

Projet Recherche & Ingénierie

Année 2023-2024 / Semestre 10

PRI-2023S10-ISS-103

**Simulation de la navigation de guides endovasculaires
actifs pour le traitement de pathologies
neurovasculaires**

Valentina CANALES GONZALEZ

N° étudiant : 4027116

21 juin 2024

Site : Villeurbanne

Structure d'Accueil : SA ISS – Ingénierie pour le Sport et la Santé

Tuteur(s) scientifique(s) : Aline BEL-BRUNON

Organisme commanditaire : Basecamp Vascular

Contact(s) de l'organisme : Pascal HAIGRON

À moi-même,
quand j'étais petite fille.

Remerciements

Ce travail représente la fin de 6 ans d'études dont 4 au Chili et 2 en France, c'est pour cela que je souhaiterais remercier...

Tout d'abord, je voudrais remercier Aline de m'avoir donné l'opportunité de travailler dans le domaine de la biomécanique et de m'avoir guidé tout au long de ce projet ainsi que pour ses conseils sur ma future carrière. Je voudrais aussi dire merci à mes collègues de bureau, Clément, Hussein et Ange d'essayer de répondre à toutes mes inquiétudes liées ou non avec ce projet et de me montrer la vie d'un doctorant.

Merci au professeur Joaquin Mura de mon université au Chili pour m'avoir ouvert les portes vers la biomécanique quand j'étais une étudiante de deuxième année.

Merci à mon université au Chili, l'Université Federico Santa Maria, pour l'opportunité de double diplôme avec l'INSA Lyon et bien sûr à l'INSA de m'accueillir.

Maintenant je me permets de remercier ma famille et donc d'écrire en espagnol.

Quiero agradecer a mi mamá y mi papá porque nunca me faltó nada y han sido un pilar fundamental para el desarrollo de mi carrera. A mi hermano por siempre creer en mí y darme su apoyo en el ámbito que fuese. A mi hermana por sembrar la inquietud de irme a estudiar al extranjero y permitirme estar a hombros de una gigante.

Y finalmente, a mi abuelita Inés y a toda persona que fue un apoyo en estos 6 años y medio de carrera en Chile y en Francia. Sepan que son importantes para mí.

Résumé

Les pathologies neurovasculaires sont la deuxième cause de décès en France. Elles résultent d'obstructions dans les vaisseaux sanguins du cerveau, réduisant l'apport en oxygène et nutriments. Les thérapies endovasculaires, couramment utilisées, deviennent plus risquées si la cible est difficile d'accès. L'expérience du médecin influence aussi la durée du traitement.

Dans ce contexte, la fusion d'images apparaît comme une aide pour le médecin, lui permettant de mieux se repérer dans l'anatomie du patient. Afin de faciliter la navigation vers les zones cérébrales, un guide actif a été testé comme concept grâce à la simulation de la navigation de ce guide dans différentes anatomies.

Avec les données disponibles des résultats de ces simulations, il est possible de construire, pour rendre les gestes plus évidents, une fusion d'images augmentée qui montre à la fois, l'anatomie du patient, la position du guide ainsi que le contact avec la structure vasculaire lors d'un chemin pré-testé qui atteint la cible à traiter. L'extraction de ces quantités pertinentes pour localiser le guide ainsi que pour quantifier le contact est l'objet de ce travail.

Abstract

Neurovascular diseases are the second leading cause of death in France. They occur due to blockages in the blood vessels of the brain, reducing the supply of oxygen and nutrients. Endovascular therapies, which are commonly used, become riskier if the target area is hard to reach. The doctor's experience also affects the duration of the treatment.

In this context, image fusion appears as a powerful tool to help doctors, allowing them to better navigate the patient's anatomy. To facilitate navigation to brain areas, an active guide was tested as a concept by simulating the navigation of this guide in different anatomies.

With the available data from these simulations, it is possible to create enhanced image fusion to make the procedures clearer. This fusion shows the patient's anatomy, the position of the guide, and the contact with the vascular structure during a pre-tested path that reaches the target area. Extracting these relevant parameters to locate the guide and to quantify the contact is the focus of this work.

Table des matières

Résumé	3
Abstract	3
Table des matières	4
Chapitre 1. Introduction.....	6
1.1 Anatomie	6
1.2 Pathologies Neurovasculaires	7
1.3 Navigation Endovasculaire	8
1.4 Le guide	9
1.5 La fusion d'images	10
Chapitre 2. Apprentissage de LS-DYNA.....	12
2.1 Cas test : simulation de l'écrasement d'une colonne en aluminium	12
Chapitre 3. Extraction des données pour la fusion d'images.....	15
3.1 Simulation navigation endovasculaire	15
3.1.1 Mass-scaling	16
3.2 Extraction des données	16
3.2.1 Localisation de guide	16
3.2.2 Contact	17
3.3 navigation_endo_creator.m.....	21
3.3.1 Problèmes.....	24
3.4 .slurm pour lancer le calcul de navigation.....	24
Chapitre 4. Conclusions et perspectives	26
Bibliographie	28

Table des figures

Figure 1 Schéma général de l'aorte et ses sections (d'après avc-normandie.fr).	6
Figure 2 Crosse aortique et ses parties (d'après avc-normandie.fr).	7
Figure 3 : (a) Anévrisme (b) Atherothrombosis (d'après avc-normandie.fr)	8
Figure 4 : Angioplastie, un type de traitement endovasculaire (d'après avc-normandie.fr).	9
Figure 5 Trajectoire à suivre avec les outils endovasculaires pour le traitement d'une pathologie cérébrale en commençant par l'artère fémorale (Badrou, 2022).	9
Figure 6 Schéma simplifié du guide actif.	10
Figure 7 (a) Géométrie du tube et bloc rigide de la simulation (b) la même structure montrée en (a) où il est possible de visualiser le point de mass du block.	12
Figure 8 Schéma général des conditions de la simulation de l'écrasement d'une colonne en aluminium.	13
Figure 9 Maillage de la structure.	13
Figure 10 Etat final du calcul. (a) sur le cluster (b) sur l'ordinateur de ce projet.	14
Figure 11 Vue partielle du maillage des outils et de l'aorte dans le modèle de navigation endovasculaire dans l'aorte PY (Badrou, 2022).	16
Figure 12 Fichier nodout contenant les coordonnées du set de nœuds du guide à chaque DT secondes.	17
Figure 13 Modèle pour l'étude simplifiée du contact entre le guide et l'aorte.	18
Figure 14 Condition limite en déplacement imposée sur la plaque rigide	19
Figure 15 Proportion entre l'énergie totale et le travail externe pour valider la simulation.	19
Figure 16 Energie internet et énergie cinétique globale de la simulation.	20
Figure 17 Pression de contact pour le nœud central du fil.	20
Figure 18 Structure du fichier NCFORC contenant toutes les informations pertinentes pour quantifier le contact.	21
Figure 19 Format de dossier avec les différents fichiers nécessaires pour la construction d'une simulation.	22
Figure 20 Paramètres du fichier params.dat.	22
Figure 21 Structure du fichier params.dat	22
Figure 22 Définition de la carte du contact entre le guide et l'aorte dans le code navigation_endo_creator.m.	23
Figure 23 DATABASE keyword pour obtenir les fichiers NCFORC et NODOUT où en vert est défini le pas de temps des données et en bleu claire le paramètre pour imprimer le document à la fin de la simulation.	23
Figure 24 Mal positionnement de guide et cathéters dans la simulation construite avec le code navigation_endo_creator.m.	24
Figure 25 Exemple des messages d'erreur lors de la construction de la simulation de PY.	24
Figure 26 Fichier « .slurm » pour lancer les calculs de navigation sur le cluster.	25

Chapitre 1. Introduction

Les pathologies neurovasculaires correspondent à un problème relevant de santé aujourd'hui, et les traitements actuellement disponibles incluent des interventions sur le patient où l'utilisation de produit de contraste est nécessaire, un liquide qui favorise les problèmes rénaux. Ce produit permet au médecin de regarder l'anatomie interne de la personne et l'endroit à cibler ainsi que la localisation des outils à l'intérieur pendant l'opération, comme les guides.

La fusion d'images est une technologie qui utilise les informations préopératoires, obtenues à partir des images de l'anatomie du patient, pour mieux planifier les actions à faire et ainsi diminuer le temps que le médecin passe à faire les gestes nécessaires pour arriver à l'objectif et en conséquence la quantité de contraste utilisé, pour à la fin diminuer les risques de l'opération.

L'objectif de ce projet est d'extraire les données nécessaires pour faire une fusion d'images augmentée pour guider le médecin, pas à pas pendant l'opération, à partir de la simulation du geste à faire avec un guide de type actif.

1.1 Anatomie

L'aorte est la plus grande artère du corps humain, et elle joue un rôle crucial dans la circulation sanguine. Elle commence du ventricule gauche du cœur, où le cœur pompe le sang oxygéné, et se divise en plusieurs branches qui distribuent ce sang riche en oxygène à toutes les parties du corps. Sa paroi épaisse et élastique permet de supporter la haute pression à laquelle le sang sort du cœur. L'aorte est essentielle non seulement pour la fourniture d'oxygène et de nutriments vitaux aux organes et tissus, mais aussi pour le maintien de la pression artérielle systémique. Une bonne fonction de l'aorte est donc fondamentale pour la santé et la survie de l'organisme.

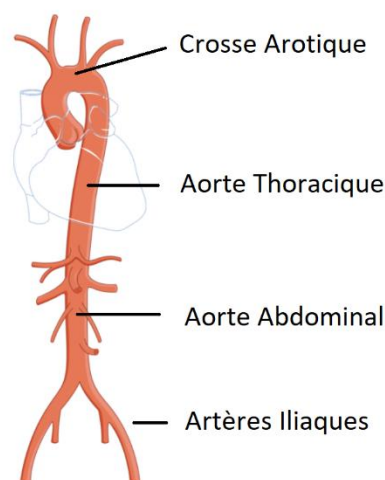


Figure 1 Schéma général de l'aorte et ses sections (d'après avc-normandie.fr).

Ce projet se concentre spécifiquement sur la simulation de la navigation endovasculaire dans la crosse aortique, où différentes sous-parties sont présentées dans le schéma suivant.

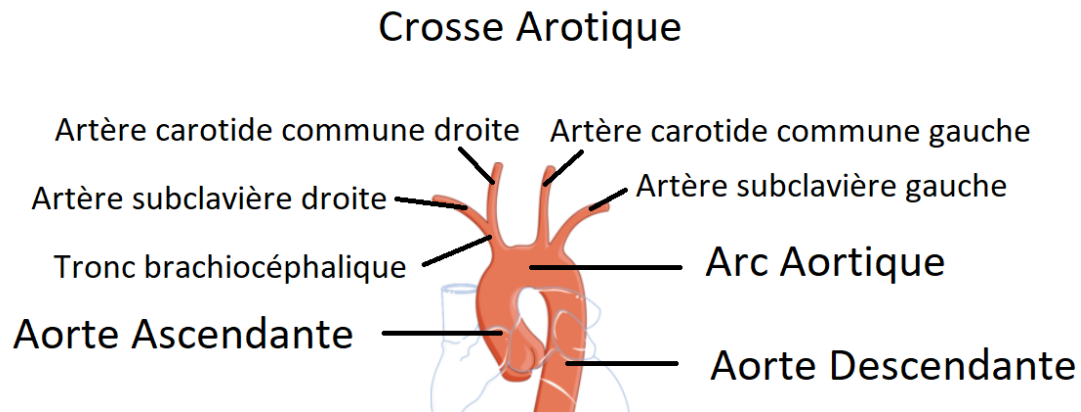


Figure 2 Crosse aortique et ses parties (d'après avc-normandie.fr).

Les quatre bifurcations de l'arc aortique correspondent aux parties présentées dans l'image ci-dessus, appelées dans leur ensemble Troncs-Supra Aortiques ou TSAs. En particulier, les carotides sont les artères qui vont vers le cerveau et sont souvent ciblées dans les opérations endovasculaires. De plus, les artères sous-clavières sont celles qui fournissent l'oxygène à la partie supérieure du corps.

1.2 Pathologies Neurovasculaires

Les pathologies neurovasculaires correspondent aux maladies liées au mal fonctionnement du cerveau à cause d'une obstruction dans les vaisseaux sanguins. Les maladies cardio-neurovasculaires et leurs complications sont la première cause de décès dans le monde. En France, elles sont la deuxième cause de décès après les cancers, en étant responsable de plus de 140 000 morts chaque année en population générale (Santé, s.f.)

Voici un aperçu des principales pathologies neurovasculaires :

Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC) :

AVC Ischémique : Cela se produit lorsque l'artère cérébrale est obstruée, ce qui diminue le flux sanguin et l'apport d'oxygène à une partie du cerveau. Cette obstruction peut être causée par un thrombus (un caillot de sang formé sur place) ou une embolie (un caillot de sang ou un autre matériau qui s'est déplacé vers le cerveau).

AVC Hémorragique : Cela se produit lorsqu'un vaisseau sanguin dans le cerveau se rompt, entraînant une hémorragie. Cela peut être causé par une hypertension artérielle, des malformations vasculaires ou des anévrismes (des gonflements de la paroi artérielle).

Accident Ischémique Transitoire (AIT) :

Un court épisode de dysfonctionnement neurologique provoqué par une ischémie focale cérébrale ou rétinienne sans infarctus aigu. Il est souvent perçu comme un signe précurseur d'un AVC.

Malformations Vasculaires :

Malformations Artérioveineuses (MAV) : Anomalies des vaisseaux sanguins caractérisées par des connexions directes entre les artères et les veines, sans les capillaires intermédiaires.

Anévrismes : Des poches se forment dans les parois des artères, et elles peuvent se rompre, causant ainsi des hémorragies intracérébrales.

Thrombose Veineuse Cérébrale : (Athérosclérose)

Formation de caillots dans les veines cérébrales, ce qui peut entraîner un œdème cérébral et des hémorragies.

Maladie des Petits Vaisseaux :

Affecte les petites artères, artérioles, veines et capillaires du cerveau, souvent associée à l'hypertension et au diabète. Elle peut entraîner des micro-AVC et une détérioration cognitive.

Les maladies neurovasculaires sont généralement diagnostiquées par des examens d'imagerie médicale, tels que la tomodensitométrie (CT scan), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'angiographie cérébrale et d'autres techniques avancées. Le traitement peut comprendre des médicaments pour dissoudre les caillots, des interventions chirurgicales pour réparer ou retirer les anomalies, et des mesures de prévention telles que le contrôle de la pression artérielle et du taux de cholestérol.

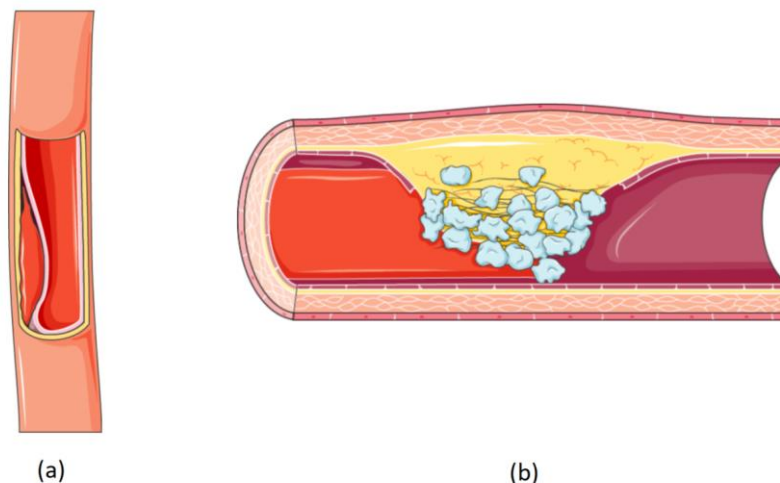


Figure 3 : (a) Anévrisme (b) Atherothrombose (d'après avc-normandie.fr)

1.3 Navigation Endovasculaire

Actuellement les interventions chirurgicales ou la navigation endovasculaire, est un des traitements les plus utilisés lorsqu'un patient présente des obstructions dans les vaisseaux, car elle est une meilleure option que l'opération à cœur ouvert, qui implique plus de risques pour le patient.

L'intervention médicale mini-invasive est réalisée avec des outils tels que les cathéters et guides qui vont se mettre à l'intérieur des vaisseaux pour aller jusqu'à l'endroit où se trouve la malformation ou le bouchon. En outre, des méthodes pour la visualisation de ces outils sont utilisées afin de guider le médecin dans ses gestes tout au long de l'opération comme la fluoroscopie qui à l'aide du liquide de contraste et la radiation, permet cette visualisation.

Cependant, ce traitement a des risques associés, tels que de possibles perforations dans les vaisseaux qui peuvent causer des saignements, des hémorragies, l'exposition à la radiation pour le patient et le personnel médical, des infections à cause des pathogènes qui rentrent dans le corps du patient ainsi que des conséquences à long terme comme des réinterventions et ruptures dans les vaisseaux (Antoniou, 2020).

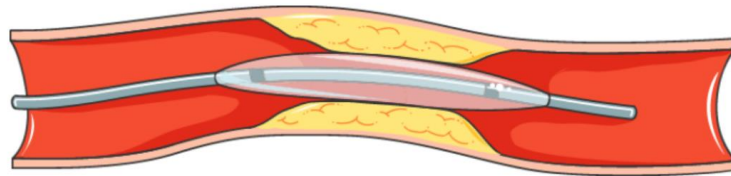


Figure 4 : Angioplastie, un type de traitement endovasculaire (d'après avc-normandie.fr).

En navigation endovasculaire, crocheter signifie attraper un vaisseau avec un instrument. Dans ce projet en particulier, l'objectif est de crocheter l'artère carotide gauche, ce qui implique un chemin d'accès difficile, rendant l'opération plus complexe. L'image ci-dessous montre un exemple de la trajectoire à suivre avec les outils endovasculaires pour le traitement d'une pathologie cérébrale en commençant par l'artère fémorale.

Accès aux zones cérébrales



Figure 5 Trajectoire à suivre avec les outils endovasculaires pour le traitement d'une pathologie cérébrale en commençant par l'artère fémorale (Badrou, 2022).

1.4 Le guide

Les difficultés du traitement endovasculaire incluent les géométries complexes et donc des chemins qui sont compliqués à suivre, notamment avec les guides passifs utilisés aujourd'hui. Ces guides

correspondent à de fins fils métalliques flexibles utilisés pour diriger et positionner des instruments médicaux, tels que des cathéters ou des stents, à l'intérieur des vaisseaux sanguins lors de procédures endovasculaires. Cependant, ces fils flexibles ne sont pas capables de former une courbe selon nos besoins, ils se déforment au contact avec la structure vasculaire.

Dans ce contexte, Basecamp Vascular a créé un nouveau type de guide actif. Le principe consiste à actionner le guide avec des charges thermiques qui vont déformer le guide pour faciliter la navigation dans la géométrie de l'anatomie du patient.

En termes généraux, le guide est déformable et il est composé d'une tige en acier connectée à une lame centrale en Nitinol (Lame Niti fil) avec des parties actives qui sont des fils de Nitinol rigidement collés à la lame. Ces fils réagissent aux charges thermiques appliquées grâce à l'effet Joule généré par des fils électriques attachés à eux. Ces parties comprennent les fils distal et proximal, indiqués en bleu sur l'image ci-dessous, avec des longueurs appelées L_d et L_p respectivement. De plus, la superposition des parties actives est considérée comme très rigide et inactive, avec une longueur définie.

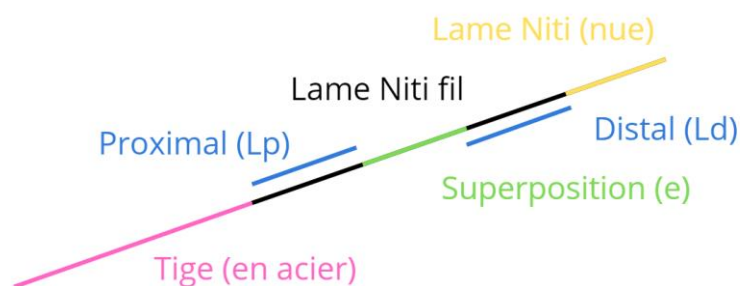


Figure 6 Schéma simplifié du guide actif

Une preuve de concept est faite pour ce guide dans la thèse d'Arif où s'est démontré la faisabilité de cette idée, où le schéma montré ci-dessus est juste une version simplifiée de toute la structure réelle qu'est le guide développé par Basecamp Vascular.

1.5 La fusion d'images

Avant l'opération, des images sont prises pour obtenir l'anatomie des artères du patient. Ces images sont traitées pour créer un modèle 3D à partir de la segmentation, qui sera utilisé pour générer une sorte de carte de la géométrie pour s'en servir pendant l'opération. Cela facilite le ciblage de l'endroit désiré et permet au médecin de se guider. De plus, cela offre d'autres avantages tels qu'une meilleure planification du chemin à suivre pour atteindre l'objectif, ce qui réduit la durée du traitement et donc l'exposition aux rayonnements. En général, la fusion d'images améliore la précision, la sécurité et l'efficacité des interventions (Brandon M. Wiley, 2018).

Cependant, actuellement, ce processus présente encore des limitations, car en général, le médecin cible l'objectif en essayant différents gestes possibles selon sa propre expérience avec l'outil, ce qui se complexifie par le fait que tous les gens ont des anatomies différentes, ce qui change le chemin à suivre et ainsi les gestes à faire pour le crochetage.

La simulation numérique apparaît comme une solution potentielle pour mieux guider le médecin, car elle permet d'essayer plusieurs gestes différents à partir de certains paramètres qui sont testés pour trouver le bon chemin à suivre. Une fois que le chemin est identifié pour un patient spécifique, le

médecin peut utiliser ces informations pour savoir immédiatement où il doit aller pas à pas, ce qui permet d'économiser beaucoup de temps pendant l'intervention. Le médecin saura ainsi quoi faire sans perdre de temps à réfléchir et à essayer des gestes.

Dans ce contexte, l'intérêt de réaliser une fusion d'images augmentée est évident. Cela permet de localiser les outils pendant l'intervention et de mieux savoir quel geste effectuer à chaque étape du chemin défini dans le temps. Pour construire cette fusion augmentée, les simulations précédemment réalisées pour Arif Badrou nous fourniront les données nécessaires pour localiser le guide tout au long du temps, ainsi que les endroits où le guide entrera en contact avec la paroi de l'artère à chaque étape du processus. Ainsi, la fusion ne servira pas seulement à se situer dans l'anatomie, mais aussi à appliquer directement les bons gestes pour réussir le guidage vers la cible. Dans ce cadre, le médecin saura vers où se diriger et quelles actions effectuer en temps réel pendant l'opération.

Ce projet se concentre sur l'extraction des données pour localiser le guide, ainsi que pour quantifier et localiser le contact entre le guide et la paroi de l'artère à chaque pas de temps de la simulation sur le logiciel ANSYS LS-DYNA.

Ce rapport présente les différentes étapes traversées par ce projet. Le chapitre 2 décrit la prise en main du logiciel de simulation, illustrée par la simulation de l'écrasement d'une colonne en aluminium. Ensuite, le chapitre 3 introduit la description de la structure pour la mise en place des simulations précédemment réalisées. Il explique également le processus d'extraction des données pour localiser le guide actif tout au long de la simulation, ainsi que l'étude simplifiée du contact entre le guide et la paroi aortique. Le chapitre 4 conclut le rapport en présentant également les perspectives pour la suite de ce projet.

Chapitre 2. Apprentissage de LS-DYNA

Ansys LS-DYNA est un logiciel de simulation en dynamique explicite. Dans notre cas il est utilisé pour résoudre des problèmes quasi-statiques non-linéaires, c'est-à-dire, des problèmes qui se passent si lentement qu'il est possible de définir l'état du système à chaque instant (Larousse, s.f.) et qui à la fois ont des non-linéarités dues aux contacts et au fait que le mouvement du guide actif change abruptement, ce qui fait la convergence des simulations difficile et alors la méthode explicite est choisie.

Afin de se familiariser avec les deux possibles interface qui propose ce logiciel qui est utilisé tout au long de ce projet, une simulation préliminaire est faite à partir d'un exemple sur YouTube (Ahmad, 2023) de l'écrasement d'une colonne en aluminium. Après, pour la suite de ce projet, la documentation disponible sur le manuel d'utilisateur volume I est aussi utilisé ainsi que des recherches sur internet pour des problèmes ponctuelles.

2.1 Cas test : simulation de l'écrasement d'une colonne en aluminium

La géométrie inclut un tube en aluminium de 300mm de longueur avec section carré de 50mm avec 2mm de rayon pour arrondir les coins. En bas du tube, un block en acier rigide de dimensions 80mm x 80mm x 15mm qui a un point de masse concentrée défini au milieu du bloc, représentant une masse de 560kg.

Les matériaux utilisés correspondent à ceux qui sont disponibles à la base dans le logiciel, mais la valeur du module d'Young E de la barre en aluminium a été ajusté à 2^{es} MPa, tandis que l'acier reste le même qui est prédéfini dans le logiciel.

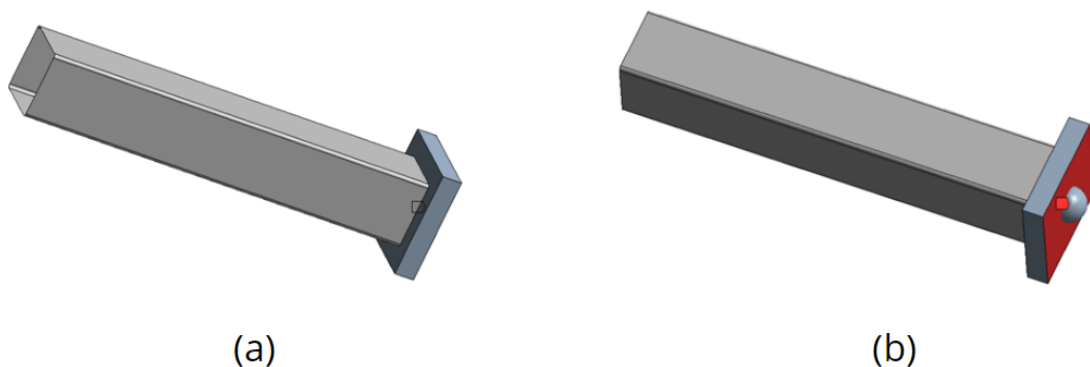


Figure 7 (a) Géométrie du tube et bloc rigide de la simulation (b) la même structure montrée en (a) où il est possible de visualiser le point de mass du block.

L'interaction entre les corps est un contact frottant avec des coefficients de friction et dynamique de 0,1. De plus, une interaction de contact est définie entre le tube et le bloc, en étant la partie bas du tube la surface esclave et le bloc la surface maître en contact comme montre la figure ci-dessous.

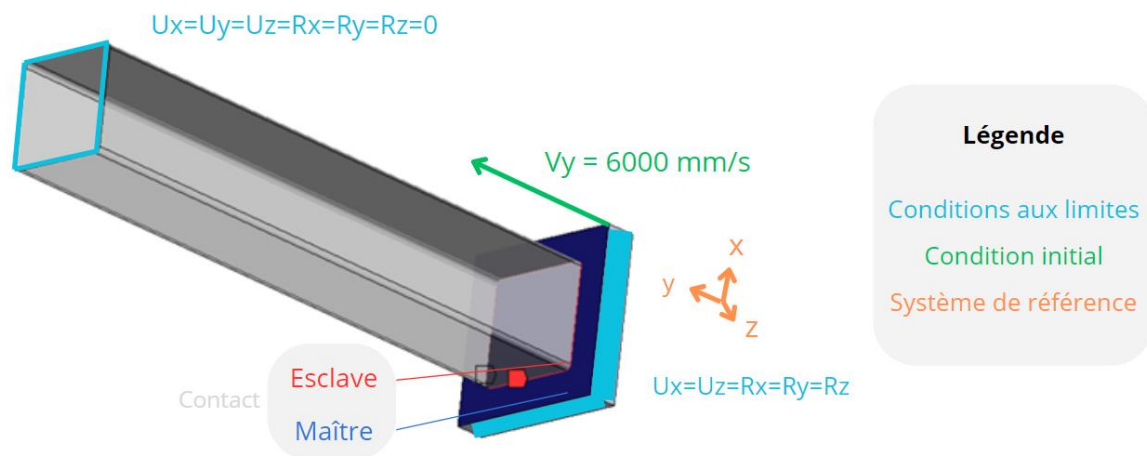


Figure 8 Schéma général des conditions de la simulation de l'écrasement d'une colonne en aluminium.

Les conditions aux limites appliquées sur le tube correspondent à celles indiquées dans le schéma ci-dessus, où la partie haute du tube est fixée en déplacement et rotation (encastree) et le bloc peut seulement se déplacer au long de l'axe y. De plus, une vitesse initiale est imposée au bloc rigide de 6000 mm/s qui est maintenue tout au long de la simulation, qui a une durée fixée de 0.04s.

Le maillage du tube utilise des éléments coques de type Belytschko-Tsay, utilisé pour des applications non linéaires (Ansys), avec 5 points d'intégration dans une épaisseur de 1mm pour la section du tube. Le maillage pour le bloc est fait avec des hexaèdres linéaires de taille de 3mm.

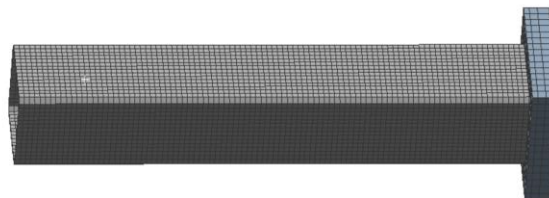


Figure 9 Maillage de la structure.

En outre, les mailles avec des hexaèdres linéaires ont tendance à se déformer d'une façon qui n'est physique en forme de sablier, effet appelé en anglais *hourglass* (LS-DYNA Support, s.f.). Afin de contrôler ces effets LS-DYNA compte avec une méthode par défaut auquel une valeur de 0.1 est attribuée.

Enfin, le calcul est lancé sur les deux plateformes disponibles de LS-DYNA : la première dans le workbench d'ANSYS et la deuxième sur l'ancienne plateforme LS-PrePost. Les deux sont utilisées aujourd'hui pour l'exécution du logiciel. La différence réside dans le fait qu'ANSYS n'a pas encore complètement intégré LS-PrePost dans son workbench. De plus, comme LS-PrePost est utilisé depuis plus longtemps, il est plus facile de trouver des tutoriels vidéo expliquant l'utilisation de chaque bouton. Cependant, dans le workbench, le maillage et la construction de géométries sont beaucoup plus intuitifs que dans LS-PrePost, où la modification fine des keywords est meilleure.

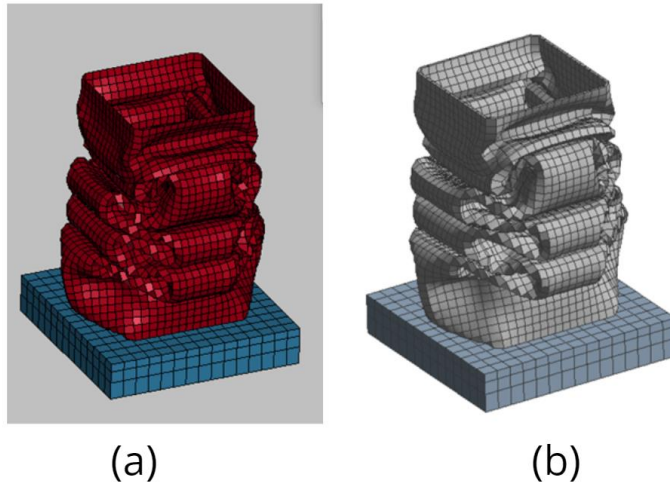


Figure 10 Etat final du calcul. (a) sur le cluster (b) sur l'ordinateur de ce projet.

Afin de se familiariser avec l'utilisation du cluster du LaMCoS, les calculs sont effectués sur le cluster et sur l'ordinateur désigné à ce projet. Il est possible de constater que, dans les deux cas, les déformations à l'état final du calcul sont les mêmes.

Chapitre 3. Extraction des données pour la fusion d'images

Ce chapitre décrit le processus d'extraction des paramètres nécessaires pour la fusion d'images, en se concentrant sur les coordonnées du guide endovasculaire et la pression entre les surfaces en contact entre le guide et l'aorte ainsi que la localisation du contact dans l'aorte. Cette approche permet de visualiser le guide en mouvement dans l'artère et d'identifier les zones de contact, aidant ainsi les médecins à mieux guider le geste de crochétage.

3.1 Simulation navigation endovasculaire

D'abord, il faut préciser que ce projet est la continuation des travaux réalisés précédemment (Badrou, 2022), sur la preuve de concept du guide actif de Basecamp Vascular. Une description générale de ses simulations est donc nécessaire.

L'idée était de représenter la navigation endovasculaire pour différentes anatomies de patients. Des études sur les propriétés mécaniques ont été menées pour les quantifier expérimentalement lors de la navigation dans une structure vasculaire en silicone, utilisée pour diverses études tout au long de sa thèse. Le modèle de l'anatomie appelé PY a été sélectionné comme référence pour la géométrie de l'aorte, en raison de la complexité qu'il présente pour crocheter les TSAs.

La simulation contient les outils utilisés pour l'intervention, tels que les cathéters et le guide actif décrit précédemment, ainsi que l'anatomie du patient, composée de la crosse aortique obtenue par segmentation des images préopératoires, avec une épaisseur moyenne de 3 mm fixée, et une prolongation de la partie descendante représentée par un tube du même matériau que l'aorte, défini sous l'hypothèse d'un comportement rigide. Cette rigidité de la structure vasculaire par rapport au guide a été validée en comparant la différence de position du guide dans une aorte déformable par rapport à une aorte rigide.

Le maillage des différents éléments dans la simulation peut être résumé de façon suivante. Pour l'aorte, des coques triangulaires de type Belytschko-Tsay (LS-DYNA Support, s.f.) ont été utilisées, avec un raffinement spécifique au niveau des TSAs. Le cylindre a été maillé avec des coques quadrilatérales linéaires, tandis que les cathéters ont été représentés par des coques quadrilatérales totalement intégrées avec trois points d'intégration dans l'épaisseur. Le guide a été modélisé à l'aide de poutres de type Hughes-Liu (LS-DYNA Support, s.f.), mesurant 1 mm sur la partie distale et 2 mm le long de la tige. Afin de déterminer la taille optimale des éléments, une analyse de convergence a été réalisée sur l'aorte PY.

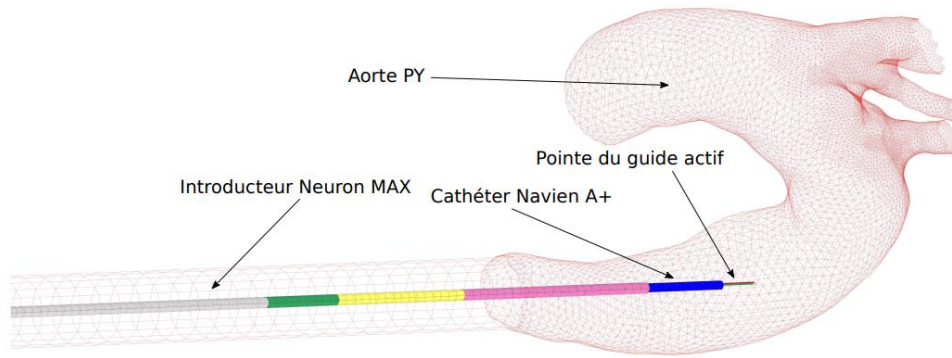


Figure 11 Vue partielle du maillage des outils et de l'aorte dans le modèle de navigation endovasculaire dans l'aorte PY (Badrou, 2022).

Pour la loi de comportement de guide, une loi d'utilisateur est définie dans le dossier `usermat_2`, qu'il est nécessaire de placer dans le dossier `home` du cluster au moment de lancer le calcul. Cette loi de comportement inclut l'effet de mémoire de forme du Nitinol pour la lame, ce qui correspond à la capacité du Nitinol de reprendre sa structure initiale lorsque le métal est chauffé (Neerden, 2019).

Le contact et le frottement sont définis par des coefficients variant entre 0.1 et 0.3 selon l'interaction entre les outils et l'aorte ou entre les outils eux-mêmes. En général, les instruments chirurgicaux possèdent des propriétés qui limitent les frottements.

3.1.1 Mass-scaling

Afin de réduire le temps de calcul, la technique de mass-scaling est appliquée, consistant en une augmentation artificielle de la masse volumique (ρ) des éléments conditionnant le pas de temps critique, nécessaire pour la convergence du calcul. Dans le cas explicite, pour des éléments poutre de longueur l , la relation est la suivante.

$$\Delta t_{critique} = l \cdot \sqrt{\frac{\rho}{E}}$$

Les éléments ayant un module de Young (E) suffisamment faible pour ne pas atteindre le pas de temps souhaité voient leur masse volumique augmentée artificiellement jusqu'à atteindre ce pas de temps. Ce pas de temps souhaité dans LS-DYNA est configuré dans le keyword `CONTROL_TIMESTEP` pour le paramètre `DT2MS`, où le $\Delta t_{critique}$ souhaité est défini.

3.2 Extraction des données

Une première approche des résultats disponibles pour la visualisation des simulations déjà effectuées est fait afin de se familiariser avec les outils d'analyse des données post-simulation. L'objectif est de trouver un moyen d'extraire les quantités pertinentes pour localiser le guide dans l'anatomie à chaque pas de temps, ainsi que pour localiser les zones où le guide est en contact avec l'aorte à chaque pas de temps et quantifier l'intensité de ce contact de la manière la plus automatisée possible.

3.2.1 Localisation de guide

Il est possible de configurer le fichier « .k » de la simulation pour obtenir directement les coordonnées des nœuds dans le fichier `nodout`. Tout d'abord, il faut définir un groupe de nœuds pour lequel on souhaite obtenir des informations, ce qui peut être fait manuellement dans le keyword

SET_NODE_LIST ou plus facilement via l'interface de LS-PrePost dans *Model > Entity Creation > Set Data*. Ensuite, dans le keyword DATABASE_HISTORY_NODE_SET, la liste de nœuds souhaitée doit être sélectionnée. Il est également nécessaire de définir le pas de temps avec lequel les données seront écrites dans le document, ce qui doit être fait dans le keyword DATABASE_NODOUT qui doit être cochée, dans le paramètre DT. Enfin, dans le même keyword, il est important de définir le paramètre BINARY à 1 pour que le document soit généré au format ASCII, écrit avec des caractères lisibles par un humain.

La structure du document nodout commence par la liste des IDs des nœuds pour lesquels les données sont écrites, suivie des informations pour les nœuds, dont les coordonnées pour chaque pas de temps selon le DT défini précédemment. L'image ci-dessous montre un exemple de ce fichier.

```

1 LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
2 ls-dyna smp.190 d date 10/29/2021
3
4 (BEGIN LEGEND)
5 Entity # Title
6 1
7 2
8 3
9 4
10 5
11 6
12 7
13 8
14 9
15 10
16 11
17 12
18 13
19 14
20 15
21 16
22 17
23 18
24 19
25 20
26 21
27 (END LEGEND)
28
29
30
31
32
33
34 nodal print out for time step 1 ( at time 0.000000E+00 )
35
36 nodal point x-disp y-disp z-disp x-vel y-vel z-vel x-accl y-accl z-accl X-COOR Y-COOR Z-COOR
37 1 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 -1.77636E-15 6.000000E+00
38 2 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 7.37477E-01 5.10621E+00
39 3 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.55455E+00 4.28456E+00
40 4 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 2.44420E+00 3.54209E+00
41 5 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 3.39878E+00 2.88520E+00
42 6 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 4.41009E+00 2.31953E+00
43 7 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 5.46943E+00 1.84994E+00
44 8 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 6.56771E+00 1.48046E+00
45 9 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 7.69548E+00 1.21427E+00
46 10 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 8.84306E+00 1.05366E+00
47 11 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.00000E+01 1.00000E+00
48 12 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.11581E+01 1.05376E+00
49 13 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.23057E+01 1.21448E+00
50 14 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.34334E+01 1.48078E+00
51 15 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.45317E+01 1.85036E+00
52 16 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.55909E+01 2.32005E+00
53 17 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.66022E+01 2.88582E+00
54 18 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.75567E+01 3.54279E+00
55 19 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.84463E+01 4.28534E+00
56 20 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 1.92633E+01 5.10707E+00
57 21 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 0.000000E+00 2.00000E+01 6.00000E+00

```

Figure 12 Fichier nodout contenant les coordonnées du set de nœuds du guide à chaque DT secondes.

Toute la configuration de ce fichier est effectuée automatiquement lors de la création de la simulation de navigation pour le patient XX, qui produit un seul fichier de sortie nommé « navigation_endo_XX.k », avec le code Matlab « navigation_endo_creator.m ». Ce code nécessite en entrée les fichiers « aorta_XX.k », « catheters.k » et « active_guidewire.k », qui correspondent respectivement à l'anatomie du patient XX, aux cathéters et au guide actif pour la navigation.

3.2.2 Contact

L'objectif est d'identifier à partir de la simulation de la navigation les pas de temps pour lesquels il y a du contact, ainsi que sa localisation dans l'espace et son intensité.

Tout d'abord, la pression sous les éléments est considérée comme un possible paramètre pour quantifier le contact. Cependant, l'hypothèse selon laquelle l'aorte est constituée d'un matériau rigide

l'empêche de se déformer et donc d'avoir des contraintes quantifiables sur les éléments du maillage. C'est pour cette raison qu'une étude simplifiée du contact est réalisée afin de trouver les quantités pertinentes pour identifier le contact sur un matériau rigide tel que l'aorte.

Simulation pour l'étude du contact

L'idée est de représenter de manière simplifiée le contact entre le guide actif et l'aorte, représentée dans ce cas simplifié par une plaque plane. Pour ce faire, on utilise un fil en Nitinol déformable d'un diamètre de 1.5mm et une plaque rectangulaire de 20x10mm avec une épaisseur de 1.8mm en matériau rigide. Les propriétés mécaniques et les sections de chaque partie sont définies de la même manière que dans le modèle de navigation. Ainsi, le Nitinol est défini comme un matériau élastique ($E=5272 \text{ MPa}$, $\nu=0.3$, $\rho=6.450\text{e-}09$) et les dimensions de chaque section correspondent à celles du guide actif et de l'aorte, pour le fil et la plaque respectivement.

De la même manière, les éléments choisis pour mailler chaque partie correspondent au maillage du guide et de l'aorte. Ainsi, le fil est constitué d'éléments poutre de taille 1.16mm, tandis que la plaque est maillée avec des éléments coques de taille 1x1mm. Cela rend ces tailles comparables en ordre de grandeur, ce qui est important pour l'étude du contact.

L'image ci-dessous montre le schéma du modèle simplifié.

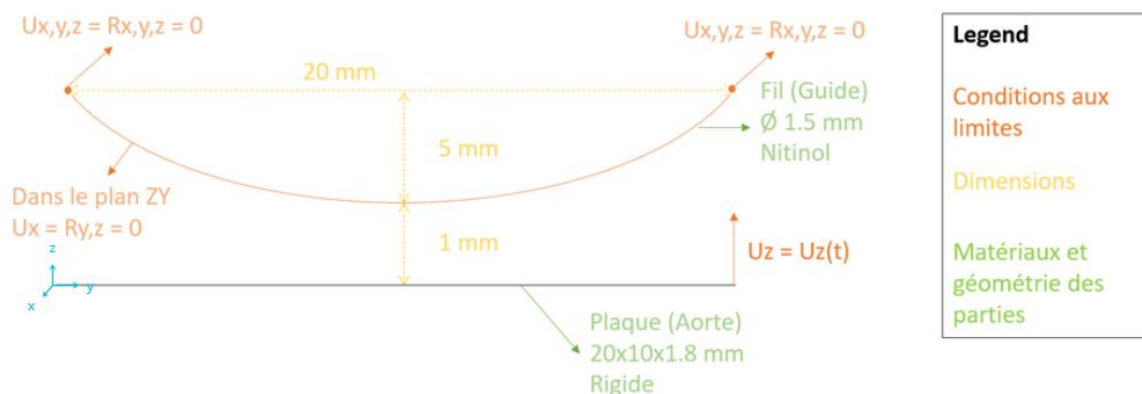


Figure 13 Modèle pour l'étude simplifiée du contact entre le guide et l'aorte.

Le schéma montre les dimensions qui définissent le fil, lequel est constitué d'une circonférence formée à partir de trois points : le premier au milieu, à 1mm de la plaque, et les extrémités à 6mm sur la plaque, avec une séparation de 20mm entre eux.

Sur le fil, les points des extrémités sont encastres et l'ensemble du fil est contraint à rester dans le plan ZY. D'un autre côté, la plaque se déplace uniquement dans l'axe Z, où un déplacement est appliqué en suivant une courbe définie comme le montre la figure ci-dessous. Le déplacement commence avec une vitesse constante, puis reste à $Z=1\text{mm}$ jusqu'à la fin de la simulation, étant donné que la plaque commence le mouvement au niveau de $Z=0\text{mm}$.

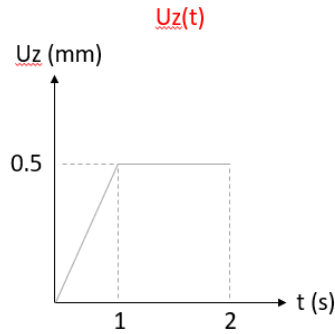


Figure 14 Condition limite en déplacement imposée sur la plaque rigide

Afin de réduire le temps de calcul, la technique de mass-scaling est appliquée dans le keyword CONTROL_TIMESTEP pour le paramètre DT2MS, où le $\Delta t_{critique}$ souhaité est défini sous une valeur de 0.001.

Le ratio entre l'énergie totale de la simulation à la fin et le travail externe plus l'énergie totale au début doit toujours être égal à 1 afin que la simulation soit validée. Ce ratio est directement obtenu des données disponibles dans le keyword DATABASE_GLSTAT (LS-DYNA Support, s.f.). Dans ce cas, le graphique présenté ci-dessous sert à valider la simulation.

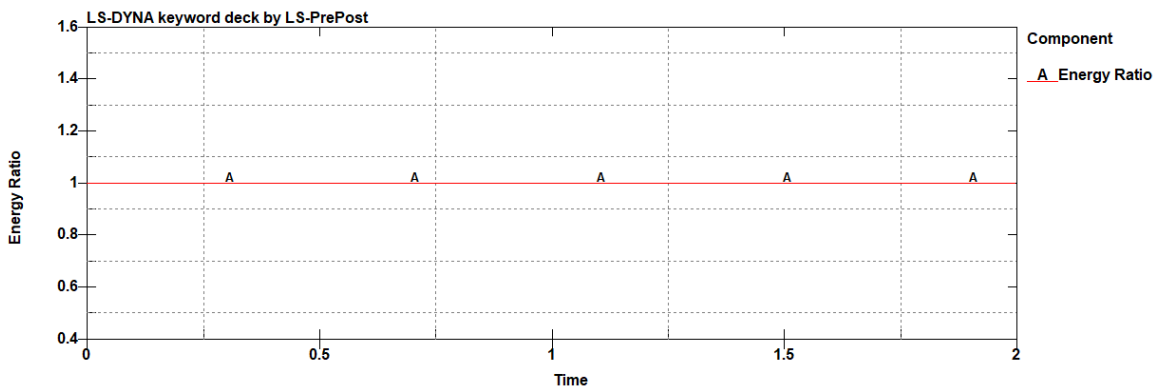


Figure 15 Proportion entre l'énergie totale et le travail externe pour valider la simulation.

Ensuite, pour valider que le mass scaling utilisé est correct, il faut vérifier que le ratio entre l'énergie cinétique et l'énergie interne représente moins d'un 10%. Les graphiques présentés dans la figure ci-dessous montrent que l'énergie interne est d'ordre moins deux tandis que l'énergie cinétique est d'ordre moins sept ce qui donne un ratio final de 10^{-5} qui valide la valeur de mass scaling utilisée.

$$\frac{E_{cinétique}}{E_{interne}} = \frac{10^{-7}}{10^{-2}} = 10^{-5} < 10\% = 0.1$$

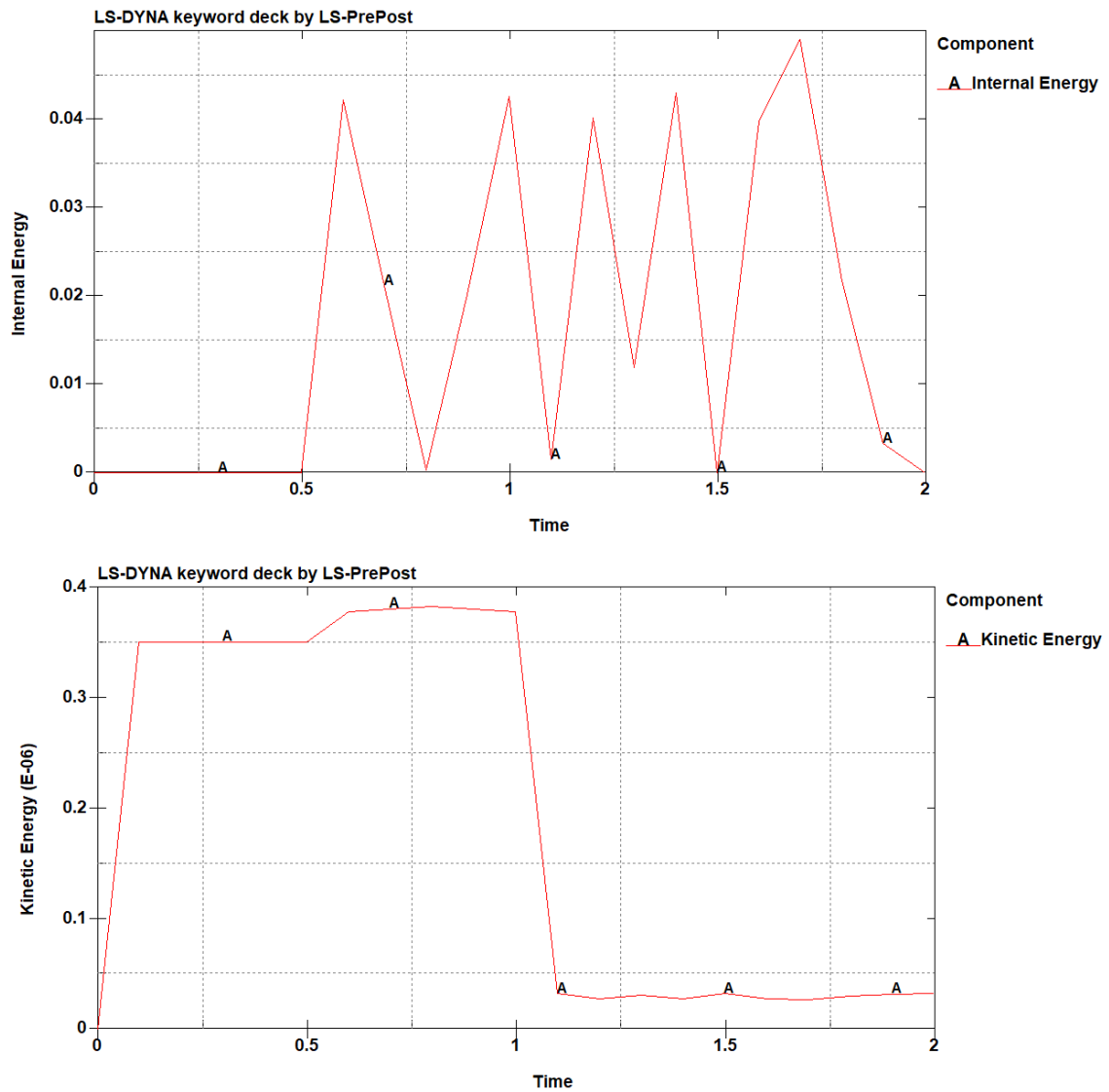


Figure 16 Energie internet et énergie cinétique globale de la simulation.

Il est possible de voir que le contact entre le fil et la plaque se passe dans cet intervalle du temps avec l'intensité que montre la figure ci-dessous pour le nœud central du fil. De cette façon, il est possible de savoir l'intensité, le moment et l'endroit du contact présent.

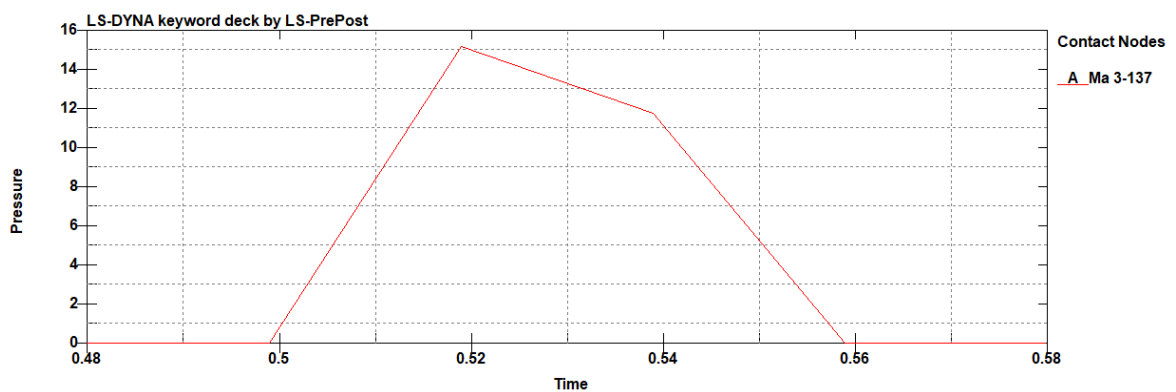


Figure 17 Pression de contact pour le nœud central du fil.

Le document NCFORC contient les variables liées au contact de deux surfaces. Pour bien l'avoir une fois que la simulation est lancée, il faut faire attention à bien cocher NCFORC dans le keyword DATABASE et définir le temps auquel les résultats vont s'écrire, ainsi que vérifier les valeurs des paramètres SPR et MPR sur la carte du contact.

Quand?

8786	forces (t=9.00000E-01) for interface					3 master side
8787						
8788						
8789	node	x-force/ coordinate	y-force/ coordinate	z-force/ coordinate	pressure/	
8790						
8791	22	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
8792		1.00000E+01	0.00000E+00	1.35000E+00		
8793	23	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
8794		0.52201E+00	0.00000E+00	1.35000E+00		
	293	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
		6.66667E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
	294	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
		6.19048E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
	295	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
		5.71429E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
Où?	296	1.47152E-13	4.13207E-02	-1.16111E+00	-5.12048E+00	Intensité?
		5.23810E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
	297	1.47152E-13	4.13207E-02	-1.16111E+00	-5.12048E+00	
		4.76190E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
	298	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
		4.28571E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		
	299	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00	
		3.80952E+00	5.71429E+00	1.35000E+00		

Figure 18 Structure du fichier NCFORC contenant toutes les informations pertinentes pour quantifier le contact.

Une fois imprimé, le fichier a la structure indiquée par la figure ci-dessus, où pour chaque DT de temps défini sur DATABASE pour NCFORC, les données de force du contact, pression du contact ainsi que les coordonnées vont s'afficher pour l'ensemble des nœuds des surfaces en contact.

Toute la configuration de ce fichier est effectuée automatiquement lors de la création de la simulation de navigation avec le code Matlab « navigation_endo_creator.m ».

3.3 navigation_endo_creator.m

Pour construire une simulation, nous avons besoin des fichiers au format « .k ». D'abord, la géométrie de l'aorte, créée à partir de la segmentation des images préopératoires, est appelée « aorta_XX.k », où XX correspond au patient. Cela inclut la crosse aortique ainsi qu'un tube rigide du même matériau qui remplace l'aorte descendante. Ensuite, il y a le fichier des cathéters, « catheters.k », et celui du guide actif, appelé « active_guidewire.k ».

Le programme est conçu pour parcourir des dossiers numérotés avec différents paramètres. Cependant, il est possible de l'utiliser pour créer une seule simulation. Dans ce cas, il suffit de modifier la ligne 6 qui définit le cycle selon le nombre de jeux de paramètres à tester pour une certaine anatomie.

La ligne 7 du code doit indiquer le dossier où se trouvent les paramètres, « params.dat ». Pour ce projet, le dossier utilisé était le même que celui du code. Dans le cas de MATLAB, il est possible

d'obtenir le chemin du dossier avec la commande « pwd », ce qui est la configuration recommandée pour son utilisation.

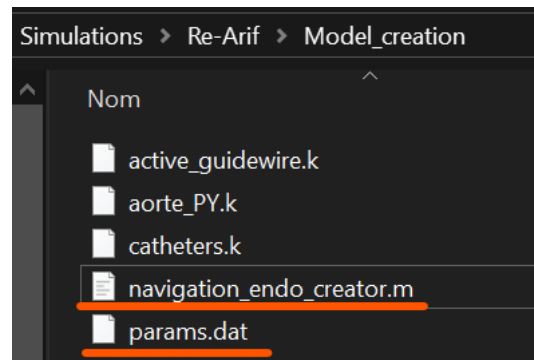


Figure 19 Format de dossier avec les différents fichiers nécessaires pour la construction d'une simulation

Les paramètres du fichier « params.dat » correspondent aux paramètres de la simulation décrits entre les lignes 12 et 23 du code, comme le montre la figure ci-dessous. Ces paramètres correspondent aux caractéristiques physiques du guide, telles que la longueur des parties actives proximale et distale, ainsi que la superposition des deux, et la déformation récupérable par le fil de Nitinol de chaque partie active. De plus, des paramètres temporels, tels que les moments où le guide sera poussé et tiré, ainsi que le moment d'activation de la partie proximale et sa durée, sont également inclus.

```

12 % PARAMETERS
13 data = load([path_folder_hopgd '/params.dat']); % read the set of parameters
14 % (params.dat file in each folder)
15 L_p_active_p = 29; % length of the proximal active part
16 L_p_active_d = round(data(1)); % length of the distal active part
17 d_superposition = 9; % gap between the active parts
18 epsi_l_p = data(2); % recoverable strain for the prox. part
19 epsi_l_d = data(3); % recoverable strain for the distal part
20 d_push = data(4); % pushing time (guidewire)
21 d_pull = data(5); % pulling time (guidewire)
22 t_act_p = data(6); % activation time (prox. part)
23 d_act_p = data(7); % duration time (prox. part)

```

Figure 20 Paramètres du fichier params.dat

	1	2	3	4	5	6	7
	34	0.028	0.032	5.6	3.75	5.6	6.4
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)

Figure 21 Structure du fichier params.dat

Une fois les paramètres fixés, il faut faire attention à la ligne 586 où le nom du fichier final est défini avec le format « navigation_endo_XX.k », où XX correspond au patient. De même, la ligne 594 définit le nom du fichier contenant la géométrie sous le nom « aorta_XX.k ».

À partir de la ligne 596, le contact est défini. Pour obtenir les données liées au contact, il est essentiel de vérifier que la ligne 608 contient des 1, comme montré dans la figure ci-dessous. Ces paramètres de contact indiquent au logiciel d'enregistrer les données relatives à chacune des surfaces en contact, master et slave. Plus d'informations sur ces paramètres, nommés SPR et MPR, sont disponibles dans la documentation.

```

605 % Guide / Aorte
606 fprintf(fileID,['\n*CONTACT_AUTOMATIC_BEAMS_TO_SURFACE_ID'...
607 '\n3,Contact Guide Aorte'...
608 '\n1,4,2,2,0,0,1,1'...
609 '\n0.3,0,0,0,20,0,0,1.00000E20'...
610 '\n1,1,0,0,1,1,1,1']) ;

```

Figure 22 Définition de la carte du contact entre le guide et l'aorte dans le code navigation_endo_creator.m

La ligne 626 marque le début du keyword DATABASE dans le fichier « .k » de la simulation. Cette section configure tous les paramètres qui seront générés automatiquement une fois la simulation exécutée et les résultats obtenus. Différents types de fichiers peuvent être définis dans ce keyword, mais ceux qui nous intéressent pour quantifier le contact et obtenir la position du guide au fil du temps sont les fichiers « NCFORC » et « NODOUT ».

L'image ci-dessous montre les lignes qui définissent ces fichiers. En vert, le pas de temps « DT » indique la fréquence à laquelle les résultats seront enregistrés dans chaque fichier, qui est généralement plus grand que le pas de temps du calcul. De plus, les nombres « 1 » en bleu clair correspondent au paramètre définissant le format du fichier où les résultats seront enregistrés, qui peut être un fichier ASCII, une base de données binaire, ou les deux.

```

626 %% DATABASE
627
628 % History nodes output
629 n_history = [n1_lame_1(1) ...
630             n2_lame_1 n2_lame_2 n2_lame_3 n2_lame_4];
631
632 fprintf(fileID,['\n*SET_NODE_LIST_TITLE'...
633 '\nNoeuds Output'...
634 '\n6,0,0,0,0,MECH']) ;
635 fprintf(fileID,['\n%i,%i,%i,%i,%i,%i,%i,%i'],[n_history]);
636 fprintf(fileID,['\n*DATABASE_HISTORY_NODE_SET'...
637 '\n6,0,0,0,0,0,0,0'... % Database (misc.)
638 '\n*DATABASE_NCFORC'...
639 '\n0.01,1,0,0'...
640 '\n*DATABASE_NODOUT'...
641 '\n0.01,1,0,1,0,0'...
642 '\n*DATABASE_EXTENT_BINARY'...
643 '\n0,0,3,0,1,1,1,1'...
644 '\n0,0,1,1,1,1,2,1'...
645 '\n0,0,1,0,0,0,0,0'...
646 '\n0,0,0,0,0'...
647 '\n*DATABASE_BINARY_D3PLOT'...
648 '\n1,0,0,0,0'...
649 '\n0,0,0,0,0,0']) ;

```

Figure 23 DATABASE keyword pour obtenir les fichiers NCFORC et NODOUT où en vert est défini le pas de temps des données et en bleu claire le paramètre pour imprimer le document à la fin de la simulation

L'image montre également les lignes 628 à 635, où la liste de nœuds qui sera imprimée dans le fichier NODOUT est définie automatiquement par le code à partir des nœuds de la lame.

Pour finir, les lignes 662 et 665 contiennent encore des noms de fichiers au format « ..._XX.k », qu'il est important de modifier selon la nomenclature du patient étudié.

3.3.1 Problèmes

L'utilisation du code présente encore certains problèmes lors de la construction des simulations. La localisation des différentes parties n'est pas correctement définie. Il est possible de constater que le positionnement du guide est incorrect, car il sort de l'aorte.

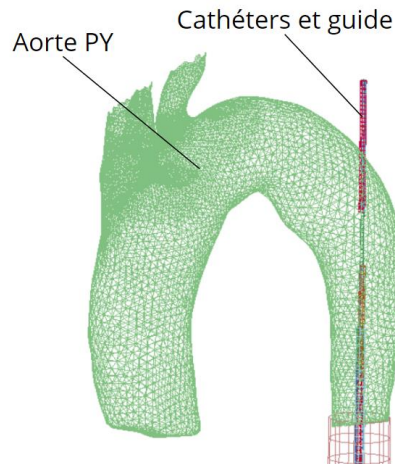


Figure 24 Mal positionnement de guide et cathéters dans la simulation construite avec le code navigation_endo_creator.m

De plus, au moment d'ouvrir le fichier qui est sensé être complet, il demande les différentes parties car il dit qu'il ne trouve pas les cathéters, le guide actif et l'anatomie.

En outre, un problème de numérotation des ID internes entre les différentes parties peut entraîner la duplication de certains keywords, ce qui pousse le logiciel à supprimer les doublons en ne conservant qu'un seul exemplaire. Un problème avec la numérotation des IDs pour les différents keywords peut également entraîner des problèmes dans la définition des matériaux et des sections pour les parties. En effet, le matériau a un ID qui est utilisé dans le keyword de la partie. Si le keyword de la partie indique par exemple "1" pour l'ID du matériau, mais que le matériau correspondant a "2" comme ID, le matériau défini ne sera pas correct. De même, une mauvaise définition des surfaces en contact peut survenir, car tout est lié aux IDs de chaque keyword, utilisés pour établir les relations avec les autres keywords.

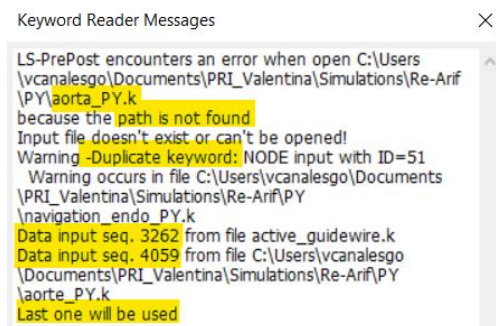


Figure 25 Exemple des messages d'erreur lors de la construction de la simulation de PY.

3.4 .slurm pour lancer le calcul de navigation

Pour lancer les simulations disponibles, il a fallu mettre à jour le document « .slurm » qui était utilisé auparavant. Les modifications apportées concernent principalement le chargement du module ansys/2022R1 ainsi que la ligne 12, où l'équipe de travail sur le cluster est définie.

```

1 #!/bin/bash
2 #SBATCH --job-name=navigation_endo_BH
3 #SBATCH --time=10:00:00
4 #SBATCH --nodes=1
5 #SBATCH --ntasks-per-node=4
6 #SBATCH --mem=8GB
7 #SBATCH --output=%x-%j.out
8 #SBATCH --error=%x-%j.err
9 #SBATCH --mail-user=valentina.canales-gonzalez@insa-lyon.fr
10 #SBATCH --mail-type=all
11 #SBATCH --partition=tiny
12 #SBATCH --account=LAMCOS-MECALIPS-CALC
13
14 # Load Ls Dyna module to define executable path
15 module load ansys/2022R1
16 # Change executable path to point out usermat executable
17 export PATH=/home/vcanalesgo/usermat_2:$PATH
18
19 # Load Intel/19 to compile
20 module load intel/19.0.8.324
21
22 /app/ansys/2022R1/v221/ansys/bin/linux64/lsdyna_dp.e i=navigation_endo_BH.k ncpu=${SLURM_NPROCS} memory="${SLURM_MEM_PER_NODE}M"

```

Figure 26 Fichier « .slurm » pour lancer les calculs de navigation sur le cluster.

D'autres modifications liées à l'utilisateur et à la simulation à calculer doivent être effectuées lorsque l'utilisateur change ou chaque fois qu'une nouvelle simulation est lancée. Aucune modification de la durée ou de la partition n'a été nécessaire, car la simulation prend à peu près le même temps de calcul qu'avant.

En testant avec ces modifications, les fichiers d'erreur du calcul suggéraient d'utiliser la version du logiciel en double précision, car il y avait un débordement de la mémoire utilisée pour le calcul. Par conséquent, la ligne 22 a été modifiée pour indiquer l'exécutable à utiliser, comme montré dans la figure ci-dessus.

Enfin, la ligne 17 définit le chemin vers le dossier usermat_2, qui doit être placé dans le répertoire home sur le cluster pour les calculs de navigation sous cette configuration de lancement. Si un autre dossier doit être utilisé, il suffit d'ajuster le chemin en conséquence.

Pour la suite, lors du dernier essai de lancement du calcul, un problème de licence est survenu. C'est pourquoi le support DSI a été contacté, mais aucune réponse n'a été reçue jusqu'à la fin de ce projet.

Chapitre 4. Conclusions et perspectives

L'étude commence par le contexte présenté dans l'introduction, qui inclut l'anatomie des artères à connaître pour la compréhension de ce projet, ainsi que l'importance de travailler sur l'amélioration de la navigation endovasculaire pour le traitement des pathologies neurovasculaires. Cela est illustré par une description des principales pathologies neurovasculaires et l'état actuel de la navigation endovasculaire, des guides et de la fusion d'images.

Ensuite, grâce à la prise en main du logiciel et à un bref contexte sur les travaux antérieurs, il est possible d'effectuer des études sur les quantités d'intérêt à extraire pour réaliser une fusion augmentée, permettant de guider le médecin pas à pas durant l'opération, en indiquant les gestes à effectuer et les zones à cibler. Cela permet de simplifier un chemin complexe, réduisant ainsi le temps et les ressources nécessaires pour le succès de l'intervention.

Une étude simplifiée sur le contact entre le guide et la structure vasculaire est réalisée pour évaluer les quantités qui quantifient l'intensité du contact ainsi que sa localisation sur une structure définie avec un matériau rigide qui ne se déforme pas. L'objectif est de déterminer la localisation du guide et du contact, ainsi que l'intensité du contact tout au long du temps, ce qui est atteint grâce aux données disponibles dans les fichiers NODOUT et NCFORC respectivement.

La fusion d'images augmentée sera un outil très puissant pour réduire la durée des interventions endovasculaires, car le médecin pourra voir les points à cibler avant d'atteindre l'objectif final, comme un caillot, indépendamment de la complexité du chemin. Cela diminue également l'utilisation de liquide de contraste et le temps d'exposition aux rayonnements.

Des difficultés telles que la recherche d'information ont pris du temps précieux pour l'avancement du projet, car le logiciel LS-DYNA dans sa version LS-pre-post n'est pas intuitif au début, et la documentation n'est pas claire. De plus, la version sur le workbench de ANSYS ne permet pas des modifications aussi fines que la version plus ancienne.

La visualisation des éléments coque avec une section définie n'est pas possible directement, contrairement aux éléments poutre, dont on peut afficher la section avec *Beam Prism* dans l'onglet *view* du logiciel. Cela rend plus difficile de savoir si l'orientation de la section correspond à ce que l'on veut représenter, notamment avec l'utilisation du paramètre NLOC de keyword *Section_Shell*. Il faut alors faire tourner la simulation pour vérifier l'orientation de la section.

Les prochaines étapes de cette étude consistent à terminer la construction des simulations, car jusqu'à présent, il y a des problèmes de positionnement des outils et de numérotation des IDs qui diffèrent des simulations finales disponibles, ce qui peut entraîner des problèmes dans la définition des conditions limites ou des propriétés mécaniques associées à chaque partie. Donc, pour la suite il faudra structurer les IDs de chaque partie de la simulation de navigation pour qu'il n'ait pas de problème dans la construction de la simulation.

De plus, il faut finaliser la configuration du document « .slurm » pour lancer les calculs sous les nouvelles conditions du cluster, en conservant les paramètres permettant d'obtenir les coordonnées du guide et les données de quantification du contact décrites dans la section « navigation_endo_creator.m ».

Il faudra également définir la précision souhaitée pour l'affichage des zones de contact et leur intensité, ainsi que la précision pour les coordonnées du guide lors de la fusion d'images augmentée. Il faudra simplement exécuter la simulation de PY et lui envoyer les informations obtenues dans les fichiers NODOUT et NCFORC générés automatiquement à la fin de la simulation. Il restera à traiter les données pour construire la fusion d'images augmentée dans sa version finale.

Bibliographie

- (n.d.). Retrieved from Larousse: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/quasi-statique/65558#:~:text=%EE%A0%AC%20quasi%2Dstatique%2C%20quasi%2Dstatiques&text=Se%20dit%20d%27une%20transformation,ne%20sont%20pas%20forc%C3%A9ment%20r%C3%A9versibles.>)
- Ahmad, S. (2023). *Ansys Workbench Ls-Dyna Tutorial of Crushing of Aluminium Column*. Récupéré sur YouTube: <https://www.youtube.com/watch?v=nJhYr95ZWeI>
- Ansys. (n.d.). Retrieved from Support LS-DYNA: https://ftp.lstc.com/anonymous/outgoing/support/FAQ_kw/shell_25_26.pdf
- Antoniou, G. A. (2020). Editor's Choice—Endovascular vs. open repair for abdominal aortic aneurysm: systematic review and meta-analysis of updated peri-operative and long term data of randomised controlled trials. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 59(3), 385-397.
- Badrou, A. (2022). *Développement d'un modèle numérique de navigation endovasculaire par cathéter actif multi-courbes*.
- Brandon M. Wiley, M. F. (2018). Técnicas de fusión de imagen en los procedimientos cardiovasculares. *Revista Española de Cardiología*, 373-381. Retrieved from Revista Española de Cardiología.
- LS-DYNA Support. (n.d.). Retrieved from Hourglass: <https://www.dynasupport.com/howtos/element/hourglass>
- LS-DYNA Support. (n.d.). Retrieved from Energy data: <https://www.dynasupport.com/tutorial/ls-dyna-users-guide/energy-data>
- Neerden, T. V. (2019, June 25). *Couleur Science*. Retrieved from <https://couleur-science.eu/?d=2605fa-le-nitinol-metal-a-memoire-de-forme>
- Santé, M. d. (n.d.). *Maladies cardiovasculaires*. Retrieved from <https://sante.gouv.fr/soins-et-maladies/maladies/maladies-cardiovasculaires/article/maladies-cardiovasculaires>