la zone d'intérêt. Chaque niveau de gris des images issues du scanner est associé à une qualité pariétale, dont les propriétés mécaniques ont été déterminées dans le chapitre 1. Deux exemples de projection de la qualité pariétale du scanner dans le modèle numérique sont présentés dans la figure II.9.



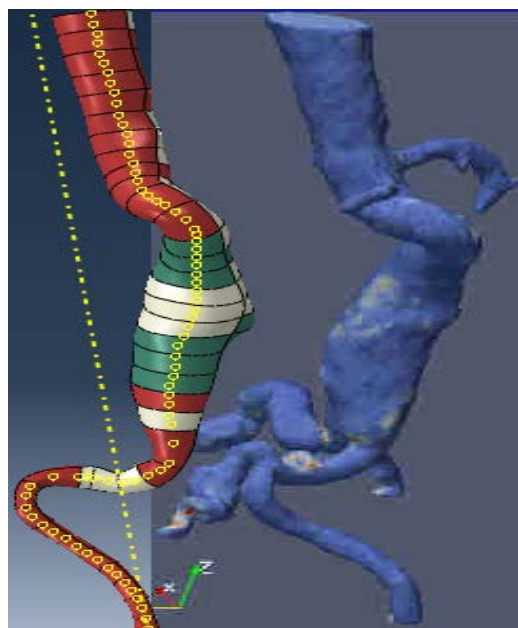
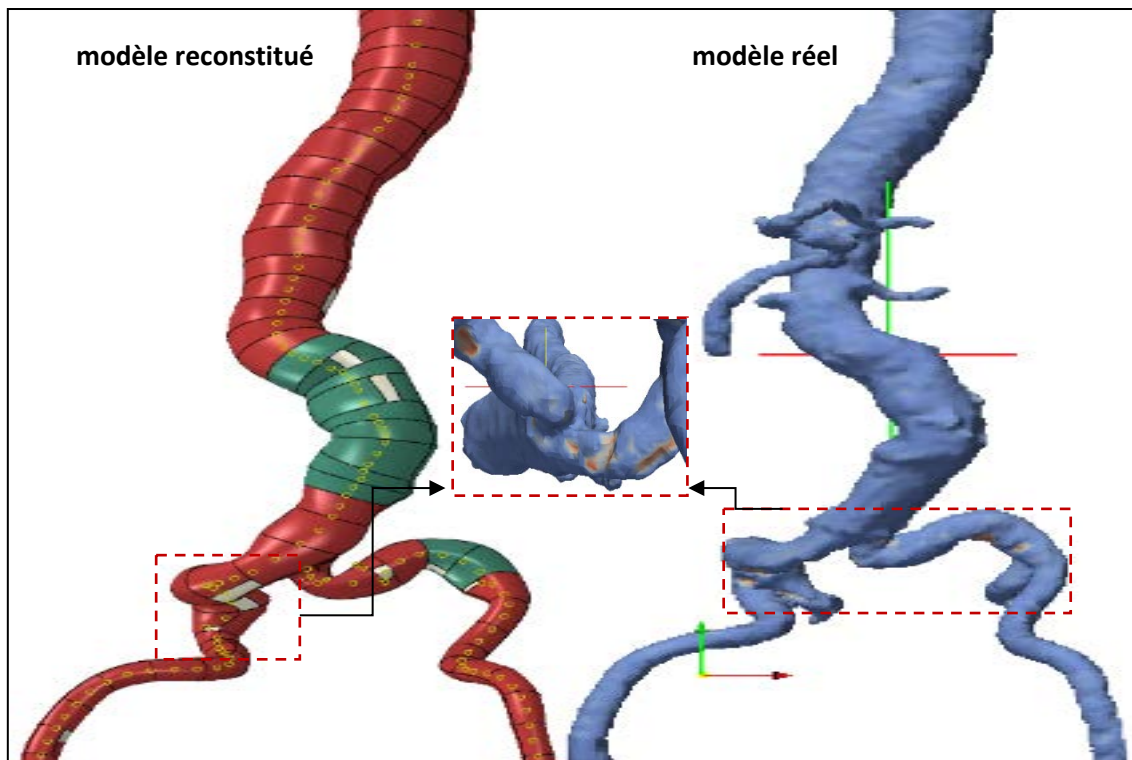


Figure II.9 : Exemple de deux patients : projection des données préopératoires de la qualité pariétale dans le modèle simulé (blanc calcifié, bleu - rouge sain, vert anévrismal)

## II.2.6 Non - linéarité géométrique

La plupart des tissus biologiques mous comme les artères subissent des grandes déformations dues aux forces physiologiques (pression sanguine et tissus adjacents). En faisant une

comparaison de dimensions entre les artères soumises aux forces physiologiques in-vivo et celles qui n'ont pas subi ces forces, les artères se sont étendues jusqu'à 120-140% pour la direction circonférentielle et jusqu'à 150% pour la direction longitudinale. Si on fait subir à une artère une force de tension variable et cyclique, sa réponse ressemble à un cercle et est non-linéaire. Ce cercle diminue avec les cycles successifs jusqu'à un état stable après quelques chargements et non-chargements. Selon toutes les analyses quantifiées de courbes tension-extension, le comportement mécanique d'une artère est essentiellement non-linéaire géométriquement [99].

Dans notre modèle numérique, la cinématique interne des éléments est représentée par des matrices de raideur qui sont plus constantes et qui évoluent avec la géométrie, les charges sont implicitement dépendantes des déplacements subis, et les déformations ne sont plus une fonction linéaire du déplacement, et donc la réponse de la structure n'est plus proportionnelle à la charge. Il peut y avoir un assouplissement progressif (grands déplacements), ou au contraire un raidissement (petits déplacements) au fur et à mesure de l'augmentation de la charge. La matrice de raideur n'est pas la même pour toutes les charges et son inverse également. Ainsi :

$$\varepsilon = D u = D N q = B q$$

$$B = B(\varepsilon) \neq B_0 \rightarrow K = K(q) \neq K_0$$

Avec :

**B** : la matrice de déformation qui relie les déformations dans l'élément à ses degrés de liberté, elle est calculée à partir des dérivés des fonctions de forme N, ou aussi la matrice qui relie le gradient de déplacement aux inconnus.

**D** : l'opérateur dérivation permet le passage de déplacements u aux déformations  $\varepsilon$ .

**K** : la matrice de raideur et q le vecteur des degrés de liberté de la structure.

La matrice de raideur discrétisée  $K_t$ , dans une analyse avec une non linéarité géométrique, est associée à l'accroissement du travail virtuel des forces internes, s'écrit de la façon suivante :

$$\begin{aligned}
K_t &= \int_{v_0} [B_0^t H B_0] dv_0 + \int_{v_0} [B_0^t H B_1 + B_1^t H B_0 + B_1^t H B_1] dv_0 + \int_{v_0} [A \sigma] dv_0 \\
&= K_0 + K_u + K_\sigma
\end{aligned}$$

Le premier terme de cette somme est la raideur linéaire classique, dite raideur initiale, notée  $K_0$ . Les deux termes suivants sont linéaires en  $q$ , le quatrième est quadratique en  $q$  : ils traduisent la modification de raideur due aux déplacements que subit la structure sous la charge appliquée. Le dernier terme est linéaire en  $\sigma$  et s'appelle la matrice de raideur géométrique. Il traduit la variation de raideur qui se développe avec l'état de contrainte qui évolue dans la structure sous l'effet de la charge.

Dans notre problème, d'autres termes se rajoutent à la matrice de raideur dus soit à la présence des charges vives (ce terme noté  $K_p$  traduit la modification de la raideur due à la variation d'orientation du chargement), soit à la contribution de la précontrainte, notée  $K_{\sigma_0}$ . Dans la matrice tangente il y a la contribution due à l'élément lui-même et celle due au chargement qui lui est appliquée.

## II.2.7 Contraintes résiduelles « contraintes à l'état libre de chargement »

Dans leur état physiologique normal, les artères sont dans un état d'étirement et généralement en surpression interne, ce qui revient à dire que la contrainte est non nulle lorsque le muscle vasculaire lisse est inactif. Cette hypothèse a été prouvée grâce à plusieurs travaux expérimentaux sur des artères. La première découverte a été faite par Zanchi qui a montré l'existence d'une importante contrainte résiduelle au sein de la paroi artérielle [100]. Ce résultat a été confirmé par Bergel en coupant longitudinalement une artère et en remarquant qu'elle s'ouvre d'elle-même. Vashnav et Vossoghi [101] ainsi que Chuong et Fung [102] ont confirmé cette observation en quantifiant les contraintes résiduelles sur diverses artères et en décrivant un état quasi libre de contraintes. Puis, Saini et Hong ont fait des tests sur des artères normales et décellularisées et ont révélé aussi l'existence d'importantes contraintes résiduelles au sein de la paroi artérielle [103–104]. D'autres essais ont suivi pour donner des explications de ces contraintes résiduelles présentes dans les vaisseaux à l'état non chargé [105]. Ces contraintes résiduelles ont pour rôle de réduire les contraintes circonférentielles et le gradient de contraintes induites par le flux sanguin [106].

Dans notre modèle, on a pris en compte ces contraintes internes qui se manifestent dans la paroi artérielle lorsque le chargement est nul. Deux méthodes possibles ont été proposées pour estimer leur valeur.

Dans la première méthode, un état de référence de l'artère (configuration zéro-charge) est défini, état qui correspond à l'état de contraintes non nul lorsque la pression intra vasculaire est nulle. Des déplacements sont appliqués à cette configuration afin d'obtenir un état de zéro-contraintes, c'est-à-dire une artère libre de toute contrainte interne et libre de tout chargement extérieur. Les contraintes engendrées par ces déplacements correspondent alors aux contraintes résiduelles physiologiques à l'état passif non chargé [107]. Dans la deuxième méthode, certains auteurs [108] supposent que, dans les conditions physiologiques, la pression transmurale (différence de pression entre le milieu extérieur et le milieu intérieur du vaisseau) est de l'ordre de 0,13 bar et que l'état physiologique moyen d'une paroi vasculaire correspond à un état de contrainte non nul. À partir de cette hypothèse, cette pression est appliquée à une configuration inconnue de parois artérielles afin de reproduire la configuration du scanner, et c'est cette configuration qui correspond à l'état de zéro-contraintes (figure II.10).

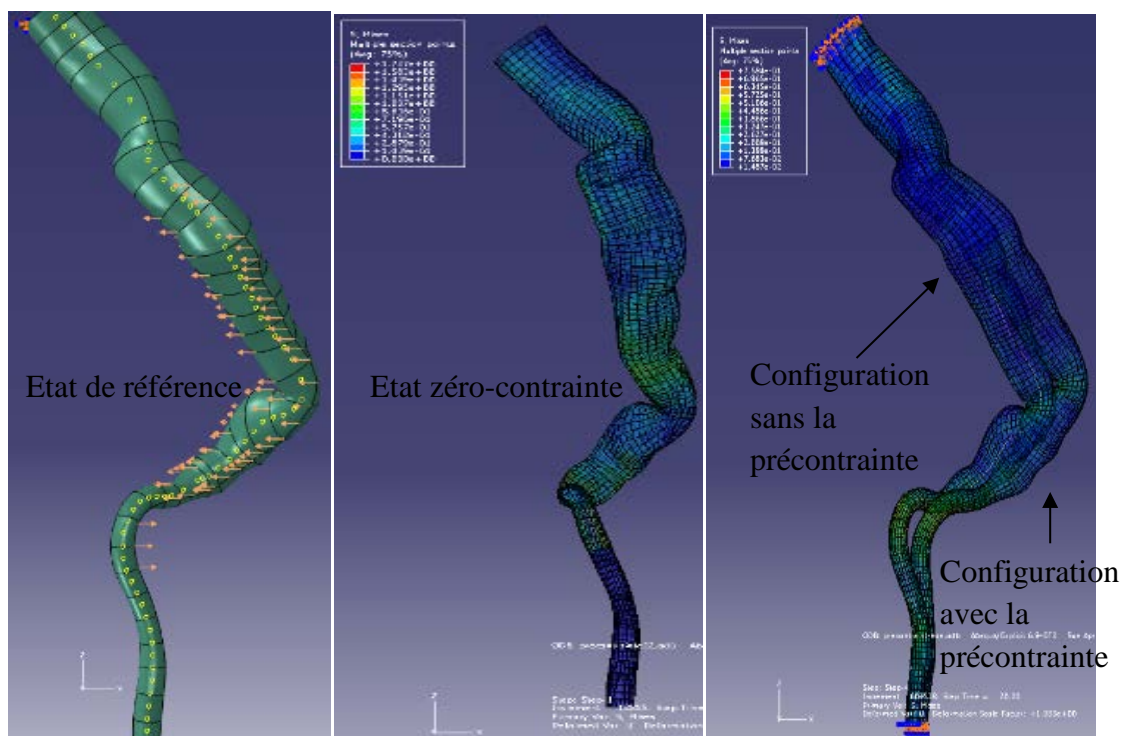


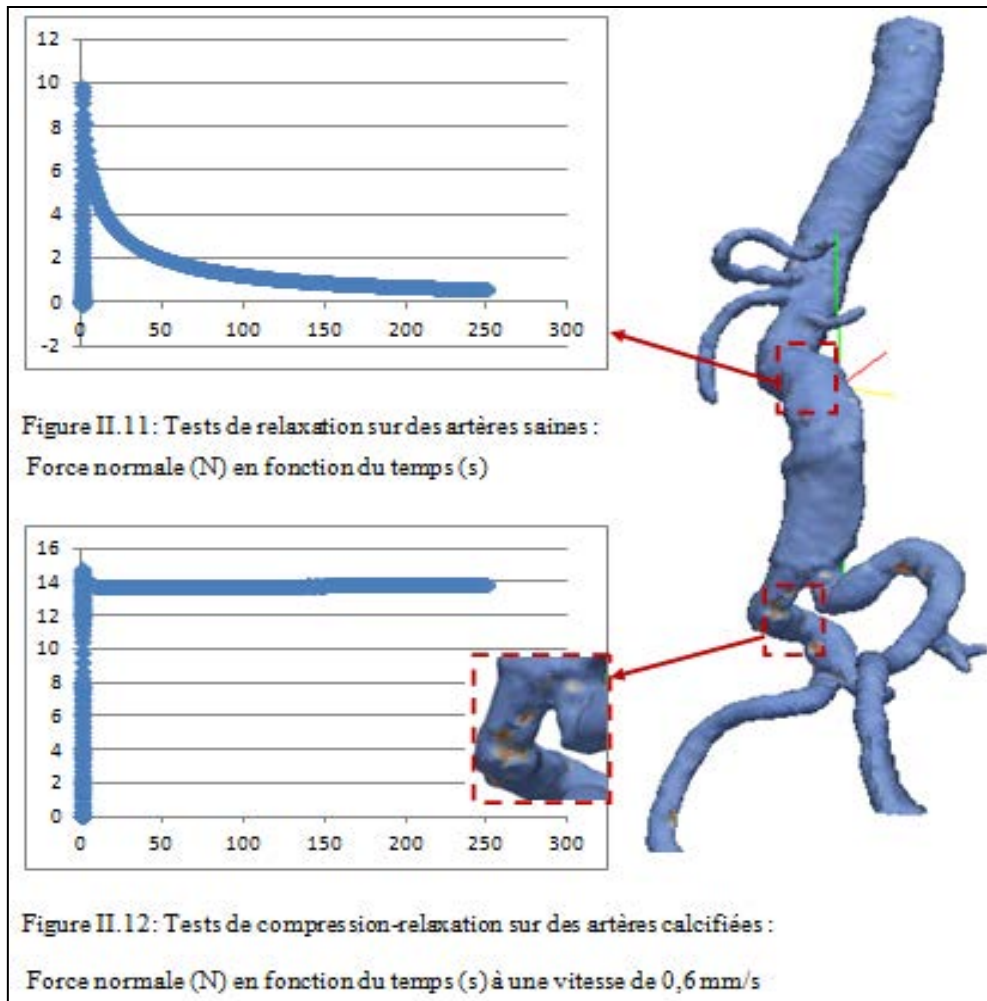
Figure II.10 : Présentation de la précontrainte dans les vaisseaux sanguins et comparaison des résultats avec et sans précontrainte



## II.3. Modèle matériaux

Les informations sur la qualité pariétale des parois vasculaires obtenues dans le chapitre 1 sont intégrées dans des lois de comportement soit élastiques, soit hyperélastiques. En effet, dans notre modèle, les zones saines et anévrismales sont modélisées par des lois de comportement hyperélastiques, alors que les zones calcifiées sont modélisées par des lois linéaires élastiques.

Ce choix a été fait suite à plusieurs travaux précédents sur des vaisseaux sanguins sains et pathologiques. La courbe effort – déformation en traction d’une paroi artérielle est fortement non linéaire [109] et présente les caractéristiques de celle d’un milieu hyperélastique [56]. De plus, des phénomènes de relaxation des contraintes se manifestent dans la plupart des descriptions du comportement des parois artérielles. Tanaka et Fung ont constaté après des essais mécaniques sur des artères saines que la contrainte diminue jusqu’à une valeur stable, ce qui veut dire que la contrainte subit une relaxation, qui est due principalement à la réponse de fibres musculaires lisses, de collagènes et d’élastines [110]. D’autres auteurs ont montré que les parois artérielles ont un comportement viscoélastique, du fait de leur composition [111]. Pour vérifier ce comportement, des essais de compression-décompression sur des bouts d’artères humaines, ainsi que des essais de relaxation sur le rhéomètre ont été réalisés. Après avoir comprimé les échantillons à différentes vitesses, pour une déformation constante, la contrainte diminue au cours du temps. Les résultats de ces tests ont montré que les artères saines se relaxent trop vite en peu de temps (figure II.11), ce qui prouve l’aspect viscoélastique, alors que le comportement des artères calcifiées ne présente pas cet aspect (figure II.12).



En 2010, d'autres travaux effectués au sein du laboratoire LaMCoS ont été axés sur la modélisation du comportement artériel avec des lois élastiques, hyperélastiques et visco-hyperélastiques. Les résultats obtenus montrent qu'un modèle élastique sous-estime la rupture par rapport à un modèle hyperélastique, et donc que le comportement réel de la paroi artérielle est un comportement qui subit des grandes déformations (hyperélasticité) avec des propriétés visqueuses. D'autres analyses ont montré un léger écart en terme de contrainte et déplacement entre un comportement hyperélastique et visco-hyperélastique [112].

### II.3.1 Modèle hyperélastique

Les matériaux hyperélastiques sont des matériaux qui peuvent subir des grandes déformations récupérables. Ils sont purement de nature élastique, conservatrices et ne dépendent pas du chemin de chargement. Ils possèdent la particularité de ne pas dissiper l'énergie.

La théorie de l'hyperélasticité postule l'existence d'un potentiel de déformation élastique  $W$ , fonction de l'état de déformation, qui permet de relier à tout instant l'état de contrainte à l'état de déformation.

Les lois hyperélastiques sont obtenues en postulant des expressions du potentiel d'énergie de déformation  $W$ . Cependant, plusieurs formes particulières pour des matériaux incompressibles sont disponibles dans Abaqus, notamment le modèle polynomial ou le modèle de Rivlin généralisé, appelé le modèle néo-Hookéen, le modèle de Mooney-Rivlin ou le modèle d'Ogden en fonction des conditions choisies.

Dans les modèles hyperélastiques pour des matériaux isotropes et incompressibles, le potentiel d'énergie de déformation est formulé comme une fonction des invariants du tenseur des déformations de Cauchy-Green droit  $[C]$ , ou du tenseur des déformations de Cauchy-Green gauche  $[B]$  qui possède les mêmes valeurs propres que  $[C]$ .

La nullité de la dissipation d'énergie permet d'écrire la loi de comportement générale d'un matériau hyperélastique reliant  $[S]$ , le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff, au tenseur des déformations de Green-Lagrange  $[E]$  ou au tenseur des déformations de Cauchy-Green droit  $[C]$  :

$$[S] = \frac{\partial W}{\partial [E]} = 2 \frac{\partial W}{\partial [C]}$$

De nombreuses formes du potentiel d'énergie de déformation ont été proposées dans la littérature. Certaines se basent sur une théorie statistique, d'autres sont purement phénoménologiques.

Il existe plusieurs manières de classer les différentes énergies de déformation. On peut par exemple séparer celles qui s'expriment en fonction des invariants, et celles qui s'expriment en fonction des élongations principales. Une autre manière d'établir une séparation est de considérer celles dont les coefficients interviennent sous forme linéaire (c'est le cas notamment pour le modèle de Rivlin généralisé) et celles dont les coefficients interviennent sous forme de lois puissance (comme par exemple pour le modèle d'Ogden). Nous ne présentons dans cette partie que les fonctions d'énergie de déformation polynomiales, ainsi que celles de puissance du type Ogden disponibles dans le code numérique Abaqus. Elles figurent parmi les énergies de déformation les plus utilisées lors d'études préalables [112–

113]. Dans le cas des lois polynomiales, l'énergie de déformation dépend linéairement des paramètres de la loi de comportement, et celle-ci s'exprime en fonction des invariants du tenseur des déformations de Cauchy-Green droit  $[C]$   $I_1$  et  $I_2$ . Ces lois polynomiales sont d'identification aisée. Elles permettent en général un bon lissage des résultats expérimentaux jusqu'à des taux de déformation modérés. Pour des taux de déformation plus élevés, il faudra souvent augmenter l'ordre du polynôme. Toutefois, le fait de travailler avec un nombre de coefficients élevé conduit à des instabilités numériques aux limites du domaine d'investigation en déformation. Pour les modèles qui s'expriment sous forme de lois puissance comme le modèle d'Ogden, les coefficients interviennent sous forme non linéaire (exposants). Ces modèles permettent en général d'avoir un bon lissage pour des niveaux de déformations plus élevés. Toutefois, l'identification des coefficients est moins aisée. Ce modèle a été très utilisé dans la modélisation des matériaux complexes tels que les caoutchoucs, les polymères et aussi les tissus biologiques.

#### ➤ Modèle de Rivlin généralisé

La forme polynomiale générale du potentiel d'énergie de déformation, implantée dans le code de calcul Abaqus, est une fonction des invariants du tenseur des déformations de Cauchy-Green droit  $[C]$  :

$$W(I_1, I_2) = \sum_{k+l=1}^N a_{kl} (I_1 - 3)^k (I_2 - 3)^l a_{kl}$$

$a_{kl}$  sont les paramètres du modèle de Rivlin généralisé et  $I_1, I_2$ , sont respectivement le premier et le second invariant du tenseur de Cauchy-Green droit (cf. annexe 4), le troisième invariant  $I_3$  étant égal à l'unité sous couvert de l'hypothèse d'incompressibilité :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 = \text{tr}([C])$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 = 1/2(I_1^2 - \text{tr}([C]^2))$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = \det([C]) = 1$$

où  $\lambda_i$  sont les élongations principales,  $\lambda_i^2$  étant les valeurs propres de  $[C]$ .

Le choix du nombre de paramètres du modèle de Rivlin généralisé est basé à partir du nombre de courbure de la courbe contrainte-déformation. Ce type de loi est généralement le plus utilisé. Le potentiel d'énergie de déformation est développé à un ordre proportionnel à la plage de déformation souhaitée (pour  $N=3$  (trois points d'inflexion), on a généralement une bonne corrélation avec les mesures expérimentales) (figure II.13).

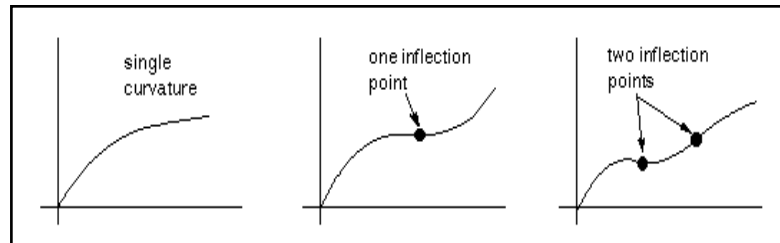


Figure II.13 : Courbes contrainte - déformation

En pratique, la plupart des lois polynomiales utilisées correspondent à un cas particulier du développement de Rivlin. Par exemple, en ne gardant que le premier terme du développement, on obtient la loi Néo-Hookéenne :

$$W = a_{10}(I_1 - 3)$$

Le modèle Néo-Hookéen a été initialement élaboré pour le caoutchouc vulcanisé, en considérant que ce matériau est un réseau tridimensionnel de longues chaînes moléculaires. Ce modèle permet d'avoir une bonne corrélation pour des taux de déformation modérés (jusqu'à 50%), mais n'est pas adapté à la prise en compte des grandes déformations.

Le second cas particulier du développement de Rivlin correspond au modèle phénoménologique de Mooney Rivlin, qui a été initialement très utilisé dans l'industrie des élastomères et qui est également appliqué après dans la modélisation des matériaux biologiques en général. Ce modèle est obtenu en conservant les deux premiers termes du développement de Rivlin et s'écrit :

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{01}(I_2 - 3)$$

Ce modèle donne une bonne corrélation avec les résultats expérimentaux et cela pour des taux de déformation qui peuvent aller jusqu'à l'ordre de 150%.

### ➔ Modèle Ogden

Ogden a proposé un potentiel d'énergie de déformation qui s'exprime en fonction des élongations principales et décrit les variations de ces dernières de la configuration de référence à la configuration actuelle :

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{k=1}^N \frac{\mu_k}{\alpha_k} (\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3)$$

où  $N$  désigne le nombre de termes de la fonction énergie de déformation par unité de volume, les  $\mu_k$  désignent des coefficients de cisaillement et les  $\alpha_k$  sont des constantes sans dimension. Par linéarisation, on obtient la relation suivante entre le coefficient de cisaillement linéaire  $\mu$  (pente à l'origine lors de l'essai de cisaillement) et les coefficients de la fonction d'énergie de déformation d'Ogden :

$$2\mu = \sum_{k=1}^N \mu_k \alpha_k$$

En général, il est possible d'obtenir une très bonne corrélation avec les résultats expérimentaux pour  $N=3$ .

Dans le cadre de ce projet, les tissus biologiques ont été modélisés par des lois de comportement hyperélastiques, pour simuler la relation non linéaire entre les contraintes et les déformations des zones saines des parois artérielles, utilisé par Patel [114], Tang [83], Weiss [115] et Prendergast [116], alors que les zones anévrismales et calcifiées ont été modélisées par des lois élastiques linéaires (figure II.14).

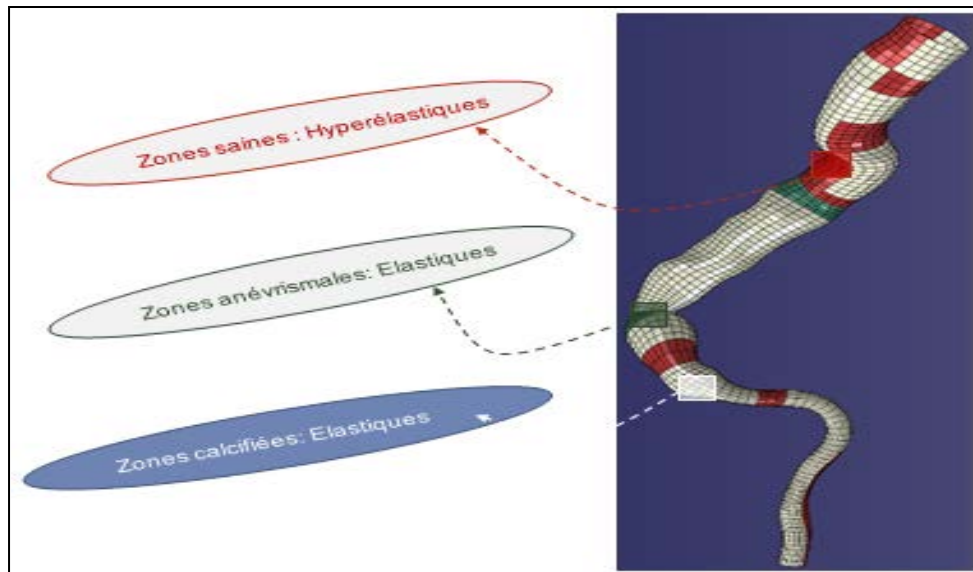


Figure II.14 : Représentation des zones saines par des lois de comportement hyperélastiques, et les zones calcifiées et anévrismales par des lois élastiques linéaires.

### II.3.2 Composites : Matériaux hyperélastiques, hétérogènes et isotropes transverses

Les couches des parois artérielles présentent des comportements mécaniques différents selon les constituants et selon la topographie de ces derniers. Par exemple, la media, la couche moyenne des parois artérielles, est constituée par un empilement d'unités lamellaires formées de cellules musculaires lisses, de fibres de collagène, de fibres d'élastine, etc. Tandis que l'adventice est composée de fibres de collagène et de fibres d'élastine. L'intima d'une artère saine est une couche très fine composée de fibres d'élastine, tandis que celle d'une artère atteinte d'une pathologie s'épaissit à cause de la présence de plaques d'athérome. Le rapport des épaisseurs de l'intima, de la media et de l'adventice est de 10%, 60% et 30% respectivement [117].

L'artère a été modélisée par des matériaux composites (figure II.15), ces derniers étant considérés comme des matériaux matriciels avec trois couches, qui sont renforcés par une famille de fibres. Par conséquent, les propriétés mécaniques des couches dépendent de la direction des fibres. Beaucoup d'auteurs ont souligné que la plupart des vaisseaux sanguins sont renforcés par des fibres de collagène, qui constituent le principal composant de support de charge de l'artère, alors que les fibres d'élastines ne servent qu'à retourner les fibres de collagène à l'état de repos entre les cycles de chargement [118–120]. L'orientation des fibres

de collagène a été observée par microscopie dans les couches de l'aorte humaine et est de l'ordre de  $\beta = 10^\circ$  en moyenne dans la média, et de  $\beta = 40^\circ$  dans l'adventice [121]. Le diamètre de ces fibres de collagène est de l'ordre de  $100 \mu\text{m}$  [119]. Ce résultat est en accord avec les données histologiques générales d'une media d'aorte abdominale humaine.

Cependant, Holzapfel a développé un modèle hyperélastique des parois artérielles saines qui prend en compte les directions privilégiées des fibres et qui dissocie les trois couches de l'artère. Ce modèle a été créé en 2001 [121] ; il décrit le potentiel d'énergie de déformation par deux fonctions, une qui caractérise la partie hyperélastique isotrope de la réponse et la deuxième qui caractérise la contribution anisotropique liée aux fibres :

$$W = a_{10}(I_1 - 3) + a_{01}(I_2 - 3) + \frac{k_1}{k_2}(e^{k_2(I_{41}-1)^2} - 1) + \frac{k_3}{k_4}(e^{k_4(I_{42}-1)^2} - 1)$$

où  $I_{41} = [a_1]^t[C][a_1]$  et  $I_{42} = [a_2]^t[C][a_2]$  sont des invariants par rapport aux vecteur  $[a_1]$  et  $[a_2]$  respectivement, vecteurs unitaires dans la configuration non déformée indiquant la direction des fibres.  $a_{10}$  et  $a_{01}$  sont les paramètres de Mooney-Rivlin,  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  et  $k_4$  sont des paramètres matériaux à identifier.

Les termes d'anisotropie de Mooney-Rivlin représentent l'énergie emmagasinée dans les fibres et sont décrits par des fonctions exponentielles.

Six paramètres matériaux inconnus doivent être déterminés pour définir la forme générale du potentiel d'énergie de déformation. On peut noter que pour un matériau orthotrope, on a  $k_1 = k_3$ ,  $k_2 = k_4$ , pour un matériau isotrope transverse,  $k_1 = 0$  ou  $k_3 = 0$ , alors que pour un matériau hyperélastique isotrope,  $k_1 = k_3 = 0$ .



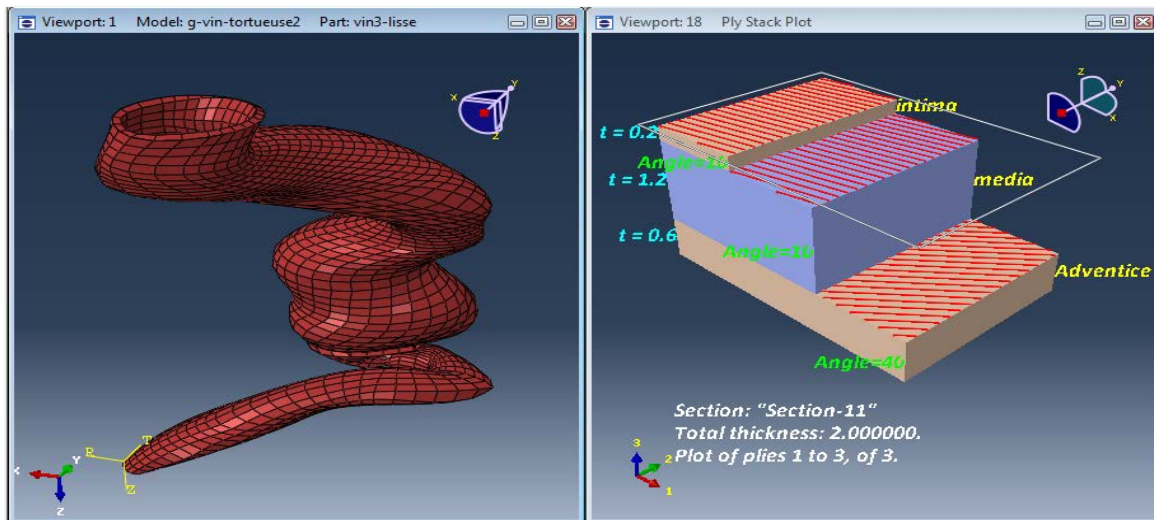


Figure II.15 : Modélisation des zones saines par des matériaux hyperélastiques isotropes transverses.

Dans la littérature, quelques données sur les caractéristiques mécaniques des différents constituants des couches des vaisseaux sanguins et ceux des fibres, notamment le module de Young et le coefficient de Poisson, sont disponibles. Ces données sont résumées dans les tableaux II.1 et II.2 :

Matériaux (Hyperélastiques)	Couche interne	Couche médiane	Couche externe
$a_{10}(kPa)$	2	0.43	2
$a_{01}(kPa)$	0.5	0.1075	0.5
$k_1(kPa)$	-	260	-
$k_2$	-	1	-

a)

Matériaux (Hyperélastiques)	Couche médiane	Couche externe
$a_{10}(kPa)$	1,5	0,15
$k_1(kPa)$	2,36	0,56
$k_2$	1,6	1,4
$\beta$	29°	62°

b)

Matériaux (Hyperélastiques)	Artère calcifiée	Artère graisseuse	Artère saine	Valve aortique
$a_{10}(kPa)$	18,8	0,05	2,64	$5,5.10^2$
$a_{01}(kPa)$	20	5	8,36	$1,38.10^2$

c)

Tableau II.1 : a) Résumé des caractéristiques mécaniques pour les couches des parois artérielles saines [121]. b) Tableau de paramètres des couches de la carotide d'une artère de lapin [122], c) Paramètres de différentes qualités d'une artère et d'une valve aortique [113–114]

Matériaux	Fibres d'élastine	Fibre de collagène	Cellules musculaires lisses
E(MPa)	0,3	300	$6.10^{-3} - 6$
$\nu$	0,45	0,45	0,45
$\rho(Kg/mm^3)$	$10^{-6}$	$10^{-6}$	$10^{-6}$

Tableau II.2 : Résumé des caractéristiques mécaniques pour les constituants des couches artérielles [123].

## II.4. Analyse numérique de la navigation endovasculaire

### II.4.1 Introduction

Le code utilisé est un code de calcul par éléments finis, Abaqus, utilisé pour la modélisation d'un problème non linéaire : un problème de contact avec frottement entre plusieurs corps hétérogènes, isotropes transverse et élastiques/hyperélastiques. Une description lagrangienne réactualisée du fait des grandes déformations a été utilisée. La discrétisation spatiale est basée sur une formule variationnelle en déplacement pour résoudre les équations aux dérivées partielles de l'équation d'équilibre du système. La discrétisation temporelle ainsi que la méthode de résolution du contact peuvent être basées sur différents schémas numériques qui seront présentés successivement dans l'annexe 5 et 6. Les parois artérielles ont été modélisées avec des coques minces, alors que des poutres ont été utilisés pour les outils médicaux [124–125].

## II.4.2 Conclusion

Notre problème numérique est fortement non linéaire. Ces non linéarités sont dues à la présence de plusieurs contacts entre des corps déformables, tortueux, hétérogènes (contacts artères/guide, artères/cathéter, guide/guide et cathéter/guide), aux grandes déformations, aux matériaux dont le comportement est fortement non linéaire, à l'application d'une charge suiveuse pour laquelle l'orientation de la force dépend de la rotation du nœud où elle est appliquée.

Dans un premier temps, une analyse statique/implicite a été utilisée, mais le temps de calcul a été évalué entre quatre et cinq mois, lié principalement au coût des boucles c'est-à-dire à l'évaluation de la matrice tangente non symétrique et non diagonale, puis à son inversion, et à la réactualisation pendant chaque itération. De plus de nombreuses oscillations se sont présentées dans le processus de Newton quand le statut du contact change pendant les itérations.

Pour ces raisons, un schéma d'intégration temporel explicite qui introduit un amortissement numérique a été finalement choisi. Cependant, pour calculer le comportement quasi-statique de la structure, comme la convergence était difficile avec une approche statique non linéaire, la prise en compte des effets d'inertie avaient tendance à stabiliser le processus numérique.

Cependant, plusieurs modèles de gestion du contact entre les différents outils et les vaisseaux sanguins ont été présentés en annexe 6, principalement la méthode de pénalité et celle de Lagrange. Un des inconvénients des méthodes de Lagrange et Lagrange augmentée est l'augmentation du nombre d'inconnues du problème nécessaires pour satisfaire la condition d'impénétrabilité. Notre problème étant fortement non linéaire, avec plusieurs corps déformables dont les surfaces potentiellement en contact sont très importantes, il est nécessaire d'utiliser un algorithme de résolution robuste, ce qui peut être à l'origine d'un temps de calcul très important.

De plus, au cours des itérations, des interpénétrations très importantes apparaissent et génèrent des oscillations. Généralement l'algorithme de contact restaure l'équilibre sous la double action des efforts de contact qui s'opposent à la pénétration et des efforts extérieurs, qui ont tendance à accentuer la pénétration. ce qui peut entraîner de nombreux problèmes de convergence.

Pour ces raisons, la méthode de pénalité a été retenue dans la modélisation du traitement endovasculaire des AAA.

## II.5. Conclusion

Le chapitre 2 décrit le modèle éléments finis pour modéliser la procédure endovasculaire utilisée pour traiter les AAA, Ce modèle prend en compte le comportement et la géométrie réels de la structure endovasculaire et son environnement.

Afin d'obtenir un modèle bio-fidèle pour chaque patient, les vaisseaux sanguins, de l'artère fémorale jusqu'au collet de l'anévrisme, ont été reconstruits à partir d'images cliniques préopératoires sur un groupe de patients spécifiques, dont les artères présentent de fortes tortuosités et calcifications, puis ont été modélisés par des matériaux composites qui permettent de prendre en compte les différents constituants des parois artérielles et de distinguer les différentes couches de l'artère. L'hétérogénéité des parois artérielles a été prise en compte grâce à la projection de la cartographie des caractéristiques mécaniques en fonction du degré de calcification dans le modèle simulé. L'environnement des vaisseaux parcourus par le système de largage est présenté par des supports élastiques après une segmentation de la colonne vertébrale et des branches secondaires. Les zones saines ont été caractérisées par une loi de comportement hyperélastique alors que les zones calcifiées et anévrismales sont modélisées par une loi linéaire élastique.

Cet outil numérique d'aide à l'acte chirurgical permet une analyse en 3d de la navigation endovasculaire du système de largage en interaction avec les vaisseaux sanguins.

## **Chapitre III : Résultats et validation**

## III.1. Introduction

Nous avons établi, dans la première partie, une caractérisation mécanique à l'échelle nanoscopique et macroscopique des tissus biologiques en fonction du degré de calcification et une caractérisation mécanique des outils de largage sur toute leur longueur. Grâce à des images préopératoires, un modèle numérique d'aide à l'acte chirurgical, lié à l'interaction entre la structure complexe des vaisseaux sanguins et le système de largage, est possible pour chaque patient.

Dans cette partie, des résultats obtenus grâce à la modélisation progressive du traitement des AAA par angionavigation augmentée sont présentés, et notamment des cas complexes (patients dont les artères sont très tortueuses et très calcifiées), sélectionnés par nos collaborateurs cliniciens spécialisés dans la chirurgie endovasculaire, ont été traités.

L'étude a été validée grâce à la projection des résultats de la simulation numérique sur les résultats cliniques (résultats in-vivo sous forme d'images préopératoires).

Afin que les résultats du modèle éléments finis se superposent au mieux avec les résultats cliniques, certains recalages et études paramétriques sont effectués avec la prise en compte cette fois de l'environnement de l'artère.

## III.2. Résultats de la simulation du traitement des AAA par voie endovasculaire

La simulation numérique du traitement des AAA par voie endovasculaire, réalisée sur un groupe de patients sélectionné pour une forte angulation de leurs artères et une importante hétérogénéité des tissus, a permis de visualiser la navigation du système de largage de la zone d'incision jusqu'au collet de l'anévrisme. Initialement les outils chirurgicaux sont positionnés à l'entrée de l'artère fémorale, dans la direction de la ligne neutre, puis un déplacement est imposé, dans un premier temps, au milieu du guide puis, dans un second temps, à l'extrémité inférieure du guide. Une fois les guides montés jusqu'à la zone anévrismale, le cathéter est introduit par le dernier guide mis en place.

### ❖ Résultats obtenus avec la méthode implicite :

Une première simulation par éléments finis de la procédure endovasculaire a été réalisée avec le logiciel Abaqus en utilisant une intégration temporelle implicite avec la méthode de parallélisation MPI (Message Passing Interface). Cette méthode est basée sur une résolution avec des solveurs en parallèle, ce qui permet d'employer une décomposition du domaine afin d'équilibrer le travail entre les processeurs disponibles, d'où une minimisation du temps de calcul pour de problèmes fortement non-linéaires tels que celui traité.

Les résultats obtenus sont les suivants :

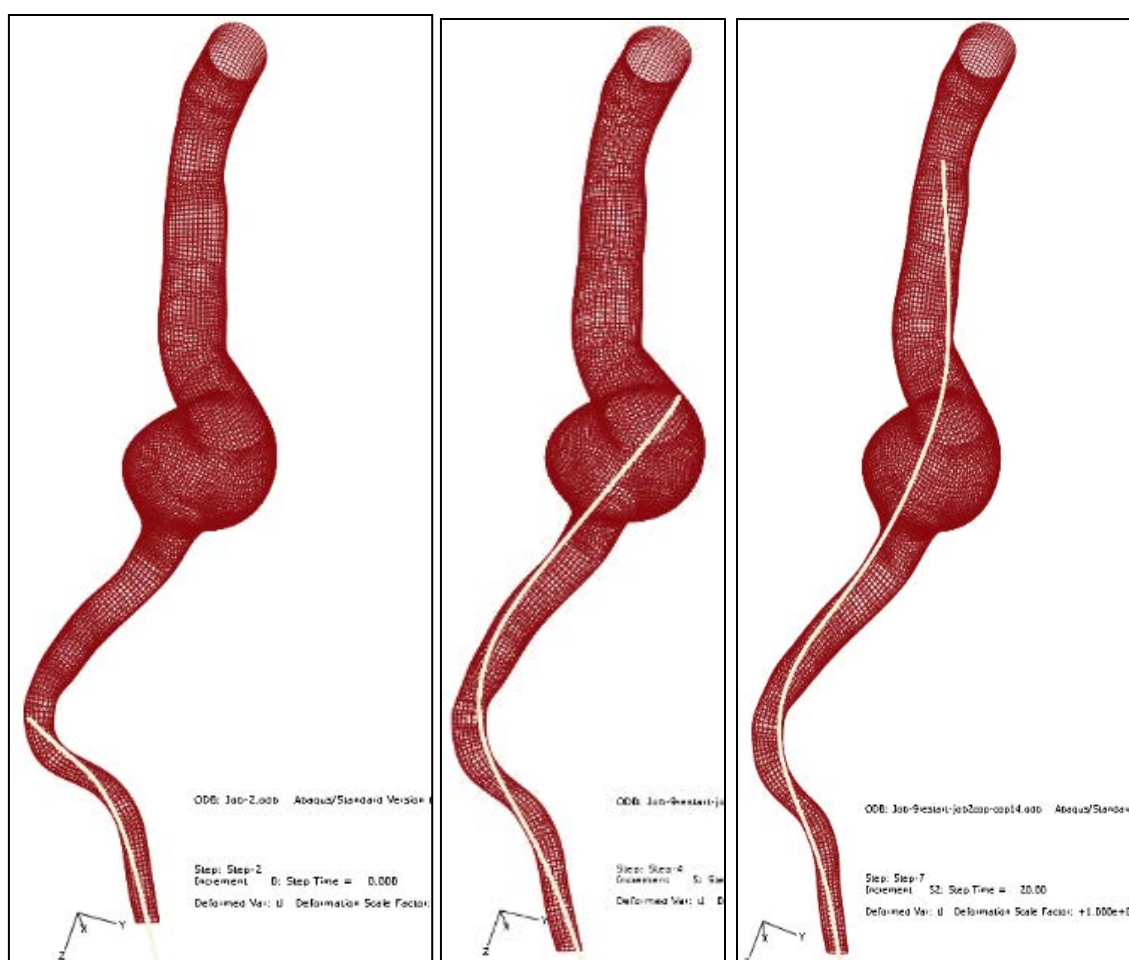


Figure III.1 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide en utilisant une méthode d'intégration temporelle implicite (Abaqus/Standard)

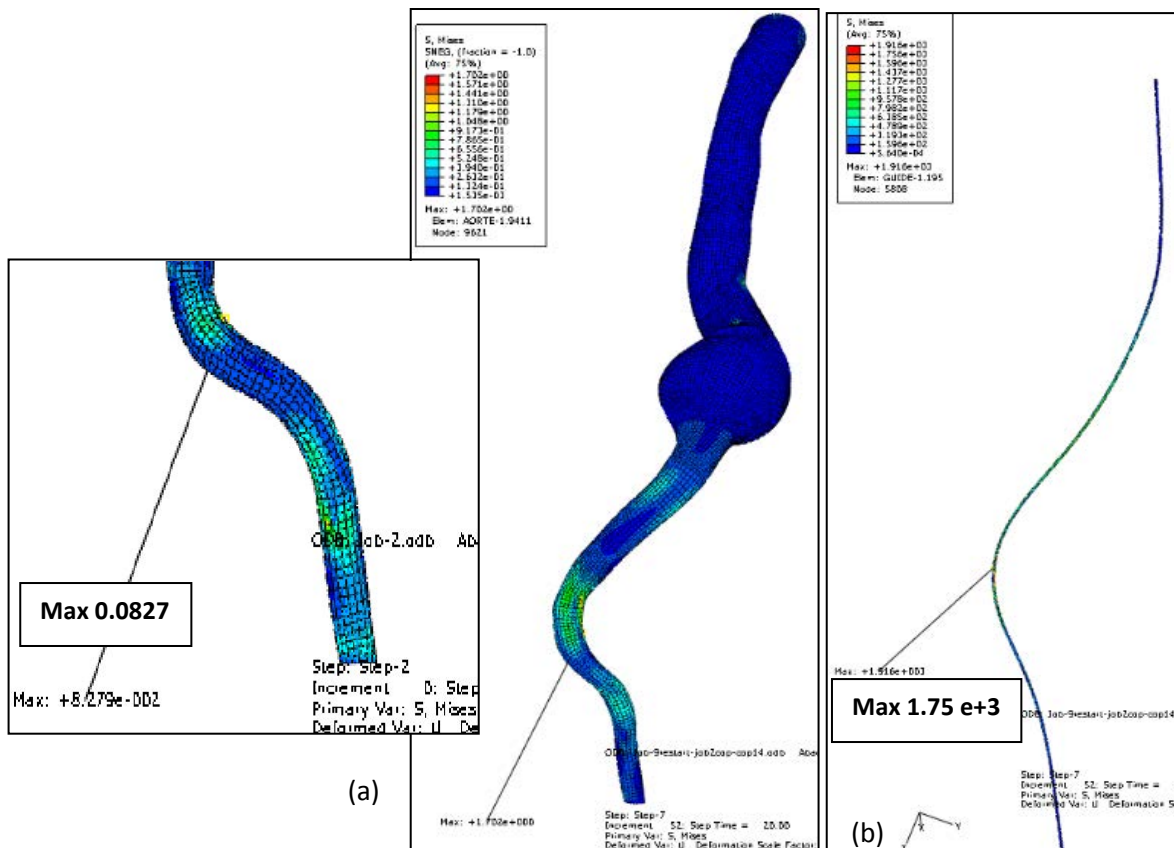


Figure III.2 : Répartition des contraintes lors de la montée du guide en utilisant une méthode d'intégration temporelle implicite (Abaqus/Standard) : (a) dans les vaisseaux sanguins (b) dans le guide

Cette simulation a permis de visualiser le comportement de la structure anatomique sous l'action du guide jusqu'à sa mise en place, et ainsi de localiser les zones à forte concentration de contraintes tout au long des sous étapes de la montée du guide (figure III.2). Cependant, cette simulation qui utilise un schéma d'intégration temporelle implicite est extrêmement coûteuse en temps de calcul et reste numériquement fortement instable, notamment du fait de la gestion des multiples contacts entre les outils et la paroi artérielle et des nombreuses non-linéarités inhérentes au problème étudié.

### ❖ Résultats obtenus avec la méthode explicite :

Une comparaison entre la méthode implicite et la méthode explicite pour traiter des problèmes présentant de fortes non-linéarités a été effectuée par Harewood, Rebelo et al.[126–127]. La méthode implicite inconditionnellement stable rencontre des difficultés quand il s'agit d'un problème tridimensionnel complexe à modéliser. Ce phénomène est principalement dû à une



réduction continue de l'incrément de temps, au coût du calcul de la matrice de rigidité et de son inverse qui augmente de façon spectaculaire jusqu'à provoquer une divergence du schéma numérique, ainsi qu'à des instabilités locales qui empêchent l'équilibre des forces régi par les équations d'équilibre qui doivent être résolues à chaque itération. De plus la solution peut facilement diverger au cours d'un pas de temps de par les instabilités dues à une mauvaise gestion du contact, de la non-linéarité des matériaux, de la tortuosité et des singularités géométriques, en particulier au niveau de la bifurcation aortique.

Afin de réaliser une optimisation du temps de calcul pour l'application médicale étudiée, un second modèle numérique du traitement des AAA par voie endovasculaire a été créé en utilisant Abaqus/Explicit, basé sur une intégration temporelle explicite, qui est mieux adaptée à la résolution des problèmes fortement non-linéaires. Cette technique a été développée pour dépasser les limitations de la méthode implicite [40] et semble donc indiquée pour traiter les cas étudiés, d'autant plus que la difficulté de la gestion du contact et le temps de calcul augmentent lorsqu'on ajoute le deuxième outil (le porte-prothèse), qui navigue dans le guide et en interaction avec les parois artérielles. En effet, le nombre total d'éléments augmente fortement ainsi que le nombre de contacts à gérer dans cette simulation (guide-artère, porte-prothèse-artère, guide-porte-prothèse, guide-guide). De plus, le diamètre du guide est sensiblement égal au diamètre de la lumière du porte-prothèse. Il n'y a donc presque aucun jeu entre les deux outils de largage : le contact est difficile à gérer dans les zones très anguleuses et hétérogènes.

Dans une analyse explicite, le pas de temps de calcul est proportionnel à la taille des éléments du modèle élément finis, et ne change pas aussi dramatiquement qu'en approche implicite. Ainsi, pour cette simulation, le temps de calcul est nettement réduit par rapport à la méthode implicite, car l'équilibre est supposé vérifié à chaque pas de temps et il n'y a donc pas nécessité d'itérer pour atteindre l'équilibre. Cette simulation par une méthode explicite a été utilisée pour modéliser la procédure endovasculaire sur le même patient. Les figures III.3 et III.4 présentent les résultats obtenus :

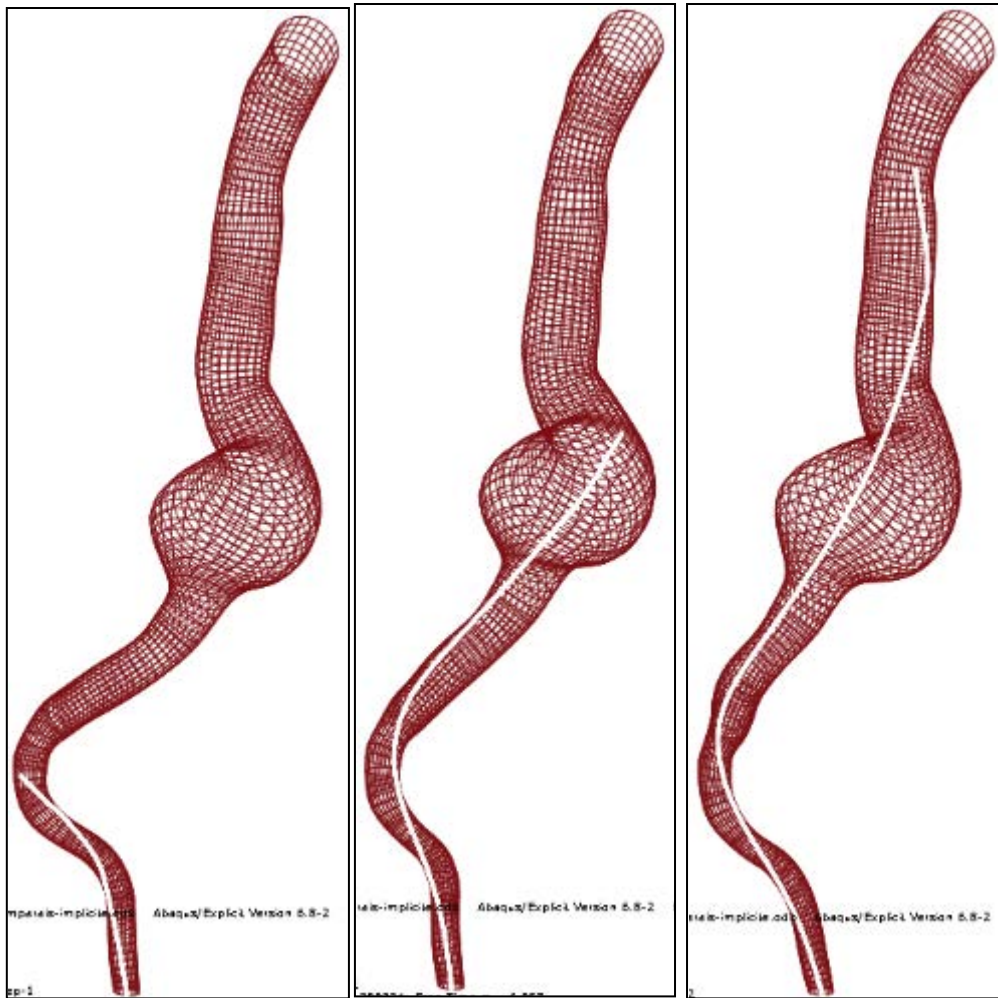


Figure III.3 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide en utilisant une méthode d'intégration temporelle explicite (Abaqus/Explicit)

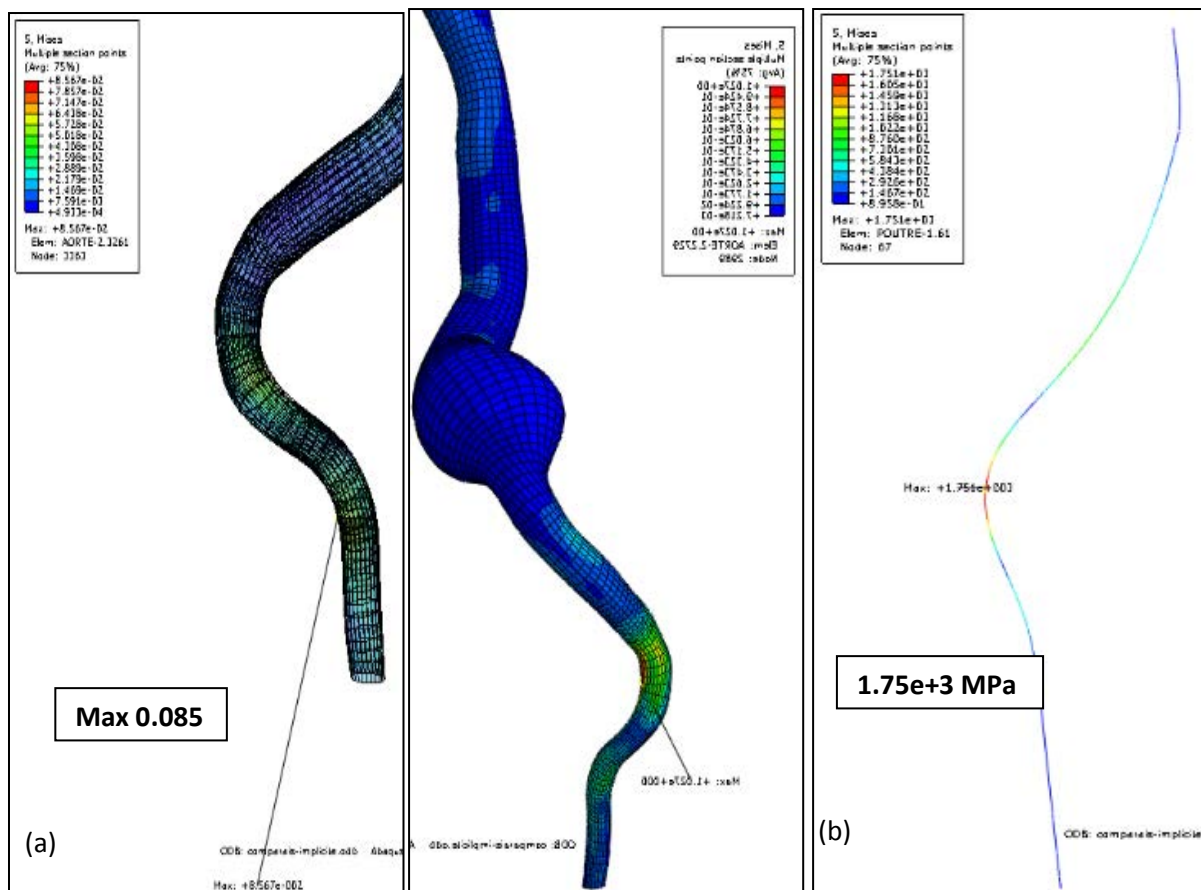


Figure III.4 : Répartition des contraintes lors de la montée du guide en utilisant une méthode d'intégration temporelle explicite (Abaqus/Explicit) : (a) dans les vaisseaux sanguins (b) dans le guide

Les résultats des modèles implicite et explicite en terme de déformée et de répartition des contraintes dans les parois artérielles ont montré une concentration des contraintes dans la zone courbée et calcifiée lors de la montée du guide, de l'ordre de 0,08 MPa, ce qui reste une valeur inférieure à la valeur critique de la contrainte à la rupture [128–129]. Ces résultats permettraient aux chirurgiens d'identifier et de localiser durant la phase préopératoire les difficultés auxquelles ils risquent de faire face au cours de l'intervention chirurgicale. Actuellement, le chirurgien décide d'après son expérience si les artères iliaques et fémorales des patients supportent une chirurgie endovasculaire à partir d'un scanner préopératoire. Ainsi les résultats de la simulation pourraient contribuer à la décision du chirurgien vis-vis de la faisabilité de l'intervention, et cela grâce à l'étude de la répartition des contraintes au niveau des artères iliaques, et plus globalement des zones critiques à chaque pas de temps et tout au long de la navigation endovasculaire.

La simulation utilisant une méthode explicite a été utilisée lors du recalage. Le temps de simulation permet d'effectuer rapidement des tests sur différents patients, et notamment sur des patients présentant des artères très tortueuses et très calcifiées, et permet également de simuler la montée du deuxième outil (cathéter) dans le premier (guide), ce qui n'avait pas été possible avec la méthode implicite. La simulation de la montée du porte-prothèse commence lorsque le guide rigide est en place. Initialement, la tête du porte-prothèse est donc positionnée au niveau de l'incision de l'artère et aligné avec la lumière du guide. Puis, de la même façon que pour le premier outil, des déplacements sont imposés à différents niveaux du porte-prothèse, ce qui permet une navigation progressive. La figure III.5 montre les étapes d'avancement du système de largage jusqu'au collet de l'anévrisme.

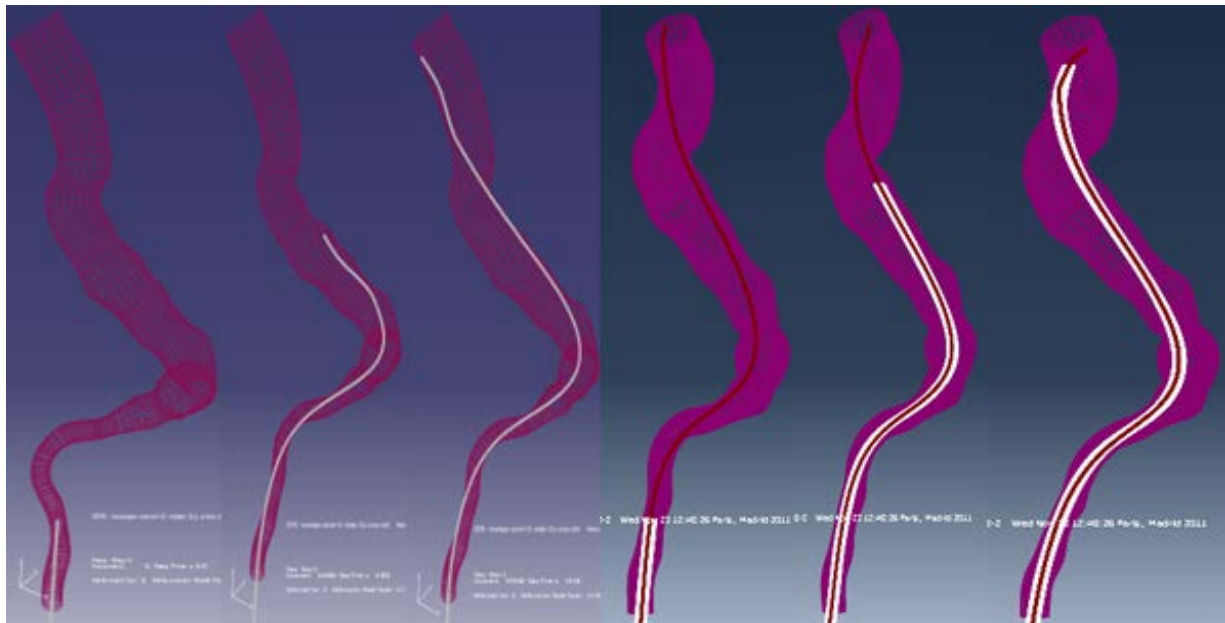


Figure III.5 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide puis du cathéter en utilisant une méthode d'intégration temporelle explicite (Abaqus/Explicit)

Le guide a initialement navigué dans la lumière de l'artère et déformé les vaisseaux sanguins. Le cathéter est inséré progressivement et peut augmenter la déformation de l'artère lors de son passage dans la première courbure (figure III.6).

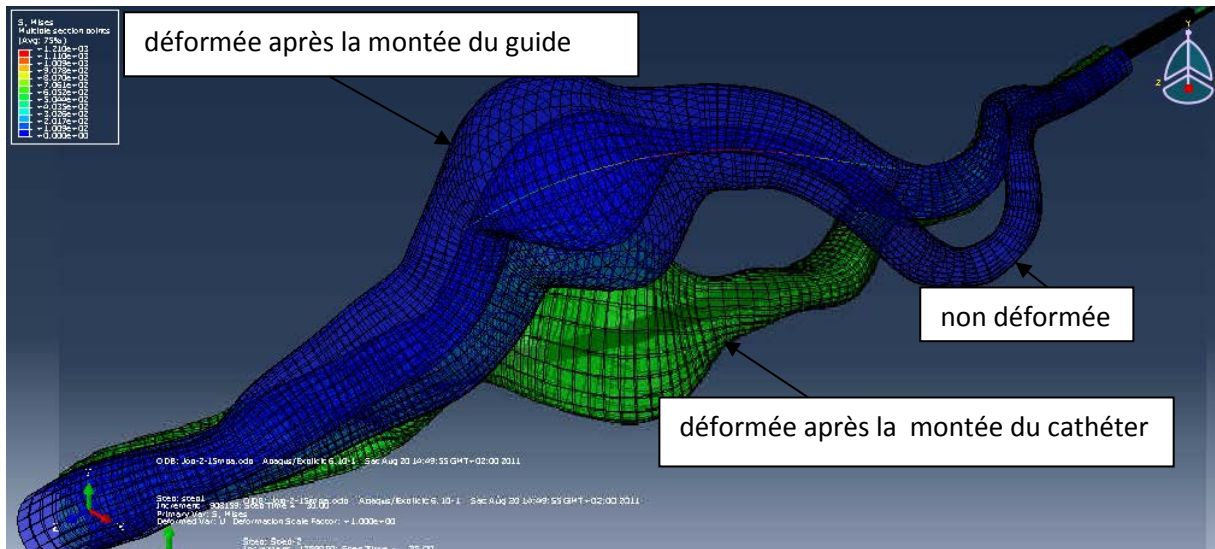


Figure III.6 : Structure vasculaire non déformée, déformée après la montée du guide et déformée après la montée du cathéter en utilisant une méthode d'intégration temporelle explicite (Abaqus/Explicit)

La figure III.6 présente la structure anatomique avant le passage du système de largage, après le passage du guide rigide, puis après la mise en place du cathéter dans le guide. L'état déformé de la structure vasculaire peut être obtenu par la simulation et peut s'avérer utile pour les cliniciens afin d'améliorer le dimensionnement de l'endoprothèse. En effet, ce dimensionnement est actuellement effectué à partir des images préopératoires de l'artère non déformée et ne prend donc pas en compte les modifications morphologiques subies par les vaisseaux au cours de l'intervention chirurgicale.

D'après J. Lenoir et S. Cotin [31], [130], le cathéter est un dispositif creux et dans sa lumière se déplace un fil de guidage (le guide). Dans des situations réelles, un mouvement du fil de guidage à l'intérieur du cathéter modifie le comportement du cathéter : lorsqu'un guide est inséré à travers un cathéter ou un cathéter se déplace le long d'un guide, la forme générale de la structure anatomique sous l'action de ces outils est modifiée, et ceci due à un changement dans la résistance à la flexion et du moment de flexion. La différence d'échelle des caractéristiques mécaniques entre le guide et le cathéter peut être aussi une explication quant à l'obtention de deux déformées différentes de la structure anatomique après le passage du guide, puis du cathéter. De plus, les dimensions (géométriques) du cathéter sont plus importantes au niveau du diamètre que celles du guide, et ainsi le cathéter entre en contact avec l'artère durant quasiment toutes les étapes de la montée.



Nous avons traités deux autres patients (figure III.7), pour lesquels nous avons réalisé la simulation de la navigation du guide et du cathéter. Les deux exemples étudiés ont montré une forte déformation des vaisseaux sous l'action du guide rigide, et plus précisément au niveau des artères iliaques, tandis que le passage du cathéter suit quasiment le trajet du guide sans beaucoup modifier la structure vasculaire.

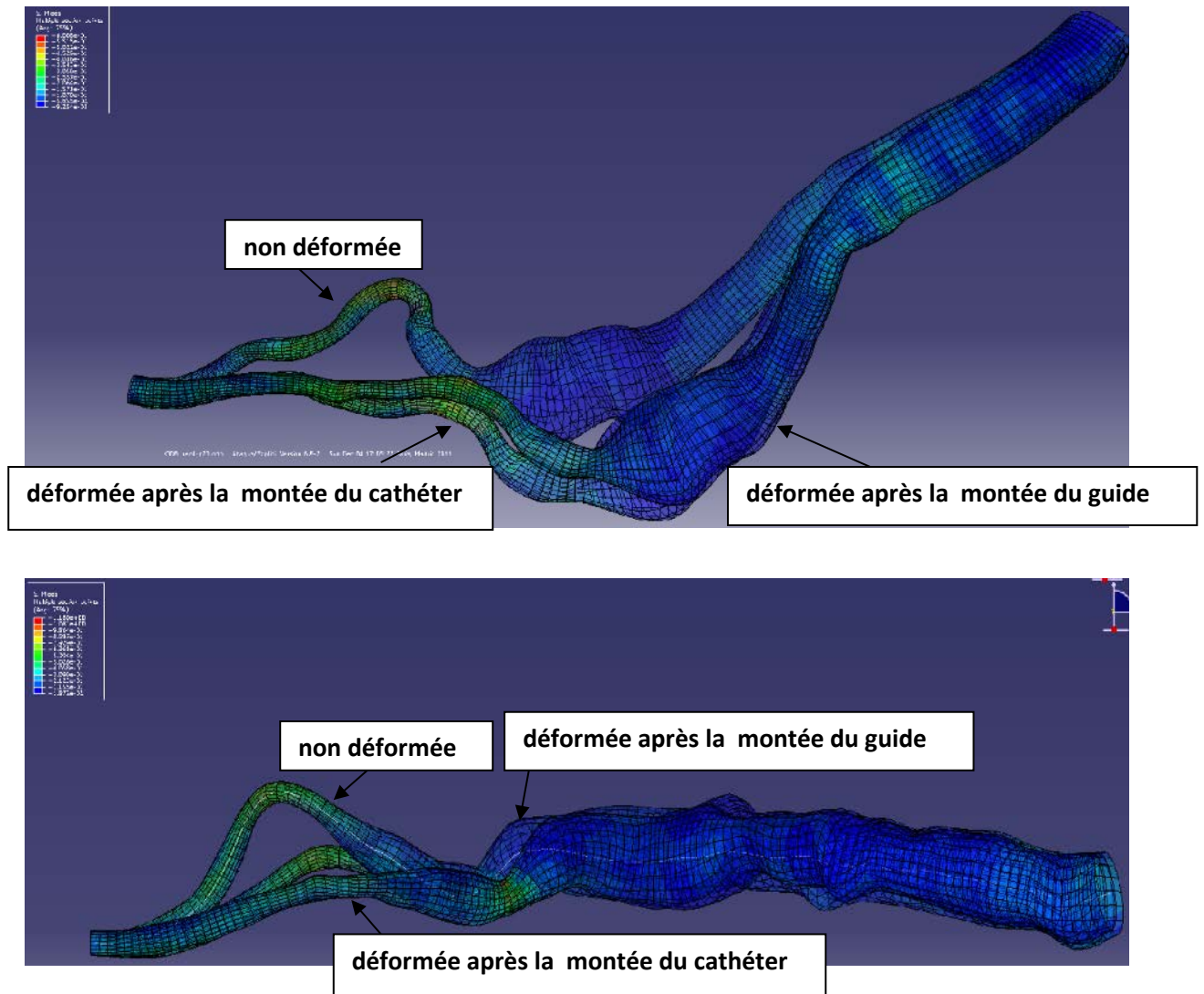


Figure III.7 : Exemples de structures vasculaires déformées par la montée du guide puis la montée du cathéter (Abaqus/Explicit)

D'autres simulations ont été effectuées sur des cas plus complexes. Ainsi la figure III.8 montre les résultats pour un patient dont les artères iliaques sont très courbées et très calcifiées :

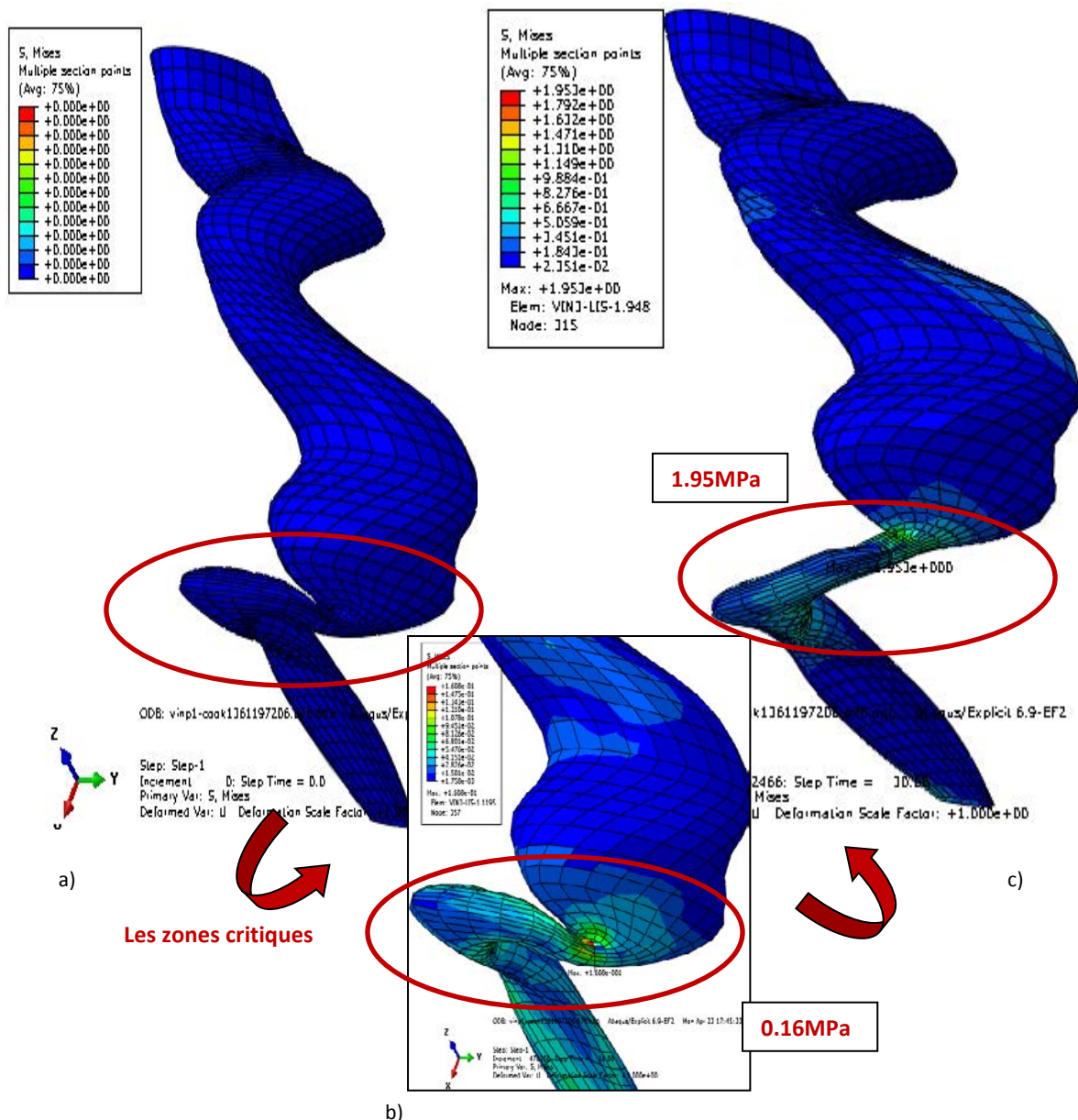


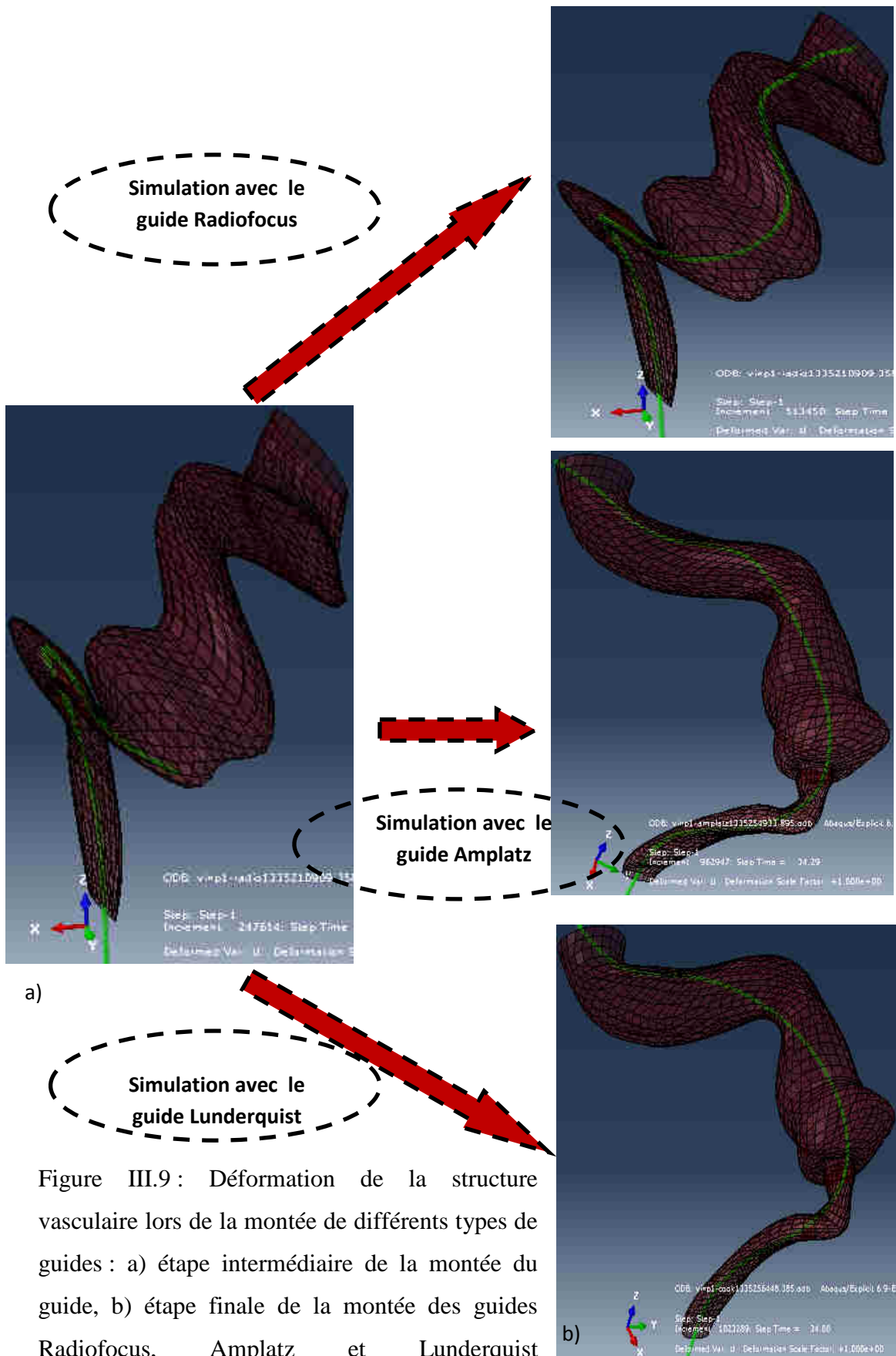
Figure III.8 : Répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins au cours de la procédure endovasculaire : a) structure vasculaire non déformée, b) déformation de la structure pendant la montée du guide, c) déformation de la structure après mise en place du guide (Abaqus/Explicit)

L'intérêt de cette simulation est de pouvoir suivre les déformations des vaisseaux au cours de la montée des outils de largage, notamment pour des cas complexes à traiter afin d'apporter des éléments de réponse aux cliniciens. Ainsi, il est possible d'obtenir l'état de contraintes et de déformations à chaque étape de la montée des outils, et donc d'étudier spécifiquement les moments critiques de la montée du guide liés principalement à la calcification et à la tortuosité des artères iliaques.

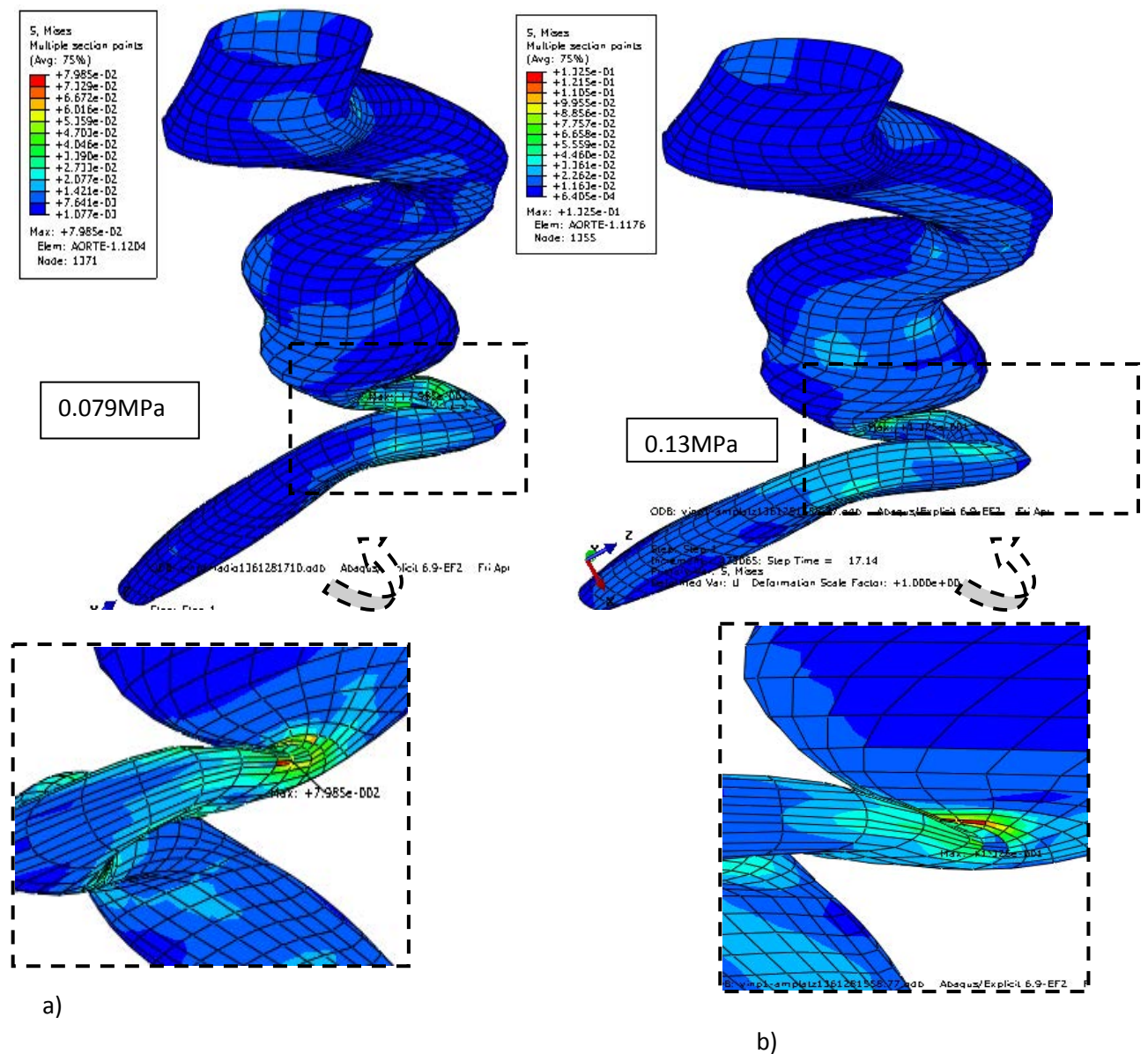
Les exemples de patients étudiés n'ont pas montré de cas de perforation des artères lors de l'intervention chirurgicale. Les résultats cliniques peuvent être superposés aux résultats de la modélisation. En conséquence, le chirurgien peut obtenir une image 3d virtuelle de l'acte chirurgical simulé en peropératoire et peut ainsi contrôler de manière précise la procédure endovasculaire.

Le modèle numérique permet aussi de simuler la navigation des différents guides les plus utilisés dans le milieu clinique. Cette simulation permet d'obtenir des informations utiles pour le chirurgien de façon à pouvoir optimiser le choix des outils médicaux appropriés pour chaque patient. La figure III.9 montre un exemple de la flexibilité des parois artérielles sous l'action de différents types de guides.





Il apparaît que le guide Radiofocus ne déforme quasiment pas les artères lors de sa montée mais c'est le guide lui-même qui se déforme et suit le chemin des vaisseaux sanguins. À l'inverse, le guide Amplatz et le guide Lunderquist de Cook déforment tous les deux les artères lors de leur montée, et plus précisément les artères iliaques qui deviennent alors rectilignes (redressement souhaité), ce qui facilitera la montée du cathéter. La comparaison des résultats en termes de déformées et de contraintes entre Amplatz et Lunderquist ne montrent pas une grande différence, ce qui peut permettre aux chirurgiens d'optimiser le temps de l'intervention chirurgicale, en faisant monter l'un ou l'autre des deux guides (figure III.9 et figure III.10). Ces résultats de simulation sont cohérents avec les observations et l'analyse des résultats cliniques au cours de l'intervention chirurgicale.



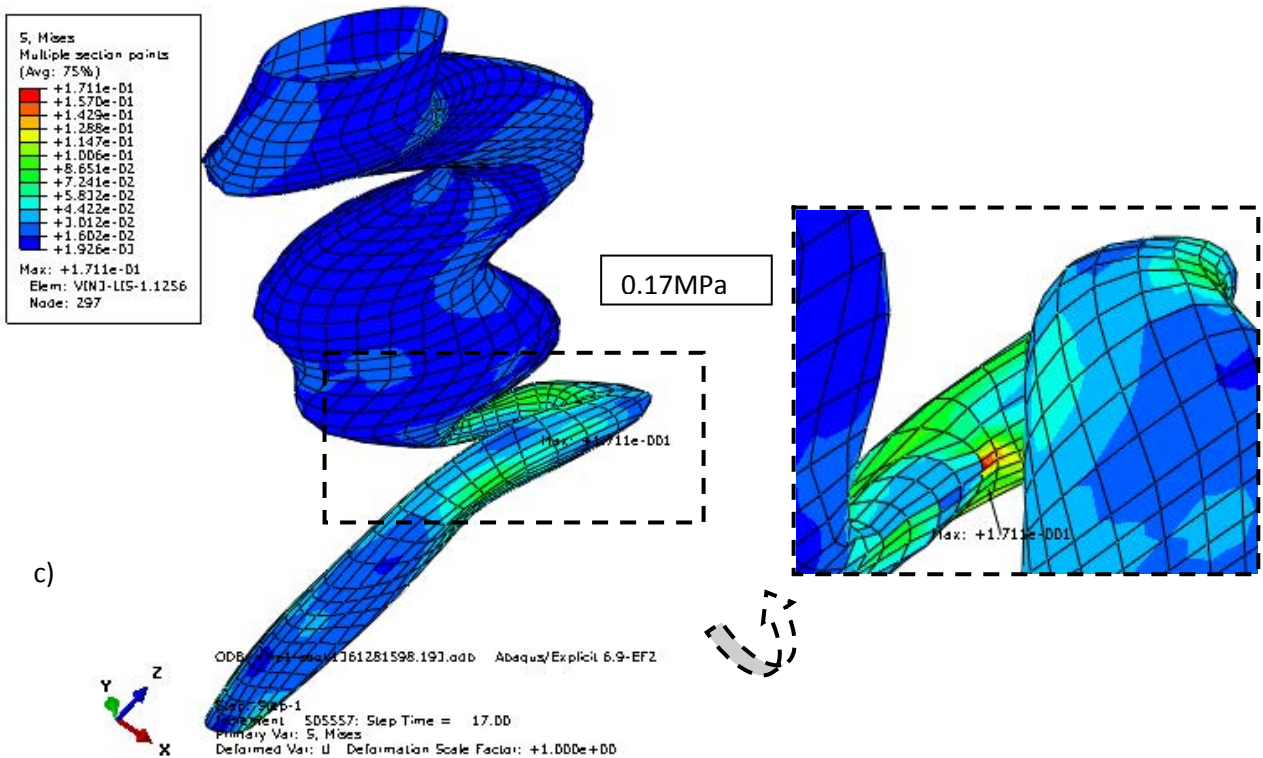


Figure III.10 : Répartition des contraintes et localisation des zones critiques (concentration des contraintes) dans les vaisseaux sanguins lors de la montée des différents guides : a) Radiofocus, b) Amplatz, c) Lunderquist (Abaqus/Explicit)

L'étude de la répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins a montré que pour ce patient, la concentration des contraintes dans les zones très tortueuses reste inférieure à la valeur critique de rupture, et ce pour la navigation endovasculaire des trois guides (Radiofocus, Amplatz et Lunderquist). Cette simulation permet d'affiner le choix des guides nécessaires à l'intervention endovasculaire. En conséquence, pour ce patient, on constate que la montée des trois outils n'est pas nécessaire, et que le guide Lunderquist peut tracer le trajet dans les vaisseaux sans aucun risque de perforation.

On propose maintenant de réaliser la simulation du traitement d'un AAA par voie endovasculaire pour un patient en modélisant les deux artères iliaques et en tenant compte des différents guides utilisés dans les blocs opératoires. Les figures III.11 et III.12 présentent les étapes de la montée des guides Radiofocus et Lunderquist.



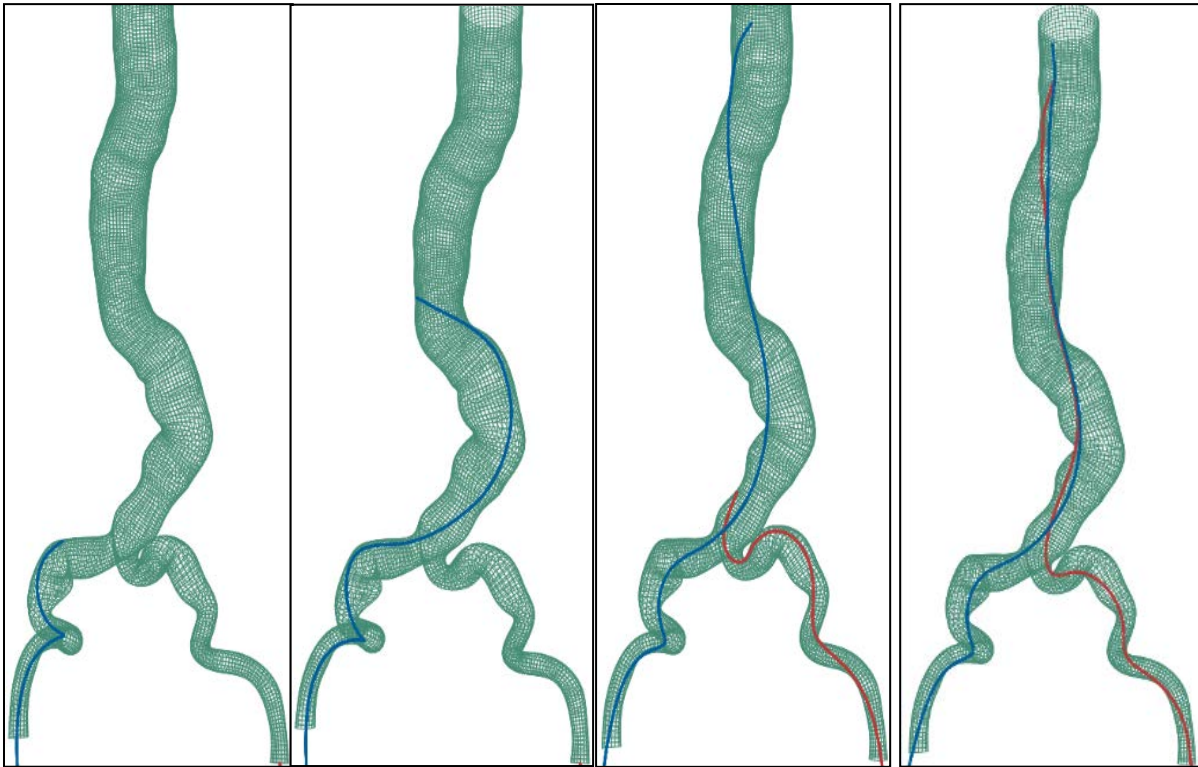
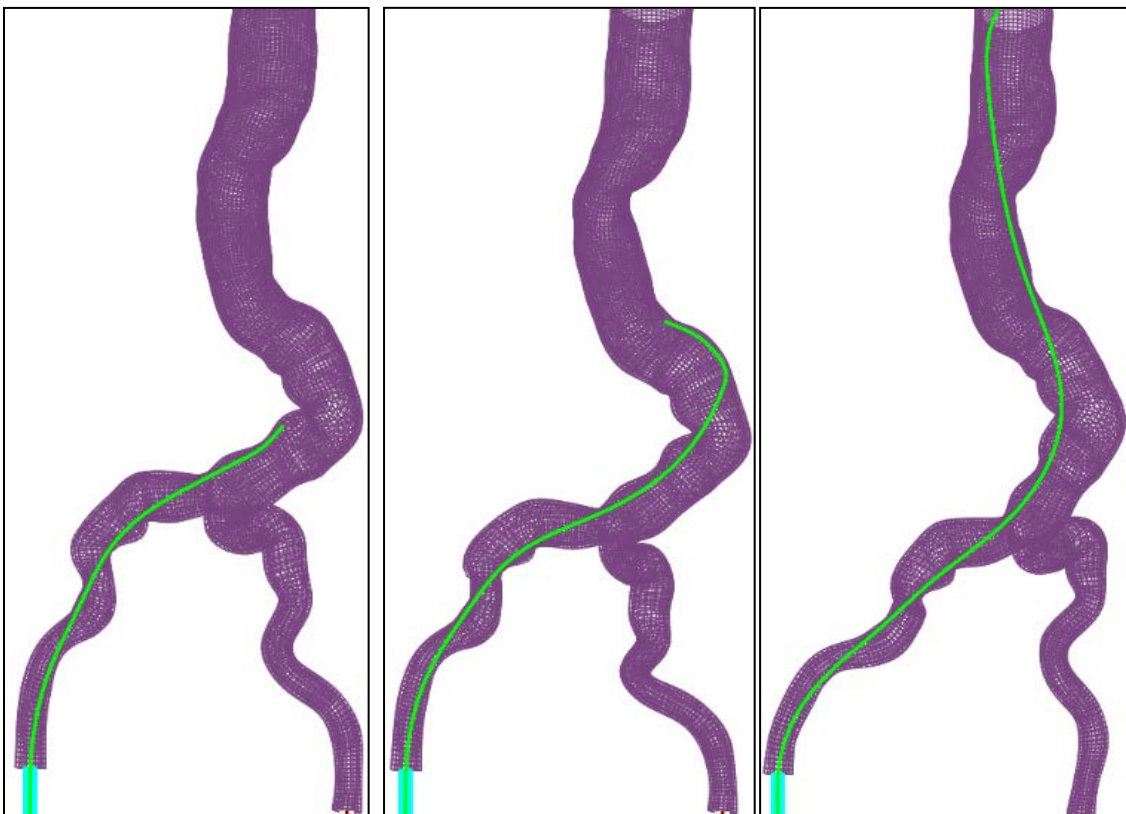


Figure III.11 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide Radiofocus  
(Abaqus/Explicit)



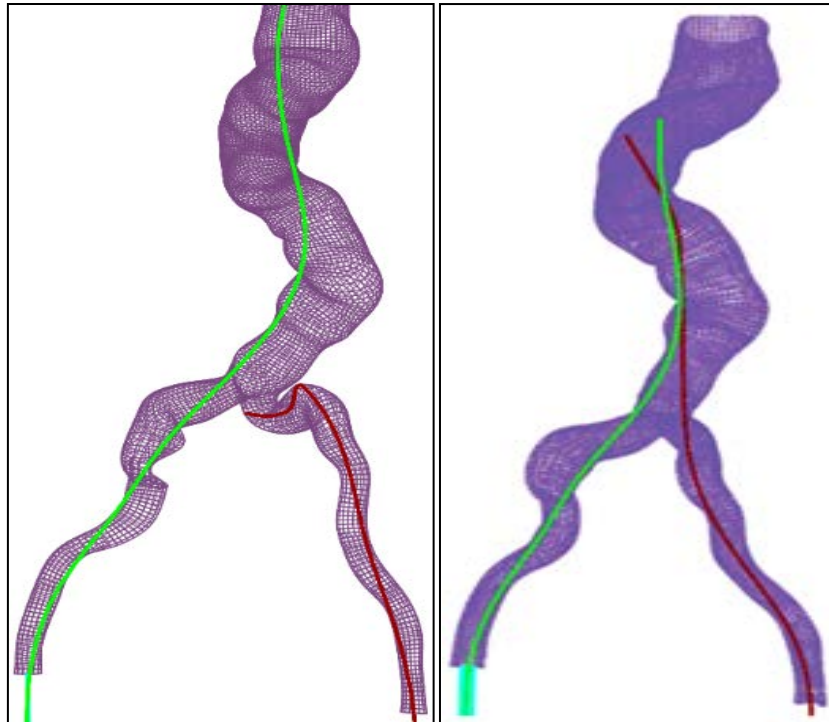


Figure III.12 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide Lunderquist  
(Abaqus/Explicit)

Une fois que les guides sont mis en place, le porte-prothèse est inséré dans le guide.

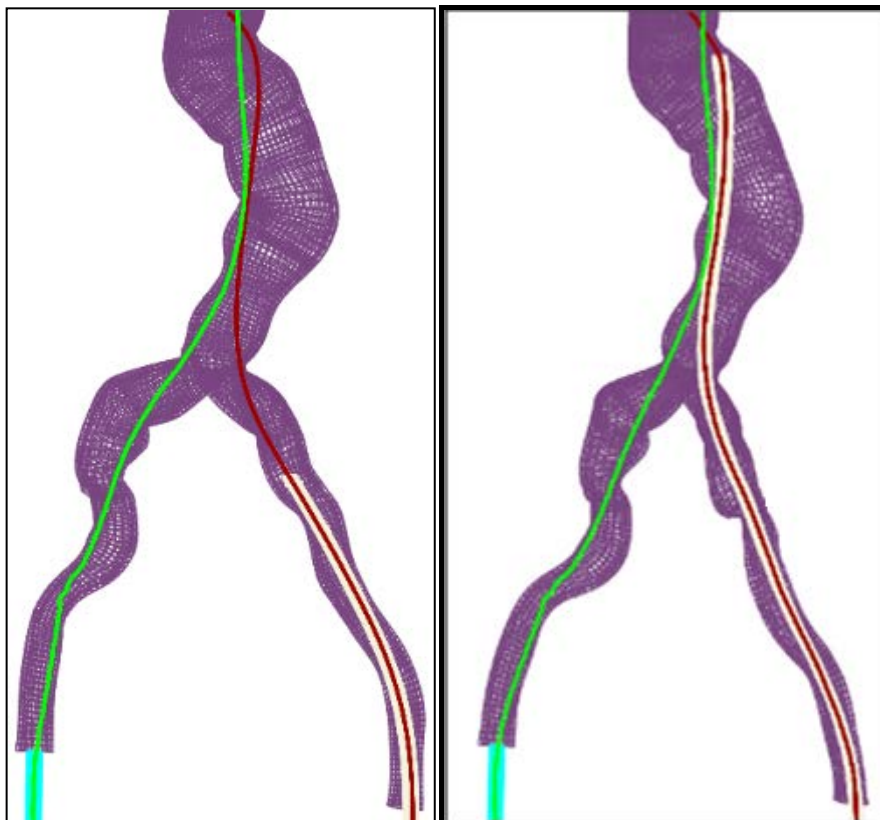


Figure III.13 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du porte-prothèse  
(Abaqus/Explicit)

Ce patient présente une tortuosité et une calcification importantes des artères. Nous obtenons ainsi des images virtuelles 3d de la montée des guides en interaction avec les parois artérielles et du cathéter en interaction avec l'ensemble {guide + structure vasculaire}. Le passage du guide rigide (Lunderquist) puis du porte-prothèse déforment fortement les vaisseaux, ce qui peut provoquer un déchirement ou une rupture lorsque la paroi est rigidifiée par une plaque calcifiée ou lorsque la zone présente une forte courbure.

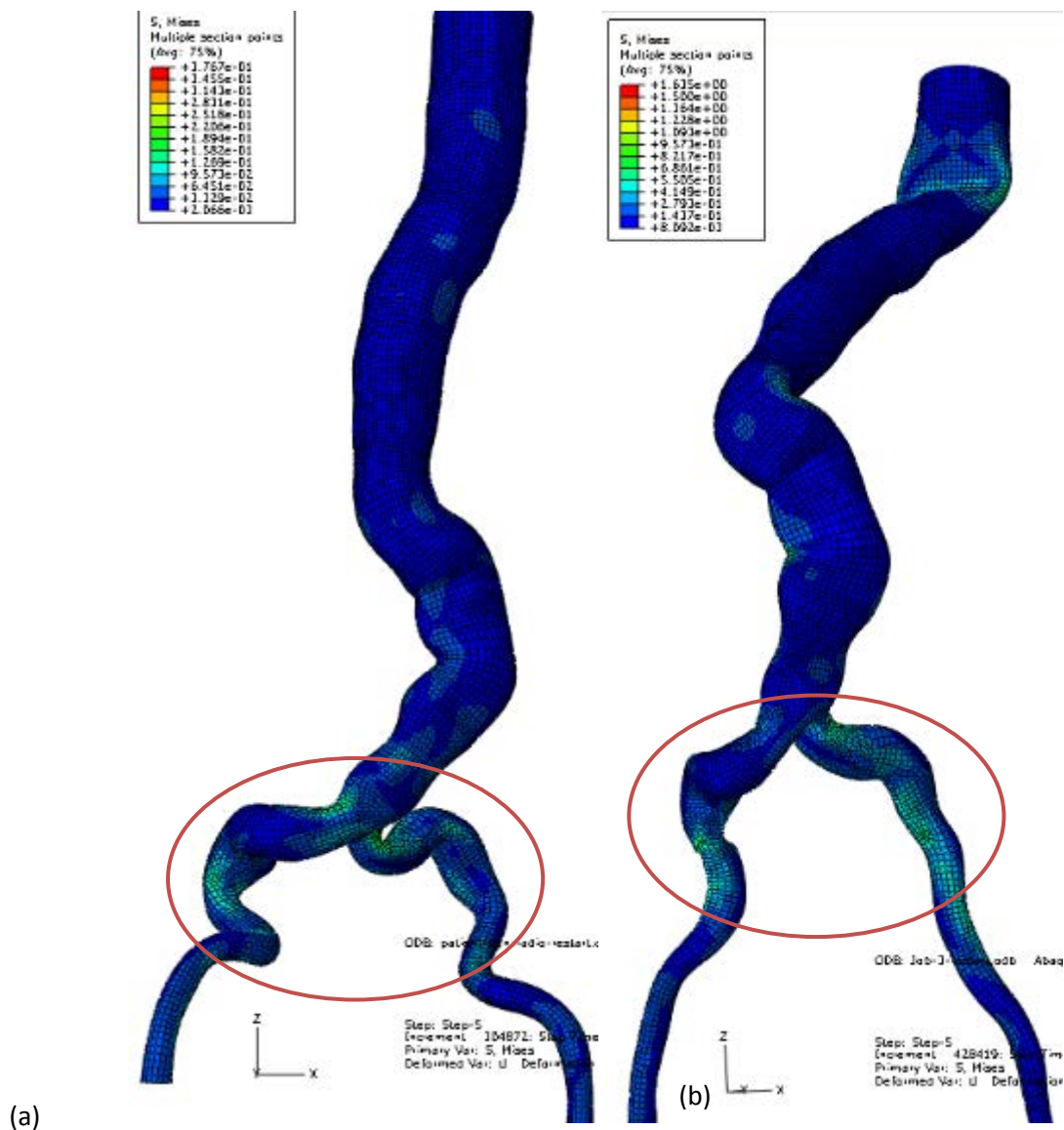


Figure III.14 : Répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins sous l'action des guides : (a) Radiofocus, (b) Lunderquist (Cook) (Abaqus/explicit)

La figure III.14 montre la répartition des contraintes le long du parcours des guides Radiofocus et Lunderquist. Il est donc possible de localiser les pics de contraintes à chaque étape de la navigation et prédire les risques de rupture liés à de fortes angulations et/ou à une

calcification importante des artères fémorale et iliaques, et ce en se référant à des modèles de rupture déjà établis dans la littérature [116], [128], [129], [131], [132]. On observe aussi que le passage des outils de largage pousse les parois artérielles vers le haut, ce qui est conforme aux observations cliniques effectuées dans les blocs opératoires.

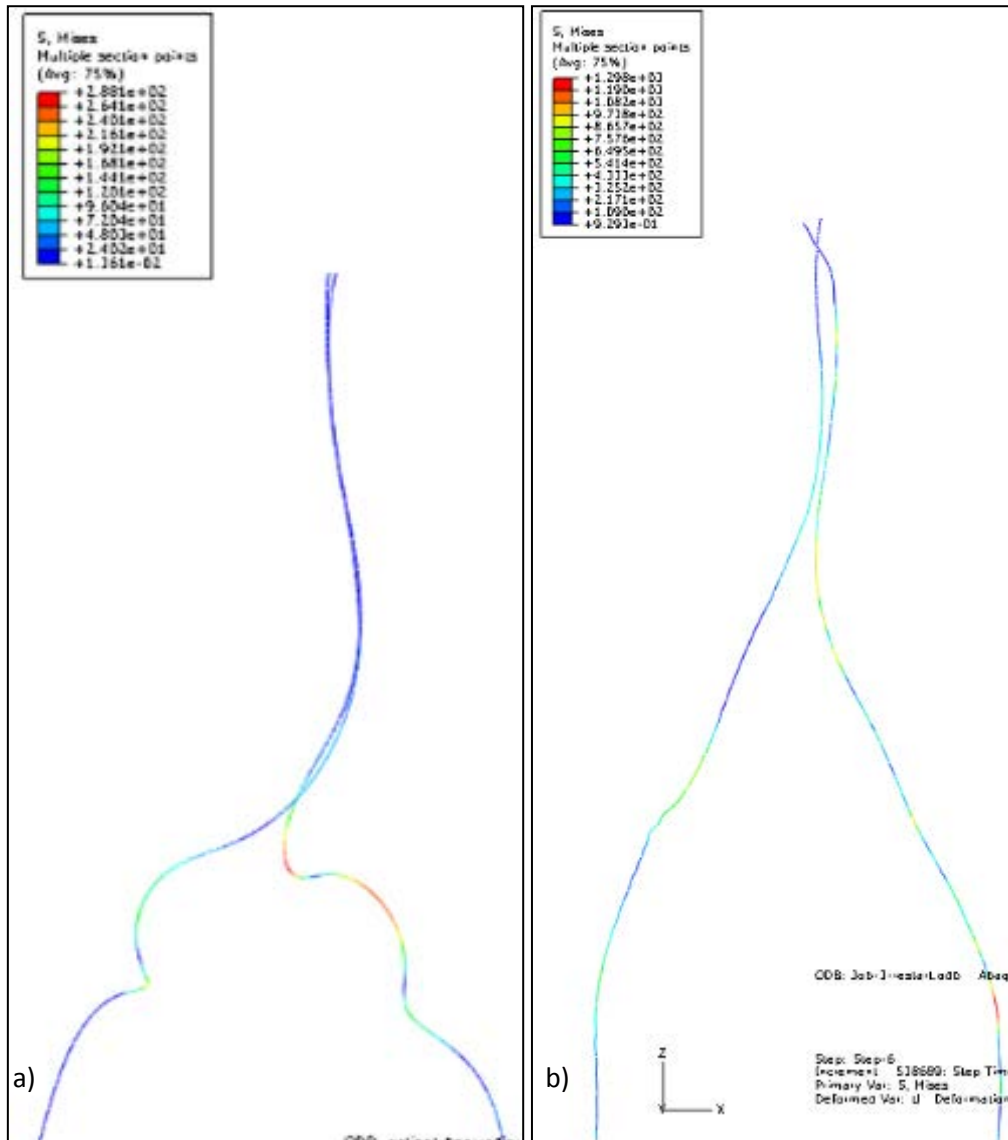


Figure III.15 : Déformation et répartition des contraintes le long des guides : a) Radiofocus b) Lunderquist (Cook) (Abaqus/Explicit)

La simulation du protocole opératoire de la procédure endovasculaire permet d'obtenir la position finale des outils de largage. Ces résultats peuvent être comparés aux résultats cliniques (figure III.15).



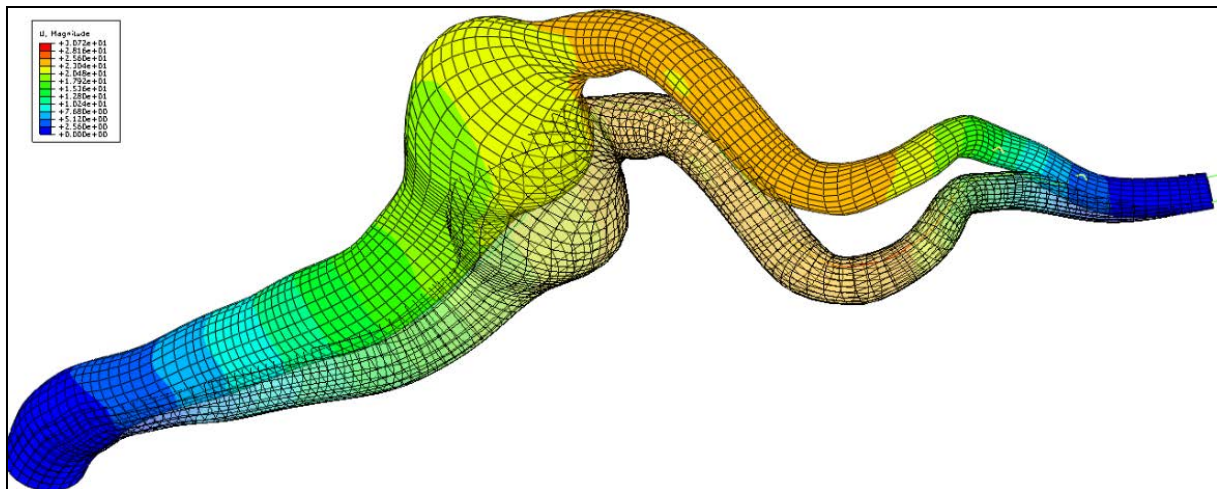


Figure III.16 : Déformation de la structure vasculaire lors de la montée du guide  
(Abaqus/Explicit)

Les résultats de la figure III.16 peuvent être utilisés dans le milieu clinique car ils permettent non seulement d'anticiper la déformation des artères mais également de quantifier la variation de longueur des artères iliaques et fémorales lors de la montée des outils de largage. En effet, la connaissance de ces variations de longueur peut aider à choisir en phase préopératoire l'endoprothèse la mieux adaptée au patient traité en termes de modèle et de dimensions afin d'éviter que l'endoprothèse choisie ne recouvre des branches secondaires de l'aorte telle que les artères rénales, les artères hypogastriques ou les artères iliaques internes, ce qui peut entraîner un échec de la procédure endovasculaire. Á l'heure actuelle, la planification opératoire est principalement effectuée à partir des images scanner préopératoire et ne dépend donc que de la morphologie des artères des patients. Une planification réalisée à partir des images de la déformée de l'artère obtenues à partir de simulation de la procédure endovasculaire pour chaque patient peut contribuer à améliorer le choix de l'endoprothèse.

Les résultats présentés dans ce paragraphe montrent clairement la supériorité de la méthode explicite par rapport à la méthode implicite pour la modélisation par éléments finis du traitement d'un AAA par voie endovasculaire. La méthode explicite permet d'obtenir des temps de calcul réduits, de gérer les nombreuses non-linéarités présentes dans le problème étudié et donc d'éviter de nombreuses instabilités numériques. Elle offre donc de nombreuses perspectives en terme de modélisation – cas cliniques complexes, études paramétriques – études qui ne pourraient pas être envisagées avec une méthode implicite. Toutes les



simulations qui suivent et qui sont présentées dans ce rapport ont donc été réalisées avec le logiciel Abaqus/Explicit.

### III.3. Validation des résultats de la simulation avec le protocole opératoire in-vivo

#### ❖ Description du protocole de comparaison des résultats :

Afin d'obtenir une modélisation bio-fidèle de la procédure endovasculaire, le modèle numérique a été validé grâce à une comparaison des résultats de la simulation avec des résultats cliniques peropératoires. Des radiographies ont été effectuées afin d'observer la position finale des vaisseaux sanguins et des outils de largage lors des injections de produit de contraste (figure III.17). A partir de ces images, une projection de la ligne centrale de l'aorte, des artères iliaques et fémorales est faite dans le même plan contenant la position des guides, et cela grâce à un logiciel de recalage, qui a été développé par le LTSI. Ce logiciel permet d'importer les informations de la ligne neutre, calculées à partir des images peropératoires, et de les projeter sur la géométrie finale du guide (figure III.18). Ensuite, il est possible d'aligner la position de la ligne centrale du modèle numérique avec celle des résultats cliniques (figure III.19). Enfin, une comparaison de la géométrie finale du guide obtenue par simulation et de la position du guide en phase peropératoire obtenue par les chirurgiens peut être effectuée (figure III.20).

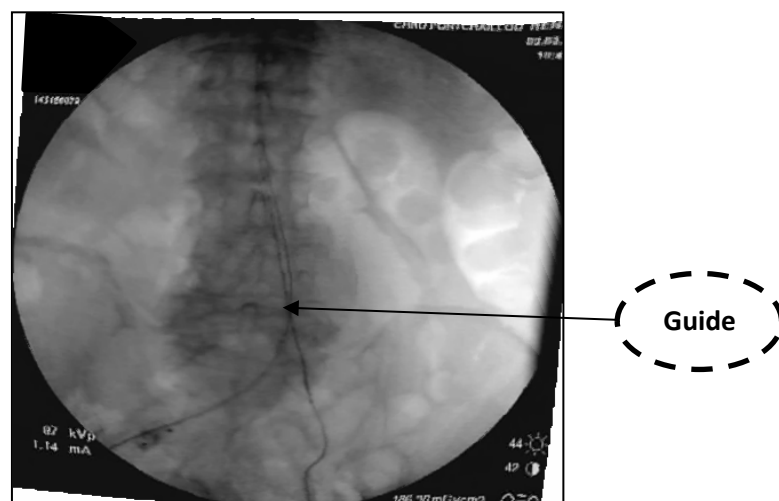


Figure III.17 : Image peropératoire de la position du guide après sa mise en place (résultats cliniques)

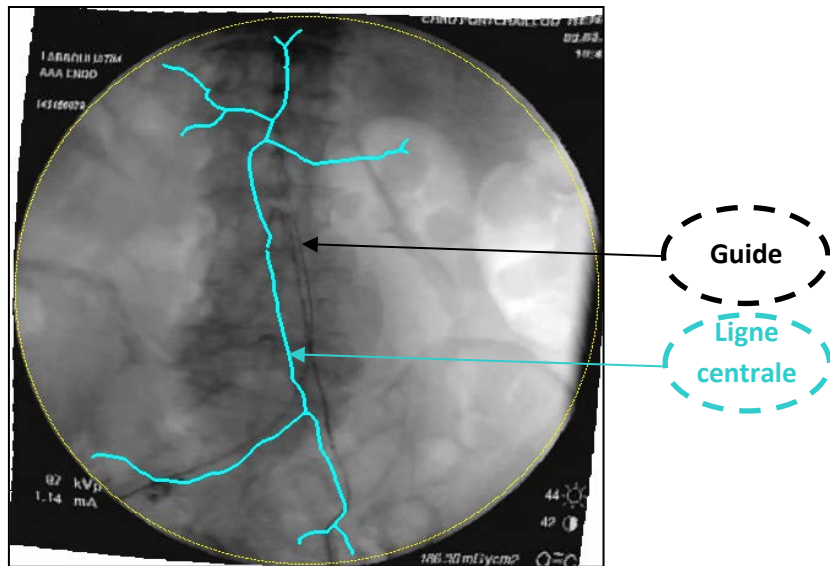


Figure III.18 : Projection de la position de la ligne centrale de l'artère sur le plan de l'image de la figure III.17 ( LTSI)

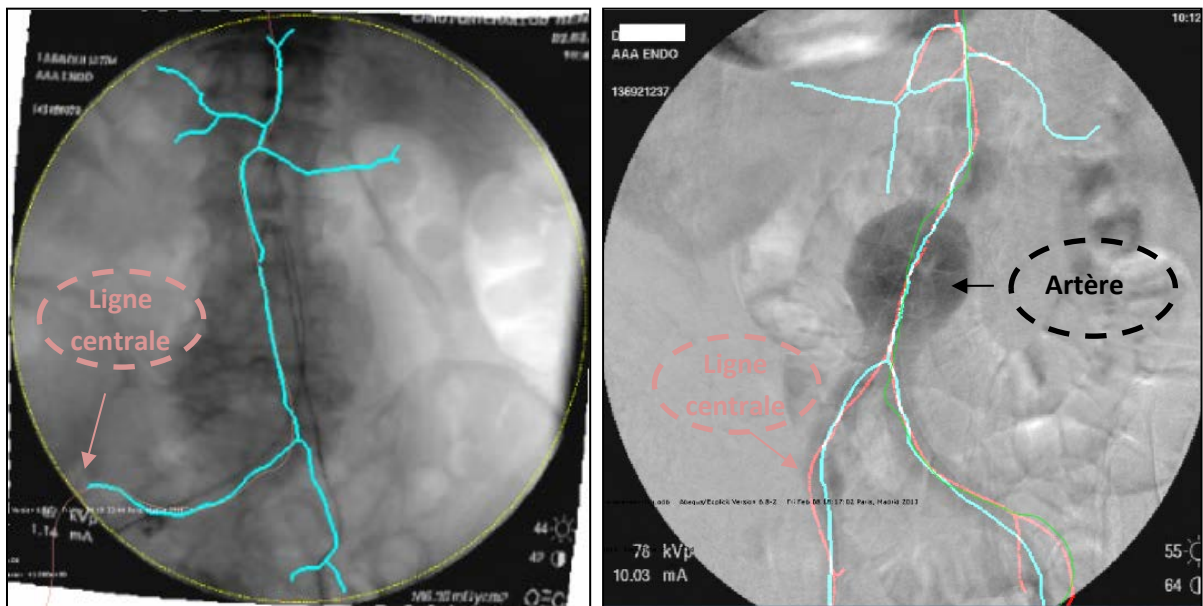


Figure III.19 : Alignement de la ligne centrale du modèle numérique (en rose) avec la ligne centrale des résultats cliniques (en bleu)

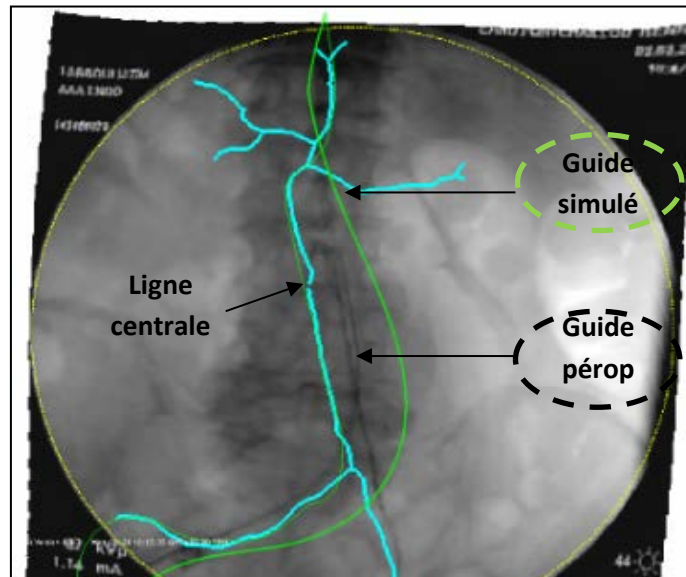
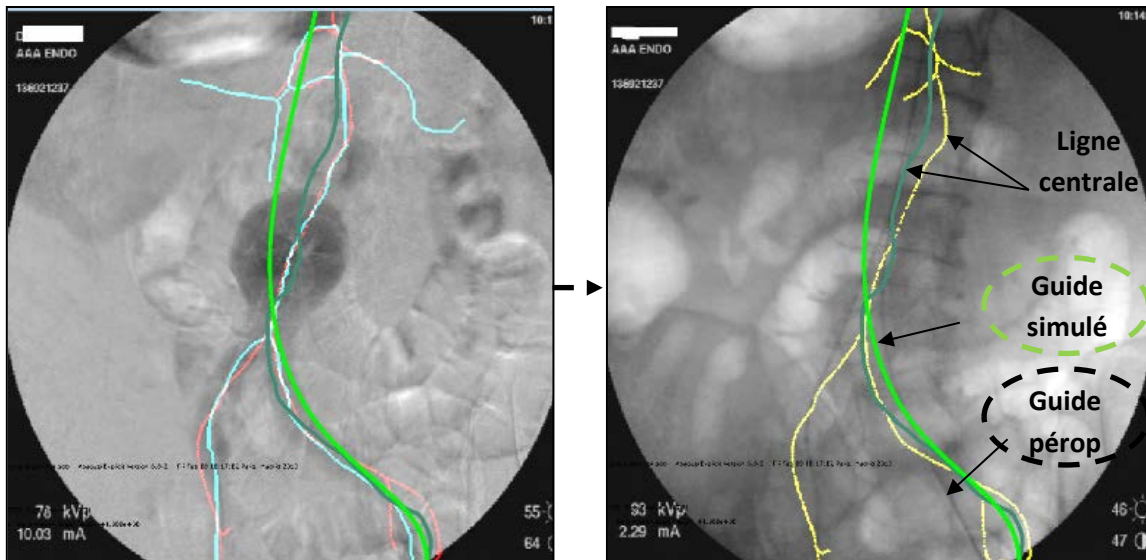


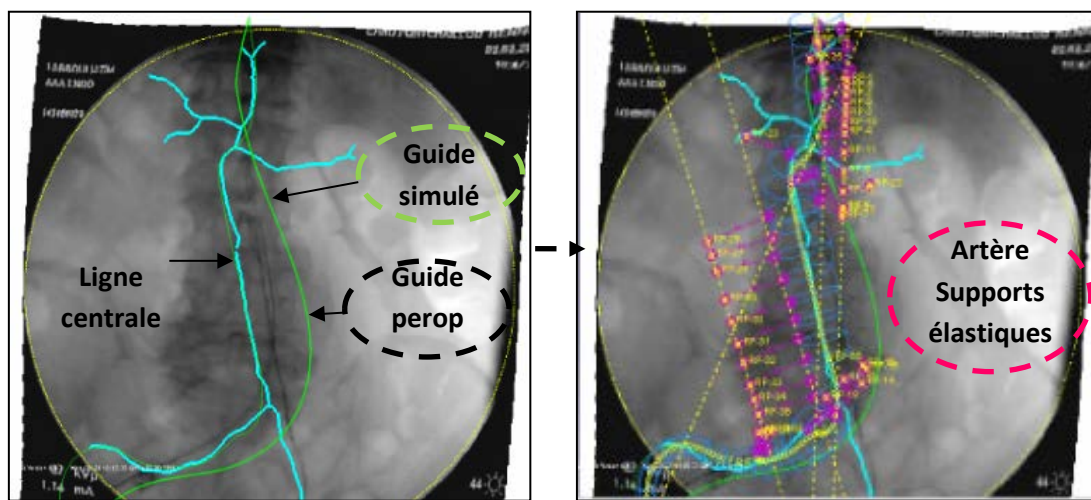
Figure III.20 : Premier recalage pour deux patients : projection de la position finale du guide obtenue par simulation numérique sur la position finale du guide obtenue grâce à l'image peropératoire (résultat de la simulation en vert, guide de l'image peropératoire en noir)

La projection des résultats de la simulation dans le même plan que les images cliniques a permis de comparer la géométrie finale du guide obtenue par la simulation et la position du guide en phase peropératoire obtenue par les chirurgiens. La comparaison entre les résultats de la première simulation et les résultats cliniques montrent un écart non négligeable, dû essentiellement à la non prise en compte de l'environnement de l'artère. Pour cela d'autres simulations ont été effectuées afin de converger progressivement vers la réalité clinique. Des supports élastiques représentant l'environnement de l'artère ont été ajoutés dans le modèle

numérique. Le résultat obtenu est satisfaisant, et nous permet de valider notre modèle numérique du traitement des AAA par voie endovasculaire.

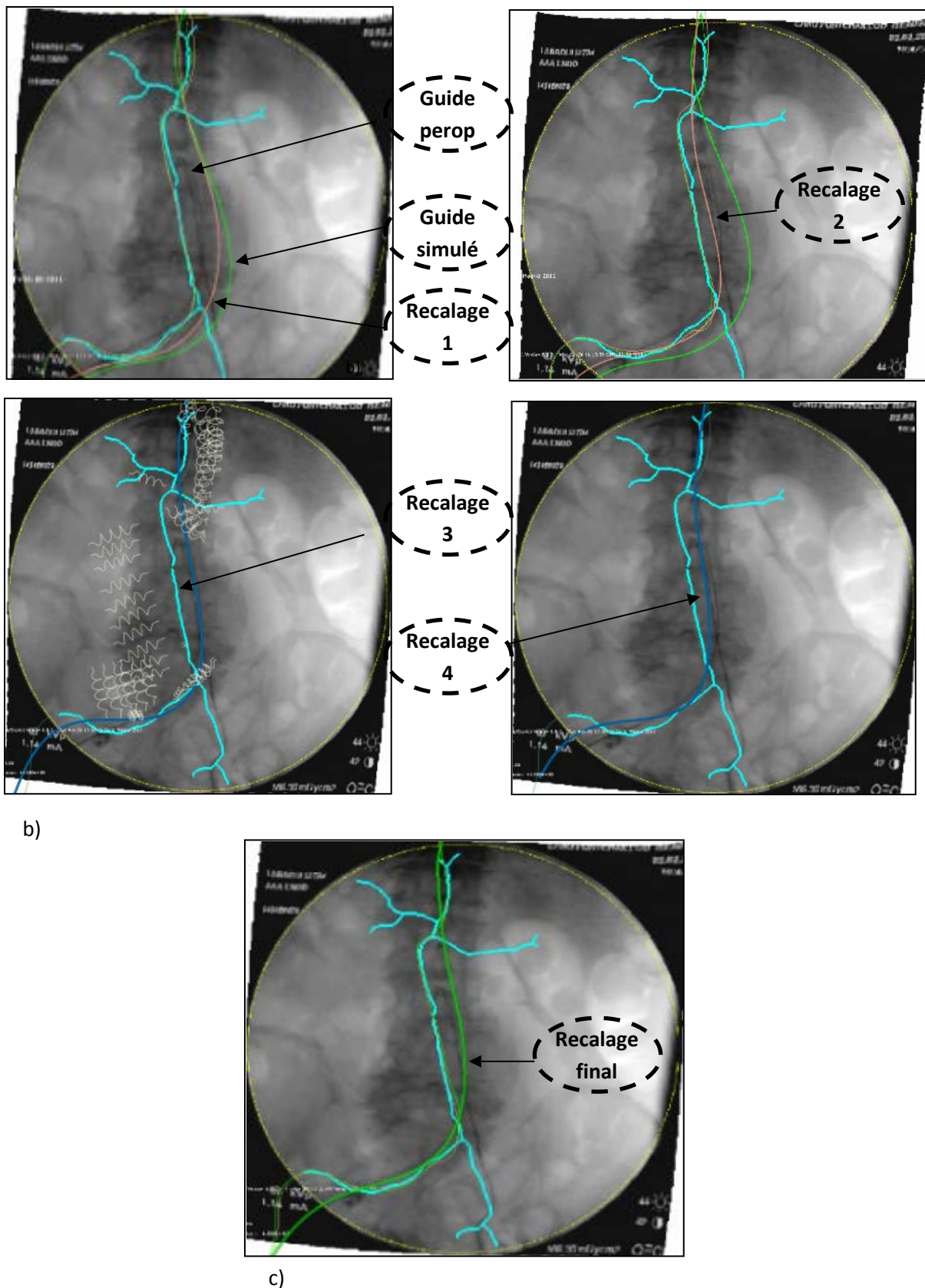
### ❖ Tests de recalage :

La prédiction du modèle numérique a été évaluée grâce à des tests de recalage. Le premier résultat numérique projeté sur l'image peropératoire n'était pas satisfaisant, l'environnement de l'artère n'ayant pas été pris en compte. Des données fournies par Therenva, contenant des informations sur la distance entre l'aorte et la colonne vertébrale et la position des branches secondaires de l'aorte ont été prises en compte dans le modèle numérique et se sont traduits par l'ajout de supports élastiques sur les parois artérielles. Les projections successives des résultats numériques sur l'image peropératoire ont permis d'affiner les valeurs des raideurs des ressorts, afin de se rapprocher progressivement de la réalité clinique. Cette amélioration, suite à l'ajustement des supports élastiques dans le modèle éléments finis, a été possible grâce à une analyse rapide de la sensibilité de ce paramètre à la déformation des différentes zones de la structure anatomique (artères fémorale et iliaque, anévrisme, aorte abdominale). Ce recalage a permis d'obtenir des résultats satisfaisants, qui se superposent aux résultats peropératoires (figure III.21).



a)



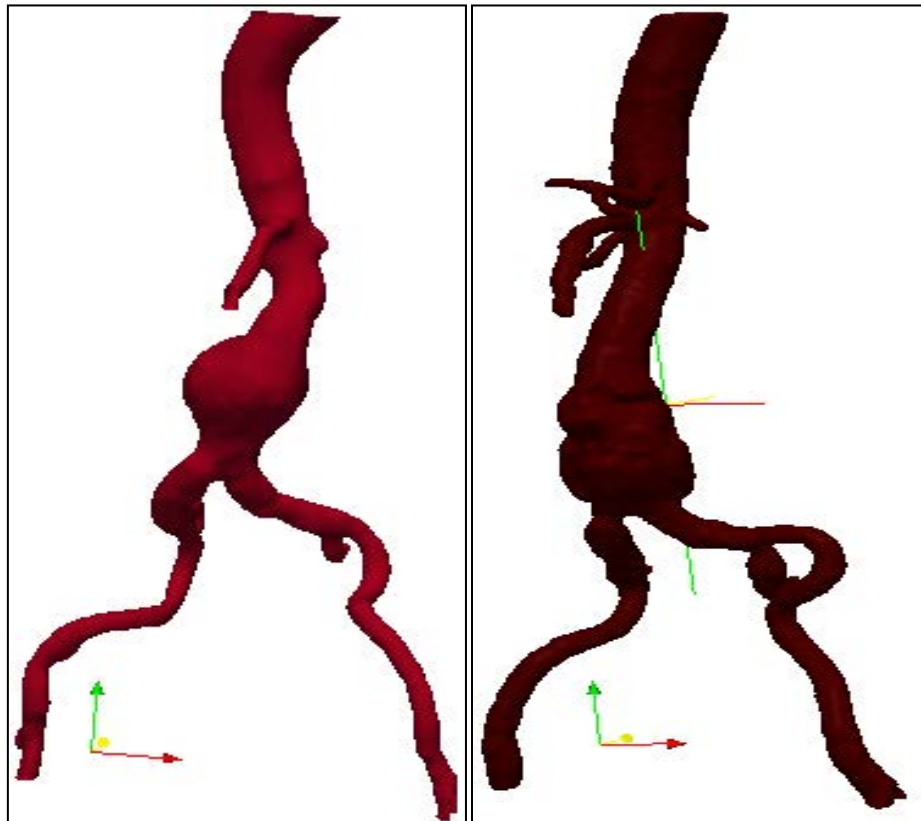


b)

c)

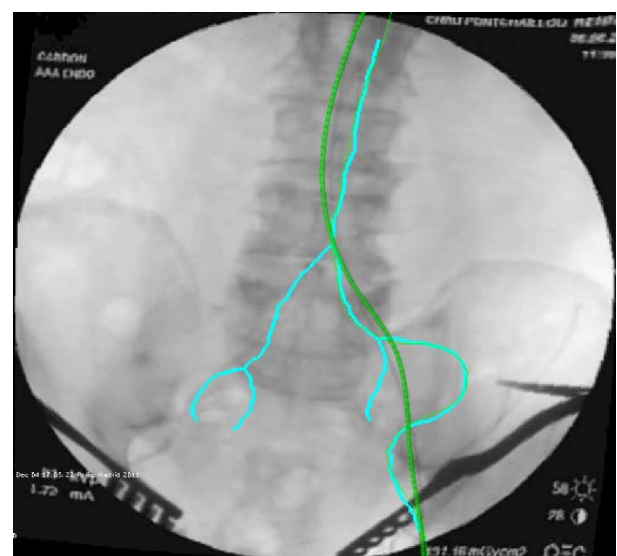
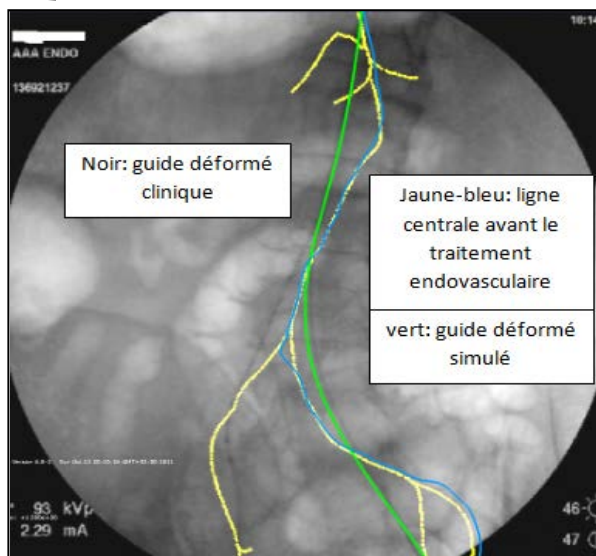
Figure III.21 : Procédure du recalage progressif des résultats de la simulation avec les résultats peropératoires : a) position du guide obtenue sans prise en compte de l'environnement de l'aorte, b) étapes du recalage, c) position final du guide après recalage

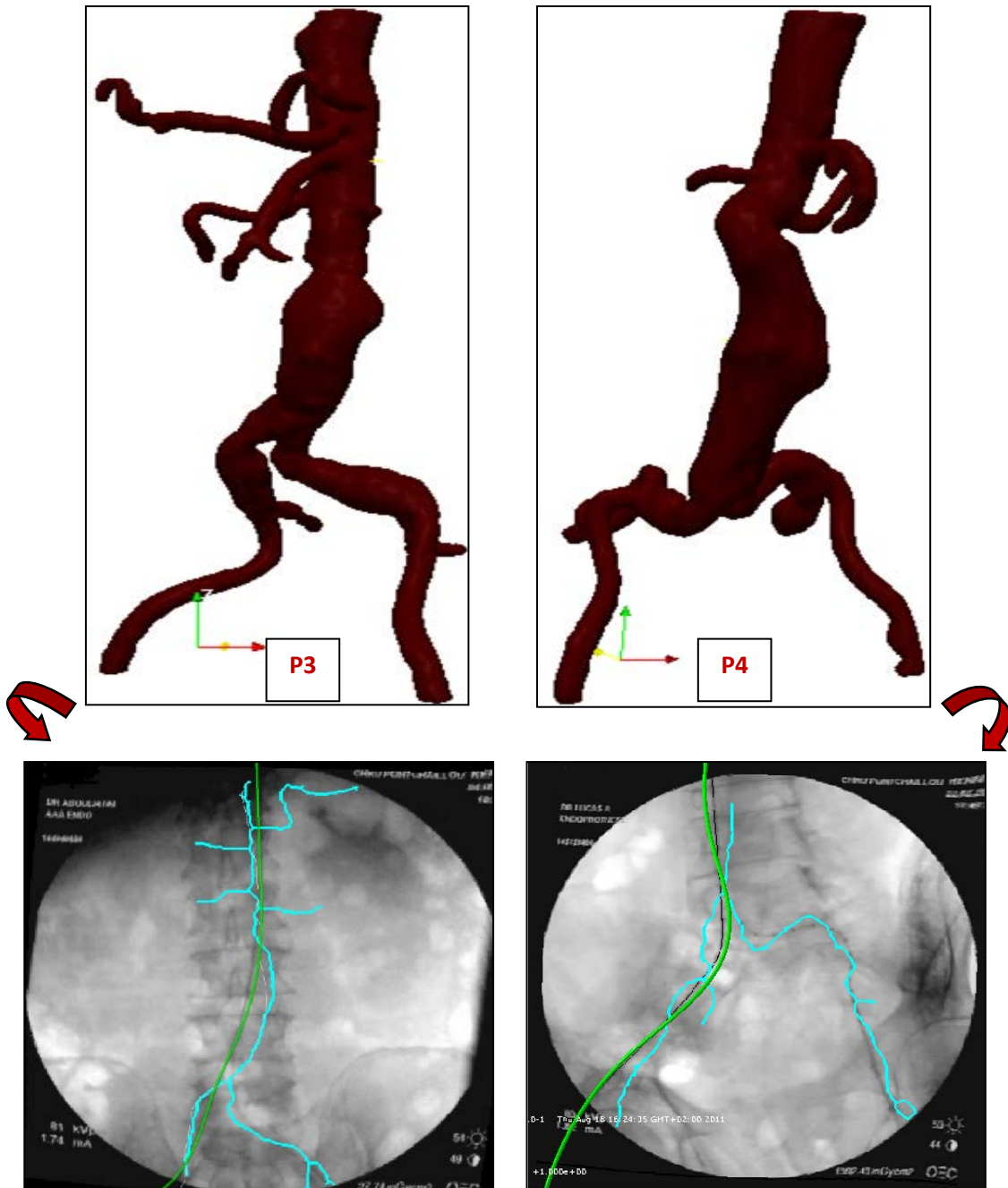
Pour évaluer la validité du modèle numérique, un recalage a été fait sur une population complète de patients bien spécifiques, patients dont les artères présentent une forte tortuosité et un degré de calcification important. La position finale du guide obtenue par simulation numérique se superpose à la position du guide lors de la procédure endovasculaire réelle (figure III.22).



P1

P2





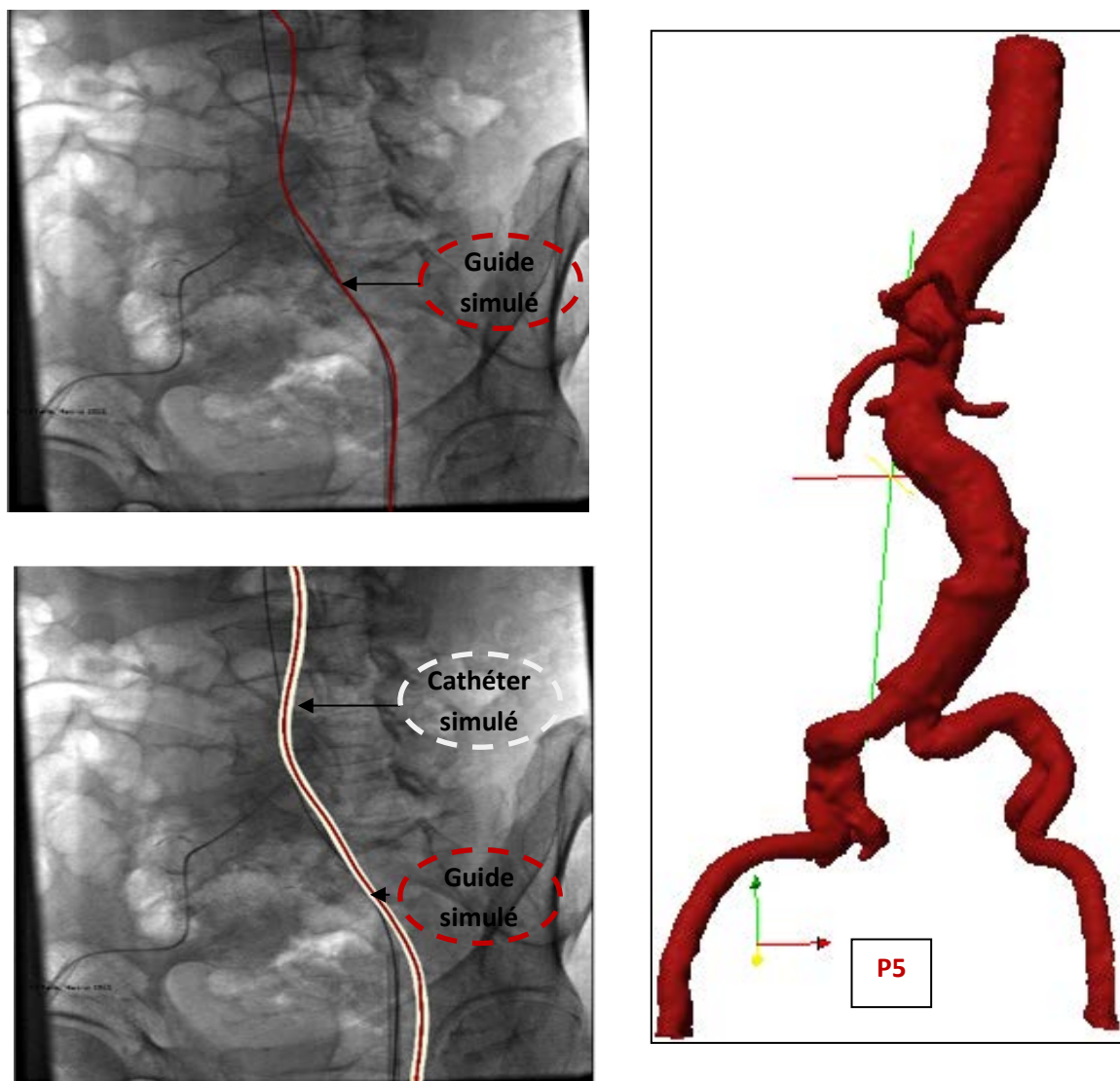


Figure III.22 : Recalage de résultats numériques avec les résultats réels (position finale du guide et du cathéter) pour quelques patients traités.

### III.4. Études paramétriques

Après avoir validé le modèle numérique de la simulation du traitement des AAA par voie endovasculaire, nous nous sommes focalisés sur un patient, et nous avons étudié l'influence de certains paramètres biomécaniques. Des premières investigations ont été réalisées pour analyser l'influence de l'angle d'insertion du système de largage, de l'épaisseur de l'aorte, des artères iliaques et des artères fémorales, de la présence des fibres de collagènes sur le comportement des parois vasculaires, des coefficients de frottement entre les différents corps déformables et du comportement non-linéaire des vaisseaux sanguins.



### ❖ Influence de l'angle d'incidence :

A l'aide de la maquette numérique, nous avons étudié l'impact d'une variation de l'angle d'introduction du système de largage sur le comportement de la structure vasculaire lors de la procédure endovasculaire. Les valeurs de l'angle sont choisies en correspondance avec des situations réelles dans les blocs opératoire. La figure III.23 présente un patient ayant subi une intervention endovasculaire. Lors de l'insertion du système de largage, le chirurgien pousse le cathéter dans l'artère fémorale avec une main tandis qu'il plaque le cathéter contre l'aîne du patient avec son autre main afin d'éviter tout risque de déplacement indésirable dans les autres directions. Les cliniciens indiquent que l'angle d'introduction est compris dans l'intervalle suivant :  $[-5^\circ, 10^\circ]$ .

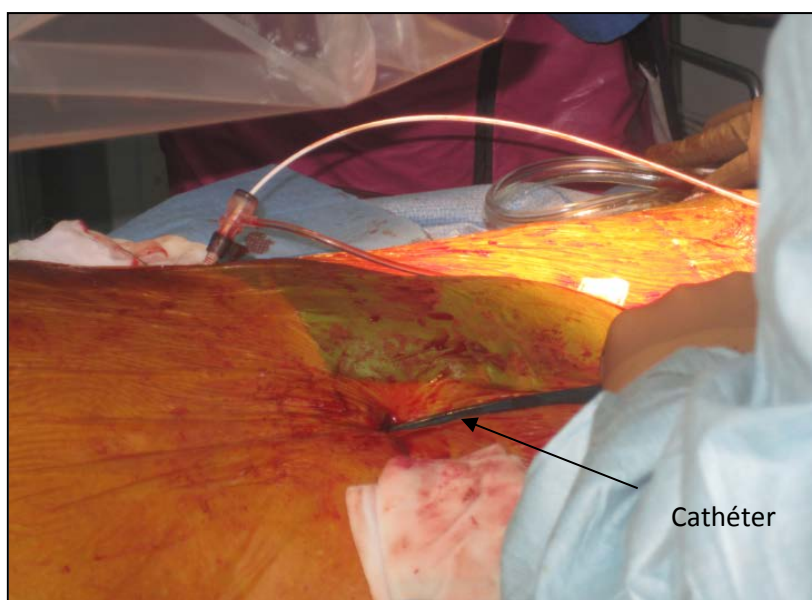


Figure III.23 : Introduction du cathéter lors d'une procédure endovasculaire réalisée en bloc opératoire

On choisit d'étudier quatre cas :  $\theta = -5^\circ$ ,  $\theta = 0^\circ$ ,  $\theta = 5^\circ$  et  $\theta = 10^\circ$ . Pour chaque cas, le comportement des parois artérielles et la répartition des contraintes ont été analysés puis comparés aux résultats réels obtenus grâce aux images peropératoires.

Nous avons pu démontrer qu'une variation de l'angle d'introduction du système de largage comprise entre  $-5^\circ$  et  $10^\circ$  par rapport à la ligne neutre n'entraînait pas de variation significative de la déformée finale de la structure vasculaire. Néanmoins on observe une

localisation différente des concentrations de contraintes aux endroits de contact entre le système de largage et les parois artérielles (figure III.24).

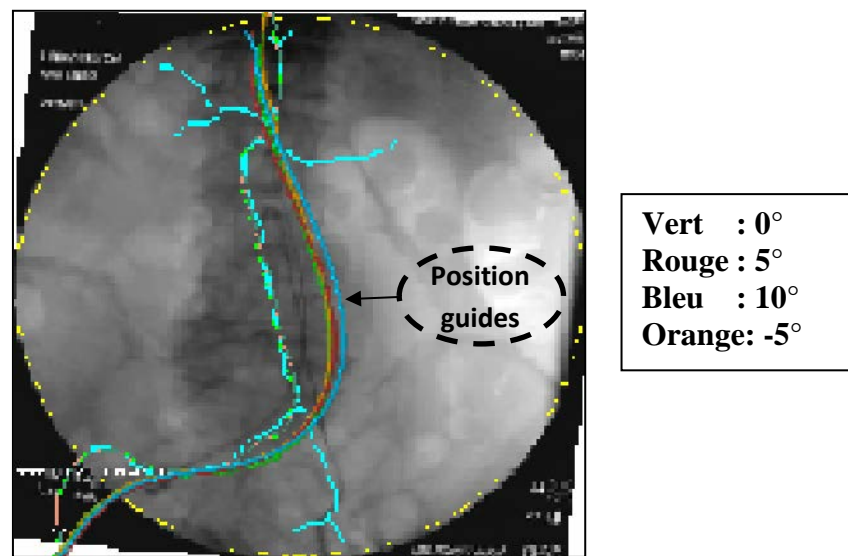


Figure III.24 : Comparaison de la position finale du guide obtenu par simulation pour différents angles d'introduction du système de largage avec la position réelle du guide

Ces études peuvent permettre aux chirurgiens de réaliser une optimisation de la valeur de l'angle d'introduction pour que le système endovasculaire parcourt le chemin optimal durant la phase peropératoire, avec le moins de risques possibles de contacts avec des zones très calcifiées ou courbées, essentiellement au niveau des artères iliaques.

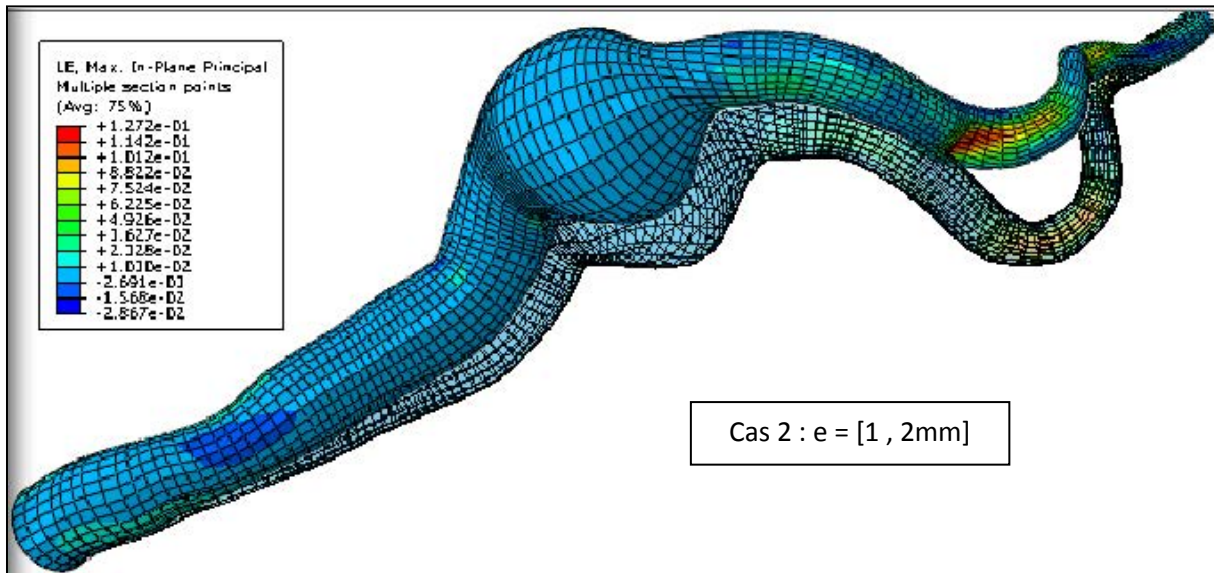
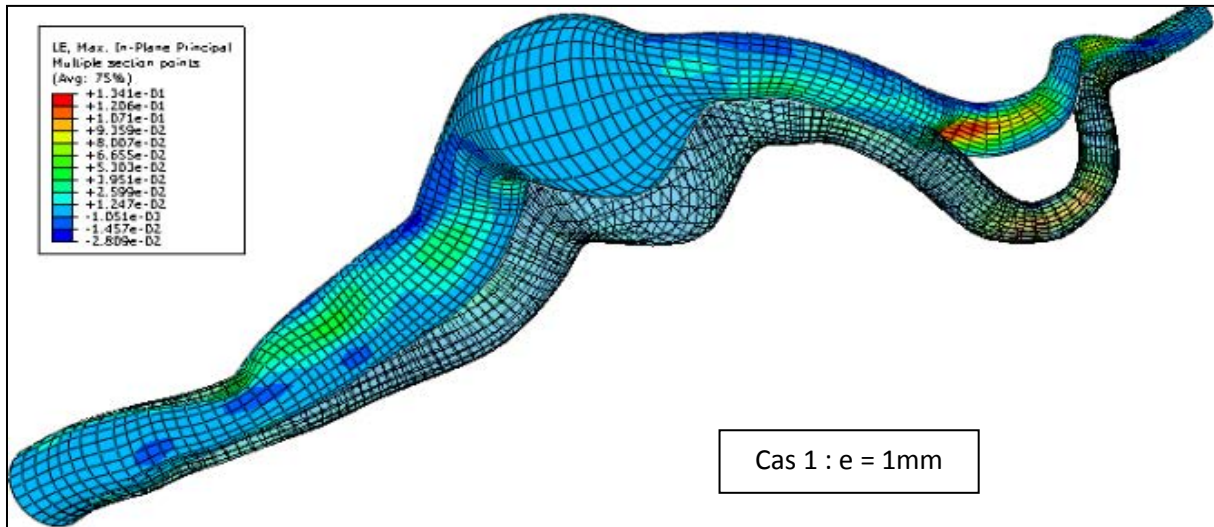
#### ❖ Influence de l'épaisseur des artères :

Suite à une étude clinique menée par Cohen et al [133], des mesures d'épaisseur ont été effectuées sur différentes parties de l'aorte : partie ascendante, partie descendante, partie située au niveau du diaphragme, partie abdominale jusqu'au niveau des artères iliaques. Les auteurs ont constaté que ce paramètre a tendance à diminuer lorsque l'on s'éloigne de l'origine de l'aorte. En effet, ils ont mesuré l'épaisseur moyenne des artères chez des chiens en fonction de leur position anatomique et ont constaté que cette épaisseur e varie de 2,1 mm à 1 mm quand on passe de l'aorte ascendante à l'artère iliaque, alors que cette variation est très faible - de l'ordre de 0,1 mm - quand on se déplace de l'aorte abdominale à l'artère iliaque. D'autres études, notamment menées par Comolet et Amblard [134], [135], sur le comportement d'une endoprothèse aortique abdominale, ont utilisé des dimensions de référence  $e = 2$  mm pour

l'aorte saine et anévrismale. Ces dimensions sont employées dans 50 % des anévrismes traités par endoprothèse dont le diamètre est compris entre 50 mm et 70 mm.

On choisit d'étudier trois cas :

- cas 1 : épaisseur constante des artères  $e=1$  mm
- cas 2 : épaisseur variables des artères :  $e_{\text{aorte abdominale}}=2$  mm et  $e_{\text{artères iliaques}}=1$  mm
- cas 3 : épaisseur constante des artères  $e=2$  mm



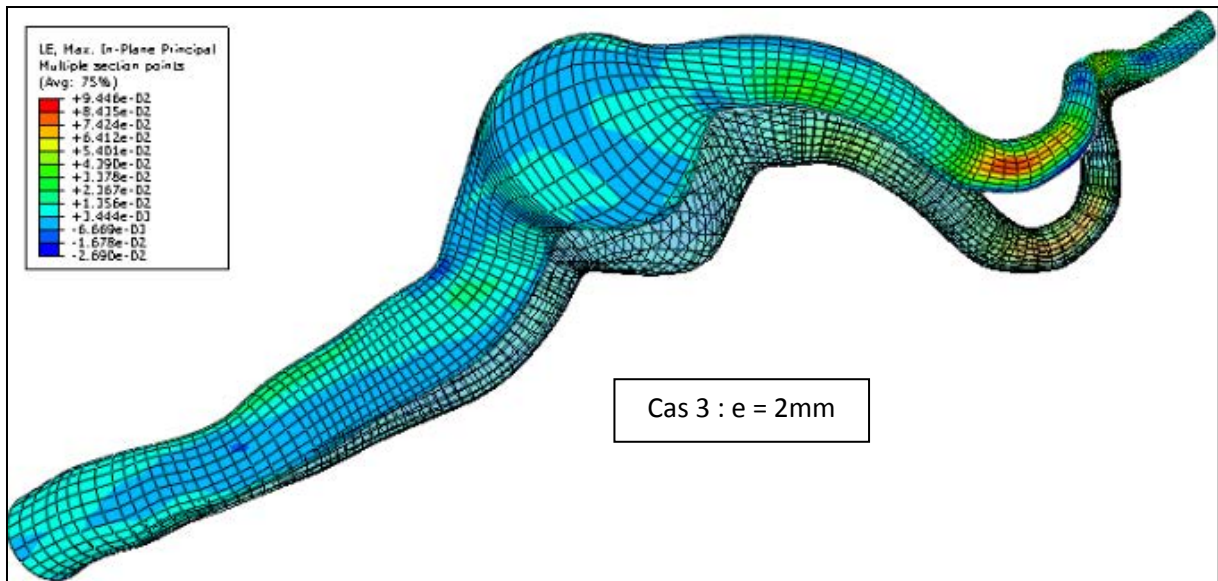
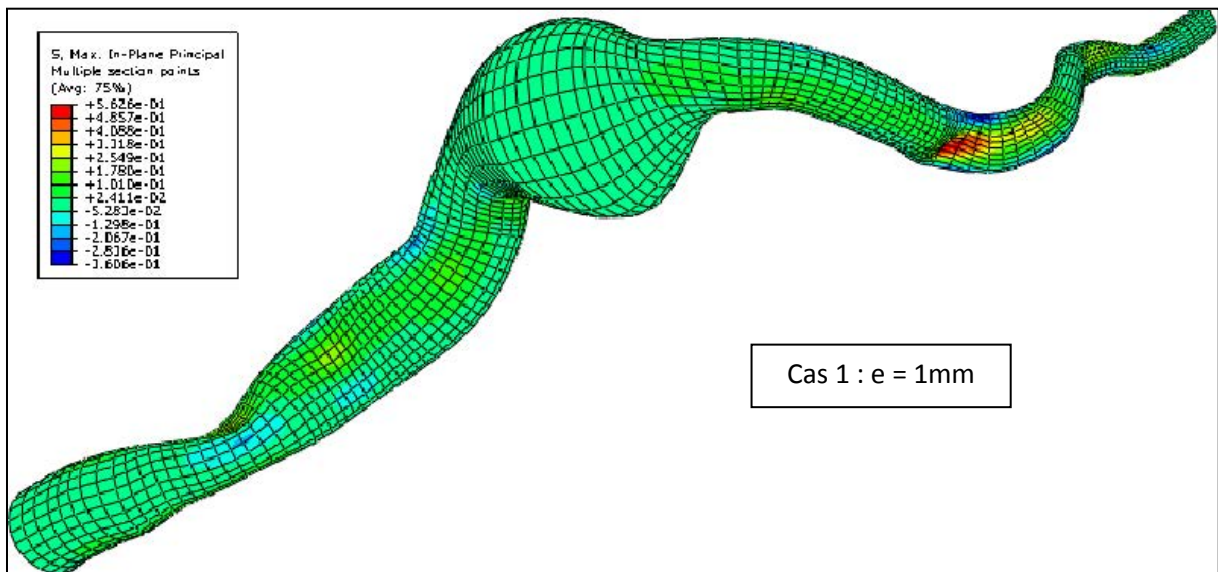


Figure III.25 : Déformation de la structure vasculaire après la mise en place du guide pour différentes valeurs d'épaisseur e des artères





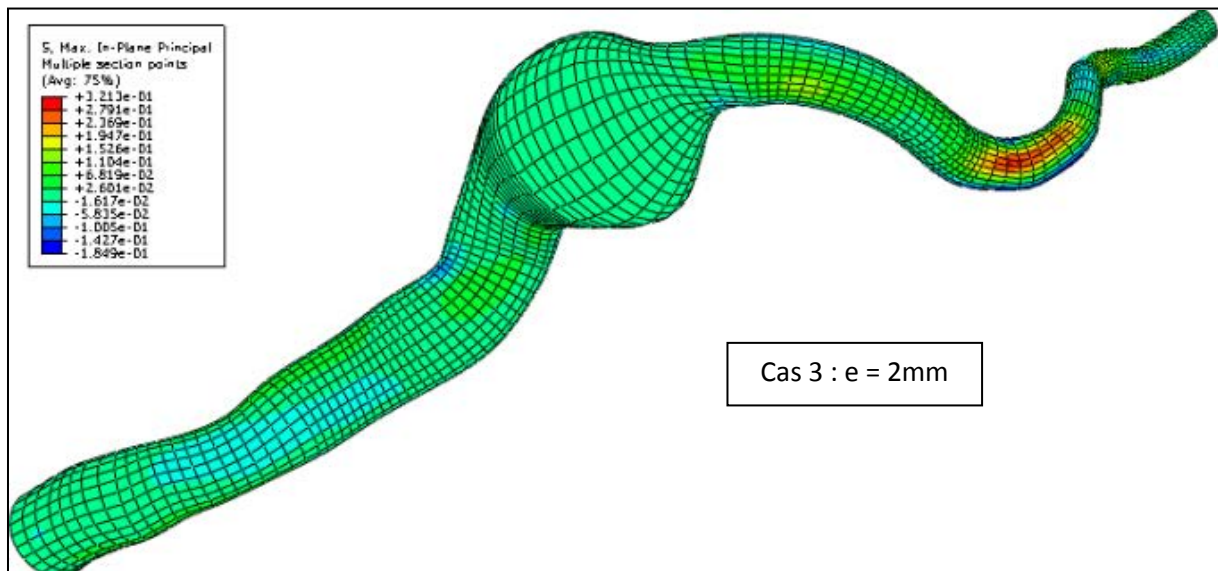
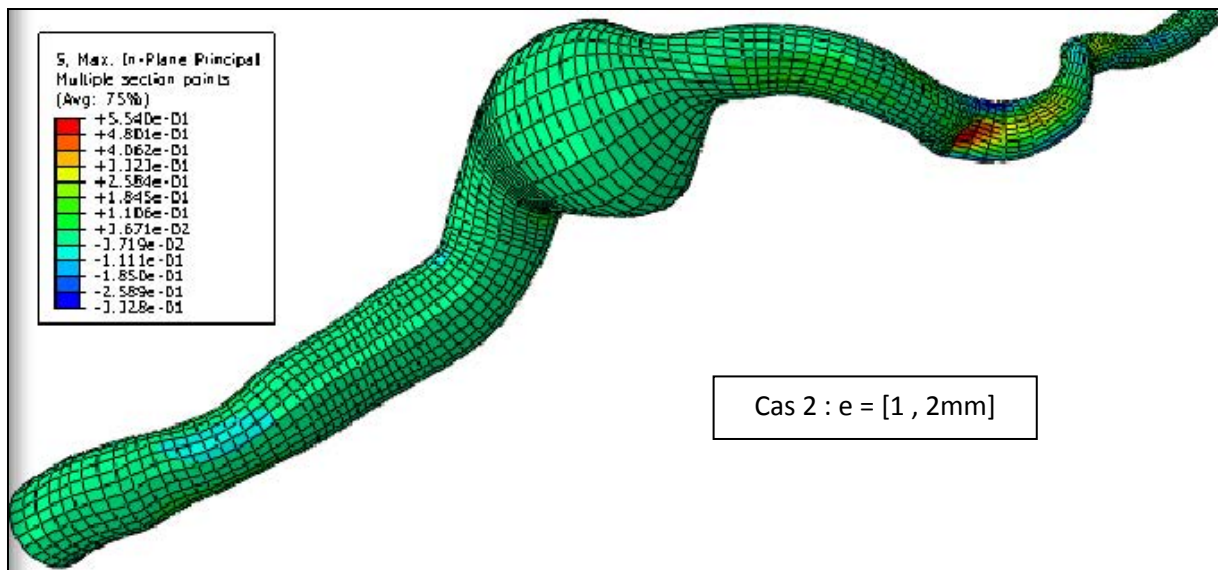


Figure III.26 : Répartition des contraintes après la mise en place du guide pour différentes valeurs d'épaisseur e des artères

La variation de l'épaisseur des zones aortique, iliaque et fémorale, de 1 mm à 2 mm, induit des contraintes comprises entre 0,32 et 0,56 MPa, et des déformations comprises entre 0,09 et 0,13. Plus l'épaisseur augmente et moins la structure anatomique se déforme. De même la résistance mécanique diminue (figure III.25 et III.25).

Pour valider ces résultats numériques qui peuvent influencer le diagnostic clinique, nous nous sommes appuyés sur des résultats cliniques sous forme d'images peropératoires. La figure III.27 présente la projection des résultats numériques sur les résultats cliniques pour chaque épaisseur.

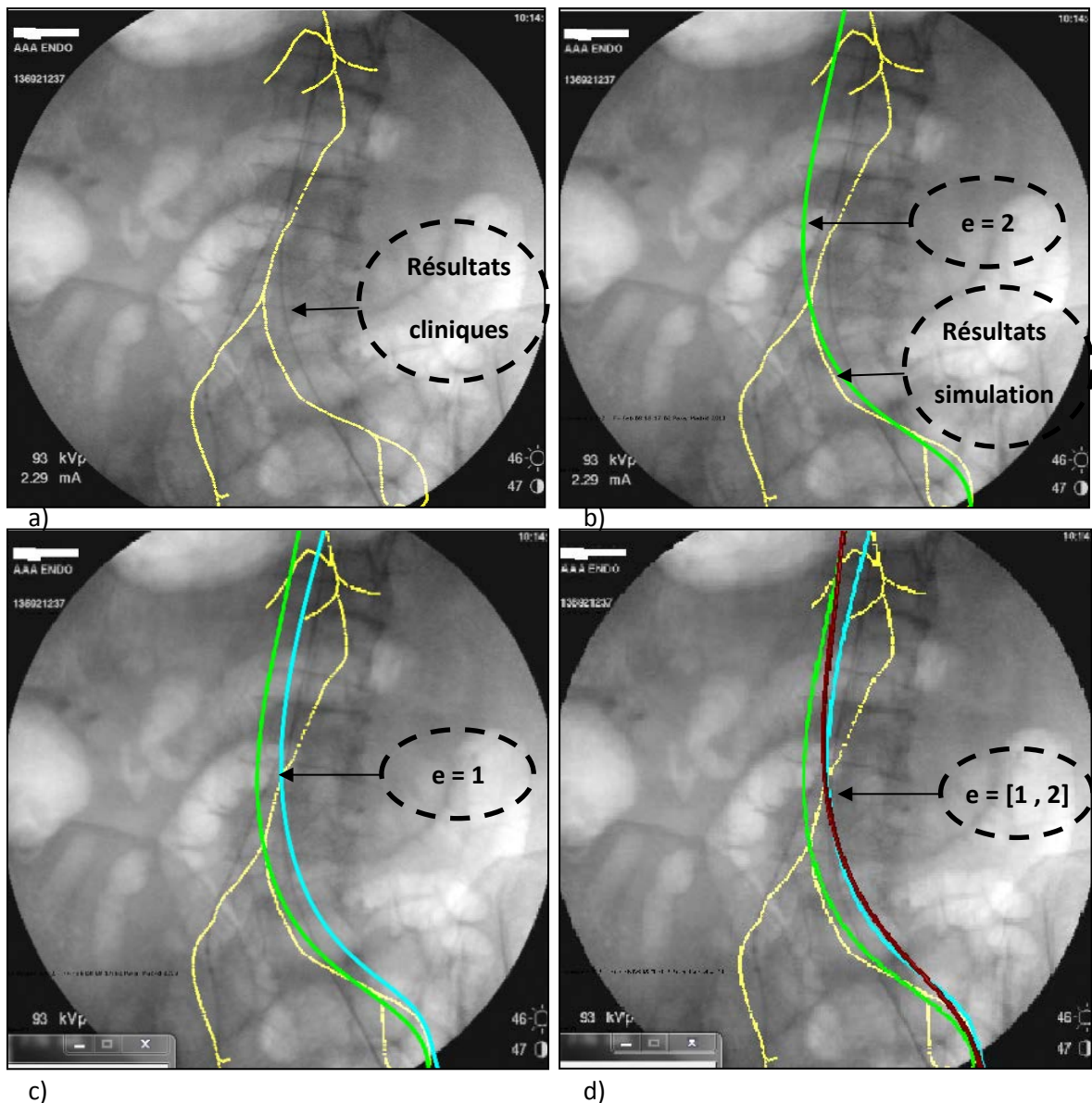


Figure III.27 : Position finale du guide projetée sur le même plan que la ligne neutre : a) résultats cliniques b) projection des résultats dans le cas d'une épaisseur constante  $e = 2$  mm (cas 3), c) projection des résultats dans le cas d'une épaisseur constante  $e = 1$  mm (cas 1), d) projection des résultats dans le cas d'une épaisseur variable ( $e = [1, 2]$ ).

La projection des résultats de la simulation sur les résultats réels des trois cas étudiés, liés chacun à la variation de l'épaisseur de l'artère, a montré que, pour les cas 1 et 2, l'écart est négligeable et localisé principalement dans la zone aortique. Alors qu'avec l'augmentation de l'épaisseur des parois (cas 3), on peut constater que les résultats numériques s'éloignent des résultats cliniques.

## ❖ Influence des fibres de collagène dans la paroi artérielle :

La forme la plus simple de représentation des matériaux anisotropes est un matériau transversalement isotrope, qui possède une seule direction principale de fibres, qui est la direction des fibres de collagène dans le cas des parois artérielles. Le collagène est une protéine qui est le constituant majeur de la matrice extracellulaire du tissu conjonctif. Il est le principal élément porteur de la charge dans les tissus mous. Plus de 12 types de collagène ont été identifiés [136]. Le collagène le plus répandu dans les tissus mous est de type I, et c'est le constituant majeur dans les vaisseaux sanguins. La forme en tige de la molécule de collagène provient de trois chaînes polypeptidiques. Ces molécules sont composées de trois acides aminés, la glycine (33 %), la proline (15 %) et de l'hydrox proline (15 %).

De manière générale les tissus mous ont un comportement mécanique anisotrope, en raison de la présence des fibres qui ont des directions privilégiées. De plus, à l'échelle microscopique, ils ne sont pas homogènes en raison de leur composition.

Les tests expérimentaux montrent que les propriétés élastiques de la média (la couche moyenne de l'artère) et de l'adventice (la couche externe de l'artère) sont significativement différentes. La média est beaucoup plus rigide que l'adventice, en particulier, dans la configuration non chargée. La valeur moyenne du module d'Young pour la média est d'un ordre de grandeur plus élevé que celui de l'adventice [122].

La figure III.28 décrit le modèle de l'artère comme une paroi constituée de trois couches correspondant à l'intima, la média et l'adventice. Pour la configuration a) les fibres de collagène sont prises en compte dans chaque couche, alors que pour b) les fibres de collagènes ne sont pas modélisées. Dans chaque cas, nous avons visualisé la répartition des contraintes dans chaque couche. La figure III.29 présente le comportement global de l'ensemble des couches (a) avec la présence des fibres de collagènes et (b) en absence de ces dernières.

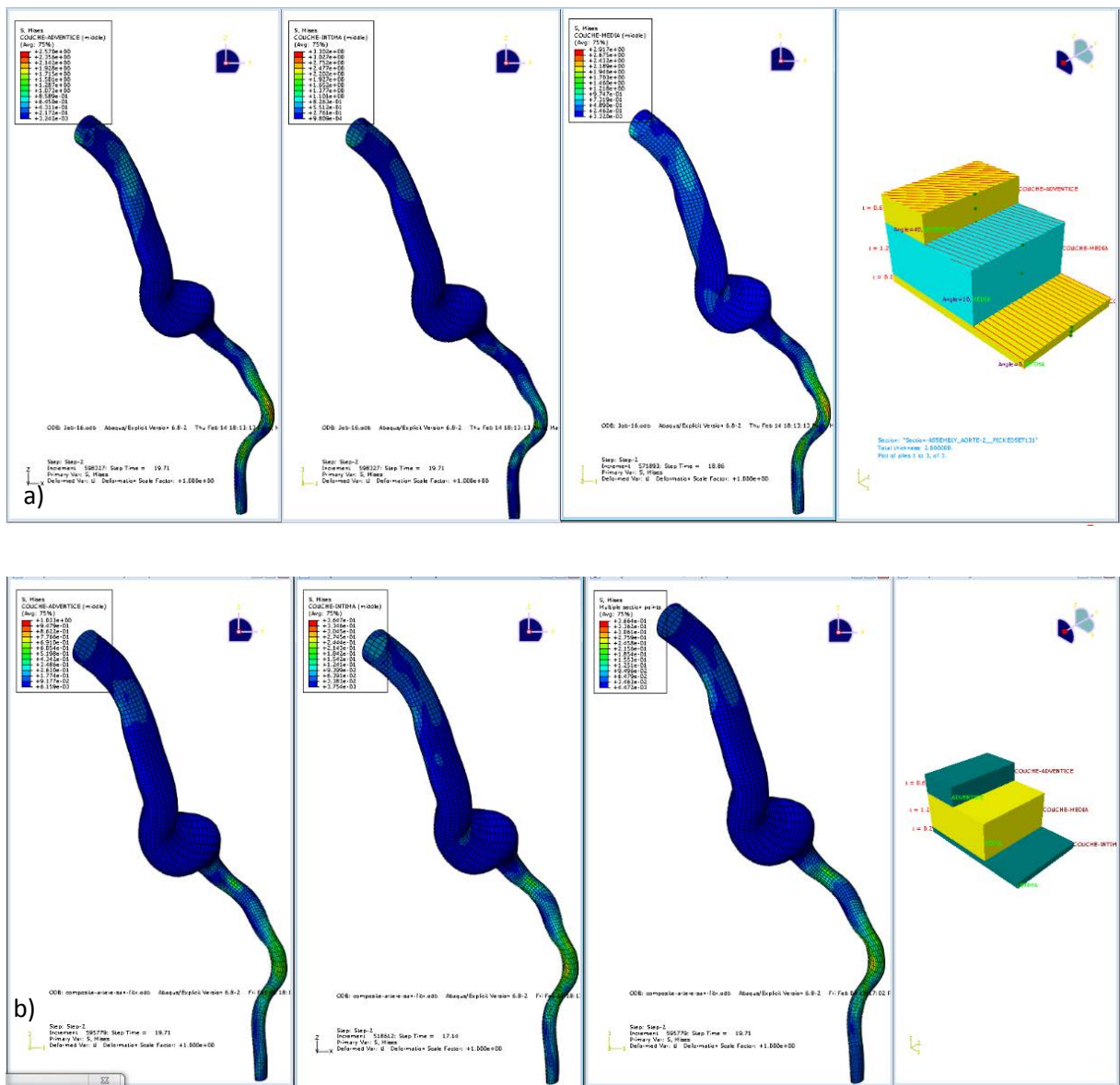


Figure III.28 : Répartition des contraintes dans les trois couches de l'artère : a) avec fibres de collagènes, b) sans fibres de collagènes



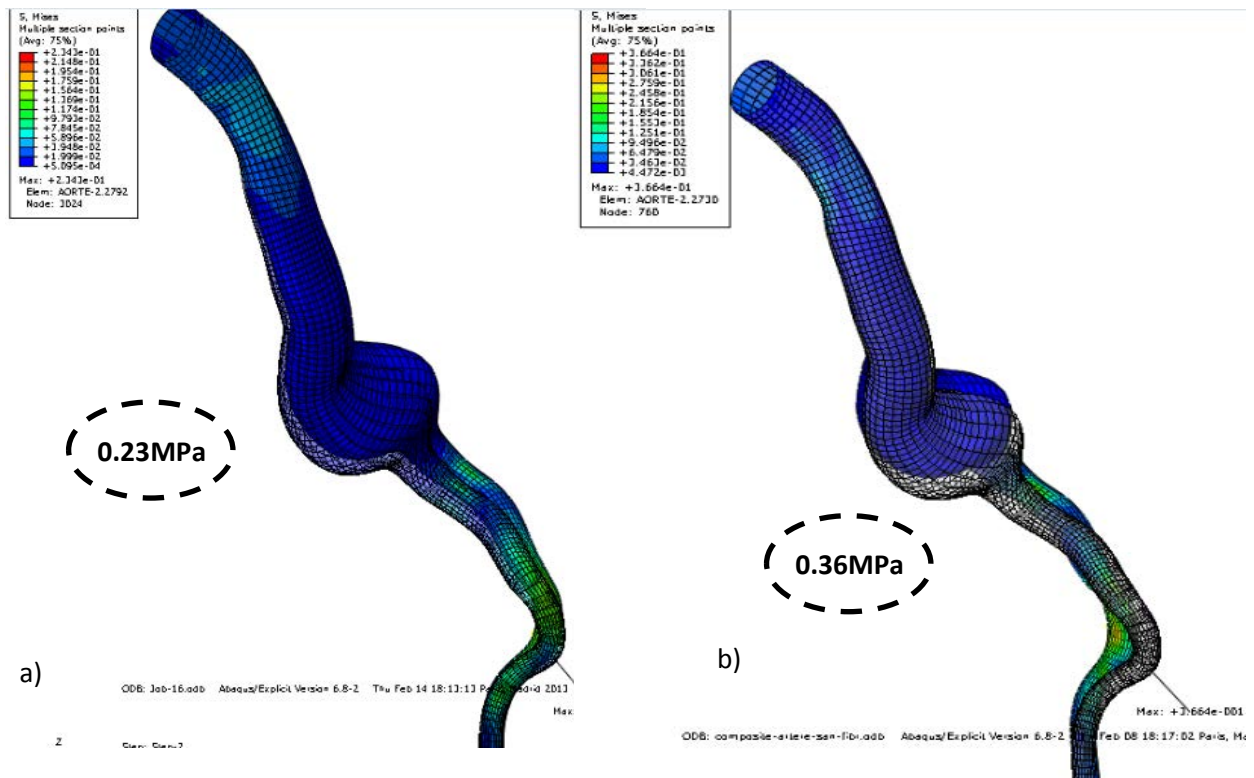


Figure III.29 : Déformation de la structure vasculaire et répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins après mise en place du guide : a) avec fibres de collagène, b) sans fibres de collagène

On observe qu'en présence ou absence de fibres de renfort dans les parois artérielles, la réponse globale de la structure anatomique sous l'action du système de largage est différente. Quand on tient compte des fibres de collagène, l'artère se déforme moins et les contraintes générées par la montée du guide sont plus faibles.

Le comportement global de la structure anatomique diffère. La figure III.30 permet de comparer les résultats avec ou sans prise en compte des fibres.

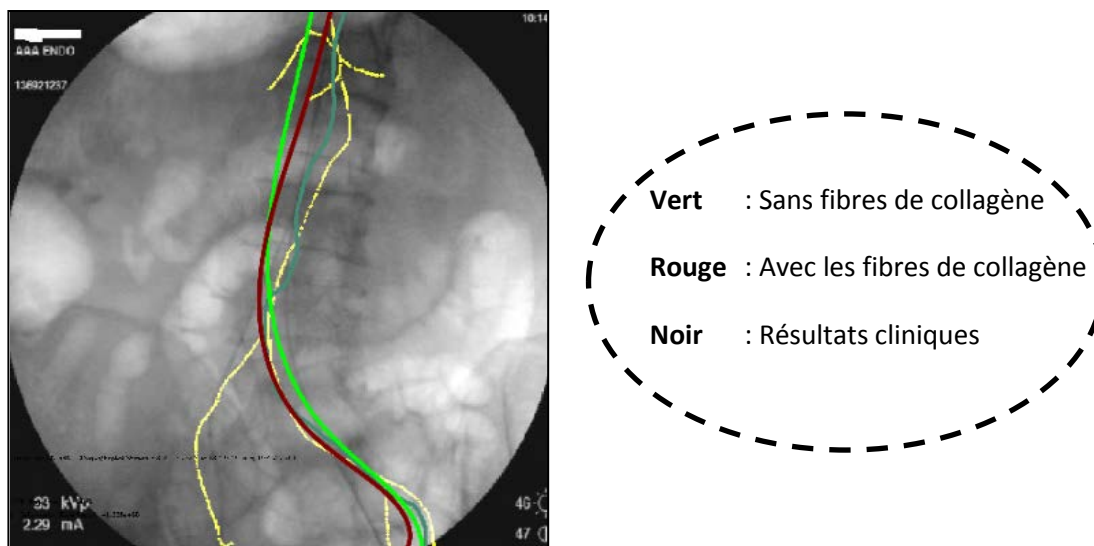


Figure III.30 : Position finale du guide projetée sur le même plan que la ligne neutre avec et sans fibres de collagène

On constate que la présence du renfort de collagène dans les parois artérielles ne modifie pas significativement la déformée finale du guide.

#### ❖ Influence de l'interaction entre le guide et le cathéter :

Il s'agit ici d'optimiser le temps de calcul et d'estimer une application en milieu clinique de la modélisation du traitement des AAA par voie endovasculaire. Dans les études précédentes, le cathéter a été inséré à l'intérieur du guide de telle façon qu'il se déplace le long de ce dernier. Nous présentons deux cas d'études : le premier consiste à monter toujours le cathéter dans le guide, et donc de prendre en compte l'interaction via le contact entre les deux outils tout au long de la procédure endovasculaire en plus de l'interaction avec la structure anatomique. Dans le deuxième cas, le cathéter est monté sans interaction avec le guide donc sans contact guide/cathéter. La figure III.31 montre la simulation de la procédure endovasculaire dans les deux cas pour deux patients différents :

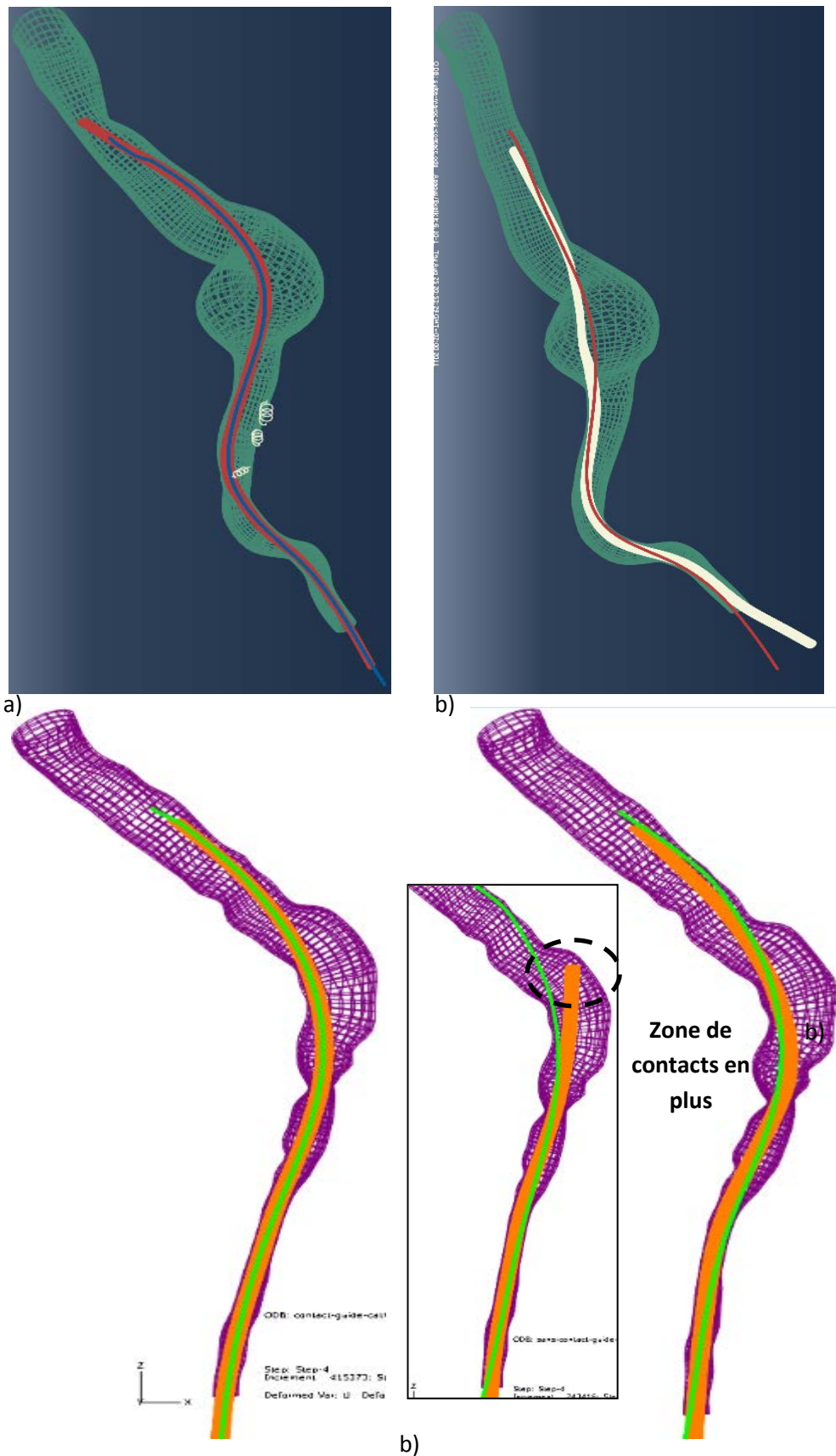


Figure III.31 : Déformation de la structure vasculaire après montée du guide et du cathéter : a) avec prise en compte du contact guide/cathéter, b) sans prise en compte du contact guide/cathéter

La simulation de la montée du cathéter sans la prise en compte de l'interaction avec le guide augmente le nombre de zones de contact entre la structure anatomique et le cathéter, ce qui va générer un comportement différent de l'ensemble du système, notamment dans les zones iliaques, du fait de la tortuosité de ces artères.

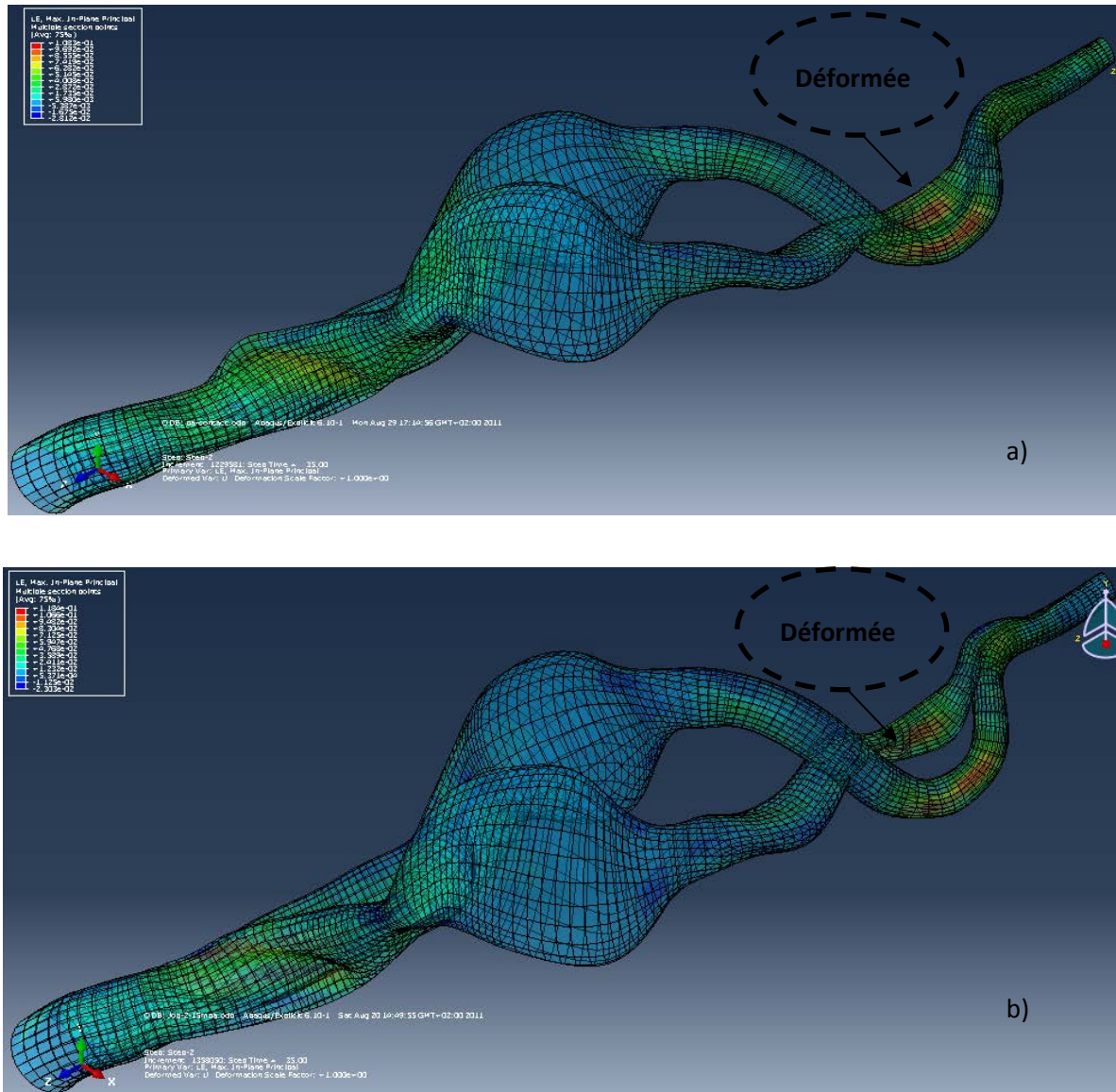


Figure III.32 : Déformation de la structure vasculaire après montée du cathéter : a) avec prise en compte du contact guide/cathéter et b) sans prise en compte du contact guide/cathéter

Le contact entre le guide et le cathéter lors de la montée de ce dernier influence fortement la déformation de la structure vasculaire (figure III.32) et doit être pris en compte afin que les résultats numériques soient proches des résultats cliniques. Bien que la principale fonction du guide rigide soit de déformer la structure vasculaire afin de tracer le chemin pour le porte-

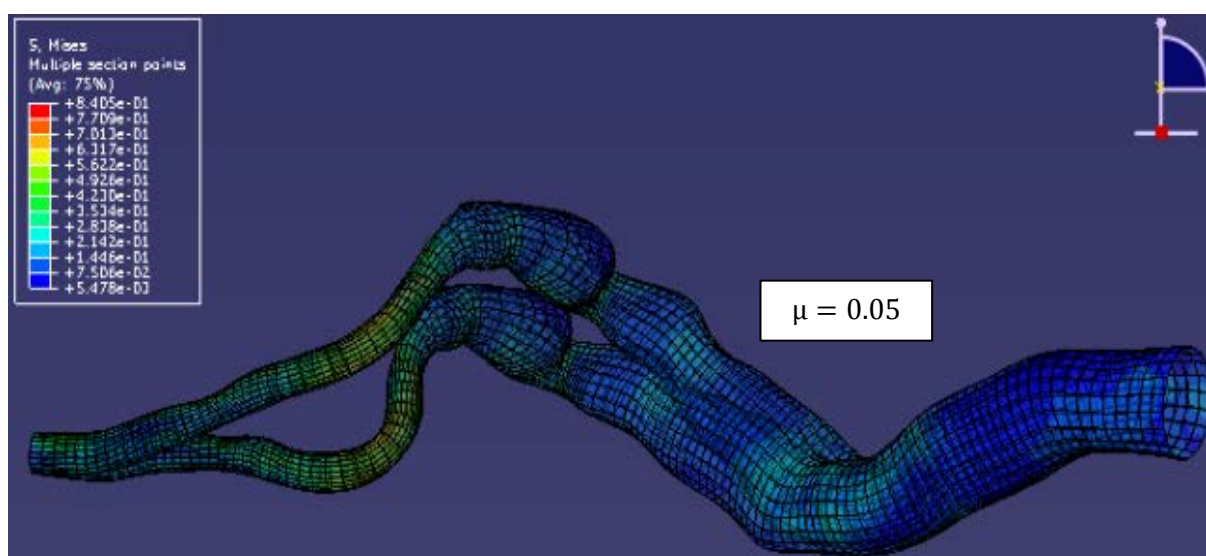
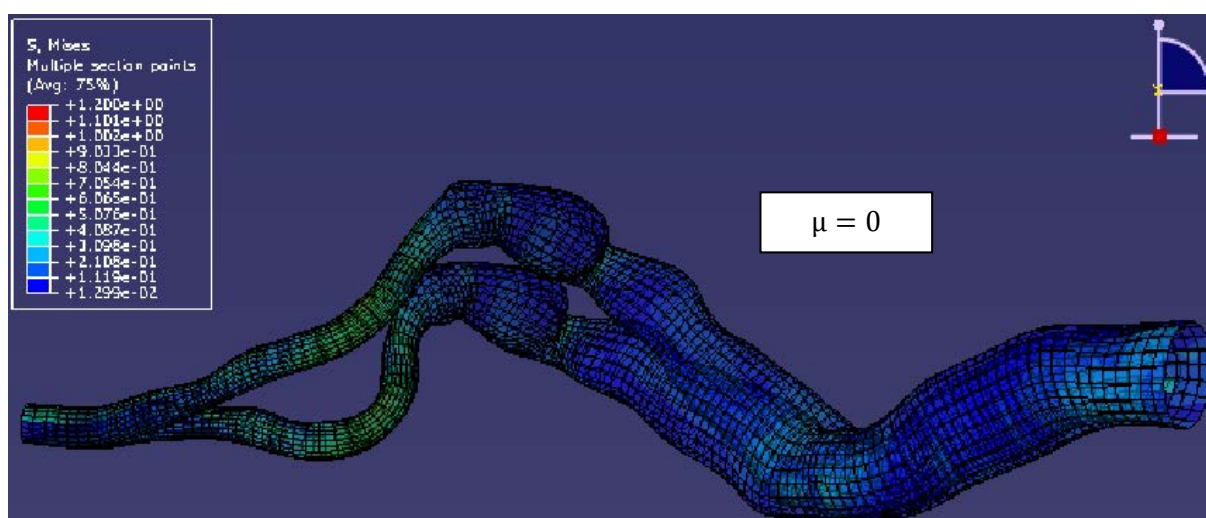


prothèse, ce dernier, lors de sa montée, déforme également les artères et cette déformation ne peut pas être négligée car elle influence la configuration anatomique au moment du largage de l'endoprothèse.

### ❖ Influence du frottement :

L'influence du coefficient de frottement  $\mu$  entre les différentes artères (aorte, artère iliaque et artère fémorale), le guide et le cathéter sur le comportement du modèle global a été étudiée en utilisant les données obtenus lors de la caractérisation mécanique des artères et les résultats obtenus sont directement comparés aux images cliniques.

La figure III.33 présente la simulation endovasculaire pour deux patients pour des valeurs de coefficient frottement  $\mu$  comprises entre 0 et 0,05.



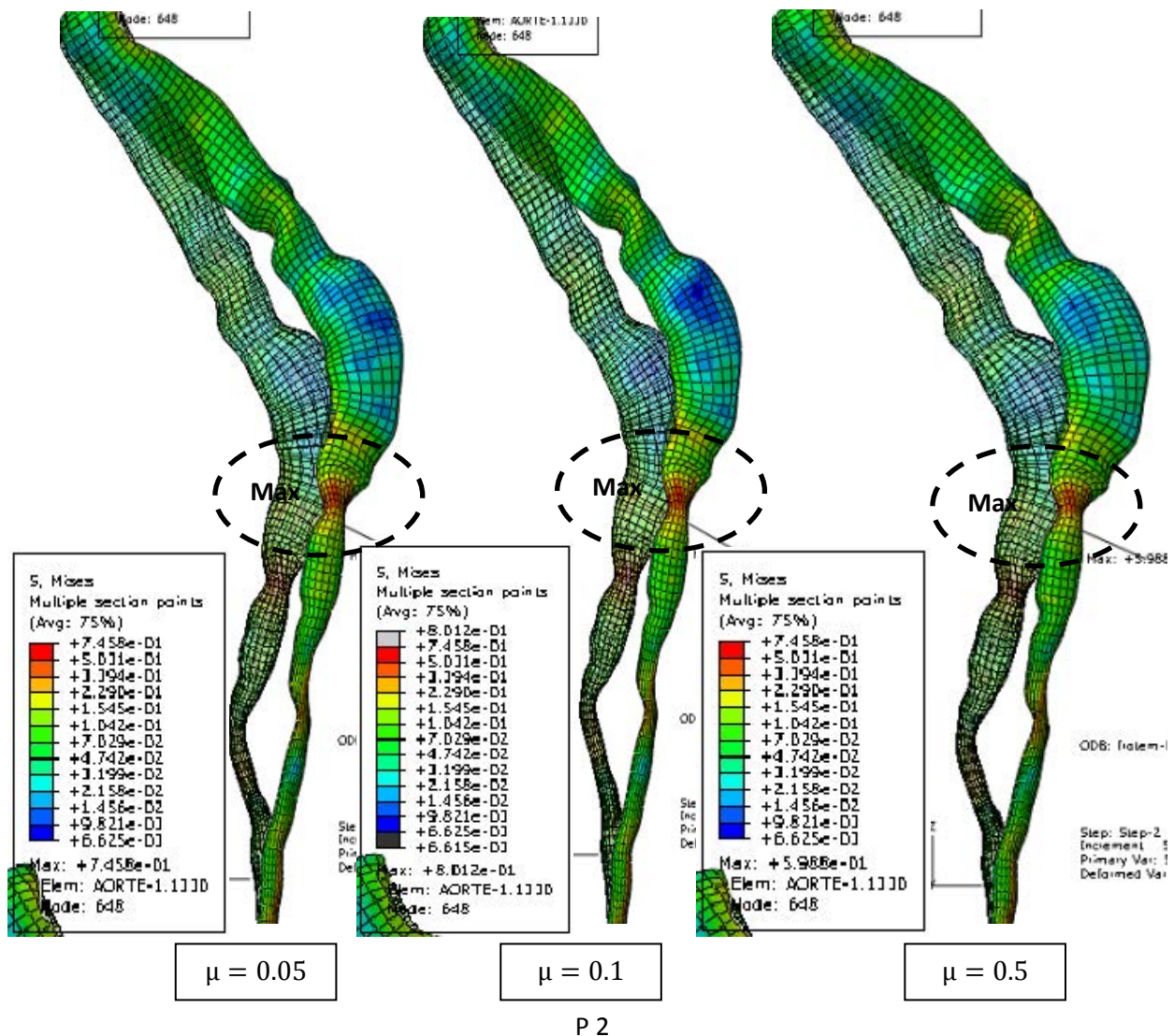


Figure III.33 : Déformation de la structure vasculaire et répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins après montée du guide pour différentes valeurs de coefficient de frottement  $\mu$  pour deux patients (P1 et P2)

Il apparaît que les déformées finales ainsi que la répartition des contraintes dans les parois artérielles ne sont pas sensibles à la variation du coefficient de frottement.

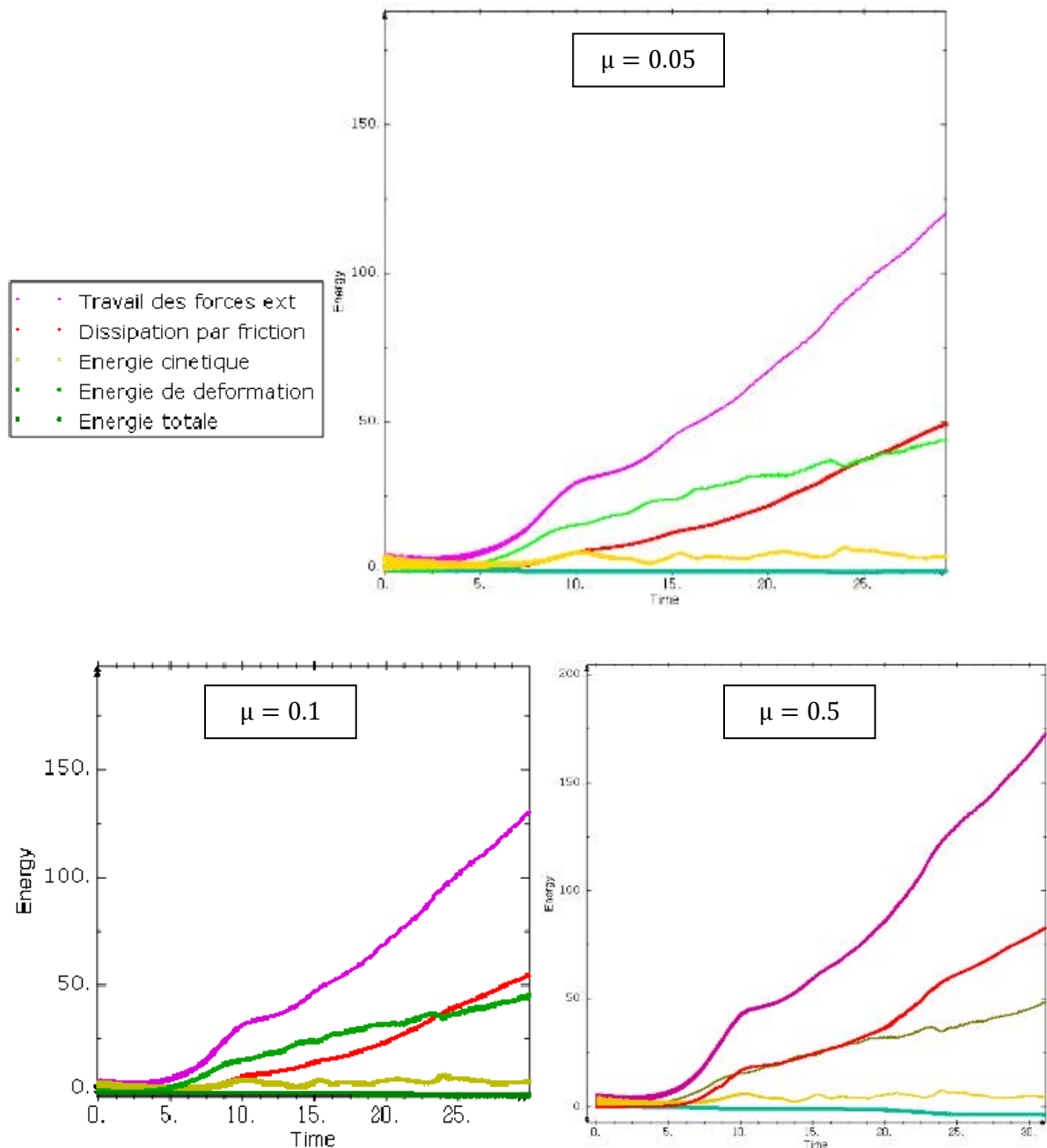


Figure III.34 : Variation des énergies des éléments du modèle numérique au cours de la simulation de la procédure endovasculaire pour différentes valeurs du coefficient de frottement  $\mu$

Malgré l'augmentation du coefficient de frottement, l'équilibre énergétique reste quasiment le même au cours de la montée du système de largage (figure III.34). Pour valider ce point, on compare ces résultats avec les résultats cliniques (figure III.35).

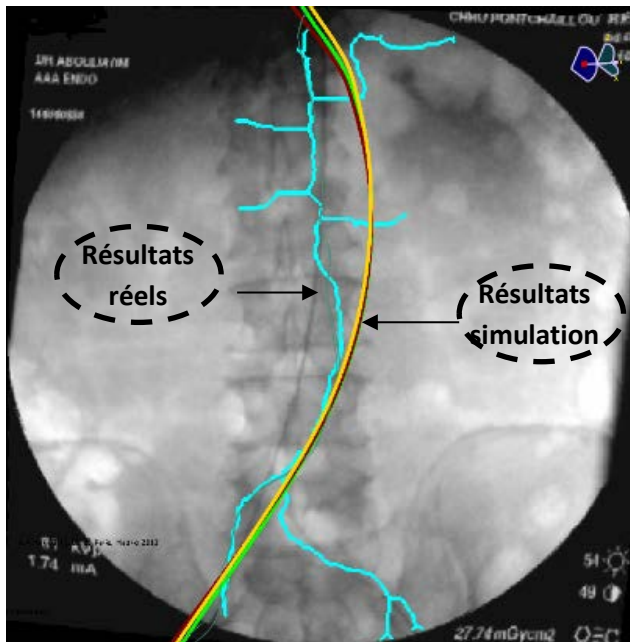


Figure III.35 : Position finale du guide projetée sur le même plan que la ligne neutre pour différentes valeurs du coefficient de frottement  $\mu$

On ne détecte pas d'écart significatif entre les trois cas traités.

#### ❖ Influence de la non-linéarité du comportement mécanique des parois vasculaires :

Le comportement mécanique des parois artérielles influence fortement le comportement global de la structure vasculaire. Le modèle utilisé pour la simulation numérique doit donc être choisi de manière à refléter au mieux le comportement réel. Deux cas ont donc été étudiés : un premier cas où le comportement de la paroi artérielle est supposé linéaire élastique et un second cas où ce comportement est supposé non-linéaire, et plus précisément hyperélastique. Les résultats obtenus pour deux patients sont présentés figure III.36.



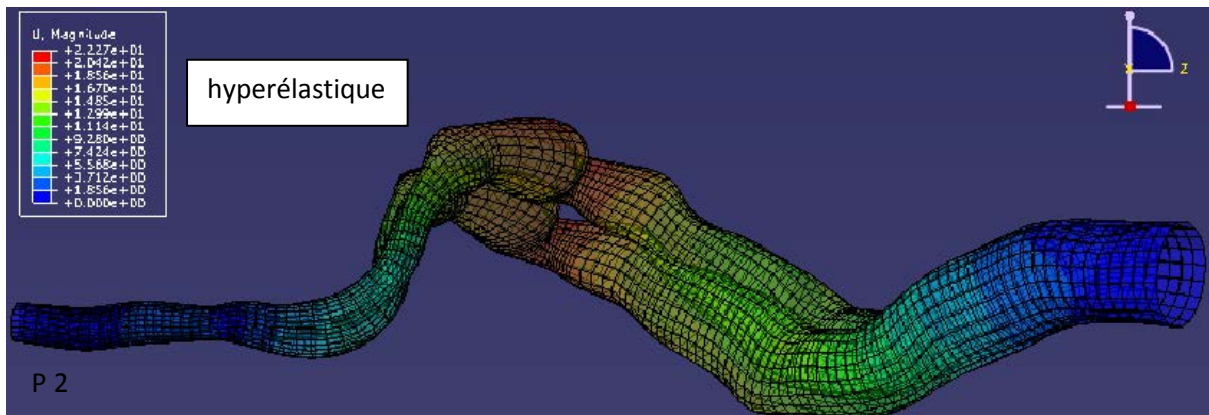
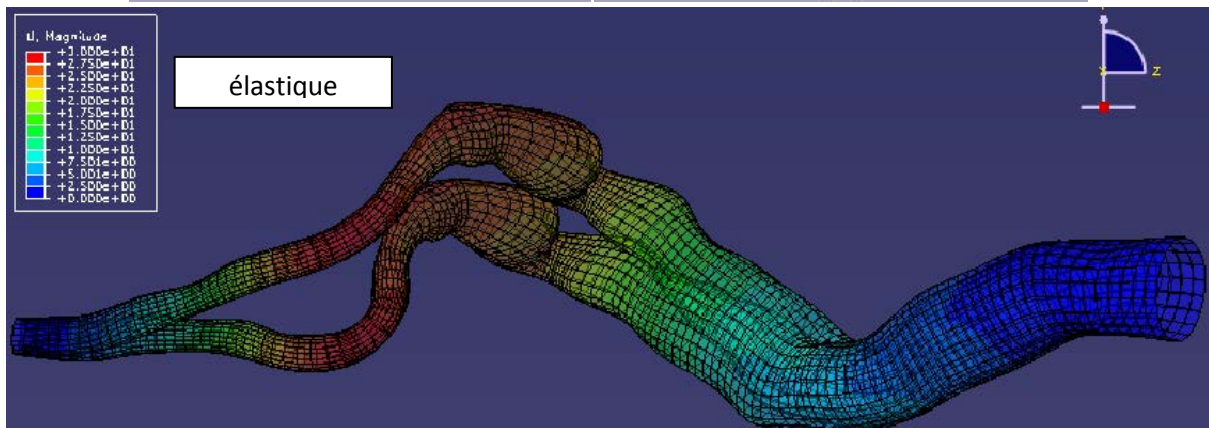
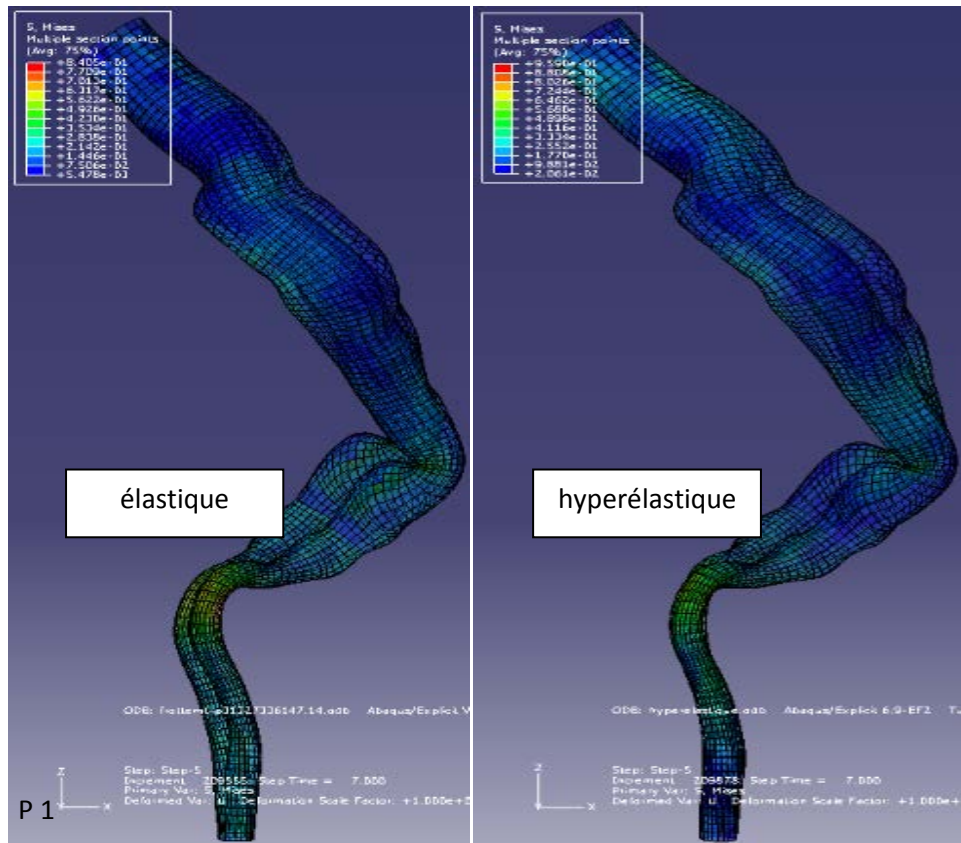


Figure III.36 : Déformation de la structure vasculaire et répartition des contraintes dans les vaisseaux sanguins après la montée du guide pour deux modèles de comportement mécanique des parois vasculaires pour deux patients (P1 et P2)

La figure III.36 montre les contraintes et les déplacements subis par les parois artérielles après le passage du guide. Il s'avère que dans le cas du comportement non linéaire hyperélastique des vaisseaux, ces derniers se déplacent moins dans les deux plans et atteignent des valeurs de contrainte de l'ordre de 0,95 MPa, alors qu'avec un comportement linéaire élastique, les déplacements de l'artère sont plus importants, et notamment au niveau des artères iliaques. La contrainte maximale dans ce cas est de 0,84 MPa.

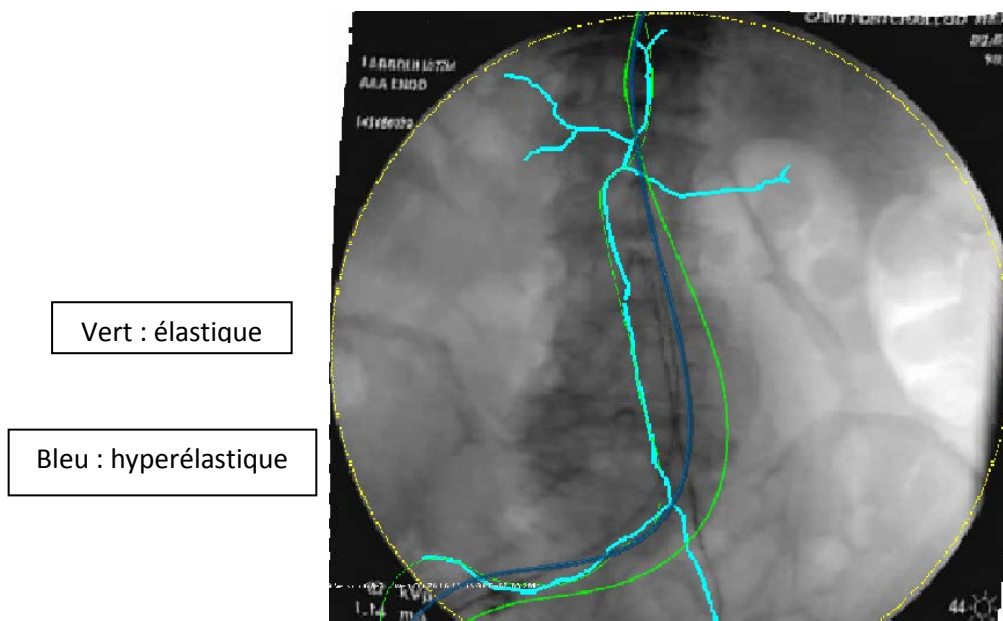


Figure III.37 : Position finale du guide projetée sur le même plan que la ligne neutre pour deux modèles de comportement mécanique des parois vasculaires

L'utilisation d'un modèle de comportement mécanique des parois artérielles non-linéaire hyperélastique permet d'obtenir des résultats numériques proches des résultats cliniques, ce qui n'est pas le cas avec un modèle linéaire élastique (figure III.37). Le comportement mécanique des parois artérielles est complexe, fortement non-linéaire, notamment du fait de la composition et de la structure de ces parois, et doit donc absolument être pris en compte dans les modélisations effectuées.

### III.5. Conclusion

Les patients modélisés, qui ont subi la procédure endovasculaire, sont des patients qui présentent des complications lors de la navigation du système de largage dans les vaisseaux sanguins, dues à des fortes tortuosités et calcifications. Le modèle numérique créé pour

modéliser les étapes de la procédure endovasculaire, utilisant des données scanners pour la reconstruction géométrique, la qualité pariétale et l'environnement de l'artère, s'avère être pertinent. La comparaison des résultats de la simulation du traitement endovasculaire avec ceux obtenus à l'aide du système d'imagerie, montre des résultats très satisfaisants et permet ainsi aux chirurgiens d'avoir une bonne maîtrise de l'intervention endovasculaire.

Après avoir validé le modèle numérique, les paramètres biomécaniques soupçonnés de pouvoir influencer le comportement de la structure endovasculaire ont été étudiés. Il s'agit des caractéristiques mécaniques et géométriques des parois artérielles, de l'angle d'introduction du système de largage et de l'interaction entre le guide et le cathéter. Les résultats associés sont ensuite comparés aux résultats obtenus avec les images médicales.

Dans cette étude, on constate que la prise en compte du comportement non-linéaire des parois artérielles et la présence des fibres de collagène semble être nécessaire pour avoir un comportement réel de l'assemblage du modèle numérique. De plus, le contact entre le guide et le cathéter lors de la procédure endovasculaire influence fortement la déformation de la structure vasculaire, et ne peut pas être négligé afin que les résultats numériques soient proches des résultats cliniques. Cependant la sensibilité de la déformation de l'ensemble du modèle numérique à la variation du coefficient de frottement et de l'angle d'introduction du système semble négligeable.

## Conclusions et perspectives

Ces dernières années ont vu l'émergence des traitements endovasculaires simplifiant le traitement des AAA, notamment grâce à l'évolution des techniques d'imagerie. Ces traitements sont efficaces et offrent une alternative à la chirurgie ouverte. Elles représentent pour certains patients le seul traitement possible. Néanmoins cette technique n'est pas encore complètement validée car l'évolution à long terme des endoprothèses et les complications engendrées par leur mise en place ne sont pas encore parfaitement maîtrisées. C'est dans ce cadre que s'inscrit cette étude : réaliser des simulations numériques du traitement endovasculaire des AAA afin d'être en mesure d'apporter une aide aux cliniciens.

La création de cette maquette numérique a nécessité la modélisation du système complet {guide / cathéter / aorte / anévrisme / artère iliaque / artère fémorale / environnement de l'artère}. Pour atteindre cet objectif, le travail a été organisé de la façon suivante :

- caractérisation mécanique locale des différents outils composant le dispositif chirurgical de largage : les guides (Cook, Amplatz...) et le cathéter, en utilisant notamment la stéréo-corrélation 3d.
- cartographie des propriétés mécaniques en fonction du degré de calcification pour les tissus biologiques, et ceci grâce à des essais mécaniques sur des prélèvements réalisés en utilisant le microscope à force atomique. L'objectif de cette cartographie est de pouvoir distinguer les parois calcifiées pathologiques et les parois saines afin d'intégrer ces caractéristiques mécaniques dans le modèle numérique complet.
- création d'une maquette numérique complète de l'ensemble {aorte / artère iliaque / artère fémorale / environnement des artères / outils de mise en place de l'endoprothèse}.
- recalage et validation des résultats de la simulation numérique du traitement endovasculaire d'un AAA grâce à une confrontation des résultats numériques aux résultats cliniques.

La simulation numérique du traitement endovasculaire d'un AAA a été effectuée de la façon suivante :

- à partir des données scanner de patient en phase préopératoire, une segmentation est effectuée et permet la reconstruction d'une géométrie bio-fidèle comprenant l'aorte, l'anévrisme, les artères iliaques, les artères fémorales, la ligne neutre et les organes les plus proches de l'artère.

- des données scanner contenant des informations sur la qualité pariétale des vaisseaux et sur la distance à la colonne vertébrale sont utilisées dans le modèle de simulation endovasculaire, afin de s'approcher au mieux du cas réel clinique. Le recalage est effectué par superposition des résultats de la simulation numérique sur les images peropératoires.
- utilisation des informations postopératoires de la navigation endovasculaire pour valider les résultats numériques.

L'intérêt de cette étude est la possibilité de modéliser des cas complexes (patients dont les artères sont très tortueuses et très calcifiées), en tenant compte des spécificités liés à chaque patient, et de simuler et évaluer les différentes étapes de l'intervention endovasculaire dans la phase préopératoire. L'analyse des résultats du modèle éléments finis du traitement endovasculaire d'un AAA démontre tout son potentiel pour :

- ✓ un contrôle précis en 3d durant les différentes étapes du traitement endovasculaire de l'AAA.
- ✓ une aide à l'acte chirurgical pour un meilleur choix des outils chirurgicaux pour chaque patient, une optimisation du nombre d'outils utilisés et de la dose de rayonnement.
- ✓ une étude de faisabilité de l'intervention chirurgicale, par une évaluation de l'état de contraintes et du risque de rupture des artères très tortueuses et calcifiées, durant la montée des outils endovasculaires. La connaissance et la localisation de ces contraintes est un indicateur du risque de rupture et est indispensable pour le choix du dispositif endovasculaire.
- ✓ ce modèle peut être utile dans la conception des endoprothèses à partir de la connaissance de l'état déformé de l'artère. À l'état actuel, le dimensionnement est fait à partir de l'artère non déformée et ne prend donc pas en compte les modifications morphologiques subies par les vaisseaux au cours de l'intervention chirurgicale. D'autre part, ce modèle numérique peut contribuer à la compréhension des causes d'apparition de phénomènes d'endofuite et de migration des endoprothèses et ainsi contribuer à l'amélioration du traitement clinique pour chaque patient.

La simulation du déploiement de la prothèse à partir de l'état déformée de l'artère complétera la modélisation du protocole opératoire complet.

Les perspectives pouvant être envisagées suite à ce travail de recherche sont très nombreuses : robotisation d'une partie de l'acte chirurgical, utilisation pour des actions de formation, extension à d'autres pathologies cardio-vasculaires et dans des autres sites vasculaires.

Au niveau de la modélisation du comportement de différents éléments du modèle numérique, certaines améliorations pourront être apportées, telles que la prise en compte du comportement complexe de l'athérome et la prise en compte de l'hémodynamique dans certains sites anatomiques particuliers...



# Annexes

# Annexe1

## Paramètres d'essais AFM

Caractéristiques des pointes AFM utilisées :

Les différentes formes de pointes utilisées dans les essais de compression - décompression sur les tissus biologiques et leurs caractéristiques sont les suivantes :

- Pointes sondes colloïdales : billes en borosilicate avec un rayon  $R = 20 \mu\text{m}$  et une rigidité  $k = 1,88 \text{ N/m}$
- Pointes pyramidales : pointes en nitrure de silicium ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) avec un rayon  $R = 10 \text{ nm}$ , une hauteur  $h = 0,6 \mu\text{m}$  et une constante de rigidité  $K = 0,08 \text{ N/m}$ .

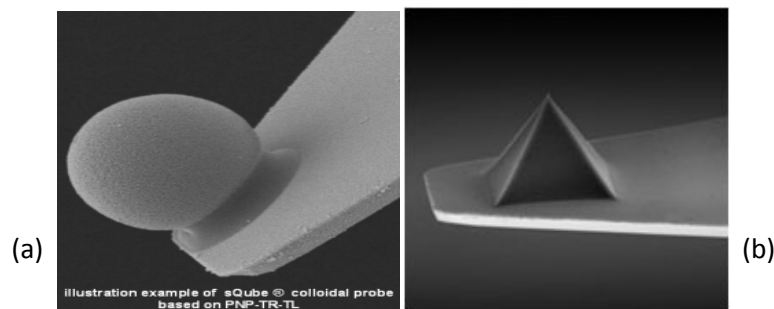


Figure A1.1 : Pointes AFM : (a) Pointe colloïdale – (b) Pointe pyramidale

La connaissance de la forme de la pointe est nécessaire, d'une part pour estimer le rayon de courbure et d'autre part pour confirmer la géométrie du contact.

La distance de séparation maximale entre la pointe et la surface a été fixée à 250 nm, la déflexion maximale du levier quand la pointe est en contact avec la surface a été fixée à 100 nm pour les premières quatre surfaces et à 200 nm pour les dernières quatre surfaces.

Pour calculer l'effort normal exercé sur la pointe AFM, nous utilisons une surface rigide en verre borosilicate. La pente de la partie élastique de la courbe de force AFM tracée pour cette surface rigide nous donne la conversion de mV en nm. Donc, l'effort exercé sur la pointe est égal à la mesure de déflexion multipliée par  $S$  (conversion nm/mV) et par  $K$  (raideur du levier AFM  $\sim 10 \text{ N/m}$ ).

## Annexe 2

### Les théories élastiques du contact

Le but de cette partie est de déterminer les caractéristiques du contact entre deux corps telles que l'indentation, l'aire, la distribution des contraintes en fonction de la charge appliquée et les propriétés surfaciques. Tous ces paramètres dépendent principalement des propriétés élastiques des deux matériaux. Si l'on est capable de caractériser la nature du contact en microscopie à force atomique, il est alors possible de remonter à celles-ci. C'est ainsi que différentes théories macroscopiques du contact sont généralement utilisées pour expliquer la nature des nano-contacts mécaniques et ainsi utiliser la microscopie à force atomique comme outil d'étude quantitative des propriétés nano-mécaniques.

Avant tout, il faut expliciter les hypothèses générales sur lesquelles reposent ces théories [72] :

- Le contact s'effectue entre deux solides élastiques et isotropes, les solutions étant obtenues à partir des équations générales de l'élasticité linéaire.
- Le contact est supposé être uniquement soumis aux forces normales, c'est-à-dire que les forces de friction et de cisaillement n'ont aucune influence sur la nature du contact.
- Le contact est axisymétrique, et on se limite aux cas où le rayon  $a$  de l'aire de contact et la profondeur d'indentation élastique  $\delta$  restent très inférieurs au rayon de courbure  $R$ .

Il faut remarquer que le passage aux nano-contacts présuppose que la pointe est de forme parabolique. Nous simplifierons en décrivant le contact entre une sphère modélisant la pointe, et un plan représentant la surface de l'échantillon, puisque les profondeurs d'indentations élastiques obtenues sont bien inférieures au rayon de courbure de la pointe.

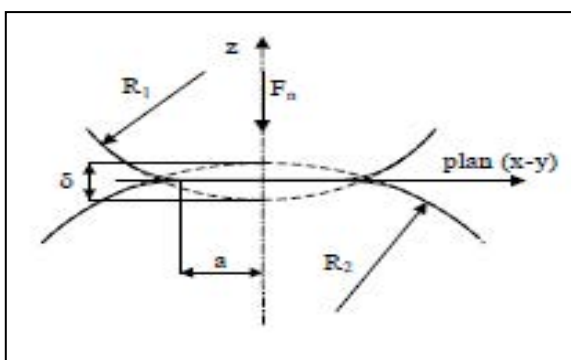


Figure A 2.1 : Contact entre deux sphère sous une force normale  $F_n$

- **La théorie de Hertz**

### **1. Approche classique**

Ce modèle est le plus ancien développé par Hertz. Il considère un contact élastique en l'absence d'adhésion. Sous l'effet d'une force normale  $F_n$ , le rayon de contact noté  $a$  entre une sphère de rayon  $R$  et un échantillon plan est donné par la relation suivante[70] :

$$a = \frac{RF_n^{\frac{1}{3}}}{K} \text{ où } K = \frac{4}{3} \left( \frac{1-\nu_p^2}{E_p} + \frac{1-\nu_e^2}{E_e} \right)^{-1} \quad (1.1)$$

avec  $\nu_p$  et  $\nu_e$  respectivement les coefficients de Poisson de la pointe et de l'échantillon,  $E_p$  et  $E_e$  les modules d'Young caractérisant respectivement la pointe et l'échantillon.

La profondeur d'indentation élastique  $\delta$  de la pointe dans le matériau est :

$$\delta = \frac{a^2}{R} \quad (1.2)$$

La relation entre force  $F_n$  et l'indentation élastique  $\delta$  s'écrit donc :

$$F_n = KR^{\frac{1}{2}}\delta^{\frac{3}{2}} \quad (1.3)$$

Ces résultats ont été obtenus en considérant que la distribution de pression est nulle en dehors du contact, et que la pression a une valeur finie en tout point de l'aire de contact.

Ce modèle s'applique surtout pour les matériaux très rigides pour lesquels les déformations élastiques sont très faibles. Il est pratiquement inutilisable en microscopie à force atomique puisqu'il ne tient pas compte des forces adhésives qui ne sont généralement pas négligeables par rapport à la force normale appliquée.

### **2. Extension de la théorie de Hertz**

Les équations précédentes ne sont plus valables si la profondeur d'indentation élastique  $\delta$  est du même ordre de grandeur ou supérieure au rayon de courbure  $R$ . Ainsi, Sneddon a étendu le modèle de Hertz pour le calcul de  $\delta$  à des formes axisymétriques avec des profils variables. Les relations entre la force normale  $F_n$  et la profondeur d'indentation élastique  $\delta$  sont :

Pour un cylindre de rayon R :

$$F_n = \frac{2ER}{1-\nu^2} \delta \quad (1.4)$$

Pour un cône de demi-angle au sommet  $\phi$  :  $F_n = \frac{2 \cdot \text{tg } \phi}{\pi} \cdot E^* \cdot dz^2$

$$F_n = \frac{2E \text{tg } \phi}{\pi(1-\nu^2)} \delta^2 \quad (1.5)$$

Pour un paraboloïde d'équation  $z(r) = 4kr$ , avec k une constante arbitraire

$$F_n = \frac{4 \cdot \sqrt{R}}{3} \cdot E^* \cdot dz^{\frac{3}{2}} \quad (1.6)$$

avec E et  $\nu$ , respectivement, le module élastique et le coefficient de Poisson de la surface étudiée.

Ces formules sont principalement utilisées pour l'analyse des courbes de force distance dans le cas de matériaux souples, et sont notamment utilisées dans la caractérisation nanomécanique des tissus biologiques.

- **La théorie JKR**

Nous avons déjà rappelé ci-dessus que la théorie de Hertz ne tient pas compte des forces d'adhésion intermoléculaire, de type van der Waals ou de capillarité par exemple, qui peuvent intervenir entre les deux solides d'après Israelachvili.

Cette théorie de JKR, qui a été développée par Johnson, Kendall et Roberts (JKR) en 1971, est une extension de la théorie de Hertz qui prend en compte les forces adhésives.

En effet, pour une même force appliquée  $F_n$ , la théorie JKR prédit un rayon de contact plus grand que celui prévu par la théorie de Hertz :

$$a = \left( \frac{R}{K} \left( F_n + 3\pi w R + \sqrt{6\pi w R F_n + (3\pi w R)^2} \right) \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1.7)$$

avec w le travail thermodynamique d'adhésion (appelée aussi l'énergie d'adhésion de Dupré).

En particulier, pour une force appliquée nulle ( $F_n = 0$ ), la théorie JKR ne prévoit pas un contact ponctuel, comme pour Hertz, mais un petit disque de rayon :

$$a_0 = \left( \frac{6\pi w R^2}{K} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1.8)$$

De plus, cette théorie nous explique aussi que pour séparer la pointe de la surface, il faut exercer une force vers le haut. Cette force de séparation, que l'on appelle force d'adhérence, a pour expression :

$$F_{ad} = \frac{3}{2} \pi w R \quad (1.9)$$

Ainsi la profondeur d'indentation s'écrit :

$$\delta = \frac{a^2}{R} - \frac{4}{3} \sqrt{\frac{a F_{ad}}{R K}} \quad (1.10)$$

Ces équations ne sont valables que pour un profil parabolique de la pointe, ce qui limite leur utilisation aux faibles aires de contact et aux indentations  $\delta$  bien inférieures au rayon  $R$  de la pointe. Maugis a ainsi étendu la théorie JKR à une géométrie purement sphérique, notamment utilisée pour décrire le contact entre une surface et une pointe colloïdale.

Cependant, la théorie JKR s'applique particulièrement bien pour les énergies d'adhésion fortes, les matériaux souples ainsi que les grands rayons de courbure, par contre elle ne prend pas en compte les forces agissant à l'extérieur de l'aire de contact qui sont prépondérantes pour les faibles rayons de courbure. Les désavantages de ce modèle sont d'une part une sous-estimation de la charge en surface et d'autre part, la présence de contraintes infinies au niveau du col, ce qui est physiquement inacceptable.

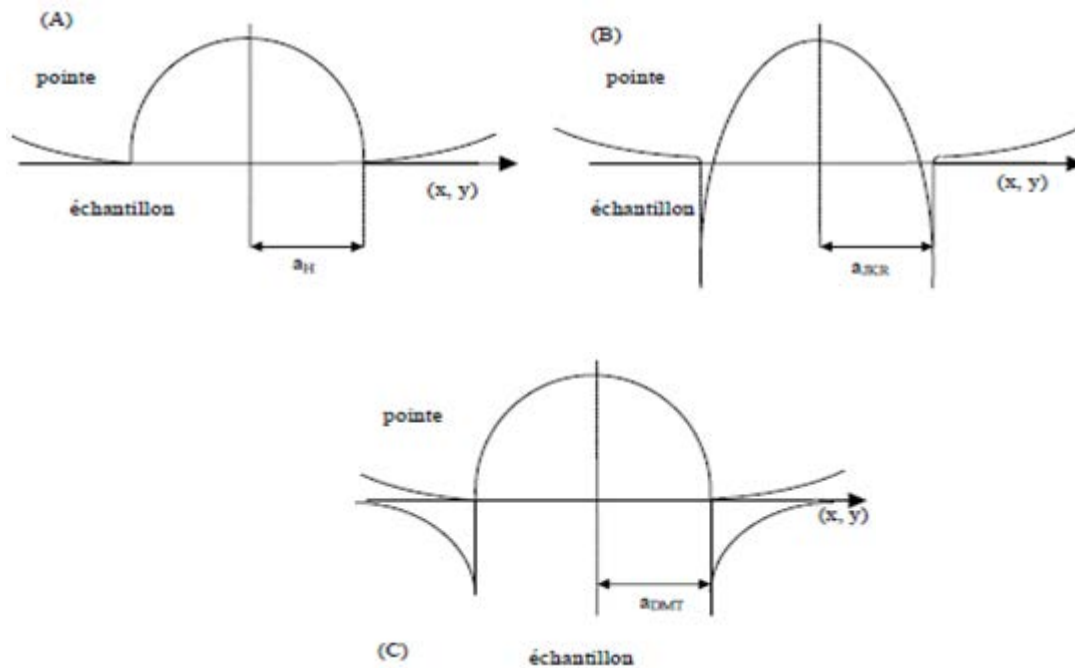


Figure A 2.2 : Représentation des distributions de pression (gras) et de la déformation des surfaces pour Hertz (A), JKR (B) et DMT(B). Pour Hertz, la distribution de pression est localisée à l'intérieur de l'air de contact. Pour JKR, les forces d'adhésion agissent à l'intérieur de la zone de contact. Elles conduisent à une distribution de pression infinie et à la formation d'un col au bord du contact. La théorie DMT garde une déformation hertzienne des surfaces tout en considérant des forces adhésives agissant autour de l'air de contact.

- **La théorie DMT**

C'est pour remédier à ce problème que Derjaguin, Muller et Toporov (DMT) ont proposé un modèle construit à partir d'une déformation hertzienne du contact, tout en tenant compte de l'adhésion. Les auteurs supposent ainsi que ces forces adhésives ne peuvent modifier la géométrie hertzienne du contact. Contrairement au modèle JKR, cette théorie prend en compte les forces attractives à l'extérieur de la zone de contact. Ainsi, le rayon de contact, pour une force appliquée  $F_n$ , est donné par la relation :

$$a = \left( \frac{R}{K} (F_n + 2\pi w R) \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1.11)$$

Et donc le rayon de contact sous charge nulle et la force d'adhésion s'écrivent sous la forme suivante :



$$a_0 = \left( \frac{2\pi w R^2}{K} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1.12)$$

$$F_{ad} = 2\pi w R \quad (1.13)$$

Il est à noter que, contrairement au modèle JKR, la sphère quitte la surface de l'échantillon dès que l'aire de contact devient nulle. L'expression de l'indentation est :

$$\delta = \frac{a^2}{R} - \frac{(F_n + 2\pi w R)^{\frac{2}{3}}}{R^{\frac{1}{3}} K^{\frac{2}{3}}} \quad (1.14)$$

Ce modèle s'applique surtout pour de faibles forces d'adhésion ainsi que pour de faibles rayons de courbures. Son inconvénient principal est qu'il sous-estime la valeur du rayon de contact, du fait de la considération d'une géométrie hertzienne.

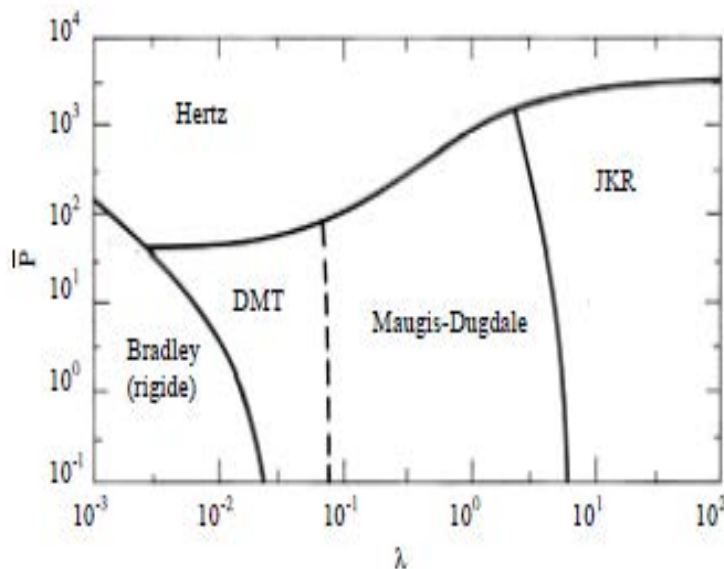


Figure A 2.3 : Carte d'adhésion pour un contact élastique. Chaque théorie est applicable dans un intervalle de  $\lambda$  donné. Le modèle de Bradley concerne le contact entre deux sphères rigides indéformables. Pour une charge normale très grande par rapport à la force d'adhésion, la théorie de Hertz est valable partout :

$\lambda$  est généralement appelé paramètre d'élasticité. Il permet de connaître le domaine de validité des modèles JKR et DMT et vaut :

$$\lambda = 2\sigma_0 \left( \frac{R}{\pi w K^2} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (1.15)$$

La transition entre les modèles DMT et JKR a été présentée par Maugis à partir d'un potentiel d'interaction carré, appelé potentiel de Dugdale, et est décrite par la valeur du paramètre d'élasticité  $\lambda$ . Une faible valeur de  $\lambda$  tend à un contact de type DMT, alors que le modèle JKR

est approché pour de grandes valeurs de  $\lambda$ , tandis que pour des charges bien supérieures aux forces adhésives JKR, DMT et Maugis tendent vers Hertz.

## Annexe 3

	<b>Dimensions et matériaux</b>	<b>Fabricants</b>	<b>Caractéristiques</b>
<b>Benston Starter</b>	0.035" by 180 cm Stainless steel	Boston Scientific	Preferred wire for initial access, TFE-coated medium rigid wire with straight floppy tip
<b>Safe T-J</b>	0.035" by 180 cm Stainless steel	Cook	TFE-coated with soft J-tip
<b>Wholey</b>	0.035" by 145 cm Stainless steel with gold tip	Mallinckrodt	TFE-coated steerable wire with floppy tip
<b>Glidewire</b>	0.035" by 180 cm Nitinol core wire; polyurethane jacket with tungsten	Terumo	Hydrophilic-coated; adept at traversing difficult anatomy, dissection risk
<b>Magic Torque</b>	0.035" by 180 cm Stainless steel	Boston Scientific	Hydrophilic-coated, calibrated wire with good support for catheters
<b>Nitrex</b>	0.035" by 260 cm nitinol core wire; gold-tungsten coil with IVUS; silicone-coated	Ev3	Preferred wire for reflection off aortic valve and aortic inspection
<b>Platinum Plus</b>	0.025" by 260 cm Stainless steel with platinum distal coil	Boston Scientific	TFE-coated with shapeable platinum floppy tip
<b>Meier</b>	0.035" by 300 cm	Boston Scientific	TFE-coated, flexible

	Stainless steel with gold-plated tungsten distal coil		tip
<b>Amplatz Super Stiff</b>	0.035" by 260 cm Stainless steel	Boston Scientific	TFE-coated stiff wire with 6cm flexible straight tip
<b>Lunderquist</b>	0.035" by 260 cm Stainless steel	Cook	TFE-coated extremely stiff wire, 4cm flexible tip, useful in straightening tortuous anatomy
<b>Rosen</b>	0.035" by 260 cm Stainless steel	Cook	TFE-coated stiff wire with flexible J-tip
<b>Amplatz Ultra Stiff</b>	0.035" by 260 cm Stainless steel	Cook	TFE-coated stiff wire with 7cm flexible tip
<b>Glidewire</b>	0.035" by 450 cm Nitinol core wire polyurethane jacket with tungsten	Terumo	Long wire for brachiofemoral access/ "body floss" technique

Tableau A4.1 : Différents modèles des outils endovasculaires, leurs dimensions, compositions, fabricants et caractéristiques.

## Annexe 4

### Rappels des bases de la mécanique des milieux continus en grandes transformations

#### Généralités

En mécanique des grandes transformations, il est important de distinguer la configuration initiale et la configuration actuelle déformée. Les différentes mesures de déformations et de contraintes seront précisées dans chacune de ces configurations, avec l'écriture des équations d'équilibre correspondantes.

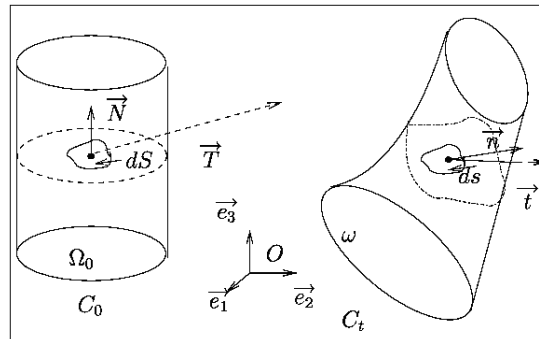


Figure A 4.1 : Configuration initiale  $C_0$  et configuration déformée  $C_t$

On note  $C_0$  la configuration initiale (où le solide occupe le volume  $\Omega_0$ ) et  $C_t$  la configuration actuelle à l'instant  $t$  (ou déformée) où le solide  $S$  occupe le volume  $\omega$ .

Le vecteur position de la particule ( $P \in S$ ) à l'instant initial est noté  $\vec{X}$ . On note  $\vec{x}$  le vecteur position de cette particule à l'instant  $t$ .

Le mouvement du milieu continu est alors défini par la fonction  $\chi$  :

$$\chi : \begin{cases} C_0 \rightarrow C_t \\ \vec{X} \rightarrow \vec{x} = \chi(\vec{X}, t) \end{cases}$$

Cette équation définit la transformation qui fait passer la configuration de référence  $C_0$  à la configuration  $C_t$ .

Pour analyser le mouvement du solide au voisinage d'un point  $M_0$  à l'instant initial qui se déplace au point  $M_t$  à l'instant  $t$ , le tenseur gradient de la déformation  $F$  est défini tel que :

$$F = \frac{\overrightarrow{dx}}{d\overline{X}} \quad F = \text{Grad}\overline{X}$$

avec le tenseur gradient des déplacements Grad défini par rapport à la configuration initiale non déformée. Le jacobien de la transformation est non nul. La transformation étant supposée continue, il existe une bijection entre les points du domaine initial et ceux du domaine final.

La variation de volume  $dv$  entre deux configurations est caractérisée par l'équation suivante :

$$dv = J dV^0 \text{ avec } J = \det(F) = \frac{\rho}{\rho_0}$$

Cependant, une première possibilité est de définir le tenseur gradient des déformations et le vecteur déplacement dans la configuration initiale, par rapport aux grandeurs non déformées (description lagrangienne) :

$$\overline{U}(\overline{X}, t) = \overline{x}(\overline{X}, t) - \overline{X}$$

$$\text{Grad } \overline{U} = \text{Grad}\overline{x} - \text{Grad}\overline{X} = F^{-1} - I$$

Soit  $C$  le tenseur de Cauchy-Green droit qui caractérise la norme du vecteur après déformation par rapport à la norme du même vecteur avant déformation :

$$C = F^t \cdot F$$

$E$ , le tenseur de Green Lagrange, est défini à partir de la différence des carrés des longueurs après et avant déformation :

$$E = \frac{1}{2} (C - I)$$

### **Description des déformations**

Pour caractériser les changements de forme entre les configurations  $C_0$  et  $C_t$ , il faut caractériser les variations de longueur et les variations d'angle. On forme donc le produit scalaire de deux vecteurs matériels  $\overrightarrow{dx}$  et  $\overrightarrow{dy}$ , et on examine sa variation en fonction des vecteurs initiaux  $\overrightarrow{dX}$  et  $\overrightarrow{dY}$ . Selon la configuration privilégiée, plusieurs mesures des déformations sont possibles :

- **Description lagrangienne (configuration  $C_0$ )**

En configuration lagrangienne, le tenseur de Cauchy Green droit  $C = F^t \cdot F$  est utilisé pour décrire les déformations dans la configuration  $C_0$ . Ce tenseur symétrique et défini positif caractérise les dilatations. Dans le cas où le milieu ne subit aucune transformation,  $C = I$ .

Le tenseur de déformation de Green Lagrange, purement lagrangien, symétrique, est relié à  $C$  par :

$$E = \frac{1}{2} (C - I)$$

et traduit la différence des produits scalaires entre les deux configurations. Si l'on introduit le vecteur déplacement,  $E$  s'exprime en fonction du gradient des déplacements de la manière suivante.

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i} + u_{k,i}u_{k,j})$$

- **Description eulérienne (configuration  $C_t$ )**

De la même manière dans la configuration actuelle, on introduit le tenseur de Cauchy Green gauche  $B = F \cdot F^t$ , symétrique et défini positif. Le tenseur de déformation associé, lié à la différence de produit scalaire, est le tenseur d'Euler-Almansi  $A$  :

$$A = \frac{1}{2} (I - B^{-1})$$

La loi reliant les déplacements aux déformations est non linéaire, en prenant en compte les termes quadratiques.

Les composantes du tenseur de Green-Lagrange en fonction du gradient des déplacements :

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i} + u_{k,i}u_{k,j})$$



## Description des efforts intérieurs – Contraintes

Les contraintes sont caractérisées à partir des efforts intérieurs à travers un élément de surface relatif à une configuration donnée. Suivant le choix de la configuration pour la mesure de l'effort et de la surface, on pourra avoir une description eulérienne, mixte, ou lagrangienne des contraintes.

- Description eulérienne

Le tenseur des contraintes est défini par :

$$\vec{t} = \sigma \vec{n}$$

$\vec{t}$  est l'effort mesuré par unité de surface définie dans la configuration actuelle, s'appliquant sur l'élément de surface  $ds$  de normale extérieure  $\vec{n}$ . L'effort résultant (actuel) agissant sur l'élément de surface est noté  $\vec{df}$ . Cet effort est lié au vecteur contrainte par la relation suivante :

$$\vec{df} = \vec{t} ds = \sigma \vec{n} ds$$

Le tenseur de Cauchy  $\sigma$  est symétrique. On peut également introduire le tenseur de Kirchhoff  $\tau = J \cdot \sigma$ , qui n'a pas de signification physique particulière mais qui est souvent utilisé dans les calculs numériques.

- Description mixte

On peut également lier la force élémentaire  $\vec{df}$  de la configuration actuelle à l'élément d'aire  $ds$  de la configuration initiale, par la relation :  $\vec{df} = \vec{P} dS$

Il s'agit alors d'une description mixte. Le vecteur  $\vec{P}$  représente le vecteur contrainte de Piola Kirchhoff 1 (ou vecteur de Boussinesq). Il mesure la force par unité de surface définie dans la configuration de référence. Le vecteur  $\vec{T}$  agit sur la région actuelle  $\Omega$ . Contrairement au vecteur contrainte de Cauchy, il est fonction des positions  $\vec{X}$  et de la normale  $\vec{N}$  à la frontière  $\partial\Omega_0$ . Le tenseur de contrainte associé est le premier tenseur de Piola Kirchhoff  $T$  tel que :

$$\tau = \sigma_{\text{cauchy}} J F^{-1}$$

Ce tenseur  $T$  n'est ni lagrangien, ni eulérien. On parle de tenseur mixte, il est relié au tenseur de Cauchy grâce à cette relation.

- **Description lagrangienne**

Pour avoir un tenseur complètement défini en fonction des variables lagrangiennes, on transporte la force  $\vec{df}$  agissant sur le volume actuel vers la configuration initiale non déformée, de la façon suivant :

$$\vec{df}_0 = F^{-1} \vec{df}$$

On a alors une force fictive,  $\vec{df}_0$  agissant sur la surface initiale. Le tenseur de Piola Kirchhoff 2 est alors défini de la manière suivante :

$$\vec{df}_0 = S^{2d} \vec{N} dS$$

La contrainte de deuxième Piola Kirchhoff est exprimée de la façon suivante, ce qui permet d'écrire la relation établie entre le tenseur de Cauchy et le tenseur de Piola Kirchhoff 2 :

$$S^{2d} = F \sigma_{\text{cauchy}} J F^{-1} \rightarrow \sigma_{\text{cauchy}} = F S^{2d} J^{-1} F^T$$

Soit :

$$\sigma(M) = \begin{vmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{vmatrix} \quad \xrightarrow{\Sigma(M) = A\sigma(M)^t A} \quad \Sigma(M) = \begin{vmatrix} \Sigma_I & 0 & 0 \\ 0 & \Sigma_{II} & 0 \\ 0 & 0 & \Sigma_{III} \end{vmatrix}$$

$\sigma(M)$  : Tenseur des contraintes

$\Sigma(M)$  : Contraintes principales

$A$  : Matrice de rotation

Ainsi on peut définir des invariants par changement de repère, les invariants tensoriels s'écrivent de la façon suivante :

$$I_1 = \Sigma_I + \Sigma_{II} + \Sigma_{III} = 3\sigma_m = \text{Tr}(\sigma)$$

$$I_2 = \Sigma_I \Sigma_{II} + \Sigma_{II} \Sigma_{III} + \Sigma_{III} \Sigma_I = (\sigma_{11}\sigma_{22} - \sigma_{12})^2 + (\sigma_{11}\sigma_{33} - \sigma_{13})^2 + (\sigma_{22}\sigma_{33} - \sigma_{23})^2$$

$$I_3 = \Sigma_I \cdot \Sigma_{II} \cdot \Sigma_{III} = \text{Det}(\sigma)$$

On peut décomposer le tenseur en un tenseur sphérique et un tenseur déviatorique.

La partie sphérique et déviatorique du tenseur des contraintes :

$$\sigma(M) = S + D = \begin{vmatrix} \sigma_m & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_m & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_m \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_{11} - \sigma_m & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} - \sigma_m & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} - \sigma_m \end{vmatrix}$$

Avec  $\sigma_m = \frac{1}{3} \text{Tr}(\sigma)$  et  $\sigma_d^2 = \frac{1}{3} \text{Tr}(D^2)$

La partie sphérique S  $\text{Tr}(S) = \text{Tr}(\sigma)$  et la partie déviatorique D  $\text{Tr}(D) = 0$

$\sigma_m$  Contrainte Normale Moyenne (Traction ou Compression)

$\sigma_d$  Contrainte Déviatorique Moyenne (Cisaillement)

$\pi$  Tenseur des Directions  $\text{Tr}(\pi) = 0$  et  $\text{Tr}(\pi^2) = 3$

$$\sigma(M) = S + D = \sigma_m \delta + \sigma_d \pi = \sigma_m \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} + \sigma_d \begin{vmatrix} \pi_1(\mu) & 0 & 0 \\ 0 & \pi_2(\mu) & 0 \\ 0 & 0 & \pi_3(\mu) \end{vmatrix}$$

## Annexe 5

### ◆ Formulation variationnelle :

On considère un corps élastique représenté par un domaine  $\Omega$  de  $\mathbb{R}^2$ , de frontière  $\Gamma$ . Soit  $n$  la normale extérieure à  $\Gamma$ . La frontière est divisée en trois parties disjointes  $\Gamma_u$ ,  $\Gamma_F$  et  $\Gamma_c$ . Sur la frontière  $\Gamma_u$  on impose un champs de déplacement  $U$ , sur  $\Gamma_F$  on impose des forces surfaciques  $F$ . Les densités volumiques de forces extérieures sont notées  $f_{vol}$ . La frontière  $\Gamma_c$  décrit le contact, on note  $F_c$  les forces surfaciques de contact.

$$\Gamma = \Gamma_u \cup \Gamma_F \cup \Gamma_c$$

$$\Gamma_u \cap \Gamma_F \cap \Gamma_c = \emptyset$$

Au niveau de la surface de contact une loi de Coulomb standard non régularisé est imposée.

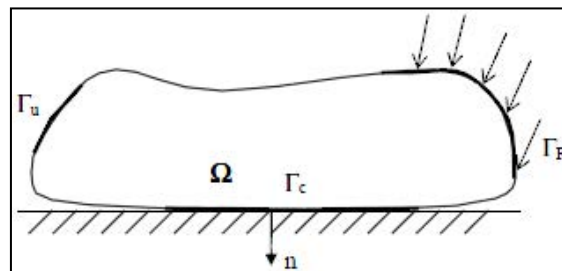


Figure A 5.1 : Exemple de corps élastique ( $\Omega$ ) en contact avec une fondation rigide

- L'équation dynamique d'équilibre dans  $\Omega$  :

$$\operatorname{div} \sigma(u) + f_{vol} = \rho \ddot{u}$$

- Les conditions aux limites mécaniques sur  $\Gamma_F$  :

$$\sigma(u)n - F = 0$$

- Les conditions aux limites géométriques sur  $\Gamma_u$  :

$$u = U$$

- La loi de comportement élastique reliant le tenseur des contraintes  $\sigma$  au tenseur des déformations  $\varepsilon$  :

$$\sigma_{ij}(u) = A_{ijkl} \varepsilon_{kl}$$

La forme variationnelle faible associée au problème différentiel dérive directement du principe des puissances virtuelles :

$$-\int_{\Omega} \sigma : \delta \varepsilon \, d\Omega + \int_{\Omega} f \, \delta u \, d\Omega + \int_{\Gamma_F} F \, \delta u \, d\Gamma - \int_{\Omega} \rho \, \ddot{u} \, \delta u \, d\Omega + \int_{\Gamma_c} F^c \, \delta u \, d\Gamma = 0$$

avec  $\delta \varepsilon$  le tenseur du taux de déformations virtuelles et  $\delta u$  le vecteur des déplacements virtuelles.

#### ◆ Discrétisation spatiale :

La description du mouvement des corps solides est basée sur une représentation lagrangienne c'est-à-dire que les points matériels sont identifiés par leurs positions dans une configuration particulière ou initiale, par exemple  $\Omega_0$ , à  $t_0$ , et on cherche à déterminer les positions au cours du temps.

Dans le code de calcul par éléments finis Abaqus, une description lagrangienne réactualisée est utilisée du fait des grandes déformations. Cela signifie que la configuration initiale à l'instant  $t_0$  n'est plus la configuration de référence mais c'est la configuration à l'incrément de temps précédent l'instant considéré qui sera utilisé comme telle. En effet, une fois la configuration à l'instant  $t$  connue, elle peut être employée comme nouvel état de référence pour évaluer les contraintes et les déformations à l'instant  $t+\Delta t$ . Ainsi les nœuds du maillage coïncideront avec les points matériels à chaque instant.

Les différents termes de la formulation variationnelle sont discrétisés sur tout le domaine matériel  $\Omega$  en sous domaines élémentaires de taille finie  $\Omega_j$ , de forme géométrique simple appelé éléments finis [137].

Cette discrétisation doit être faite de manière à approcher le mieux possible la géométrie réelle. Ces éléments peuvent être représentés par différents formes géométriques (des éléments triangulaires à 3 ou 6 nœuds, des éléments quadrangles à 4 ou 8 nœuds, des éléments

tétraédriques à 4 ou 10 nœuds, des éléments pyramidaux à 5 ou 13 nœuds, des prismes à 6 ou 15 nœuds ou encore des cubes à 8 ou 20 nœuds). Un exemple de discrétisation spatiale, qu'on a intégré dans notre modèle, avec des éléments quadrangles à 4 nœuds est donné dans la figure A 5.2.

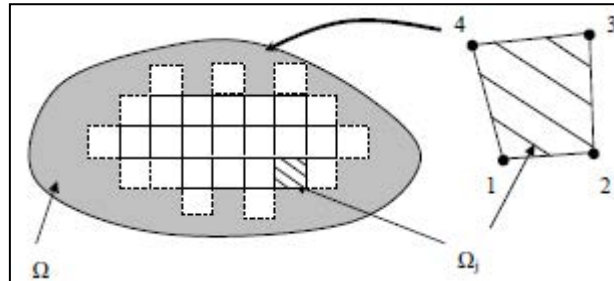


Figure A 5.2 : Exemple de discrétisation du domaine  $\Omega$  avec des éléments quadrangles  $\Omega_j$

Dans chaque élément finis  $\Omega_j$ , les approximations nodales des champs de déplacement  $u$ , de vitesse  $u'$  et d'accélération  $u''$  sont données par les équations suivantes :

$$u = \sum_{k=1}^n N_k \cdot u_k \quad u' = \sum_{k=1}^n N_k \cdot u'_k \quad u'' = \sum_{k=1}^n N_k \cdot u''_k$$

Avec  $n$  le nombre de nœud,  $N_k$  les fonctions de forme ou d'interpolation des déplacements au nœud  $k$ . Les vecteurs  $u_k$ ,  $u'_k$  et  $u''_k$  représentent respectivement le déplacement, la vitesse et l'accélération du nœud  $k$  de l'élément

En utilisant cette analyse par élément finis, la forme discrétisée de la formulation variationnelle faible de l'équation d'équilibre est ainsi obtenue à l'instant  $t$  :

$$Mu''_t + Cu'_t + F_t^{int} - F_t^{ext} = 0$$

Avec :

$M = A_j \int_{\Omega_j} \rho \cdot N \cdot N^t \cdot d\Omega_j$  la matrice de masse cohérente et  $N$  la matrice des fonctions de forme,

$C$  la matrice d'amortissement de type Rayleigh qui peut, par exemple, être exprimée de la manière suivante :

$$[C] = \alpha[M] + \beta[K]$$

$F_t^{int} = A_j \int_{\Omega_j} B^t \cdot \sigma \cdot d\Omega_j$  le vecteur des forces internes à l'instant t, avec  $B^k = \frac{\partial N^k}{\partial x}$  la matrice gradient des fonctions de forme  $N^k$ ,

$F_t^{ext} = A_j \int_{S_e} N^t \cdot F \cdot dS_j + A_j \int_{S_c} N^t \cdot F_c \cdot dS_j + A_j \int_{\Omega_j} N \cdot f \cdot d\Omega_j$  le vecteur des forces extérieures à l'instant t,

$u_{\dot{t}}$  et  $u_t$  les vecteurs des accélérations et des vitesses nodales a l'instant t,

$F_c$  les forces engendrées par le contact et le frottement,

$A_j$  symbolise le passage des intégrales élémentaires aux intégrales sur l'ensemble du maillage.

Les fonctions de forme  $N_k$ , propres à chaque type d'élément, sont exprimées dans le repère naturel lié à l'élément.

Par exemple pour le quadrangle à 4 nœuds :

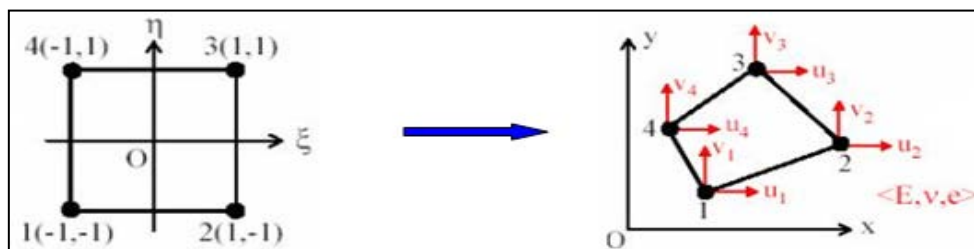


Figure A 5.3 : Passage du repère naturel lié à un élément au repère réel

On a deux degrés de liberté,  $u(x, y)$  et  $v(x, y)$ , tels que :

$$\begin{bmatrix} u(x, y) \\ v(x, y) \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^4 N_i(\xi, \eta) \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \end{bmatrix}$$

L'élément est iso paramétrique si :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^4 N_i(\xi, \eta) \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \end{bmatrix}$$

Avec  $x_i$  le vecteur des coordonnées nodales.



Les fonctions de forme pour l'élément quadrilatérale à 4 nœuds sont les suivantes :

$$N_1(\xi,\eta)=\frac{1}{4} \cdot (1-\xi) \cdot (1-\eta)$$

$$N_2(\xi,\eta)=\frac{1}{4} \cdot (1+\xi) \cdot (1-\eta)$$

$$N_3(\xi,\eta)=\frac{1}{4} \cdot (1+\xi) \cdot (1+\eta)$$

$$N_4(\xi,\eta)=\frac{1}{4} \cdot (1-\xi) \cdot (1+\eta)$$

La matrice des fonctions de forme a pour dimension le nombre de degrés de liberté de l'élément par la dimension de l'espace discrétisé. Ainsi on aura :

$$N^t = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & N_2 & 0 & N_3 & 0 & N_4 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & N_2 & 0 & N_3 & 0 & N_4 \end{bmatrix}$$

### ➤ **Discrétisation temporelle**

L'étude de problèmes dynamiques non-linéaires par la méthode des éléments finis nécessite l'utilisation d'algorithmes d'intégration pas à pas pour résoudre l'équation d'équilibre d'une façon itérative. Les schémas d'intégration temporelle sont en général construits par différences finies dans le domaine temporel. Cependant, il existe différentes approches et selon les approches, on distingue deux schémas d'intégration : explicite et implicite. Les schémas explicites sont facilement implémentables car ils permettent de calculer le résultat de l'équation au temps  $t + \Delta t$  en fonction des quantités connues à  $t$  et  $t - \Delta t$ , alors que les schémas implicites expriment les résultats à l'instant  $t + \Delta t$  en fonction des quantités connues à  $t$  et aussi des quantités inconnues à  $t + \Delta t$  [138].

### **Schéma implicites**

Les schémas implicites (Newmark, HHT, Houbolt, Wilson...) sont plus lourds à mettre en œuvre lorsqu'il s'agit de traiter des problèmes fortement non linéaires. Ils nécessitent la factorisation des matrices, et, afin que l'équation d'équilibre soit validée à l'instant  $t + \Delta t$ , une convergence de la solution est effectuée à l'instant  $\Delta t$ . Ainsi, si les non-linéarités sont

importantes pendant  $\Delta t$ , la convergence du problème sera difficile. En revanche, l'avantage de telles méthodes est la stabilité inconditionnelle du schéma permettant ainsi l'utilisation d'un plus grand pas de temps.

### ❖ Méthode de Newmark

Ce schéma, basé sur le développements en série de Taylor [139], [140], utilise deux paramètres indépendants  $\beta$  et  $\gamma$  pour écrire les accélérations, les vitesses et les déplacements des nœuds à l'instant  $t + \Delta t$  :

$$u_{t+\Delta t} = u_t + \Delta t \dot{u}_t + \frac{\Delta t^2}{2} [(1 - 2\beta)\ddot{u}_t + 2\beta\ddot{u}_{t+\Delta t}]$$

$$\dot{u}_{t+\Delta t} = \dot{u}_t + \Delta t [(1 - \gamma)\ddot{u}_t + \gamma\ddot{u}_{t+\Delta t}]$$

Les paramètres  $\beta$  et  $\gamma$  doivent être choisis en fonction des applications [141]. La méthode la plus couramment utilisée est la méthode d'accélération moyenne ( $\beta = 0.25$  et  $\gamma = 0.5$ ). On remarquera également que lorsque  $\beta = 0$  et  $\gamma = 0.5$ , on retrouve la méthode des différences centrées.

On cherche alors à résoudre l'équation d'équilibre à l'instant  $t + \Delta t$  :

$$M\ddot{u}_{t+\Delta t} + C\dot{u}_{t+\Delta t} + F_{t+\Delta t}^{\text{int}} = F_{t+\Delta t}^{\text{ext}}$$

Et donc l'accélération s'écrit sous la forme suivante :

$$\ddot{u}_{t+\Delta t} = \frac{u_{t+\Delta t} - u_t}{\beta\Delta t^2} - \frac{\dot{u}_t}{\beta\Delta t} - \left(\frac{1}{2\beta} - 1\right)\ddot{u}_t$$

Ainsi on obtient l'expression de la vitesse à l'instant  $t + \Delta t$  :

$$\dot{u}_{t+\Delta t} = \left(1 - \frac{\gamma}{\beta}\right)\dot{u}_t + \Delta t \left[(1 - \gamma) - \left(\frac{\gamma}{2\beta} - \gamma\right)\right]\ddot{u}_t + \frac{\gamma}{\Delta t\beta}(u_{t+\Delta t} - u_t)$$

La résolution de l'équation d'équilibre par la méthode de Newton-Raphson permet ainsi d'obtenir une nouvelle approximation des  $u_{t+\Delta t}^{i+1}$  à  $t + \Delta t$ . Les vitesses et les accélérations sont alors remises à jour  $\dot{u}_{t+\Delta t}^{i+1}$  et  $\ddot{u}_{t+\Delta t}^{i+1}$  grâce aux équations précédentes. On réitère le procédé

jusqu'à l'obtention d'un champ de déplacements qui satisfait le critère de convergence, et cela en évaluant le résidu à l'itération  $i$  et en le comparant avec le seuil de convergence du problème.

$$\frac{\|F_{t+\Delta t}^{\text{ext}} - F_{t+\Delta t}^{\text{int}} - C U_{t+\Delta t} - M \ddot{U}_{t+\Delta t}\|}{\|F_{t+\Delta t}^{\text{int}}\|} \leq \varepsilon$$

La stabilité de cette méthode dépend du choix des paramètres  $\beta$  et  $\gamma$ . pour la méthode de Newmark, en choisissant  $\beta \geq 0.25$  et  $\gamma \geq 0.5$ , le schéma numérique est inconditionnellement stable [139], [142], c'est-à-dire indépendante du pas de temps choisi pour calculer la réponse.

L'amortissement numérique du schéma de Newmark est nul si  $\gamma \geq 0.5$ , il augmente avec la valeur du paramètre  $\gamma$ .

#### ❖ Méthode $\alpha$ :

La méthode  $\alpha$  ou schéma de Hilber-Hughes-Taylor (schéma HHT) [139], est une méthode à un pas, qui conserve les propriétés du schéma de Newmark, tout en accroissant l'amortissement numérique sur les composantes de plus hautes fréquences, mais pas sur les fréquences les plus basses. Ces composantes de hautes fréquences, qui sont en général numériques et non physiques, ce schéma ne possède qu'un seul paramètre, noté  $\alpha$ , les paramètres  $\beta$  et  $\gamma$  étant alors calculés par les relations suivantes :

$$\beta = \frac{1}{4}(1 - \alpha)^2 \quad \gamma = \frac{1}{2}(1 - 2\alpha) \quad \text{avec } \alpha \in [0; \frac{1}{3}]$$

Les approximations du déplacement et de la vitesse sont les mêmes que pour le schéma de Newmark, l'équation d'équilibre modifiée étant :

$$M U_{t+\Delta t} + (1 - \alpha)C U_{t+\Delta t} - C U_t + (1 - \alpha)K U_{t+\Delta t} = F_{t+\Delta t}^{\text{ext}}$$

L'avantage de la méthode  $\alpha$  sur le schéma de Newmark amorti  $\gamma > 0.5$  est de conserver une précision du second ordre tout en étant inconditionnellement stable.

#### ❖ Méthode Wilson- $\theta$ :

Ce schéma a lui-même été modifié, Chung et Hulbert [143] ont proposé une autre forme à deux paramètres, Wilson et al[144] rendent la méthode de Newmark inconditionnellement stable en introduisant un facteur  $\theta$  ( $\theta \geq 1.37$ ) d'où le nom de la méthode Wilson- $\theta$ . Cette méthode suppose que les accélérations sont linéaires entre le temps  $t$  et  $t + \theta\Delta t$ . Ainsi les accélérations et les vitesses sont exprimées au temps à  $t + \theta\Delta t$  par les équations suivantes :

$$\dot{u}_{t+\theta\Delta t} = \frac{3}{\theta \Delta t} (u_{t+\theta\Delta t} - u_t) - 2\dot{u}_t - \frac{\theta \Delta t}{2} \ddot{u}_t$$

$$\ddot{u}_{t+\theta\Delta t} = \frac{6}{\theta^2 \Delta t^2} (u_{t+\theta\Delta t} - u_t) - 2\ddot{u}_t - \frac{6}{\theta \Delta t} \dot{u}_t$$

Ainsi la résolution de l'équation d'équilibre à  $t + \theta\Delta t$  permet alors d'obtenir  $u_{t+\theta\Delta t}$ .

$$M \ddot{U}_{t+\theta\Delta t} + C \dot{u}_{t+\theta\Delta t} + K U_{t+\theta\Delta t} = F_t^{\text{ext}} + \theta(F_{t+\Delta t}^{\text{ext}} - F_t^{\text{ext}})$$

On peut donc calculer  $\dot{u}_{t+\theta\Delta t}$  et  $\ddot{u}_{t+\theta\Delta t}$  grâce aux équations précédentes.

Les accélérations, vitesses et déplacements sont alors calculés à  $t + \Delta t$ :

$$\ddot{u}_{t+\Delta t} = \ddot{u}_t + \frac{1}{\theta} (\ddot{u}_{t+\theta\Delta t} - \ddot{u}_t)$$

$$\dot{u}_{t+\Delta t} = \dot{u}_t + \Delta t \ddot{u}_t + \frac{1}{2\theta} (\dot{u}_{t+\theta\Delta t} - \dot{u}_t)$$

$$u_{t+\Delta t} = u_t + \Delta t \dot{u}_t + \frac{\Delta t^2}{2} \ddot{u}_t + \frac{1}{6\theta\Delta t} (u_{t+\theta\Delta t} - u_t)$$

Lorsqu'on augmente la valeur du paramètre  $\theta$ , l'amortissement numérique des modes de vibration associés aux fréquences élevées croît aussi.

### ❖ Méthode de collocation

Les travaux de Newmark et Wilson ont donné suite à des schémas d'intégrations connus sous le nom de la méthode de collocation [145].

L'équation d'équilibre associée à la méthode de collocation s'écrit sous la forme suivante :

$$M \ddot{u}_{t+\theta\Delta t} + C \dot{u}_{t+\theta\Delta t} + K u_{t+\theta\Delta t} = F_{t+\theta\Delta t}^{\text{ext}}$$

Avec :

$$\dot{u}_{t+\theta\Delta t} = \dot{u}_t + \theta\Delta t[(1-\gamma)\ddot{u}_t + \gamma\ddot{u}_{t+\theta\Delta t}]$$

$$u_{t+\theta\Delta t} = u_t + \theta\Delta t\dot{u}_t + \frac{\theta^2\Delta t^2}{2}[(1-2\beta)\ddot{u}_t + 2\beta\ddot{u}_{t+\theta\Delta t}]$$

Et

$$\theta \geq 1 \quad \gamma \geq \frac{1}{2} \quad \frac{\theta}{2(\theta+1)} \geq \beta \geq \frac{2\theta^2}{4(2\theta^3-1)}$$

Un des autres schémas les plus utilisés est la méthode de Houblot [146], l'équation d'équilibre est intégralement résolue à l'instant  $t + \Delta t$ , les accélérations et les vitesses sont définies en fonction des déplacements aux temps  $t - 2\Delta t$ ,  $t - \Delta t$  et  $t + \Delta t$ .

$$M \ddot{U}_{t+\Delta t} + C \dot{u}_{t+\Delta t} + K U_{t+\Delta t} = F_{t+\Delta t}^{\text{ext}}$$

$$\dot{u}_t = \frac{1}{2\Delta t}(u_{t+\Delta t} - u_{t-\Delta t})$$

$$\dot{u}_{t+\Delta t} = \frac{11u_{t+\Delta t} - 18u_t + 9u_{t-\Delta t} - 2u_{t-2\Delta t}}{6\Delta t}$$

$$\ddot{u}_{t+\Delta t} = \frac{2u_{t+\Delta t} - 5u_t + 4u_{t-\Delta t} - u_{t-2\Delta t}}{\Delta t^2}$$

### **Schéma explicite**

Les schémas explicites ne nécessitent pas de calculs coûteux à chaque pas de temps : il n'y a pas de factorisation de la matrice d'itération si la matrice de masse et la matrice d'amortissement sont diagonales. Mais ces schémas sont conditionnellement stables et les pas de temps très petits. Ces schémas sont utiles pour l'étude des phénomènes physiques fortement non linéaires nécessitant de très petits pas de temps [147].

#### **❖ Méthode des différences centrées :**

La méthode explicite la plus connue est celle des différences centrées. L'équation d'équilibre est résolue à l'instant  $t$  :

$$M \ddot{u}_t + C \dot{u}_t + K u_t = F_t^{\text{ext}}$$

L'algorithme explicite des différences centrées exprime les vitesses et les accélérations au temps  $t$  en fonction des déplacements aux temps  $t + \Delta t$  et  $t - \Delta t$  :

$$\dot{u}_t = \frac{1}{2 \Delta t} (u_{t+\Delta t} - u_{t-\Delta t})$$

$$\ddot{u}_t = \frac{1}{2 \Delta t} (u_{t+\Delta t} - 2 u_t + u_{t-\Delta t})$$

En remplaçant les vitesses et les accélérations par leurs expressions dans l'équation d'équilibre discrétisée, on obtient l'expression du déplacement à  $t + \Delta t$  :

$$u_{t+\Delta t} = \left[ M + \frac{\Delta t}{2} C \right]^{-1} (\Delta t^2 (F_t^{\text{ext}} - F_t^{\text{int}}) + 2 M u_t - \left[ M - \frac{\Delta t}{2} C \right] u_{t-\Delta t})$$

Il est possible de simplifier cette équation en prenant l'expression de la vitesse à  $t - \Delta t/2$  :

$$\dot{u}_{t-\frac{\Delta t}{2}} = \frac{1}{2 \Delta t} (u_t - u_{t-\Delta t})$$

L'équation d'équilibre devient donc :

$$M \ddot{u}_t + C \dot{u}_{t-\frac{\Delta t}{2}} + K u_t = F_t^{\text{ext}}$$

Et l'expression suivante du déplacement à  $t + \Delta t$  est obtenue :

$$u_{t+\Delta t} = M^{-1} \Delta t^2 \left( F_t^{\text{ext}} - F_t^{\text{int}} - C \dot{u}_{t-\frac{\Delta t}{2}} \right) + 2 u_t - u_{t-\Delta t}$$

Résoudre ce système revient à inverser la matrice de masse, qui est diagonale, donc non coûteuse en terme de temps de calcul.

### ❖ Méthode $\beta - 2$ :

C'est une méthode très utilisée en calcul des structures, basée sur la méthode des différences finies centrées. Ce schéma ne possède qu'un seul paramètre, noté  $\beta_2$ , qui permet d'introduire un amortissement numérique qui supprime les hautes fréquences.

Le paramètre  $\beta_2$  est introduit dans l'expression de la vitesse à l'instant  $t$  :

$$\dot{u}_t = \frac{1}{(1 + 2\beta_2)\Delta t} (2\beta_2 u_{t+\Delta t} - 2(1 - \beta_2)u_{t-\Delta t} + 2(1 - 2\beta_2)u_t + \Delta t(2\beta_2 - 1)\dot{u}_{t-\Delta t})$$

Ainsi l'accélération peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\ddot{u}_t = \frac{2}{\Delta t^2} (u_{t+\Delta t} - u_t + \Delta t \dot{u}_t)$$

La détermination du déplacement à l'instant  $t + \Delta t$  est alors modifiée de la façon suivante :

$$u_{t+\Delta t} = \frac{(1 + 2\beta_2)}{2} M^{-1} \Delta t^2 \left( F_t^{\text{ext}} - F_t^{\text{int}} - C \dot{u}_{t-\frac{\Delta t}{2}} \right) + (3 - 2\beta_2)u_t - 2(1 - \beta_2)u_{t-\Delta t} + \Delta t(2\beta_2 - 1)\dot{u}_{t-\Delta t}$$

Le schéma d'intégration temporel  $\beta_2$  introduit un amortissement numérique qui permet d'atténuer les réponses du système aux excitations parasites à très hautes fréquences. Plus la valeur du coefficient  $\beta_2$  est importante ( $0.5 < \beta_2 < 1$ ) plus l'amortissement numérique sera important.

Stabilité du schéma : l'inconvénient majeur des schémas explicites est la nécessité de prendre un pas de temps  $\Delta t$  qui doit être suffisamment petit pour que la stabilité du schéma d'intégration temporelle soit satisfaite.

Une approximation de la limite de stabilité consiste à évaluer le temps nécessaire pour qu'une onde de pression parcoure la longueur du plus petit élément du maillage :

$$\Delta t_{\text{crit}} = l_{\text{min}} \sqrt{\frac{\rho}{E}}$$

avec  $l_{\text{min}}$  la plus petite dimension de l'élément du maillage,  $\rho$  la masse volumique et  $E$  le module d'Young du matériau.  $c = \sqrt{\frac{\rho}{E}}$  est la vitesse de propagation de l'onde de pression.



## Annexe 6

### Gestion de contact

Le cas des conditions aux limites unilatérales est abordée dans cette partie. Ces conditions se traduisent par des restrictions de non pénétration ou petites pénétrations relatives des corps qui arrivent en contact. En effet, la gestion du contact est basée d'abord sur l'évaluation de la distance normale entre les deux corps potentiellement en contact, puis la détermination de la force associée pour éliminer la pénétration.

- **Conditions de Signorini**

On introduit les conditions de Signorini qui doivent être satisfaites sur l'ensemble de la frontière de contact et qui peuvent se traduire de la manière suivante : quand il n'y a pas contact, le déplacement  $u_n$  d'un point du contact dans la direction de la normale est négatif et la force normale de contact est nulle, alors que quand il y a contact, le déplacement normal est nul et la force de contact est non nulle. Cela revient à dire que le produit de la force de contact par la distance de contact est toujours nul :

$$u_n \cdot F_n = 0 \quad \begin{cases} u_n < 0 & \text{et } F_n = 0 \\ u_n = 0 & \text{et } F_n < 0 \end{cases} \quad \begin{array}{l} \text{Pas de contact} \\ \text{Contact} \end{array}$$

Ces équations permettent de vérifier les conditions d'impénétrabilité et de compression des solides.

- **Loi de Coulomb ou d'Amontons**

La réaction  $\vec{R}$  au point de contact peut se décomposer en une force normale  $F_n$  et une force tangentielle (ou force de frottement)  $F_t$  ( $\vec{R} = F_n \cdot \vec{n} + F_t \cdot \vec{t}$ ).

Historiquement, G. Amontons proposa une loi de proportionnalité entre la force normale  $F_n$  et la force de frottement  $F_t$ . On appelle loi de Coulomb ou d'Amontons toute loi de frottement respectant cette proportionnalité. La loi de Coulomb s'énonce de la façon suivante :

Si les condition de contact satisfont  $u_n = 0$  et  $F_n < 0$  alors :

$$\begin{cases} \|F_t\| \leq \mu \cdot |F_n| \Rightarrow V_{gliss} = 0 & \text{(adhérence)} \\ \|F_t\| = \mu \cdot |F_n| \text{ alors } \exists A \geq 0 V_{gliss} = -A F_t & \text{(glissement)} \end{cases}$$

avec  $\mu$  le coefficient de frottement de Coulomb et  $V_{gliss}$  la vitesse relative de glissement entre les deux corps en contact.

- **Loi de Tresca**

Un autre modèle pour modéliser le frottement, appelé loi de Tresca est utilisé lorsque les forces normales sont importantes. Contrairement à la loi de Coulomb qui s'exprime en termes de forces (ou de contraintes), la loi de Tresca s'exprime uniquement en contraintes de la façon suivante :

Si  $u_n = 0$  et  $F_n < 0$  (condition de contact) alors :

$$\begin{cases} \|\sigma_t\| \leq |\sigma_{max}| \Rightarrow V_{gliss} = 0 & \text{(adhérence)} \\ \|\sigma_t\| = |\sigma_{max}| \text{ alors } \exists A \geq 0 V_{gliss} = -A \sigma_t & \text{(glissement)} \end{cases}$$

avec  $\sigma_{max}$  le seuil de Tresca,  $\sigma_t$  la contrainte tangentielle et  $V_{gliss}$  la vitesse relative tangentielle entre les deux corps en contact.

Supposons que la distance normale est connue, il existe différentes méthodes numériques permettant de déterminer les forces de contact : méthode de pénalisation, multiplicateurs de Lagrange, méthodes hybrides [143], [147]–[149].

- **Méthode de la pénalisation**

Une première méthode de résolution du problème de contact est de dire que le contact est une non-linéarité comme tout problème comportant des non-linéarités géométriques et/ou matérielles. On associe à la distance normale une raideur non linéaire : si la distance est positive, la raideur est nulle, si la distance est négative, la raideur de contact  $k$  est différent de zéro.

$$\begin{cases} d_n > 0 & F_n = 0 \\ d_n \leq 0 & F_n = k d_n \end{cases}$$

Avec cette méthode de résolution, le critère de contact porte sur le signe de la distance normale, les conditions de Signorini n'étant pas respectées. En effet, ce n'est que lorsque la distance de contact est négative que le contact est numériquement détecté. Si la distance est positive, le contact n'est pas établi. En cas de contact, si la rigidité de pénalité  $k$  est grande, la pénétration dans la surface de contact est faible, par contre le processus de convergence peut provoquer des difficultés due à de mauvais conditionnement.

Cette méthode est facile à implémenter dans un code de calcul par éléments finis,  $g_t^n$  correspond à une légère pénétration normale du nœud dans le corps 1 à l'instant  $t$  et  $g_t^t$  est l'évaluation de l'incrément de déplacement tangentiel du nœud entre les instants  $t - \Delta t$  et  $t$ .

$$g_t^n = (x_t^k - x_t^p) \cdot \vec{n} \geq 0$$

avec  $x_t^p$  les coordonnées du point P, projection orthogonale du nœud k sur le segment [AB] à l'instant  $t$ .

Pendant un incrément de temps  $\Delta t$ , le nœud  $k_{t-\Delta t}$  se déplace en  $k_t$ . La projection orthogonale  $P_{t-\Delta t}$  du nœud  $k_{t-\Delta t}$  sur le segment [AB] se déplace donc au point  $P_t$ .

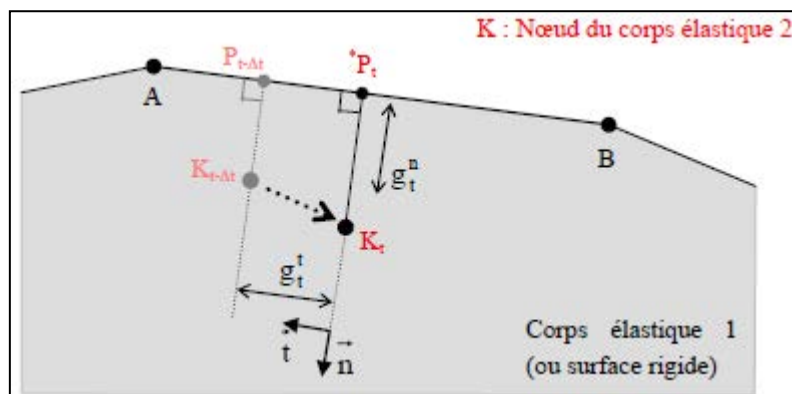


Figure A 6.1 : Résolution du problème de contact par la méthode de pénalisation

La méthode de pénalisation consiste à augmenter la fonctionnelle de l'énergie totale[150] par une fonction de pénalisation :

$$\Pi^*(u_t) = \Pi(u_t) + \frac{k}{2} g_t^T \cdot g_t$$

avec  $\Pi(u_t)$  la fonctionnelle de l'énergie totale associée aux corps en contact,  $u_t$  le vecteur des déplacements nodaux à l'instant  $t$ ,  $g_t = [g_t^n, g_t^t]^T$  le vecteur de la pénétration nodale à l'instant  $t$  et  $k$  le coefficient de pénalisation. En minimisant la fonctionnelle  $\Pi^*(u_t)$ , on obtient l'équation variationnelle discrète :

$$\delta\Pi(u_t) = \Pi(u_t) + \frac{k}{2} g_t^T \cdot \delta g_t$$

Il est alors possible de calculer les forces de contact normale  $F_t^n$  et tangentielle  $F_t^t$  à l'instant  $t$ . Celles-ci sont proportionnelles à  $g_t^n$  et à  $g_t^t$  :

$$F_t^n = F_{t-\Delta t}^n + k^n g_t^n$$

$$F_t^t = F_{t-\Delta t}^t + k^t g_t^t$$

Ces forces de contact correspondent aux réactions dues à deux ressorts fictifs introduits entre les entités en contact (nœud  $K$  et segment  $[AB]$ ).  $k^n$  et  $k^t$  sont les deux coefficients de pénalisation (ou raideurs de contact), respectivement suivant la normale et suivant la tangentielle à la surface de contact.

Puis l'équation de mouvement semi-discrétisée peut s'écrire alors :

$$M\dot{u}_t + C u_t + F_t^{int} - F_t^{ext} - F_t^c = 0$$

Avec  $F_t^c$  le vecteur des forces nodales de contact.

L'avantage de cette méthode est qu'il y a pas de modification de la dimension du système initial, puisque tous les degrés de liberté y sont présents, par contre, des degrés de liberté initialement indépendants se trouvent couplés par les conditions de contact. Le principal inconvénient de cette méthode est le choix des coefficients de pénalisation (ou raideurs de contact) qui ont une influence directe sur les résultats. En effet, une faible valeur de ce coefficient conduit à de grandes valeurs de pénétration qui ne sont pas acceptables physiquement tandis qu'une valeur élevée de la raideur de contact tend à rigidifier le système et engendre des oscillations et des problèmes de convergence. Il est donc nécessaire de choisir une valeur appropriée pour les coefficients de pénalisation.

Dans Abaqus, la rigidité de pénalité peut être estimée à partir de la relation suivante :

$$k = f \cdot E$$

avec  $f$ , un facteur compris entre 0,1 et 10, et  $E$ , le module d'élasticité du matériau le plus souple des corps en contact. Pour des problèmes dont le phénomène de flexion est prépondérant, la valeur la plus appropriée est 0,1. D'autres auteurs ont proposé de l'exprimer en fonction de certains paramètres tel que :

$$k = \alpha \frac{A^2 k^c}{V_e}$$

avec  $A$  l'aire de la surface de l'élément en contact,  $V_e$  le volume de cet élément,  $k^c$  le module de compressibilité et  $\alpha$  un facteur d'échelle généralement égal à 0,1.

Il existe d'autres méthodes permettant d'améliorer le choix du coefficient de pénalisation. Chamoret et Arnoult [151], [152] ont notamment proposé un ajustement automatique du coefficient de pénalisation en fonction de la précision désirée sur la pénétration. Ces derniers ont présenté une approche différente pour déterminer cette raideur de contact. Cependant, la correction sur les vecteurs des forces de contact est considérée dans le cas des multiplicateurs comme le produit d'une raideur de contact et de la distance prédite de pénétration. En considérant que la méthode des multiplicateurs de Lagrange a un comportement similaire à la méthode de pénalisation une nouvelle raideur de contact  $k_c$  est déterminée :

$$k_c = \frac{1}{\beta \Delta t^2} [QM^{-1}Q^T]^{-1}$$

où  $\beta$  est un paramètre de Newmark et  $QM^{-1}Q^T$  le résultat d'une condensation de toutes les masses candidates au contact. Contrairement à la raideur proposée par Hallquist[153], cette nouvelle raideur ne dépend pas des caractéristiques des matériaux.

- **Méthode des multiplicateurs de Lagrange**

Une méthode alternative à celle de la pénalisation est la méthode des multiplicateurs de Lagrange qui consiste à introduire une contrainte cinématique en cas de contact. Cette contrainte cinématique impose à la distance normale d'être nulle. Un multiplicateur de Lagrange est associé à cette contrainte pour satisfaire à la condition d'impénétrabilité, ce qui augmente la taille du système, mais, en général, la taille est négligeable dans le cas où seule une partie de la frontière est concernée par le contact. L'ajout de cette contrainte cinématique

selon le statut du contact peut provoquer des oscillations dans le processus de Newton, de tel sorte que la solution n'est plus continûment dérivable et la convergence du schéma numérique peut être perdue, quand le statut du contact change pendant les itérations.

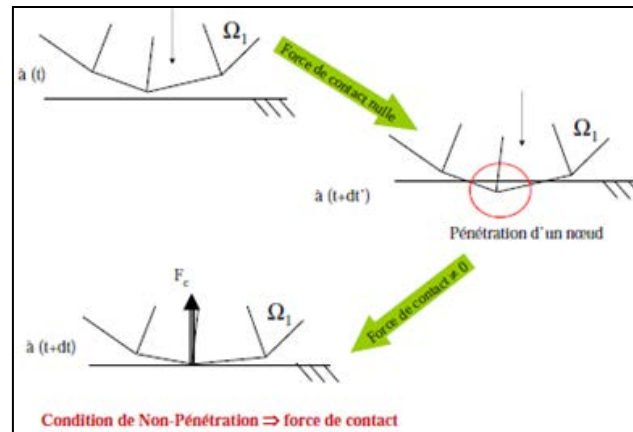


Figure A 6.2 : Résolution d'un problème de contact avec la méthode des multiplicateurs de Lagrange

\* La méthode des multiplicateurs de Lagrange consiste à modifier la fonctionnelle d'énergie totale de la structure qui s'exprime alors de la façon suivante :

$$\bar{\pi}(u_t) = \pi(u_t) + \lambda_t^t \cdot g_t$$

avec  $\lambda_t^t$  le vecteur ligne des multiplicateurs de Lagrange associés à chaque nœud du contact,  $u_t$  le vecteur des déplacements nodaux et  $g_t$  correspond au vecteur de pénétration nodale à l'instant t si aucune force empêche la pénétration. La minimisation de la fonctionnelle  $\bar{\pi}(u_t)$  donne les deux équations suivante :

$$\delta\pi(u_t) + \lambda_t^t \cdot \delta g_t = 0$$

$$\delta\lambda_t^t \cdot g_t = 0$$

Ainsi la formulation matricielle semi-discrétisée de l'équation de mouvement est donnée par les équations suivantes :

$$Mu''_{t+\Delta t} + Cu'_{t+\Delta t} + F_{t+\Delta t}^{int} + G_{t+\Delta t}^t \lambda_{t+\Delta t} - F_{t+\Delta t}^{ext} = 0$$

$$G_{t+\Delta t} \cdot \{X_t + u_{t+\Delta t} - u_t\} = 0$$

avec  $G_{t+\Delta t}$  la matrice globale des contraintes en déplacement des surfaces de contact et  $X_t$  le vecteur des coordonnées des nœuds à l'instant  $t$ .

La résolution de ces équations permet de déterminer les incréments de déplacement ainsi que les multiplicateurs de Lagrange. Ces derniers correspondent aux forces de contact agissant sur les nœuds esclaves et qui sont exprimés de la façon suivante :

$$F_{t+\Delta t}^c = G_{t+\Delta t}^t \lambda_{t+\Delta t}$$

La méthode des multiplicateurs de Lagrange présente l'avantage de satisfaire exactement les conditions de contact de Signorini sans ajout de coefficients réglables tels que les coefficients de pénalisation.

- **Méthode du Lagrangien augmentée**

La méthode du Lagrangien augmentée combine à la fois la méthode de pénalisation et celle des multiplicateurs de Lagrange pour faire respecter la compatibilité de contact. Dans la première série d'itérations, la compatibilité de contact est déterminée en fonction du coefficient de pénalisation. Une fois l'équilibre atteint, la tolérance de pénétration est vérifiée. À ce stade, si nécessaire, la pression de contact est augmentée et les itérations se poursuivent.

$$\bar{\pi}(u_t) = \pi(u_t) + \lambda_t^t \cdot g_t + \frac{k}{2} g_t^T \cdot g_t$$

La minimisation de cette fonctionnelle donne les deux équations suivantes :

$$\delta \Pi(u_t) + \lambda_t^t \cdot \delta g_t + k g_t^T \cdot \delta g_t = 0$$

$$\delta \lambda_t^t \cdot g_t = 0$$

L'avantage de la méthode de Lagrange augmentée est que le coefficient de pénalisation n'a pas une influence importante sur la solution. Mais la résolution itérative du problème et la taille du système d'équation augmentent le temps de calcul.

## Références bibliographiques

- [1] J.-L. Rose, A. Lalande, O. Bouchot, E.-B. Bourennane, P. M. Walker, P. Ugolini, C. Revol-Muller, R. Cartier, et F. Brunotte, « Influence of age and sex on aortic distensibility assessed by MRI in healthy subjects », *Magn Reson Imaging*, vol. 28, n° 2, p. 255-263, févr. 2010.
- [2] D. L. Kasper, E. Braunwald, A. S. Fauci, et S. L. Hauser, *Harrison : Principes de Médecine Interne*, 16ème édition. 2006.
- [3] mathieu collette, « Les techniques de mesures : la rigidité artérielle », 2010. [Online]. Available: <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/les-techniques-de-mesures/>. [Accessed: 23-févr-2012].
- [4] S. Wang, C. Zhang, M. Zhang, B. Liang, H. Zhu, J. Lee, B. Viollet, L. Xia, Y. Zhang, et M.-H. Zou, « Activation of AMP-activated protein kinase  $\alpha 2$  by nicotine instigates formation of abdominal aortic aneurysms in mice in vivo », *Nature Medicine*, 2012.
- [5] B. Sonesson, F. Hansen, et T. Länne, « Abdominal aortic aneurysm: a general defect in the vasculature with focal manifestations in the abdominal aorta? », *J. Vasc. Surg.*, vol. 26, n° 2, p. 247-254, août 1997.
- [6] R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, G. P. S. Kwong, J. T. Powell, et S. G. Thompson, « Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial », *Lancet*, vol. 364, n° 9437, p. 843-848, sept. 2004.
- [7] M. L. Schermerhorn, A. J. O'Malley, A. Jhaveri, P. Cotterill, F. Pomposelli, et B. E. Landon, « Endovascular vs. open repair of abdominal aortic aneurysms in the Medicare population », *N. Engl. J. Med.*, vol. 358, n° 5, p. 464-474, janv. 2008.
- [8] J. G. M. Smit et J. Van Marle, « Repair of abdominal aortic aneurysms with aorto-uni-iliac stentgraft and femoro-femoral bypass », *S Afr J Surg*, vol. 50, n° 2, p. 33-36, mai 2012.
- [9] J. A. Ten Bosch, E. V. Rouwet, C. T. H. Peters, L. Jansen, H. J. M. Verhagen, M. H. Prins, et J. A. W. Teijink, « Contrast-enhanced ultrasound versus computed tomographic angiography for surveillance of endovascular abdominal aortic aneurysm repair », *J Vasc Interv Radiol*, vol. 21, n° 5, p. 638-643, mai 2010.
- [10] J. Bismuth, E. Kashef, N. Cheshire, et A. B. Lumsden, « Feasibility and safety of remote endovascular catheter navigation in a porcine model », *J. Endovasc. Ther.*, vol. 18, n° 2, p. 243-249, avr. 2011.
- [11] O. J. Yano, P. L. Faries, N. Morrissey, V. Teodorescu, L. H. Hollier, et M. L. Marin, « Ancillary techniques to facilitate endovascular repair of aortic aneurysms », *J. Vasc. Surg.*, vol. 34, n° 1, p. 69-75, juill. 2001.
- [12] D. Tanase, J. F. L. Goosen, P. J. Trimp, et P. J. French, « Multi-parameter sensor system with intravascular navigation for catheter/guide wire application », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 97-98, n° 0, p. 116-124, avr. 2002.
- [13] A. de Lambert, S. Esneault, A. Lucas, P. Haigron, P. Cinquin, et J.-L. Magne, « Electromagnetic tracking for registration and navigation in endovascular aneurysm repair: a phantom study », *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 43, n° 6, p. 684-689, juin 2012.
- [14] G. H. White, W. Yu, J. May, X. Chaufour, et M. S. Stephen, « Endoleak as a Complication of Endoluminal Grafting of Abdominal Aortic Aneurysms: Classification, Incidence, Diagnosis, and Management », *Journal of Endovascular Surgery*, vol. 4, n° 2, p. 152-168, mai 1997.
- [15] N. Chakfé, F. Dieval, G. Riepe, D. Mathieu, I. Zbali, F. Thaveau, C. Heintz, J.-G. Kretz, et B. Durand, « Influence of the textile structure on the degradation of explanted aortic endoprostheses », *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 27, n° 1, p. 33-41, janv. 2004.
- [16] T. Jacobs, V. Teodorescu, N. Morrissey, A. Carroccio, S. Ellozy, M. Minor, L. H. Hollier, et M. L. Marin, « The endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: an update analysis of



- structural failure modes of endovascular stent grafts », *Semin Vasc Surg*, vol. 16, n° 2, p. 103-112, juin 2003.
- [17] J. L. De Bruin, A. F. Baas, J. Buth, M. Prinssen, E. L. G. Verhoeven, P. W. M. Cuypers, M. R. H. M. van Sambeek, R. Balm, D. E. Grobbee, et J. D. Blankensteijn, « Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm », *N. Engl. J. Med.*, vol. 362, n° 20, p. 1881-1889, mai 2010.
- [18] J.-D. Singland, J. Voulgre, G. Picard, D. Mitton, P. Cluzel, F. Lavaste, E. Kieffer, et F. Koskas, « Static Mechanical Properties of Custom-Made Aortic Endografts », *Annals of Vascular Surgery*, vol. 19, n° 3, p. 293-301, mai 2005.
- [19] B.-S. Son, S. W. Chung, C. Lee, H. Y. Ahn, S. Kim, et C. W. Kim, « Clinical Efficacy of Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair », *The Korean Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 44, n° 2, p. 142, 2011.
- [20] N. Khanna, « Endovascular Repair of Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysms / Dissections », *Apollo Medicine*, vol. 8, n° 3, p. 217-227, sept. 2011.
- [21] N. Kato, M. D. Dake, C. P. Semba, M. K. Razavi, S. T. Kee, S. M. Slonim, S. L. Samuels, K. K. Terasaki, C. K. Zarins, R. S. Mitchell, et D. C. Miller, « Treatment of aortoiliac aneurysms with use of single-piece tapered stent-grafts », *J Vasc Interv Radiol*, vol. 9, n° 1 Pt 1, p. 41-49, févr. 1998.
- [22] W. I. M. Willaert, R. Aggarwal, I. Van Herzeele, K. O'Donoghue, P. A. Gaines, A. W. Darzi, F. E. Vermassen, et N. J. Cheshire, « Patient-specific Endovascular Simulation Influences Interventionalists Performing Carotid Artery Stenting Procedures », *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 41, n° 4, p. 492-500, avr. 2011.
- [23] J. van Prehn, F. J. V. Schlösser, B. E. Muhs, H. J. M. Verhagen, F. L. Moll, et J. A. van Herwaarden, « Oversizing of aortic stent grafts for abdominal aneurysm repair: a systematic review of the benefits and risks », *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 38, n° 1, p. 42-53, juill. 2009.
- [24] Treyve F., Ohayon J., Finet G., et Rioufol G., « Modelling of the stress distribution in an arteriosclerotic plaque in man using a Finite Element Analysis », *Comptes Rendus Mécanique*, vol. 331, n° 6, p. 449-454, 2003.
- [25] Z.-Y. Li, S. Howarth, R. A. Trivedi, J. M. U-King-Im, M. J. Graves, A. Brown, L. Wang, et J. H. Gillard, « Stress analysis of carotid plaque rupture based on in vivo high resolution MRI », *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 14, p. 2611-2622, janv. 2006.
- [26] J. M. G. Páez, A. Carrera, E. Jorge, I. Millán, A. Cordon, M. A. Maestro, A. Rocha, et J. L. Castillo-Olivares, « Resistance to tearing of calf and ostrich pericardium: Influence of the type of suture material and the direction of the suture line », *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 69, n° 2, p. 125-134, mai 2004.
- [27] W. L. Nowinski et C.-K. Chui, « Simulation of Interventional Neuroradiology Procedures », in *Proceedings of the International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality (MIAR '01)*, Washington, DC, USA, 2001, p. 87-.
- [28] S. L. DAWSON, S. COTIN, D. MEGLAN, D. W. SHAFFER, et M. A. FERRELL, « Designing a computer-based simulator for interventional cardiology training », *Catheterization and cardiovascular interventions*, vol. 51, n° 4, p. 522-527.
- [29] S. D. Simon, A. J. Ulm, A. Russo, E. Albanese, et R. A. Mericle, « Distal intracranial catheterization of patients with tortuous vascular anatomy using a new hybrid guide catheter », *Surgical Neurology*, vol. 72, n° 6, p. 737-740, déc. 2009.
- [30] J. Lenoir, P. Meseure, L. Grisoni, C. Chaillou, et Christophe, « Surgical Thread Simulation », 2002.
- [31] J. Lenoir, S. Cotin, C. Duriez, et P. Neumann, « Interactive physically-based simulation of catheter and guidewire », *Computers & Graphics*, vol. 30, n° 3, p. 416-422, juin 2006.
- [32] Hoefler U, Langen T, Nziki J, Zeitler F, Hesser J, Mueller U, Voelker W, Maenner R. Cathi, « catheter instruction system. In: Computer assisted radiology and surgery (CARS), 16th international congress and exhibition, », Paris, France, p. 101-2002.

- [33] M. Clayman, C. A. Uribe, L. Eichel, Z. Gordon, E. M. McDougall, et R. V. Clayman, « Comparison of guide wires in urology. Which, when and why? », *J. Urol.*, vol. 171, n° 6 Pt 1, p. 2146-2150, juin 2004.
- [34] H. Ceschinski, H. Henkes, H. C. Weinert, W. Weber, D. Kühne, et H. Monstadt, « Torquability of microcatheter guidewires: the resulting torsional moment », *Biomed Mater Eng*, vol. 10, n° 1, p. 31-42, 2000.
- [35] C. V. Riga, C. D. Bicknell, R. Sidhu, F. Cochennec, P. Normahani, P. Chadha, E. Kashef, M. Hamady, et N. J. W. Cheshire, « Advanced catheter technology: is this the answer to overcoming the long learning curve in complex endovascular procedures », *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 42, n° 4, p. 531-538, oct. 2011.
- [36] D. Ilic, T. Moix, O. Lamercy, L. Sache, H. Bleuler, M. Ohta, et L. Augsburger, « Measurement of internal constraints during an interventional radiology procedure », *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 3, p. 2615-2618, 2005.
- [37] F. Manstad-Hulaas, G. A. Tangen, T. Dahl, T. A. N. Hernes, et P. Aadahl, « Three-dimensional electromagnetic navigation vs. fluoroscopy for endovascular aneurysm repair: a prospective feasibility study in patients », *J. Endovasc. Ther.*, vol. 19, n° 1, p. 70-78, févr. 2012.
- [38] R. Kolvenbach et J. Lin, « Combining laparoscopic and endovascular techniques to improve the outcome of aortic endografts. Hybrid techniques », *J Cardiovasc Surg (Torino)*, vol. 46, n° 4, p. 415-423, août 2005.
- [39] A. W. Martinez et E. L. Chaikof, « Microfabrication and nanotechnology in stent design », *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol*, vol. 3, n° 3, p. 256-268, juin 2011.
- [40] Hibbit, Karlson & Sorensen, Inc, *Abaqus/Standard/Explicit, USER'S MANUAL*. 1080 Main Street, Pawtucket, RI 02860-4847, U.S.A: .
- [41] J. Walraevens, B. Willaert, G. De Win, A. Ranftl, J. De Schutter, et J. V. Sloten, « Correlation between compression, tensile and tearing tests on healthy and calcified aortic tissues », *Med Eng Phys*, vol. 30, n° 9, p. 1098-1104, nov. 2008.
- [42] E. Kieffer, « Chirurgie des anévrismes de l'aorte abdominale sous-rénale : techniques chirurgicales », *EMC - Chirurgie*, vol. 2, n° 4, p. 347-387, août 2005.
- [43] M. Davis et P. R. Taylor, « Endovascular infrarenal abdominal aortic aneurysm repair », *Heart*, vol. 94, n° 2, p. 222-228, févr. 2008.
- [44] K. W. Johnston, « Multicenter prospective study of nonruptured abdominal aortic aneurysm. Part II. Variables predicting morbidity and mortality », *J. Vasc. Surg.*, vol. 9, n° 3, p. 437-447, mars 1989.
- [45] K. W. Johnston, « Nonruptured abdominal aortic aneurysm: six-year follow-up results from the multicenter prospective Canadian aneurysm study. Canadian Society for Vascular Surgery Aneurysm Study Group », *J. Vasc. Surg.*, vol. 20, n° 2, p. 163-170, août 1994.
- [46] Commission nationale d'évaluation des dispositifs médicaux et des technologies de santé, « Evaluation clinique et économique des endoprothèses aortiques ». 2012.
- [47] T. A. Chuter, L. M. Reilly, R. M. Faruqi, R. B. Kerlan, R. Sawhney, C. J. Canto, J. M. LaBerge, M. W. Wilson, R. L. Gordon, S. D. Wall, J. Rapp, et L. M. Messina, « Endovascular aneurysm repair in high-risk patients », *J. Vasc. Surg.*, vol. 31, n° 1 Pt 1, p. 122-133, janv. 2000.
- [48] ALRIC P., « Lessons learned from the long-term follow-up of a first generation aortic stent graft », *Journal of Vascular Surgery*, , vol.37, n°2-2003.
- [49] V. M. Bernhard, R. S. Mitchell, J. S. Matsumura, D. C. Brewster, M. Decker, P. Lamparello, D. Raithel, et J. Collin, « Ruptured abdominal aortic aneurysm after endovascular repair », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 35, n° 6, p. 1155-1162, juin 2002.
- [50] R. M. Fairman, O. Velazquez, R. Baum, J. Carpenter, M. A. Golden, A. Pyeron, F. Criado, et C. Barker, « Endovascular repair of aortic aneurysms: Critical events and adjunctive procedures », *Journal of Vascular Surgery*, vol. 33, n° 6, p. 1226-1232, juin 2001.
- [51] Y. C. Fung, K. Fronek, et P. Patitucci, « Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression », *Am. J. Physiol.*, vol. 237, n° 5, p. H620-631, nov. 1979.

- [52] R. N. Vaishnav, J. T. Young, J. S. Janicki, et D. J. Patel, « Nonlinear anisotropic elastic properties of the canine aorta », *Biophys. J.*, vol. 12, n° 8, p. 1008-1027, août 1972.
- [53] A. Long, L. Rouet, F. Vitry, J. N. Albertini, C. Marcus, et C. Clement, « Compliance of abdominal aortic aneurysms before and after stenting with tissue doppler imaging: evolution during follow-up and correlation with aneurysm diameter », *Ann Vasc Surg*, vol. 23, n° 1, p. 49-59, févr. 2009.
- [54] A. Long, L. Rouet, A. Bissery, P. Rossignol, D. Mouradian, et M. Sapoval, « Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging: correlation with aneurysm size », *J. Vasc. Surg.*, vol. 42, n° 1, p. 18-26, juill. 2005.
- [55] J. F. Rodríguez, C. Ruiz, M. Doblaré, et G. A. Holzapfel, « Mechanical stresses in abdominal aortic aneurysms: influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy », *J Biomech Eng*, vol. 130, n° 2, p. 021023, avr. 2008.
- [56] D. A. Vorp, M. L. Raghavan, et M. W. Webster, « Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry », *J. Vasc. Surg.*, vol. 27, n° 4, p. 632-639, avr. 1998.
- [57] E. Georgakarakos, C. V. Ioannou, Y. Kamarianakis, Y. Papaharilaou, T. Kostas, E. Manousaki, et A. N. Katsamouris, « The role of geometric parameters in the prediction of abdominal aortic aneurysm wall stress », *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 39, n° 1, p. 42-48, janv. 2010.
- [58] H. Yamada et Y. Hasegawa, « A simple method of estimating the stress acting on a bilaterally symmetric abdominal aortic aneurysm », *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 10, n° 1, p. 53-61, févr. 2007.
- [59] E. S. Di Martino, A. Bohra, J. P. Vande Geest, N. Gupta, M. S. Makaroun, et D. A. Vorp, « Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue », *J. Vasc. Surg.*, vol. 43, n° 3, p. 570-576; discussion 576, mars 2006.
- [60] ZHANG D., EGGLETON C.D., AROLA D.D., « Evaluating the mechanical behaviour of arterial tissue using digital image correlation, *Experimental mechanics*, », 2002.
- [61] C. A. J. Schulze-Bauer et G. A. Holzapfel, « Determination of constitutive equations for human arteries from clinical data », *J Biomech*, vol. 36, n° 2, p. 165-169, févr. 2003.
- [62] T. Ohashi, H. Abe, T. Matsumoto, et M. Sato, « Pipette aspiration technique for the measurement of nonlinear and anisotropic mechanical properties of blood vessel walls under biaxial stretch », *J Biomech*, vol. 38, n° 11, p. 2248-2256, nov. 2005.
- [63] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, et M. Stadler, « A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis », *European Journal of Mechanics - A/Solids*, vol. 21, n° 3, p. 441-463, 2002.
- [64] T. D. Nguyen, R. E. Jones, et B. L. Boyce, « Modeling the anisotropic finite-deformation viscoelastic behavior of soft fiber-reinforced composites », *International Journal of Solids and Structures*, vol. 44, n° 25-26, p. 8366-8389, déc. 2007.
- [65] D. F. Betsch et E. Baer, « Structure and mechanical properties of rat tail tendon », *Biorheology*, vol. 17, n° 1-2, p. 83-94, 1980.
- [66] A. C. Jayasuriya, J. I. Scheinbeim, V. Lubkin, G. Bennett, et P. Kramer, « Piezoelectric and mechanical properties in bovine cornea », *J Biomed Mater Res A*, vol. 66, n° 2, p. 260-265, août 2003.
- [67] N. H. Mendelson et J. J. Thwaites, « Cell wall mechanical properties as measured with bacterial thread made from *Bacillus subtilis*. », *J. Bacteriol.*, vol. 171, n° 2, p. 1055-1062, janv. 1989.
- [68] Gerhard A. Holzapfel, C.A.J.S.-B., Michael Stadler, « Mechanics of angioplasty: Wall, balloon and stent. *Mechanics in Biology*, AMD. Vol. 242. 2000, New York. 141-156. »
- [69] A. C. Santago, A. R. Kemper, C. McNally, J. L. Sparks, et S. M. Duma, « The effect of temperature on the mechanical properties of bovine liver - biomed 2009 », *Biomed Sci Instrum*, vol. 45, p. 376-381, 2009.

- [70] Olivier PIETREMENT, « Imagerie et Caractérisation Nanomécanique des Surfaces par Microscopie à Force Atomique, thèse de doctorat, Soutenue le mercredi 20 décembre 2000, à l'université de Reims Champagne-Ardenne ». .
- [71] Ana-Maria TRUNFIO SFARGHIU, « Modèle bio-tribologique des articulations. Rôle mécanique et physicochimique des assemblages moléculaires du fluide synovial. » 2006.
- [72] Bostan L., Trunfio-Sfarghiu A-M., Verestiuc L., Popa M.I., Munteanu F., J.-P.Rieu, Berthier Y., « Mechanical and tribological properties of poly(hydroxyethyl methacrylate) hydrogels as articular cartilage substitutes, *Tribology International*, Volume 46, Issue 1, Pages 215-224 ».
- [73] E. K. Dimitriadis, F. Horkay, J. Maresca, B. Kachar, et R. S. Chadwick, « Determination of Elastic Moduli of Thin Layers of Soft Material Using the Atomic Force Microscope », *Biophysical Journal*, vol. 82, n° 5, p. 2798-2810, mai 2002.
- [74] Tanja Neumann, « détermination the elastic modulus of biological samples using atomic microscope ». JPK Instruments, Nanowizard.
- [75] Aline Brunon, *Caractérisation et modélisation de la rupture des tissus hépatiques, thèse à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 19 octobre 2011. .*
- [76] A. Tamura, K. Omori, K. Miki, J. B. Lee, K. H. Yang, et A. I. King, « Mechanical characterization of porcine abdominal organs », *Stapp Car Crash J*, vol. 46, p. 55-69, nov. 2002.
- [77] J. M. Dorlot, M. Ait Ba Sidi, G. M. Tremblay, et G. Drouin, « Load elongation behavior of the canine anterior cruciate ligament », *J Biomech Eng*, vol. 102, n° 3, p. 190, août 1980.
- [78] A. C. Santago, A. R. Kemper, C. McNally, J. L. Sparks, et S. M. Duma, « Freezing affects the mechanical properties of bovine liver - biomed 2009 », *Biomed Sci Instrum*, vol. 45, p. 24-29, 2009.
- [79] W. W. von Maltzahn, D. Besdo, et W. Wiemer, « Elastic properties of arteries: a nonlinear two-layer cylindrical model », *J Biomech*, vol. 14, n° 6, p. 389-397, 1981.
- [80] K. Takashima, R. Shimomura, T. Kitou, H. Terada, K. Yoshinaka, et K. Ikeuchi, « Contact and friction between catheter and blood vessel », *Tribology International*, vol. 40, n° 2, p. 319-328, févr. 2007.
- [81] L. Johansson et A. Klarbring, « Thermoelastic frictional contact problems : modelling, finite element approximation and numerical realization », *Computer methods in applied mechanics and engineering*, vol. 105, n° 2, p. 181-210.
- [82] D. L. Fry, « Acute Vascular Endothelial Changes Associated with Increased Blood Velocity Gradients », *Circulation Research*, vol. 22, n° 2, p. 165-197, janv. 1968.
- [83] H. M. Loree, A. J. Grodzinsky, S. Y. Park, L. J. Gibson, et R. T. Lee, « Static circumferential tangential modulus of human atherosclerotic tissue », *J Biomech*, vol. 27, n° 2, p. 195-204, févr. 1994.
- [84] J. Zhou et Y. C. Fung, « The degree of nonlinearity and anisotropy of blood vessel elasticity », *PNAS*, vol. 94, n° 26, p. 14255-14260, déc. 1997.
- [85] A. Belwadi, J. H. Siegel, A. Singh, J. A. Smith, K. H. Yang, et A. I. King, « Finite element aortic injury reconstruction of near side lateral impacts using real world crash data », *J Biomech Eng*, vol. 134, n° 1, p. 011006, janv. 2012.
- [86] J. May, G. H. White, W. Yu, C. N. Ly, R. Waugh, M. S. Stephen, M. Arulchelvam, et J. P. Harris, « Concurrent comparison of endoluminal versus open repair in the treatment of abdominal aortic aneurysms: analysis of 303 patients by life table method », *J. Vasc. Surg.*, vol. 27, n° 2, p. 213-220; discussion 220-221, févr. 1998.
- [87] Z. Li et C. Kleinstreuer, « Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model », *Med Eng Phys*, vol. 27, n° 5, p. 369-382, juin 2005.
- [88] J. Schröder, « The mechanical properties of guidewires. Part I: Stiffness and torsional strength », *Cardiovasc Intervent Radiol*, vol. 16, n° 1, p. 43-46, févr. 1993.
- [89] J. Schröder, « The mechanical properties of guidewires. Part III: Sliding friction », *Cardiovasc Intervent Radiol*, vol. 16, n° 2, p. 93-97, avr. 1993.

- [90] J. Schröder, « The mechanical properties of guidewires. Part II: Kinking resistance », *CardioVascular and Interventional Radiology*, vol. 16, n° 1, p. 47-48, 1993.
- [91] R. Weidenhagen, R. Bombien, G. Meimarakis, G. Geisler, et T. Koeppel, « Management of thoracic aortic lesions - the future is endovascular », *VASA*, vol. 41, n° 3, p. 163-176, mai 2012.
- [92] « Schneider PA. Endovascular Skills, 3rd Ed. New York: Informa 2009 ».
- [93] « Moore WS. Vascular and Endovascular Surgery: A Comprehensive Review, 7th Ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006 ».
- [94] « Terumo Europe | Endovascular Intervention - Angiography / Radifocus Guide wire M Standard type – Guide wires ». [Online]. Available: <http://www.terumo-europe.com/endovascular/products/radifocus-guide-wire-m-standard.php>. [Accessed: 05-sept-2012].
- [95] M. Monge et M. K. Eskandari, « Strategies for ruptured abdominal aortic aneurysms », *J Vasc Interv Radiol*, vol. 19, n° 6 Suppl, p. S44-50, juin 2008.
- [96] T. Nevala, F. Biancari, H. Manninen, P.-S. Aho, P. Matsi, K. Mäkinen, W.-D. Roth, K. Ylönen, M. Lepäntalo, et J. Perälä, « Finnish multicenter study on the midterm results of use of the Zenith stent-graft in the treatment of an abdominal aortic aneurysm », *J Vasc Interv Radiol*, vol. 20, n° 4, p. 448-454, avr. 2009.
- [97] A. Hall, Stephen, Y. Pannier, M. Bornert, J. Desrues, et G. Viggiani, « Deux approches de la corrélation 3D d'images volumiques comparées sur des données de tomographie à rayons X », in *CFM 2007*, GRENOBLE, France, 2007, vol. CD Rom, p. -.
- [98] E. Jacquet, G. Josse, F. Khatyr, et C. Garcin, « A new experimental method for measuring skin's natural tension », *Skin Res Technol*, vol. 14, n° 1, p. 1-7, févr. 2008.
- [99] Cornelius Leondes, « Cardiovascular Techniques- Biomechanical Systems Techniques and Applications, by CRC Press LLC ». 2001.
- [100] A. Zanchi, N. Stergiopoulos, H. R. Brunner, et D. Hayoz, « Differences in the mechanical properties of the rat carotid artery in vivo, in situ, and in vitro », *Hypertension*, vol. 32, n° 1, p. 180-185, juill. 1998.
- [101] R. N. Vaishnav et J. Vossoughi, « Residual stress and strain in aortic segments », *J Biomech*, vol. 20, n° 3, p. 235-239, 1987.
- [102] C. J. Chuong et Y. C. Fung, « On Residual Stresses in Arteries », *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 108, n° 2, p. 189, 1986.
- [103] A. Saini, C. Berry, et S. Greenwald, « Effect of age and sex on residual stress in the aorta », *J. Vasc. Res.*, vol. 32, n° 6, p. 398-405, déc. 1995.
- [104] M. K. Hong, J. Vossoughi, G. S. Mintz, R. D. Kauffman, R. F. Hoyt, J. F. Cornhill, E. E. Herderick, M. B. Leon, et J. M. Hoeg, « Altered Compliance and Residual Strain Precede Angiographically Detectable Early Atherosclerosis in Low-Density Lipoprotein Receptor Deficiency », *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 17, n° 10, p. 2209-2217, janv. 1997.
- [105] T. C. Gasser, C. A. J. Schulze-Bauer, et G. A. Holzapfel, « A three-dimensional finite element model for arterial clamping », *J Biomech Eng*, vol. 124, n° 4, p. 355-363, août 2002.
- [106] A. Rachev et S. E. Greenwald, « Residual strains in conduit arteries », *J Biomech*, vol. 36, n° 5, p. 661-670, mai 2003.
- [107] A. Delfino, N. Stergiopoulos, J. E. Moore Jr, et J. J. Meister, « Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation », *J Biomech*, vol. 30, n° 8, p. 777-786, août 1997.
- [108] « 2. Cours sur la rigidité artérielle | Cours en ligne : la rigidité artérielle ». [Online]. Available: <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/>. [Accessed: 10-oct-2012].
- [109] K. Hayashi et Y. Imai, « Tensile property of atheromatous plaque and an analysis of stress in atherosclerotic wall », *J Biomech*, vol. 30, n° 6, p. 573-579, juin 1997.
- [110] Lee Waite, Ph.D., P.E. Jerry Fine, Ph.D., « Applied Biofluid Mechanics ». 2007.

- [111] Bouaricha Amor, Benyebka Bou-Saïd, Haiahem Ammar., « Modélisation numérique et analyse des contraintes d'une plaque athérosclérose vulnérable ». 2009.
- [112] Hussam Eddin ALTNJI, Benyebka BOU-SAÏD, « Caractérisation mécanique d'une Plaque athéromateuse ». 2010.
- [113] A.Ranga, R. Mongrain, Y. Biadilah, R. Cartier, « A Compliant Dynamic FEA Model of the Aortic Valve. », *Europeana*, 2007. [Online]. Available: <http://www.europeana.eu/portal/record/2020801/A26E52F25563BCD155EEA14837AC7A41EC1514FE.html>. [Accessed: 27-déc-2012].
- [114] S.Y. Patel, M.R.K.-M., A.G. Isasi and R.D.Kamm., « Diseased artery wall mechanics: correlation to histology. in 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29. 2003. Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida. »
- [115] J. A. Weiss, B. N. Maker, et S. Govindjee, « Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity », *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 135, n° 1-2, p. 107-128, août 1996.
- [116] P. J. Prendergast, C. Lally, S. Daly, A. J. Reid, T. C. Lee, D. Quinn, et F. Dolan, « Analysis of prolapse in cardiovascular stents: a constitutive equation for vascular tissue and finite-element modelling », *J Biomech Eng*, vol. 125, n° 5, p. 692-699, oct. 2003.
- [117] F. Gao, M. Watanabe, et T. Matsuzawa, « Stress analysis in a layered aortic arch model under pulsatile blood flow », *Biomed Eng Online*, vol. 5, p. 25, avr. 2006.
- [118] K. L. Billiar et M. S. Sacks, « Biaxial mechanical properties of the native and glutaraldehyde-treated aortic valve cusp: Part II--A structural constitutive model », *J Biomech Eng*, vol. 122, n° 4, p. 327-335, août 2000.
- [119] R. A. Boerboom, N. J. B. Driessen, C. V. C. Bouten, J. M. Huyghe, et F. P. T. Baaijens, « Finite element model of mechanically induced collagen fiber synthesis and degradation in the aortic valve », *Ann Biomed Eng*, vol. 31, n° 9, p. 1040-1053, oct. 2003.
- [120] I. Vesely, « The role of elastin in aortic valve mechanics », *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 2, p. 115-123, mai 1997.
- [121] G. A. Holzapfel et T. C. Gasser, « A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications », *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 190, n° 34, p. 4379-4403, mai 2001.
- [122] G.A. Holzapfel, « Biomechanics of soft tissue, biomech preprint series, paper N° 7, Novembre 2000 ».
- [123] Mbodj Coumba et Benyebka Bou-Saïd, « Une contribution à la compréhension des phénomènes d'endofuites de type 1 : Influence des caractéristiques mécaniques des matériaux ». .
- [124] Jean-Louis Batoz, Gouri Dhatt, « Modélisation des structures par éléments finis », in *Coques, HERMES*, vol. 564, .
- [125] Jean-Louis Batoz, Gouri Dhatt, « Modélisation des structures par éléments finis », in *Poutres et plaques, HERMES*, vol. 483, .
- [126] F. J. Harewood et P. E. McHugh, « Comparison of the implicit and explicit finite element methods using crystal plasticity », *Computational Materials Science*, vol. 39, n° 2, p. 481-494, avr. 2007.
- [127] N. Rebelo, J.C. Nagtegaal, L.M. Taylor,, « Comparison of implicit and explicit finite element methods in the simulation of metal forming processes, in: Chenot, Wood, Zienkiewicz (Eds.), Numerical Methods in Industrial Forming Processes, 1992, pp. 99±108 ».
- [128] D. Richens, M. Field, S. Hashim, M. Neale, et C. Oakley, « A finite element model of blunt traumatic aortic rupture », *Eur J Cardiothorac Surg*, vol. 25, n° 6, p. 1039-1047, juin 2004.
- [129] J. Xiong, S. M. Wang, W. Zhou, et J. G. Wu, « Measurement and analysis of ultimate mechanical properties, stress-strain curve fit, and elastic modulus formula of human abdominal aortic aneurysm and nonaneurysmal abdominal aorta », *J. Vasc. Surg.*, vol. 48, n° 1, p. 189-195, juill. 2008.

- [130] Cotin, C. Duriez, J. Lenoir, P. Neumann, et S. Dawson, « New approaches to catheter navigation for interventional radiology simulation. », *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 8, n° 6, p. 300-308, 2006.
- [131] D. Mohan et J. W. Melvin, « Failure properties of passive human aortic tissue. I--uniaxial tension tests », *J Biomech*, vol. 15, n° 11, p. 887-902, 1982.
- [132] M. L. Raghavan, M. W. Webster, et D. A. V. Ph.D, « Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: Assessment using a new mathematical model », *Ann Biomed Eng*, vol. 24, n° 5, p. 573-582, sept. 1996.
- [133] Joel Cohen, M.S,S. Bert Litwin,M.D, Arnold Aaron, M.S, Samuel Fine, « The rupture force and tensile strength of canine aortic tissue ».
- [134] A. Amblard, « Contribution à l'étude du comportement d'une endoprothèse aortique abdominale : Analyse des endofuites de type I », INSA-LYON, 2006.
- [135] Comolet R, « Biomécanique circulaire, Paris : Masson, 1984, 232p », .
- [136] M. E. Nimni and R. D. Harkness, « Molecular structure and functions of collagen. In M. E. Nimni, editor, Collagen, pages 3–35. CRC Press, Boca Raton, FL, 1988. »
- [137] Oden J.T, « Finite elements of nonlinear continua New York : McGraw-Hill, 1972, 409 p. », .
- [138] Vannina LINCK, « Modélisation numérique temporelle d'un contact frottant Mise en évidence d'instabilités locales de contact - Conséquences tribologiques - ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon-2005.
- [139] Hughes T.J.R, « The finite element method- Linear static and dynamic finite element analysis », *Englewood Cliffs : Prentice-Hall*, 1987.
- [140] Newmark N.M., « A Method of Computation for Structural Dynamics, Journal of Engineering Mechanics Division », .
- [141] Clair D., « Analyse et Modélisation des Effets mécaniques dans le processus d'usure par impacts/glislements. Application a des contacts de géométrie conforme, Thèse sci. : Institut National des Sciences Appliquées de Lyon et Univ. Lyon I, 2000, 274 p. » .
- [142] Bathe K.J, « Finite element procedures in engineering analysis, New York Prentice Hall, 1982, 735 p. », .
- [143] J.-C.Craveur, P.Jetteur,, *Numerical simulation of fire resistance of ship steel decks. NAFEMS benchmark, juillet2009.* .
- [144] Wilson E.L., Farhoomand I., Bathe K.J., « Nonlinear Dynamic Analysis of Complex Structures, Earthquake Engineering and Structural Dynamics, 1973, vol. 1, pp. 241-252 », .
- [145] Hilbert H.M., Hughes T.J.R., Taylor R.L, « Improved Numerical Dissipation for Time Integration Algorithms in Structural dynamics, Earthquake Engineering and Structural Dynamics, 1977, ».
- [146] Houbolt J.C, « recurrence Matrix Solution for the Dynamic Response of Elastic Aircraft », *Journal of the Aeronautical Sciences*, 1950.
- [147] Hélène Walter, « Modélisation 3d par éléments finis du contact avec frottement et de l'endommagement du beton: Application à l'étude de fixations ancrées dans une structure en beton ». 1999.
- [148] BAILLET, L., *Modélisation du frottement pour les opérations de matricage. Thèse sci.: Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 1994, 197p.* .
- [149] BAY, N., WANHEIM, T., « Contact phenomena under bulk plastic deformation conditions. Advanced Technology of Plasticity, 1990, vol. 4, pp. 1677-1691. », .
- [150] Cook R.D., Malkus D.S., Plesha M.E. Witt R.J., *Concepts and applications of finite element analysis, 4th edition, New York : John Wiley & sons, 719 p.*, 4th edition, New York : John Wiley & sons. 2002.
- [151] Chamoret D., Saillard P., Rassineux A., Bergheau J.-M., « New smoothing procedures in contact mechanics, Journal of Computational and applied Mathematics, 2004, vol. 168, pp. 107-116 ».
- [152] Arnoult E., Guilloteau I., Peseux B., Bonini J., « Présentation d'un nouvel élément fini de contact, Mécanique & Industries, 2001, vol. 2, n°1, pp 33-42 », .

- [153] Hallquist J.O., Goudreau G.L., Benson D.J., « Sliding interfaces with contact– impact in large-scale Lagrangian computations, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1985, vol. 51, pp. 107-13 », .







## FOLIO ADMINISTRATIF

### THESE SOUTENUE DEVANT L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE LYON

NOM : MOUKTADIRI

DATE de SOUTENANCE : 14 juin 2013

Prénom : Ghizlane

TITRE : ANGIOVISION - POSE D'ENDOPROTHÈSE AORTIQUE PAR ANGIONAVIGATION AUGMENTÉE

NATURE : Doctorat

Numéro d'ordre : 2013-ISAL-0047

École doctorale : Mécanique, Énergétique, Génie civil, Acoustique

Spécialité : Mécanique

#### RESUMÉ:

We have developed a numerical model of the treatment of abdominal aortic aneurysms (AAA) using finite element analysis (FEA) to simulate the endovascular procedure in the preoperative phase. The goal is to simulate different stages of the endovascular procedure. In the model, we took into account the geometry of the biological region reconstructed from scans, a local characterization of the guidewire/catheter mechanical properties, a mapping of material properties depending on the degree of calcification, and a projection of the aorta environment. Our results were validated based on a tuning between clinical data and our simulation for a given group of patients with very tortuous and calcified arteries. It allows to control with accuracy the delivery system rise during surgery, predict the feasibility of the surgery with reliability as well as choose the best guide for each patient, taking into account the risk of rupture of calcified areas in the case of high angulations.

#### MOTS-CLÉS :

Vascular surgery, FEA, AAA, Endovascular repair

#### Laboratoire de recherche :

Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures (LaMCoS), Institut National des Sciences Appliquées de Lyon (I.N.S.A)

Directeurs de thèse : M. BOU-SAÏD Benyebka, Mme WALTER LE BERRE Hélène

Président de jury : TICHY John (Professeur)

#### Composition du jury :

M. TICHY John	Professeur	RPI, USA	Président
M. CHABRAND Patrick	Professeur	ISM, Univ. Aix-Marseille	Rapporteur
M. LERMUSIAUX Patrick	Professeur	HCL	Rapporteur
Mme DEPLANO Valérie	CR HDR	IRPHE Marseille	Examineur
M. VEZIN Philippe	DR	LBMC, IFSTTAR Lyon	Examineur
M. DOUEK Philippe	PU PH	HCL	Examineur
M. BRUNET Michel	Professeur	LaMCoS, INSA Lyon	Invité