



**HAL**  
open science

# Quelques Contributions sur la Modélisation de Déformations d'Organes

Pierre-Frédéric Villard

► **To cite this version:**

Pierre-Frédéric Villard. Quelques Contributions sur la Modélisation de Déformations d'Organes. Informatique [cs]. Université de Lorraine, 2025. <tel-05058340>

**HAL Id: tel-05058340**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-05058340v1>**

Submitted on 6 May 2025

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire HAL, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons CC0 1.0 - Universal - International License

# Quelques Contributions sur la Modélisation de Déformations d'Organes

## THÈSE

présentée et soutenue publiquement le 03/04/2025

pour l'obtention d'une

**Habilitation de l'Université de Lorraine**

(mention informatique)

par

Pierre-Frédéric Villard

### Composition du jury

*Rapporteurs :* Caroline Essert, Professeur, Université de Strasbourg  
Yohan Payan, DR CNRS, Université de Grenoble  
Christian Duriez, DR Inria, Université de Lille

*Examineurs :* Maud Marchal, Professeur, Université de Rennes  
Sylvain Contassot-Vivier, Professeur, Université de Lorraine  
Marie-Odile Berger, DR Inria, Université de Lorraine

Mis en page avec la classe thesul.

## Remerciements

Je souhaite tout d'abord exprimer ma profonde gratitude à Marie-Odile, ma marraine scientifique dans cette aventure de l'habilitation à diriger des recherches. Merci de m'avoir accueilli dans ton équipe il y a maintenant seize ans, et de m'avoir accordé ta confiance malgré les contraintes de mon emploi du temps à l'IUT. Ton engagement et ton exigence ont largement contribué à mon parcours.

Je tiens à remercier chaleureusement les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer mon dossier d'habilitation. Leur disponibilité, leurs remarques pertinentes et la qualité de nos échanges lors de la soutenance ont grandement enrichi ma réflexion.

Je remercie également les doctorants que j'ai eu le privilège d'encadrer : Daryna, Igor, Nariman, Radhouane (merci pour ta relecture attentive du chapitre 4) et Andreas. Grâce à vous, j'ai pu expérimenter concrètement ce que signifie diriger une recherche, et ce fut un honneur de vous accompagner. Votre sérieux, votre implication, et vos idées ont nourri ma réflexion et enrichi mon chemin scientifique.

Ma reconnaissance va aussi à tous les étudiants que j'ai suivis dans le cadre de projets de recherche, dont l'enthousiasme et la créativité ont été essentiels : Pauline, Antoine, Amandine, Maureen, Clémence, Nicolas, Pierre, Alejandro, Daniel, Wesley, Damien, Brice, Pierre-Jean, Matthieu, Hugo, Samya, Aurélien, Firas, Wadi, Mouhammad, Justine, Lucille, Chaze, Phonchareun, Sebastian, Timothé, Mathieu, Diondra, Thomas, Ting, Valentina, Adrien, David, Samy, Laura, Metesh, Danae. Merci d'avoir été des compagnons de recherche passionnés et curieux.

Ces seize années passées au Loria, au sein de l'équipe Tangram, se sont déroulées dans une ambiance aussi stimulante qu'agréable. Les discussions – parfois techniques, parfois philosophiques – autour d'un café ou à la cantine ont largement contribué à mon épanouissement intellectuel. Je pense avec affection à Vincent, Erwan, Fabien, Gilles, Frédéric et Brigitte. Je n'oublie pas non plus tous les doctorants passés par l'équipe, avec qui j'ai tant appris : Mickael, Nicolas, Ahmed, Pierre, Antoine, Matthieu, Karim, Romain, Youssef, Hugo et Insaf. Je remercie aussi mes autres amis et collègues du Loria Yannick, Adrien, Nicolas, Damien. Merci aussi à Caro, Isabelle, Tarek et Floriane pour le super service de restauration.

Mon parcours s'est aussi enrichi de collaborations internationales marquantes, et je tiens à remercier du fond du cœur celles et ceux qui m'ont accueilli lors de mes séjours : Fernando à Imperial College, Franck à l'université de Bangor, Elisabeth à Uppsala (merci pour ta relecture précieuse du chapitre 5), Rob, Doug et Pete à Harvard, et Hao à l'université de Glasgow.

Quand je suis arrivé à Nancy en 2009, je ne connaissais encore personne. Depuis, j'ai eu la chance de croiser des amis formidables, liés à l'université de Lorraine, avec qui j'ai partagé réflexions, rires et moments de vie : Thomas, Julie, Romain, Fred, Renaud et Anne. Merci aussi à Mathilde et Tergo, mes voisins et amis fidèles de ces dernières années, ainsi qu'à Alexia, partenaire d'escalade, et David, pour votre indéfectible engagement à continuer les séances cinéma Marvel.

Je n'oublie pas mes collègues de l'IUT, qui m'offrent chaque semaine une bouffée d'air vosgien. Merci pour votre tolérance envers mes absences et déplacements répétés, et pour la bienveillance

avec laquelle vous m'avez toujours soutenu : Patrick, Frédérique, Audrey, Abdellatif, Aline, Olivier, Catherine, Boris, François, Stéphane, Philippe, Delphine, Thomas, Jennifer, Gwendoline, Emmanuel, Christian, Camille, Fabien, Hugo, Pauline, Eric et Alain.

Enfin, ma plus profonde reconnaissance va à ma famille, pour son amour indéfectible, son soutien silencieux mais constant, et la force qu'elle m'a donnée à chaque étape. Merci maman et Daniel, merci papa et Christianne, merci petit frère et Camila. Vos encouragements m'ont porté plus que vous ne l'imaginez.

Et puis, un immense merci – pour la deuxième fois – à Vincent, pour la relecture et la correction de ces remerciements.

# Table des matières

<b>Acronymes</b>	<b>1</b>
<b>CV détaillé</b>	<b>3</b>
1 Synthèse de la carrière . . . . .	3
1.1 Identification . . . . .	3
1.2 Présentation chronologique . . . . .	3
2 Activité pédagogique . . . . .	4
3 Activité scientifique . . . . .	5
4 Responsabilités collectives . . . . .	10
5 Médiation scientifique . . . . .	11
<b>Introduction</b>	<b>23</b>
<b>1 De la simulation rapide de déformations d'organes à la modélisation précise</b>	<b>27</b>
1.1 Simulation des déformations de tumeurs dans le contexte de la radiothérapie . . . . .	27
1.2 Simulateur d'insertion d'aiguille pour la biopsie du foie en radiothérapie interventionnelle	29
1.3 Simulation en rayon X de la respiration sur des données basées patients . . . . .	31
1.4 Simulateur de traitement de hernie . . . . .	33
1.5 Modèle articulé des côtes guidé par des images fluoroscopiques dynamiques . . . . .	34
1.6 Déformations de la langue guidée par des images ultra-sonores . . . . .	35
<b>2 Modélisation de la valve mitrale</b>	<b>39</b>
2.1 Contexte . . . . .	39
2.2 Extraction de la géométrie . . . . .	40
2.2.1 État de l'art . . . . .	41
2.2.2 Méthodologie . . . . .	42

2.2.3	Résultats . . . . .	47
2.3	Modélisation biomécanique . . . . .	50
2.3.1	État de l'art . . . . .	50
2.3.2	Méthodologie . . . . .	52
2.3.3	Résultats . . . . .	58
2.4	Conclusion . . . . .	61
<b>3</b>	<b>Modélisation de cathéter</b>	<b>63</b>
3.1	Contexte . . . . .	63
3.2	État de l'art . . . . .	64
3.3	Modélisation de cathéter robotique en cardiologie . . . . .	66
3.3.1	Méthode . . . . .	66
3.3.2	Résultats . . . . .	68
3.4	Modélisation de cathéter manuel pour le traitement d'AVC . . . . .	71
3.4.1	Méthode . . . . .	71
3.4.2	Résultat . . . . .	74
3.5	Conclusion . . . . .	76
<b>4</b>	<b>Modélisation du diaphragme</b>	<b>77</b>
4.1	Contexte . . . . .	77
4.2	État de l'art . . . . .	78
4.3	Méthodologie . . . . .	79
4.3.1	Données médicales . . . . .	79
4.3.2	Modélisation 3D . . . . .	80
4.3.3	Modélisation biomécanique . . . . .	83
4.4	Conclusion . . . . .	85
<b>5</b>	<b>Perspectives</b>	<b>87</b>
5.1	Bilan . . . . .	87
5.2	Perspectives . . . . .	88
5.2.1	Génération de données de test et de validation . . . . .	88
5.2.2	PINNs . . . . .	90





# Acronymes

**ALE** Arbitrary Lagrangian-Eulerian. 51, 52

**B. sc.** Bachelor of Science. 31, 63

**BVP** Boundary Value Problem. 66, 72, 73, 74

**EDP** Equations aux Dérivées Partielles. 71, 72, 73, 78, 80, 81, 83, 84, 86

**FSI** Fluid-Structure Interaction. 50, 51, 52, 88, 90, 91

**HGO** Holzapfel-Gasser-Ogden. 55, 56

**IB** Immersed Boundary. 51, 52, 53, 54

**M. sc.** Master of Science. 31

**PINNs** Réseaux Neuronaux Informés par la Physique. 90, 91, 92

**RBF** Fonctions à bases radiales. 77, 78, 80, 81, 83, 85, 88



# CV détaillé

## 1 Synthèse de la carrière

### 1.1 Identification

M. Pierre-Frederic Villard

PAGE WEB : <https://members.loria.fr/PFVillard/>

DATE DE NAISSANCE : 25/11/1976 (47 ans)

GRADE : Maître de conférence, H. Cl. échelon 5

ÉTABLISSEMENT D'AFFECTATION : IUT de Saint-Dié-des-Vosges

SECTION CNU : 27

UNITÉ DE RECHERCHE : Laboratoire lorrain de Recherche en Informatique et ses Applications (UMR 7503)

### Diplômes et formation

**2006 Thèse en informatique.** Titre : " Simulation du Mouvement Pulmonaire pour un Traitement Oncologique", *Modélisation d'objet déformable, imagerie médicale, éléments finis*, Directeurs de thèse : Michaël Beuve et Behzad Shariat, Université Claude Bernard Lyon 1

**2001 D.E.A. d'informatique.** Titre : "Modélisation de Nouvelles Sources Lumineuses pour le Lancer de Rayons" *Traitement, analyse, synthèse d'image et géométrie algorithmique*, Encadrant : Bernard Péroche, Université Jean Monnet de Saint-Etienne

**2001 Diplôme de l'École Nationale d'Ingénieur de Saint-Etienne, Saint-Étienne**

### 1.2 Présentation chronologique

**2017 - 2024 Responsable de l'équipe associée Inria CURATIVE.** <https://team.inria.fr/curative/>

**Depuis 2015 Membre affilié avec le Harvard Biorobotics Lab.** Visite de 1 mois par an, participation aux séminaires, acquisitions de données médicale.

**2019 Séjour ERASMUS+ à Wrexham (RU)** d'une semaine dans l'université de Gyndwr. Enseignement d'un module de 15h, encadrement d'un stagiaire de M2 en stage recherche.

**2014 - 2016 Délégation à Harvard University (USA)** 1 an CNRS et 6 mois Inria. Recherche sur la modélisation et la simulation de la fermeture de la valve mitrale.

**2013 Chercheur invité à Bangor University (RU)** pendant 1 mois. Recherche et encadrement de stagiaires sur la modélisation de l'appareil respiratoire et le rendu en rayons X en temps réel.

**Depuis 2009 Maître de conférences à l'Université de Lorraine à Nancy** au laboratoire LORIA dans l'équipe TANGRAM et enseignant à l'IUT de Saint-Dié-des-Vosges

**2007 - 2009 Postdoc à Imperial College of London (RU)**. Conception d'un simulateur de biopsie de foie en radiologie interventionnelle guidé par ultrason.

**2006 - 2007 Post Doc à Harvard Medical School à Boston (USA)**. Fusion de données tomodensitométriques pour améliorer la navigation dans une simulation de radiologie interventionnelle.

**2005- 2007 ATER à l'Université Claude Bernard Lyon (Lyon)**. Recherche sur la modélisation de la respiration dans le contexte de la radiothérapie et enseignement des compétences numériques basiques pour des formations paramédicales.

**2002- 2006 Doctorant à l'Université Claude Bernard Lyon (Lyon)**. Recherche sur la modélisation de la respiration dans le contexte de la radiothérapie.

**2001 - 2002 Stage de recherche à École des Mines (Saint-Etienne)**. Recherche sur la modélisation réaliste de luminaires dans le contexte de rendus architecturaux.

## 2 Activité pédagogique

**Cours** : Nombre de cours enseignés : 36, Conception intégrale d'un cours (CM/TD/TP) : 12, Responsabilités de module : 14, cours en L1, L2, L3, M1, M2.

**Principaux cours** : Programmation Web, Programmation d'interfaces graphiques, Programmation orientée objet, Programmation 3D interactive en WebGL, Programmation répartie, Initiation à l'intelligence artificielle, Réalité virtuelle et augmentée.

**Encadrement** : Encadrement de projet étudiants en IUT/BUT : 6 par an (2009-2021), encadrement de 2 SAE (Situation d'Apprentissage et d'Évaluation) par an depuis 2021.

**Responsabilités pédagogiques** :

- Directeur des études (depuis 2013) : Suivi des notes, constitution des groupes d'étudiants, préparation commission pédagogique et des jurys, recrutement sur Parcoursup et eCandidat, gestion de la poursuite d'études

- Responsable des projets tuteurés : gestion de travaux de groupe encadrés par un enseignant, où les étudiants appliquent leurs compétences sur une problématique concrète, tout en développant des compétences en gestion de projet, en travail d'équipe et en communication. (2013-2021)
- Responsable d'emploi du temps de licence professionnelle (2012-2021)
- Responsable informatique : gestion de l'installation des ordinateurs des salles de travaux pratiques (2009-2014)
- Président du jury de diplôme (2019-2021)

**Diffusion, rayonnement, activités internationales** : participation aux forums étudiants (depuis 2009), organisation d'Install Party à l'IUT de Saint-Dié-des-Vosges (depuis 2021), 1 séjour ERASMUS au Pays de Galles pour donner des cours en 2019.

### 3 **Activité scientifique**

**Indices** : Citations : 790, h-index : 15, i10-index : 20.

Lien Google Scholar : <https://scholar.google.fr/citations?user=d6woyNsAAAAJ>

**Thèmes de recherche** : Cohérence thématique depuis 2003 sur la simulation médicale : traitement d'images médicales, modélisation de la déformation d'organes, réalités virtuelle et augmentée dans le contexte médical.

**Publications et production scientifique** : Articles de journal : 14 (métriques SJR : 7 Q1 et 7 Q2), Article de conférences avec acte et relecture : 48 (dont 5 rang A et 16 rang B), 4 logiciels diffusés sur GIT.

**Encadrement doctoral et scientifique** :

Thèses : 5 (dont 3 soutenues) :

- Depuis 2022 : Thèse en calcul scientifique, Andreas Michael à Uppsala University. Sujet : "Bio-mechanical simulation of the human diaphragm using radial basis functions". Co-encadré avec Elisabeth Larsson and Nicola Cacciani (33%). Financement par le conseil national suédois. Travaux publiés dans [23].
- Depuis 2021 : Thèse en informatique, Radhouane Jilani à l'université de Lorraine. Sujet : "Simulation prédictive pour la neuroradiologie interventionnelle". Co-encadré avec E. Kerrien (50%). Financement par une bourse ANR (PreSPIN). Travaux publiés dans [15,16,17].
- 2020-2024 : Thèse en informatique, Nariman Khaledian à l'université de Lorraine. Sujet : "Toward a Functional Model of the Mitral Valve". Co-encadré avec M.-O. Berger (50%). Financement par une bourse CORDI Inria. **Thèse soutenue** le 12/06/24. Situation actuelle : Co-fondateur et co-directeur de la start-up Zanista.AI. Travaux publiés dans [19,20,21].
- 2017-2022 : Thèse en calcul scientifique, Igor Tominec à Uppsala University. Sujet : "Over-sampled radial basis function methods for solving partial differential equations". Co-encadré avec Elisabeth Larsson and Nicola Cacciani (33%). Financement par le conseil national suédois.

**Thèse soutenue** le 31/05/22. Situation actuelle : Post-doc au département de mathématique de l'université de Stockholm. Travaux publiés dans [7,22,23,35].

- 2017-2021 : Thèse en informatique, Daryna Panicheva à l'université de Lorraine. Sujet : "Image-based Biomechanical Simulation of the Mitral Valve Closure". Co-encadré avec M.-O. Berger (50%). Financement par une bourse du ministère. **Thèse soutenue** le 17/03/21. Situation actuelle : Data Scientist à Lymia (Paris). Travaux publiés dans [25,26,27].

Ingénieurs de recherche :

- 2020 (9 mois) : Ingénieur de recherche, Maureen Boudart. Sujet : "Détection de défaut dans les tissages industriels en utilisant des CNN" (suite d'un stage de M2). Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Financement par l'IUT de Saint-Dié. Travaux publiés dans [57].
- 2019-2020 (2 ans) : Ingénieur de recherche en CDD, Thomas Mangin. Sujet : "Étude d'un banc d'essais pour mesurer le comportement d'un cathéter". Co-encadré avec Erwan Kerien (50%). Financement région Grand Est. Article en cours de soumission. Situation actuelle : APREX solutions.
- 2014-2016 (2 ans) : Ingénieur de recherche, Pierre-Jean Petitprez à l'université de Lorraine. Sujet : "Portable Library for Augmented Reality". Co-encadré avec Erwan Kerrien (50%). Projet PoLAR. Travaux publiés dans [28].
- 2009-2010 (2 ans) : Ingénieur de recherche, Niels Hald à Imperial College. Sujet : "Simulateur de traitement de hernie". Co-encadré avec Fernando Bello (50%). Projet HEROSS, financé par le London Deanery. Travaux publiés dans [14].

Stages de Master 2 :

- 2021 : Stage de Master 2 en Mathématiques Appliquées, Antoine Martel à l'École Des Mines De Nancy. Sujet : "Optimisation of 3D deformation with the Langrangian Method", Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Financement par le LORIA.
- 2020 : Stage de Master 2 en Mathématiques Appliquées et informatique, Amandine Caut à l'université de Bordeaux. Sujet : "Segmentation d'images médicales par CNN et méthode variationnelle". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Financement par la bourse du département 1 du LORIA. Projet INVIVE.
- 2020 : Stage de Master 2 en informatique, Maureen Boudart à l'université de Lorraine. Sujet : "Détection de défaut dans les tissages industriels en utilisant des CNN". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Financement par une bourse de l'IUT de Saint-Dié. Un article journal à Fluid Dynamic and Material Process. Travaux publiés dans [57].
- 2019 : Stage de Master 2, Clémence Bigeard à POLYTECH Nancy. Sujet : "Image Segmentation with Active Contours en 2D et 3D". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Un article publié au journal IPOL. Projet INVIVE. Travaux publiés dans [29].
- 2017 : Stage de Master 2 en informatique, Daryna Panicheva à Lorraine University. Sujet : "Automatic reconstruction of mitral valve chordae". Co-encadré avec Marie-Odile Berger (50%).

Financement par la bourse du département 1 du LORIA. Projet CURATIVE. Travaux publiés dans [25].

- 2009-2010 : Stage de M2, Pierre Escamilla à Supelec. Sujet : "Rib Articulated Model based on Dynamic Fluoroscopy Images". Co-encadré avec Erwan Kerrien and Marie-Odile Berger (33%). Travaux publiés dans [60].
- 2008-2009 : Stage de M2, David Lilburn à Imperial College London . Sujet : "Improving Respiratory Motion Simulator". Co-encadré avec Fernando Bello (50%).
- 2007-2008 : Stage de M2, Mathieu Jacob à Imperial College London. Sujet : "Dynamic Modelling of the Rib Cage Anatomy During Respiration". Co-encadré avec Fernando Bello (50%). Travaux publiés dans [46].
- 2007-2008 : Stage de M2, Samy Tzaprenko à Imperial College London. Sujet : "Computer-based multi-sensorial environment for anatomy teaching : The brachial plexus nerves model". Co-encadré avec Fernando Bello (50%).
- 2007-2008 : Stage de M2, Alejandro Granados à Imperial College London. Sujet : "Haptic Deformable Shapes Using Open Source Libraries". Co-encadré avec Fernando Bello (50%).
- 2007-2008 : Stage de M2, Daniel King à Imperial College London. Sujet : "Building of three-dimensional vascular models for interactive simulation in Interventional Radiology". Co-encadré avec Fernando Bello and Vincent Luboz (33%).

Postdoc :

- 2012-2014 : Postdoc, Matthieu Loosvelt à l'Université de Lorraine. Sujet : "Using a Biomechanical Model for Tongue Tracking in Ultrasound Images". Co-encadré avec Marie-Odile Berger (50%). Travaux publiés dans [24].

Autres projets étudiants :

- 2024 : Stage M1, Pauline Bonnet, Mécanique des matériaux et des structures à l'ENS Paris-Saclay. Sujet : "Simulation de cathéter par réseau de neurones inspiré par la physique". Co-encadré avec E. Kerrien (50%). Financement par une bourse ANR (PreSPIN).
- 2023-2024 : Projet de dernière année, Samya Alaoui à École Des Mines De Nancy. Sujet : "Lagrangian computation using PINNs". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.
- 2022-2023 : Projet de quatrième année, Aurélien Chatain and Firas Labiadh à Polytech Nancy. Sujet : "Study of a Parametrized Model of the Mitral Valve". Co-encadré avec Marie-Odile Berger (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.
- 2022-2023 : Projet de dernière année, Wadi Moughanim à École Des Mines De Nancy. Sujet : "Convexity Property of a Functional". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.

- 2021-2022 : Projet de dernière année, Mouhammad Sakho à École Des Mines De Nancy. Sujet : "3D Langrangian Maximisation". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.
- 2021 : Projet de dernière année, Justine Duck et Lucille Delaporte à TELECOM Nancy. Sujet : "Déformation temps réel du verre". Co-encadré avec Sylvain Contassot-Vivier (50%). Pas de financement. Ce projet a débouché sur une soumission de projet ANR en 2020. Projet SimSov.
- 2020-2021 : Projet de dernière année, Antoine Martel à École Des Mines De Nancy. Sujet : "Optimisation du calcul de Minimisation du Lagrangien en 3D dans le Contexte de la Valve Mitrale". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.
- 2020 : Projet de dernière année, Chaze Océane et Phonchareun Ophélie à TELECOM Nancy. Sujet : " Déformation temps réel du verre". Co-encadré avec Sylvain Contassot-Vivier (50%). Pas de financement. Ce projet a débouché sur une soumission de projet ANR en 2020. Projet SimSov.
- 2019-2020 : Projet de dernière année, Sebastian Baudelet à École Des Mines De Nancy. Sujet : "Optimisation du calcul de Minimisation du Lagrangien dans le Contexte de la Valve Mitrale". Co-encadré avec Fabien Pierre (50%). Pas de financement. Projet CURATIVE.
- 2016-2017 : Projet de dernière année, D. Deborgies, J. Moura Alves and Y-G Kerisit à École Des Mines De Nancy. Sujet : "Deformation of 3D printed objects". Co-encadré avec Erwan Kerrien (50%).
- 2015-2016 : B.Sc. Biomedical Engineering, Diondra Peck à Université d'Harvard. Sujet : "Classification of Mitral Valve Component Dimensions". Co-encadré avec Robert Howe and Alperen Degirmenci (33%). Projet CURATIVE.
- 2014-2015 : B.Sc. Mechanical Engineering, Thomas Waite à Université d'Harvard. Sujet : "Robotic Catheter Simulation using a 1-D Deformable Model". Co-encadré avec Robert Howe (50%). Projet CURATIVE. Travaux publiés dans [69].
- 2015-2016 : B.Sc. Physics , Ting Zhou Jr. à Université d'Harvard. Sujet : "Generation of Clinically Feasible Synthetic Ultrasound from Computed Tomography". Co-encadré avec Robert Howe and Alperen Degirmenci (33%). Projet CURATIVE.
- 2014-2015 : B.Sc. Mechanical Engineering, Valentina Lyau à Université d'Harvard. Sujet : "Robotic Catheter Simulation using a 1-D Deformable Model". Co-encadré avec Robert Howe and Paul Loschak (33%). Projet CURATIVE.
- 2013-2014 : Stage d'IUT, Nicolas Gaillard à L'université de Lorraine. Sujet : "Fat Tissue Cutting for Surgery". (100%).
- 2012-2013 : Stage de M2, Nicolas Koenig à TELECOM Nancy. Sujet : "Dissection Simulation of Fat Tissue in Robotic Surgery". (100%). Travaux publiés dans [64].
- 2012-2013 : Projet de dernière année, Adrien Dutertre à ENSTA Paristech. Sujet : "Patient-specific Respiration Simulation". Co-encadré avec Franck Vidal (50%).

- 2007-2008 : B.Eng. Computer Science, Wesley Bourne à Imperial College London. Sujet : "The Use of Tensegrity to Simulate Diaphragm Motion Through Muscle and Rib Kinematics". Co-encadré avec Fernando Bello (50%). Travaux publiés dans [45,59].
- 2007-2008 : B.Sc. in Reproductive and Developmental Sciences, Laura J. Tucker à Imperial College London. Sujet : " Liver Segmentation for Soft Tissue Characterisation in the Context of Realistic Surgical Simulation ". Co-encadré avec Fernando Bello (50%).
- 2007-2008 : B.Sc. Surgery and Anaesthesia , Metesh Acharya à Imperial College London. Sujet : "Modelling of Diaphragm Motion for Simulation of Liver Access". Co-encadré avec Fernando Bello (50%). 2007-2008 : 6th year medical student, Danae Reyes à Imperial College London. Sujet : "Modelling Diaphragm Kinematics for 3D Simulation Liver Access". Co-encadré avec Fernando Bello (50%).

**Prix :**

- 2009 : Eurographics Medical prize
- 2012 : Prix du meilleur Poster à MMVR 2010
- 2022 : Prix du meilleur article à IPCAI 2022
- 2023 : Prix de la meilleure présentation d'article à FIMH 2023

**Responsabilités scientifiques :**

- Responsable de l'équipe associé Inria CURATIVE (depuis 2017) : <https://team.inria.fr/curative/>. Gestion d'un budget de 13 000 euros par an, organisation de visites et de séminaires de nos collègues américains 2 fois par an, organisation de visites aux États-Unis avec les étudiants, rencontres avec des experts médicaux à l'hôpital pour enfant de Boston, organisation de visioconférences pour gérer l'équipe. Nombre de personnes dans l'équipe : 10 (6 permanents, 3 doctorants et 1 master).
- Relecteur pour 7 journaux et 5 conférences par an :
  - Conférences : MICCAI (depuis 2010), ISBMS (depuis 2009), ISBI (depuis 2010), IADIS (depuis 2012), CGVC (depuis 2014)
  - Journaux : IEEE Transaction on Medical Imaging, Computer Methods and Programms in Biomedicine, IEEE Transaction on Haptics, Progress in Biophysics & Molecular Biology, MedicalPhysics, MEDIA, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery
- 5 participations à des comités de recrutement au poste de maître de conférence dont 1 fois vice-président
- responsable d'un workpackage dans l'ANR PreSPIN

**Diffusion et rayonnement :** Participation à 4 projets internationaux et 6 projets nationaux, 13 séminaires invités internationaux, 1 an et demi de délégation aux États-Unis, 5 séjours de

mobilité de 1 mois aux États-Unis, 5 séjours de mobilité de 1 mois en Suède, 1 séjour de mobilité de 1 mois en Grande-Bretagne comme professeur invité.

### Projets de recherche ayant eu un financement

- 2021-2024, projet REVIVE financé par le Conseil Scientifique suédois, budget global : 1 thèse plus financement de 1 mois de séjour par an en Suède, rôle : co-encadrant d'une thèse. Partenaires : Université d'Uppsala et Karolinska institutet
- depuis 2021, projet PRESPIN, financé par l'ANR, budget global :3 thèses/1 ingénieur, rôle : work Package leader et co-encadrant d'une thèse. Partenaires : l'université de Reims, l'INSA de Lyon et le CHRU de Nancy, <https://project.inria.fr/prespin/>
- 2017-2020, projet INVIVE financé par le Conseil Scientifique suédois, budget global : 1 thèse plus financement de 1 mois de séjour par an en Suède, rôle : co-encadrant d'une thèse. Partenaires : l'université d'Uppsala et Karolinska institutet, [https://www2.it.uu.se/research/scientific\\_computing/project/rbf/biomech](https://www2.it.uu.se/research/scientific_computing/project/rbf/biomech)
- 2014-2024, projet CURATIVE, financé par Inria sous forme d'une équipe associée, International 2 thèses Inria. Partenaires : l'université de Harvard, <https://team.inria.fr/curative>
- 2012-2014 Dissection en coelioscopie, financé par la région Lorraine, budget global : 1 stage, rôle : co-encadrant d'un stage de M2
- 2009-2010, Modèle articulé des côtes, financé par une bourse CIFRE avec General Electrics, budget global : 1 stage, rôle : encadrant d'un stage de M2
- 2009-2011, Conception d'un simulateur de traitement de hernie inguinale, projet HeROSS, financé par le London Deanery, budget global : 1 ingénieur, rôle : encadrant d'un ingénieur
- 2009-2013, modèle de tête parlante, projet ASPI, financé par l'ANR, rôle : encadrant d'un postdoc
- 2007-2014, conception d'un simulateur de biopsie de foie en radiologie interventionnelle, projet CRaIVE, financé par le Health Technology Devices (financement britannique), budget global : 2 thèses et 3 postdoc, rôle : postdoc et technical lead
- 2002-2010, projet ÉTOILE, financé par la région Rhône-Alpes, rôle : doctorant

## 4 Responsabilités collectives

- Membre élu du conseil scientifique de l'Université de Lorraine (depuis 2023)
- Membre élu du conseil de l'institut de l'IUT de Saint-Dié-des-Vosges (depuis 2021)
- Membre de la commission développement durable du LORIA/Inria Grand Est (depuis 2019)
- Membre du comité Éditorial de la Communication du LORIA (2012-2013)

## 5 Médiation scientifique

**Garant scientifique pour un collège pilote "Main à la Pâte"** : depuis 2019. La fondation la "Main à la Pâte" a été lancée par Georges Charpak pour améliorer l'enseignement des sciences à l'école et a créé les collèges pilote pour mettre en œuvre une pédagogie innovante des sciences dans les collèges, basée sur l'investigation et l'expérimentation. Thèmes : réalité virtuelle et augmentée, une séance de cours par an aux élèves de 5ème, encadrement de projets étudiants en collaborations avec les enseignants du collège pour créer des applications dans le thème.

**Fête de la Science** : depuis 2009, présentation de démos liées à la réalité virtuelle et explication des liens avec le programme de mathématique et de physique au collège/lycée à Saint-Dié-des-Vosges.

**Chiche!** : depuis 2009, présentation du métier de chercheur et de mes thématiques aux classes de secondes au lycée (<https://chiche.inria.fr>).

**Journée portes ouvertes** : depuis 2009, présentation de démos liées à la réalité augmentée issues des travaux des étudiants que j'ai encadrés à l'IUT de Saint-Dié-des-Vosges.

**Cafés scientifiques** : Participation à 4 cafés scientifiques : "Faut-il avoir peur de la ville augmentée ?" sur le thème de la réalité augmentée (2013), débat à l'issue de la projection d'un film "Codebreaker", un documentaire sur Alan Turing (2014), débat table ronde autour du sujet de l'écoconception dans les métiers du numérique (2023), Café In "La face cachée du Streaming ?" sur l'impact des services du streaming (2023).

**Organisation d'ateliers pour les enseignants de la spécialité numérique et sciences informatiques en terminale** : depuis 2023, l'atelier porte sur la reconnaissance automatique de personnes basée sur un réseau de neurones.

**Accueil de collégiennes** : promotion des sciences avec accueil de collégiennes pour l'association "Elles bougent" (2013).

## Articles de conférences

- [1] Stéphane ALBIN, Pierre-Frédéric VILLARD et Bernard PÉROCHE. "Sources directionnelles en tracé de rayons". In : *Journées AFIG 2001*. Limoges, France, 2001, p. 225-234. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849343>.
- [2] Vincent BAUDET, Fabrice JAILLET, Behzad SHARIAT, Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE, Jean-Yves BAYLE et Thierry QUESNEL. "Approach to Simulate Tumour Displacements in Lungs with Mass Spring System." In : *9th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine*. 9th workchop HCPBM. Lyon (Fr). p 31. Lyon, France, 2003. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849209>.
- [3] Vincent BAUDET, Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE et B. SHARIAT. "Modelisation of Target Motion and Organ Deformation : Lung Tumour Tracking". In : *9th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine (HCPBM 2003)*. Lyon, France, oct. 2003, p. 37-72. URL : <https://hal.science/hal-01514837>.
- [4] Vincent BAUDET, Pierre-Frédéric VILLARD, Fabrice JAILLET, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "Towards Accurate Tumour Tracking in Lungs". In : *Information Visualisation*. Sous la dir. de BANISSI, E., BORNER, K., CHEN, C., DASTBAZ, M., CLAPWORTHY, G., FAIOLA, A., IZQUIERDO, E., MOORE, C. et Zhang J. London, United Kingdom : IEEE Computer Society, 2003, p. 338-343. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849207>.
- [5] Fernando BELLO, Andrew BULPITT, Derek A. GOULD, Richard HOLBREY, Carrie HUNT, Thien HOW, Nigel W. JOHN, Sheena JOHNSON, Roger PHILLIPS, Amrita SINHA, Franck P. VIDAL, Pierre-Frédéric VILLARD, Helen WOOLNOUGH et Yan ZHANG. "ImaGiNe-S : Imaging Guided Needle Simulation". In : *Eurographics 2009 - Medical Prize*. Second prize. Munich, Germany : Eurographics Association, 2009, p. 5-8. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849195>.
- [7] Nicola CACCIANI, Elisabeth LARSSON, Igor TOMINEC et Pierre-Frédéric VILLARD. "Meshfree Simulation of Human Respiratory Muscles". In : *CSE 19 - SIAM Conference on Computational Science and Engineering*. Spokane, United States, fév. 2019. URL : <https://inria.hal.science/hal-02057413>.
- [8] Anne-Laure DIDIER, Pierre-Frédéric VILLARD, Jean-Yves BAYLE, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "Breathing Thorax Simulation based on Pleura Behaviour and Rib Kinematics". In :

*Information Visualisation - MediVis*. Sous la dir. d'IEEE. Zurich, Switzerland, 2007, p. 35-40.  
URL : <https://inria.hal.science/hal-00849200>.

- [9] Anne-Laure DIDIER, Pierre-Frédéric VILLARD, Michael BEUVE et B. SHARIAT. "Mechanical role of pleura on lung motion during breathing". In : *XXXIIème Congrès Annuel de la SOCIÉTÉ DE BIOMÉCANIQUE*. Lyon, France, août 2007. URL : <https://hal.science/hal-01486866>.
- [11] Anne-Laure DIDIER, Pierre-Frédéric VILLARD, Jacques SAADÉ, Jean-Michel MOREAU, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "A chest wall model based on rib kinematics". In : *6th International Conference on Biomedical Visualization*. Sous la dir. d'IEEE. Barcelona, Spain, 2009. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849198>.
- [13] Derek A. GOULD, Franck P. VIDAL, Chris HUGHES, Pierre-Frederic VILLARD, Vinent LUBOZ, Nigel W. JOHN, Fernando BELLO, Andy BULPITT, V. GOUGH et David KESSEL. "Interventional radiology core skills simulation : mid term status of the CRit aVE projects". In : *Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe 2008 (CIRCE 2008)*. Electronic Poster. Copenhagen, Denmark, 2008, P 130. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849271>.
- [14] Niels HALD, Sudip K. SARKER, Paul ZIPRIN, Pierre-Frédéric VILLARD et Fernando BELLO. "Open surgery simulation of inguinal hernia repair." In : *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR)*. Sous la dir. de James D. WESTWOOD, Susan W. WESTWOOD, Li FELLÄNDER-TSAI, Randy S. HALUCK, Helene M. HOFFMAN, Richard A. ROBB, Steven SENGER et Kirby G. VOSBURGH. T. 163. Studies in Health Technology and Informatics. Newport Beach, California, United States : IOS Press, fév. 2011, p. 202-208. DOI : 10.3233/978-1-60750-706-2-202. URL : <https://inria.hal.science/inria-00570250>.
- [15] Radhouane JILANI, Pierre-Frédéric VILLARD et Erwan KERRIEN. "An Orthogonal Collocation Method for Static and Dynamic Cosserat Rods". In : *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE. Detroit, United States, oct. 2023. DOI : 10.1109/IROS55552.2023.10341631. URL : <https://hal.science/hal-04246775>.
- [16] Radhouane JILANI, Pierre-Frédéric VILLARD et Erwan KERRIEN. "Angular Strain Parameterization for Solving Static Cosserat Rods". In : *ICRA@40*. IEEE. Rotterdam, Netherlands, sept. 2024. URL : <https://inria.hal.science/hal-04774573>.
- [17] Radhouane JILANI, Pierre-Frédéric VILLARD et Erwan KERRIEN. "Solving Dynamic Cosserat Rods with Frictional Contact Using the Shooting Method and Implicit Surfaces". In : *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE. Abu Dhabi, United Arab Emirates, oct. 2024. URL : <https://inria.hal.science/hal-04774550>.
- [21] Nariman KHALEDIAN, Pierre-Frédéric VILLARD, Peter E. HAMMER, Douglas P. PERRIN et Marie-Odile BERGER. "Influence of Anisotropy on Fluid-Structure Interaction Simulations of Image-Based and Generic Mitral Valves". In : *The 12th International Conference On Functional Imaging And Modeling Of The Heart*. T. 13958. Lyon, France : Springer, juin 2023, p. 455-464. DOI : 10.1007/978-3-031-35302-4\_47. URL : <https://hal.science/hal-04117508>.

- [22] Elisabeth LARSSON, Pierre-Frédéric VILLARD, Igor TOMINEC et Nicola CACCIANI. "Geometry Reconstruction from Noisy Data using a Radial Basis Function Partition of Unity Method". In : *CSE 2021 - SIAM Conference on Computational Science and Engineering*. Fort Worth/Virtual, United States, mars 2021. URL : <https://inria.hal.science/ha1-03147251>.
- [24] Matthieu LOOSVELT, Pierre-Frédéric VILLARD et Marie-Odile BERGER. "Using a biomechanical model for tongue tracking in ultrasound images". In : *ISBMS - 6th International Symposium on Biomedical Simulation*. Strasbourg, France, oct. 2014. URL : <https://inria.hal.science/ha1-01057861>.
- [25] Daryna PANICHEVA, Pierre-Frédéric VILLARD et Marie-Odile BERGER. "Toward an automatic segmentation of mitral valve chordae". In : *SPIE Medical Imaging*. Sous la dir. de Barjor GIMI et Andrzej KRO. T. 10953. SPIE. San Diego, United States, fév. 2019, p. 1095315-1095323. DOI : 10.1117/12.2511943. URL : <https://inria.hal.science/ha1-02050846>.
- [26] Daryna PANICHEVA, Pierre-Frédéric VILLARD, Peter HAMMER et Marie-Odile BERGER. "Physically-coherent Extraction of Mitral Valve Chordae". In : *International Conference in Computing in Cardiology*. T. 46. Proceedings of Computers in Cardiology. Singapore, Singapore : IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, sept. 2019, p. 4. URL : <https://inria.hal.science/ha1-02368810>.
- [28] Pierre-Jean PETITPREZ, Erwan KERRIEN et Pierre-Frédéric VILLARD. "PoLAR : a Portable Library for Augmented Reality". In : *15th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*. IEEE. Merida, Mexico, sept. 2016, p. 4. URL : <https://inria.hal.science/ha1-01356012>.
- [30] Jacques SAADÉ, Anne-Laure DIDIER, Pierre-Frédéric VILLARD, Romain BUTTIN, Jean-Michel MOREAU, Michael BEUVE et Behzad SHARIAT. "A Preliminary Study For A Biomechanical Model Of The Respiratory System". In : *Engineering and Computational Sciences for Medical Imaging in Oncology - ECSMIO 2010*. Engineering and Computational Sciences for Medical Imaging in Oncology - ECSMIO is the special session 1 of International Conference on Computer Vision Theory and Applications - VISAPP 2010. Angers, France, mai 2010, p. 509-515. URL : <https://hal.science/ha1-00509817>.
- [32] Amrita SINHA, Karen T. FLOOD, David KESSEL, Sheena JOHNSON, Carianne HUNT, Helen WOOLNOUGH, Franck P. VIDAL, Pierre-Frédéric VILLARD, Richard HOLBRAY, Martin CRAWSHAW, Andrew BULPITT, Nigel W. JOHN, Fernando BELLO, Roger PHILLIPS et Derek GOULD. "The Role of Simulation in Medical Training and Assessment". In : *Radiological Society of North America - RSNA 2009*. Chicago, United States, nov. 2009. URL : <https://hal.science/ha1-00509830>.
- [33] Amrita SINHA, Sheena JOHNSON, Carianne HUNT, Helen WOOLNOUGH, Franck P. VIDAL, Nigel W. JOHN, Pierre-Frédéric VILLARD, Richard HOLBRAY, Fernando BELLO et Derek GOULD. "Importance of virtual reality simulators in interventional radiology : the ImaGiNe-S CIRSE 2008 experience". In : *Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe*

- CIRSE 2009. 4 pages. Lisbon, Portugal, sept. 2009. URL : <https://hal.science/hal-00510329>.
- [34] Aaron SUJAR, Andreas MEULEMAN, Pierre-Frédéric VILLARD, Marcos GARCIA et Franck P. VIDAL. "gVirtualXRay : Virtual X-Ray Imaging Library on GPU". In : *Computer Graphics and Visual Computing*. Sous la dir. de Tao Ruan WAN et Franck VIDAL. Computer Graphics and Visual Computing. Manchester, United Kingdom : The Eurographics Association, sept. 2017, p. 61-68. DOI : 10.2312/cgvc.20171279. URL : <https://hal.science/hal-01588532>.
- [37] Franck P VIDAL, Pierre-Frederic VILLARD, Richard HOLBREY, Nigel W JOHN, Fernando BELLO, Andrew BULPITT et Derek A GOULD. "Developing An Immersive Ultrasound Guided Needle Puncture Simulator". In : *Proceeding of Medicine Meets Virtual Reality 17 (MMVR17)*. T. 142. Studies in Health Technology and Informatics. Long Beach, California, United States : IOS Press, 2009, p. 398-400. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849194>.
- [38] Franck P. VIDAL et Pierre-Frédéric VILLARD. "Simulated Motion Artefact in Computed Tomography". In : *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*. Chester, United Kingdom, 2015. DOI : 10.2312/vcbm.20151228. URL : <https://inria.hal.science/hal-01237833>.
- [39] Franck P. VIDAL, Pierre-Frédéric VILLARD, Manuel GARNIER, Nicolas FREUD, Jean Michel LÉTANG, Nigel W. JOHN et Fernando BELLO. "Joint Simulation of Transmission X-ray Imaging on GPU and Patient's Respiration on CPU". In : *American Association of Physicists in Medicine Annual Meeting - AAPM 2010*. Philadelphia, United States, juill. 2010. URL : <https://hal.science/hal-00485720>.
- [40] Franck P. VIDAL, Pierre-Frédéric VILLARD et Evelyne LUTTON. "Automatic tuning of respiratory model for patient-based simulation". In : *MIBISOC 2013 - International Conference on Medical Imaging using Bio-inspired and Soft Computing*. Brussels, Belgium, mai 2013, p. 225-231. URL : <https://inria.hal.science/hal-00824228>.
- [45] Pierre-Frederic VILLARD, Wesley BOURNE et Fernando BELLO. "Real-Time Simulation of Diaphragm Motion Through Muscle and Rib Kinematics". In : *Proceedings of the Workshop on 3D Physiological Human (3DPH)*. Zermatt, Switzerland, 2008. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849186>.
- [46] Pierre-Frederic VILLARD, Mathieu JACOB, Derek GOULD et Fernando BELLO. "Haptic simulation of the liver with respiratory motion." In : *Proceeding of Medicine Meets Virtual Reality 17 (MMVR17)*. T. 142. Long Beach, California, United States, 2009, p. 401-6. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849196>.
- [47] Pierre-Frederic VILLARD, Peter LITTLER, V. GOUGH, Franck P. VIDAL, Chris HUGHES, Nigel W. JOHN, Vincent LUBOZ, Fernando BELLO, Yi SONG, Richard HOLBREY, Andy BULPITT, Damian MULLAN, Nicholas CHALMERS, David KESSEL et Derek GOULD. "Improving the modeling of Medical Imaging data for simulation". In : *Proceedings of United Kingdom Radiology*

- Congress (UKRC)*. Birmingham, United Kingdom, 2008. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849272>.
- [48] Pierre-Frédéric VILLARD et Vincent BAUDET. "Modélisation comportementale du poumon pour l'amélioration des traitements oncologiques". In : *10ème Journée des jeunes chercheurs, SFGBM*. Nantes, France, 2003, p. 182-183. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849208>.
- [49] Pierre-Frédéric VILLARD, Vincent BAUDET, Michaël BEUVE, Behzad SHARIAT et Fabrice JAILLET. "Resolution of Non-Linear Problems In Realistic-Lung-Inflating Simulation with Finite Element Method." In : *10th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine. Oropa (Italy)*. Oropa, Italy, 2005, p. 184-187. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849205>.
- [50] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE et B. SHARIAT. "Lung 4D CT scan Generation". In : *2nd Workshop on Computer Assisted Diagnosis and Surgery*. Santiago (Chile), Chile, mars 2006, p. 47-50. URL : <https://hal.science/hal-01549114>.
- [51] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "4D CT scan Generation of Lung from Physical Simulation of Pulmonary Motion". In : *2nd Workshop on Computer Assisted Diagnosis and Surgery*. Santiago, Chile, 2006, p. 47-50. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849202>.
- [52] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "An Approach to Convert 4D Geometry into a 4D CT Scan". In : *WSCG (Winter School of Computer Graphics)*. Sous la dir. d'UNION AGENCY. Plzen, Czech Republic, 2006, p. 163-170. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849203>.
- [53] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE, Behzad SHARIAT, Vincent BAUDET et Fabrice JAILLET. "Lung Mesh Generation to Simulate Breathing Motion with a Finite Element Method". In : *Information Visualisation*. Sous la dir. de BANISSI, E., BORNER, K., CHEN, C., DASTBAZ, M., CLAPWORTHY, G., FAIOLA, A., IZQUIERDO, E., MOORE, C. et Zhang J. London, United Kingdom : IEEE Computer Society, 2004, p. 194-199. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849206>.
- [54] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE, Behzad SHARIAT, Vincent BAUDET et Fabrice JAILLET. "Simulation of Lung Behaviour with Finite Elements : Influence of Bio-Mechanical Parameters". In : *Information Visualisation*. Sous la dir. de G. CLAPWORTHY et C. MOORE. London, United Kingdom : IEEE Computer Society, 2005, p. 9-14. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849204>.
- [55] Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE, Behzad SHARIAT, Vincent BAUDET, Fabrice JAILLET, Jean-Yves BAYLE et Thierry QUESNEL. "Continuous Media Mechanics simulation of Lung Motion." In : *9th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine*. 9th workshop HCPBM. Lyon (Fr). p 31. Lyon, France, 2003. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849210>.

- [59] Pierre-Frédéric VILLARD, Wesley BOURNE et Fernando BELLO. "Modelling Organ Deformation Using Mass-Springs and Tensional Integrity". In : *ISBMS*. London, United Kingdom, 2008, p. 221-226. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849197>.
- [60] Pierre-Frédéric VILLARD, Pierre ESCAMILLA, Erwan KERRIEN, Sébastien GORGES, Yves TROUSSET et Marie-Odile BERGER. "Preliminary Study of Rib Articulated Model based on Dynamic Fluoroscopy Images". In : *SPIE Medical Imaging*. San Diego, United Kingdom, fév. 2014, 90361Y. DOI : 10.1117/12.2043003. URL : <https://hal.science/hal-00933638>.
- [61] Pierre-Frédéric VILLARD, Gabriel FOURNIER, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "Visualisation of Physical Lung Simulation : an Interactive Application to Assist Physicians". In : *Information Visualisation*. Sous la dir. de G. CLAPWORTHY et C. MOORE. London, United Kingdom : IEEE Computer Society, 2006, p. 65-70. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849201>.
- [63] Pierre-Frédéric VILLARD, Peter E. HAMMER, Douglas P. PERRIN, Pedro J. del NIDO et Robert HOWE. "Individual-Based Mitral Valve Finite-Element Model". In : *Innovation, Design, and Emerging Alliances in Surgery*. Boston, United States, mars 2015. URL : <https://inria.hal.science/hal-01237756>.
- [64] Pierre-Frédéric VILLARD, Nicolas KOENIG, Cyril PERRENOT, Manuela PEREZ et Piers BOSHIER. "Toward a Realistic Simulation of Organ Dissection". In : *MMVR - Medicine Meets Virtual Reality 21*. Manhattan Beach, United States, fév. 2014, p. 452-458. DOI : 10.3233/978-1-61499-375-9-452. URL : <https://hal.science/hal-00933621>.
- [65] Pierre-Frédéric VILLARD, Vincent LUBOZ, Paul NEUMANN, Stéphane COTIN et Steve DAWSON. "CT Scan Merging to Enhance Navigation in Interventional Radiology Simulation". In : *Medicine Meet Virtual Reality conference 17*. T. 142. Long Beach, United States : IOS Press, jan. 2009, p. 407-412. DOI : 10.3233/978-1-58603-964-6-407. URL : <https://inria.hal.science/hal-00973187>.
- [67] Pierre-Frédéric VILLARD, Franck P. VIDAL, Carrie HUNT, Fernando BELLO, Nigel W. JOHN, Sheena JOHNSON et Derek A. GOULD. "Percutaneous Transhepatic Cholangiography Training Simulator with Real-time Breathing Motion". In : *Proceeding of the 23rd International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery*. T. 4 (Suppl 1). International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. Berlin, Germany : Springer, 2009, S66-S67. DOI : 10.1007/s11548-009-0326-x. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849193>.
- [68] Pierre-Frédéric VILLARD, Franck VIDAL, Fernando BELLO et Nigel W. JOHN. "A Method to Compute Respiration Parameters for Patient-based Simulators". In : *MMVR - Medicine Meets Virtual Reality 19*. Sous la dir. de J.D. Westwood et al. (EDS.) Medicine Meets Virtual Reality 19. Best Poster Award. Newport Beach (CA), United States : IOS Press, fév. 2012, p. 529-533. DOI : 10.3233/978-1-61499-022-2-529. URL : <https://inria.hal.science/hal-00670512>.

- [71] Chi YING, Peter CASHMAN M.M., O.M. DAMRAH, Vincent LUBOZ, Pierre-Frederic VILLARD, Fernando BELLO et Ian KITNEY RICHARD. "Building soft-tissue constraints through a mass spring system for liver surgical simulations". In : *Proceedings of European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology (ESMRMB)*. Certificate of Merit Award. Valence,, Spain, 2008. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849191>.



## Articles de journaux

- [10] Anne-Laure DIDIER, Pierre-Frédéric VILLARD, Michaël BEUVE et Behzad SHARIAT. "Mechanical role of pleura on lung motion during breathing". In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10.sup1 (2007), p. 155-156. DOI : 10.1080/10255840701479602. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849199>.
- [18] Sheena JOHNSON, Carianne HUNT, Helen WOOLNOUGH, Martin CRAWSHAW, Caroline KILKENNY, Derek GOULD, Amrita SINHA, Andrew ENGLAND et Pierre-Frédéric VILLARD. "Virtual Reality, Ultrasound-guided Liver Biopsy Simulator : Development and Performance Discrimination". In : *British Journal of Radiology* (2011). DOI : 10.1259/bjr/47436030. URL : <https://inria.hal.science/inria-00560487>.
- [19] Nariman KHALEDIAN, Pierre-Frédéric VILLARD et Marie-Odile BERGER. "Capturing Contact in Mitral Valve Dynamic Closure with Fluid-Structure Interaction Simulation". In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (2022). Proceedings of IPCAI 2022. DOI : 10.1007/s11548-022-02674-4. URL : <https://inria.hal.science/hal-03708218>.
- [20] Nariman KHALEDIAN, Pierre-Frédéric VILLARD, Peter HAMMER, Douglas PERRIN et Marie-Odile BERGER. "Image-based simulation of mitral valve dynamic closure including anisotropy". In : *Medical Image Analysis* 99 (jan. 2025), p. 103323. DOI : 10.1016/j.media.2024.103323. URL : <https://hal.science/hal-04774575>.
- [27] Daryna PANICHEVA, Pierre-Frédéric VILLARD, Peter E HAMMER, Douglas PERRIN et Marie-Odile BERGER. "Automatic extraction of the mitral valve chordae geometry for biomechanical simulation". In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. Proceedings of IPCAI 2021 16.5 (mai 2021), p. 709-720. DOI : 10.1007/s11548-021-02368-3. URL : <https://hal.science/hal-03262496>.
- [29] Fabien PIERRE, Mathieu AMENDOLA, Clémence BIGEARD, Timothé RUEL et Pierre-Frédéric VILLARD. "Segmentation with Active Contours". In : *Image Processing On Line* 11 (mai 2021), p. 120-141. DOI : 10.5201/ipol.2021.298. URL : <https://hal.science/hal-03235096>.
- [31] David SARRUT, Bertrand DELHAY, Pierre-Frédéric VILLARD, Vlad BOLDEA, Michael BEUVE et Patrick CLARYSSE. "A Comparison Framework for Breathing Motion Estimation Methods From 4-D Imaging". In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 26.12 (déc. 2007), p. 1636-1648. DOI : 10.1109/TMI.2007.901006. URL : <https://inria.hal.science/hal-00973183>.

- [35] Igor TOMINEC, Pierre-Frédéric VILLARD, Elisabeth LARSSON, Víctor BAYONA et Nicola CACCIANI. "An unfitted radial basis function generated finite difference method applied to thoracic diaphragm simulations". In : *Journal of Computational Physics* (août 2022), p. 111496. DOI : 10.1016/j.jcp.2022.111496. URL : <https://inria.hal.science/hal-03748102>.
- [36] Franck VIDAL et Pierre-Frédéric VILLARD. "Development and Validation of Real-time Simulation of X-ray Imaging with Respiratory Motion". In : *Computerized Medical Imaging and Graphics* 49 (avr. 2016), p. 15. DOI : 10.1016/j.compmedimag.2015.12.002. URL : <https://inria.hal.science/hal-01266065>.
- [41] Franck P. VIDAL, Pierre-Frédéric VILLARD et Evelyne LUTTON. "Tuning of patient specific deformable models using an adaptive evolutionary optimization strategy". In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59.10 (oct. 2012), p. 2942-2949. DOI : 10.1109/TBME.2012.2213251. URL : <https://inria.hal.science/hal-00731910>.
- [57] Pierre-Frédéric VILLARD, Maureen BOUDART, Ioana ILEA et Fabien PIERRE. "Anomaly Detection on Textured Images with Convolutional Neural Network for Quality Control of Micro-metric Woven Meshes". In : *Fluid Dynamic and Material Process* 18.6 (2022), p. 1639-1648. DOI : 10.32604/fdmp.2022.021726. URL : <https://inria.hal.science/hal-03708243>.
- [62] Pierre-Frédéric VILLARD, Peter E. HAMMER, Douglas P. PERRIN, Pedro J. del NIDO et Robert HOWE. "Fast Image-Based Mitral Valve Simulation from Individualized Geometry". In : *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 14.2 (2018), e1880. DOI : 10.1002/rcs.1880. URL : <https://hal.science/hal-01643868>.
- [66] Pierre-Frédéric VILLARD, Franck P. VIDAL, Carrie HUNT, Fernando BELLO, Nigel W. JOHN, Sheena JOHNSON et Derek A. GOULD. "A prototype percutaneous transhepatic cholangiography training simulator with real-time breathing motion". In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 4.6 (nov. 2009). The original publication is available at [www.springerlink.com](http://www.springerlink.com), p. 571-578. DOI : 10.1007/s11548-009-0367-1. URL : <https://hal.science/hal-00430223>.
- [69] Pierre-Frédéric VILLARD, Franck P. VIDAL, Llyr AP CENYDD, Richard HOLBREY, S. PISHARODY, Sheena JOHNSON, Andy BULPITT, Nigel W. JOHN, Fernando BELLO et Derek A. GOULD. "Interventional radiology virtual simulator for liver biopsy". In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (2013), p. 1-13. DOI : 10.1007/s11548-013-0929-0. URL : <https://inria.hal.science/hal-00849184>.

## Autres types de publication

- [23] Elisabeth LARSSON, Pierre-Frédéric VILLARD, Igor TOMINEC, Ulrika SUNDIN, Andreas MICHAEL et Nicola CACCIANI. *An RBF partition of unity method for geometry reconstruction and PDE solution in thin structures*. 2024. arXiv : 2403.01486 [math.NA]. URL : <https://arxiv.org/abs/2403.01486>.
- [42] Pierre-Frédéric VILLARD. *Closure of a Mitral Valve of a Real Porcine Heart Emerged in a Water Tank*. Videos. Sept. 2015. URL : <https://hal.science/hal-03419776>.
- [44] Pierre-Frédéric VILLARD. *Simulation du Mouvement Pulmonaire pour un Traitement Oncologique - Application à la Radiothérapie et à l'Hadronthérapie*. ISBN-13 : 978-613-1-56604-2 ISBN-10 :6131566046. Editions universitaires europeennes, mai 2011, p. 152. URL : <https://hal.science/hal-00595549>.
- [70] Pierre-Frédéric VILLARD, Thomas WAITE et Robert HOWE. *Cosserat Rods for Modeling Tendon-Driven Robotic Catheter Systems*. arXiv is a free distribution service and an open-access archive. 2024. DOI : 10.48550/arXiv.2407.07618. URL : <https://hal.science/hal-04774702>.

# Introduction

J'ai effectué l'ensemble de mes recherches dans la simulation médicale et plus spécifiquement dans la simulation des déformations d'organes à partir d'images cliniques. J'ai suivi l'évolution des besoins en lien direct avec les cliniciens.

La simulation des déformations d'organes peut aider la médecine de plusieurs manières : elle peut aider à la compréhension scientifique, aider à la formation à la pratique de gestes médicaux, servir au diagnostic, permettre la planification de traitements chirurgicaux ou être une aide pendant le traitement. Ces applications n'ont pas les mêmes besoins de rapidité de calcul et de précision. Ces contraintes ont évolué au cours du temps du fait des machines de plus en plus puissantes et du besoin de simulation de plus en plus axé vers des besoins de données patient pour des simulations plus taillées sur mesure. Il est également essentiel que la simulation soit réaliste afin de reproduire fidèlement le comportement des organes dans des conditions réelles. Une simulation basée sur le patient doit être prédictive : elle ne doit pas seulement intégrer des géométries issues de l'imagerie clinique, mais également reproduire un comportement biomécanique fidèle à celui du patient. L'imagerie médicale est la donnée initiale de la simulation. Elle permet d'extraire l'anatomie d'organes dans des configurations déjà contraintes. La problématique est comment guider et modéliser les déformations des organes ?

Dans ce manuscrit, je vais présenter le déroulé de ma carrière, au cours de laquelle les méthodes ont évolué autour de la modélisation biomécanique (éléments finis, masse-ressort, modèle de Cosserat, etc). Je détaillerai mes premiers travaux de recherche dans le domaine de la réalité virtuelle (prise en compte de casques 3D, d'appareils haptiques, etc). C'est un contexte qui permet à des étudiants en médecine de se former. Les simulations sont effectuées à partir de connaissances génériques qui peuvent être basées sur des données patients. Mon objectif était alors de recréer une expérience immersive et fidèle à la réalité, en mettant l'accent sur les aspects visuels et sensoriels. Je parlerai ensuite de mes travaux dans le domaine de la réalité augmentée (recalage 2D-3D, suivi de points sur une image dynamique, etc) et du traitement d'images (reconnaissance de formes, détection de contours, etc.). Ce sont les thématiques sur lesquelles j'ai travaillé à mon arrivée au Loria. Je suis donc passé à des simulations guidées par des données patients avec un souci de validation par rapport à des données réelles et de robustesse pour le passage à l'échelle sur plusieurs patients. L'ensemble de mes travaux sont illustrés sur la figure 1.

Ces travaux n'ont pas été réalisés de manière isolée. Ma carrière a été marquée par un ensemble de collaborations universitaires nationales et internationales. Ma thèse a été effectuée avec un consortium

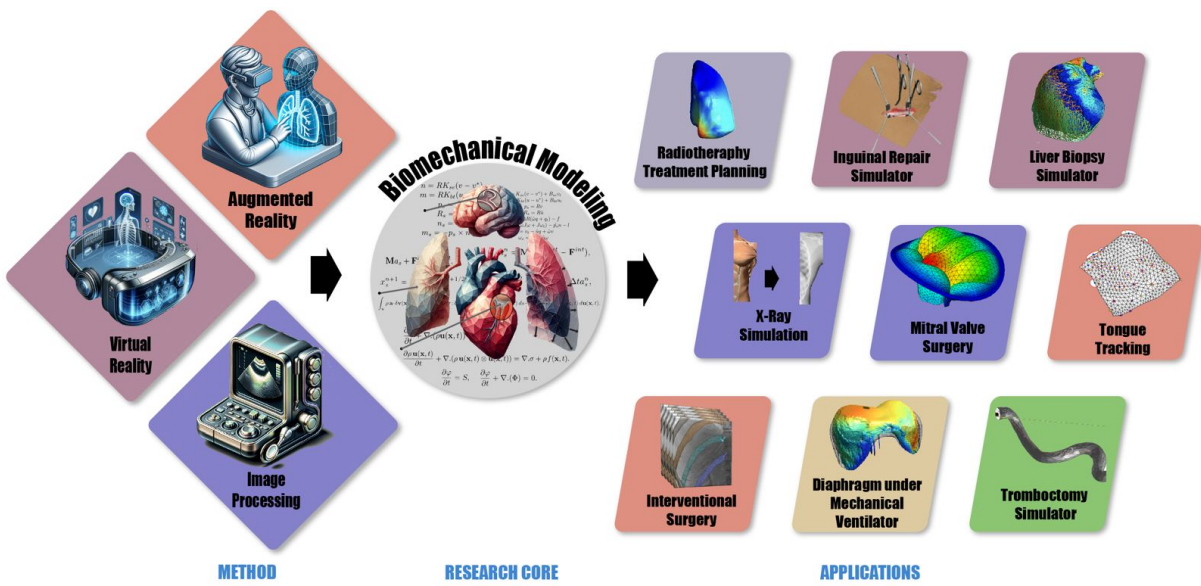


FIGURE 1 – Résumé des thématiques de recherche et des applications

d'acteurs travaillant en radiothérapie dans la région Lyonnaise. Mon premier post-doc au CIMIT de Boston a fait intervenir une équipe de chercheurs et de cliniciens de l'hôpital Massachusset General Hospital. Lors de mon second post-doc à Imperial College, je travaillais avec les universités de Liverpool, Manchester, Leeds, Hull et Bangor. En arrivant en poste à Nancy, j'ai continué à travailler avec Imperial College et l'université de Bangor. Depuis une dizaine d'années, je collabore avec l'Université de Harvard sur un projet portant sur l'étude de la valve mitrale, ainsi qu'avec l'Université d'Uppsala sur un projet visant à analyser le diaphragme.

Ainsi, ma recherche en modélisation de déformation a évolué depuis que j'ai commencé ma carrière en 2002. Dans ce manuscrit, je vais présenter cette évolution dans le premier chapitre en détaillant les différentes applications sur lesquelles j'ai travaillé de 2002 à 2014. J'ai commencé à travailler dans le contexte de la radiothérapie avec l'utilisation des éléments finis pour une modélisation biomécanique relativement précise. Je me suis ensuite orienté vers le domaine de la réalité virtuelle avec tout d'abord la simulation de biopsie du foie avec une méthode heuristique utilisant la géométrie et influencée par la mécanique. J'ai utilisé ce même procédé pour la modélisation de la respiration lors de la simulation de rayons X en temps réel. Puis, j'ai travaillé sur un modèle 1D rapide dans un simulateur de traitement de hernie inguinale. J'ai travaillé dans le suivi de côtes en fluoroscopie dans la radiologie interventionnelle par une méthode cinématique. Ensuite, j'ai travaillé dans le suivi des déformations de la langue à partir d'images ultrasons avec la méthode des éléments finis. Dans le premier chapitre, je présenterai ces six projets en détaillant le contexte, l'état de l'art pour identifier les verrous scientifiques, puis la méthode utilisée, ce qui me permettra de mettre en avant les contributions apportées dans chacun de ces travaux.

Je vais ensuite me focaliser sur les trois derniers grands projets sur lesquels je travaille. Ils sont le résultat de l'évolution des problématiques. Le point commun de ces projets est d'obtenir des

---

simulations physiquement réalistes, c'est-à-dire de ne plus se satisfaire de simulations plausibles et visuellement cohérentes comme dans le cas de mes travaux en réalité virtuelle. De la même manière, ces recherches sont liées à des collaborations cliniques fortes avec la possibilité d'avoir des données médicales. Un enjeu est ainsi de s'assurer de la robustesse des méthodes, comme tester sur plusieurs données, et de pouvoir garantir un passage en clinique dans le futur. Je parlerai du contexte, de l'état de l'art, des verrous scientifiques, de la méthode, des contributions. Je donnerai aussi quelques exemples de résultats.

Les premiers travaux concernent la simulation de la valve mitrale. C'est le projet sur lequel je me suis le plus focalisé depuis 2014. J'ai passé un an et demi de délégation à travailler à temps plein sur ce projet à l'université de Harvard et la collaboration continue toujours via une équipe associée dont je suis responsable. Nous sommes en train d'ouvrir ce projet à d'autres collaborations. J'ai coencadré deux thèses dans ce travail. Il y a deux parties : l'extraction de l'anatomie de la valve à partir de données patients et la simulation dynamique de la fermeture par des méthodes mêlant l'étude de structure en éléments finis et la mécanique des fluides.

Le second projet est la simulation de cathéter. Je travaille sur ce projet depuis principalement trois ans. Il fait suite à des travaux sur les modèles de déformation 1D sur lesquels j'avais déjà travaillé : la simulation du cordon spermatique pour le traitement de hernies inguinales et la simulation de cathéter robotique pour le traitement de valves cardiaques. Ce projet s'intéresse plus au mouvement du cathéter dans les vaisseaux sanguins du cerveau. Il est financé par une ANR, qui me permet de coencadrer une thèse. Ce travail porte sur la modélisation d'une structure 1D avec le modèle de Cosserat.

Le dernier projet est la simulation de la déformation du diaphragme. J'ai commencé à travailler sur ce projet en 2017 grâce à une collaboration avec le département de calcul scientifique de l'université d'Uppsala. J'ai coencadré deux thèses en me rendant en Suède un mois par an et en suivant à distance le reste de l'année. Ce travail porte sur l'utilisation de fonctions à bases radiales pour modéliser les déformations du diaphragme.



# Chapitre 1

## De la simulation rapide de déformations d'organes à la modélisation précise

Dans ce chapitre, je vais décrire comment mon activité a évolué pour répondre aux évolutions des besoins. Je vais utiliser la même structure dans les projets ci-dessous. Je vais d'abord parler du contexte clinique puis d'une solution numérique pour améliorer les procédures existantes. Je présenterai ensuite les problématiques avec l'état de l'art au moment des travaux et plus récent, puis des solutions proposées. Je finirai chaque partie par les résultats obtenus, les contributions et une discussion.

### 1.1 Simulation des déformations de tumeurs dans le contexte de la radiothérapie

J'ai tout d'abord commencé ma carrière en travaillant sur la méthode la plus naturelle et classique pour calculer des déformations lorsqu'on a tous les paramètres : résoudre les équations de la mécanique des milieux continus par la méthode des éléments finis. Ce sont les travaux effectués pendant ma thèse entre 2002 et 2006.

Le cancer du poumon est le cancer le plus mortel. Une des solutions de traitement est la radiothérapie qui consiste à envoyer un rayon ionisant sur la tumeur. Malheureusement, les tumeurs pulmonaires sont difficiles à cibler étant donné qu'elles bougent et se déforment lors du cycle respiratoire des patients. Pour prendre en compte cet effet, les cliniciens utilisent une marge de sécurité autour de la tumeur. Plusieurs solutions numériques ont été étudiées pour optimiser ces marges : recalage d'images déformables [CZY<sup>+</sup>18], modèles biomécaniques [LBGS21a], modèles hybrides combinant la biomécanique et le recalage d'images déformables [AMMVB11] et les modèles statistiques incluant ou non des techniques d'apprentissage automatique [TTS18]. Le défi à relever était de modéliser les déformations des poumons de manière suffisamment précise pour être inférieures à la marge

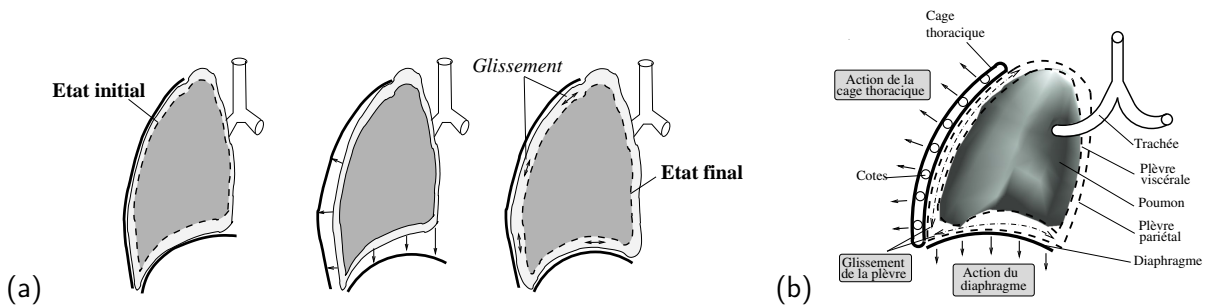


FIGURE 1.1 – Conditions limites appliquées au poumon. (a) états initial et final. (b) action des muscles modélisés

de tolérance utilisée en radiothérapie, tout en utilisant des données cliniques telles que des scanners pré-opératoires ou des mesures physiologiques.

La solution retenue a été une approche basée sur les éléments finis. Le modèle déformable est personnalisable à un patient grâce aux paramètres physiologiques et anatomiques. L'élasticité globale du poumon est extraite par la mesure de compliance. La compliance est mesurée par un capteur de pression glissé dans l'œsophage qui permet d'enregistrer les variations de pression à l'intérieur du thorax et par un spiromètre qui mesure la variation de volume d'air dans le poumon. Il en résulte une valeur de l'élasticité locale dans le cadre d'une hypothèse d'homogénéité des tissus des poumons. Les conditions aux limites que nous avons choisies se calquent sur la réalité anatomique telle qu'énoncée par les experts médicaux participant à ce projet : l'idée était de simuler l'action des muscles (le diaphragme et la cage thoracique) sur le poumon par l'intermédiaire de la plèvre [SDV<sup>+</sup>10, DVS<sup>+</sup>09, DVB<sup>+</sup>07, DVBS07a, DVBS07b, BJS<sup>+</sup>03, BVBS03, BVJ<sup>+</sup>03]. Pour cela, les frontières du poumon sont extraites sur des images scanner à l'état initial (expiration) et à l'état final (inspiration). Afin de simuler l'effet de la plèvre, l'enveloppe qui entoure les poumons, une pression uniforme est appliquée autour du poumon sur la surface de l'état initial et un contact glissant est imposé sur la surface finale (Cf. figure 1.1). Les paramètres biomécaniques ont été extraits d'un test de compliance effectué sur un volontaire.

Une méthode de maillage 3D a été développée spécialement pour cette simulation afin d'assurer des résultats cohérents. Le maillage est constitué de trois niveaux : un maillage de triangles en surface pour obtenir une surface lisse, un maillage hexaédrique en cœur pour assurer la convergence et faciliter le calcul de densité scanner et enfin un maillage tétraédrique pour garantir la continuité de la matière [VBS<sup>+</sup>04]. Ensuite, les influences des paramètres de convergence et des paramètres biomécaniques ont été étudiées. Nous avons mis en évidence le fait que, dans nos conditions de simulation avec la surface de l'état final connu, le module de Young (mesure de l'élasticité d'un matériau) n'a pas un rôle direct sur le résultat, mais une influence sur l'état et le temps de convergence. Ceci vient du fait que les surfaces initiales et finales sont des paramètres d'entrée [VBS<sup>+</sup>05].

Nous avons également étudié un protocole de validation clinique basé sur le suivi de points particuliers indexés par différents experts. Les tests montrent une erreur sur la prédiction du mouvement

inférieure à la résolution du maillage utilisée. À l'époque de ce travail, notre contribution était significative par rapport à la méthode utilisée alors en clinique qui intégrait une marge pour compenser le mouvement [SDV<sup>+</sup>07].

## 1.2 Simulateur d'insertion d'aiguille pour la biopsie du foie en radiothérapie interventionnelle

Je me suis alors orienté vers la conception de simulateur avec des méthodes de déformation qui optimisent le temps de calcul. L'objectif est d'avoir des résultats uniquement réalistes, mais pas forcément réel, c'est-à-dire créer une expérience d'entraînement immersive et contextuellement fidèle, sans viser une exactitude maximale. Je suis resté ici dans une thématique liée à la respiration.

Les procédures de radiologie interventionnelle reposent sur l'insertion d'une aiguille ou d'un cathéter pour le diagnostic ou le traitement d'un patient, guidée par une imagerie radiologique (fluoroscopie, ultrasons, etc.). L'objectif de ce travail était d'étudier la conception d'un simulateur pour entraîner des cliniciens sur les compétences de base de la ponction guidée par ultrasons, en utilisant la biopsie du foie. Cette tâche nécessite l'utilisation des ultrasons pour guider une aiguille dans le foie pour le diagnostic. Les compétences requises en matière de manipulation et de coordination entre les mains et l'œil sont exigeantes. Elles s'acquièrent généralement au cours d'un apprentissage directement sur des patients.

Ce travail a été effectué dans le cadre du projet CRaIVE entre 2007 et 2009, un projet entre plusieurs universités financé par le UK Department of Health. J'étais le responsable technique et je devais m'assurer du bon déroulement de toutes les briques technologiques. Sur le plan recherche, je me suis concentré sur le développement de l'environnement virtuel d'intervention radiologique sur les viscères. Cela comprend la segmentation d'organe, la déformation d'organe, la gestion d'interface haptique et l'intégration dans un environnement de réalité virtuelle. Une page sur ce projet est disponible ici.

Si des solutions "low tech" utilisant des fantômes dans de la gelée [For89] peuvent offrir un bon compromis entre précision et coût, leur capacité à recréer correctement le degré de variabilité requis en termes : i) d'anatomie différente du patient, ii) de comportement physiologique personnalisable (respiration), iii) de caractéristiques variables des tissus mous et iv) d'emplacement différent de la cible, est très limité. Ces solutions ne proposent pas non plus de métriques des performances utilisateur et de leur progression alors que ce sont une caractéristique essentielle. En termes de simulateur, des métriques sont proposées dans [FCV<sup>+</sup>07], mais ne sont pas validées par des experts à l'aide de tests statistiques rigoureux : les métriques doivent permettre de discriminer un expert d'un étudiant pour évaluer l'influence du simulateur sur la formation. Enfin, les simulateurs commerciaux incluent des procédures avec des géométries basées pas des données patients avec des mesures et une validation [WAVH<sup>+</sup>12], mais sans le comportement intrinsèque des organes comme la respiration.

Pour modéliser la respiration, il faut étudier le muscle principal qui permet aux poumons de se remplir d'air. Nous avons proposé un modèle [VVB12, VBBG11] qui tient compte de l'hétérogénéité

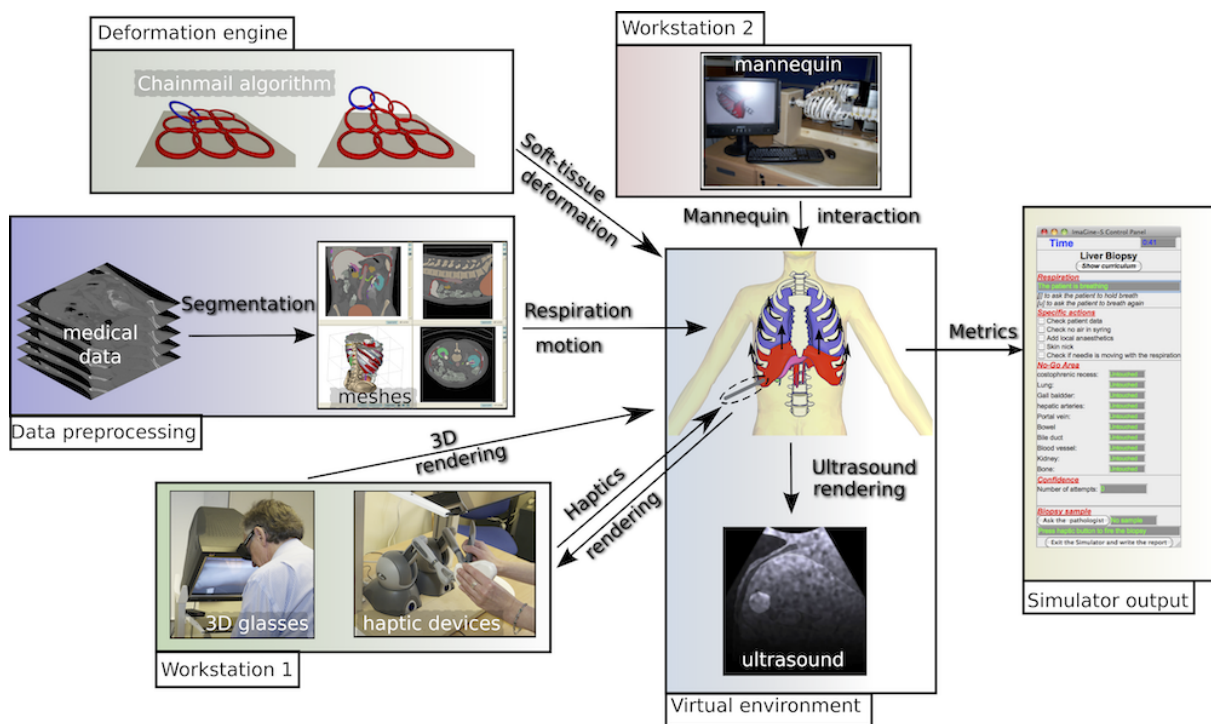


FIGURE 1.2 – Vue d'ensemble du simulateur montrant tous les composants depuis l'étape de pré-traitement jusqu'à la sortie du simulateur. Il montre également les deux stations de travail.

du diaphragme, en considérant ses principaux types de tissus et les diverses forces impliquées dans le mouvement du diaphragme, introduisant ainsi des paramètres supplémentaires pour contrôler le mouvement. Thalmann et Nedel [NT98] ont proposé un modèle de muscle basé sur un système masse-ressort orienté selon la fibre musculaire. Nous avons emprunté à cette formulation l'utilisation de la formulation masse-ressort, afin de modéliser la composante musculaire du diaphragme. Concernant la partie tendineuse, qui peut être décrite comme une bande résistante de tissu fibreux, nous avons utilisé un modèle de tenségrité tel que proposé par Inger [IHLB00]. Les déformations sont produites par trois phénomènes différents : la contraction du diaphragme, la cinématique des côtes et le mouvement du sternum.

Ce modèle de déformation a ensuite été remplacé par un modèle plus rapide pour permettre le rendu haptique : une méthode basée sur l'extension de l'algorithme 3D ChainMail proposée par Li et Brodlie [LB03]. Dans ce modèle, l'objet est défini comme un ensemble d'éléments ponctuels. Les éléments sont interconnectés comme les maillons d'une chaîne. Ainsi, dans une certaine limite, chaque point peut se déplacer librement sans influencer ses voisins.

Une analyse cognitive des tâches menée par nos partenaires psychologues de l'université de Manchester a permis d'identifier les fonctionnalités et les paramètres requis pour la conception et le développement de cette plateforme de simulation de biopsie hépatique. Elle a été réalisée à l'aide de vidéos de procédures et d'entretiens avec des experts sur le terrain. Cette approche a abouti à un environnement virtuel personnalisé en fonction des données spécifiques du patient, incluant

la déformation du mouvement des organes, le rendu haptique, la conception d'un mannequin physique et des métriques pour évaluer la performance d'un utilisateur. Le simulateur a été validé dans des services de radiologie, avec des radiologistes interventionnels de différents niveaux d'expertise [VVG<sup>+</sup>10, GBJ<sup>+</sup>09, VBB09, VJGB09, VPVH<sup>+</sup>09, VBB08b, VBB08a, VLG<sup>+</sup>08]. Ce travail et ces publications ont également été possible grâce à l'encadrement de plusieurs étudiants de Master of Science (M. sc.) (Wesley Bourne, Daniel King et Alejandro Granados) et de Bachelor of Science (B. sc.) (Danae Reyes, Metesh Acharya, Laura J. Tucker, Samy Tzaprenko, Mathieu Jacob et David Lilburn). Un graphique représentant les principaux composants du simulateur est présenté en figure 1.2. En tant que leader technique du projet visant à permettre des tests du simulateur dans plusieurs hôpitaux, j'ai joué un rôle direct dans la modélisation des déformations, le rendu haptique et le développement des métriques.

### **1.3 Simulation en rayon X de la respiration sur des données basées patients**

Ce travail a été fait en collaboration avec l'université de Bangor à la suite du projet précédent entre 2009 et 2012. Je l'ai repris en 2017 lors d'un séjour de professeur invité sur place, où j'ai participé à l'encadrement de stage d'Andreas Meuleman. L'objectif était d'utiliser le modèle respiratoire développé dans le projet précédent en optimisant les paramètres pour reproduire la respiration de patients réels et de la visualiser en temps réel sous forme de rayon X.

Les simulateurs virtuels actuels peuvent concerner la chirurgie endoscopique, la simulation laparoscopique, la simulation arthroscopique du genou et la radiologie interventionnelle par biopsie du foie. Ils négligent souvent les mouvements dus à la respiration du patient virtuel. Différentes méthodes de simulation des techniques d'imagerie à rayons X, basées sur la physique des particules, sont désormais disponibles. Il existe deux grandes catégories d'algorithmes de simulation des rayons X. La première approche est probabiliste et se base sur la physique des particules par simulation de Monte Carlo [And91]. Cette méthode peut produire des images très précises, mais elle est coûteuse en termes de calcul. La seconde est déterministe ou analytique, basée sur le tracé des rayons [FDLB06]. Elle est plus rapide, mais pas assez pour inclure le calcul des déformations en ligne comme la respiration. Enfin, la calibration et la paramétrisation des modèles de simulation sont essentielles pour préserver le réalisme et la précision numérique. Pour les simulateurs d'entraînement, les paramètres sont souvent réglés manuellement par essais et erreurs. Cette tâche prend du temps et il n'est pas possible de s'assurer que les résultats sont optimaux.

Dans le projet sur la simulation d'insertion d'aiguille pour la biopsie du foie, nous avons étudié une méthode de simulation pour reproduire le processus respiratoire avec un retour haptique basé sur des anatomies de patients réels. Pour cette simulation, un ensemble de paramètres était nécessaire et ils avaient été réglés manuellement. Nous avons travaillé dans ce projet sur une nouvelle méthode pour estimer automatiquement les paramètres à partir de données d'images. Quinze paramètres sont impliqués dans le processus respiratoire et dans la déformation des tissus mous (Cf. figure 1.3.(a)).

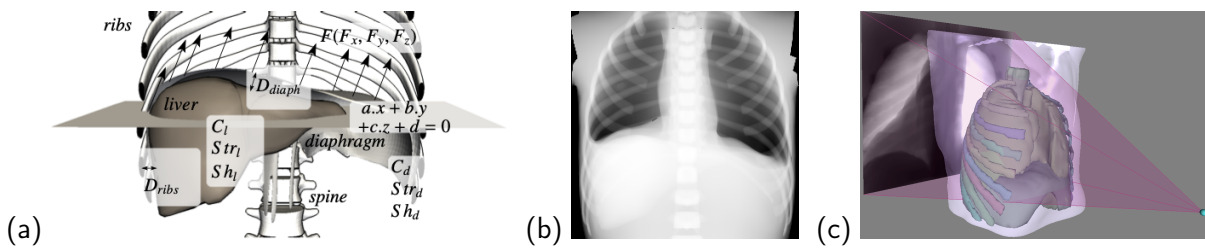


FIGURE 1.3 – Simulation de la respiration avec rayon X. (a) Paramètres du modèle respiratoire, (b) exemple de rayon X et (c) illustration de l'application.

Ils sont estimés à partir de la position des organes et de leur topologie respective aux deux étapes extrêmes du cycle respiratoire (inspiration et expiration). Nous avons d'abord étudié une méthode basée sur la recherche aléatoire en explorant l'espace des solutions possibles de manière aléatoire afin de trouver une solution satisfaisante pour notre fonction objectif [VVB12]. Puis, nous sommes passés à un algorithme automatique et adaptatif basé sur l'optimisation évolutionnaire avec élitisme, immigration, mutation et croisement. La mutation s'ajuste selon la fonction de coût, constitué de deux objectifs pondérés automatiquement durant les calculs. Nous avons démontré que cette fonction de coût prend en compte diverses propriétés du modèle, par exemple en minimisant à la fois les erreurs pour le foie et le diaphragme [VVL12, VVL13].

Nous avons ensuite créé une structure qui combine l'optimisation évolutionnaire, la modélisation des tissus mous et le lancer de rayons sur GPU pour calculer simultanément le mouvement respiratoire et l'imagerie radiographique en temps réel (Cf. résultat du rendu rayon X sur la figure 1.3.(b)). Notre objectif est de simuler avec une grande fidélité à la fois la physiologie humaine et la physique des rayons X. La modélisation des comportements des organes pendant la respiration est toujours calculée à l'aide d'une extension de la méthode ChainMail sur le CPU avec les éléments rigides qui se déplacent selon des lois cinématiques. L'image radiographique est elle calculée sur le GPU à l'aide d'une méthode de rendu de surface basée sur la loi de Beer-Lambert. Une étude de validation quantitative a été effectuée pour évaluer la précision des deux composantes. La modélisation de la respiration a été validée avec des images cliniques à l'inspiration et à l'expiration. La simulation des rayons X a été comparée à des résultats de simulations par Monte Carlo [VV16, VV15].

Notre implémentation peut être utilisée dans diverses applications, telles que l'environnement virtuel médical interactif pour la formation à la cholangiographie transhépatique percutanée en radiologie interventionnelle, le recalage 2D/3D, le calcul de radiographies reconstruites numériquement, la simulation de sinogrammes 4D pour tester les outils de reconstruction tomographique [SMV<sup>+</sup>17]. La bibliothèque est disponible ici.

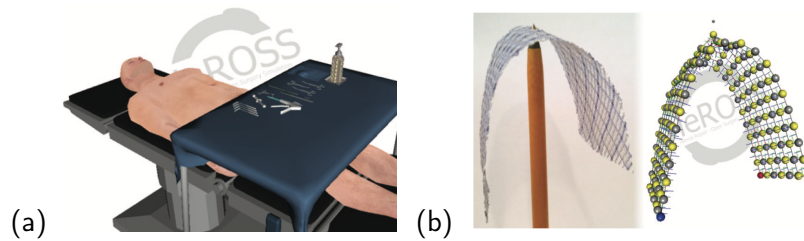


FIGURE 1.4 – Simulation de traitement de hernie : (a) Vue globale du simulateur, (b) Comparaison entre filet de réparation réel et simulé

## 1.4 Simulateur de traitement de hernie

Je suis ensuite resté dans le domaine de la simulation temps réel, mais avec une nouvelle application qui nécessitait de m'intéresser à un autre type de modèle biomécanique : les modèles 1D. Il s'agit d'un simulateur de traitement de hernie et s'appelle HeROSS. Ce projet a été réalisé en collaboration avec Imperial College et financé par le London Deanery entre 2009 et 2011.

Une hernie inguinale est une protrusion non naturelle du contenu abdominal à travers une faiblesse de la paroi abdominale de la région inguinale. Le traitement des hernies inguinales est l'une des interventions chirurgicales les plus courantes aux États-Unis et en Europe. Afin d'éviter aux chirurgiens débutants d'effectuer des tâches chirurgicales de manière indépendante, la charge de travail des chirurgiens seniors augmente et empêche les chirurgiens juniors d'acquérir la confiance nécessaire. L'idée est, comme dans le projet précédent, de concevoir un simulateur pour aider la formation. D'après notre analyse de la littérature et nos discussions avec les chirurgiens, l'un des défis les plus difficiles et les plus cruciaux dans la réparation des hernies inguinales est la compréhension des relations spatiales en 3D de l'anatomie complexe de la région inguinale [TBEM16]. Un large éventail d'outils pédagogiques utilisant la 3D ou la pseudo 3D est disponible pour enseigner l'anatomie de la région inguinale et des hernies, allant des modèles en papier découpé [MSHS97] et en plastique à de simples simulateurs basés sur l'animation. Cependant, le niveau d'interaction et d'implication de l'utilisateur dans les outils actuellement disponibles est limité. Notre stratégie était de développer un simulateur avec des animations pré-calculées ainsi que des simulations calculées en temps réels suivant les interactions de l'utilisateur (Cf. figure 1.4.(a)). Il a ainsi fallu simuler le cordon spermatique (modèle 1D), les muscles et le filet à placer au-dessus de la hernie pour renforcer la paroi abdominale et prévenir les récives.

Comme dans le projet précédent, notre système a été conçu sur la base d'une analyse hiérarchique des tâches, en correspondance permanente avec des chirurgiens experts et sur des observations faites en salle d'opération. Le plan de mise en œuvre a ensuite été utilisé pour guider le développement du système conformément aux spécifications générales définies. Le modèle de Cosserat [ST07b, ST08] a été choisi pour le cordon spermatique, car ce modèle englobe la géométrie du cordon, tout en supportant la traction et la torsion nécessaires auxquelles le cordon est soumis pendant que le chirurgien le mobilise et explore son contenu. J'ai réutilisé le modèle de Cosserat plus récemment et j'en reparlerai plus tard lors du chapitre 3. Nous avons étendu le modèle de Cosserat à une surface d'une manière

similaire au réseau décrit dans [ST07b] afin d'obtenir les modèles de surface requis pour le muscle et le filet. Pour assurer les interactions requises, nous avons développé une méthode pour la découpe de surface de Cosserat. Elle est réalisée en divisant un point de contrôle en deux points de contrôle et en rééquilibrant les forces.

D'après nos expériences, un modèle de Cosserat de seulement vingt éléments suffisent pour définir la ligne médiane du cordon spermatique et fournir une déformation biomécanique rapide et réaliste. Notre validation initiale de ce modèle par des chirurgiens a indiqué qu'il fonctionne de manière convaincante. La surface de Cosserat résultant de notre extension du modèle de Cosserat est numériquement stable. Les paramètres physiques nous permettent de modifier la surface pour obtenir le comportement et la configuration souhaités. La figure 1.4.(b) compare un filet réel utilisé en chirurgie et notre modèle avec la surface de Cosserat soumise à la gravité. Bien que notre méthode de découpe des surfaces de Cosserat décrite ci-dessus soit limitée aux positions des points de contrôle, elle répond bien à nos besoins, car l'incision correcte sera prédéfinie et l'accent sera mis sur le choix du site d'incision correct parmi un ensemble de multiples emplacements possibles, plutôt que sur l'exécution manuelle de la découpe proprement dite. Pour ce travail, j'ai supervisé un ingénieur d'étude (Niels Hald). Ce travail a été publié et présenté à MMVR (Medicine Meets Virtual Reality) en 2011 [HSZ<sup>+</sup>11].

## 1.5 Modèle articulé des côtes guidé par des images fluoroscopiques dynamiques

Dans ce travail, je me suis intéressé à une application de réalité augmentée basée sur mes connaissances liées à la respiration. Ces travaux ont été financés par General Electric Healthcare dans le cadre du stage de Master 2 d'un étudiant que j'ai coencadré (Pierre Escamilla) de 2009 à 2010.

La procédure de biopsie hépatique guidée par fluoroscopie en radiologie interventionnelle consiste à insérer une aiguille tout en vérifiant, grâce à l'imagerie, que la trajectoire est correcte. Toutefois, la qualité de l'image n'est pas toujours suffisante pour guider correctement le geste chirurgical. En particulier, les tissus mous sont difficilement visibles sur les images radiographiques. L'injection intra-artérielle d'un agent de contraste permet de visualiser les vaisseaux sanguins, en particulier ceux qui alimentent la cible d'une biopsie, ainsi que les principaux vaisseaux à éviter. Cependant, cette visibilité ne peut être maintenue et le contraste doit être injecté chaque fois que le chirurgien souhaite obtenir une information sur la vascularisation. La déformation du foie est principalement due à la respiration : les côtes bougent, ce qui implique la déformation du diaphragme, qui comprime le foie. Le travail a consisté à étudier une méthode de réalité augmentée pour visualiser les organes 3D sur l'imagerie médicale 2D. Nous avons étudié spécifiquement le mouvement des côtes.

Le suivi de côtes a été largement étudié par le passé. Les solutions comprennent le suivi par lumière structurée [PPS<sup>+</sup>11], la stéréovision avec des marqueurs [HNF<sup>+</sup>06], des marqueurs réfléchissants [PHMB08], des marqueurs invasifs [NPP<sup>+</sup>06] et par des recalages non rigides guidés par un spiromètre [SBMG06]. Même si les techniques présentées fonctionnent assez bien dans le contexte

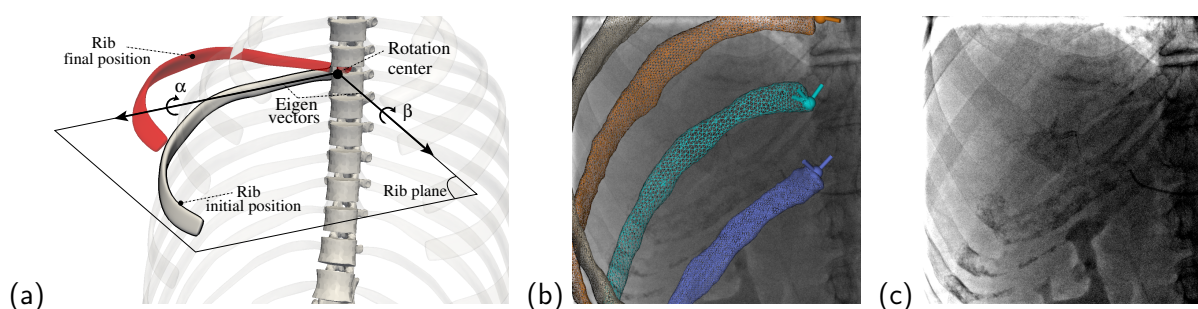


FIGURE 1.5 – Mouvement des côtes en réalité augmentée. (a) Paramétrisation du modèle, (b) image fluoroscopique et (c) modèles 3D des côtes recalées en dynamique sur la séquence de fluoroscopie.

de la radiothérapie, elles ne peuvent pas être directement appliquées à la radiologie interventionnelle fluoroscopique, car l'équipement et les protocoles impliqués sont trop lourds et la plupart de ces méthodes sont basées sur l'hypothèse de reproductibilité du cycle respiratoire. D'autre part, la qualité des images fluoroscopique est très mauvaise pour utiliser des techniques de recalage classique.

Notre contribution est une méthode permettant de déterminer les lois cinématiques de côtes adaptées à un patient (Cf. figure 1.5.(a)). La stratégie générale consiste à trouver les angles du modèle articulé et à conserver la meilleure correspondance avec l'image de la fluoroscopie (Cf. figure 1.5.(b)). La méthode est basée sur un modèle 3D articulé projeté sur le plan de l'image fluoroscopique. Les paramètres cinématiques de rotation des côtes sont optimisés pour satisfaire un critère de similarité basé sur l'extraction des contours. Notre étude utilise deux données médicales : un scanner 3D et une fluoroscopie (Cf. figure 1.5.(c)). Le scanner est utilisé pour construire le modèle 3D par segmentation. La fluoroscopie dynamique est utilisée pour guider la transformation de la côte après que celle-ci a été recalée dans le même repère. Un algorithme d'optimisation calcule alors la meilleure transformation pour définir la loi cinématique de la côte.

Ce travail a fait l'objet d'une publication à SPIE Medical Imaging en 2014 [VEK<sup>+</sup>14].

## 1.6 Déformations de la langue guidée par des images ultra-sonores

Dans ce travail, je me suis intéressé à la modélisation de la langue. Ce projet était financé par l'ANR ASPI, grâce à laquelle j'ai pu encadrer un post-doctorant (Matthieu Loosvelt) de 2013 à 2014. Ce travail a fait l'objet d'une publication [LVB14].

Ce projet avait pour objectif d'estimer la forme et la dynamique de la langue pendant l'articulation de la parole, afin de fournir des informations à un système de production de parole (tête parlante) développé dans le cadre de l'ANR. Actuellement, l'imagerie par ultrasons est largement reconnue comme le meilleur moyen d'acquérir des informations sur les mouvements de la langue à une fréquence d'images rapide. Il est alors nécessaire d'avoir des méthodes d'extraction automatique du contour de la langue. Malheureusement, le suivi automatique dans les images issues d'ultrason est connu pour être très difficile en raison notamment de la faible résolution et du bruit.

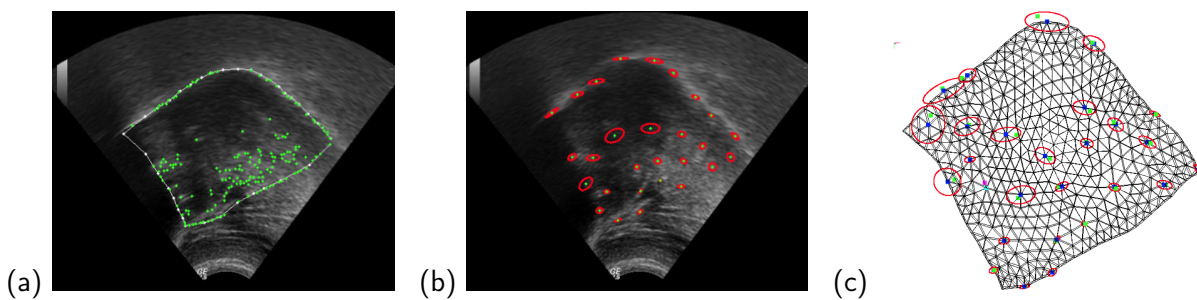


FIGURE 1.6 – Calcul des déformations dynamiques de la langue. (a) Points d'intérêt suivis par flux optique, (b) incertitude du calcul de flux optique et (c) modèle éléments finis avec conditions limites

Pour faire face à ces problèmes, de nombreuses tentatives ont été faites pour incorporer des informations préalables sur les variations de la forme de la langue afin de guider la détection. Ces solutions peuvent être classées en deux grandes catégories. Il y a tout d'abord les techniques basées sur un modèle déformable, comme sur diverses extensions du modèle de contours actifs [LKS06]. Il y a d'autre part, les techniques basées sur l'apprentissage utilisent des délimitations manuelles ou des marqueurs collés sur la langue pour prédire la position de la langue dans les images [RKM09]. Toutefois, ces méthodes nécessitent l'extraction manuelle de la langue sur de grands ensembles de données.

Nous avons étudié dans ce projet l'utilisation d'un modèle biomécanique pour le suivi de la langue. Les méthodes précédentes sont en fait uniquement dédiées au suivi du contour supérieur de la langue, alors que nous avons visé à suivre toute la surface de la langue issue d'une coupe ultrason. Pour cela, nous avons pris en compte des points d'intérêt à l'intérieur de la langue en plus des points de contour. Une autre contribution a consisté à traiter correctement les correspondances incertaines ou erronées entre les points, qui sont fréquentes dans les images bruitées. C'est un point fondamental rarement abordé.

La procédure commence par la délimitation d'un contour fermé qui contient le contour supérieur de la langue et définit la région physique qui doit être suivie. Le déplacement de ces points dans chaque image suivante est calculé grâce à l'algorithme de flux optique de Farneback [Far03] (Ces points sont en vert sur la figure 1.6.(a)). En outre, nous avons calculé la covariance sur le déplacement estimé en chaque point (ellipse rouge de la figure 1.6.(b)). L'intérêt du calcul de la matrice de covariance sur le déplacement estimé est double. Premièrement, il nous permet d'éliminer les caractéristiques qui ne sont pas fiables en fonction des valeurs propres de la matrice. Deuxièmement, ces incertitudes sont intégrées dans le modèle biomécanique (un modèle éléments finis). Les forces sont appliquées dynamiquement à chaque nœud du maillage correspondant aux points suivis. Les informations relatives au déplacement de chaque nœud sont converties en force de type ressort et la position finale d'un point est donnée par la méthode de Farneback. Pour tenir compte de la matrice de covariance, la force ressort est pondérée par l'inverse de la covariance (Cf. figure 1.6.(c)).

Ce travail a fait l'objet d'une publication à ISBMS en 2014 [LVB14].

Ces travaux couvrent mes recherches et réalisations de 2002 à 2014, mettant en évidence plusieurs points communs dans les méthodes utilisées. Tout d'abord, l'utilisation de données médicales a été fondamentale pour informer et guider les modèles biomécaniques, lesquels étaient basés soit sur des heuristiques, soit sur des lois physiques plus rigoureuses. Un dialogue avec le corps médical m'a permis de mieux comprendre la physiologie, les pathologies et les procédures à reproduire. Par ailleurs, j'ai toujours veillé à gérer le compromis entre la vitesse d'exécution et la précision des simulations. Je me suis intéressé à plusieurs applications médicales, notamment en lien avec la respiration. Afin d'élargir mon spectre, je vais présenter dans le prochain chapitre un autre : la cardiologie, pour ainsi étendre le champ d'application de mes compétences.



## Chapitre 2

# Modélisation de la valve mitrale

Ce travail a débuté par un an et demi de délégation dans l'équipe du Professeur Howe du Harvard Biorobotic Lab en 2014-2016. L'objectif était de me former à une nouvelle application : la simulation cardiaque et plus spécialement la modélisation de la valve mitrale. C'est un domaine dans lequel il y a de nombreuses questions ouvertes, notamment sur l'extraction automatique des composants à partir d'imagerie médicale ou de compréhension scientifique sur le fonctionnement mécanique des composants de la valve. Je fais ici un focus sur ces travaux qui comportent les sujets de recherche de deux doctorants que j'ai co-encadré : Daryna Panicheva [Pan21] et Nariman Khaledian. Ce projet a été financé par un an de délégation CNRS, six mois de délégation Inria, une bourse de thèse du ministère, une bourse de thèse Inria CORDI. Ce projet a également bénéficié du financement attribué à l'équipe associée Inria CURATIVE (<https://team.inria.fr/curative>) dont je suis le porteur. Le financement de cette équipe associée a permis de continuer les échanges entre Nancy et Boston. En plus de collaborer avec des chercheurs américains, nous venons de commencer une collaboration avec Hao Gao de l'université de Glasgow.

### 2.1 Contexte

La valve mitrale est située dans la cavité gauche du cœur. Son rôle consiste à s'ouvrir pour que le sang puisse circuler de l'oreillette gauche vers le ventricule gauche et à se fermer pour que le sang puisse circuler du ventricule gauche vers l'aorte à travers la valve aortique sans revenir dans l'oreillette gauche. La fonction de la valve résulte de l'interaction de plusieurs parties anatomiques (Fig.2.1 gauche) : i) deux feuillets (antérieur et postérieur) qui s'ouvrent et se ferment, ii) les cordages qui permettent la fermeture pendant la systole, iii) les muscles papillaires qui ancrent les cordages à la paroi du ventricule et tirent vers le bas durant la fermeture, et iv) l'anneau autour duquel les feuillets sont attachés au ventricule gauche.

Il existe plusieurs pathologies liées à la valve mitrale. L'une des principales est le prolapsus valvulaire. Il se caractérise par une fermeture incomplète de la valve lors de la contraction du ventricule gauche et peut entraîner une fuite de sang (régurgitation), qui est l'une des maladies valvulaires les

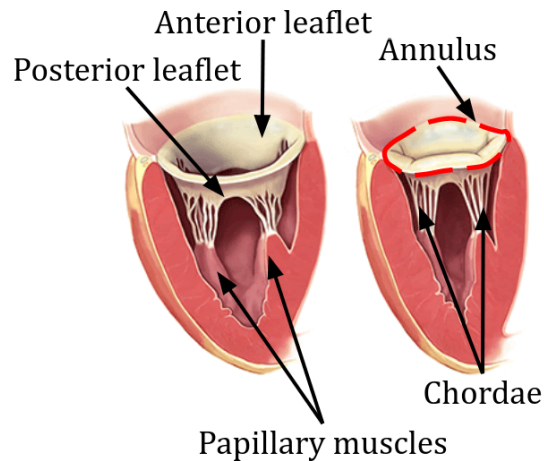


FIGURE 2.1 – Anatomie de la valve mitrale. États ouvert (à gauche) et fermé (à droite) (tiré de [CAF10a]).

plus fréquentes. Parmi les causes possibles de prolapsus, on peut citer la rupture ou l'élongation de cordage. Le traitement médical des pathologies valvulaires implique une intervention chirurgicale, soit pour le remplacement de la valve, soit pour sa réparation [CAF10b].

La plupart des procédures nécessitent une opération à cœur ouvert au cours de laquelle le cœur est arrêté. Cela signifie que l'efficacité de la valve (capacité à empêcher le reflux) ne peut pas être vérifiée avant que le flux sanguin ne soit rétabli. Le chirurgien doit anticiper le comportement de la valve résultant du geste effectué pendant l'intervention. Cette tâche est difficile en raison de la grande variabilité des morphologies des valves des patients ainsi que du comportement complexe de la valve. Par conséquent, le résultat de la réparation dépend fortement de l'expérience du chirurgien [B<sup>+</sup>20]. La modélisation informatique pourrait faciliter la planification préopératoire. Un modèle informatique reproduisant la géométrie de la valve et son comportement mécanique permettrait aux cliniciens de simuler les gestes médicaux et leurs résultats, et ainsi de choisir la technique de réparation la plus appropriée. Ces modèles informatiques permettraient également d'analyser la fonction des valves saines et pathologiques, ce qui est important pour la compréhension scientifique globale et l'apprentissage de jeunes médecins.

L'objectif de ces travaux a été d'étudier des modélisations de valve mitrale pour la compréhension scientifique sur le fonctionnement des composants de la valve ainsi que pour aider dans le futur les chirurgiens lors des opérations. J'ai co-encadré une première thèse sur l'extraction de modèles géométriques (celle de Daryna Panicheva) puis une seconde sur l'étude d'un modèle biomécanique avec utilisation d'interaction fluide-structure (celle de Nariman Khaledian).

## 2.2 Extraction de la géométrie

### 2.2.1 État de l'art

Lors des premières études portant sur la valve mitrale dans les années 1990, les modalités d'imagerie ne permettaient pas d'obtenir des données avec un niveau de précision suffisant. Par conséquent, toute la géométrie de la valve était basée sur des mesures post-mortem de valves disséquées. L'un des premiers modèles a été proposé par Kunzelman et al. [KCC<sup>+</sup>93]. Dans ce travail, la géométrie de la valve et les propriétés des matériaux ont été extraits de mesures effectuées sur des cœurs de porcs. Les éléments structurels de la valve ont été modélisés avec une approche basée sur la méthode des éléments finis. Ces travaux ont constitué un premier pas vers la compréhension du comportement mécanique de la valve dans les cas sains et pathologiques. Mais l'intérêt pratique de ces géométries génériques basées sur les mesures de plusieurs sujets est limitée en raison de la forte variance intra-sujet de l'anatomie de la valve.

Avec le développement des techniques d'acquisition d'images, les études se sont concentrées sur des modèles basés patient, ce qui implique l'extraction de la géométrie de la valve directement à partir des images. Les modalités les plus fréquemment utilisées en clinique sont l'échographie et l'IRM. La structure des cordages ne peut être distinguée sur ces images et est donc reconstruite sur la base des mesures post-mortem des valves disséquées. L'extraction des feuillets peut être effectuée par segmentation manuelle à partir d'images d'échographie trans-œsophagienne 3D [PHS09, SPN11, VAI<sup>+</sup>09, SMAC<sup>+</sup>11] ou d'imagerie par résonance magnétique [PSO<sup>+</sup>17, GQF<sup>+</sup>14]. Plusieurs équipes ont utilisé l'aspect temporel de l'ultrason pour segmenter automatiquement les feuillets avec la surface de coaptation [SPV<sup>+</sup>10, ELAM<sup>+</sup>15, CMS<sup>+</sup>19]. Les cordages sont souvent modélisés sur la base de la connaissance de leur anatomie à partir d'études post-mortem antérieures. Cependant, cette modélisation des cordages de manière générique implique une série de simplifications : souvent, les origines de tous les cordages sont limitées à deux points représentant les muscles papillaires et les embranchements (appelés bifurcations lorsqu'il y a deux branches) des cordages ne sont pas prises en compte. La structure du cordage est supposée similaire entre les sujets, alors qu'en réalité, une grande variabilité intra-sujet est observée. L'extraction basée sur l'image de tous les composants de la valve pourrait être un moyen d'obtenir des simulations plus réalistes.

Certains groupes de recherche utilisent des données issues de scanners tomodensitométriques (micro-scanners ou scanners médicaux). Ils peuvent être obtenus dans des conditions proches de la clinique ou sur des données animales. L'extraction manuelle de certains cordages est possible, ce qui donne de meilleurs résultats de simulations biomécaniques qu'avec des topologies simplifiées [WS13, FQG<sup>+</sup>18a]. D'autres groupes utilisent des installations *in vitro* hautement contrôlées avec des valves isolées du reste des structures cardiaques et imagées avec un micro scanner. Cela simplifie la segmentation des feuillets [HdNH11, LOR<sup>+</sup>13, DKS17, Kha18, TBP<sup>+</sup>17]. Lorsque la valve est ouverte, les feuillets peuvent être facilement séparés, mais les cordages sont détendus et difficile à distinguer. Au contraire, à l'état fermé, les cordages sont étirés et visibles, mais la surface de contact entre les feuillets est difficile à définir. De plus, la procédure manuelle peut introduire des biais.

En résumé, l'extraction automatique des composants de la valve reste un défi, en particulier pour

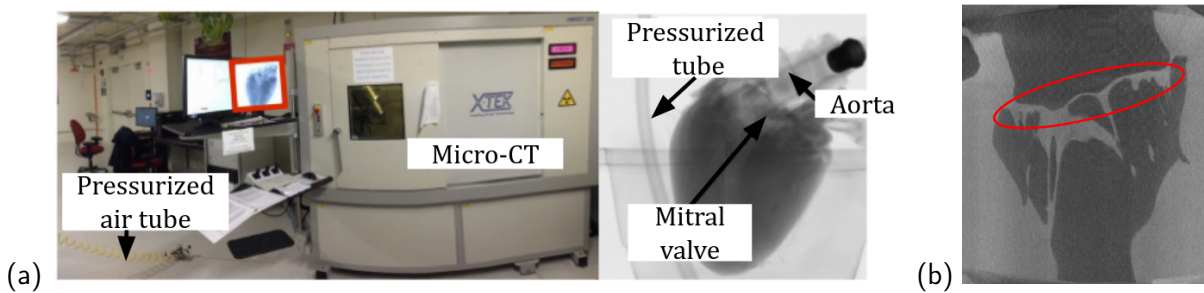


FIGURE 2.2 – Acquisition micro scanner. (a) Micro scanner avec tube d'air pressurisé à l'intérieur et son écran (en rouge et zoomé à droite) affichant une radiographie d'un cœur de porc. (b) Image à l'état fermé de la valve

la segmentation des cordages, ce qui semble essentiel pour d'éventuelles applications spécifiques au patient. Il y a la difficulté de définir une modalité d'imagerie pour l'acquisition des données avec un compromis entre la résolution et rester proche de conditions cliniques. Utiliser un micro scanner est en effet impossible pour l'humain. Un défi est aussi de traiter des images qui peuvent être bruitées, souffrir de nombreux artefacts ou être incomplètes. Cela permettrait d'avoir un modèle géométrique valide pour pouvoir être utilisé dans un modèle biomécanique. Cette première partie de ce chapitre traitera donc de prétraitement, régularisation et prise en compte explicite de l'incertitude.

## 2.2.2 Méthodologie

### Acquisition de données

Grâce au partenariat avec l'équipe du Professeur Robert Howe via l'équipe associée CURATIVE, j'ai pu avoir la possibilité de me former puis d'utiliser le micro scanner de l'université de Harvard<sup>1</sup>. Contrairement à un scanner classique où les rayons X tournent autour du sujet, le rayon X du micro scanner est statique et c'est le sujet qui est en rotation. Ce dispositif permet d'avoir des résolutions de l'ordre du micromètre.

Des cœurs de porcs ont été imagés à l'aide de ce scanner (Cf. Fig 2.2.(a)). Pour nous rapprocher des conditions cliniques, nous n'utilisons pas d'installation *in vitro* où le mouvement de la valve excisée est reproduit comme dans [LOR<sup>+</sup>13], [DKS17], [KDG<sup>+</sup>18]. Les parois du ventricule sont donc présentes dans les images. Cela rend les feuillets indiscernables des parois du ventricule à l'état ouvert, c'est pourquoi on utilise des images correspondant uniquement à l'état fermé pendant le pic de systole pour segmenter les feuillets (Cf. Fig. 2.2.(b)). Dans des conditions cliniques, l'efficacité de la valve après la réparation est vérifiée par l'injection de liquide. Cela justifie l'utilisation de l'état fermé uniquement pour l'étude. Pour simuler l'état fermé de la valve, une pression d'air de 120 *mmHg* a été délivrée à travers l'aorte, ce qui correspond à la pression systolique maximale normale. Un protocole a été établi pour garantir des scanners de haute qualité. Le temps d'acquisition a été optimisé pour

1. <https://cns1.rc.fas.harvard.edu/tool-details?id=2232>

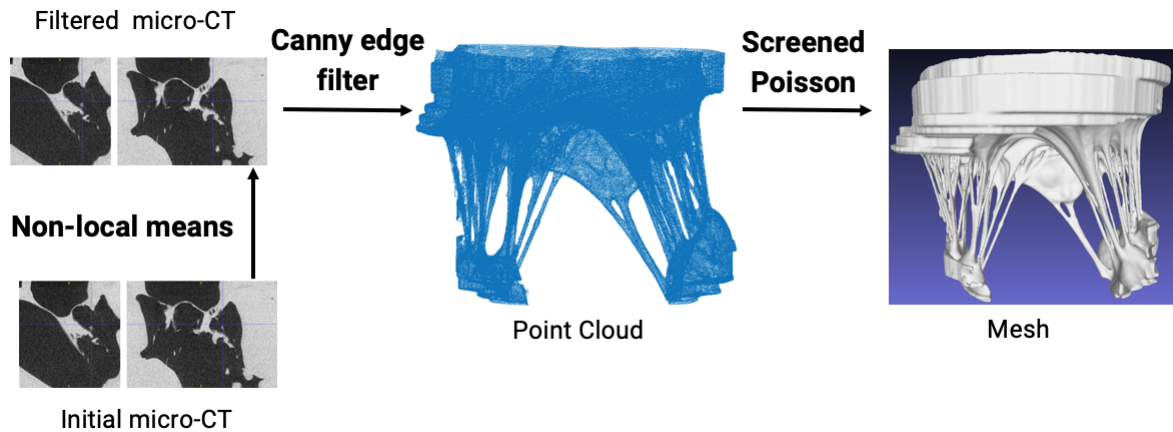


FIGURE 2.3 – Passage de l'image 3D brut à un maillage pour connaître la topologie

obtenir un bon rapport entre la précision (nombre d'acquisitions 2D, c'est-à-dire l'intervalle angulaire des rotations) et le temps d'exposition. Ceci a été fait pour éviter le dessèchement des tissus de la valve qui peut causer des artefacts. Le résultat après reconstruction était une image 3D de  $2000 \times 2000 \times 2000$  avec une résolution isotropique de voxel de 0,05 mm, à partir de laquelle une région d'intérêt pour la valve mitrale a été sélectionnée. Ces scanners ont produit des images volumétriques très contrastées, principalement composées d'air et de tissus mous. Nous avons utilisé cinq images scanner. Les paramètres des images sont donnés dans la table 2.1. Toutes les images 3D de cœurs scannés ne sont pas dans cette table : des images ont été affectées par des artefacts qui rendent la segmentation impossible et nous ne les avons pas traitées.

Data	Résolution	Précision	Dimension des voxels
1	325x217x256	16 bit	0.2x0.2x0.2
2	412x303x418	16 bit	0.1x0.1x0.1
3	451x376x416	8 bit	0.1x0.1x0.1
4	451x501x361	8 bit	0.1x0.1x0.1
5	534x494x420	16 bit	0.06x0.06x0.06

TABLE 2.1 – Paramètres des images scanner utilisés pour la segmentation de cordages

### Segmentation et extraction d'arbres de cordage

La première étape consiste à pré-traiter les données. Les images sont débruitées avec le filtre de débruitage par patchs (ou non-local means en anglais) [MKEF13] (voir un exemple dans la figure 2.3). Les contours des tissus sont ensuite extraits à l'aide de la procédure classique de détection des contours 3D basée sur le filtre de Canny [Can86] (voir un exemple dans la figure 2.3). L'ensemble de points obtenu contient peu de bruit. Un maillage triangulaire est alors donné par la reconstruction de Screened Poisson [KH13] pour obtenir les informations de connectivité entre les points et les normales des points,

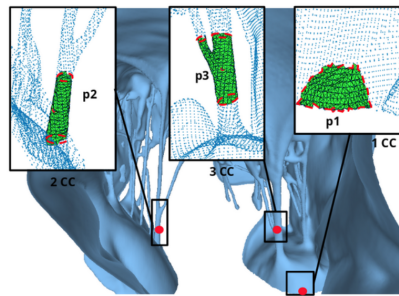


FIGURE 2.4 – Exemple de trois types de sous-maillage en fonction de leurs nombres d'arêtes :  $p1$  : 1,  $p2$  : 2 et  $p3$  : 3

comme le montre la figure 2.3.

La seconde étape consiste à effectuer un filtrage sur la topologie. Des contraintes topologiques sont couramment appliquées pour la segmentation de maillages, mais elles se résument souvent à restreindre chaque sous-région pour qu'elle soit topologiquement équivalente à un disque [Sha08]. Nous proposons d'étudier des sous-maillages de la valve pour estimer si ce sont des composants possibles de cordage. La taille des sous-maillages est donc choisie pour être légèrement supérieur au périmètre minimum d'une section de cordage. Nous extrayons alors les composants possibles de cordages en tant que caractéristiques homéomorphes à un tube ou à une zone de bifurcation, tandis que les composantes homéomorphes à un disque sont éliminées. Les formes topologiques sont classées en fonction de type 1, 2, 3 ou plus. Le type 1 est pour les formes homéomorphes à un disque, simplement connexe (sans trous). Le type 2 est pour les formes homéomorphes à un cylindre avec deux ouvertures topologiques. Le type 3 est homéomorphe à une fourche creuse à deux branches avec trois ouvertures topologiques. Ceci se généralise pour les types supérieurs à 3. La figure 2.4 montre l'exemple d'une valve avec trois types de sous-maillages. Un cordage est composé de parties quasi cylindriques, qui sont des formes de type 2, et de zones de bifurcation, qui des formes de types 3 ou plus, alors que les feuillets et les parois des ventricules sont des formes de type 1. Le seul paramètre impliqué dans cette procédure est le diamètre maximal des cordages, pratiquement, il a été mesuré entre 0,6 et 1,3 mm. Pour plus d'information sur cette partie, le lecteur peut lire [PVB19].

La troisième étape consiste à modéliser les éléments des cordages par un modèle géométrique. Les cordages sont généralement modélisés comme des arbres de segments linéaires dans les modèles mécaniques tels que [HdNH11]. Les formes de type 2 d'un cordage peuvent être approximées géométriquement par des cylindres à section elliptique. Le modèle cylindrique est ajusté localement aux formes de type 2 par une approche itérative de type RANSAC. En commençant du point le plus bas, le cordage est construit à partir de l'orientation du cylindre précédemment ajusté, comme le montre la figure 2.5.d. Les formes de type 3 (zones de bifurcation, représentées en rouge sur la Fig. 2.5.d) sont utilisées pour définir les directions de bifurcation (représentées en noir sur la Fig. 2.5.d) en reliant les centres de gravités des arêtes des sous-maillages. Pour minimiser les fausses détections dans les zones proches du feuillet, nous vérifions en outre que les points projetés sur la base du cylindre sont

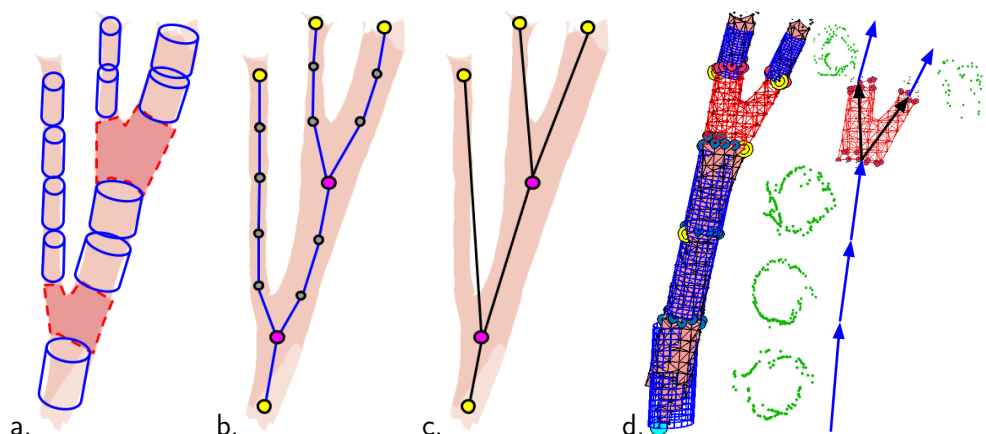


FIGURE 2.5 – Approche de l'ajustement d'un modèle pour l'extraction de la géométrie du cordage : a. Cylindres ajustés (en bleu) et zones de bifurcation (en rouge). b. Lignes centrales des cylindres connectés. c. Arbre de segments résultant de l'omission des points intermédiaires. Les points terminaux sont en jaune, les points de bifurcation en magenta, les points intermédiaires en gris. d. Exemple de cordage construite (données 1). Les cylindres ajustés sont en bleu. Le point initial du premier sous maillage est en cyan, les points initiaux des sous-maillages suivantes sont en jaune. Les points verts sont les points des sous-maillages projetés sur les bases des cylindres ajustés.

distribués uniformément (voir les points verts dans la Fig. 2.5.d). Cela permet de s'assurer que la densité de point est suffisante pour être robuste. Le résultat est un ensemble de cylindres connectés et de zones de bifurcation (illustré schématiquement en bleu et en rouge dans la Fig. 2.5.a). Il peut alors être simplifié en un ensemble de cylindres connectés et de points de bifurcation comme le montre la Fig. 2.5.b. Ensuite, seuls les points terminaux et les points de bifurcation sont conservés, ce qui donne un arbre de segments (voir un exemple sur la Fig. 2.5.c). Pour plus d'information sur cette partie, le lecteur peut lire [PVHB19].

### Optimisation des cordages

Même si la représentation des cordages comme une arborescence de segments est cohérente avec l'image, elle peut ne pas être appropriée pour la simulation mécanique. En effet, la connexion des lignes centrales des cylindres localement ajustés peut créer du mou dans les cordages, ce qui conduit au gonflement du feuillet pendant la simulation, comme l'illustre schématiquement la Fig. 2.6. Cela est principalement dû à une localisation incorrecte des points d'embranchement. Une autre difficulté réside dans le fait qu'une topologie anatomiquement anormale peut apparaître dans la structure des cordages segmentés. Les études expérimentales menées dans [KDB<sup>+</sup>17] ont montré que les architectures de cordages de la valve mitrale doivent suivre le modèle de bifurcation, c'est-à-dire uniquement avoir des embranchements vers deux segments. Dans notre procédure, plus de trois segments peuvent commencer à partir d'un embranchement. Nous proposons donc d'améliorer la construction de l'arborescence de manière que (i) sa topologie soit cohérente avec les connaissances anatomiques, (ii) le

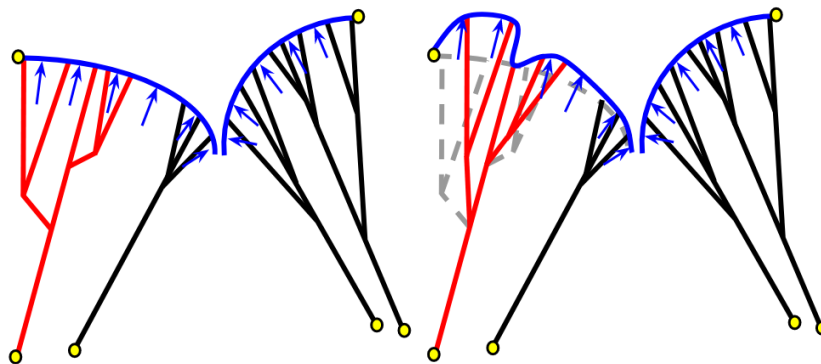


FIGURE 2.6 – Effet du relâchement des cordages (en rouge) sur le gonflement du feuillet (en bleu) au cours de la simulation.

mou dans les cordages soit minimisé et (iii) l'arbre soit aussi proche que possible des lignes centrales des cordages. Malheureusement, il n'existe pas de solution unique qui optimise simultanément chacun de ces objectifs, et un compromis doit donc être défini. Nous choisissons une approche multicritère pour donner la priorité au respect de la topologie avec une arborescence ne contenant que des bifurcations et adoptons une méthode lexicographique : la réduction du mou est plus importante que la proximité des lignes centrales des cordages données par l'image, car nous avons fait le choix d'une évaluation mécanique du système.

Lors de l'étape d'extraction des arbres des cordages, certaines zones de bifurcation sont trop grandes et englobent plusieurs bifurcations situées à proximité les unes des autres. Il en résulte une topologie déformée dans laquelle un point de bifurcation est à l'origine de trois cordages ou plus. Étant donné un tel nœud, nous générons tous les arbres binaires équivalents à l'arbre initial où les nouveaux nœuds sont les duplicatas de l'arbre initial. La figure 2.7.a montre un embranchement à trois branches ("trifurcation") trouvé par notre méthode automatique (en rouge) et le résultat d'une nouvelle discrétisation telle que cette "trifurcation" est transformée en deux bifurcations (en vert).

Pour chaque combinaison de cordage uniquement composé de bifurcations, la position de ces nouveaux nœuds est optimisée sur la base de deux critères. Il y a un critère de rectitude pour enlever le mou. Ce critère est basé sur le calcul des angles entre les éléments du cordage. Plus spécifiquement, le coût est basé sur la minimisation de deux angles : celui entre la partie avant une bifurcation et le plan donné par les deux éléments après la bifurcation (angle  $\Theta$  sur la figure 2.7.b) et celui entre ces deux éléments (angle  $\alpha$  sur la figure 2.7.b). Une illustration de cette minimisation est donnée sur la figure 2.7.c avec le cordage avant optimisation en pointillé et le cordage après optimisation en vert.

Il y a aussi un critère basé sur la concordance avec l'image scanner. La fonction objective repose sur une carte de distance indiquant la distance entre un point de segment de cordage et la ligne centrale de l'arbre. Les valeurs de la carte de distance correspondent à la distance entre un voxel donné et le squelette des cordages donné par l'algorithme de détection présenté précédemment. La figure 2.7.d montre cette carte de coût dans une coupe avec les contours des cordages indiqués en rouge. Pour accentuer la différence entre l'intérieur et l'extérieur des cordages, on définit une métrique

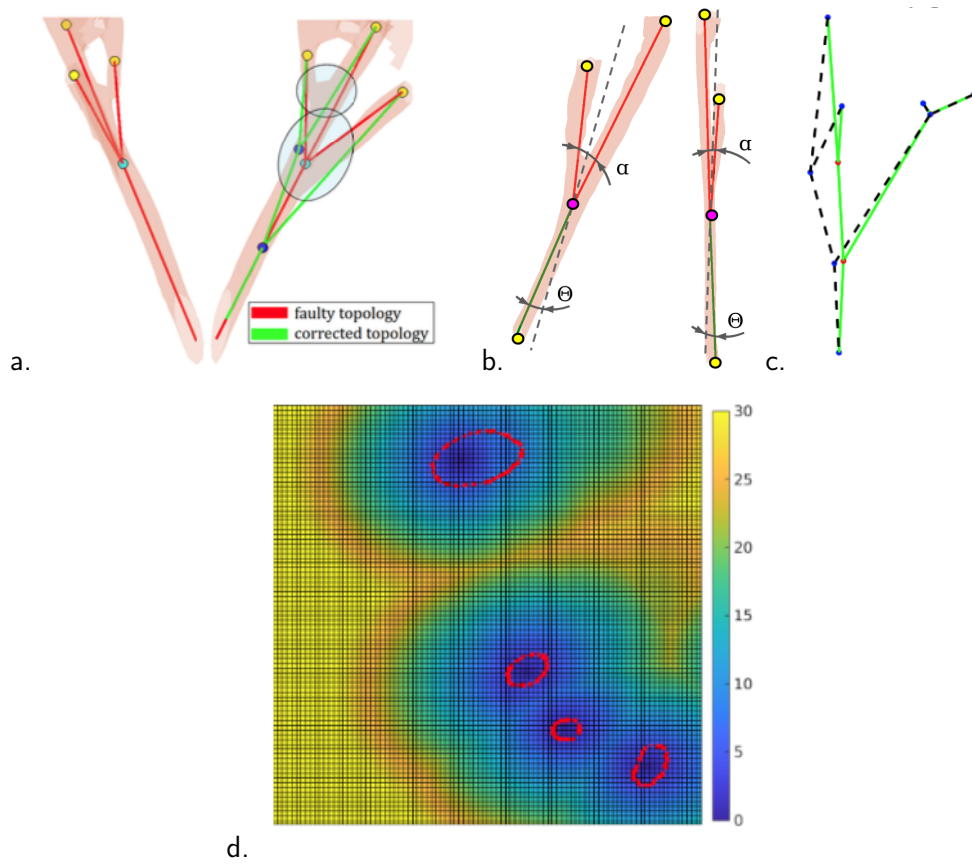


FIGURE 2.7 – Critères d'optimisation des cordages : a. passage d'une "trifurcation" à une bifurcation, b. et c. coût de rectitude et d. carte de coût de l'image scanner.

qui pénalise fortement les points à l'extérieur. Pour plus d'information sur cette partie, le lecteur peut lire [PVH<sup>+</sup>21].

Cette étape d'optimisation est effectuée pour chaque cordage d'une valve et le résultat final est un jeu de cordage utilisable pour une simulation mécanique.

### 2.2.3 Résultats

Nous avons validé chaque étape sur les cinq données de la table 2.1. Un exemple de résultats est montré ici pour chaque étape.

#### Segmentation basée topologie

Notre méthode basée sur la topologie pour filtrer les points pouvant faire partie des cordages a été testée sur les cinq données et le résultat est présenté sur la figure 2.8. Nous pouvons voir que les détections sont correctes dans l'ensemble des cas. Ces résultats ont été obtenus automatiquement en jouant sur un seul paramètre qui est le diamètre maximum des cordages et qui permet d'extraire les sous-maillages. Il a été mesuré directement sur l'image scanner. On peut toutefois noter quelques

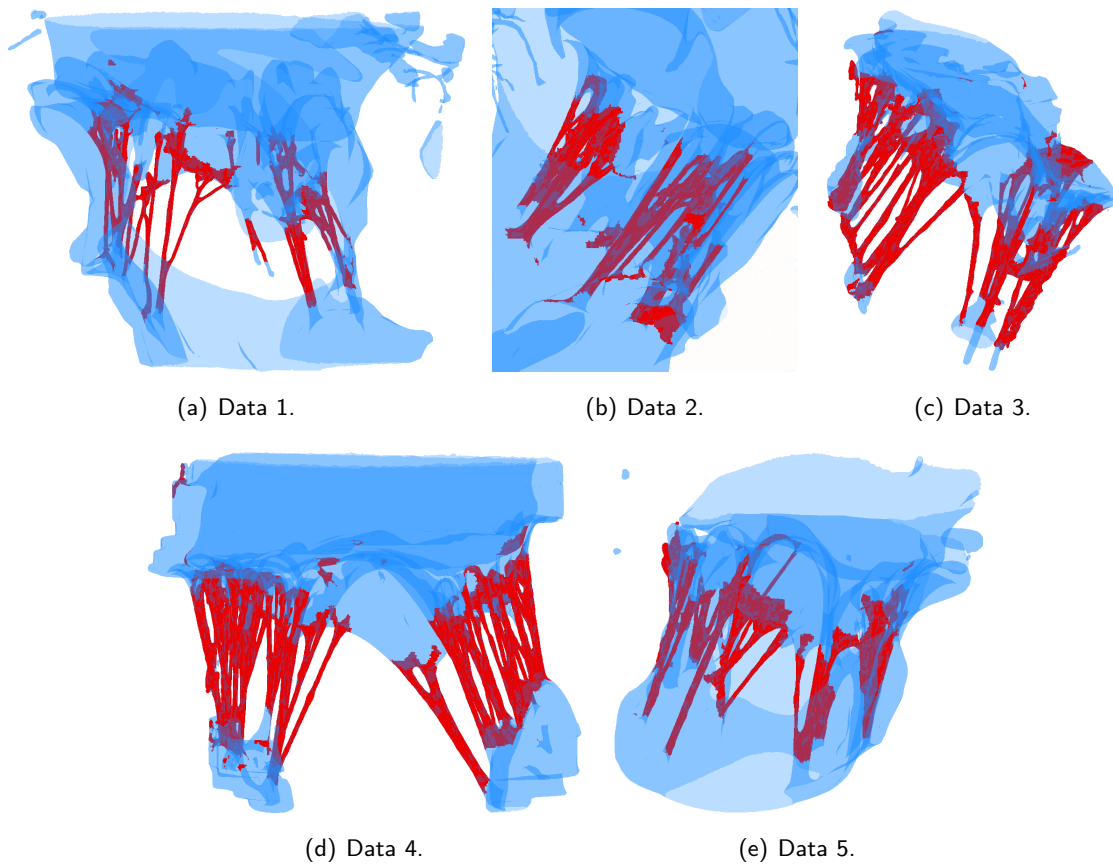


FIGURE 2.8 – Résultat de la segmentation des cordages par la topologie. La partie bleue correspond à l'ensemble du maillage et les cordages possibles sont en rouge.

fausses détections apparaissant à l'embranchement vers les muscles papillaires ou vers les feuillets, car la zone équivalente à un tube s'élargit. L'étape suivante correspond justement à l'extraction d'un modèle basé cylindre pour enlever ces fausses détections.

La figure 2.9 montre le résultat de notre algorithme d'extraction d'arbre. Lorsque le nombre maximal d'itérations de notre approche de type RANSAC est suffisamment élevé, la robustesse des résultats est assurée, même si la procédure est non déterministe. La procédure peut être coûteuse en temps à proximité des feuillets, car davantage d'hypothèses sont produites. Les situations dans lesquelles la méthode ne marche pas sont les régions contenant des structures telles que des caillots sanguins (cas où la hauteur n'est pas significative par rapport au rayon) ou des parties proches des feuillets (avec plusieurs niveaux de bifurcation). Les arbres de cordages segmentés concordent visuellement avec le maillage des cordages, mais des non-conformités anatomiques et mécaniques peuvent être observées dans certains cas. Ce problème est abordé avec l'optimisation des cordages.

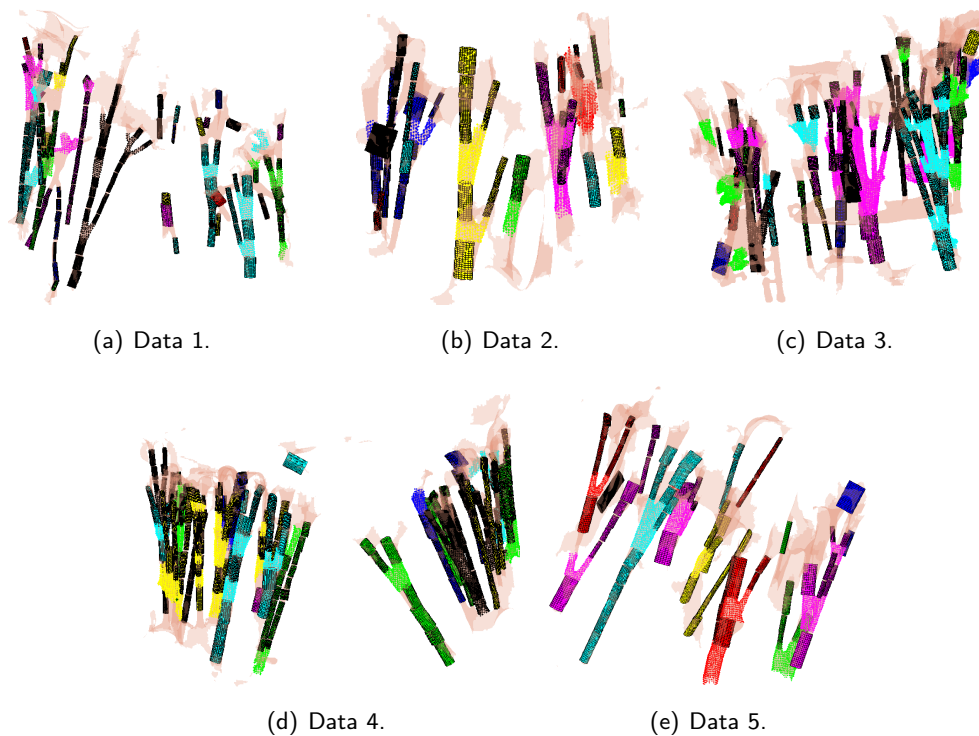


FIGURE 2.9 – Résultats de l'extraction d'arbre. Chaque cordage est affiché avec une couleur différente.

### Optimisation des cordages

Les arbres de cordage obtenus après ajustement avec notre méthode d'optimisation pour les données de data 1 sont affichés dans la figure 2.10. Les résultats ne sont présentés que pour les cordages ayant nécessité une optimisation, c'est-à-dire ayant des nœuds de bifurcation. Pour la plupart des cordages, le résultat de l'optimisation répond aux exigences : il n'y a plus que des bifurcations, les cordages sont plus tendus et sont plus proches du squelette de l'image. L'optimisation est réalisée automatiquement sans intervention manuelle. Pour la majorité des cordages, il y a une diminution significative des valeurs du coût image et de la rectitude.

Cette étude a permis d'extraire les cordages sur plusieurs données réelles. Nous avons établi une métrique de comparaison à base d'arbres entre des données segmentées manuellement et le résultat de notre méthode [PVH<sup>+</sup>21]. Cette évaluation n'est que partielle, car elle ne garantit pas de reproduire le comportement attendu de la valve. Il manque une validation physique pour s'assurer que la géométrie permet de reproduire le comportement réel. Cette étude a donc été suivie d'une autre thèse, celle de Nariman Khaledian dont l'objectif était cette fois d'avoir un modèle biomécanique de la valve à partir de cordages réels.

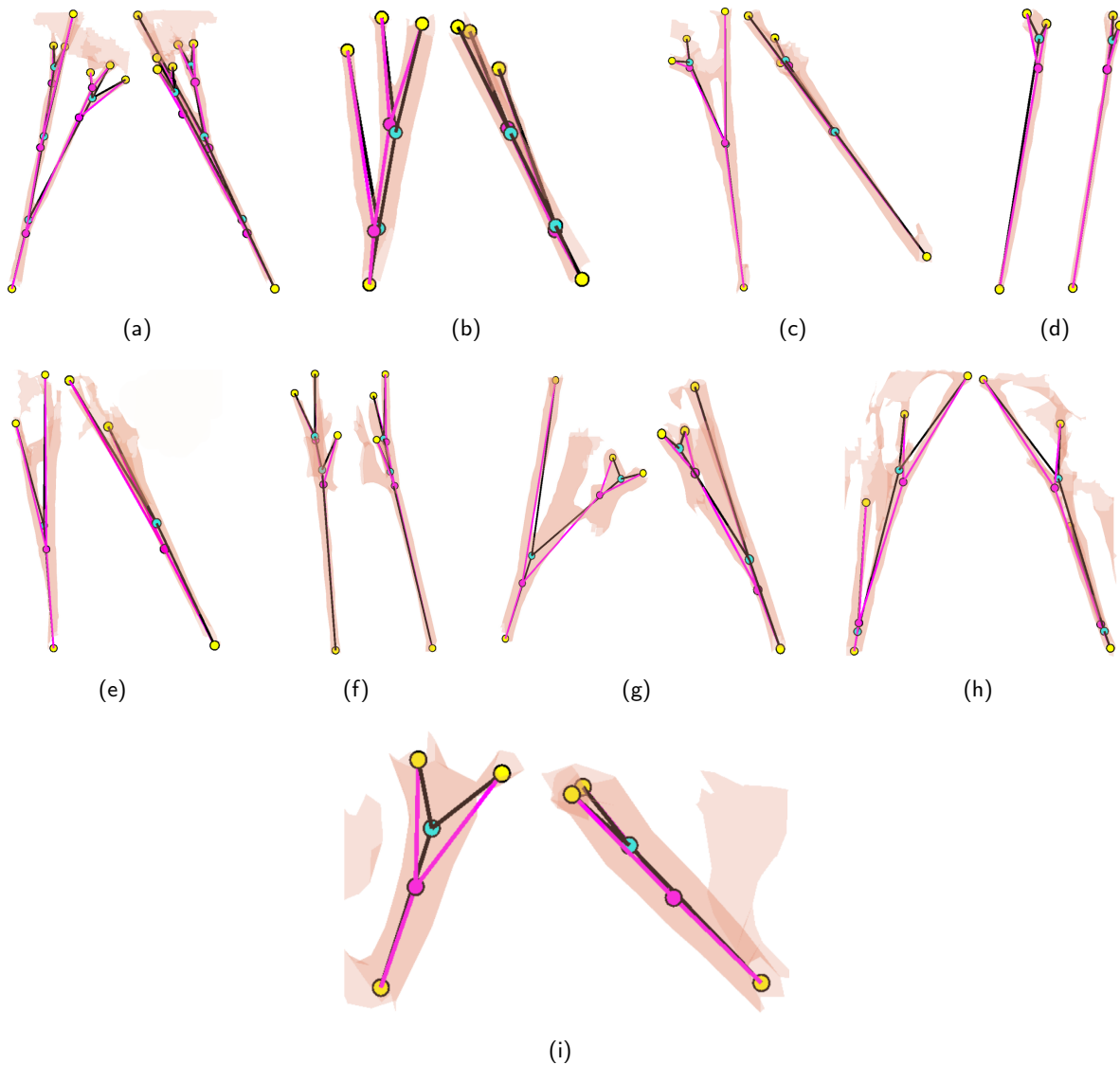


FIGURE 2.10 – Résultat de l'optimisation des cordages sur les données data 1. Rouge et noir : avant et après optimisation.

## 2.3 Modélisation biomécanique

### 2.3.1 État de l'art

Plusieurs travaux ont étudié le comportement de la valve mitrale en structure et donc sans prendre en compte le comportement du sang, en se concentrant uniquement sur le pic de systole à l'état statique [Ham11], [VHP<sup>+</sup>18]. Leur objectif n'est pas d'examiner le mouvement dynamique complexe ni de simuler les fuites de sang à travers la valve, mais de prédire si la valve est hermétique ou pas. Simuler le comportement du sang avec son interaction avec la valve mitrale peut être accompli avec les techniques d'interaction fluide-structure ou Fluid-Structure Interaction (FSI). Il existe plusieurs

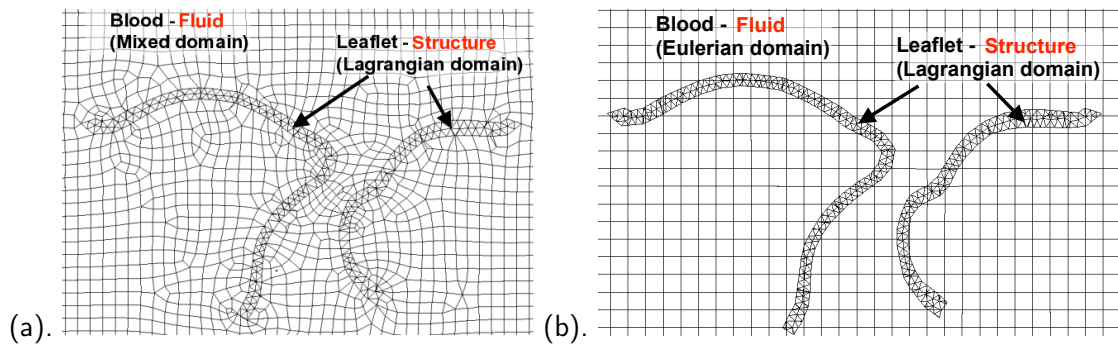


FIGURE 2.11 – Méthode ALE (a.) et Méthode IB (b.) représentation des maillages des feuillets de la valve dans le domaine sanguin

techniques de FSI.

L'hydrodynamique des particules lisses ou en anglais Smoothed-Particle Hydrodynamics est une première technique de FSI utilisée dans les études sur la valve mitrale [MCM<sup>+</sup>17, TEBI<sup>+</sup>17]. Cette technique est une méthode de calcul sans maillage qui permet à des milliers de particules de fluide de se déplacer librement pour représenter le flux sanguin [CMM<sup>+</sup>18]. Toutefois, la nature particulière de cette méthode la rend très gourmande en ressources informatiques avec un temps de calcul très long et les frontières du sang ne sont pas représentées explicitement [DVD<sup>+</sup>12].

L'autre solution est d'utiliser un maillage. Les maillages eulériens et lagrangiens sont deux approches différentes utilisées pour modéliser des problèmes en mécanique des fluides. Dans une approche eulérienne, le maillage est fixe dans l'espace. Les points du maillage ne bougent pas, au lieu de cela, les propriétés physiques (comme la densité, la vitesse, la température, etc.) sont observées en des points fixes. Dans une approche lagrangienne, le maillage se déplace avec le matériau. Les points du maillage suivent les particules du matériau, donc chaque point représente une position fixe dans le matériau.

Une première technique de FSI utilisant un maillage est l'Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE). Le domaine des fluides est représenté par un mélange de maillage eulérien et lagrangien, permettant au maillage de se déplacer partiellement avec le fluide ou le matériau, tout en restant fixé dans certaines régions. Cela permet de définir avec précision les limites de la structure dans le domaine des fluides. Dans cette méthode, le contact entre deux surfaces peut écraser les cellules fluides et entraîner des volumes d'éléments négatifs [BRI<sup>+</sup>16] (voir Fig. 2.11.a).

Une troisième approche utilisée dans la littérature est de modéliser la fermeture de la valve par la méthode des frontières immergées, ou en anglais Immersed Boundary (IB). Le fluide est modélisé par un maillage eulérien. Cela signifie que les frontières de la structure (la valve) ne sont pas connectées au maillage sanguin et qu'elles peuvent se déformer librement sans modifier le maillage du fluide. Dans l'IB, il n'est pas nécessaire de générer un maillage lié à la structure pour le domaine fluide. Au lieu de cela, un maillage simple de type grille uniforme ([Ben92]) produit généralement la meilleure précision avec une résolution de grille donnée (voir Fig. 2.11.b).

La technique ALE est capable de capturer avec plus de précision l'interface entre le sang et les feuillets [HSH21], mais la représentation du maillage sanguin dans l'IB est indépendante de la déformation de la valve et permet ainsi d'éliminer les problèmes de stabilité de l'ALE liés aux modifications rapides en grande déformation. Sur la base de ces caractéristiques, nous avons décidé de mettre en œuvre nos simulations de FSI avec la technique d'IB.

Le traitement des modèles de contact dans le cadre de l'IB a déjà été étudié dans la littérature [AGPT09, vAv06]. Les études [FQG<sup>+</sup>18b, MCM<sup>+</sup>17, CWG<sup>+</sup>19] présentent des contacts, mais manquent d'une description détaillée des modèles de contact et/ou ne donnent pas de moyens d'évaluer la qualité des contacts. En outre, des trous d'orifice relativement grands apparaissent dans l'état complètement fermé des valves et ne sont pas expliqués.

Bien que des progrès significatifs aient été réalisés dans le domaine des simulations informatiques du cœur, l'obtention de simulations réalistes à partir de données patient est limitée par les difficultés (i) d'obtenir une géométrie précise des feuillets et des cordages, (ii) de modéliser de manière réaliste la loi de comportement et la microstructure des feuillets, et (iii) d'obtenir des conditions limites appropriées. En raison de ces difficultés, la plupart des travaux réalisés à ce jour ne visent pas à traiter des données spécifiques à un patient. En ce qui concerne la géométrie de la valve, de nombreuses études se concentrent sur des valves génériques ou des géométries simplifiées et lisses, qui simplifient grandement la complexité anatomique réelle. Si ces simulations permettent de comprendre la fonction de la valve, elles sont peu utiles pour le diagnostic ou l'aide à la chirurgie. L'étude sur la segmentation de valves réelles avec les problématiques associées a été discuté précédemment dans §2.2.

Dans cette étude, nous proposons d'utiliser la méthode IB pour simuler la fermeture de la valve mitrale sur des données réelles. Il y a plusieurs défis à relever pour arriver à cet objectif. Tout d'abord, comme nous l'avons vu dans la partie précédente (§2.2), il y a la difficulté d'obtenir une géométrie pertinente à partir de données médicales. De la même manière, le modèle de contact entre les feuillets est crucial pour capturer les fuites ou n'avoir aucun trous d'orifice, tout en réduisant les problèmes de convergence. Cette zone de coaptation n'a pas été réellement traitée dans la littérature. Enfin, il est difficile d'évaluer les résultats de simulation, car c'est un défi actuel d'avoir une vérité terrain dans ce contexte.

### 2.3.2 Méthodologie

La géométrie de la valve mitrale peut être extraite d'images médicales 3D comme nous l'avons vu dans la section §2.2. Nous avons d'abord étudié une valve générique puis nous avons adapté notre méthode pour le passage à l'échelle en utilisant des données patient.

#### Configuration du modèle biomécanique

Le modèle biomécanique de la valve mitrale est constitué de la valve immergée dans un domaine sanguin, celui-ci est modélisé par un tube. Les extrémités des cordages sont connectées à des nœuds fixes situés sur les muscles papillaires et aux feuillets. Les nœuds de l'anneau sont fixés à la paroi

ventriculaire. La vitesse du sang est définie comme nulle par rapport aux surfaces des feuillets et de la paroi du tube, ce qui est la manière courante de modéliser l'interface fluide-structure. Le sang est simulé comme un fluide incompressible, isotherme et newtonien avec des valeurs de viscosité dynamique et de densité issus de la littérature. La pression trans-valvulaire dépendante du temps et basée sur des mesures réelles extraites de [Lev13] est appliquée au bas du domaine pour simuler la différence de pression entre le ventricule gauche et l'oreillette gauche. Toutes les conditions aux limites sont affichées sur la Fig. 2.12.(a).

Les cordages sont modélisés comme des poutres élastiques linéaires (Cf. Fig. 2.12.(b) avec une loi de comportement basée sur des données expérimentales [MES<sup>+</sup>11]. Il est difficile d'acquérir la structure complexe des cordages près des feuillets et donc la façon dont les cordages s'accrochent aux feuillets est mal connue. Une technique courante utilisée dans la littérature consiste à utiliser une sphère d'influence près des extrémités des cordages [DKS18]. Pour chaque attachement, une répartition progressivement décroissante des forces est appliquée sur un groupe de nœuds des feuillets, ce qui évite la concentration des forces sur un seul nœud et prévient potentiellement la distorsion de l'élément.

Pour simplifier le problème, nous avons spécifié une épaisseur de feuillet uniforme. Dans une première étape, nous avons négligé le comportement anisotrope. Le feuillet est modélisé comme un matériau hyperélastique d'Ogden homogène et incompressible de troisième ordre avec des coefficients basés sur des données expérimentales. Nous avons utilisé des éléments tétraédriques quadratiques à 10 nœuds (Cf. Fig. 2.12.(a)). Ces éléments utilisant l'interpolation quadratique sont utilisés pour mieux représenter les surfaces incurvées. Les grandes déformations subies par les feuillets peuvent potentiellement conduire à des volumes négatifs. Nous avons donc utilisé une approche de contrôle de distorsion. Dans cette technique, lorsque la déformation d'un élément spécifique atteint un certain pourcentage de sa déformation, le comportement du matériau se raidit localement de manière significative et empêche des rides de se produire sur le feuillet. Cette technique a permis de réduire la majorité des problèmes de convergence dans les simulations de grandes déformations.

Le domaine du fluide est modélisé par des éléments 3D linéaires, générés par une intégration réduite à 8 nœuds. Pour une meilleure visualisation, seule la moitié du domaine fluide est représentée sur la Fig. 2.12a. Pour éviter d'éventuelles instabilités numériques induites par l'utilisation d'un nombre réduit de points, on utilise un contrôle de type *hourglass* [BOLK84], qui minimise la distorsion des éléments. Étant donné que le domaine fluide ne se déforme pas, la méthode IB donne des résultats acceptables tout en réduisant le temps de calcul.

Nous avons choisi de prendre en compte les contacts perpendiculaires et frictionnels entre les feuillets, contrairement aux travaux existants qui utilisaient des modèles de contact sans friction [HPH11, AGPT09] et ne mentionnaient pas explicitement le modèle de contact utilisé [TEBI<sup>+</sup>17, FQG<sup>+</sup>18b, CWG<sup>+</sup>19]. Les autocontacts sont traités avec une technique maître-esclave équilibrée. Dans cette technique, les forces de correction sur les deux surfaces sont pondérées de manière égale, ce qui convient aux surfaces ayant des propriétés de maillage et des caractéristiques physiques similaires. À chaque instant, un suivi continu des nœuds en contact est réalisé sur la base d'une distance

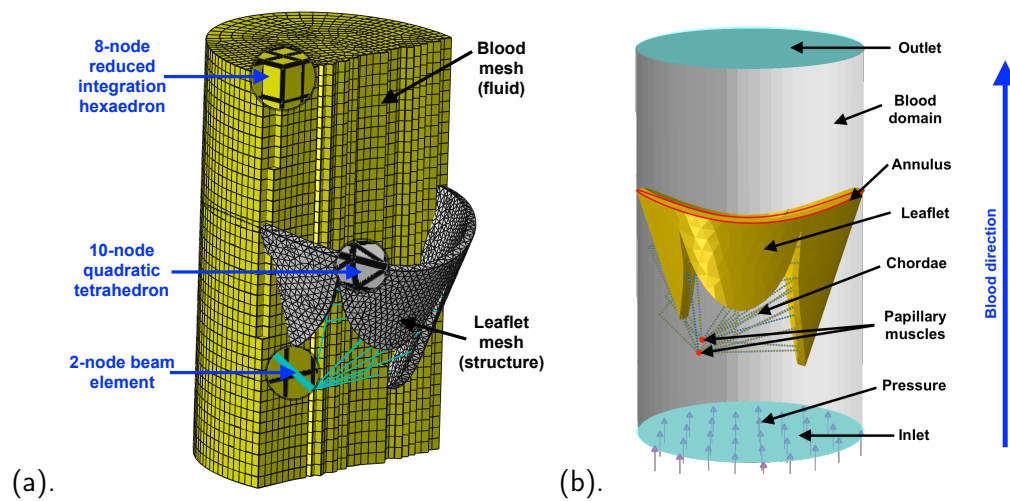


FIGURE 2.12 – Modèle biomécanique. a. partition du maillage b. anatomie et conditions limites

seuil [YL08]. Si cette distance est négative, il y a pénétration et le but du modèle de contact est d'appliquer une force contraire dans la direction de la normale à la surface [HPH11, BRI<sup>+</sup>16]. Les surfaces en contact transmettent également des forces de cisaillement en plus des forces normales à travers leur interface. Les contacts par friction sont donc ajoutés en tant que composante tangentielle. Avec la méthode IB, la résolution du maillage du fluide est fixe et indépendante de la déformation des feuillets. Il en résulte une fermeture précise de la valve en permettant aux feuillets d'être en contact sans créer de volumes cellulaires négatifs. Pour plus d'information sur cette partie, le lecteur peut lire [KVB22] (papier accepté à IPCAI).

### Ajustement aux données des patients

Après avoir étudié comment simuler la fermeture de la valve mitrale sur une géométrie générique qui est simple et lisse, nous avons travaillé sur le passage à l'échelle, c'est-à-dire sur comment adapter notre modèle pour qu'il fonctionne avec des données géométriques issues d'imagerie proche de la clinique. Un résumé des données utilisées pour notre simulation est présenté dans le tableau 2.2. Les feuillets de P-1, P-2, P-3 et P-4 ont été segmentés manuellement sur des images médicales, ainsi que les cordages pour P-1, P-2, P-3. Les cordages de P-4 ont été segmentés automatiquement en utilisant la méthode présentée précédemment dans §2.2.

L'adaptation pour des données réelles a nécessité de changer les types d'éléments pour éviter les problèmes de convergence dans les problèmes de contact et de déformation complexes. Le type d'élément quadratique nécessite plus de nœuds pour être défini, ce qui requiert plus de ressources informatiques pour le résoudre. Nous avons plutôt utilisé ici des éléments utilisant l'interpolation linéaire.

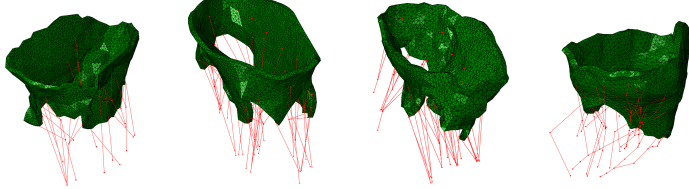
Donnée	P-1	P-2	P-3	P-4
Acquisition	ouverte	ouverte	ouverte	fermée
Extraction cordage	manuelle	manuelle	manuelle	automatique
Taille maillage	30k	30k	26k	38k
Image				

TABLE 2.2 – Résumé des données réelles utilisées pour la simulation

D'autres adaptations géométriques ont été nécessaires en passant à des données réelles. La représentation du ventricule gauche, c'est-à-dire le domaine sanguin, a été élargie pour prendre en compte les feuillets qui peuvent être à l'extérieur d'un tube défini comme orthogonal au plan de l'anneau. De plus, cette technique ne reflète qu'imparfaitement le fait que la valve est immergée dans un grand volume de sang dans le ventricule. L'utilisation d'un grand cylindre permet une représentation plus précise de la force exercée sur les feuillets pendant la fermeture, car il capture l'effet de l'écoulement poussant les feuillets depuis les côtés et simule mieux le ventricule. Ces deux méthodes sont illustrées sur la Figure 2.13.

Les géométries basées sur l'image sont extraites de la segmentation d'images micro CT et posent plusieurs problèmes par rapport aux géométries génériques. Les feuillets ont des surfaces irrégulières avec un certain bruit. De nombreux plis peuvent apparaître au cours du processus de fermeture. Dans ce contexte, nous avons étudié l'influence du taux de lissage de la surface. Nous avons utilisé le filtrage laplacien pour réduire la rugosité de la surface du feuillet basée sur l'image tout en préservant l'ensemble de la géométrie [Sor05].

D'autres facteurs peuvent affecter les résultats d'une simulation basée patients, mais nous nous sommes concentrés uniquement sur cet aspect. Un autre aspect permet d'avoir une simulation plus proche du comportement réelle d'une valve : l'anisotropie. Diverses études expérimentales comme [JLK<sup>+</sup>18] ont mesuré la loi de comportement des feuillets. Il a été observé que le tissu du feuillet présente un comportement anisotrope et que l'anisotropie dépend de la région où l'échantillon est prélevé. Ceci peut être expliqué en considérant le tissu comme un composite de familles de fibres de collagène traversant le matériau de base isotrope et en supposant que l'orientation des fibres dicte le taux d'anisotropie. Il est possible de mesurer un comportement anisotrope à partir d'essais biaxiaux sur des échantillons de valves. Cela permet uniquement d'ajuster les paramètres 2D, les tissus fins ne permettent pas de mesurer les déformations de la membrane hors du plan, de sorte que les données de cisaillement dans la direction perpendiculaire à la surface de l'échantillon ne sont pas disponibles. L'approche basée sur le modèle Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) permet de se passer de ces données

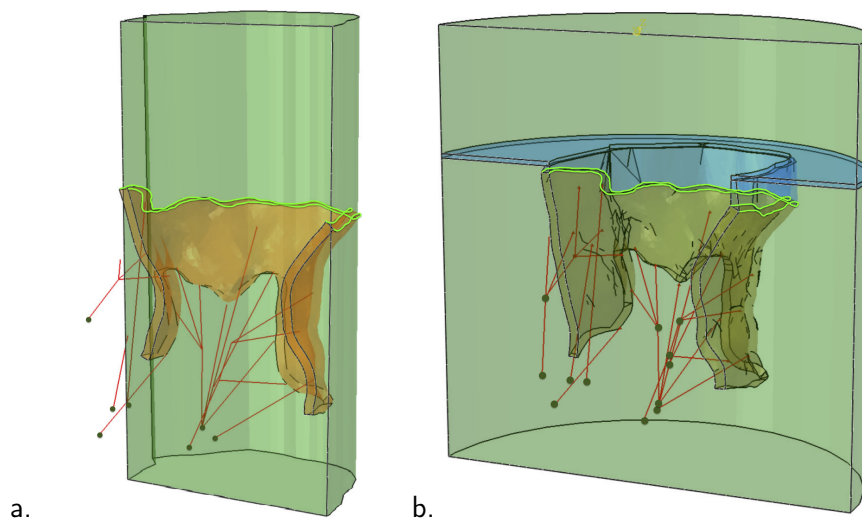


FIGURE 2.13 – Configuration pour les cas du (a.) cylindre ajusté à la circonférence de la valve et (b.) grand cylindre. Orange : valve, rouge : cordage, bleu : géométrie supplémentaire pour obstruer le flux et vert : région de l’anneau fixée.

et c’est donc celui que nous avons adopté. Ce n’est pas le cas d’autres modèles comme celui de Fung [FFP79] par exemple. Le modèle constitutif HGO a été utilisé à l’origine pour décrire le comportement mécanique des parois artérielles [GOH06].

Nous avons travaillé sur l’étalonnage des paramètres. Les coefficients du modèle HGO ne sont pas rapportés dans la littérature pour des valves mitrales porcines. En effet, ces paramètres sont disponibles pour les données ovines dans [RFS<sup>+</sup>13] ou pour les données porcines, mais seulement pour la valve aortique [LPT20]. Nous avons donc utilisé les données expérimentales de [JLK<sup>+</sup>18] pour extraire les coefficients appropriés pour notre simulation. Le processus d’optimisation est réalisé avec un calcul inverse par éléments finis. Dans cette approche, au lieu de minimiser l’erreur de prédiction de la fonction d’énergie de déformation, c’est l’erreur entre les résultats d’une analyse par éléments finis et un ensemble de données expérimentales qui est prise en compte.

Il existe plusieurs méthodes permettant de déterminer l’orientation des fibres dans les feuillets. Nous avons implémenté plusieurs modèles de directions anisotropiques pour analyser leur influence sur la simulation de fermeture.

Dans la majorité des études, les fibres sont orientées pour être parallèles au plan de surface approximatif de l’anneau comme dans [KMP19, SVR09, VCV<sup>+</sup>08]. Nous avons utilisé le modèle parallèle dans lequel nous avons considéré que les fibres étaient alignées avec la surface de l’anneau. Un des principaux inconvénients de ces modèles est qu’ils ne tiennent pas compte de la réponse mécanique lorsque les feuillets sont exposés à une tension maximale lorsque la valve est fermée. Dans l’idéal, la direction des fibres devrait être orientée vers l’endroit où elles sont le plus nécessaires, afin de réduire les tensions excessives. Des études telles que [DCBB08, Lau12] ont montré qu’une approche basée sur l’analyse des directions de contraintes principales, qui implique la réorientation des fibres en

fonction de la contrainte principale maximale, conduit à des formes déformées qui sont plus cohérentes avec les observations expérimentales. En outre, une étude expérimentale de [LZL<sup>+</sup>15] a exploré la notion de modèle affine, qui propose que les fibres s'alignent sur la déformation macroscopique du tissu. Pour prendre en compte la réponse mécanique, nous avons utilisé deux modèles de fibres basés sur les directions de contrainte principale et de déformation principale.

La distribution complexe des fibres sur les feuillets a conduit certaines études récentes à suggérer que le tissu du feuillet ressemble en fait à un comportement isotrope [LRJ<sup>+</sup>19, LSP<sup>+</sup>23]. Une orientation très dispersée des fibres donne lieu à un modèle de matériau avec une réponse mécanique isotrope plane. Quand les fibres sont disposées au hasard sur la surface du feuillet, elles empêchent l'étirement excessif du tissu du feuillet, tout en préservant la flexibilité de la surface du feuillet pour la flexion et le mouvement. Nous avons pris en compte cette possibilité et avons implémenté un modèle de fibres distribué de manière aléatoire.

Les modèles basés sur les contraintes et les modèles affines sont tous deux liés à la carte des contraintes. La Fig 2.14 montre la carte des contraintes pour le modèle basé sur les contraintes. Un zoom sur les directions des fibres et les valeurs de contrainte correspondantes dans le rectangle noir est présenté dans la Fig 2.15. Sur cette figure, on peut observer une comparaison entre la direction des fibres et les contraintes. Les modèles de fibres parallèles et aléatoires sont indépendants des contraintes, alors que les modèles basés sur les contraintes et le modèle affine le sont. On peut également voir l'influence des points d'attache des cordages sur le feuillet. Pour plus d'information sur cette partie, et plus particulièrement pour l'étude sur la sensibilité des paramètres, le lecteur peut lire [KVH<sup>+</sup>23] (papier publié à FIMH).

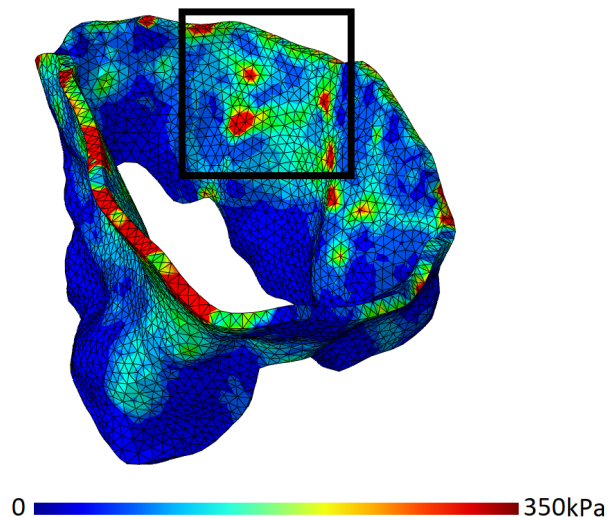


FIGURE 2.14 – Vue globale de la carte des contraintes et emplacement du zoom pour la Fig 2.15

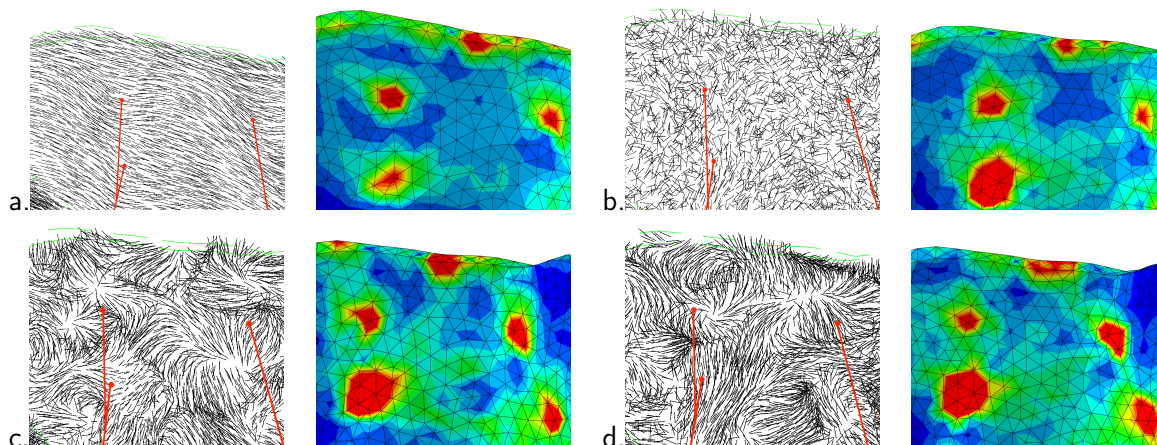


FIGURE 2.15 – Directions des fibres avec les cordages en rouge et distribution des contraintes. Parallèle à l’anneau (a), distribution aléatoire (b), basée sur la contrainte (c) et modèle affine (d)

### 2.3.3 Résultats

Obtenir des résultats avec une comparaison à une vérité terrain est difficile pour la valve mitrale. Plusieurs critères peuvent définir comment la valve se comporte et les experts ne sont pas toujours d’accord soit sur la segmentation, soit sur les métriques à étudier. Nous avons défini plusieurs métriques soit inspirées de la littérature, soit inspirées des besoins cliniques. Nous avons ainsi : une carte des déplacements, une carte des contacts dans la zone de coaptation des feuillets, une carte du gonflement et une carte des déformations.

Nous avons tout d’abord testé le comportement d’une valve générique. Puis, nous avons ensuite adapté ce modèle pour simuler des valves réelles obtenues à partir de données médicales. Le résultat est donné sur une des quatre données du tableau 2.2, le comportement étant similaire avec les autres valves.

#### Modélisation d’une valve générique

Des simulations ont été effectuées dans différentes configurations médicales typiques : avec fuite, avec bombement, et saine. Nous avons aussi effectué une simulation sans cordage pour vérifier qu’il n’y a pas d’artefact de calcul qui pourrait bloquer l’ouverture complète de la valve (Cf. Figure 2.16). Nous avons alors mesuré quantitativement la fermeture dynamique de la valve mitrale dans la phase de systole. Ces résultats montrent la capacité de notre modèle à reproduire le comportement attendu. Nous avons réalisé une étude sur l’indépendance de la résolution du maillage en comparant les résultats de la distribution des contraintes sur les feuillets. La résolution de maillage présentant une différence de précision inférieure à un pour cent est sélectionnée pour la simulation.

Pour détecter avec précision les fuites, les forces de contact appliquées sur les nœuds des feuillets déformés sont associées aux coordonnées des nœuds dans la forme non déformée de la valve. Pour obtenir une carte complète des feuillets dépliés, ces données sont reportées sur une figure 2D afin

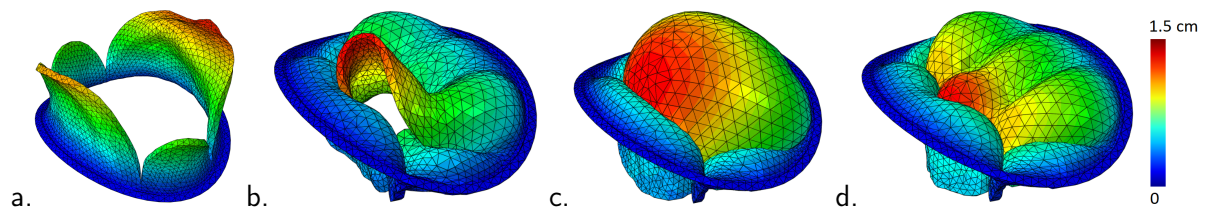


FIGURE 2.16 – Déplacement des feuillets *a* sans cordage, *b*. avec une fuite *c*, avec un bombement et *d*. avec une fermeture parfaite

d'être visualisées (voir Fig. 2.17). La source de la fuite peut être détectée avec précision en observant les régions interrompues sur la carte des contacts. La Fig. 2.17.a montre la carte dépliée du maillage des feuillets où les forces de contact sont calculées. Dans le cas d'une valve saine (Fig. 2.17.b), des forces de contact non nulles dans la carte de contact créent une ceinture continue sans interruption. Cela garantit l'absence de trous d'orifice dans les feuillets et le sang ne peut pas passer à travers la valve. En cas de fuite (Fig. 2.17.c), un large espace vide dans la ceinture de contact indique la présence de trous d'orifice. L'emplacement des orifices indique la source de fuites de sang. Une petite discontinuité apparaît sur la carte de contact dans le cas avec bombement (Fig. 2.17.d), ce qui est le signe d'une fermeture qui n'est pas parfaite. Cette petite discontinuité est difficile à repérer dans les simulations, mais elle peut être facilement détectée à l'aide de la carte de contact. De plus, la largeur de la bande de contact est différente dans les deux cas, sain et bombé, ce qui montre des qualités de fermeture différentes. En termes d'application clinique, l'épaisseur de la région en contact et l'ampleur de la force de contact sont précieuses. En effet, plus la zone de contact est large avec une grande force de contact pour la fermeture, plus la valve va être hermétique. Ce sont des données très nouvelles dont la pertinence pour les médecins reste à établir.

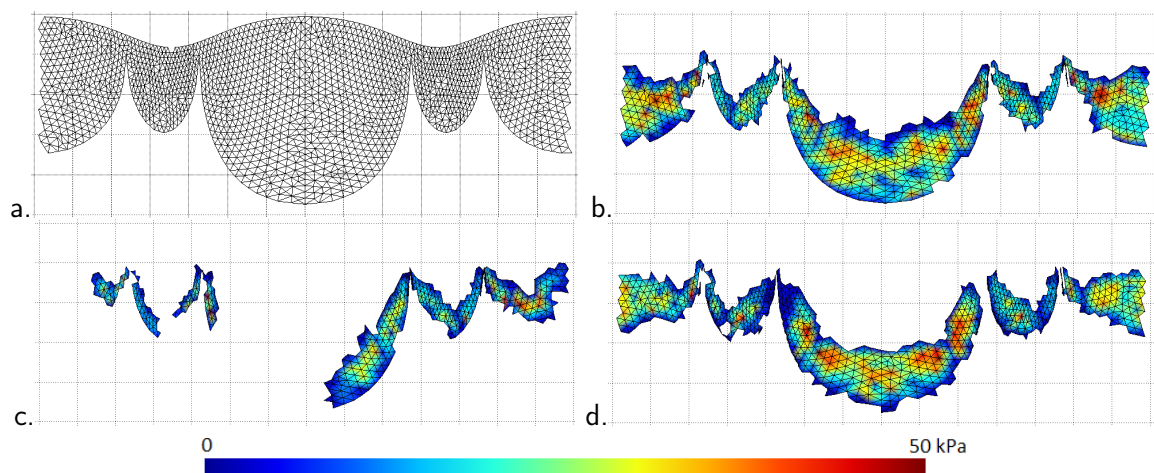


FIGURE 2.17 – Carte de contact : *a*. feuillets dépliés *b*. fermeture parfaite *c*. fuite *d*. bombement

### Étude avec des données réelles

Nous avons tout d'abord comparé des simulations obtenues avec et sans prise en compte de l'anisotropie dans le cas d'une valve réelle. Nous avons utilisé des fibres parallèles pour modéliser les directions anisotropiques, car c'est le modèle le plus courant dans la littérature. Nous avons utilisé comme métrique la carte de contact et le calcul du volume de gonflement. La figure 2.18 présente une comparaison du volume de gonflement pour des lois de comportement anisotrope et isotrope. Pour calculer cette mesure, nous calculons le volume entre la surface approximative de l'anneau et la surface déformée de la valve à la fin de la simulation. La surface rouge montre l'endroit où le bombement se produit, et la région verte est la partie du feuillet de tissu qui se trouve sous la surface courbée de l'anneau. L'utilisation du modèle constitutif isotrope induit un gonflement plus important du feuillet. Ce fait est en bon accord avec les connaissances cliniques qui indiquent qu'"une valve mitrale normale a une grande surface de coaptation avec le bord libre positionné sous le plan de l'orifice" [CAF10b].

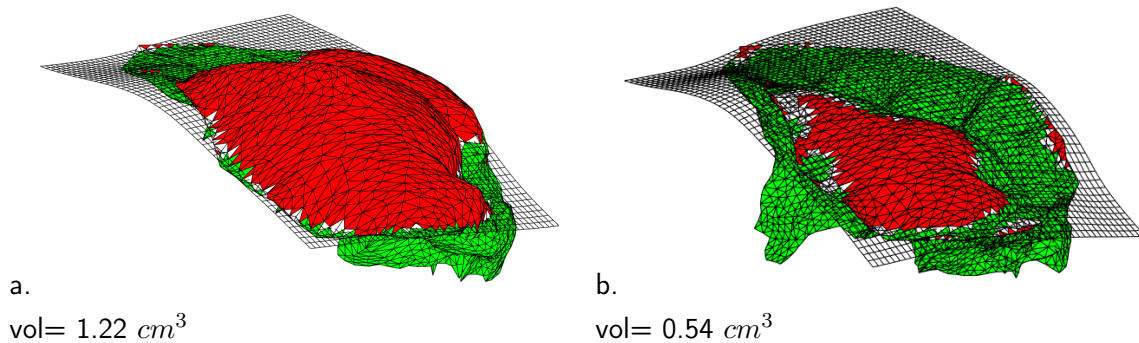


FIGURE 2.18 – Gonflement de la valve P-1 avec (a.) isotropie et (b.) anisotropie

Nous avons aussi étudié chaque modèle de fibre mentionné. Étant donné que nous n'avons pas de vérité terrain, nous les avons comparés en déterminant si les résultats s'alignent avec des caractéristiques physiologiques et mécaniques. La figure 2.19 montre la distribution de la déformation sur le tissu du feuillet au pic de la systole pour tous les modèles de fibres. On remarque que dans le cas de la fibre parallèle, un étirement important apparaît. Inversement, les autres modèles de fibres présentent un étirement plus modéré du tissu, le modèle de fibre aléatoire révélant l'étirement le plus faible. Il est toutefois difficile d'extraire une conclusion forte sur ces résultats.

La figure 2.20 présente la carte de contact pour tous les modèles de fibres. Le modèle parallèle présente la plus grande zone de coaptation, tandis que le modèle aléatoire présente la plus petite. Bien qu'il y ait des variations mineures dans la forme et la taille de la zone de coaptation entre la plupart des modèles, ces différences sont là aussi relativement subtiles. L'exception à cette règle est le modèle parallèle, dont la forme et la taille de la zone de coaptation sont très différentes de celles des autres modèles. Dans tous les cas, la taille de la zone de coaptation est uniformément répartie à proximité du bord libre des feuillets, sans discontinuité significative, ce qui indique une fermeture étanche. Les modèles à fibres parallèles présentent des pressions de contact plus fortes.

En résumé, nous avons comparé les méthodes de distribution des fibres basées sur le renflement de

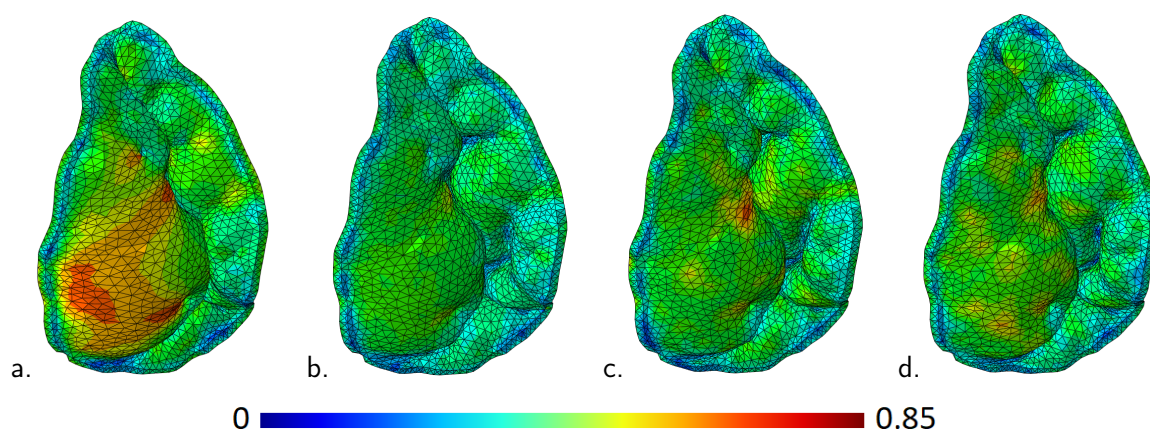


FIGURE 2.19 – Répartition de la déformation logarithmique lors de la systole avec des modèles de fibres : Parallèle à l'anneau (a), distribution aléatoire (b), basé sur la contrainte (c) et avec le modèle affine (d).

la valve en position fermée, la pression de contact et la distribution des forces sur les cordages. Nous concluons que, sans véritable vérité de terrain, il est difficile de tirer des conclusions. Cependant, cette étude montre l'importance de l'anisotropie et particulièrement le rôle de la distribution des fibres sur les caractéristiques de la fermeture de la valve. Les deux métriques analysées ici sur l'influence des directions d'anisotropie ne permettent pas de conclure de manière déterminante. C'est aussi le cas de nos discussions avec plusieurs experts appartenant à l'équipe CURATIVE ou rencontrés en conférence. Par exemple, il n'y a pas encore de consensus sur l'importance de l'intensité des forces de contact sur la qualité de la fermeture. Ces travaux ont été publiés dans le journal *MedIA* [KVH<sup>+</sup>25].

## 2.4 Conclusion

Alors que la plupart des travaux sur la simulation dynamique de la valve mitrale ont été consacrés à un modèle unique, souvent simplifié, nous avons travaillé sur un modèle qui peut s'étendre et traiter des données spécifiques à un sujet. Pour cela, nous avons étudié comment segmenter automatiquement les cordages sur des données de micro-scanner. L'architecture des cordages ainsi que les feuillets ont une forme complexe et la segmentation peut entraîner des irrégularités.

Mes travaux comportent plusieurs contributions pour atteindre cet objectif. La première contribution est une approche composée de plusieurs étapes pour la segmentation automatique des cordes tendineuses à partir d'images médicales a été proposée. Étant donné que l'étude implique une simulation biomécanique, la méthode a été conçue en relation avec le modèle mécanique choisi. La première étape de segmentation est une approche exploitant les propriétés topologiques des structures, ce qui fournit un étiquetage des données grossier, mais satisfaisant. La deuxième étape est une procédure de suivi basée sur l'ajustement de modèle. La dernière étape est une procédure d'optimisation avec des contraintes anatomiques, mécaniques et basées sur des données image qui corrige efficacement une

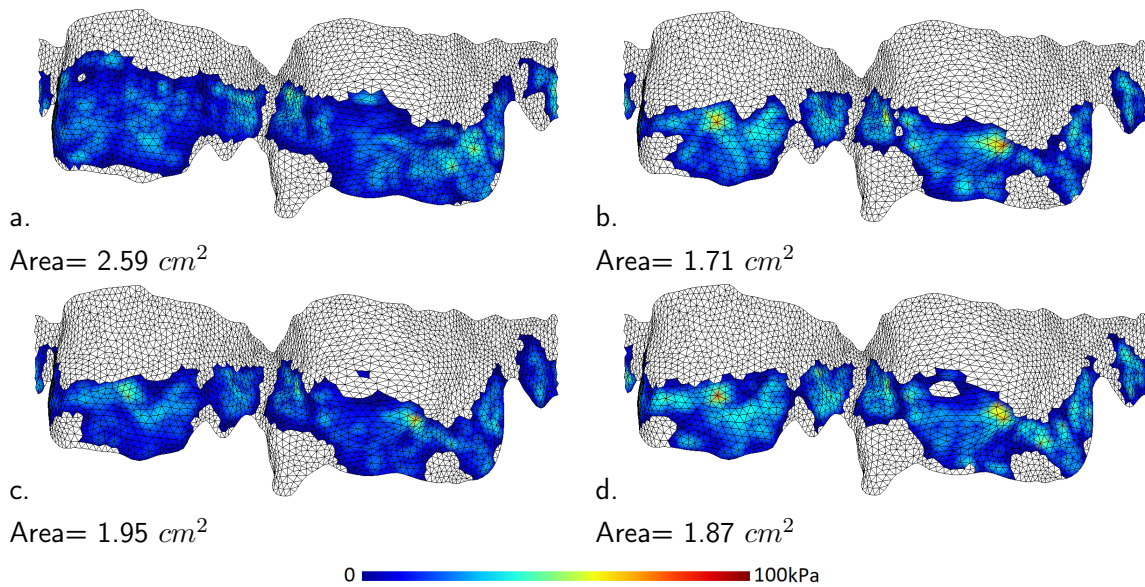


FIGURE 2.20 – Carte de contact montrant la zone de coaptation et la force de contact dans le cas de modèles de fibres basés sur des fibres : Parallèle à l’anneau (a), distribution aléatoire (b), basé sur la contrainte (c) et avec le modèle affine (d).

segmentation.

Une seconde contribution est une méthode pour obtenir des simulations de fermeture de valve avec des caractéristiques physiologiques normales (par exemple, pas de bombement) et cohérentes avec la connaissance clinique de la distribution de la force des cordages. Notre originalité est d’avoir pu généraliser cette simulation à plusieurs données réelles en se concentrant sur la nature des éléments finis à utiliser, la nécessité d’utiliser un grand cylindre autour de la valve, en tirant avantages d’un lissage de faible amplitude pour obtenir des simulations convergentes, à la fois dans le cas de modèles isotropes et de modèles anisotropes.

Toutefois, les résultats que nous avons réussi à avoir ne sont que qualitatifs. Il serait intéressant de pouvoir faire des mesures sur une valve réelle comme sur les forces de contact dans la surface de coaptation comme dans [RKE<sup>+</sup>24] ou avec une valve fantôme dans un environnement totalement contrôlé. Nous sommes en train de préparer de telles expériences avec notre collaboration via CURATIVE. Un autre défaut de nos études est l’utilisation de données micro scanner assez éloignées de la réalité clinique. Nous avons récemment acquis des données de scanner 4D d’enfants, toujours avec la même collaboration, et quelques zones de cordages semblent visibles. En local à Nancy, nous avons aussi la possibilité d’avoir des données d’ultrason de valve avec la même problématique de visibilité. Nous reparlerons de ces problématiques dans le chapitre sur les perspectives.

## Chapitre 3

# Modélisation de cathéter

Lors de ma carrière, j'ai été amené à travailler deux fois sur un modèle de déformation 1D pour modéliser un objet de type tige. J'ai commencé en 2009 pour la modélisation du cordon spermatique dans un projet de simulation de traitement des hernies inguinales (voir chapitre 1), puis en 2015 pour un projet de cathéter robotique pour le traitement de la valve mitrale, financé par l'équipe associée CURATIVE. Dans ce cadre, j'ai coencadré un étudiant de B. sc. Thomas Waite [Wai17]. Depuis 2021, je travaille sur un autre projet avec modélisation de structure 1D : la modélisation de cathéter pour le traitement d'AVC. C'est dans le cadre de l'ANR PresPIN (<https://project.inria.fr/prespin/>) portant sur la simulation prédictive en planification de procédure de neuroradiologie interventionnelle. Je suis responsable du workpackage portant sur la simulation. Ici, je mets l'accent sur ces travaux, qui incluent le sujet de recherche d'un doctorant que je co-encadre (Radhouane Jilani).

### 3.1 Contexte

Récemment, de nouvelles procédures se sont développées afin de fournir des traitements plus sûrs et plus efficaces pour les problèmes cardiaques, car les maladies cardiaques restent la principale cause de décès dans les pays développés [Hol17]. L'utilisation de cathéters est un domaine particulièrement prometteur pour des traitements cardiaques peu invasifs. Les cathéters peuvent apporter des solutions peu invasives à toute une série d'affections cardiaques. Ils sont non seulement utilisés dans diverses procédures d'intervention, notamment les ablations [NJR<sup>+</sup>17, KH14], mais ils ont également de nombreuses applications en matière d'imagerie et de diagnostic [LBH13]. La manipulation précise de ces cathéters est indispensable pour garantir l'efficacité des traitements. Toutefois, la manipulation manuelle reste complexe, car le cathéter est introduit par voie fémorale, l'éloignant de la zone thérapeutique, et il ne peut être dirigé que par translation longitudinale et rotation.

Les cathéters robotisés peuvent offrir une plus grande précision dans l'exécution des procédures [KH11], mais il est nécessaire de disposer d'un système de modélisation précis [KH11]. Les cathéters robotisés sont composés d'un ensemble de tendons coulissant à l'intérieur du cathéter dans des "lumens" et qui sont attachés à l'extrémité du cathéter. Lorsque des forces sont appliquées à ces

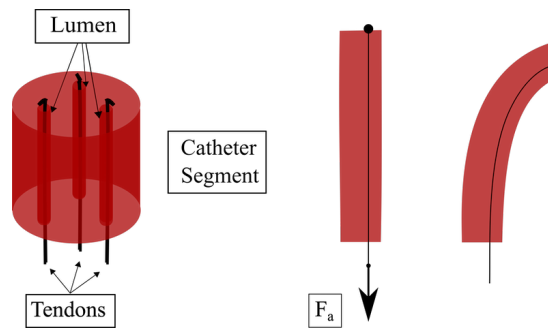


FIGURE 3.1 – Cathéter robotique piloté par des tendons : a) Segment de cathéter composé de cylindres creux (les lumens), b) formes du cathéter avant et après avoir appliqué une force d’activation sur un tendon

tendons, la partie distale du cathéter se plie (Fig. 3.1). Ces systèmes tendon-cathéter peuvent inclure de nombreux tendons, permettant ainsi de nombreux degrés de liberté dans le mouvement du cathéter.

Une alternative au cathéter robotisé est de développer des simulateurs qui peuvent permettre à un radiologue interventionnel de s’exercer sur l’anatomie d’un patient réel avant d’exercer l’opération sur celui-ci. De manière générale, il est recommandé d’intégrer la simulation dans ce cursus d’apprentissage, dans le but d’améliorer les compétences et de réduire les complications dans la prise en charge des patients [PRBT17]. Le projet PreSPIN vise à combler le fossé entre la formation et l’intervention en abordant la phase de planification. L’objectif du projet est d’implémenter un simulateur d’intervention et d’imagerie qui peut être utilisé dans le laps de temps entre l’imagerie et la procédure pour répéter l’intervention afin d’améliorer les scores de revascularisation, de reperfusion et de réduire le taux de complication (voir la figure 3.2).

### 3.2 État de l’art

Les modèles déformables 1D ont été appliqués à la simulation de cathéters avec différents degrés de précision en fonction du contexte. La plupart des recherches existantes portent sur des simulateurs de

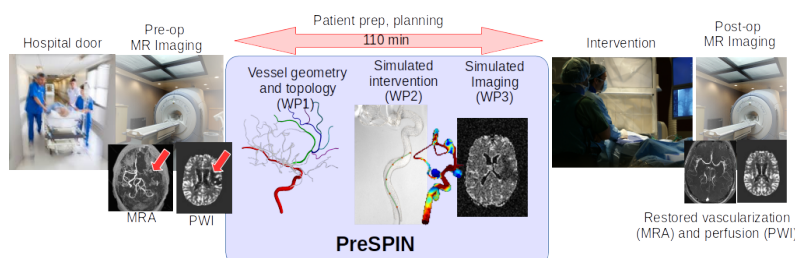


FIGURE 3.2 – Le cas d’utilisation typique de PreSPIN s’applique au traitement endovasculaire de l’accident vasculaire cérébral ischémique aigu (flèches rouges). PreSPIN vise à planifier l’intervention et le résultat du traitement, sur la base de simulations d’intervention.

formation à manipulation de cathéters. Dans [LZJ<sup>+</sup>13], le cathéter est modélisé par un système masse-ressort, dans lequel les paramètres sont des raideurs de ressorts et des coefficients d'amortissement. Les cathéters ont également été modélisés à l'aide de la théorie des poutres [Prz85]. Un élément poutre est une barre droite de section transversale uniforme avec deux extrémités capables de résister aux forces axiales, aux forces de cisaillement et aux moments de flexion autour des deux axes principaux dans le plan de sa section transversale, ainsi qu'aux moments de torsion ou aux couples autour de son axe central. Dans [LCDN06], les modèles de cathéters sont constitués d'une série d'éléments de poutres déformables non linéaires. Ce modèle comprend la détection des collisions et la réponse aux collisions. Ce travail a été étendu pour inclure le flux sanguin [WAC07]. Les propriétés mécaniques sont ajustées pour correspondre à un comportement réaliste. Dans [BLK<sup>+</sup>16], le modèle du cathéter est basé sur l'hypothèse de Bernoulli-Euler, ce qui implique que les fibres longitudinales restent inextensibles dans la direction axiale lors de la flexion. Le modèle a été validé à l'aide de paramètres mécaniques réels. Il n'inclut pas la torsion.

Le modèle de tige de Cosserat constitue une approche mécanique avancée pour modéliser une tige déformable 1D. Contrairement à des modèles classiques comme celui de Bernoulli-Euler, qui repose sur l'hypothèse des sections planes et l'inextensibilité des fibres axiales, ou celui de Timoshenko, qui inclut les effets de cisaillement mais néglige la torsion couplée, le modèle de Cosserat n'impose pas de telles simplifications. Il associe un trièdre rigide (un repère local) à chaque particule du milieu continu (Cf Figure. 3.3), permettant ainsi de capturer des comportements plus complexes tels que la torsion, la flexion couplée et les déformations localisées.

La théorie de la tige de Cosserat est particulièrement puissante car elle fournit une description complète et exacte du cas statique dans un cadre 1D. Elle peut également être étendue au cas dynamique, où les sollicitations varient dans le temps. Cependant, cette généralité pose des défis : en dynamique, l'intégration des équations du mouvement devient complexe en raison du couplage entre les translations et les rotations des particules. De plus, l'absence d'hypothèses simplificatrices peut conduire à des systèmes d'équations plus difficiles à résoudre numériquement, notamment pour des cas réalistes incluant des non-linéarités géométriques ou matérielles.

Il a été utilisé dans des animations pour modéliser des tiges capables de s'auto-collisionner. L'une des applications est l'animation de mèches de cheveux [IMP<sup>+</sup>13]. Dans le cas de la modélisation des cathéters, les tiges de Cosserat ont été largement utilisées pour les insertions vasculaires et cardiaques [TWG<sup>+</sup>12, DWSB08, Gan09, KMmHB14], pour l'estimation du couple dans les dispositifs haptiques [BCQ<sup>+</sup>19] et pour les capteurs de force et de rigidité dans les applications d'ablation [KSM16, KSP15]. Dans ces deux applications, un élément essentiel est la modélisation des collisions avec le système vasculaire ou le tissu cardiaque, un problème qui reste encore largement ouvert. Les interactions complexes entre les structures déformables, combinées aux contraintes numériques, rendent ce défi particulièrement difficile à résoudre.

Ces dernières années, la communauté des roboticiens a principalement adopté deux méthodes pour résoudre les tiges de Cosserat, à savoir la méthode continue et la méthode basée sur le Lagrangien. La méthode continue consiste à résoudre le système mécanique en le traduisant en problème aux limites

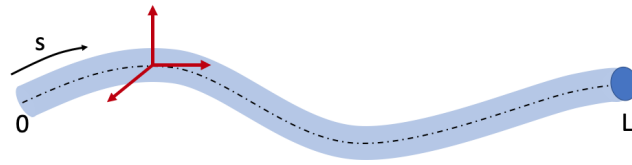


FIGURE 3.3 – Ligne centrale d'une tige de Cosserat définie par son abscisse curviligne et ses vecteurs directeurs.

ou Boundary Value Problem (BVP) en anglais. Il est ensuite résolu en statique ou dynamique soit par des méthodes de tir (ou shooting method en anglais) [BLC<sup>+</sup>23, TAR19a], soit par des méthodes basées sur la collocation [JVK23].

Il y a plusieurs défis à relever dans la modélisation de cathéter. De nombreux travaux de la littérature ont besoin de définir les paramètres biomécaniques par un ajustement ad-hoc. Ils visent à concevoir des simulateurs avec un réalisme suffisant. Dans notre contexte de simulation prédictive, l'objectif est d'utiliser des valeurs mesurables ou données par un constructeur. L'utilisation de paramètres réels peut ralentir ou déstabiliser le calcul numérique. Par exemple, un module de Young élevé rigidifie la matrice, créant de grands écarts entre ses valeurs propres. Cela ralentit la convergence des algorithmes et peut rendre les simulations plus coûteuses ou difficiles à résoudre. Un autre défi porte sur la modélisation continue du cathéter. Les modélisations du phénomène de contact sont principalement effectuées sur des modèles discrétisés. Simuler la manipulation d'un cathéter entrant en contact avec les vaisseaux sanguins de manière prédictive et temps réel est toujours un problème ouvert.

### 3.3 Modélisation de cathéter robotique en cardiologie

Le premier projet décrit ici a consisté à étudier comment modéliser un cathéter robotique avec le modèle de tige de Cosserat en passant par une approche discrète basée sur les équations de Spillmann et al.[ST07b].

#### 3.3.1 Méthode

Ce projet a été effectué en deux étapes. Tout d'abord, nous avons étudié comment modéliser un cathéter simple. Puis, nous avons utilisé cette modélisation pour l'étendre au cas avec plusieurs cathéters.

##### Cathéter simple

Nous avons modélisé la tige de Cosserat comme un ensemble ordonné de points de la ligne centrale paramétrés par leurs abscisses curvilignes. Chaque point se voit attribuer un ensemble de vecteurs de base orthonormés. Les rotations ont été modélisées par des quaternions, ce qui a permis d'exprimer les

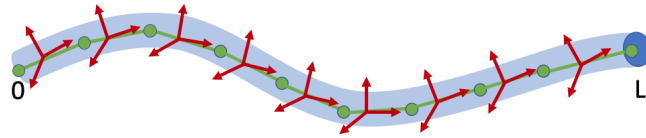


FIGURE 3.4 – Modélisation par Cosserat avec discrétisation

taux de déformation et les vitesses angulaires en termes de quaternions également. Plusieurs énergies ont alors été définies pour calculer les forces et ainsi faire évoluer le système. Les énergies utilisées sont l'énergie potentielle d'étirement, l'énergie potentielle de flexion et l'énergie de pénalité. Cette dernière est une énergie non physique qui maintient les repères mécanique et géométrique proches, en dictant que les quaternions sont couplés aux éléments de la ligne centrale. C'est une contrainte de parallélisme. Le repère mécanique est défini par l'orientation locale du matériau au cours de sa déformation, tandis que le repère géométrique est déterminé par la configuration spatiale de la ligne centrale, qui représente sa position et son orientation physiques dans l'espace. Les orientations de chaque élément de la ligne centrale sont définies par un quaternion attaché au point médian de chacun des éléments de la tige (Fig. 3.4). Les quaternions et les éléments de la ligne centrale sont interpolés linéairement entre les éléments adjacents.

Les énergies discrètes pour chaque segment sont intégrées sur la longueur de chaque élément. La force est calculée à partir des énergies en prenant leur dérivée partielle par rapport à chacune des coordonnées. Ensuite, l'accélération est calculée avec la seconde loi de Newton, puis les vitesses et positions sont calculées par intégration grâce aux équations de mouvement. Un schéma d'intégration implicite a été choisi pour la simulation, ce qui présente plusieurs avantages. Les intégrateurs explicites, bien qu'ils soient rapides et simples à mettre en œuvre, sont intrinsèquement instables lorsqu'ils sont utilisés pour intégrer numériquement des systèmes rigides. Dans ce contexte, un système rigide se réfère à un système d'équations différentielles où les variations des solutions se produisent sur des échelles de temps très différentes. Cela conduit à la nécessité d'utiliser des pas de temps extrêmement petits pour garantir la stabilité numérique, ce qui limite leur efficacité. Le modèle de Cosserat est particulièrement raide, à la fois en raison des forces de pénalisation de type ressort utilisées pour appliquer la contrainte de parallélisme et des énergies de type ressort qui dictent l'étirement et la flexion. Ces effets sont particulièrement graves lorsque l'échelle du système est petite, comme dans le cas d'un cathéter. Pour certaines applications, comme l'animation, lorsque la vitesse est prioritaire par rapport à la précision physique et que l'échelle est relative, un intégrateur explicite est plus souhaitable. Dans le cas présent, la stabilité et la précision d'un système implicite sont importantes pour modéliser des cathéters et des tendons de manière réaliste. Un paramètre d'amortissement a été ajouté pour rendre la simulation plus stable.

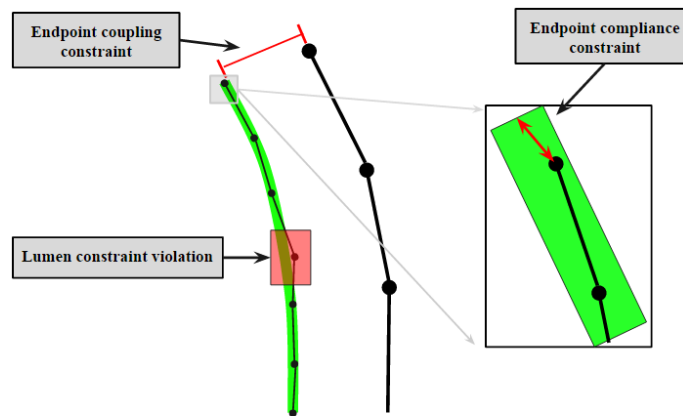


FIGURE 3.5 – Illustration des contraintes sur le système cathéter-tendon

### Système de cathéter avec tendons

Cela correspond au cas illustré par la figure 3.5 lorsque des tendons pilotent la déformation d'un cathéter. La première étape consiste ici à définir des contraintes pour relier le tendon et le cathéter. Nous avons choisi d'appliquer ces contraintes avec des forces de pénalité, de manière analogue à la façon dont la contrainte de la ligne centrale a été appliquée dans le système CORDE [ST07a]. Trois contraintes distinctes ont été formulées : la contrainte de conformité à un lumen, la contrainte de conformité à l'extrémité du cathéter et la contrainte de couplage à cette même extrémité. Physiquement, la contrainte de conformité à un lumen correspond à l'exigence que le tendon reste à l'intérieur d'un lumen du cathéter. La contrainte de couplage à l'extrémité correspond à l'exigence que l'extrémité du tendon soit à une distance fixe de l'extrémité du cathéter. Enfin, la contrainte de conformité à l'extrémité dictera le degré d'attachement de l'extrémité du tendon à l'extrémité du lumen. Ces contraintes sont illustrées dans la Fig. 3.5, qui montre un exemple de violation de la contrainte du lumen ainsi que les emplacements et les directions dans lesquels les contraintes de l'extrémité agiront. La région verte représente le canal du lumen. Chacune des contraintes est mise en évidence en rouge. Les grands segments noirs représentent la ligne centrale du cathéter et les petits segments noirs représentent la ligne centrale du tendon. Pour plus d'information sur cette partie, le lecteur peut lire [Wai17] ou [VWH24].

### 3.3.2 Résultats

Cette section comprend deux séries de travaux de validation : une série d'expérimentations effectuées sur un cathéter simple et une autre sur un cathéter robotique. Pour les deux cas, je fais un focus sur un exemple de résultats pour chacun.

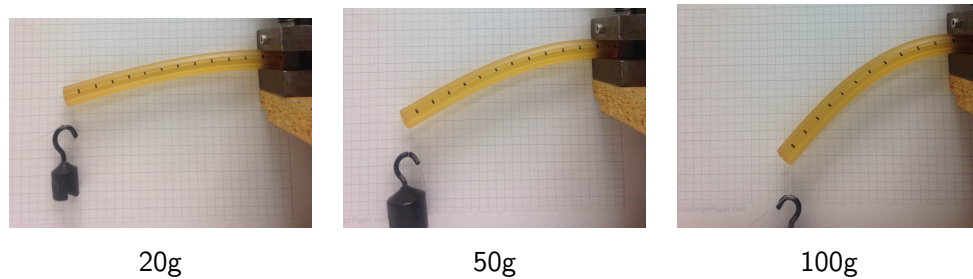


FIGURE 3.6 – Configuration expérimentale pour un cathéter en porte-à-faux. Trois masses suspendues sont testées.

### Système à tige unique

Pour analyser le modèle de Cosserat d'une tige unique soumise à l'application d'une force, nous avons implémenté un modèle analytique. Cela nous a permis de valider le modèle de Cosserat pour une grande variété de propriétés des matériaux, de longueurs et de géométries. Le modèle de poutre à grandes déformations de [BNB02] décrit de manière analytique la déformation d'une poutre en porte-à-faux soumise à une charge à son extrémité.

Nous avons effectué des expériences avec un cathéter soumis à une masse suspendue à son extrémité fournissant une force constante vers le bas (Fig. 3.6). L'autre extrémité du cathéter a été fixée. Les données géométriques et mécaniques sont données par le constructeur et ont été utilisées telles quelles dans la simulation. Le modèle de Cosserat et le modèle analytique ont été calculés avec MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA). Le pourcentage d'erreur dans le déplacement de l'extrémité par rapport à la longueur du cathéter a été mesuré entre les données de l'expérience et chacun des modèles : le modèle analytique et le modèle de Cosserat.

La figure 3.7 montre une comparaison des données expérimentales, du modèle de Cosserat et du modèle analytique. Les simulations de la tige de Cosserat ont été exécutées jusqu'à convergence, c'est-à-dire jusqu'à ce que la tige s'immobilise après avoir commencé au repos dans un état non déformé et évolué en réponse à la force qui simule une masse suspendue à l'extrémité. Dans l'ensemble, le modèle de Cosserat correspond bien aux données expérimentales et au modèle analytique (Fig. 3.7). Bien que le modèle de Cosserat soit moins précis pour les petits déplacements par rapport aux données expérimentales, nous attribuons cela à une certaine flexion intrinsèque de l'échantillon du cathéter ainsi qu'à l'influence de la gravité. Quoi qu'il en soit, les imprécisions sont inférieures à 5% de la longueur de la tige. Les simulations s'exécutent en  $\approx 30$  secondes sur un ordinateur de bureau standard avec 8 Gb de RAM.

### Système de cathéter avec tendons

Afin d'obtenir des données expérimentales d'un cathéter robotisé guidé par des tendons, nous avons utilisé le matériel expérimental décrit en détail dans [DNH16]. Les propriétés matérielles du cathéter et du tendon sont connues. Le dispositif expérimental est illustré à la Fig. 3.8.a. La figure 3.8.b montre

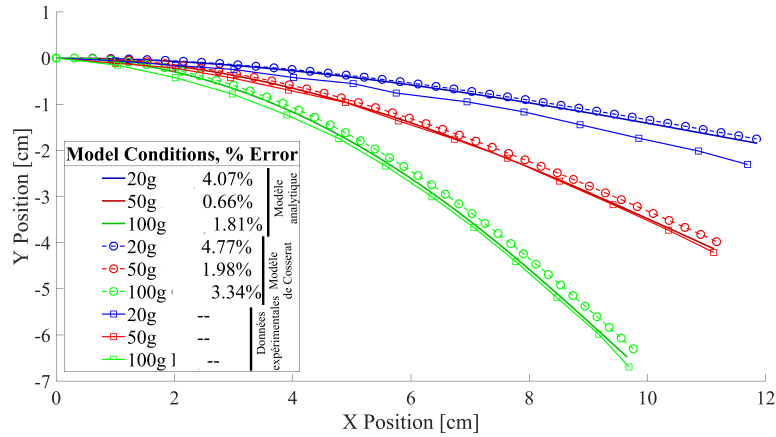


FIGURE 3.7 – Comparaison des données de Cosserat, analytiques et expérimentales. Les points de contrôle sont affichés à l'équilibre après l'application des trois masses suspendues avec les trois méthodes

une comparaison entre les données expérimentales et le résultat de notre simulation avec les mêmes paramètres. Étant donné que la mesure de l'erreur du point final ne peut pas mesurer l'erreur de courbure, nous avons défini une mesure d'erreur pour prendre en compte ce problème en calculant la surface de la zone entre les deux courbes normalisées par la longueur de la tige. Dans des conditions de réglage appropriées, notre mesure d'erreur normalisée est de l'ordre de  $1 \times 10^{-5}$ .

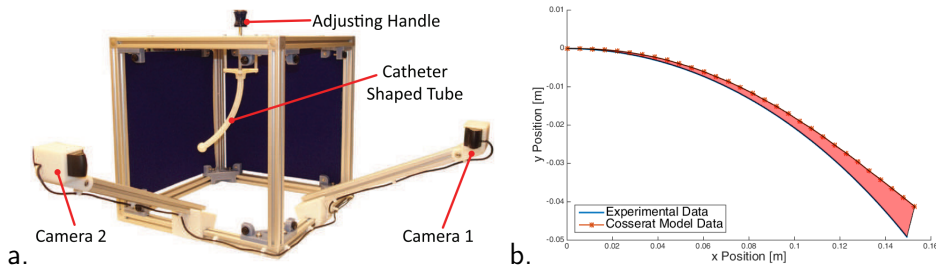


FIGURE 3.8 – Système de cathéter avec tendon. a. Configuration expérimentale, b. Comparaison avec une simulation[DNH16]

Nous avons travaillé à reproduire expérimentalement des résultats comparables en respectant les paramètres mécaniques des cathéters réels. Cependant, il a fallu ajuster avec précision les paramètres d'amortissement, le pas de temps pour l'intégration numérique, ainsi que la raideur du ressort utilisée pour la contrainte de pénalité. Bien que notre objectif initial ait été de limiter ou d'éliminer les paramètres ad hoc, nous n'avons pas complètement réussi à atteindre ce but. D'autre part, l'implémentation du modèle de Cosserat en utilisant un modèle discret était très bien dans le cas d'un cathéter robotique court. Toutefois, lorsque le cathéter est plus long, qu'il est inséré dans un environnement dans lequel les forces ne sont pas réparties de manière uniforme, il peut être intéressant de

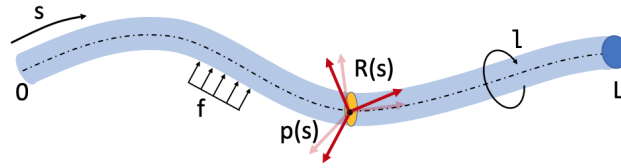


FIGURE 3.9 – Paramétrisation du modèle de Cosserat dans le cas continu

ne plus avoir une discrétisation régulière, mais de passer par une représentation continue. C'est le cas de l'application de la manipulation de cathéter dans le cerveau avec un réseau vasculaire sinueux.

### 3.4 Modélisation de cathéter manuel pour le traitement d'AVC

L'objectif maintenant n'est plus de piloter un cathéter robotique, mais de simuler un cathéter piloté par une interaction manuelle. Les équations de Cosserat utilisées ne seront plus celles de [ST07b] adaptée au modèle discret, mais celles de [TAR19b] plus adaptées au modèle continu.

#### 3.4.1 Méthode

La tige de Cosserat est toujours décrite comme une courbe 1D définie par son abscisse curviligne  $s \in [0, L]$ . Cependant, contrairement à ce qui avait été fait dans §3.3, les Equations aux Dérivées Partielles (EDP) de Cosserat ne sont plus exprimées en termes d'énergies, mais directement avec des dérivées partielles des couples (*position, rotation*) noté  $(\mathbf{p}(s), \mathbf{R}(s))$  par rapport à l'abscisse curviligne. Ces relations sont données par les équations suivantes :

$$\frac{\partial \mathbf{p}}{\partial s} = \mathbf{R}(s) \mathbf{v}(s) \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{R}}{\partial s} = \mathbf{R}(s) \hat{\mathbf{u}}(s) \quad (3.2)$$

Où :

- $\mathbf{v}(s)$  et  $\mathbf{u}(s)$  sont respectivement les vecteurs vitesse linéaire par rapport à  $s$  et angulaire dans le repère local.
- $\mathbf{v}^*(s)$  et  $\mathbf{u}^*(s)$  sont les conditions initiales de  $\mathbf{v}(s)$  et  $\mathbf{u}(s)$ .
- $\hat{\mathbf{u}}(s)$  est l'opérateur matriciel antisymétrique (outil courant en mécanique pour reformuler des équations vectorielles en langage matriciel) agissant sur  $\mathbf{u}(s)$ , noté  $\hat{\mathbf{u}}(s)$ .

Le couple  $(\mathbf{n}(s), \mathbf{m}(s))$ , représentant respectivement la force et le moment internes dans le repère inertiel, est exprimé par les équations suivantes, dans le cas statique :

$$\mathbf{n}(s) = \mathbf{R}(s) \mathbf{K}_{se} (\mathbf{v}(s) - \mathbf{v}^*(s)) \quad (3.3)$$

$$\mathbf{m}(s) = \mathbf{R}(s)\mathbf{K}_{bt}(\mathbf{u}(s) - \mathbf{u}^*(s)) \quad (3.4)$$

$$\frac{\partial \mathbf{n}}{\partial s} = -\mathbf{f}(s) \quad (3.5)$$

$$\frac{\partial \mathbf{m}}{\partial s} = -\mathbf{p}_s(s) \times \mathbf{n}(s) - \mathbf{l}(s) \quad (3.6)$$

Où :

- $\mathbf{K}_{se}$  et  $\mathbf{K}_{bt}$  sont les matrices de rigidité respectivement pour le cisaillement et l'extension, et pour la flexion et la torsion, définies par :

$$\mathbf{K}_{se} = \text{diag}(GA, GA, EA), \quad \mathbf{K}_{bt} = \text{diag}(EI_1, EI_2, GI_3)$$

où  $E$  est le module de Young,  $G$  le module de cisaillement,  $A$  la surface de la section transversale, et  $I_1, I_2$  et  $I_3$  sont respectivement les moments quadratiques et moments quadratiques polaire.

- $\mathbf{f}(s)$  et  $\mathbf{l}(s)$  sont les forces et moments externes distribués.

Les dérivées partielles de  $\mathbf{p}$  et  $\mathbf{R}$  par rapport à  $s$ , ainsi que celles de  $\mathbf{n}$  et  $\mathbf{m}$ , sont donc formulées à partir des relations ci-dessus, permettant ainsi de résoudre les équations de Cosserat pour la tige. Dans le cas dynamique, les équations prennent aussi en compte les effets de l'inertie. La figure 3.9 montre certaines variables utilisées.

Pour résoudre ces équations sur une tige dans le domaine continu, nous sommes passées par une expression en BVP avec (*position, rotation*) connues en début de cathéter et (*force, moment*) en fin de cathéter. Nous avons travaillé sur une résolution de ce BVP avec la méthode de tir et la méthode de collocation.

Pour la méthode de tir, l'idée est de trouver le couple (*force, moment*) en début de cathéter tel que l'intégration spatiale permette de retrouver (*force, moment*) en fin de cathéter. L'algorithme des étapes est présenté sur la figure 3.10. (*force, moment*) sont initialisés en début de processus, par exemple avec le vecteur nul. Commence alors une boucle d'optimisation basée sur un calcul de racine qui minimise le résidu entre (*force, moment*) calculés et (*force, moment*) donnés en conditions limites. À chaque étape, les dérivées partielles de (*position, rotation*) et (*force, moment*) sont exprimées avec les équations de Cosserat puis intégrées sur la tige pour donner les (*force, moment*) calculés. Les rotations sont modélisées par des matrices de rotation.

Une autre technique de résolution des EDP avec une représentation continue est la méthode des collocations. Dans cette méthode, il y a toujours un résidu à minimiser entre (*force, moment*) calculés et (*force, moment*) donnés en conditions limites. Les (*force, moment*) calculés sont cette fois exprimés avec des polynômes définis à partir de points de contrôle sur la longueur du cathéter appelés points de collocation. Comme dans [OS20], nous avons choisi d'utiliser les polynômes de Chebyshev avec un mapping sur la longueur de la tige. Les racines du polynôme de Chebyshev sont choisies comme nœuds d'interpolation afin de minimiser le phénomène de Runge. Nous avons utilisé un schéma d'intégration d'ordre élevé pour garantir que les matrices restent suffisamment proches de  $SO(3)$  : la méthode Runge-Kutta 4(5). Pour résoudre les BVP, la méthode de collocation procède à une approximation des fonctions inconnues. Afin de satisfaire les équations différentielles et les conditions aux limites,

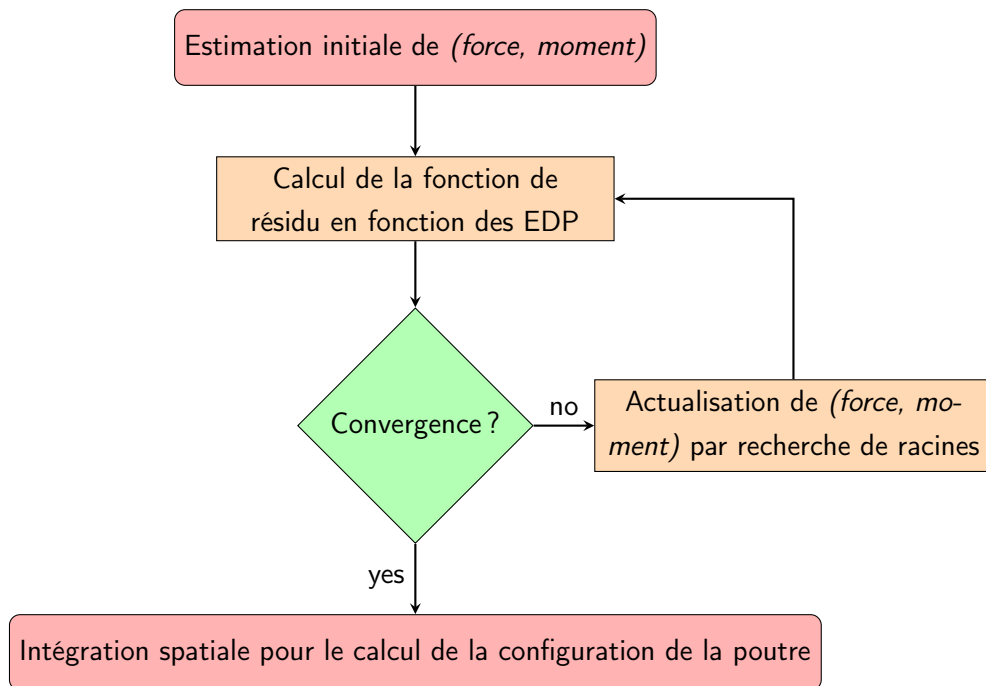


FIGURE 3.10 – Algorithme présentant le schéma général de calcul de configuration du cathéter par une méthode continue

un ensemble spécifique de  $N$  points de collocation  $\tau_i$  est sélectionné et leurs valeurs aux fonctions inconnues  $n(\tau_i)$  et  $m(\tau_i)$  sont calculées de manière itérative dans l'étape de minimisation des résidus donnés par l'équation 3.7 dans le cas statique.

$$\begin{aligned} r_{n,i} &= n_s(\tau_i) + f(\tau_i) = 0 \\ r_{m,i} &= m_s(\tau_i) + p_s(\tau_i) \times n(\tau_i) + l(\tau_i) = 0 \end{aligned} \quad (3.7)$$

Le choix des points de collocation est important, car il détermine la stabilité de la méthode [WYD17]. Les points de collocation sont choisis pour être les mêmes que les nœuds d'interpolation. Nous résolvons les BVP de Dirichlet-Neumann de Cosserat en approximant les inconnues forces et moments. La méthode de collocation a été étendue au calcul en dynamique en prenant les effets d'inertie et avec une intégration temporelle qui a été faite à partir de la méthode BRDF- $\alpha$  [TAR19a]. Pour plus d'information sur la méthode statique et dynamique, le lecteur peut lire [JVK23] (papier publié à IROS).

Nous avons également exploré la problématique de la gestion du contact afin de permettre l'utilisation du modèle de Cosserat pour la navigation des cathéters dans les vaisseaux sanguins. Nous avons utilisé la technique de la méthode de tir, car elle est plus rapide que la méthode de collocation. Nous avons utilisé les équations de la dynamique pour incorporer les effets d'inertie. Pour la réponse au contact, nous avons évité d'introduire des contraintes externes en dehors du BVP. Pour améliorer davantage la vitesse d'exécution, les forces de contact sont calculées avec la méthode de pénalité et sont ensuite intégrées au modèle comme forces externes. La détection des contacts entre des formes

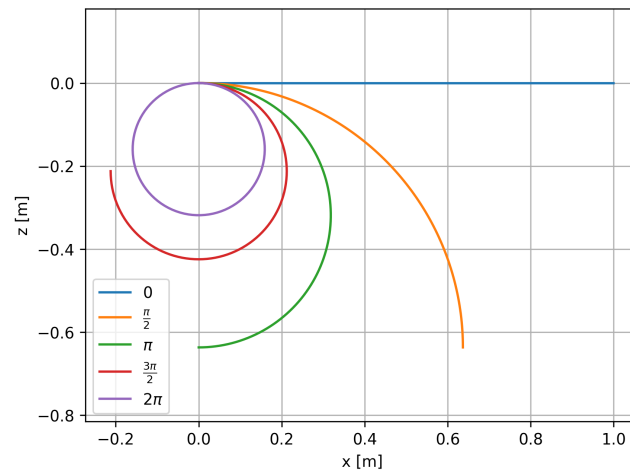


FIGURE 3.11 – Exemple d'application de flexion circulaire

complexes est reconnue comme un goulot d'étranglement significatif dans les simulations. Nous avons adopté les surfaces implicites pour représenter nos objets. Nous avons utilisé les modèles blobby de [KYD<sup>+</sup>17] pour représenter la surface de contact, ce qui permet de détecter rapidement une collision ainsi que la distance de pénétration. Le BVP avec les forces de contact est résolu à chaque pas de temps en utilisant la méthode de tir, où les seules inconnues sont le couple (force, moment). Pour réduire le temps de calcul, l'intégration sur l'abscisse curviligne est réalisée avec un Euler explicite. Le temps est discrétisé implicitement en utilisant la formule de différentiation arrière 2 (BDF2). Pour plus d'information sur la méthode statique et dynamique, le lecteur peut lire [JVK24] (papier publié à IROS).

### 3.4.2 Résultat

Dans cette section, nous comparons la précision, la stabilité et le temps de calcul de la méthode de collocation (CM) et la méthode de tir (SM) dans des applications statiques. Toutes les méthodes ont été mises en œuvre dans Python. Le code a été exécuté sur un processeur i9-10900K 3.70Ghz.

Dans le premier exemple numérique, nous comparons les différentes méthodes à une solution analytique. Une poutre initialement droite dirigée le long de l'axe  $x$  subit une flexion incrémentale, en utilisant un moment à son extrémité sur l'axe  $y$ , jusqu'à ce qu'elle se déforme en un cercle complet (Fig. 3.11). Cette expérimentation est issue de [FD20] et nous avons utilisé les mêmes paramètres. L'erreur est calculée entre le déplacement de l'extrémité calculé avec notre méthode et la solution analytique fournie dans [SVQ86] en pourcentage de la longueur de la tige. Le maximum est de 0,0412 pour CM et de 0,0514 pour SM. La moyenne est de 0,0232 pour CM et de 0,0281 pour SM. Les erreurs sont très faibles. On peut noter que CM est plus précis que SM, mais que SM est deux fois plus rapide que CM.

L'objectif de la deuxième application est de valider l'utilisation de Runge-Kutta 4(5) pour l'intégration des matrices de rotation. Une poutre initialement droite le long de l'axe  $x$  est soumise à une

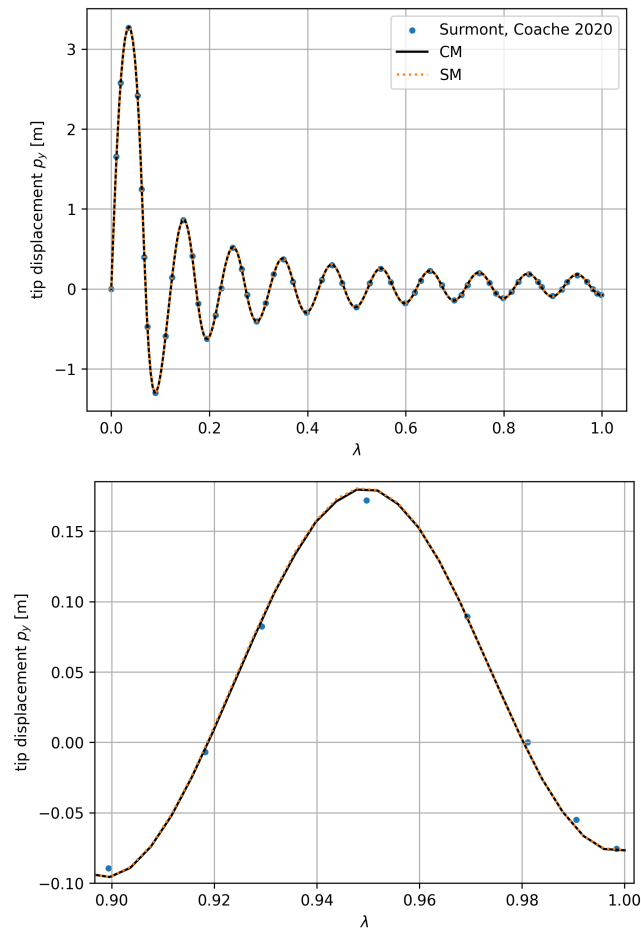


FIGURE 3.12 – Application de flexion hélicoïdale : des charges externes sont appliquées de manière progressive à la pointe. En bas : un gros plan du dernier cycle

force incrémentale hors plan à son extrémité et à un moment le long de l'axe  $y$ , ce qui lui donne une forme hélicoïdale. La figure 3.12 montre le déplacement de la pointe comparé à [FD20]. Les résultats obtenus à l'aide de notre approche sont en excellent accord avec [FD20]. Par conséquent, l'utilisation de matrices de rotation en combinaison avec un schéma d'intégration d'ordre élevé permet de modéliser les grandes rotations. SM est, en moyenne, 20 fois plus rapide que CM. Principalement parce que CM nécessite un ordre polynomial élevé pour approximer les moments qui sont hautement non linéaires.

Nous avons donc pu reproduire avec précision les résultats présentés dans [FD20] sans nécessiter de réglages spécifiques des paramètres. De plus, les simulations montrent une faible sensibilité aux variations des paramètres non mécaniques.

Finalement, nous avons récemment utilisé la méthode de tir en dynamique en incluant les contacts par la méthode de la pénalité, testée sur des données réelles issues d'une angiographie 3D acquise au CHU de Nancy. La figure 3.13 montre les résultats de la simulation pour quatre pas de temps différents, confirmant la réussite de l'insertion. La friction entre le cathéter et la paroi vasculaire peut

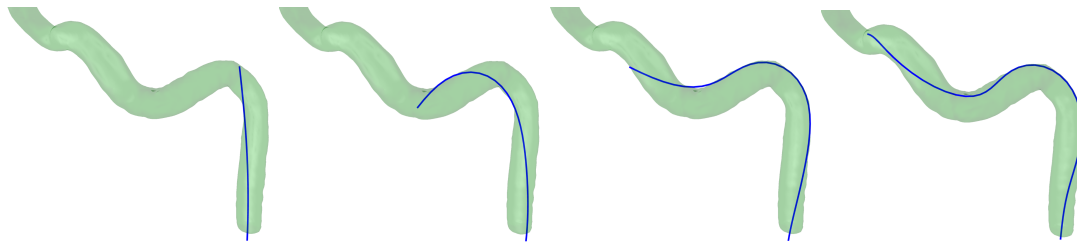


FIGURE 3.13 – Insertion de l'artère carotide : de gauche à droite, simulation à 0,25, 0,5, 0,75 et 1 s. À 0,75 et 1 s, on observe un effet de flambage dû à la friction.

en effet provoquer une déformation localisée, observée ici sous forme de flexion, un phénomène réaliste reflétant fidèlement les conditions physiques réelles. Enfin, le temps d'exécution de 0,2 s par pas de temps démontre que cette méthode est relativement rapide, rendant son utilisation prometteuse pour des applications en temps quasi réel.

### 3.5 Conclusion

Nous avons vu dans ce chapitre les recherches récentes que j'ai coencadrées sur la simulation de cathéter. Le premier projet était la modélisation de cathéter robotique. Il a consisté à résoudre des équations de Cosserat avec la méthode classique de discrétiser dès le départ le modèle 1D et de calculer les grandeurs sur des points de contrôle. Notre contribution a été de respecter les paramètres mécaniques de cathéters réels pour reproduire expérimentalement des résultats comparables. Toutefois, il a été nécessaire d'ajuster finement les paramètres d'amortissement et le pas de temps pour le calcul d'intégration et surtout la raideur du ressort pour la contrainte de pénalité. L'objectif initial de n'avoir aucun paramètre ad hoc ou alors très peu sensibles n'a pas été totalement réussi.

Le second projet a permis de se rapprocher de résultats plus pertinents sans utiliser la contrainte de pénalité. Ce projet, toujours en cours, est dans le domaine de la manipulation manuelle de cathéter pour le traitement d'AVC. Une modélisation continue a été choisie ici pour anticiper des contacts entre le cathéter et les vaisseaux sanguins qui seront répartis de manières très inhomogènes. Les paramètres mécaniques utilisés dans la simulation proviennent directement de l'état de l'art, ce qui nous a permis de reproduire fidèlement les résultats de la littérature sans avoir besoin d'ajuster ces paramètres. Il y a là aussi un amortissement pour le calcul d'intégration. Pour le pas de temps, il a été montré qu'il faut le prendre ni trop petit sinon les équations de Cosserat présentent une singularité dans le cas d'une résolution avec la méthode de tir ou la méthode de collocation, ni trop grand sinon le calcul diverge. Hors de cet intervalle, le pas de l'intégration temporelle ne permet pas de satisfaire l'hypothèse requise par le schéma numérique.

## Chapitre 4

# Modélisation du diaphragme

Mes travaux sur la modélisation de la respiration ont inclus de nombreux projets dans le passé : modélisation des poumons pour la radiothérapie, modélisation du déplacement du foie pour simulation de biopsie, visualisation des déplacements des côtes en réalité augmentée pour de la radiologie interventionnelle et visualisation dynamique des organes en rayon X (voir chapitre 1). En 2016, Grâce à ma visibilité avec cet historique, j'ai été contacté par l'université Uppsala pour participer à un nouveau projet sur la modélisation du diaphragme, le projet INVIVE financé par le Conseil Scientifique Suédois. Je fais ici un focus sur ces travaux qui comportent les sujets de recherche de deux doctorants dont j'ai participé à l'encadrement (Igor Tominec et Andreas Michael). L'idée est d'utiliser l'expertise de l'équipe de l'université d'Uppsala sur les fonctions à bases radiales pour modéliser la géométrie et le comportement mécanique du diaphragme.

### 4.1 Contexte

Dans ce projet, je travaille avec la professeure Elisabeth Larsson du département du calcul scientifique de l'université d'Uppsala. Elle est spécialisée dans la résolution d'équations différentielles par la méthode des Fonctions à bases radiales (RBF). L'idée du projet est de simuler le comportement du diaphragme dans le contexte des ventilateurs mécaniques. Lorsque les patients en soins intensifs sont soumis à une ventilation mécanique, leurs poumons et leurs muscles respiratoires sont endommagés par l'inactivité et par la pression positive appliquée par le ventilateur, ce qui entraîne une dysfonction diaphragmatique induite par le ventilateur [LDRA<sup>+</sup>12]. Ce phénomène est connu des experts depuis longtemps, mais le grand public l'a également découvert à l'occasion de la pandémie de COVID-19. Les unités de soins intensifs du monde entier ont été surchargées par l'afflux de patients, et le temps de rotation des patients était d'environ 3 à 6 semaines pour les cas graves [O<sup>+</sup>20]. Une partie de la durée des soins est due au processus de sevrage lent du patient mis sous ventilation. Il faut, en effet, attendre que la fonction musculaire soit suffisamment rétablie pour que le patient puisse respirer de manière autonome.

La problématique de recherche est de comprendre le processus d'endommagement, pour élaborer

des plans de soins individuels basés sur des données spécifiques au patient et pour améliorer la ventilation afin qu'elle soit moins dommageable. Les expériences sur les patients en soins intensifs ne sont pas possibles d'un point de vue éthique et, dans cette situation, la simulation numérique est une alternative. Cependant, les recherches sur la modélisation du diaphragme, qui est le principal muscle respiratoire, sont assez limitées. Actuellement, les simulateurs utilisés pour la formation des médecins n'incluent pas le diaphragme, comme nous l'avons déjà vu dans mes précédentes recherches (Chapitre 1).

La stratégie est de représenter la géométrie et le comportement mécanique par des RBF. C'est une représentation sans maillage, ce qui permet de modéliser la structure fine du diaphragme de manière plus compacte qu'avec un empilement d'éléments de maillage dans le sens de l'épaisseur la plus mince. Cela permet aussi de résoudre les EDP avec des bonnes propriétés de convergence, c'est-à-dire dans ce cas que le résultat se rapproche rapidement de la solution exacte à mesure que la résolution ou l'étape de temps devient plus fin.

Mon implication dans ce projet est à plusieurs niveaux. J'apporte mon expertise sur la modélisation 3D d'organes à partir de données médicales de patients réels et également sur la modélisation biomécanique "classique" avec la technique des éléments finis. Toutefois, l'essentiel des travaux porte sur la méthode de résolution des équations mécaniques par RBF où je n'ai pu apporter qu'une aide secondaire.

Une RBF est une fonction  $\phi(\mathbf{x})$  qui dépend uniquement de la distance  $\|\mathbf{x} - \mathbf{c}\|$  à un centre  $\mathbf{c}$ . En calcul numérique sans maillage, les RBF permettent de résoudre des EDP en approximant la solution directement à partir de points de discrétisation.

La solution  $u(\mathbf{x})$  est approchée par une combinaison linéaire de RBF :

$$u(\mathbf{x}) \approx \sum_{i=1}^N \alpha_i \phi(\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|), \quad (4.1)$$

où  $\{\mathbf{x}_i\}_{i=1}^N$  sont les points centraux et  $\{\alpha_i\}_{i=1}^N$  les coefficients inconnus.

Pour résoudre l'EDP, les dérivées de  $u(\mathbf{x})$  sont calculées à partir des dérivées des RBF, puis les équations sont imposées aux points  $\mathbf{x}_i$ . Cela donne un système linéaire à résoudre.

Les RBF conviennent particulièrement aux géométries complexes, car elles ne nécessitent pas de maillage et offrent une grande flexibilité pour les simulations en 2D et 3D, comme c'est le cas ici.

## 4.2 État de l'art

Les travaux sur la segmentation automatique du diaphragme les plus complets sont ceux de [KWG<sup>+</sup>16] Les organes environnementaux sont segmentés, puis les contours du diaphragme sont reliés à l'aide d'une approximation de la surface par une B-spline. Les résultats sont précis jusqu'à 2-3 mm en moyenne par rapport à une segmentation manuelle, mais la surface présente des artefacts visibles. Il est plus courant dans la littérature de n'ajuster que les deux dômes du diaphragme, qui sont adjacents

aux poumons [MdMA<sup>+</sup>24]. Des approches d'apprentissage profond apparaissent, mais principalement à d'autres fins que la segmentation, comme dans [LLD<sup>+</sup>24], où des vidéos d'échographie sont utilisées pour évaluer le résultat du sevrage de patients ventilés.

Les simulations les plus réalistes du système respiratoire dans la littérature ont été réalisées par Ladjal et al [LBGS21b]. L'objectif est de suivre le mouvement des tumeurs pulmonaires pendant la respiration dans le contexte de la radiothérapie. Le modèle du diaphragme est simplifié en un matériau hyperélastique isotrope et les forces musculaires sont appliquées sur la surface extérieure du diaphragme. Le modèle complet a un coût de calcul relativement élevé et, dans [LLS24], les auteurs étudient comment développer un modèle d'apprentissage automatique pour prédire l'emplacement de la tumeur. Un modèle éléments finis plus détaillé du diaphragme lui-même se trouve dans la thèse de Coelho [Coe18], où les propriétés microscopiques sont aussi prises en compte. Une étude détaillée des propriétés musculaires individuelles a été réalisée dans [RNW15], également à l'aide d'un modèle d'éléments finis, mais avec une approche différente de celle de [Coe18].

## 4.3 Méthodologie

Ce projet est composé de plusieurs parties : le traitement des données médicales pour extraire les géométries basées patient, le traitement de cette géométrie pour qu'elle permette des simulations numériques robustes et la partie calcul de déformations.

### 4.3.1 Données médicales

Dans le cadre d'un protocole médical, plusieurs images ont été acquises. Nous utilisons ces images médicales pour extraire la géométrie réelle du diaphragme. Nous utilisons également les données d'images pour déterminer le déplacement du diaphragme à différents moments du cycle respiratoire. Plus tard dans le projet, les données d'images médicales seront également utilisées pour valider les simulations numériques. Le type de données d'images médicales dont nous disposons sont des images scanner 3D thoraciques acquises à l'Azienda Ospedaliera di Padova sur des patients adultes qui ont été scannés pour des raisons médicales, ils n'ont pas été imagés uniquement à des fins de recherches. Les images 3D sont associées à deux moments spécifiques du cycle respiratoire. Nous avons actuellement cinq données de patients.

Les diaphragmes ont été segmentés manuellement sur une tablette Wacom à l'aide d'une méthode similaire à celle décrite dans [VBBG11]. La méthode de segmentation manuelle consiste à suivre les organes dont on sait qu'ils entourent le diaphragme, tels que le bas des poumons, le haut du foie et l'intérieur des côtes. J'ai encadré une étudiante en médecine pendant deux mois (mai 2022 et mai 2023) pour la segmentation manuelle de diaphragme. Un exemple de segmentation est donné à gauche de la figure 4.1. Afin d'aller vers une segmentation plus automatique, j'ai aussi encadré plusieurs étudiants de Master pour implémenter un modèle déformable de type "snake" (Mathieu Amendola, Timothé Ruel et Clémence Bigeard). Ce travail a été publié dans la revue IPOL [PAB<sup>+</sup>21].

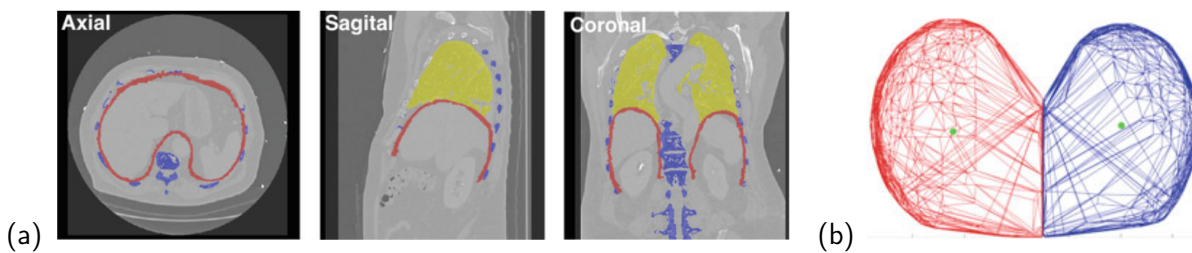


FIGURE 4.1 – (a) Segmentation manuelle du diaphragme. Rouge : diaphragme, jaune : poumons, bleu : os (b) coupe sagittale avec centre de gravité en vert.

L'idée était d'utiliser à la méthode de [KWG<sup>+</sup>16] décrite plus haut. Je ne suis pas allé plus loin pour le moment.

Les données des voxels étiquetés sont ensuite converties en un maillage à l'aide de l'algorithme du marching cube. Le maillage initial est ensuite décimé. Lors de la mise en œuvre des conditions limites et de la génération des nœuds, il est nécessaire de pouvoir identifier les sommets appartenant à différentes parties de la surface. Les deux sections pertinentes sont la surface thoracique supérieure et la surface abdominale inférieure. Elles correspondent à deux régions de pression différentes. Nous avons élaboré une méthode automatique pour déterminer ces régions en séparant les deux dômes du diaphragme, en analysant les enveloppes convexes et les centres de gravité [CLL<sup>+</sup>20]. Une illustration est donnée à droite de la figure 4.1. Le maillage obtenu est alors un maillage dense et bruité qui n'est pas directement utilisable pour une résolution des équations mécaniques par RBF. La section suivante décrit comment nous avons élaboré une méthode pour obtenir une surface implicite avec des bonnes propriétés pour la résolution des EDP.

#### 4.3.2 Modélisation 3D

La géométrie du diaphragme doit être représentée de manière que ses propriétés, telles que les surfaces limites et les normales à la surface puissent être incorporées dans la formulation des EDP. Elle doit également être lisse afin d'utiliser une méthode d'ordre élevé, c'est-à-dire garantissant un bon taux de convergence pour avoir un coût de calcul plus faible pour une résolution donnée. Associées à une géométrie bruitée, les méthodes basées sur les RBF présentent un avantage en termes de flexibilité et de facilité de mise en œuvre. La reconstruction d'une structure mince présente de nombreuses similitudes avec la reconstruction d'une surface, mais avec la complication supplémentaire de l'interférence entre les deux surfaces proches [ASL<sup>+</sup>17] : il faut éviter les interpénétrations. Les méthodes basées sur des RBF de type méthodes à noyau sont utilisées pour la reconstruction de surface depuis plus de vingt ans [CBC<sup>+</sup>01, Pir12]. Comme dans ces références, nous nous concentrons sur les représentations de surface implicites, où une fonction de levelset détermine quels points se trouvent sur la surface (isosurface à zéro), à l'extérieur (valeurs positives) ou à l'intérieur (valeurs négatives). En raison des ensembles de données généralement volumineux, les méthodes localisées à faible complexité de calcul sont privilégiées.

Notre objectif est de créer une reconstruction géométrique d'ordre élevé qui est lisse sous la forme d'une représentation de surface implicite, à partir d'une représentation de nuage de points bruité. En outre, pour faciliter l'utilisation de la géométrie lors de la résolution des EDP, la fonction levelset ne doit jamais être zéro aussi bien à l'intérieur qu'à l'extérieur de la géométrie. Pour ce faire, nous utilisons la méthode de partition de l'unité RBF des moindres carrés de [LSH17], où la génération de nœuds est découplée de la géométrie du domaine de calcul, avec plusieurs adaptations spécifiques. Nous utilisons le maillage généré par la méthode vue dans la section précédente. Les nœuds sont divisés en deux groupes, ceux appartenant au thorax et ceux appartenant à l'abdomen. Les normales des nœuds sont également conservées. En revanche, les relations topologiques du maillage sont ignorées. La structure fine est alors subdivisée en plusieurs groupes avec l'algorithme des  $k$ -means puis re-subdivisée de manière adaptative pour être contenue dans un domaine de dimension minimale calculée à partir d'une analyse par composante principale (Cf figure 4.2).

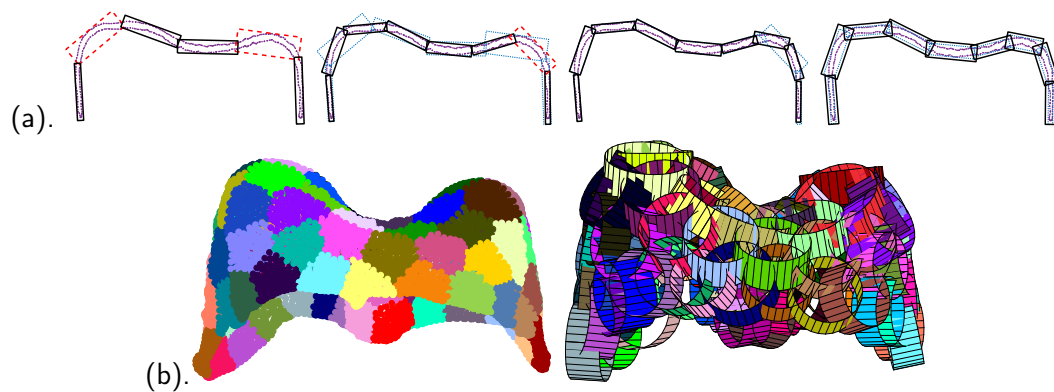


FIGURE 4.2 – Génération adaptative avec recouvrements. (a) patchs 2D à partir de patchs initiaux (à gauche) aux patchs finaux non chevauchants (à droite), en raffinant à chaque étape les patchs marqués et en assurant un chevauchement défini. (b) patchs 3D finaux à gauche et où seule la surface des patchs cylindriques est dessinée pour rendre les intersections visibles.

La prochaine phase consiste à étudier une fonction de gradient en utilisant les frontières intérieures (abdomen) et extérieures (thorax) comme condition de stabilisation. Nous utilisons pour cela le même type de conditions de gradient que dans [PD16], mais sans la base d'Hermitte. On utilise le rayon et la hauteur de chaque patch pour définir une RBF sur  $[0, 1]$  ainsi qu'une somme pondérée sur tous les patchs pour gérer le recouvrement. Cela permet d'avoir 1 dans les zones sans recouvrement et une transition douce vers les autres patchs comme illustrée sur la figure 4.3.

L'étape d'après est d'avoir une représentation douce de la géométrie avec une fonction de type levelset. Pour chaque patch, une formulation de type RBF avec la méthode de partitionnement de l'unité est définie suivant trois contraintes : i) avoir une valeur de 0 en surface (thoracique et abdominale), ii) avoir un gradient unitaire et normal en surface là aussi et iii) définir un nouveau jeu de points pour être les supports des RBF et de façon à avoir une répartition anisotropique pour limiter le risque d'interférence entre des surfaces proches. Ces trois types de conditions sont illustrés sur un patch 3D sur la figure 4.4.(a). Les équations correspondantes forment des problèmes locaux de moindres carrés

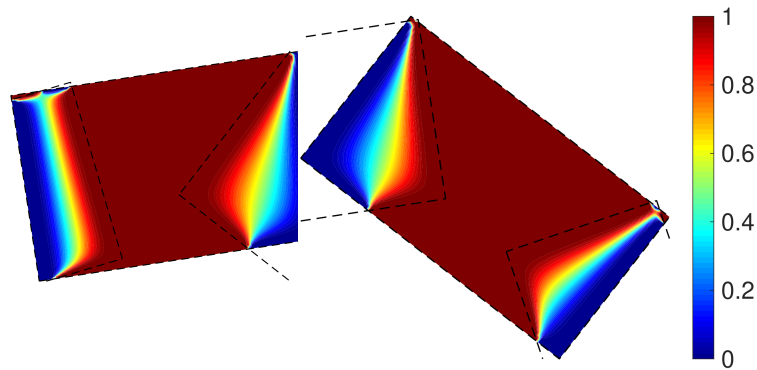


FIGURE 4.3 – Contours des fonctions de poids de deux patchs adjacents en 2D

à résoudre pour trouver la surface implicite du diaphragme. Une illustration du résultat final est montrée dans la figure 4.4.(b). Plus d'informations peuvent être trouvées dans [LVT<sup>+</sup>24]. Cette méthode a été testée sur plusieurs données (figure 4.5) pour montrer que notre méthode est suffisamment robuste pour le passage à l'échelle. Les géométries testées ont différents niveaux de détail (trou pour l'œsophage, pilier pour l'attachement à la colonne vertébrale, etc.). Une fois cette géométrie connue, l'étape suivante est le calcul des déformations du diaphragme.

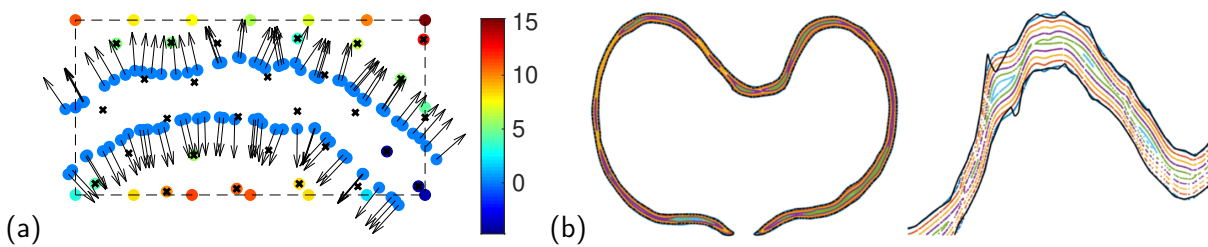


FIGURE 4.4 – (a). Le problème des moindres carrés pour un patch 2D. Les points centraux ( $\times$ ), les points de données (points colorés et flèche), et les points supplémentaires (points colorés) sont montrés. La couleur correspond à la valeur de la fonction et les flèches indiquent les directions normales. (b). Illustration des courbes douces des levelsets dans une coupe 2D avec un zoom montrant aussi le maillage initial (en noir).

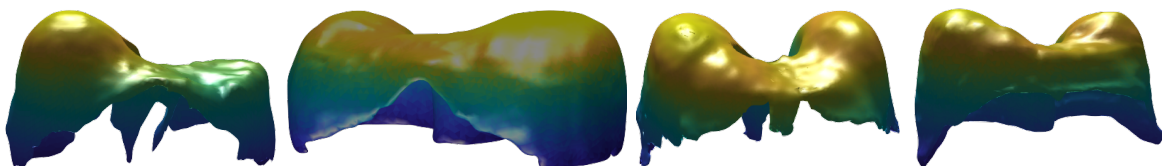


FIGURE 4.5 – Exemple de reconstruction sur quatre données

## 4.3.3 Modélisation biomécanique

Nous avons commencé par travailler sur un modèle 2D. Comme géométrie, nous utilisons une coupe transversale du diaphragme extraite des images médicales décrites plus tôt. Nous utilisons aussi la physiologie du diaphragme exprimé en termes de conditions aux limites. La figure 4.6 illustre les conditions aux limites que nous avons utilisées. Les zones rouges correspondent au comportement physiologique réel et les zones vertes sont des zones de transition. Dans les régions 3 et 7, il y a à la fois un épaissement du muscle et un mouvement vers le bas, tandis que dans la région 5, le mouvement vers le bas domine.

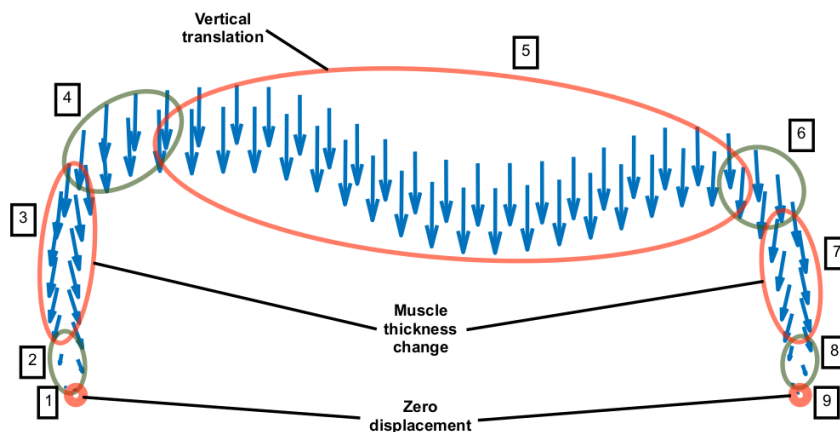


FIGURE 4.6 – Les conditions limites

Nous avons modélisé la mécanique du diaphragme en utilisant des EDP décrivant un comportement linéaire élastique. Le modèle simplifié que nous utilisons n'est valide que pour étudier les petites déformations d'un diaphragme isotrope et homogène avec une loi de comportement élastique linéaire. Les conditions aux limites sont données par une combinaison de conditions aux limites de traction, qui contiennent les premières dérivées du déplacement, et de conditions aux limites de Dirichlet (dépendant du temps) pour le déplacement, par exemple là où le diaphragme est attaché. Ce sont des conditions aux limites mixtes, généralement pas totalement compatibles, ce qui entraîne une régularité réduite de la solution même lorsque nous nous attendons à une solution lisse d'un point de vue physiologique. Par conséquent, nous avons lissé les données et effectué des transitions douces entre les données de traction et de Dirichlet avant de les utiliser dans le solveur d'EDP. Je vais uniquement décrire le cas où la déformation de diaphragme a été modélisée en appliquant un champ de déplacement. Le résultat du lissage est montré sur la figure 4.7. Les marqueurs montrent les points de données initialement placés, qui sont ensuite interpolés linéairement en points de données. Les lignes pointillées indiquent l'emplacement des points d'extrémité du diaphragme (régions 2 et 8 dans la figure 4.6).

Nous utilisons la méthode des différences finies générées par des RBF avec résolution par les moindres carrés. Cela simplifie la génération des nœuds, car le placement des nœuds devient alors indépendant de la géométrie. Un autre avantage de cette approche est une erreur d'approximation plus faible près des frontières. Nous utilisons les RBF pour discrétiser les équations de l'élasticité linéaire.

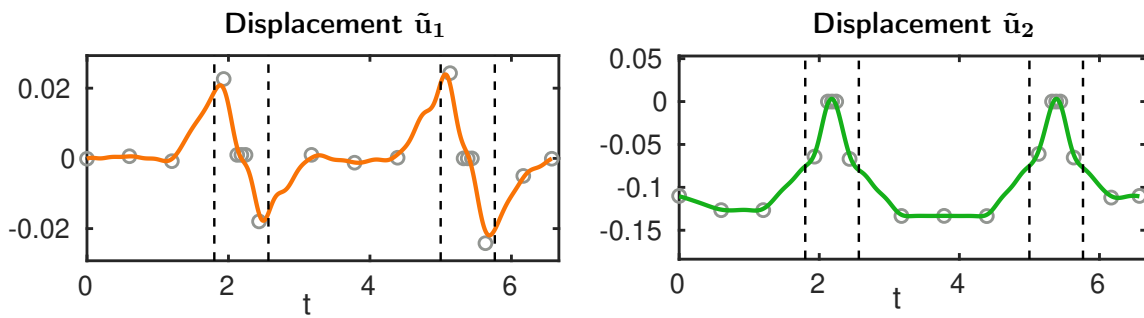


FIGURE 4.7 – Lissage des champs de déplacements (horizontal à gauche et vertical à droite)

Tout d'abord, nous construisons un ensemble de points d'interpolation qui s'étend au moins sur le diaphragme et un ensemble de points d'évaluation qui est conforme à la géométrie du diaphragme. La méthode repose sur la construction de matrices de différentiation. Ces matrices remplacent ensuite les opérateurs différentiels dans les EDP. Pour former les matrices de différentiation, à chaque point d'évaluation, un stencil est défini, c'est-à-dire un ensemble de points d'interpolation autour de ce point. La précision dépend du degré du polynôme  $p$  choisi dans la construction de la matrice.

Le résultat est donné dans le cas de conditions aux limites uniquement composées de déplacements sur la figure 4.8. On y retrouve les déplacements sur les deux axes avec la contrainte de Von Mises. La géométrie initiale est en noir et la géométrie finale avec les couleurs.

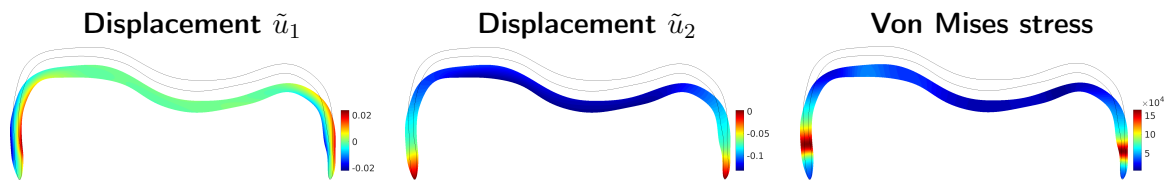


FIGURE 4.8 – Déplacements calculés et la contrainte de von Mises correspondante

Bien que la solution soit globalement conforme à ce que nous attendons d'un point de vue physiologique, nous devons encore comprendre si la simulation fournit une réponse correcte d'un point de vue numérique. Nous étudions la convergence de la solution numérique en fonction de la résolution en utilisant plusieurs degrés polynomiaux différents dans l'approximation basée sur les stencils. Comme nous ne connaissons pas la solution exacte, nous mesurons la convergence de la solution numérique vers une solution de référence numérique à résolution très élevée. La nature de la méthode permet une résolution plus élevée dans le sens de la dimension la plus fine par rapport à un maillage où le suréchantillonnage est nécessaire pour la stabilité. Nous observons que l'erreur est faible pour tous les degrés polynomiaux. Le taux de convergence augmente avec l'augmentation de celui-ci (Cf Figure. 4.9). Plus d'informations peuvent être trouvées dans [TVL<sup>+</sup>22].

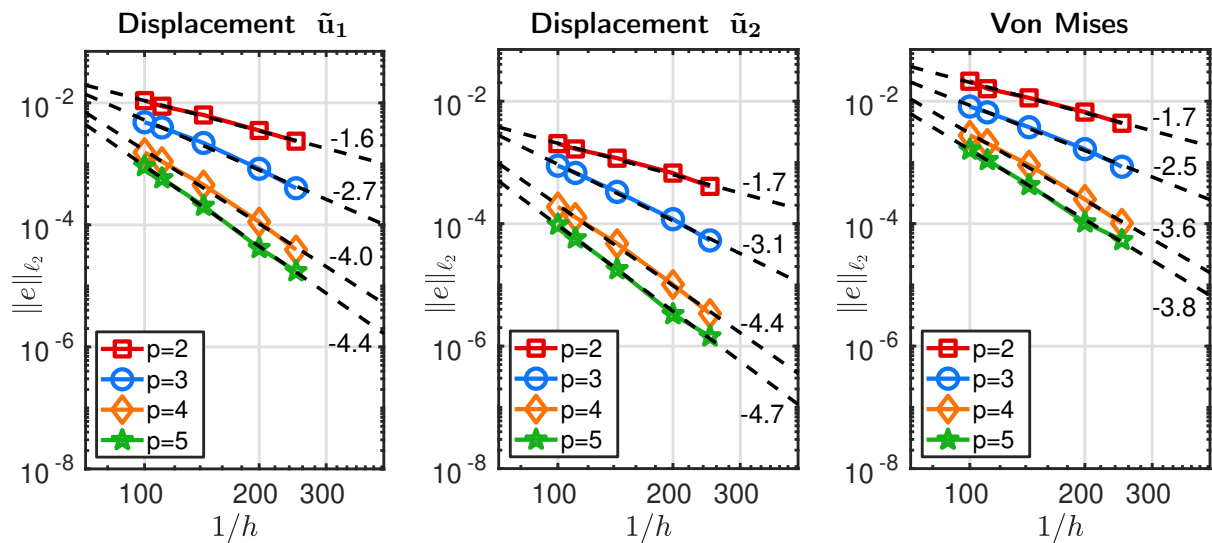


FIGURE 4.9 – Convergence des déplacements  $\tilde{u}_1$  et  $\tilde{u}_2$  et de la contrainte de von Mises pour différents degrés polynomiaux  $p$ , mesurée par rapport à une solution numérique fortement résolue calculée en utilisant la même méthode.

## 4.4 Conclusion

Le travail présenté ici couvre la thèse d'Igor Tominec, le travail d'Andreas Michael n'étant pas encore publié. Ce sont donc des recherches préliminaires, mais prometteuses.

Nous avons ainsi commencé à constituer une base de données constituée d'imagerie scanner thoracique 3D, de leur segmentation et de leur maillage. Notre collaboration avec l'hôpital de l'Azienda Ospedaliera di Padova continue pour avoir de nouvelles images. Nous prévoyons aussi de continuer à financer des étudiants en médecine pour le contourage manuel des diaphragmes sur ces images. Nous avons déposé une demande de financement nationale en Suède pour un projet de segmentation automatique.

Nous avons aussi travaillé sur la modélisation géométrique du diaphragme en surface implicite à partir de données bruitées. Comme dans le cas de la valve mitrale, nous avons testé le passage à l'échelle sur plusieurs données patients, ce qui nous a permis de tester la robustesse par rapport au changement de géométrie et de niveau de bruit.

Nous avons travaillé en parallèle sur la partie mécanique. C'est celle qui contient le plus de verrous techniques. J'ai présenté ici des résultats avec plusieurs simplifications : un modèle géométrique en deux dimensions, un modèle linéaire élastique et des conditions aux limites qui ne sont pas mesurées. La principale contribution est que nous avons montré que notre utilisation d'une modélisation sans maillage avec RBF permet de simuler les déformations d'une structure mince avec des bonnes propriétés de convergence, c'est-à-dire une précision suffisante à des degrés de résolution moindre. Au cours de la seconde thèse actuellement à mi-parcours, nous travaillons sur les modèles 3D de diaphragme issus de nos recherches parallèles sur la modélisation de surface fine. Nous sommes également en train

de voir comment résoudre les EDP de mécanique en prenant en compte les grandes déformations.

# Chapitre 5

## Perspectives

### 5.1 Bilan

Au cours des différents travaux que j'ai menés dans ma carrière, plusieurs choses positives se détachent. J'ai établi des collaborations solides et fructueuses avec plusieurs partenaires universitaires internationales (Bangor University, Harvard Bio Robotics Lab, Upsala University et Glasgow University) et aussi cliniques (CHRU Nancy, Boston Children Hospital et Padova Hospital). Plusieurs thèses ont été cosupervisées avec l'université d'Uppsala (Igor Tominec et Andreas Michael). Ces activités ont été soutenues par divers contrats aux niveaux régional, national ou international. Au cours de mes recherches, j'ai réalisé des avancées significatives vers des simulations basées patient dans plusieurs domaines et notamment les modélisations de valve mitrale, de diaphragme et d'insertion de cathéter. J'ai aussi travaillé dans ces domaines sur la conception de schémas numériques applicables à ces images réelles, sur des organes à la fois complexes et fins. Ces travaux ouvrent la voie à une meilleure compréhension des organes dynamiques et à une amélioration des traitements de diverses pathologies. Finalement, ces recherches ont été dans plusieurs disciplines comme la vision par ordinateur, la mécanique et l'infographie 3D.

Il y a également quelques points relatifs à mes recherches qui devront faire l'objet de travaux futurs. L'une des principales difficultés de l'étude des phénomènes physiologiques dynamiques est de disposer de données de vérité terrain pour estimer la précision des algorithmes de simulation. Ce type de données peut être acquis sur des fantômes ou des organes ex-vivo au prix d'installations complexes et coûteuses pour créer une dynamique. De plus, elles ne reflètent qu'imparfaitement la complexité des phénomènes réels (images, mouvements et géométrie). Ces données sont difficiles à acquérir et ne sont généralement pas mises à la disposition de la communauté. Dans mes travaux, j'ai reproduit certains comportements cliniques comme la fermeture de valves avec plusieurs pathologies ou le guidage d'un cathéter avec une translation constante. Cela est insuffisant pour comparer des modèles complexes qui génèrent des différences plus subtiles. Il reste encore un long chemin à parcourir avant d'obtenir des simulations basées sur des patients pour la planification ou la pratique clinique. Par exemple, la modalité utilisée pour la simulation de la valve mitrale est le micro scanner qui a une meilleure

résolution que les modalités utilisées en routine clinique tel que l'ultrason.

Une autre difficulté que j'ai rencontrée est le temps de calcul des simulations. En arrêtant de travailler sur des simulateurs réalistes pour aller vers des simulations basées patient prédictives, je me suis moins intéressé à des méthodes temps réelles avec approximation pour utiliser des méthodes précises. Or, on attend des simulations médicales qu'elles soient réalisées en temps réel ou du moins qu'elles soient compatibles avec la procédure clinique. Les simulations basées sur les RBF implémentées en Matlab ou sur la simulation FSI sont encore loin de répondre à ce besoin.

## 5.2 Perspectives

Mes perspectives de recherche à court et à moyen termes sont liées aux points que je viens d'évoquer. Il y a le souci d'avoir plus de données pour les tests et la validation des simulations et la problématique du temps de calcul.

### 5.2.1 Génération de données de test et de validation

La recherche de simulation prédictive implique un moyen de valider ces simulations de manière précise. Lorsque j'ai commencé ma carrière dans le domaine de la réalité virtuelle, une "face validation" était requise. Cela correspond à une évaluation subjective sur un réalisme visuel et fonctionnel d'un simulateur. En passant à un contexte plus en réalité augmentée, la validation doit être plus rigoureuse malgré le manque de vérité terrain. J'avais uniquement utilisé des métriques qualitatives. L'idée est maintenant d'étudier comment avoir une vérité terrain acquise dans des conditions contrôlées. Dans le cas d'une simulation de déformation d'organes, cela implique de pouvoir connaître ou mesurer les paramètres biomécaniques ainsi que les déformations. Cela impliquera de faire des expérimentations de traction pour mesurer des lois de comportement, de la manipulation de caméra stéréoscopique puis du traitement de ces images ainsi que de l'acquisition de nouvelles images 3D avec ultrason et scanner 3D.

À court terme, cela peut s'appliquer à mes projets en cours :

- Création d'un jeu de données pour la valve mitrale dans un environnement contrôlé avec une valve fantôme aux caractéristiques connues
- Création d'un jeu de données pour la navigation de cathéter, dans un environnement contrôlé avec stéréo et avec mesure des caractéristiques biomécaniques d'un cathéter

### Création d'un jeu de données pour la valve mitrale

Comme je l'ai évoqué dans le chapitre 2, nous avons validé les simulations de fermeture de valve mitrale en utilisant des mesures proches de la clinique, car nous ne disposons pas de vérité terrain. Une perspective à court terme est de produire des vérités terrains avec un environnement contrôlé. Le Boston Children Hospital possède un simulateur physique de flux sanguin servant à tester les

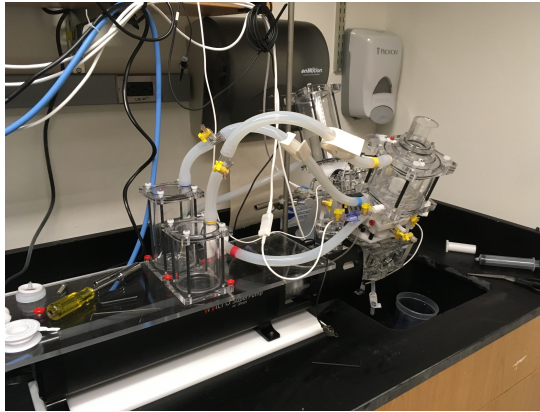


FIGURE 5.1 – Banc d'expériences avec simulateur de flux pulsatile

prothèses de valve (Cf. figure 5.1). Nous avons accès à ce matériel toujours grâce à l'équipe associée Inria CURATIVE. Il permet de contrôler plusieurs paramètres : la température pour reproduire la température corporelle, la fréquence des pulsations, la pression maximale du flux, il utilise un liquide avec la même viscosité que le sang. Il possède en outre des capteurs pour connaître les pressions du ventricule, de l'atrium et dans la valve ainsi qu'un capteur de flux.

Je prévois d'utiliser ce dispositif avec des fantômes de valve dont les caractéristiques mécaniques et géométriques peuvent être connues. Nous avons pour cela contacté l'entreprise LifeLike qui propose des fantômes de valve mitrale (<https://lifelikebiotissue.com/shop/cardiac/mitral-valve>). Ils nous ont également fourni des tests de traction pour connaître la loi de comportement. Il faudra en revanche utiliser un scanner 3D pour extraire la géométrie.

Nous allons extraire deux métriques avec ce dispositif : des ultrasons 3D et de la stéréovision avec les caméras placées au-dessus de la valve. Cela permettra d'avoir des informations 3D avec différents paramètres de simulation.

Nous prévoyons de tester ainsi plusieurs méthodes de simulation virtuelle. Nous avons commencé un partenariat avec Hao Gao de l'université de Glasgow à travers 2 mois de chercheurs invité (en 2023 et en 2024). C'est un chercheur reconnu dans le domaine de la simulation de la valve mitrale [GMQ<sup>+</sup>14, GFQ<sup>+</sup>17] et nous commençons à travailler avec son framework. J'aimerais donc d'abord reproduire l'expérience dans un environnement contrôlé avec deux méthodes de simulations différentes, puis obtenir une base de données à partager avec la communauté. Cela pourra déboucher sur plus de données acquises avec la même méthode en modifiant par exemple le fantôme pour créer des pathologies.

### Création d'un jeu de données pour la navigation de catheter

Nous avons rencontré le même problème de validation lors de la simulation de cathéter dans le chapitre 3. C'est pour cela que je prévois à court terme de travailler là aussi avec un banc d'essai, dont l'objectif est de fournir des données de vérité sur le terrain pour les comparer à la simulation. À

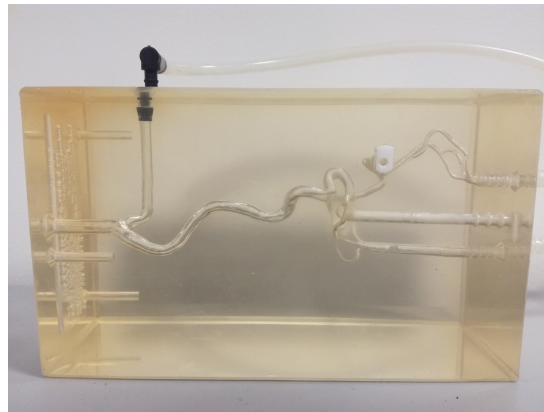


FIGURE 5.2 – Fantôme de l'artère carotide en silicone

ce titre, nous possédons déjà, dans l'équipe, un banc d'essai avec un fantôme imitant les vaisseaux sanguins, et deux caméras stéréoscopiques à haute vitesse, qui fourniront précisément la position dudit cathéter, bien sûr après segmentation et reconstruction 3D. Ce dispositif a été utilisé dans un précédent projet [KYD<sup>+</sup>17]. Le fantôme représente l'artère carotide interne droite avec trois anévrismes. Il est fabriqué en silicone, ce qui a l'avantage d'être transparent et nous permet de voir facilement à travers avec une caméra (Cf. figure 5.2). Il faudra alors concevoir un dispositif de pilotage, nous permettant de déplacer un cathéter dans le fantôme comme dans [BMK<sup>+</sup>15]. Le même type de cathéter sera toujours utilisé dans chacune de nos expériences. Ainsi, afin de fournir toutes les données nécessaires à l'analyse du comportement du cathéter, qu'il soit en mouvement libre ou en contact avec la paroi d'un vaisseau, nous étudierons les paramètres mécaniques d'un des cathéters avec des tests de traction et de cisaillement. L'idée dans ce projet aussi est d'avoir des données aussi riches que possible pour les comparer à nos simulations et de les partager avec la communauté.

### 5.2.2 PINNs

Cette perspective est pour du plus long terme. Une solution récente pour résoudre rapidement les équations physiques de la mécanique est l'utilisation des Réseaux Neuronaux Informés par la Physique (PINNs) [RPK19], qui combinent l'apprentissage automatique et les lois physiques. Les PINNs offrent une approche prometteuse pour résoudre les équations aux dérivées partielles à l'aide de réseaux neuronaux, mais leur utilisation reste récente et peut encore poser certaines difficultés. Je compte examiner leur utilisation dans le contexte des applications médicales. Pour mes applications actuelles, cela peut s'appliquer pour gérer les contacts entre les cathéters et les vaisseaux, pour la simulation FSI dans le cadre de la valve mitrale et pour la modélisation des déformations du diaphragme.

### Modélisation de catheter

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 3, simuler les contacts du cathéter avec les vaisseaux sanguins est un défi majeur. La résolution des contacts implique une discrétisation à la fois spatiale

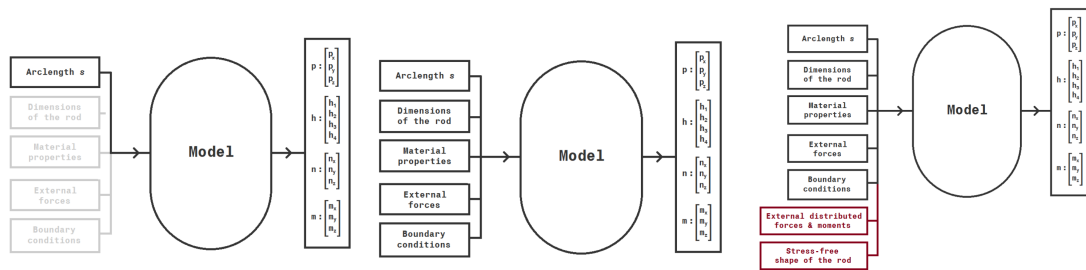


FIGURE 5.3 – Étapes pour l'apprentissage du comportement d'un cathéter par un PINNs

et temporelle. Je prévois à court terme de travailler sur un échantillonnage adaptatif pour améliorer les techniques classiques de résolution de contact. Notre modèle actuel est basé sur la méthode de tir où le temps de calcul peut être un problème. La solution à moyen terme consistera à étudier les PINNs. Ils peuvent remplacer l'étape de recherche de racine sous-optimale et chronophage. Je prévois également d'utiliser les PINNs dans des contextes supervisés pour apprendre les réactions de contact à partir d'images in-vitro et in-vivo de cathéters en mouvement. Cela se fera en plusieurs étapes (Cf. Figure 5.3). La première étape consistera à modéliser un système simple en prenant comme entrée l'abscisse curviligne du cathéter, tandis que les autres paramètres resteront constants. Cela permettra de mieux comprendre l'influence de l'architecture du réseau et des fonctions d'activation. Les équations de Cosserat seront utilisées comme fonction de coût, avec une attention particulière portée à la modélisation des rotations suivant [Bre21].

Dans la seconde étape, tous les paramètres d'un problème de poutre en porte-à-faux seront intégrés : en plus de l'abscisse curviligne, la force extérieure, les paramètres biomécaniques et la géométrie du cathéter seront pris en compte. Comme précédemment, il s'agira de gérer les hyperparamètres, mais avec le défi supplémentaire de la gestion du coût mémoire en raison de la complexité accrue des paramètres d'entrée.

La troisième étape introduira les forces de contact dans le cadre de la navigation du cathéter, avec une difficulté supplémentaire liée au fait que le cathéter n'est pas parfaitement droit, mais soumis à une précontrainte. La stratégie consistera à intégrer cette déformation intrinsèque dans la modélisation de la forme du cathéter.

Finalement, toujours pour cette application, je compte étudier les représentations neuronales implicites pour les aspects géométriques des vaisseaux sanguins afin d'améliorer la détection et la réponse au contact.

## Modélisation de valve mitrale

Les simulations actuelles de fermeture de la valve mitrale prennent plusieurs heures. Des travaux récents ont montré l'intérêt des PINNs pour la dynamique des fluides numérique [CMW<sup>+</sup>21] et sont beaucoup plus précis et efficaces que les solveurs FSI classiques si des données spatio-temporelles partielles sont disponibles. Je compte donc étudier les PINNs pour les simulations FSI. Le fait de

disposer de simulations en quelques secondes ouvre la voie à des stratégies robustes de type RANSAC pour coupler la segmentation et la simulation. En effet, comme nous l'avons vu dans la section 2.2, la segmentation des valves à partir d'images scanner est difficile. Actuellement, une seule solution de segmentation est utilisée, bien que l'algorithme puisse proposer plusieurs solutions, notamment au niveau des bifurcations. La solution obtenue peut cependant être sous-optimale et donner lieu à des configurations physiquement incorrectes, comme des cordages qui ne sont pas tendus à l'état fermé. Des simulations en temps réel permettraient de trouver les configurations ayant un comportement physique correct à partir d'un ensemble de propositions de segmentation.

### Modélisation des déformations du diaphragme

Les recherches sur le diaphragme en collaboration avec l'université d'Uppsala peuvent également utiliser des PINNs pour l'estimation des paramètres. L'expérience acquise depuis sept ans dans la résolution des équations aux dérivées partielles aidera à formuler des critères du coût physique et à estimer les incertitudes. Voici le résumé de ce projet en français :

À partir des données individuelles de chaque patient, l'objectif est de déterminer les paramètres du modèle numérique qui correspondent le mieux aux données. La première étape, déjà bien avancée, consiste à extraire la géométrie du diaphragme et des organes environnants au repos. Bien que l'automatisation de cette étape puisse être améliorée, l'accent de cette proposition porte sur l'ajustement des paramètres musculaires en fonction des images médicales 4D comme dans [CRP<sup>+</sup>24]. Nous pourrions également utiliser des informations des spiromètres et de capteurs de pression abdominale pour le choix des conditions aux limites. Notre collaboration avec l'hôpital Azienda Ospedaliera di Padova devrait nous donner ces informations.

L'un des défis majeurs lors de l'ajustement des paramètres du modèle aux données du patient est que la simulation complète du modèle dans une boucle d'optimisation est très coûteuse en temps de calcul. Pour contourner cela, un nombre limité d'évaluations peut être utilisé comme entrée dans un modèle approximatif, beaucoup plus rapide à évaluer. Une partie de la recherche consistera à déterminer quelles caractéristiques des données ajuster. Il serait trop chronophage de segmenter toutes les images 4D. Nous pourrions soit utiliser l'image entière, auquel cas, il faudrait définir une métrique pertinente, soit nous concentrer sur des points de repère facilement identifiables dans l'image. Les points culminants des deux dômes du diaphragme, ainsi que les points où le diaphragme est attaché aux côtes, à la colonne vertébrale et au sternum, sont des repères pouvant être trouvés automatiquement. Si ces repères suffisent pour obtenir un ajustement précis, ce serait une approche efficace.

L'étude portera sur la possibilité d'effectuer l'estimation des paramètres dans le cadre d'un PINNs, avec une fonction de perte qui combine l'ajustement aux données d'images et la satisfaction des équations d'élasticité et des conditions aux limites.

# Bibliographie

- [AGPT09] Matteo Astorino, Jean-Frédéric Gerbeau, Olivier Pantz, and Karim-Frédéric Traoré. Fluid–structure interaction and multi-body contact : Application to aortic valves. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 198(45) :3603–3612, 2009.
- [AMMVB11] Adil Al-Mayah, Joanne Moseley, Mike Velec, and Kristy Brock. Toward efficient biomechanical-based deformable image registration of lungs for image-guided radiotherapy. *Phys Med Biol*, 56(15) :4701–4713, Aug 2011.
- [And91] Pedro Andreo. Monte carlo techniques in medical radiation physics. *Physics in Medicine & Biology*, 36(7) :861, 1991.
- [ASL<sup>+</sup>17] Samir Aroudj, Patrick Seemann, Fabian Langguth, Stefan Guthe, and Michael Goesele. Visibility-consistent thin surface reconstruction using multi-scale kernels. *ACM Trans. Graph.*, 36(6), 2017.
- [B<sup>+</sup>20] Vinay Badhwar et al. Volume-Outcome Association of Mitral Valve Surgery in the United States. *JAMA Cardiology*, 07 2020.
- [BCQ<sup>+</sup>19] Dongming Bai, Bai Chen, Fei Qi, Feng Ju, and Yaoyao Wang. A sensor-less contact torque estimation and haptic feedback method in minimally invasive surgery. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 16(6) :1729881419882201, 2019.
- [Ben92] David J. Benson. Computational methods in lagrangian and eulerian hydrocodes. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 99(2) :235–394, 1992.
- [BJS<sup>+</sup>03] Vincent Baudet, Fabrice Jaillet, Behzad Shariat, Pierre-Frédéric Villard, Michaël Beuve, Jean-Yves Bayle, and Thierry Quesnel. Approach to Simulate Tumour Displacements in Lungs with Mass Spring System. In *9th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine*, Lyon, France, 2003. 9th workchop HCPBM. Lyon (Fr). p 31.
- [BLC<sup>+</sup>23] Frédéric Boyer, Vincent Lebastard, Fabien Candelier, Federico Renda, and Mazen Alami. Statics and Dynamics of Continuum Robots Based on Cosserat Rods and Optimal Control Theories. *IEEE Transactions on Robotics*, 39(2) :1544–1562, April 2023.
- [BLK<sup>+</sup>16] Junghwan Back, Lukas Lindenroth, Rashed Karim, Kaspar Althoefer, Kawal Rhode, and Hongbin Liu. New kinematic multi-section model for catheter contact force estimation and steering. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2016-November(February 2018) :2122–2127, 2016.

- [BMK<sup>+</sup>15] Junghwan Back, Thomas Manwell, Rashed Karim, Kawal Rhode, Kaspar Althoefer, and Hongbin Liu. Catheter contact force estimation from shape detection using a real-time cosserat rod model. In *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2037–2042. IEEE, 2015.
- [BNB02] Tarsicio Beléndez, Cristian Neipp, and Augusto Beléndez. Large and small deflections of a cantilever beam. *European Journal of Physics*, 23(3) :317, 2002.
- [BOLK84] Ted Belytschko, Jame Shau-Jen Ong, Wing Kam Liu, and James M Kennedy. Hourglass control in linear and nonlinear problems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 43(3) :251–276, 1984.
- [Bre21] Romain Bregier. Deep regression on manifolds : A 3d rotation case study, 2021.
- [BRI<sup>+</sup>16] Alessandra M Bavo, Giorgia Rocatello, Francesco Iannaccone, Joris Degroote, Jan Vierendeels, and Patrick Segers. FSI simulation of prosthetic aortic valves : comparison between immersed boundary and arbitrary lagrangian-eulerian techniques for the mesh representation. *PloS one*, 11(4) :e0154517, 2016.
- [BVBS03] Vincent Baudet, Pierre-Frédéric Villard, Michaël Beuve, and B. Shariat. Modelisation of Target Motion and Organ Deformation : Lung Tumour Tracking. In *9th workshop on Heavy Charged Particles in Biology and Medicine (HCPBM 2003)*, pages 37–72, Lyon, France, October 2003.
- [BVJ<sup>+</sup>03] Vincent Baudet, Pierre-Frédéric Villard, Fabrice Jaillet, Michaël Beuve, and Behzad Shariat. Towards Accurate Tumour Tracking in Lungs. In Banissi, E., Borner, K., Chen, C., Dastbaz, M., Clapworthy, G., Faiola, A., Izquierdo, E., Moore, C., and Zhang J., editors, *Information Visualisation*, pages 338–343, London, United Kingdom, 2003. IEEE Computer Society.
- [CAF10a] A. Carpentier, D.H. Adams, and F. Filsoofi. *Carpentier's Reconstructive Valve Surgery : From Valve Analysis to Valve Reconstruction*. ClinicalKey 2012. Saunders/Elsevier, 2010.
- [CAF10b] Alain Carpentier, David H Adams, and Farzan Filsoofi. *Carpentier's reconstructive valve surgery*. Elsevier Health Sciences, 2010.
- [Can86] J Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 8(6) :679–698, June 1986.
- [CBC<sup>+</sup>01] J. C. Carr, R. K. Beatson, J. B. Cherrie, T. J. Mitchell, W. R. Fright, B. C. McCallum, and T. R. Evans. Reconstruction and representation of 3D objects with radial basis functions. In *SIGGRAPH '01 : Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pages 67–76, New York, NY, USA, 2001. Association for Computing Machinery.
- [CLL<sup>+</sup>20] Nicola Cacciani, Elisabeth Larsson, Alberto Lauro, Marco Meggiolaro, Alessio Scatto, Igor Tominec, and Pierre-Frédéric Villard. A First Meshless Approach to Simulation of the Elastic Behaviour of the Diaphragm. In Sherwin S., Moxey D., Peiró J., Vincent P., and Schwab C., editors, *Spectral and High Order Methods for Partial Differential*

---

*Equations ICOSAHOM 2018*, volume 134 of *Lecture Notes in Computational Science and Engineering*, pages 501–512. Springer, August 2020.

- [CMM<sup>+</sup>18] Andrés Caballero, Wenbin Mao, Raymond McKay, Charles Primiano, Sabet Hashim, and Wei Sun. New insights into mitral heart valve prolapse after chordae rupture through FSI computational modeling. *Scientific reports*, 8(1) :1–14, 2018.
- [CMS<sup>+</sup>19] E. Costa, N. Martins, M. S. Sultan, D. Veiga, M. Ferreira, S. Mattos, and M. Coimbra. Mitral valve leaflets segmentation in echocardiography using convolutional neural networks\*. In *2019 IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*, pages 1–4, Feb 2019.
- [CMW<sup>+</sup>21] Shengze Cai, Zhiping Mao, Zhicheng Wang, Minglang Yin, and George Em Karniadakis. Physics-informed neural networks (PINNs) for fluid mechanics : A review. *Acta Mechanica Sinica*, 37 :1727–1738, 2021.
- [Coe18] Brett Coelho. *A Composite Material-based Computational Model for Diaphragm Muscle Biomechanical Simulation*. PhD thesis, The University of Western Ontario (Canada), 2018.
- [CRP<sup>+</sup>24] Federica Caforio, Francesco Regazzoni, Stefano Pagani, Elias Karabelas, Christoph Augustin, Gundolf Haase, Gernot Plank, and Alfio Quarteroni. Physics-informed neural network estimation of material properties in soft tissue nonlinear biomechanical models. *Computational Mechanics*, July 2024.
- [CWG<sup>+</sup>19] Li Cai, Ying Wang, Hao Gao, Xingshuang Ma, Guangyu Zhu, Ruihang Zhang, Xiaoqin Shen, and Xiaoyu Luo. Some effects of different constitutive laws on fsi simulation for the mitral valve. *Scientific Reports*, 9(1) :1–15, 2019.
- [CZY<sup>+</sup>18] Haibin Chen, Zichun Zhong, Yiwei Yang, Jiawei Chen, Linghong Zhou, Xin Zhen, and Xuejun Gu. Internal motion estimation by internal-external motion modeling for lung cancer radiotherapy. *Scientific Reports*, 8(1) :3677, 2018.
- [DCBB08] Niels JB Driessen, Martijn AJ Cox, Carlijn VC Bouten, and Frank PT Baaijens. Remodelling of the angular collagen fiber distribution in cardiovascular tissues. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 7 :93–103, 2008.
- [DKS17] Andrew Drach, Amir Khalighi, and Michael Sacks. A comprehensive pipeline for multi-resolution modeling of the mitral valve : Validation, computational efficiency, and predictive capability. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 34, 08 2017.
- [DKS18] Andrew Drach, Amir H Khalighi, and Michael S Sacks. A comprehensive pipeline for multi-resolution modeling of the mitral valve : Validation, computational efficiency, and predictive capability. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 34(2) :e2921, 2018.
- [DNH16] Mohsen Moradi Dalvand, Saeid Nahavandi, and Robert D Howe. Fast vision-based catheter 3d reconstruction. *Physics in Medicine and Biology*, 61(14) :5128, 2016.

- [DVB<sup>+</sup>07] Anne-Laure Didier, Pierre-Frédéric Villard, Jean-Yves Bayle, Michaël Beuve, and Behzad Shariat. Breathing Thorax Simulation based on Pleura Behaviour and Rib Kinematics. In IEEE, editor, *Information Visualisation - MediVis*, pages 35–40, Zurich, Switzerland, 2007.
- [DVBS07a] Anne-Laure Didier, Pierre-Frédéric Villard, Michael Beuve, and B. Shariat. Mechanical role of pleura on lung motion during breathing. In *XXXIIème Congrès Annuel de la SOCIÉTÉ DE BIOMÉCANIQUE*, Lyon, France, August 2007.
- [DVBS07b] Anne-Laure Didier, Pierre-Frédéric Villard, Michaël Beuve, and Behzad Shariat. Mechanical role of pleura on lung motion during breathing. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(sup1) :155–156, 2007.
- [DVD<sup>+</sup>12] Sigrid Kaarstad Dahl, Jan Vierendeels, Joris Degroote, Sebastiaan Annerel, Leif Rune Hellevik, and Bjorn Skallerud. FSI simulation of asymmetric mitral valve dynamics during diastolic filling. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(2) :121–130, 2012.
- [DVS<sup>+</sup>09] Anne-Laure Didier, Pierre-Frédéric Villard, Jacques Saadé, Jean-Michel Moreau, Michaël Beuve, and Behzad Shariat. A chest wall model based on rib kinematics. In IEEE, editor, *6th International Conference on Biomedical Visualization*, Barcelona, Spain, 2009.
- [DWSB08] Lindo Duratti, Fei Wang, Evren Samur, and Hannes Bleuler. A real-time simulator for interventional radiology. In *Proceedings of the 2008 ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, VRST '08, pages 105–108, New York, NY, USA, 2008. ACM.
- [ELAM<sup>+</sup>15] Sandy Engelhardt, Nils Lichtenberg, Sameer Al-Maisary, Raffaele De Simone, Helmut Rauch, Jens Roggenbach, Stefan Müller, Matthias Karck, Hans-Peter Meinzer, and Ivo Wolf. Towards automatic assessment of the mitral valve coaptation zone from 4d ultrasound. In Hans van Assen, Peter Bovendeerd, Hans van Assen, Peter Bovendeerd, Tammo Delhaas, and Tammo Delhaas, editors, *Functional Imaging and Modeling of the Heart - 8th International Conference, FIMH 2015, Proceedings*, Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), pages 137–145. Springer Verlag, January 2015. 8th International Conference on Functional Imaging and Modeling of the Heart, FIMH 2015; Conference date : 25-06-2015 Through 27-06-2015.
- [Far03] Gunnar Farneäck. Two-frame motion estimation based on polynomial expansion. In *Image Analysis : 13th Scandinavian Conference, SCIA 2003 Halmstad, Sweden, June 29–July 2, 2003 Proceedings 13*, pages 363–370. Springer, 2003.
- [FCV<sup>+</sup>07] Clément Forest, Olivier Comas, Christophe Vaysière, Luc Soler, and Jacques Marescaux. Ultrasound and needle insertion simulators built on real patient-based data. *Studies in health technology and informatics*, 125 :136—139, 2007.
- [FD20] Surmont Florian and Coache Damien. Geometrically exact static 3d cosserat rods problem solved using a shooting method. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 119 :103330, 2020.

- 
- [FDLB06] Nicolas Freud, Philippe Duvauchelle, Jean-Michel Létang, and Daniel Babot. Fast and robust ray casting algorithms for virtual x-ray imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B : Beam Interactions with Materials and Atoms*, 248(1) :175–180, 2006.
- [FFP79] YC Fung, K Fronek, and P Patitucci. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 237(5) :H620–H631, 1979.
- [For89] Bruno D Fornage. A simple phantom for training in ultrasound-guided needle biopsy using the freehand technique. *Journal of ultrasound in medicine*, 8(12) :701–703, 1989.
- [FQG<sup>+</sup>18a] Liuyang Feng, Nan Qi, Hao Gao, Wei Sun, Mariano Vazquez, Boyce E Griffith, and Xiaoyu Luo. On the chordae structure and dynamic behaviour of the mitral valve. *IMA Journal of Applied Mathematics*, 83(6) :1066–1091, 08 2018.
- [FQG<sup>+</sup>18b] Liuyang Feng, Nan Qi, Hao Gao, Wei Sun, Mariano Vazquez, Boyce E Griffith, and Xiaoyu Luo. On the chordae structure and dynamic behaviour of the mitral valve. *IMA journal of applied mathematics*, 83(6) :1066–1091, 2018.
- [Gan09] Yusof Ganji. A platform for robot-assisted intracardiac catheter navigation, 2009. Copyright - Database copyright ProQuest LLC ; ProQuest does not claim copyright in the individual underlying works ; Last updated - 2016-03-09.
- [GBJ<sup>+</sup>09] Derek A. Gould, Fernando Bello, Nigel John, Sheena Johnson, Carrie Hunt, Helen Woolnough, Andy Bulpitt, Vincent Luboz, Daniel King, Pierre-Frederic Villard, S. Pisharody, Franck Vidal, and A. Sinha. Simulator development in vascular and visceral interventions. In A. Branchereau and M. Jacobs, editors, *Innovative cardiovascular procedures*, volume Simulator development in vascular and visceral interventions, pages 11–28. Edizione Minerva Medica, 2009. ISBN 88-7711-637-7.
- [GFQ<sup>+</sup>17] Hao Gao, Liuyang Feng, Nan Qi, Colin Berry, Boyce E Griffith, and Xiaoyu Luo. A coupled mitral valve—left ventricle model with fluid–structure interaction. *Medical engineering & physics*, 47 :128–136, 2017.
- [GMQ<sup>+</sup>14] Hao Gao, Xingshuang Ma, Nan Qi, Colin Berry, Boyce E Griffith, and Xiaoyu Luo. A finite strain nonlinear human mitral valve model with fluid-structure interaction. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 30(12) :1597–1613, 2014.
- [GOH06] T Christian Gasser, Ray W Ogden, and Gerhard A Holzapfel. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, 3(6) :15–35, 2006.
- [GQF<sup>+</sup>14] Hao Gao, Nan Qi, Liuyang Feng, Xingshuang Ma, Mark Danton, Colin Berry, and Xiaoyu Luo. A finite strain nonlinear human mitral valve model with fluid-structure interaction. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 30(12) :1597–613, 2014.

- [Ham11] Peter E Hammer. *Simulating heart valve mechanical behavior for planning surgical repair*. PhD thesis, Tufts University, 2011.
- [HdNH11] Peter E. Hammer, Pedro J. del Nido, and Robert D. Howe. Anisotropic mass-spring method accurately simulates mitral valve closure from image-based models. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 233–240, Berlin, Heidelberg, 2011. Springer Berlin Heidelberg.
- [HNF<sup>+</sup>06] Alexandre Hostettler, Stéphane A Nicolau, Clement Forest, Luc Soler, and Yves Rémond. Real time simulation of organ motions induced by breathing : First evaluation on patient data. In *Biomedical Simulation : Third International Symposium, ISBMS 2006, Zurich, Switzerland, July 10-11, 2006. Proceedings 3*, pages 9–18. Springer, 2006.
- [Hol17] Kimberly Holland. Leading causes of death. <https://www.healthline.com/health/leading-causes-of-death>, 2017. Center for Disease Control.
- [HPH11] Peter E Hammer, J Pedro, and Robert D Howe. Anisotropic mass-spring method accurately simulates mitral valve closure from image-based models. In *International Conference on Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 233–240. Springer, 2011.
- [HSH21] Jeannette Hiromi Spühler and Johan Hoffman. An interface-tracking unified continuum model for fluid-structure interaction with topology change and full-friction contact with application to aortic valves. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 122(19) :5258–5278, 2021.
- [HSZ<sup>+</sup>11] Niels Hald, Sudip K. Sarker, Paul Ziprin, Pierre-Frédéric Villard, and Fernando Bello. Open surgery simulation of inguinal hernia repair. In James D. Westwood, Susan W. Westwood, Li Felländer-Tsai, Randy S. Haluck, Helene M. Hoffman, Richard A. Robb, Steven Senger, and Kirby G. Vosburgh, editors, *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR)*, volume 163 of *Studies in Health Technology and Informatics*, pages 202–208, Newport Beach, California, United States, February 2011. IOS Press.
- [IHLB00] Donald E Ingber, Steven R Heidemann, Phillip Lamoureux, and Robert E Buxbaum. Opposing views on tensegrity as a structural framework for understanding cell mechanics. *Journal of Applied Physiology*, 89(4) :1663–1678, 2000.
- [IMP<sup>+</sup>13] Hayley Iben, Mark Meyer, Lena Petrovic, Olivier Soares, John Anderson, and Andrew Witkin. Artistic simulation of curly hair. In *Proceedings of the 12th ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, SCA '13, pages 63–71. ACM, 2013.
- [JLK<sup>+</sup>18] Samuel Jett, Devin Laurence, Robert Kunkel, Anju R Babu, Katherine Kramer, Ryan Baumwart, Rheel Towner, Yi Wu, and Chung-Hao Lee. An investigation of the anisotropic mechanical properties and anatomical structure of porcine atrioventricular heart valves. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 87 :155–171, 2018.

- 
- [JVK23] Radhouane Jilani, Pierre-Frédéric Villard, and Erwan Kerrien. An Orthogonal Collocation Method for Static and Dynamic Cosserat Rods. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Detroit, United States, October 2023. IEEE.
- [JVK24] Radhouane Jilani, Pierre-Frédéric Villard, and Erwan Kerrien. Solving Dynamic Cosserat Rods with Frictional Contact Using the Shooting Method and Implicit Surfaces. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Abu Dhabi ,UAE, 2024. IEEE.
- [KCC<sup>+</sup>93] KS Kunzelman, RP Cochran, C Chuong, WS Ring, ED Verrier, and RD. Eberhart. Finite element analysis of the mitral valve. *The journal of heart valve disease*, 2(3) :326 – 340, 1993.
- [KDB<sup>+</sup>17] Amir H Khalighi, Andrew Drach, Charles H Bloodworth, Eric L Pierce, Ajit P Yogananthan, Robert C Gorman, Joseph H Gorman, and Michael S Sacks. Mitral valve chordae tendineae : Topological and geometrical characterization. *Annals of biomedical engineering*, 45(2) :378—393, February 2017.
- [KDG<sup>+</sup>18] Amir H. Khalighi, Andrew Drach, Robert C. Gorman, Joseph H. Gorman, and Michael S. Sacks. Multi-resolution geometric modeling of the mitral heart valve leaflets. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 17 2 :351–366, 2018.
- [KH11] S. B. Kesner and R. D. Howe. Position control of motion compensation cardiac catheters. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(6) :1045–1055, 2011.
- [KH13] Michael M. Kazhdan and Hugues Hoppe. Screened poisson surface reconstruction. *ACM Trans. Graph.*, 32 :29 :1–29 :13, 2013.
- [KH14] Samuel B. Kesner and Robert D. Howe. Robotic catheter cardiac ablation combining ultrasound guidance and force control. *The International Journal of Robotics Research*, 33(4) :631–644, 2014.
- [Kha18] Amir H Khalighi. *Multi-resolution models for the mitral valve image-based simulations*. PhD thesis, University of Texas, 2018.
- [KMmHB14] Przemyslaw Korzeniowski, Francisco Martinez-martinez, Niels Hald, and Fernando Bello. Simulation of Catheters and Guidewires for Cardiovascular Interventions Using an Inextensible Cosserat Rod. *ISBMS*, pages 112–121, 2014.
- [KMP19] Alexander D Kaiser, David M McQueen, and Charles S Peskin. Modeling the mitral valve. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 35(11), 2019.
- [KSM16] Ghalichi F. Kouh Soltani M, Khanmohammadi S. A three-dimensional shape-based force and stiffness-sensing platform for tendon-driven catheters. *Sensors*, 16(7) :990, 2016.
- [KSP15] M. Khoshnam, A. C. Skanes, and R. V. Patel. Modeling and estimation of tip contact force for steerable ablation catheters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(5) :1404–1415, May 2015.

- [KVB22] Nariman Khaledian, Pierre-Frédéric Villard, and Marie-Odile Berger. Capturing Contact in Mitral Valve Dynamic Closure with Fluid-Structure Interaction Simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2022. Proceedings of IPCAI 2022.
- [KVH<sup>+</sup>23] Nariman Khaledian, Pierre-Frédéric Villard, Peter E. Hammer, Douglas P. Perrin, and Marie-Odile Berger. Influence of Anisotropy on Fluid-Structure Interaction Simulations of Image-Based and Generic Mitral Valves. In *The 12th International Conference On Functional Imaging And Modeling Of The Heart*, volume 13958, pages 455–464, Lyon, France, June 2023. Springer.
- [KVH<sup>+</sup>25] Nariman Khaledian, Pierre-Frédéric Villard, Peter E. Hammer, Douglas P. Perrin, and Marie-Odile Berger. Image-based simulation of mitral valve dynamic closure including anisotropy. *Medical Image Analysis*, 99 :103323, 2025.
- [KWG<sup>+</sup>16] Elham Karami, Yong Wang, Stewart Gaede, Ting-Yim Lee, and Abbas Samani. Anatomy-based algorithm for automatic segmentation of human diaphragm in noncontrast computed tomography images. *Journal of Medical Imaging*, 3(4) :046004–046004, 2016.
- [KYD<sup>+</sup>17] Erwan Kerrien, Ahmed Yureidini, Jeremie Dequidt, Christian Duriez, René Anxionnat, and Stéphane Cotin. Blood vessel modeling for interactive simulation of interventional neuroradiology procedures. *Medical Image Analysis*, 35 :685, January 2017.
- [Lau12] Kevin Daniel Lau. *Numerical simulation of mitral valve function*. PhD thesis, University College London (University of London), 2012.
- [LB03] Ying Li and Ken Brodlie. Soft object modelling with generalised chainmail—extending the boundaries of web-based graphics. In *Computer Graphics Forum*, volume 22, pages 717–727. Wiley Online Library, 2003.
- [LBGS21a] Hamid Ladjal, Michael Beuve, Philippe Giraud, and Behzad Shariat. Towards non-invasive lung tumor tracking based on patient specific model of respiratory system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(9) :2730–2740, 2021.
- [LBGS21b] Hamid Ladjal, Michael Beuve, Philippe Giraud, and Behzad Shariat. Towards non-invasive lung tumor tracking based on patient specific model of respiratory system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(9) :2730–2740, 2021.
- [LBH13] P. M. Loschak, L. J. Brattain, and R. D. Howe. Automated pointing of cardiac imaging catheters. In *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5794–5799, 2013.
- [LCDN06] Julien Lenoir, Stéphane Cotin, Christian Duriez, and Paul Neumann. Interactive physically-based simulation of catheter and guidewire. *Computers and Graphics*, 30(3) :416 – 422, 2006.
- [LDRA<sup>+</sup>12] Monica Llano-Diez, Guillaume Renaud, Magnus Andersson, Humberto Gonzales Marrero, Nicola Cacciani, Henrik Engquist, Rebeca Corpeño, Konstantin Artemenko, Jonas

- 
- Bergquist, and Lars Larsson. Mechanisms underlying icu muscle wasting and effects of passive mechanical loading. *Critical care*, 16(5) :1–16, 2012.
- [Lev13] J Rodney Levick. *An introduction to cardiovascular physiology*. Butterworth-Heinemann, Oxford, 2013.
- [LKS06] Min Li, Chandra Kambhmettu, and Maureen Stone. A level set approach for shape recovery of open contours. In *Computer Vision—ACCV 2006 : 7th Asian Conference on Computer Vision, Hyderabad, India, January 13-16, 2006. Proceedings, Part I 7*, pages 601–611. Springer, 2006.
- [LLD<sup>+</sup>24] Changchun Li, Yan Liu, Rui Dong, Tianjie Zhang, Ye Song, and Qi Zhang. Deep learning radiomics on shear wave elastography and b-mode ultrasound videos of diaphragm for weaning outcome prediction. *Medical Engineering & Physics*, 123 :104090, 2024.
- [LLS24] Hamid Ladjal, Antoine Lenoir, and B Shariat. Lung tumor tracking based on biomechanical modeling and deep learning of the respiratory movement for radiation therapy. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2024)*, 2024.
- [LOR<sup>+</sup>13] Chung-Hao Lee, Pim J. A. Oomen, Jean Pierre Rabbah, Ajit Yoganathan, Robert C. Gorman, Joseph H. Gorman, Rouzbeh Amini, and Michael S. Sacks. A high-fidelity and micro-anatomically accurate 3d finite element model for simulations of functional mitral valve. In Sébastien Ourselin, Daniel Rueckert, and Nicolas Smith, editors, *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 416–424, Berlin, Heidelberg, 2013. Springer Berlin Heidelberg.
- [LPT20] Colin Laville, Christophe Pradille, and Yannick Tillier. Mechanical characterization and identification of material parameters of porcine aortic valve leaflets. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 112 :104036, 2020.
- [LRJ<sup>+</sup>19] Devin Laurence, Colton Ross, Samuel Jett, Cortland Johns, Allyson Echols, Ryan Baumwart, Rheel Towner, Jun Liao, Pietro Bajona, Yi Wu, et al. An investigation of regional variations in the biaxial mechanical properties and stress relaxation behaviors of porcine atrioventricular heart valve leaflets. *Journal of biomechanics*, 83 :16–27, 2019.
- [LSH17] Elisabeth Larsson, Victor Shcherbakov, and Alfa Heryudono. A least squares radial basis function partition of unity method for solving PDEs. *SIAM J. Sci. Comput.*, 39(6) :A2538–A2563, 2017.
- [LSP<sup>+</sup>23] Hao Liu, Natalie T Simonian, Alison M Pouch, Joseph H Gorman, III, Robert C Gorman, and Michael S Sacks. A computational pipeline for patient-specific prediction of the post-operative mitral valve functional state. In *International Conference on Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 636–647. Springer, 2023.
- [LVB14] Matthieu Loosvelt, Pierre-Frédéric Villard, and Marie-Odile Berger. Using a biomechanical model for tongue tracking in ultrasound images. In *ISBMS - 6th International Symposium on Biomedical Simulation*, Strasbourg, France, October 2014.

- [LVT<sup>+</sup>24] Elisabeth Larsson, Pierre-Frédéric Villard, Igor Tominec, Ulrika Sundin, Andreas Michael, and Nicola Cacciani. An rbf partition of unity method for geometry reconstruction and pde solution in thin structures, 2024.
- [LZJ<sup>+</sup>13] Vincent Luboz, Yan Zhang, Sheena Johnson, Yi Song, Caroline Kilkenny, Carrie Hunt, Helen Woolnough, S Guediri, Jianhua Zhai, Tolu Odetoyinbo, et al. Imagine seldinger : First simulator for seldinger technique and angiography training. *Computer methods and programs in biomedicine*, 111(2) :419–434, 2013.
- [LZL<sup>+</sup>15] Chung-Hao Lee, Will Zhang, Jun Liao, Christopher A Carruthers, Jacob I Sacks, and Michael S Sacks. On the presence of affine fibril and fiber kinematics in the mitral valve anterior leaflet. *Biophysical journal*, 108(8) :2074–2087, 2015.
- [MCM<sup>+</sup>17] Wenbin Mao, Andrés Caballero, Raymond McKay, Charles Primiano, and Wei Sun. Fully-coupled fluid-structure interaction simulation of the aortic and mitral valves in a realistic 3d left ventricle model. *PloS one*, 12(9) :e0184729, 2017.
- [MdMA<sup>+</sup>24] Daniel I Morís, Joaquim de Moura, Shahab Aslani, Joseph Jacob, Jorge Novo, and Marcos Ortega. Multi-task localization of the hemidiaphragms and lung segmentation in portable chest x-ray images of covid-19 patients. *Digital Health*, 10 :20552076231225853, 2024.
- [MES<sup>+</sup>11] Laura Millard, Daniel M Espino, Duncan ET Shepherd, David WL Hukins, and Keith G Buchan. Mechanical properties of chordae tendineae of the mitral heart valve : Young’s modulus, structural stiffness, and effects of aging. *Journal of mechanics in medicine and biology*, 11(01) :221–230, 2011.
- [MKEF13] M. Maggioni, V. Katkovnik, K. Egiazarian, and A. Foi. Nonlocal transform-domain filter for volumetric data denoising and reconstruction. *IEEE Transactions on Image Processing*, 22(1) :119–133, Jan 2013.
- [MSHS97] Barry D Mann, Anne Seidman, Timothy Haley, and Ajit K Sachdeva. Teaching three-dimensional surgical concepts of inguinal hernia in a time-effective manner using a two-dimensional paper-cut. *The American journal of surgery*, 173(6) :542–545, 1997.
- [NJR<sup>+</sup>17] Jens Cosedis Nielsen, Arne Johannessen, Pekka Raatikainen, Gerhard Hindricks, Håkan Walfridsson, Steen Michael Pehrson, Anders Englund, Juha Hartikainen, Leif Spange Mortensen, and Peter Steen Hansen. Long-term efficacy of catheter ablation as first-line therapy for paroxysmal atrial fibrillation : 5-year outcome in a randomised clinical trial. *Heart*, 103(5) :368–376, 2017.
- [NPP<sup>+</sup>06] JJ Nuyttens, J-B Prevost, John Praag, Mischa Hoogeman, RJ Van Klaveren, PC Levendag, and PMT Pattynama. Lung tumor tracking during stereotactic radiotherapy treatment with the cyberknife : Marker placement and early results. *Acta Oncologica*, 45(7) :961–965, 2006.
- [NT98] Luciana Porcher Nedel and Daniel Thalmann. Real time muscle deformations using mass-

- 
- spring systems. In *Proceedings. computer graphics international (cat. no. 98ex149)*, pages 156–165. IEEE, 1998.
- [O<sup>+</sup>20] World Health Organization et al. Report of the who-china joint mission on coronavirus disease 2019 (covid-19). 2020, 2020.
- [OS20] Andrew L Orekhov and Nabil Simaan. Solving cosserat rod models via collocation and the magnus expansion. In *2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 8653–8660. IEEE, 2020.
- [PAB<sup>+</sup>21] Fabien Pierre, Mathieu Amendola, Clémence Bigeard, Timothé Ruel, and Pierre-Frédéric Villard. Segmentation with Active Contours. *Image Processing On Line*, 11 :120 – 141, May 2021.
- [Pan21] Daryna Panicheva. *Image-based mitral valve modeling for biomechanical applications*. Theses, Université de Lorraine, March 2021.
- [PD16] Cécile Piret and Jarrett Dunn. Fast RBF OGr for solving PDEs on arbitrary surfaces. In Yaroslav D. Sergeyev, Dmitri E. Kvasov, Francesco Dell’Accio, and Marat S. Mukhametzhanov, editors, *Numerical Computations : Theory and Algorithms (NUMTA-2016)*, volume 1776 of *AIP Conf. Proc.* Amer. Inst. Phys., Melville, NY, 2016.
- [PHMB08] Devi Putra, Olivier CL Haas, John A Mills, and Keith J Burnham. A multiple model approach to respiratory motion prediction for real-time igt. *Physics in Medicine & Biology*, 53(6) :1651, 2008.
- [PHS09] V. Prot, R. Haaverstad, and B. Skallerud. Finite element analysis of the mitral apparatus : Annulus shape effect and chordal force distribution. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8(1) :43–55, 2009.
- [Pir12] Cécile Piret. The orthogonal gradients method : a radial basis functions method for solving partial differential equations on arbitrary surfaces. *J. Comput. Phys.*, 231(14) :4662–4675, 2012.
- [PPS<sup>+</sup>11] James M Parkhurst, Gareth J Price, Phil J Sharrock, Tom E Marchant, and Christopher J Moore. Next generation optical surface sensing for real-time measurement in radiotherapy. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 6170–6173. IEEE, 2011.
- [PRBT17] Luc Picard, George Rodesch, Serge Bracard, and Allan Taylor. Recommendation of the wfitn regarding simulation in neurointerventional training, 2017.
- [Prz85] Janusz S Przemieniecki. *Theory of matrix structural analysis*. Courier Corporation, 1985.
- [PSO<sup>+</sup>17] O.A. Pappalardo, F. Sturla, F. Onorati, G. Puppini, M. Selmi, G.B. Luciani, G. Faggian, A. Redaelli, and E. Votta. Mass-spring models for the simulation of mitral valve function : Looking for a trade-off between reliability and time-efficiency. *Medical Engineering and Physics*, 47 :93–104, 2017.
- [PVB19] Daryna Panicheva, Pierre-Frédéric Villard, and Marie-Odile Berger. Toward an automatic segmentation of mitral valve chordae. In Barjor Gimi and Andrzej Kro, editors, *SPIE*

- Medical Imaging*, volume 10953, pages 1095315–1095323, San Diego, United States, February 2019. SPIE.
- [PVH<sup>+</sup>21] Daryna Panicheva, Pierre-Frédéric Villard, Peter E Hammer, Douglas Perrin, and Marie-Odile Berger. Automatic extraction of the mitral valve chordae geometry for biomechanical simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 16(5) :709–720, May 2021.
- [PVHB19] Daryna Panicheva, Pierre-Frédéric Villard, Peter Hammer, and Marie-Odile Berger. Physically-coherent Extraction of Mitral Valve Chordae. In *International Conference in Computing in Cardiology*, volume 46 of *Proceedings of Computers in Cardiology*, page 4, Singapore, Singapore, September 2019. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- [RFS<sup>+</sup>13] Manuel K Rausch, Nele Famaey, Tyler O’Brien Shultz, Wolfgang Bothe, D Craig Miller, and Ellen Kuhl. Mechanics of the mitral valve. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 12(5) :1053–1071, 2013.
- [RKE<sup>+</sup>24] Dominic P Recco, Nicholas E Kneier, Patrick D Earley, Shannen B Kizilski, Peter E Hammer, and David M Hoganson. Fiberscope-based measurement of coaptation height for intraoperative assessment of mitral valve repair. *World Journal for Pediatric and Congenital Heart Surgery*, page 21501351231221459, 2024.
- [RKM09] Anastasios Roussos, Athanassios Katsamanis, and Petros Maragos. Tongue tracking in ultrasound images with active appearance models. In *2009 16th IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, pages 1733–1736. IEEE, 2009.
- [RNW15] Hadi Rahemi, Nilima Nigam, and James M Wakeling. The effect of intramuscular fat on skeletal muscle mechanics : implications for the elderly and obese. *Journal of The Royal Society Interface*, 12(109) :20150365, 2015.
- [RPK19] Maziar Raissi, Paris Perdikaris, and George E Karniadakis. Physics-informed neural networks : A deep learning framework for solving forward and inverse problems involving nonlinear partial differential equations. *Journal of Computational physics*, 378 :686–707, 2019.
- [SBMG06] David Sarrut, Vlad Boldea, Serge Miguet, and Chantal Ginestet. Simulation of four-dimensional ct images from deformable registration between inhale and exhale breath-hold ct scans. *Medical physics*, 33(3) :605–617, 2006.
- [SDV<sup>+</sup>07] David Sarrut, Bertrand Delhay, Pierre-Frédéric Villard, Vlad Boldea, Michael Beuve, and Patrick Clarysse. A Comparison Framework for Breathing Motion Estimation Methods From 4-D Imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26(12) :1636–1648, December 2007.
- [SDV<sup>+</sup>10] Jacques Saadé, Anne-Laure Didier, Pierre-Frédéric Villard, Romain Buttin, Jean-Michel Moreau, Michael Beuve, and Behzad Shariat. A Preliminary Study For A Biomechanical

- 
- Model Of The Respiratory System. In *Engineering and Computational Sciences for Medical Imaging in Oncology - ECSMIO 2010*, pages 509–515, Angers, France, May 2010. Engineering and Computational Sciences for Medical Imaging in Oncology - ECSMIO is the special session 1 of International Conference on Computer Vision Theory and Applications - VISAPP 2010.
- [Sha08] Ariel Shamir. A survey on Mesh Segmentation Techniques. *Computer Graphics Forum*, 2008.
- [SMAC<sup>+</sup>11] Marco Stevanella, Francesco Maffessanti, Carlo A. Conti, Emiliano Votta, Alice Arnoldi, Massimo Lombardi, Oberdan Parodi, Enrico Caiani, and Alberto Redaelli. Mitral valve patient-specific finite element modeling from cardiac mri : Application to an annuloplasty procedure. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 2 :66–76, 06 2011.
- [SMV<sup>+</sup>17] Aaron Sujar, Andreas Meuleman, Pierre-Frédéric Villard, Marcos Garcia, and Franck P. Vidal. gVirtualXRay : Virtual X-Ray Imaging Library on GPU. In Tao Ruan Wan and Franck Vidal, editors, *Computer Graphics and Visual Computing* , Computer Graphics and Visual Computing, pages 61–68, Manchester, United Kingdom, September 2017. The Eurographics Association.
- [Sor05] Olga Sorkine. Laplacian Mesh Processing. In Yiorgos Chrysanthou and Marcus Magnor, editors, *Eurographics 2005 - State of the Art Reports*. The Eurographics Association, 2005.
- [SPN11] B. Skallerud, V. Prot, and I. S. Nordrum. Modeling active muscle contraction in mitral valve leaflets during systole : a first approach. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10(1) :11–26, Feb 2011.
- [SPV<sup>+</sup>10] RJ Schneider, DP Perrin, NV Vasilyev, GR Marx, PJ del Nido, and RD Howe. Mitral annulus segmentation from 3d ultrasound using graph cuts. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(9) :1676–1687, 2010.
- [ST07a] J. Spillmann and M. Teschner. C O R D E : Cosserat Rod Elements for the Dynamic Simulation of One-Dimensional Elastic Objects. *Eurographics/ ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation*, pages 1–10, 2007.
- [ST07b] Jonas Spillmann and Matthias Teschner. Corde : Cosserat rod elements for the dynamic simulation of one-dimensional elastic objects. In *Proceedings of the 2007 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*, pages 63–72, 2007.
- [ST08] Jonas Spillmann and Matthias Teschner. Cosserat nets. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 15(2) :325–338, 2008.
- [SVQ86] Juan C Simo and Loc Vu-Quoc. A three-dimensional finite-strain rod model. part ii : Computational aspects. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 58(1) :79–116, 1986.
- [SVR09] Marco Stevanella, Emiliano Votta, and Alberto Redaelli. Mitral valve finite element

- modeling : implications of tissues' nonlinear response and annular motion. *Journal of biomechanical engineering*, 131(12), 2009.
- [TAR19a] John Till, Vincent Aloï, and Caleb Rucker. Real-time dynamics of soft and continuum robots based on Cosserat rod models. *The International Journal of Robotics Research*, 38(6) :723–746, May 2019.
- [TAR19b] John Till, Vincent Aloï, and Caleb Rucker. Real-time dynamics of soft and continuum robots based on cosserat rod models. *The International Journal of Robotics Research*, 38(6) :723–746, 2019.
- [TBEM16] Courtney M Townsend, R Daniel Beauchamp, B Mark Evers, and Kenneth L Mattox. *Sabiston textbook of surgery : the biological basis of modern surgical practice*. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [TBP<sup>+</sup>17] Milan Toma, Charles H. Bloodworth, Eric L. Pierce, Daniel R. Einstein, Richard P. Cochran, Ajit P. Yoganathan, and Karyn S. Kunzelman. Fluid-structure interaction analysis of ruptured mitral chordae tendineae. *Annals of Biomedical Engineering*, 45(3) :619–631, Mar 2017.
- [TEBI<sup>+</sup>17] Milan Toma, Daniel R Einstein, Charles H Bloodworth IV, Richard P Cochran, Ajit P Yoganathan, and Karyn S Kunzelman. Fluid–structure interaction and structural analyses using a comprehensive mitral valve model with 3d chordal structure. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 33(4) :e2815, 2017.
- [TTS18] Toshiyuki Terunuma, Aoi Tokui, and Takeji Sakae. Novel real-time tumor-contouring method using deep learning to prevent mistracking in x-ray fluoroscopy. *Radiol Phys Technol*, 11(1) :43–53, Mar 2018.
- [TVL<sup>+</sup>22] Igor Tominec, Pierre-Frédéric Villard, Elisabeth Larsson, Víctor Bayona, and Nicola Cacciani. An unfitted radial basis function generated finite difference method applied to thoracic diaphragm simulations. *Journal of Computational Physics*, page 111496, August 2022.
- [TWG<sup>+</sup>12] W. Tang, T. R. Wan, D. A. Gould, T. How, and N. W. John. A stable and real-time nonlinear elastic approach to simulating guidewire and catheter insertions based on cosserat rod. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8) :2211–2218, 2012.
- [VAI<sup>+</sup>09] Emiliano Votta, Alice Arnoldi, Alice Invernizzi, Raffaele Ponzini, Federico Veronesi, Gloria Tamborini, Mauro Pepi, Francesco Alamanni, Alberto Redaelli, and Enrico G. Caiani. Mitral valve patient-specific finite element modeling from 3-D real time echocardiography : a potential new tool for surgical planning. In *CI2BM09 - MICCAI Workshop on Cardiovascular Interventional Imaging and Biophysical Modelling*, page 9 pages, London, United Kingdom, September 2009.
- [vAv06] R. van Loon, P.D. Anderson, and F.N. van de Vosse. A fluid–structure interaction method with solid-rigid contact for heart valve dynamics. *Journal of Computational Physics*, 217(2) :806–823, 2006.

- 
- [VBB08a] Pierre-Frédéric Villard, Wesley Bourne, and Fernando Bello. Modelling Organ Deformation Using Mass-Springs and Tensional Integrity. In *ISBMS*, pages 221–226, London, United Kingdom, 2008.
- [VBB08b] Pierre-Frederic Villard, Wesley Bourne, and Fernando Bello. Real-Time Simulation of Diaphragm Motion Through Muscle and Rib Kinematics. In *Proceedings of the Workshop on 3D Physiological Human (3DPH)*, Zermatt, Switzerland, 2008.
- [VBB09] Pierre-Frédéric Villard, Wesley Bourne, and Fernando Bello. Interactive Simulation of Diaphragm Motion Through Muscle and Rib Kinematics. In Nadia Magnenat-Thalmann, Jian J. Zhang, and David D. Feng, editors, *Recent Advances in the 3D Physiological Human*, pages 91–103. Springer London, October 2009. ISBN-10 : 1848825641/ ISBN-13 : 978-1848825642 / The original publication is available at [www.springerlink.com](http://www.springerlink.com).
- [VBBG11] Pierre-Frédéric Villard, Piers Boshier, Fernando Bello, and Derek Gould. *Virtual Reality Simulation of Liver Biopsy with a Respiratory Component*. InTech, 2011.
- [VBS<sup>+</sup>04] Pierre-Frédéric Villard, Michaël Beuve, Behzad Shariat, Vincent Baudet, and Fabrice Jaillet. Lung Mesh Generation to Simulate Breathing Motion with a Finite Element Method. In Banissi, E., Borner, K., Chen, C., Dastbaz, M., Clapworthy, G., Faiola, A., Izquierdo, E., Moore, C., and Zhang J., editors, *Information Visualisation*, pages 194–199, London, United Kingdom, 2004. IEEE Computer Society.
- [VBS<sup>+</sup>05] Pierre-Frédéric Villard, Michaël Beuve, Behzad Shariat, Vincent Baudet, and Fabrice Jaillet. Simulation of Lung Behaviour with Finite Elements : Influence of Bio-Mechanical Parameters. In G. Clapworthy and C. Moore, editors, *Information Visualisation*, pages 9–14, London, United Kingdom, 2005. IEEE Computer Society.
- [VCV<sup>+</sup>08] Emiliano Votta, Enrico Caiani, Federico Veronesi, Monica Soncini, Franco Maria Montecvecchi, and Alberto Redaelli. Mitral valve finite-element modelling from ultrasound data : a pilot study for a new approach to understand mitral function and clinical scenarios. *Philosophical Transactions of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 366(1879) :3411–3434, 2008.
- [VEK<sup>+</sup>14] Pierre-Frédéric Villard, Pierre Escamilla, Erwan Kerrien, Sébastien Gorges, Yves Troussel, and Marie-Odile Berger. Preliminary Study of Rib Articulated Model based on Dynamic Fluoroscopy Images. In *SPIE Medical Imaging*, page 90361Y, San Diego, United Kingdom, February 2014.
- [VHP<sup>+</sup>18] Pierre-Frédéric Villard, Peter E. Hammer, Douglas P. Perrin, Pedro J. del Nido, and Robert Howe. Fast Image-Based Mitral Valve Simulation from Individualized Geometry. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 14(2) :e1880, 2018.
- [VJGB09] Pierre-Frederic Villard, Mathieu Jacob, Derek Gould, and Fernando Bello. Haptic simulation of the liver with respiratory motion. In *Proceeding of Medicine Meets Virtual Reality 17 (MMVR17)*, volume 142, pages 401–6, Long Beach, California, United States, 2009.

- [VLG<sup>+</sup>08] Pierre-Frederic Villard, Peter Littler, V. Gough, Franck P. Vidal, Chris Hughes, Nigel W. John, Vincent Luboz, Fernando Bello, Yi Song, Richard Holbrey, Andy Bulpitt, Damian Mullan, Nicholas Chalmers, David Kessel, and Derek Gould. Improving the modeling of Medical Imaging data for simulation. In *Proceedings of United Kingdom Radiology Congress (UKRC)*, Birmingham, United Kingdom, 2008.
- [VPVH<sup>+</sup>09] Pierre-Frédéric Villard, Franck P. Vidal, Carrie Hunt, Fernando Bello, Nigel W. John, Sheena Johnson, and Derek A. Gould. Percutaneous Transhepatic Cholangiography Training Simulator with Real-time Breathing Motion. In *Proceeding of the 23rd International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery*, volume 4 (Suppl 1) of *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages S66–S67, Berlin, Germany, 2009. Springer.
- [VV15] Franck P. Vidal and Pierre-Frédéric Villard. Simulated Motion Artefact in Computed Tomography. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*, Chester, United Kingdom, 2015.
- [VV16] Franck Vidal and Pierre-Frédéric Villard. Development and Validation of Real-time Simulation of X-ray Imaging with Respiratory Motion. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 49 :15, April 2016.
- [VVB12] Pierre-Frédéric Villard, Franck Vidal, Fernando Bello, and Nigel W. John. A Method to Compute Respiration Parameters for Patient-based Simulators. In J.D. Westwood et al. (Eds.), editor, *MMVR - Medicine Meets Virtual Reality 19*, Medicine Meets Virtual Reality 19, pages 529–533, Newport Beach (CA), United States, February 2012. IOS Press. Best Poster Award.
- [VVG<sup>+</sup>10] Franck P. Vidal, Pierre-Frédéric Villard, Manuel Garnier, Nicolas Freud, Jean Michel Létang, Nigel W. John, and Fernando Bello. Joint Simulation of Transmission X-ray Imaging on GPU and Patient's Respiration on CPU. In *American Association of Physicists in Medicine Annual Meeting - AAPM 2010*, Philadelphia, United States, July 2010.
- [VVL12] Franck P. Vidal, Pierre-Frédéric Villard, and Evelyne Lutton. Tuning of patient specific deformable models using an adaptive evolutionary optimization strategy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(10) :2942 – 2949, October 2012.
- [VVL13] Franck P. Vidal, Pierre-Frédéric Villard, and Evelyne Lutton. Automatic tuning of respiratory model for patient-based simulation. In *MIBISOC 2013 - International Conference on Medical Imaging using Bio-inspired and Soft Computing*, pages 225–231, Brussels, Belgium, May 2013.
- [VWH24] Pierre-Frederic Villard, Thomas M. Waite, and Robert D. Howe. Cosserat rods for modeling tendon-driven robotic catheter systems, 2024.
- [WAC07] Xunlei Wu, Jérémie Allard, and Stéphane Cotin. Real-time modeling of vascular flow for angiography simulation. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 557–565, 2007.

- 
- [Wai17] Thomas Waite. *Cosserat Model for Robotic Catheter Systems*. senior thesis, Harvard University, 2017. Available at url=<https://dash.harvard.edu/handle/1/38811490>.
- [WAVH<sup>+</sup>12] WIM Willaert, Rajesh Aggarwal, Isabelle Van Herzeele, Maarten Plessers, Nathalie Stroobant, D Nestel, N Cheshire, and Frank Vermassen. Role of patient-specific virtual reality rehearsal in carotid artery stenting. *Journal of British Surgery*, 99(9) :1304–1313, 2012.
- [WS13] Qian Wang and Wei Sun. Finite element modeling of mitral valve dynamic deformation using patient-specific multi-slices computed tomography scans. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(1) :142–153, Jan 2013.
- [WYD17] Oliver Weeger, Sai-Kit Yeung, and Martin L Dunn. Isogeometric collocation methods for cosserat rods and rod structures. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 316 :100–122, 2017.
- [YL08] Bin Yang and Tod A. Laursen. A large deformation mortar formulation of self contact with finite sliding. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 197(6) :756–772, 2008.



## Résumé

Dans ce manuscrit d'habilitation à diriger des recherches, je présente mon travail sur la simulation médicale, en particulier la modélisation des déformations d'organes à partir d'images cliniques. Ces simulations ont diverses applications : compréhension scientifique, aide au diagnostic et planification de traitements. L'évolution des besoins et des technologies m'a conduite à développer des modèles plus physiquement réalistes et mieux adaptés aux données patients.

J'ai commencé mes recherches en modélisation biomécanique, notamment en radiothérapie, avant d'explorer la réalité virtuelle pour la formation médicale, puis la réalité augmentée et le traitement d'images. Mon parcours a été marqué par de nombreuses collaborations, en France et à l'international.

Je détaille dans mon manuscrit trois projets majeurs : la simulation de la valve mitrale, le suivi de cathéters dans les vaisseaux cérébraux et la modélisation du diaphragme. Ces travaux ont pour objectif de proposer des simulations biomécaniques, exploitant des données cliniques pour assurer leur robustesse et leur pertinence médicale. Mon manuscrit illustre ainsi l'évolution de mes recherches et les perspectives qu'elles ouvrent pour la simulation médicale.

**Mots-clés:** Modélisation biomécanique, Réalité virtuelle en médecine, Traitement d'images médicales, Réalité augmentée en médecine

## Abstract

In this habilitation thesis, I present my work on medical simulation, specifically the modeling of organ deformations based on clinical images. These simulations have various applications, including scientific understanding, diagnostic support, and treatment planning. The evolution of needs and technologies has led me to develop more physically realistic models tailored to patient-specific data.

I began my research in biomechanical modeling, particularly in radiotherapy, before exploring virtual reality for medical training, followed by augmented reality and image processing. My career has been shaped by numerous collaborations, both in France and internationally.

In my manuscript, I detail three major projects : mitral valve simulation, catheter tracking in cerebral vessels, and diaphragm modeling. These studies aim to develop biomechanical simulations that leverage clinical data to ensure robustness and medical relevance. My manuscript thus illustrates the evolution of my research and the perspectives it opens for medical simulation.

**Keywords:** Biomechanical Modeling, Virtual Reality in Medicine, Medical Image Processing, and Augmented Reality in Medicine.

