



HAL
open science

Couplage d'une simulation mécanique 3D et de l'imagerie peropératoire 2D pour l'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse

Aymeric Pionteck

► **To cite this version:**

Aymeric Pionteck. Couplage d'une simulation mécanique 3D et de l'imagerie peropératoire 2D pour l'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse. Autre. Université de Lyon, 2020. Français. NNT : 2020LYSEM006 . tel-03461277

HAL Id: tel-03461277

<https://theses.hal.science/tel-03461277>

Submitted on 1 Dec 2021

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.



N° d'ordre NNT: 2020LYSEM006

THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON
opérée au sein de
École des Mines de Saint-Étienne

École Doctorale N° 488
Sciences, Ingénierie, Santé

Spécialité de doctorat: Mécanique et Ingénierie

Soutenue publiquement le 23/01/2019, par:

Aymeric PIONTECK

Couplage d'une simulation mécanique 3D et de l'imagerie peropératoire 2D pour l'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse

Devant le jury composé de:

Bartoli, Adrien	Professeur	Université Clermont-Auvergne, Clermont-Ferrand	Président
Payan, Yohan	Professeur	Université Grenoble-Alpes, La Tronche	Rapporteur
Soulez, Gilles	Professeur	Université de Montréal, Montréal	Rapporteur
Gorges, Sébastien	Docteur	Thales MIS, Moirans	Examineur
Morin, Fanny	Docteur	Thales MIS, Moirans	Examineur
Albertini, Jean-Noël	PU-PH	CHU, Saint-Étienne	Examineur
Pierrat, Baptiste	Docteur	ENSM-SE, Saint-Étienne	Examineur
Avril, Stéphane	Professeur	ENSM-SE, Saint-Étienne	Directeur de thèse

Spécialités doctorales
 SCIENCES ET GENIE DES MATERIAUX
 MECANIQUE ET INGENIERIE
 GENIE DES PROCEDES
 SCIENCES DE LA TERRE
 SCIENCES ET GENIE DE L'ENVIRONNEMENT

Responsables :
 K. Wolski Directeur de recherche
 S. Drapier, professeur
 F. Gruy, Maître de recherche
 B. Guy, Directeur de recherche
 D. Graillot, Directeur de recherche

Spécialités doctorales
 MATHEMATIQUES APPLIQUEES
 INFORMATIQUE
 SCIENCES DES IMAGES ET DES FORMES
 GENIE INDUSTRIEL
 MICROELECTRONIQUE

Responsables
 O. Roustant, Maître-assistant
 O. Boissier, Professeur
 JC. Pinoli, Professeur
 N. Absi, Maître de recherche
 Ph. Lalevé, Professeur

EMSE : Enseignants-chercheurs et chercheurs autorisés à diriger des thèses de doctorat (titulaires d'un doctorat d'État ou d'une HDR)

ABSI	Nabil	MR	Génie industriel	CMP
AUGUSTO	Vincent	CR	Image, Vision, Signal	CIS
AVRIL	Stéphane	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
BADEL	Pierre	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	CIS
BALBO	Flavien	PR2	Informatique	FAYOL
BASSEREAU	Jean-François	PR	Sciences et génie des matériaux	SMS
BATTON-HUBERT	Mireille	PR2	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BEIGBEDER	Michel	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
BLAYAC	Sylvain	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
BOISSIER	Olivier	PR1	Informatique	FAYOL
BONNEFOY	Olivier	PR	Génie des Procédés	SPIN
BORBELY	Andras	MR(DR2)	Sciences et génie des matériaux	SMS
BOUCHER	Xavier	PR2	Génie Industriel	FAYOL
BRODHAG	Christian	DR	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
BRUCHON	Julien	MA(MDC)	Mécanique et ingénierie	SMS
CAMEIRAO	Ana	MA(MDC)	Génie des Procédés	SPIN
CHRISTIEN	Frédéric	PR	Science et génie des matériaux	SMS
DAUZERE-PERES	Stéphane	PR1	Génie Industriel	CMP
DEBAYLE	Johan	MR	Sciences des Images et des Formes	SPIN
DEGEORGE	Jean-Michel	MA(MDC)	Génie industriel	Fayol
DELAFOSSE	David	PR0	Sciences et génie des matériaux	SMS
DELORME	Xavier	MA(MDC)	Génie industriel	FAYOL
DESRAYAUD	Christophe	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
DJENIZIAN	Thierry	PR	Science et génie des matériaux	CMP
BERGER-DOUCE	Sandrine	PR1	Sciences de gestion	FAYOL
DRAPIER	Sylvain	PR1	Mécanique et ingénierie	SMS
DUTERTRE	Jean-Max	MA(MDC)		CMP
EL MRABET	Nadia	MA(MDC)		CMP
FAUCHEU	Jenny	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	SMS
FAVERGEON	Loïc	CR	Génie des Procédés	SPIN
FEILLET	Dominique	PR1	Génie Industriel	CMP
FOREST	Valérie	MA(MDC)	Génie des Procédés	CIS
FRACZKIEWICZ	Anna	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GARCIA	Daniel	MR(DR2)	Sciences de la Terre	SPIN
GAVET	Yann	MA(MDC)	Sciences des Images et des Formes	SPIN
GERINGER	Jean	MA(MDC)	Sciences et génie des matériaux	CIS
GOEURIOT	Dominique	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
GONDRAN	Natacha	MA(MDC)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
GONZALEZ FELIU	Jesus	MA(MDC)	Sciences économiques	FAYOL
GRAILLOT	Didier	DR	Sciences et génie de l'environnement	SPIN
GROSSEAU	Philippe	DR	Génie des Procédés	SPIN
GRUY	Frédéric	PR1	Génie des Procédés	SPIN
HAN	Woo-Suck	MR	Mécanique et ingénierie	SMS
HERRI	Jean Michel	PR1	Génie des Procédés	SPIN
KERMOUCHE	Guillaume	PR2	Mécanique et Ingénierie	SMS
KLOCKER	Helmut	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
LAFOREST	Valérie	MR(DR2)	Sciences et génie de l'environnement	FAYOL
LERICHE	Rodolphe	CR	Mécanique et ingénierie	FAYOL
MALLIARAS	Georges	PR1	Microélectronique	CMP
MOLIMARD	Jérôme	PR2	Mécanique et ingénierie	CIS
MOUTTE	Jacques	CR	Génie des Procédés	SPIN
NAVARRO	Laurent	CR		CIS
NEUBERT	Gilles			FAYOL
NIKOLOVSKI	Jean-Pierre	Ingénieur de recherche	Mécanique et ingénierie	CMP
NORTIER	Patrice	PR1	Génie des Procédés	SPIN
O CONNOR	Rodney Philip	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
PICARD	Gauthier	MA(MDC)	Informatique	FAYOL
PINOLI	Jean Charles	PR0	Sciences des Images et des Formes	SPIN
POURCHEZ	Jérémy	MR	Génie des Procédés	CIS
ROSSY	Agnès	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
ROUSTANT	Olivier	MA(MDC)	Mathématiques appliquées	FAYOL
SANAUR	Sébastien	MA(MDC)	Microélectronique	CMP
SERRIS	Eric	IRD		FAYOL
STOLARZ	Jacques	CR	Sciences et génie des matériaux	SMS
TRIA	Assia	Ingénieur de recherche	Microélectronique	CMP
VALDIVIESO	François	PR2	Sciences et génie des matériaux	SMS
VIRICELLE	Jean Paul	DR	Génie des Procédés	SPIN
WOLSKI	Krzysztof	DR	Sciences et génie des matériaux	SMS
XIE	Xiaolan	PR0	Génie industriel	CIS
YUGMA	Gallian	CR	Génie industriel	CMP

Résumé

Abstract

For a majority of patients requiring abdominal aortic aneurysm (AAA) surgery, endovascular repair (EVAR) has replaced open, highly traumatic surgery. EVAR consists of positioning a stent graft (SG) in the aneurysmal sac to avoid the risk of rupture. However, the number of post-operative complications related to poor positioning of SG still needs to be reduced. Some of the complications are due to difficulties during the procedure. These difficulties would be significantly reduced if the practitioner had access to a three-dimensional visualization of the artery and tools. Thus, to address this issue, a tool for computer assisted surgery has been developed in our work. This allows the geometry of the artery to be updated and the deployment of the device to be digitally simulated. The method is based on the coupling of information from 2D intraoperative imaging with simplified 3D mechanical models. It is divided into two parts: the non-rigid registration of the artery and the fast method for virtual SG deployment. To smoothly integrate into the clinical flow, the approach is based on a single intraoperative image from a mobile C-arm and requires a reasonably short computation time. The performance of the method was tested using clinical data and data simulated with a 3D printed phantom. The accuracy achieved by non-rigid registration and simulation of individual stent deployment is compatible with clinical expectations. In particular, the positioning of the fenestrations is sufficiently precise to correctly assist the catheterization of the secondary arteries in the case of fenestrated SGs. This work opens the way to many promising prospects, and in particular to the implementation of this tool in an industrial and clinical context.

Résumé

Pour une majorité de patients nécessitant une intervention pour un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), la réparation endovasculaire (EVAR) a remplacé la chirurgie ouverte, très traumatisante. L'EVAR consiste à positionner une Endoprothèse (EP) dans le sac anévrisimal pour éviter son risque de rupture. Cependant, le nombre de complications postopératoires, liées à un mauvais positionnement de l'EP, nécessite encore d'être diminué. Une partie des complications provient de difficultés lors de l'intervention. Ces difficultés seraient significativement réduites si le praticien avait accès à une visualisation tridimensionnelle de l'artère et des outils. Ainsi, pour répondre à cette problématique, un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'EP a été développé durant notre travail. Celui-ci permet de mettre-à-jour la géométrie de l'artère puis de simuler numériquement le déploiement du dispositif. La méthode est fondée sur le couplage des informations issues de l'imagerie opératoire 2D avec des modèles mécaniques simplifiés en 3D. Elle est divisée en deux parties : le recalage non-rigide de l'artère et la méthode de simulation rapide du déploiement des EPs. Afin de s'intégrer de manière fluide au flot clinique, l'approche est basée sur une unique

image peropératoire provenant d'un arceau mobile et requiert un temps de calcul suffisamment court. Les performances de la méthode ont été testées à l'aide de données cliniques et de données simulées avec un fantôme imprimé en 3D. La précision atteinte par le recalage non-rigide et par la simulation du déploiement individuel des stents est compatible avec les attentes cliniques. Notamment, le positionnement des fenêtres est suffisamment précis pour assister correctement le cathétérisme des artères secondaires dans le cas d'EPs fenêtrées. Ces travaux ouvrent la voie à de nombreuses perspectives prometteuses, et notamment à l'implémentation de cet outil dans un contexte industriel et clinique.

J'ai appris que la voie du progrès n'était ni rapide ni facile.

Marie Curie

La semplicità è la sofisticazione finale.

Leonardo Da Vinci

Remerciements

Un vieux sage m'a dit un jour : écris ce que tu veux dans les remerciements, c'est la seule partie de la thèse où tu peux t'exprimer librement et sans contraintes (or les habituelles conventions sociales). Calembredaines, embrouillamini et hurluberlu. Voici quelques termes que nous ne trouvons jamais dans les thèses et c'est bien dommage, voilà qui est fait. Je me souviens très bien, il y a déjà quelques mois maintenant, d'avoir laissé cette page blanche en me disant qu'au moment de la noircir, j'aurais défendu ma thèse, et surtout terminé sa rédaction. Il me semblait alors que tout serait plus facile et que cette dernière page serait une formalité, mais, finalement, ce n'est pas si évident. Je tiens à m'excuser d'avance si j'oublie quelqu'un, veuillez pardonner mon petit cerveau fatigué.

Je voudrais commencer par remercier les différents établissements qui ont permis la réussite de cette thèse en m'apportant encadrement, financement et matériel. Rien n'aurait été possible sans Thales MIS (Moirans), qui a financé cette thèse Cifre et qui m'a soutenu jusqu'à la toute fin de ce travail. Merci au Centre Ingénierie Santé (CIS) de l'École des Mines de Saint-Etienne, qui m'a accueilli, et enfin merci au CHU de Saint-Etienne pour m'avoir donné accès à ses installations et données pour réaliser mes tests.

Mais une structure n'est rien sans les personnes qui y travaillent ! Je tiens à remercier Stéphane Avril, mon directeur de thèse, pour m'avoir guidé à travers les écueils de la thèse et permis de finalement atteindre le nouveau monde du post-doctorant. J'ai beaucoup apprécié l'autonomie que tu m'as laissé tout en prenant soin que je ne fasse pas naufrage. J'ai été très heureux de pouvoir bénéficier de ton expérience. Merci également à Sébastien Gorge, alter ego d'un directeur de thèse, mais du côté de Thales. Ton regard différent sur mes travaux m'a permis d'élargir mon point de vue et de mieux comprendre les enjeux de la recherche en entreprise, ce qui est à mon avis l'un des principaux points forts d'une thèse Cifre. Tu as toujours été disponible en cas de besoin, actif et impliqué dans l'avancement du projet, et ce malgré ton emploi du temps de chirurgien ! Car oui, ton calendrier était bien comparable à celui de Jean-Noël Albertini, du service de chirurgie cardio-vasculaire du CHU de Saint-Étienne, dont l'emploi du temps est passablement chargé... Jean-Noël, ton enthousiasme inépuisable était une véritable source de motivation au cours de ces années, et je suis très reconnaissant pour les occasions que tu m'as données d'assister à des chirurgies et d'inaugurer la nouvelle salle hybride! Fanny Morin, bien que tu sois arrivée "en cours de route", tu m'as donné de précieux conseils qui m'ont beaucoup aidé. Bon courage pour reprendre le code! Enfin, Baptiste Pierrat. Nous avons commencé notre nouvelle aventure au CIS à peu de choses près en même temps, toi en tant qu'ingénieur de recherche et moi en tant que doctorant, et je fais partie des premiers thésards que tu as contribué à encadrer. J'espère que tu continueras à soutenir tes futurs doctorants de la même manière, car tes connaissances, ta patience (toujours souriant même après ma cinquième irruption dans ton bureau en une après-midi...) et tes bonnes idées ont chaque jour contribué à faire avancer ces travaux. Merci beaucoup !

Mes remerciements vont également aux rapporteurs de ce manuscrit, Yohan Payan et Gilles Soulez, ainsi qu'à Adrien Bartoli, président du jury lors de ma soutenance. Vos questions et commentaires pertinents m'ont permis de prendre du recul par rapport à ma thèse, et de l'envisager sous un nouveau jour. Vous avez ouvert de nouvelles perspectives, ce qui sera très utile pour la suite.

Je voudrais également remercier toutes les personnes qui m'ont apporté leur aide au cours de ces trois années, au CHU, à l'École ou chez Thales: Guillaume, Iness, Fatima, Nicolas (Curt), Thierry (Louvancourt) et Olivier. Merci à Françoise et Amélie pour leur gentillesse et leur efficacité, qui ont beaucoup facilité ma vie de doctorant. Un petit mot également à tous les permanents du CIS, l'âme du labo, pour avoir partagé pauses cafés, repas pizzas du CIS (ou raclette) et même une soirée de temps en temps... : Raksmei, Lara, Claire, Jérémie, Vincent, Gwendoline, Xiaolan, David (Marchat), Nathalie, Laurent, Donata, Coralie, Miquel, Benjamin et l'inénarrable Woo-Suck. Merci Thierry (Garaix) pour ton érudition aux mots croisés et ta gestion admirable de la potion de productivité, aussi connue sous le nom de café. Pierre (Badel), tu n'étais pas mon encadrant, mais nous nous sommes vus pratiquement aussi souvent ! Jérôme, tes jeux de mots sont... intéressants, mais vas-y doucement avec Bastien s'il-te-plaît.

Il est temps maintenant de passer au cœur vibrant d'un labo, c'est-à-dire ses doctorants et post-doctorants. Respect oblige, commençons par les anciens. Je voudrais commencer par David, dont j'ai suivi les traces au sein du labo. Merci d'avoir supporté toutes mes questions et mes demandes alors que tu étais très occupé par ta start-up. Cette dernière semblait sur le bon chemin à mon départ, continue comme ça ! Tant que nous sommes du côté de Predisurge, je voudrais remercier Joris, Solenne et Maria pour leur amitié et pour leurs précieux conseils, notamment pendant la rédaction finale. Merci à la vieille garde, à savoir Fanette, Baptiste (Charbonnier), Pierre (Chelle) et Boris de nous avoir transmis leur expérience (parfois plus en matière de soirées que de science !). Mention spéciale à ce week-end à Clermont ! Merci également à tous les post-doctorants, pour leurs questions avisées lors des réunions bioméca hebdomadaires, pour leur bonne humeur ou tout simplement leur sympathie : thank you Jayendiran and Brooks, merci Tristan, grazie Daniele, et un remerciement spécial à Solmaz et Jamal pour leur gentillesse.

Un petit mot pour mes chers voisins de bureau. Nico le papa codeur (alors il en est où ce projet de code perso ?), Joseph le fêtard, pur savoyard d'origine contrôlée, Joan le chilien cycliste aventurier tatoué (entre autres) et Claudie, l'élégance perdue au milieu de ces trois mecs. D'une manière générale, je voudrais remercier tous les doctorants du CIS, des plus anciens aux nouveaux tout frais, qui contribuent à créer la bonne ambiance générale de ce centre : Özge, ce Raki était vraiment très bon, Laure, merci pour toutes ces pâtisseries, Cyriac, j'ai l'impression d'entendre encore ton rire résonner dans les couloirs, Zeineb, discrète mais toujours souriante, Jules, je compte sur toi pour continuer de représenter fièrement le CIS à la salle et pour me faire un résumé de la saison du Top 14 quand je rentrerai, Hugo, Oussama, Salma, Mohammed, Asma, Nour, Nilson, Roberto, Danielle et Baptiste (Pillet), attention à tes tendons. Et bien sûr merci à João pour son travail. Tu as été le premier stagiaire que j'ai supervisé directement, et je suis content d'être tombé sur quelqu'un d'aussi sérieux que toi.

Je voudrais ouvrir une section spéciale pour mes voisins de bureau. Nous sommes trois à avoir commencé en même temps dans le même bureau, et traverser les différentes épreuves de la thèse côte à côte, cela crée forcément des liens particuliers. Après un petit rodage, le bureau a trouvé son rythme et ce fut un véritable plaisir de partager nos pauses cafés et d'échanger sur nos travaux au quotidien. Radha, en provenance d'Inde, grand amoureux

des montagnes et amateur de fromage. Maintenant que tu parles parfaitement français, plus besoin de t'écrire en anglais ! Je suis désolé de t'avoir cassé les oreilles avec ma musique, le soir, quand toutes les oreilles délicates étaient parties... Je suis désolé que nous n'ayons pas pu finaliser notre duo à la flûte pour l'interprétation du générique de GoT ! L'aspect international du bureau était parfaitement complété par Mohsen, venu d'Iran. J'espère que mes quelques leçons de français auront été utiles, de même que mon aide pour le décryptage des demandes de l'administration française. . . Malheureusement, je n'ai pas réussi à te convertir au rugby, l'attrait du terrain d'entraînement tout proche est resté à l'avantage du ballon rond. Bastien, tu as rejoint l'équipe un peu plus tard, mais tu t'es tout de suite intégré (les banana cakes y sont probablement pour quelque chose !). J'espère que ce n'était pas trop pénible de débarquer au milieu de tous ces doctorants grincheux et stressés qui commençaient leur troisième année. Continue de porter haut les couleurs du Saint Nec durant tous tes marathons, l'Auvergne compte sur toi ! Et j'espère que mes plantes vont bien !

Romain, (j'ai beaucoup hésité à te classer dans les anciens), le grimpeur fou. J'espère que les nombreuses heures passées dans ton bureau pour discuter physique t'auront été utiles ! Sophie, étant donné que nous avons commencé en même temps, te désigner comme une ancienne, c'est me qualifier moi-même de vieux ! Mais bon, j'imagine que ce n'est pas si loin de la vérité... Merci de nous avoir accueilli à la coloc et à Gourny pour toutes ces soirées ! Je te souhaite bon courage pour la suite. Yoann, tu en es à combien de thèses et d'articles déjà !? Prend le temps de boire un verre de vin à ma santé s'il-te-plaît.

Mikaël, tu es indissociable de cette période intense que fut ma thèse, que ce soit dans ou au dehors du labo. Malgré ton jeune âge (en tout cas plus jeune que le mien), j'ai beaucoup appris grâce à toi, et tu as sans aucun doute contribué à changer certains aspects de ma vie. Je suis désolé de ne pas avoir réussi à te mener jusqu'au physique de tes rêves, mais on s'est quand même bien amusé, au bloc, au Slag, ou à la salle. Merci pour tout !

Je voudrais également remercier de tout mon cœur Cristina. Nous avons soutenu nos thèses avec exactement un an d'écart, et tu m'as donné l'exemple à suivre par ton investissement dans tes recherches. Depuis deux ans tu me soutiens dans et hors du travail, malgré la distance. Tous ceux qui font ou qui ont fait une thèse savent à quel point cette dernière se mêle intimement aux différents aspects de notre vie. C'était donc une expérience très particulière de partager cette période avec toi, et j'ai parfois l'impression d'avoir fait deux thèses.

Pour finir, je voudrais remercier toute ma famille, qui a toujours cru en moi tout au long de mon parcours. Bien que certains nous aient quitté avant la fin, je suis très heureux d'être allé jusqu'au bout et de pouvoir dédier ce travail à tous mes proches, comme remerciement. En particulier, merci à mes parents, qui m'ont toujours soutenu et accompagné jusqu'au bout du bout. Voilà, votre tâche est accomplie, vous ne pouvez pas me pousser plus loin, dans mon domaine il n'y a plus rien après le doctorat. Bon, je vais quand même faire un petit post-doc...

Sommaire

Résumé	iii
Remerciements	vii
Sommaire	xi
Liste des figures	xv
Préface	xxi
Acronymes et abréviations	xxi
Nomenclature	xxii
Introduction	1
1 État de l’art	5
1.1 Abstract	6
1.2 Résumé	6
1.3 Les anévrismes de l’aorte abdominale	7
1.3.1 Description	7
1.3.2 Traitements chirurgicaux	10
1.3.3 Difficultés de la procédure endovasculaire	15
1.4 Imagerie interventionnelle	22
1.4.1 Temps d’acquisition, dimensions et modalités d’imagerie	22
1.4.2 L’imagerie à rayons X	24
1.5 Fusions et recalages sur arceaux mobiles	29
1.5.1 Introduction des méthodes de fusion et de recalage	30
1.5.2 Recalages non-rigides	33
1.5.3 Salle hybride et technologie alternative	36
1.6 Simulations numériques et déploiement d’endoprothèses	41
1.6.1 Gestes médicaux assistés par ordinateur	42
1.6.2 Analyses éléments finis du déploiement d’endoprothèses	43
1.6.3 Méthodes de simulations rapides de déploiement d’endoprothèses	44
1.6.4 Méthodes de reconstruction basées sur l’image	49
1.7 Contexte de la thèse	51
1.7.1 Problématique clinique - Résumé de l’état de l’art	51
1.7.2 Objectifs de la thèse	53

2	Architecture de l’algorithme et intégration dans le flot clinique	55
2.1	Abstract	55
2.2	Résumé	56
2.3	Présentation de la méthode et son intégration au flot clinique	56
2.3.1	Revue de l’algorithme	56
2.3.2	Intégration au flot clinique	59
2.4	Conclusion du chapitre	61
3	Recalage non-rigide de l’artère	63
3.1	Abstract	64
3.2	Résumé	64
3.3	Préambule	64
3.4	Finite-Element based Image Registration for Endovascular Aortic Aneurysm Repair	65
3.4.1	Introduction	65
3.4.2	Methods	67
3.4.3	Results	70
3.4.4	Discussion	70
3.4.5	Conclusion	74
3.5	Appendix A	75
3.5.1	Non-rigid registration (NR)	75
3.5.2	Finite Element Model Resolution	77
3.6	Appendix B	79
3.6.1	Evaluation	79
3.7	Synthèse	81
3.8	Modifications et automatisation du recalage non-rigide	82
3.9	Conclusion	86
4	Simulation de déploiement d’endoprothèse	87
4.1	Abstract	87
4.2	Résumé	88
4.3	Méthodes	89
4.3.1	Acquisition des données	89
4.3.2	Éléments poutres d’Euler-Bernouilli corotationnels	91
4.3.3	Phase 1 (phase initiale)	93
4.3.4	Phase 2 (phase d’affinage)	99
4.4	Preuve de concept	101
4.4.1	Données cliniques	101
4.4.2	Évaluation de la qualité de la simulation du déploiement des EPs	101
4.4.3	Résultats et discussion	102
4.4.4	Fenêtres	104
4.5	Conclusion	105
5	Évaluation de la méthode	107
5.1	Abstract	107
5.2	Résumé	108
5.3	Méthodologie	108
5.3.1	Contexte	108
5.3.2	Sources d’erreurs	109

5.3.3	Données d'étude	110
5.3.4	Évaluation	111
5.4	Résultats	114
5.4.1	Évaluation qualitative	114
5.4.2	Évaluation quantitative	114
5.4.3	Positionnement des fenêtres	122
5.5	Discussion	123
5.5.1	Évaluation qualitative	123
5.5.2	Évaluation quantitative	124
5.5.3	Positionnement des fenêtres	126
5.5.4	Discussion générale	126
5.6	Conclusion	127
	Conclusion et perspectives	129
	Annexe	135
	Bibliographie	159

Liste des figures

1.1	Schémas du système circulatoire du corps humain (a) (www.larousse.fr) et de la transfusion tissulaire (b)(www.schoolmouv.fr).	8
1.2	Schémas de l'aorte (a) (fr.wikipedia.org/wiki/Aorte) et de l'aorte abdominale avec branches collatérales et terminales (b).(www.chirurgievasculaire.info)	8
1.3	Schémas des trois couches principales constituant la paroi artérielle.(www.larousse.fr)	9
1.4	Étapes de la chirurgie ouverte : clampage des artères (a), suture d'une prothèse tubulaire (b) dans le sac anévrisimal, fermeture de la paroi artérielle anévrismale sur la prothèse (c).(www.vascutek.org)	11
1.5	Étapes de la chirurgie vasculaire: abord fémoral et insertion du pose-stent (a), largage du corps principal et insertion du guide contro-latéral (b), déploiement du corps principal et largage du jambage contro-latéral (c), déploiement du jambage contro-latéral.(www.focusvasculair.nl)	12
1.6	Différents designs d'EPs. De gauche à droite : Zenith, Nellix, Ovation, Anaconda. Images adaptées des sites officiels des fabricants.	14
1.7	Exemples d'EPs fenêtrée (a) et branchée (b).(www.cookmedical.com)	15
1.8	Comparaison du taux de survie (a) du taux de patients survivants sans complications (b) et du taux de patients survivants sans ré-interventions (c). Adapté de [Inv10]	16
1.9	Exemple de visualisation d'un logiciel de planification préopératoire. (www.terarecon.com)	17
1.10	Endoprothèse déployée symétriquement dans un collet proximal droit (a). Exemple d'endoprothèse positionnée asymétriquement dans un collet proximal angulé (b).[VMV10]	18
1.11	Agrandissement de l'illustration . L'EP est placée de façon asymétrique par rapport au collet proximal. La mise en place asymétrique d'endoprothèses peut avoir de graves conséquences. [VMV10]	19
1.12	Schémas illustrant les conséquences de la pose asymétrique de l'EP. [VMV10]	20
1.13	Schémas illustrant les cinq types d'endofuites possibles après une EVAR.[BR19]	21
1.14	Modèle géométrique d'une caméra: l'objet se situe entre le point focal et le plan image. L'image est vue par l'observateur depuis l'arrière du détecteur	25
1.15	Exemple de DSA d'un AAA [Ast+05] (a) et image d'EP en cours de déploiement	28
1.16	Exemple de fusion d'une image peropératoire avec le volume préopératoire (bleu). Image extraite de [Fuk+13]	29
1.17	Configuration géométrique des méthodes de recalage 3D/2D en fonction de la nature du recalage et de la stratégie de correspondance dimensionnelle [Mar+12].	32

1.18	Exemple de fusion d'une image peropératoire avec le volume préopératoire (rouge) dans le cas de grandes déformations induites par les outils. De larges erreurs dans la fusion peuvent être observées, notamment dans les zones fortement courbées. Image extraite de [Bre+18a]	33
1.19	Comparaison des résultats de la simulation. Géométrie préopératoire non déformée (surlignée en rouge) superposée à la fluoroscopie peropératoire (a) et fusion du résultat de la simulation (surlignée en rouge) avec la fluoroscopie peropératoire. Adapté de [Moh+18].	34
1.20	L'image peropératoire montre une superposition d'un volume préopératoire et d'une image DSA avec le dispositif reconstruit (a). Les rayons sont projetés entre le maillage de la CL et le dispositif. Si un rayon frappe le maillage, le point d'impact est désigné comme un point de contrôle, qui sera déplacé vers les points du dispositif. Adapté de [Tot+15].	35
1.21	Illustration 2D de l'effet du terme de différence et du terme de régularisation de la longueur sur les déplacements de la CL. Le terme de différence D mesure la distance sur l'image I_p . La préservation de la longueur pénalise le changement de longueur du graphe 3D G . Extrait de [GZN09].	37
1.22	Exemple d'arceau mobile.	38
1.23	Fluoroscopie peropératoire avec incrustation de fusion montrant le contour aortique (lignes rouges), l'ostium rénale, l'ostium de l'artère hypogastrique (anneaux bleus), et la zone de déploiement proximale (anneau jaune). Image extraite de [Sch+16]	39
1.24	Étapes du processus de road map 3D. Les étapes 1 et 2 hors ligne concernent la segmentation de l'AAA (1) et la création de la planification interventionnelle (2). Les étapes en ligne 3 à 6 sont l'acquisition CT-scan (3), le recalage rigide avec le CT-scan et la fusion avec le système d'angiographie (4), la superposition des maillages de la lumière de l'aorte et du thrombus sur l'image fluoroscopique (5), et l'outil de correction sur DSA (6). Extrait de [Kau+15]	40
1.25	Angiographie pour confirmer l'origine de l'artère rénale. L'ostium rénal est recalé avec précision, bien que l'aorte abdominale s'écarte du côté droit en raison de l'insertion du lanceur de l'endoprothèse. Image extraite de [Fuk+13]	41
1.26	Illustration de la représentation multi-modèle de SOFA. Le modèle comportemental contrôle et met à jour les autres modèles par mapping. Image extraite de [Ben+07]	43
1.27	Exemple de gainage des deux premiers stents d'une EP. La membrane n'est pas représentée. Image extraite de [De +13]	44
1.28	Transformations de la gaine tubulaire jusqu'à obtention du déploiement de l'EP dans la géométrie artérielle pré-opératoire. Adapté de [Per15b]	45
1.29	Résultats des simulations (a) et comparaison qualitative entre la géométrie simulée (rouge) et la géométrie réelle (blanche) pour trois cas cliniques. Adapté de [Per15b]	46
1.30	Largage virtuel et <i>in-vitro</i> (avant et après largage). Superposition du stent virtuel sur les résultats <i>in-vitro</i> . Image extraite de [Lar+10]	47
1.31	Configurations finales après déploiement dans une géométrie de patient. Configuration obtenue par éléments finis (a), configuration obtenue par FM (b) et superposition en rouge de la configuration FM sur éléments finis (c). Adapté de [Spr+15]	48

1.32	Extrait de la détection et du résultat du tracking pour l'EP complètement déployée. Adapté de [Vol+15]	50
1.33	Expérience avec données réelles: résultats de la détection (blancs) superposés aux images interventionnelles acquises de vues différentes (a,b), reconstructions 3D des deux EPs (vert, rouge) (c), après mise à l'échelle (d). Image extraite de [Dem+11]	51
2.1	Exemple de segmentation du volume préopératoire à partir du CT-scan . . .	57
2.2	Exemple de DSA peropératoire	57
2.3	Exemple de modèle 3D d'une EP (a) et image peropératoire avec déploiement partiel d'EP	58
2.4	Schéma de l'algorithme global de la méthode développée pendant la thèse. Les données d'entrée et de sortie ainsi que l'enchaînement des principales étapes sont représentées	60
3.1	C-Arm configuration: patient reference frame and projected image reference frame	67
3.2	Detailed description of the different steps of our methodology	68
3.3	Box plots comparing global registration precisions of NR and R2D 2D/2D registration methods and R3D 3D/3D registration methods as gold standard	71
3.4	Comparison of the performance of NR and R2D 2D/3D registration methods and R3D 3D/3D registration method as gold standard, with the mean and std precision error for each ostium.	71
3.5	Visual comparison of non-rigid registration. Targets in blue, NR aorta in yellow, front and side views for each patient	72
3.6	Visual comparison of non-rigid registration. Targets in blue, NR aorta in yellow, front and side views for each patient; a. before registration; b. after registration	74
3.7	Landmarks on CT-scan 1: S_s^1 and CT-scan 2: S_s^2	81
3.8	Superposition de la projection de l'aorte préopératoire sur la DSA cible. La zone d'intérêt est encadrée et les images ont été binarisées.	83
3.9	Établissement des points de correspondance anatomique sur les contours de l'artère préopératoire (gauche) et de la DSA cible (droite).	84
3.10	Illustration de la méthode d'appariement. Etablissement de la correspondance (a). Filtrage par distance des correspondances multiples (b).	84
3.11	Squelettes de la projection de la géométrie préopératoire (à gauche) et postopératoire (à droite)	84
3.12	Superposition de l'image binaire préopératoire sur l'image binaire simulée à partir du scanner postopératoire.	85
3.13	Superposition de la CL préopératoire (en rouge) recalée sur la géométrie cible (en bleu).	86
4.1	Schéma de l'algorithme global de la FMVSD	89
4.2	Schéma du preprocessing pour le calcul automatique des caractéristiques de l'image. Schéma issu de [Dem+11]	90
4.3	Visualisation d'une procédure d'extraction automatique des éléments caractéristiques. De gauche à droite : Image I ; silhouette du cathéter C ; région du stent S ; lignes fines Iwires ; image caractéristique If Images adaptées de [Dem+11]	90

4.4	Exemple d'application sur une image d'un stent test déployé au sein d'un fantôme d'EP imprimé en 3D	91
4.5	Représentation schématique du concept corotationnel. Issue de [Tas16] . . .	93
4.6	Schéma de l'algorithme de positionnement global de l'EP	94
4.7	Lignes de rétroprojection des barycentres 2D, selon la configuration de l'arc- ceau mobile, et incertitude le long de l'axe x résultante de la géométrie de projection et de la discréetisation en pixels du détecteur plat	95
4.8	Erreur dans le positionnement du barycentre due à une déformation de la ligne centrale : ligne centrale normale (a), ligne centrale déformée dans un sac anévrysmal (b), résultat : positionnement peu réaliste du stent (bleu) au niveau du sac et positionnement correct (vert) (c), positionnement attendu (d)	96
4.9	A partir de la géométrie simplifiée de l'EP (a), les barycentres 3 sont extraits (b), puis reliés par des éléments poutres (c)	97
4.10	Schéma de reconstruction géométrique du stent, avec $O'(x',y',z')$ le repère local et $O(x,y,z)$ le repère global, modèle initial (a) et après reconstruction géométrique (b)	98
4.11	Schéma d'extraction de la boîte de déploiement par intersection entre le volume de l'aorte et le PdR	100
4.12	Organigramme du schéma de validation	102
4.13	Exemple de réduction luminale au niveau de la plicature de l'EP. Image adaptée de [Dem12]	103
4.14	Carte de distance représentant la distance entre les barycentres de la cible et de l'EP reconstruite de la Phase 1 (a) et de la phase 2 (b), la distance RMS entre les nuages de points de la cible et les stents reconstruits des Phases 1 (c) et 2 (d), la superposition des sections transversales entre les stents cibles et reconstruits des Phases 1 (e) et 2 (f). Chaque carré représente un stent. .	104
4.15	Comparaison des positions des fenêtres. En rouge, les cibles, en bleu les fenêtres reconstruites après la Phase 1, en vert après la Phase 2. Fenêtres rénale droite (a), mésentérique (b) et rénale gauche (c)	105
5.1	Fantôme d'AAA imprimé en 3D	112
5.2	Volumes préopératoires (a), modèles des EPs utilisées durant les EVARs (b) et représentation schématique des EPs (c) pour les trois cas cliniques . . .	113
5.3	Résultats des simulations: Cas 1 (a), Cas 2 (b) et Cas 3 (c). L'EP simulée est représentée dans la géométrie cible	114
5.4	Résultats des simulations sur le positionnement des fenêtres par rapport aux ostia cibles: vue frontale (a) et vue du dessus (b)	115
5.5	Comparaison de la simulation de l'EP (en vert) avec l'EP	116
5.6	Carte de distance représentant les résultats obtenus avec les données du fantôme imprimé en 3D (étude I): distance D_B entre les barycentres de la cible et de l'EP reconstruite, distance D_M entre les nuages de points de la cible et les stents reconstruits, superposition des sections transversales CSAS entre les stents cibles et reconstruits. Chaque carré représente un stent.	117
5.7	Carte de distance représentant la distance D_B pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III). Les stents blancs sont les stents des jambages superposés aux stents du corps principal, non inclus dans l'étude	118

5.8	Carte de distance représentant la distance D_M pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III).	119
5.9	Carte de distance représentant la superposition $CSAS$ pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III). . .	120
5.10	Comparaison des positions des fenêtres en vue frontale. En rouge, les cibles, en vert les fenêtres reconstruites, étude II (A) et étude III (B). Fenêtres rénale droite (a), mésentérique (b) et rénale gauche (c)	122
5.11	Comparaison des positions des fenêtres, vue du dessus. Le cercle en pointillé symbolise le stent. En rouge, les cibles, en vert les fenêtres reconstruites, étude II (a) et étude III (b).	123
5.12	Exemple de rendu pour une fusion entre les résultats de la méthode (géométrie mise à jour et endoprothèse simulée) et l'image peropératoire. Image initiale (a), fusion (b)	130

Préface

Les notations suivantes seront utilisées dans le manuscrit :

Abbreviations

AAA Anévrysme de l’Aorte Abdominale

ARAP As-Rigid-As-Possible

CAMI Computer Assisted Medical Intervention

CAS Computer Assisted Surgery

CL Centerline

CT-scan tomodensitométrie

DEM Discrete Elements Method

DSA Digital Substracted Angiography

EP Endoprothèse

EVAR Endovascular Aneurysm Repair

FEM Finite Element Model

FEVAR Fenestrated Endovascular Aneurysm Repair

FM Fast Model

FMVSD Fast Method of Virtual Stent graft Deployment

FVS Fast Virtual Stenting

ICP Iterative Closest Point

MFC Multi-Freedom Constraint

OSR Open Surgery Repair

PdR Polyèdre de Rétroprojection

RBF Radial Basis Function

RNR Recalage Non-Rigide

SE Source d’Erreur

SMC SMOOTH-Contact

SOFA Simulation Open Framework Architecture

TPS Thin-Plate Splines

VMTK Vascular Modeling Toolkit

Nomenclature

f_i ième composant d'une force sur le volume

P matrice de projection

S_T portion de la surface du corps sur laquelle les forces de traction sont appliquées

T_i ième composant des tractions de surface

U ensemble des déplacements

u, v coordonnées 2D des points caractéristiques extraits de l'image intraopératoire

u_i ième composant de déformation

V volume du corps élastique

w fonction de densité d'énergie de déformation

X_0 coordonnées initiales 3D du point caractéristique extrait du CT scan pré-opératoire

$\pi(U)$ énergie potentielle

Introduction

Les maladies cardiovasculaires sont l'une des premières causes de décès dans les pays industrialisés. Parmi elles, les anévrismes de l'aorte abdominales, souvent asymptomatiques, résultent de la dégradation de l'élastine des parois artérielles et de son remplacement par du collagène. Leur prévalence est d'environ 5% à 7% chez les personnes âgées de plus de 60 ans. Les complications liées au développement et à la croissance d'un anévrisme sont la rupture et la dissection, mortelles dans la plupart des cas. Un anévrisme atteignant une taille trop importante ou une vitesse de croissance élevée doit donc être opéré et exclu de la circulation sanguine. Il existe deux possibilités pour le chirurgien pour traiter cette maladie. La première, classique, est la chirurgie ouverte au cours de laquelle l'abdomen du patient est ouvert et une prothèse vasculaire directement suturée à l'artère. Une prothèse vasculaire est un dispositif semblable à un tube étanche dont l'objectif est de rediriger le flux sanguin de manière à ce qu'il n'applique plus de pression sur les parois du sac anévrismal afin d'éviter la rupture. La chirurgie ouverte est très lourde et traumatisante pour les patients. Une solution alternative a donc été développée. Au cours de cette chirurgie endovasculaire, aussi nommée minimalement invasive, le chirurgien utilise les voies naturelles du patient, par exemple l'artère fémorale, pour remonter l'endoprothèse jusqu'au site de l'anévrisme. Il procède alors au déploiement de l'endoprothèse jusqu'alors gainée, comprimée, dans un lanceur rigide.

La réparation endovasculaire de l'anévrisme de l'aorte abdominale, aussi nommé EVAR, présente beaucoup moins de risques opératoires. Cependant, le nombre de complications postopératoires est plus élevé [Nor+10; Wal+10; Pri+04; Gre04]. En effet, la chirurgie endovasculaire présente de nombreuses difficultés liées au manque d'informations visuelles. Le support d'imagerie habituellement employé est la radiographie aux rayons X, qui est le seul moyen de visualiser ce qu'il se passe à l'intérieur du patient durant la chirurgie. Le rayonnement X est en lui-même néfaste pour le patient. De plus, les tissus mous, comme l'artère, sont presque invisibles au rayonnement X car leur coefficient d'absorption est très proche des tissus environnants. Un produit de contraste radio-opaque doit donc être injecté pour visualiser l'artère, mais celui-ci est néphrotoxique. Le chirurgien est donc limité par rapport au nombre d'images qu'il peut acquérir durant la chirurgie. Or, en dehors des salles hybrides, performantes mais coûteuses, le praticien n'a accès qu'à des images en deux dimensions pour positionner un dispositif en trois dimensions. Il doit donc multiplier les angles de vues pour positionner au mieux le dispositif, ce qui augmente l'irradiation du patient et le volume de produit de contraste injecté. De plus, le manque d'informations tridimensionnelles en temps réel peut aboutir à un mauvais positionnement du dispositif, menant à des complications postopératoires telles que des occlusions d'artères secondaires, des fuites de sang dans le sac anévrismal (endofuites) ou la formation de thrombus [De+10; Cha+13].

Avoir accès à une visualisation tridimensionnelle pendant l'exécution du geste de l'ar-

tère, des guides et de l'endoprothèse est donc une aide précieuse pour le chirurgien. Concernant la visualisation de l'aorte, des solutions de fusions d'images, qui superposent le volume de l'artère acquis au cours d'un examen préopératoire avec l'image peropératoire, sont déjà utilisées actuellement. Cependant, la plupart ne sont pas capables de représenter les déformations non-rigides subies par l'artère durant l'insertion des outils. Des méthodes de recalage non-rigides ont été proposées, mais nécessitent un temps de calcul trop élevé ou l'utilisation de plusieurs images peropératoires, ce qui perturbe le flot clinique. Concernant la visualisation de l'endoprothèse, plusieurs travaux proposent des solutions qui précalculent le déploiement du dispositif lors de la phase de planification préopératoires. Très précises, ces méthodes ne prennent pas en compte les informations peropératoires, précieuses. D'autres solutions sont basées sur l'utilisation exclusive des images peropératoires et ne reposent sur aucun modèle mécanique, ce qui limite leur précision dans le cas de géométries complexes.

En regard de ces limitations, l'objectif de la thèse est donc de fournir un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse. Celui-ci doit être capable de mettre-à-jour la géométrie de l'artère puis de simuler le déploiement du dispositif. Le défi technique est de parvenir à coupler les informations de l'imagerie peropératoire 2D avec des modèles mécaniques 3D, pour pallier les limitations des approches séparées. La méthodologie doit pouvoir s'intégrer au flot clinique. Elle est donc basée sur une unique image peropératoire provenant d'un arceau mobile et doit requérir un temps de calcul suffisamment court.

Ce projet est réalisé dans le cadre d'une thèse Cifre en collaboration entre :

- la société Thales MIS (Microwave and Imaging Sub-systems), fabricant des détecteurs plats d'arceaux mobiles, fournisseur de solutions logicielles et disposant d'une grande expérience dans l'imagerie aux rayons X ;
- le Centre Ingénierie et Santé de l'École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne, et en particulier le département STBio, spécialiste en simulations numériques et en déploiements d'endoprothèses ;
- le Service de Chirurgie Cardiovasculaire de l'Hôpital de Saint-Étienne qui fournit les données patients et qui partage ses connaissances dans le domaine de la chirurgie endovasculaire.

Ce manuscrit présentant le travail de doctorat est structuré de la façon suivante :

- le chapitre 1 est dédié à la description du contexte clinique, chirurgical, d'imagerie et de simulations numériques sur lequel repose l'étude. Un aperçu de l'état de l'art sur la chirurgie de l'anévrisme de l'aorte abdominale est présenté. Il est suivi par une revue de la littérature concernant les outils actuels de recalages et d'assistance visuelle pour la chirurgie endovasculaire. Puis, les différentes méthodes de simulations numériques du déploiement d'endoprothèses sont détaillées. Enfin, le chapitre se termine par une description des objectifs de la thèse et de ses contraintes ;
- le chapitre 2 décrit l'algorithme global de la méthodologie développée au cours de la thèse. Il présente les différentes étapes qui mènent des images pré-opératoires à l'affichage final de la simulation du déploiement du dispositif. La seconde partie du chapitre reprend une publication décrivant la méthode de recalage non-rigide ;
- le chapitre 3 présente la méthode de simulation rapide de déploiement d'endoprothèse. Après avoir obtenu la géométrie de l'aorte mise à jour grâce au processus décrit dans

le chapitre précédent, le déploiement du dispositif est simulé dans cette géométrie. La méthode est divisée en deux phases, une phase initiale de reconstruction géométrique puis une phase destinée à améliorer la précision des simulations. Elle a été testée sur un patient pour effectuer la preuve de concept.

- le chapitre 4 est dédié à l'évaluation de l'ensemble de la méthode, regroupant les processus décrits dans les chapitres 2 et 3. Plusieurs hypothèses et simplifications ont été faites durant ces étapes, qui sont potentiellement sources d'erreur. A l'aide de différents types de données tests, ces sources d'erreurs sont isolées et leur impact sur le résultat final évalué.
- Enfin, une conclusion générale revient sur les principaux résultats et sur les limitations de la méthode. Elle inclut des perspectives pour améliorer la procédure dans un contexte d'implémentation du travail dans les solutions proposées par Thales MIS.

Chapitre 1

État de l'art

Sommaire du chapitre

1.1	Abstract	6
1.2	Résumé	6
1.3	Les anévrismes de l'aorte abdominale	7
1.3.1	Description	7
1.3.1.1	L'anatomie vasculaire	7
1.3.1.2	Critères interventionnels	9
1.3.2	Traitements chirurgicaux	10
1.3.2.1	La chirurgie ouverte.	10
1.3.2.2	La chirurgie endovasculaire	11
1.3.2.3	Comparaison des deux techniques de chirurgie	15
1.3.3	Difficultés de la procédure endovasculaire	15
1.3.3.1	La planification préopératoire	16
1.3.3.2	Complications peropératoires et ré-interventions	18
1.4	Imagerie interventionnelle	22
1.4.1	Temps d'acquisition, dimensions et modalités d'imagerie	22
1.4.1.1	Temps d'acquisition.	22
1.4.1.2	Dimensions de l'image.	22
1.4.1.3	Modalités d'imagerie	23
1.4.2	L'imagerie à rayons X.	24
1.4.2.1	La géométrie projective	24
1.4.2.2	Formation des images à rayons X	26
1.4.2.3	Angiographie numérique soustraite - DSA	27
1.4.2.4	Fluoroscopies et roadmap 2D	28
1.5	Fusions et recalages sur arceaux mobiles	29
1.5.1	Introduction des méthodes de fusion et de recalage	30
1.5.2	Recalages non-rigides	33
1.5.3	Salle hybride et technologie alternative	36
1.5.3.1	Avantages par rapport à l'arceau mobile.	36

1.5.3.2	Roadmap 3D	39
1.6	Simulations numériques et déploiement d'endoprothèses	41
1.6.1	Gestes médicaux assistés par ordinateur	42
1.6.2	Analyses éléments finis du déploiement d'endoprothèses	43
1.6.3	Méthodes de simulations rapides de déploiement d'endoprothèses	44
1.6.3.1	Géométries simplifiées	45
1.6.3.2	Fast Virtual Stenting (FVS)	47
1.6.3.3	Méthodes alternatives	48
1.6.4	Méthodes de reconstruction basées sur l'image	49
1.6.4.1	Traitements d'image	49
1.6.4.2	Méthodes de reconstruction basées sur l'imagerie peropératoire.	50
1.7	Contexte de la thèse	51
1.7.1	Problématique clinique - Résumé de l'état de l'art	51
1.7.2	Objectifs de la thèse	53

1.1 Abstract

The objective of the thesis is to provide an assistance tool for endovascular surgery of the Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA). Thus, the context of the thesis is studied in this chapter by the anatomical description of the vascular system, the specific pathology of the arterial wall that is the AAA, and then by the treatment methods available for its repair. The work of this thesis is based on the exploitation of data from intraoperative imaging. This is why the multiple imaging and image fusion modalities are then detailed in a second part. Since imaging data should be used to constrain a mechanical model of the stent graft, the third part of this chapter is dedicated to numerical simulations for modeling the deployment of the stent grafts. Finally, the objectives of this thesis, defined according to the context and expectations of the various collaborators involved in this project, are developed.

1.2 Résumé

L'objectif de la thèse est de fournir un outil d'assistance pour la chirurgie endovasculaire de l'AAA. Ainsi, le contexte de la thèse est abordé dans ce chapitre par la description anatomique du système vasculaire, de cette pathologie spécifique de la paroi artérielle qu'est l'AAA, puis par les méthodes de traitement disponibles pour sa réparation. Les travaux de cette thèse reposent sur l'exploitation des données issues de l'imagerie peropératoire. C'est pourquoi les multiples modalités d'imagerie et de fusions d'image sont ensuite détaillées dans une deuxième partie. Les données d'imagerie devant servir à contraindre un modèle mécanique de l'EP, la troisième partie de ce chapitre est dédiée aux simulations numériques destinées à modéliser le déploiement des EPs. Enfin, les objectifs de cette thèse, définis en fonction du contexte et des attentes des différents collaborateurs impliqués dans ce projet, sont développés.

1.3 Les anévrismes de l'aorte abdominale

La méthodologie développée au cours de cette thèse est dédiée à l'assistance au geste chirurgical de pose d'EP. Cette procédure endovasculaire est destinée à la réparation des anévrismes, dans ce cas situés au niveau de l'aorte abdominale. Cette première section est donc dédiée à la description de cette pathologie, des traitements existants et des difficultés qui leur sont liées.

1.3.1 Description

1.3.1.1 L'anatomie vasculaire

Le système vasculaire, aussi appelé système circulatoire, est composé des vaisseaux qui transportent la lymphe et le sang dans le corps. Les vaisseaux lymphatiques transportent le liquide lymphatique (un liquide clair et incolore contenant de l'eau et des cellules sanguines). Le système lymphatique aide à protéger et à maintenir l'environnement fluide du corps en filtrant et en drainant la lymphe de chaque région du corps. Les artères et les veines transportent le sang dans tout l'organisme, apportant de l'oxygène et des nutriments aux tissus de l'organisme tout en emportant les déchets tissulaires. Le système circulatoire est composé de trois types de vaisseaux.

Les artères transportent le sang du cœur vers le corps. Les artères principales se ramifient en artères secondaires au diamètre inférieur, puis en artérioles, qui aboutissent finalement aux capillaires. Les capillaires constituent la transition entre les artérioles et les veinules. La finesse de leur paroi et leur grand nombre forment une surface d'échange importante entre le sang et les tissus, assurant leur nutrition et leur bon fonctionnement : c'est la perfusion tissulaire. Les capillaires se réunissent ensuite en veinules, puis en veines. Enfin, les veines transportent le sang du corps vers le cœur.

Le système circulatoire est divisé en deux circuits fermés, connectés par le cœur. La circulation générale, dont l'aorte est l'artère principale, distribue le sang oxygéné à l'ensemble des tissus, excepté les poumons. Les veines assurent au sein de la circulation générale le retour du sang désoxygéné vers le cœur, qui le redirigera vers la circulation pulmonaire. Le circuit pulmonaire transporte via les artères pulmonaires le sang riche en gaz carbonique vers les poumons, où il est oxygéné. Les veines de la circulation pulmonaire terminent le cycle en véhiculant le sang nouvellement oxygéné vers le cœur (Figure 1.1).

L'aorte est le tronc artériel à l'origine de toutes les artères du corps à l'exception de celles du poumon. L'aorte abdominale est la partie terminale de l'aorte descendante, située dans la cavité abdominale. Elle se termine en se divisant entre les deux artères iliaques communes. Ces dernières naissent en regard de la quatrième vertèbre lombaire et se dirigent obliquement en bas et latéralement (Figure 1.2). L'aorte abdominale donne naissance à de multiples branches collatérales. Un ostium est l'orifice qui permet l'accès à la branche collatérale [Kam06].

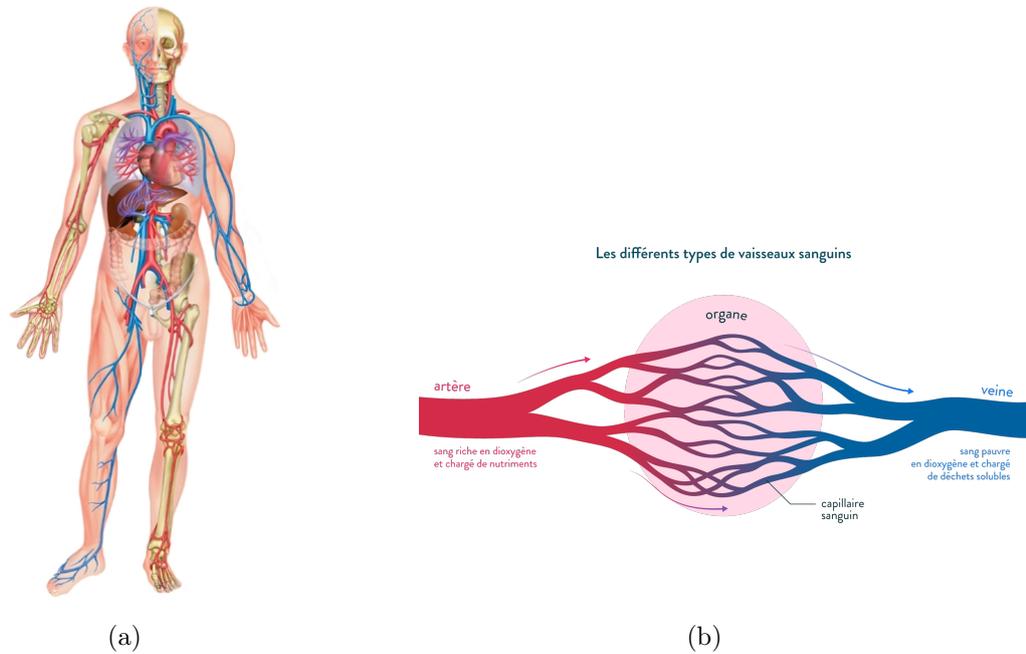


FIGURE 1.1 – Schémas du système circulatoire du corps humain (a) (www.larousse.fr) et de la transfusion tissulaire (b) (www.schoolmouv.fr).

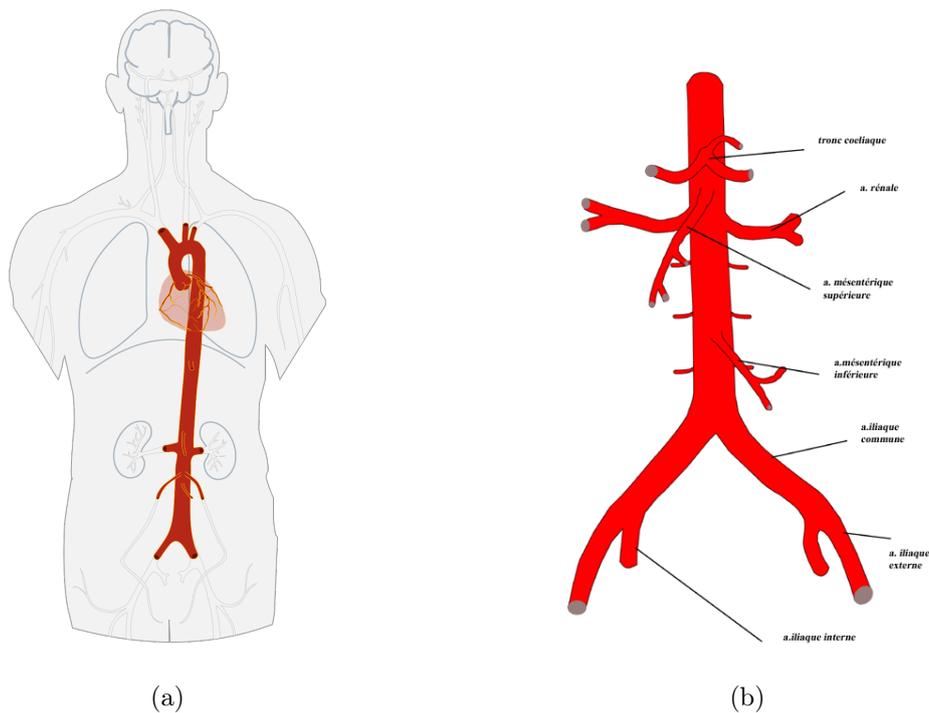


FIGURE 1.2 – Schémas de l'aorte (a) (fr.wikipedia.org/wiki/Aorte) et de l'aorte abdominale avec branches collatérales et terminales (b). (www.chirurgievasculaire.info)

Une artère normale a trois couches : l'intima, la media, et l'adventice (Figure 1.3). Le composant le plus profond de l'intima, tapissant la lumière de l'artère, est une couche continue de cellules endothéliales minces, qui offrent peu de résistance à la pression extérieure mais sont sensibles à la force de cisaillement exercée par la circulation sanguine. La media, qui est responsable de la plus grande partie de la rigidité et de l'élasticité de la paroi artérielle, est composée principalement d'élastine, de cellules musculaires lisses et

de certaines matières fibreuses. Les parois élastiques s'étirent pour s'adapter au volume de sang éjecté du cœur, puis elles se rétractent, agissant comme une pompe auxiliaire. L'adventice est une gaine fibreuse composée majoritairement de collagène. Elle est en grande partie responsable de la rigidité statique et de la résistance de la paroi artérielle [Thu07].

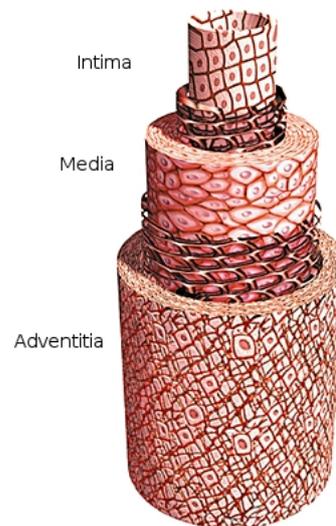


FIGURE 1.3 – Schémas des trois couches principales constituant la paroi artérielle. (www.larousse.fr)

Les caractéristiques mécaniques de la paroi artérielle sont donc principalement induites par l'élastine et le collagène. L'élastine est facilement étirable et peut ainsi doubler sa longueur puis reprendre ses dimensions initiales. Le collagène a des propriétés très différentes. Le collagène fibrillaire a une résistance à la traction plus de 20 fois supérieure à celle de l'élastine et est très difficile à étirer. Un étirement peu prononcé suffit à l'apparition de dégâts structuraux. Le collagène est initialement relâché de telle sorte que, dans un premier temps, la charge exercée sur l'aorte est supportée par l'élastine et, à mesure que la charge augmente, les fibres de collagène se déroulent et sont progressivement recrutées comme éléments porteurs. Cela permet à l'aorte de s'étirer facilement au début puis de devenir de plus en plus rigide quand la charge augmente. Cependant, les caractéristiques mécaniques de la paroi artérielle peuvent se dégrader et conduire à des pathologies graves.

L'une des pathologies fréquentes de la paroi artérielle est l'anévrisme. Il s'agit d'une dilatation anormale de la paroi d'une artère qui entraîne la création d'une poche de sang nommée sac anévrisimal. Il n'y a pas à l'heure actuelle de consensus sur les causes de formation des anévrismes. L'une des conséquences de ces phénomènes bio-mécano-chimiques complexes est la dégradation de l'élastine de la paroi et son remplacement par le collagène. Cette dilatation mène à la fragilisation de la paroi, ce qui peut causer à terme une dissection ou une rupture, provoquant une grave hémorragie interne. Le suivi des patients est donc très important, pour déterminer si une intervention est nécessaire et dans quelles conditions, ce qui est l'objet de la section suivante.

1.3.1.2 Critères interventionnels

Environ 90% des anévrismes de l'aorte sont localisés entre les artères rénales et la bifurcation des iliaques. Ils sont nommés AAAs. Leur prévalence est d'environ 5%-7% parmi les personnes âgées de plus de 60 ans, 75% des AAAs atteignant des personnes âgées de plus de 60 ans [KLF07]. Le ratio homme/femme est de 4/1. Cependant, le taux de mortalité

chez les femmes est plus élevé, en raison de leur âge plus avancé à l'apparition de l'AAA et du risque de rupture plus élevé pour les AAAs de petite taille [BP99]. Les facteurs de risque les plus importants d'AAA sont le sexe masculin, l'âge, les antécédents familiaux et le tabagisme. L'hypertension artérielle est associée à un risque légèrement accru, mais le diabète n'est associé à aucune augmentation [WQ98]. Les AAAs sont souvent asymptomatiques et sont détectés lors de dépistages.

Opérer l'AAA peut être très traumatisant pour le patient, voire mortel, avec une mortalité peropératoire de 4.6% [Saj+08]. Cependant, laisser l'AAA se développer, sans handicap si ce dernier est asymptomatique, c'est prendre le risque d'une rupture ou d'une dissection. Pour le bien du patient, il est donc nécessaire de trouver le meilleur compromis entre opérer ou non l'AAA. Ainsi, une opération doit être planifiée si et seulement si le risque de rupture devient supérieur aux risques de complications peropératoires et postopératoires. Il est donc nécessaire de trouver un critère interventionnel qui permettrait de connaître avec précision le risque de rupture. Cependant, le choix d'un critère à partir duquel il faut opérer un patient est toujours en débat actuellement, les critères couramment utilisés en routine clinique ne permettant pas de connaître avec précision la nécessité d'intervenir sur un AAA.

Malgré le manque de consensus quant au choix des critères de décision, quelques études ont tenté de proposer des lignes directrices pour déterminer au mieux si un AAA doit être opéré ou non. Par exemple, d'après [Bre+03], la décision de réparation doit être individualisée dans chaque cas, l'établissement arbitraire d'un seuil de diamètre unique pour la réparation élective d'AAA applicable à tous les patients n'étant pas approprié. Cependant, des essais randomisés ont montré que le risque de rupture d'AAA petits (<5 cm) est assez faible et qu'une politique de surveillance attentive jusqu'à un diamètre de 5,5 cm est sûre, à moins qu'une expansion rapide (>5 mm/an) ou des symptômes ne se développent. Les symptômes qui sont indicatifs d'un AAA consistent principalement en des douleurs abdominales, en la présence d'une masse abdominale et d'un tressaillement sur cette masse [Est50]. Un diamètre de 5,5 cm semble être un seuil approprié pour une réparation chez un patient "moyen". Pour les femmes, ou pour un AAA avec un risque de rupture supérieur à la moyenne, une réparation élective de 4,5 cm à 5,0 cm est un seuil approprié pour la réparation.

Une fois que l'opération a été décidée, deux choix s'offrent au chirurgien: la réparation chirurgicale ouverte (Open Surgery Repair (OSR)) ou la réparation endovasculaire (Endovascular Aneurysm Repair (EVAR)). Compte tenu de sa durabilité et de son efficacité à long terme incertaines, ainsi que de la charge de suivi accrue, l'EVAR est plus appropriée pour les patients présentant un risque élevé pour une OSR.

1.3.2 Traitements chirurgicaux

1.3.2.1 La chirurgie ouverte

Le principe de l'OSR est d'enlever le sac anévrysmal pour le remplacer par une prothèse, afin d'exclure l'anévrisme de la circulation sanguine et donc supprimer les contraintes pariétales engendrées par la pression sanguine. Pour commencer, une grande incision est pratiquée dans l'abdomen pour visualiser directement l'aorte abdominale et réparer l'anévrisme. Ensuite, le chirurgien doit arrêter le flux sanguin dans l'artère à l'aide de clamps à l'extrémité proximale (aorte sous-rénale) et aux extrémités distales (aortes iliaques), de part et d'autre de l'anévrisme. L'anévrisme est incisé puis vidé du sang, des caillots et d'un éventuel thrombus. Une prothèse est alors insérée et suturée aux tissus sains. La prothèse

a une forme tubulaire, exceptée si elle est raccordée aux artères iliaques. Dans ce cas une prothèse bifurquée est utilisée. Les prothèses peuvent être en Dacron ou en polytétrafluoroéthylène (PTFE). Le sac anévrismal est ensuite enroulé autour de la prothèse pour aider à réduire le saignement et le risque que d'autres structures adhèrent à la réparation. Les clamps sont retirés et le patient est finalement recousu.

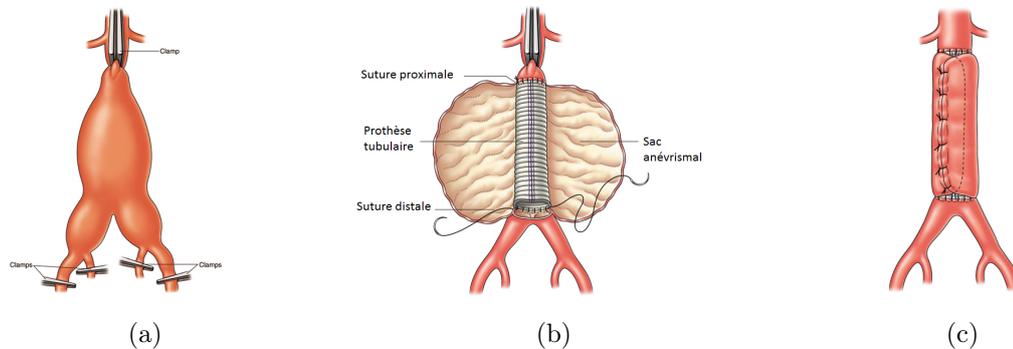


FIGURE 1.4 – Étapes de la chirurgie ouverte : clampage des artères (a), suture d'une prothèse tubulaire (b) dans le sac anévrismal, fermeture de la paroi artérielle anévrismale sur la prothèse (c). (www.vascutek.org)

1.3.2.2 La chirurgie endovasculaire

La réparation endovasculaire mini-invasive est une technologie mise au point dans les années 1990. Au lieu d'une réparation ouverte de l'anévrisme, un traitement peu invasif est effectué à l'intérieur du corps du patient à l'aide de cathéters longs guidés par imagerie à rayons X (fluoroscopie). Pour les anévrismes aortiques, le chirurgien pratique une petite incision dans l'artère fémorale, puis fait passer l'EP dans l'artère fémorale vers le site de l'anévrisme. Après avoir été correctement positionnée dans l'aorte abdominale, l'EP est libérée et retrouve sa forme initiale grâce à des mécanismes auto-déployables ou par le gonflement d'un ballon. Après le déploiement de l'EP, le cathéter de largage est retiré. L'EP déployée forme alors un nouveau vaisseau sanguin excluant la cavité de l'anévrisme. La pression artérielle est supportée par l'EP et la rupture de l'anévrisme est ainsi évitée.

L'ensemble de la procédure endovasculaire est guidée par l'imagerie à rayons X, qui est le seul moyen de visualiser ce qu'il se passe à l'intérieur du patient. Ce moyen d'imagerie limité est source de difficultés, qui sont détaillées dans la partie 1.4. Pour résumer, l'utilisation de rayon X impose l'emploi d'un agent de contraste néphro-toxique pour visualiser les artères. De plus, l'image produite par rayons X est une projection en 2D d'une géométrie en 3D, ce qui supprime une partie de l'information. Il est à noter que les principaux ostia d'intérêts pour une procédure endovasculaire sont ceux de l'artère tronc cœliaque, de l'artère mésentérique supérieure, des artères rénales droite et gauche, des artères iliaques communes droite et gauche. Voici un résumé des étapes principales de la procédure endovasculaire, qui peut beaucoup varier en fonction de l'anatomie des patients et du type d'EP utilisé (Figure 1.5):

- l'accès bilatéral à l'artère fémorale commune s'obtient par une incision ou une ponction de l'artère fémorale. L'introducteur est mis en place pour pouvoir monter un cathéter. Les guides rigides permettent de redresser la tortuosité du vaisseau d'accès et d'améliorer la capacité de suivi des cathéters et des dispositifs introduits.

- le cathéter est un guide qui permet au chirurgien de mettre en place le tube de pose de l'EP, qui est gainée à l'intérieur.

- un cathéter *pigtail* peut être utilisé pour réaliser une aortographie de l'aorte abdominale et des artères iliaques. Après l'angiographie, le collet proximal est évalué. La longueur et le diamètre des collets proximal et distal ont été mesurés lors de la planification préopératoire

- dans le cas d'un anévrisme infrarénal, le corps principal bifurqué de l'EP est largué en premier. Son extrémité proximale est positionnée sous les artères rénales, au niveau du collet proximal de l'AAA

- si nécessaire, un jambage iliaque contro-latéral peut ensuite être introduit par la deuxième aorte fémorale

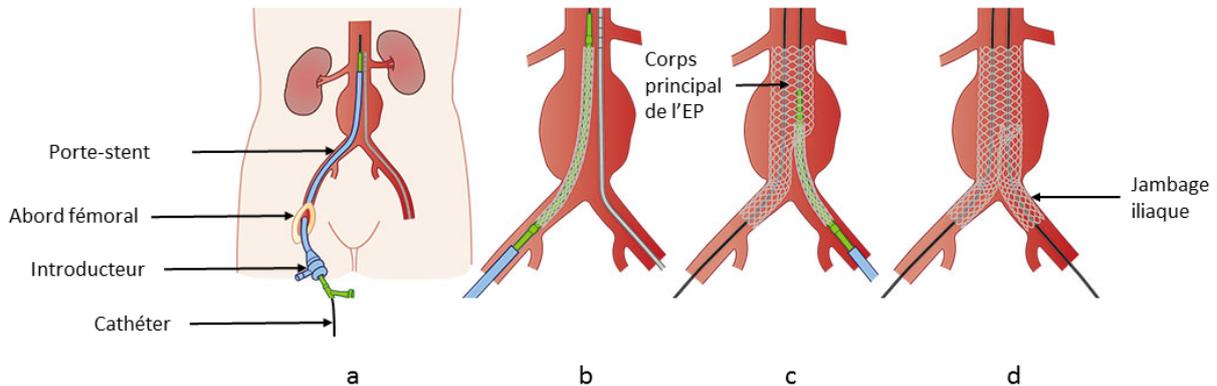


FIGURE 1.5 – Étapes de la chirurgie vasculaire: abord fémoral et insertion du pose-stent (a), largage du corps principal et insertion du guide contro-latéral (b), déploiement du corps principal et largage du jambage contro-latéral (c), déploiement du jambage contro-latéral. (www.focusvasculaire.nl)

Depuis son introduction en 1991, l'EVAR des AAAs est largement adoptée par les médecins et les patients en raison de sa nature peu invasive et de ses faibles mortalité et morbidité peropératoires. La première EP implantée par Juan Parodi en 1991 était faite à la main, et extrêmement rigide. Depuis lors, la technologie des EPs a évolué rapidement et de nouvelles EPs ont été introduites sur le marché, élargissant ainsi l'admissibilité aux EVARs [PPB91] [Ste+16]. L'EP idéale doit s'adapter au col infrarénal pour assurer une étanchéité adéquate et assurer une fixation suffisante pour résister aux forces qui provoquent une migration, une perte d'étanchéité et une repressurisation du sac anévrismal. Son système d'administration doit être flexible, avec un revêtement hydrophile et un diamètre faible pour faciliter la navigation dans les vaisseaux iliaques tortueux et sténotiques [GS17].

Au cours des deux dernières décennies, d'importantes modifications ont été apportées pour faire évoluer l'amélioration mécanique des EPs aortiques et, par conséquent, leur applicabilité pratique et leur performance clinique à long terme [Mou+12]. En tant que tel, il existe différents tissus (polyester tissé et PTFE) et structures métalliques (nitinol, acier inoxydable ou alliage de chrome-cobalt); plus important encore, il existe d'importantes variations dans les modes de scellement et/ou de fixation avec fixations infrarénale et surrénale avec broches, crochets et barbillons.

Modéliser une EP, ce qui est nécessaire pour simuler son déploiement, implique de connaître sa conception, par exemple à partir des plans des fabricants. Or, chaque fabricant propose des dispositifs différents. Une courte revue des principaux fabricants est proposée ici pour donner un aperçu de la diversité des EPs. Le C3 Gore Excluder est un dispositif de troisième génération au design original, doté de cathéters d'introduction

flexibles et d'une fixation infrarénale active avec barbillons. Il s'agit d'un système modulaire bifurqué composé de PTFE. L'Endurant II (Medtronic, Santa Rosa, CA) est un stent modulaire bifurqué composé de stents en nitinol et de stents en polyester. La combinaison de la configuration en forme de M des EPs en nitinol et de l'amélioration de la fixation active surrénale avec des broches d'ancrage assure une meilleure résistance à la migration dans les cols aortiques proximaux courts et angulés. Le Zenith Flex (Cook Medical, Bloomington, USA) est un système modulaire bifurqué composé d'un stent en Z en acier inoxydable suturé sur un tissage de polyester. L'EP proximale contient des barbillons pour la fixation surrénale. L'EP abdominale Treovance (Bolton Medical, Barcelone, Espagne) est une EP trimodulaire en polyester et nitinol avec une prothèse principale bifurquée et deux extensions de jambes. C'est la seule EP à posséder une combinaison de fixation surrénale et infrarénale. L'EP Anaconda One Lok (Vascutek, Royaume-Uni) est un dispositif en trois parties composé d'anneaux en nitinol et de polyester. Sa fixation infrarénale active s'effectue par huit crochets. L'EP aortique Ovation-prime sépare la fixation de l'étanchéité au moyen d'une paire de bagues gonflables souples remplies d'un polymère radio-opaque à faible viscosité. Les joints toriques appariés conformables garantissent un positionnement précis sur la surface du collet, quel que soit le degré de calcification ou la quantité de thrombus. La philosophie du scellement de l'anévrisme endovasculaire (EVAS) a récemment été introduite avec le système Nellix (Endologix, Inc, Irvine, CA, USA) offrant une approche alternative au traitement endovasculaire de l'AAA. Cette endoprothèse se compose de deux pseudo-jambes, chacune entourée d'un endosac rempli de polymère, qui permettent une fixation anatomique dans le sac anévrismal. Quelques exemples d'EPs sont présentés dans la Figure 1.6.

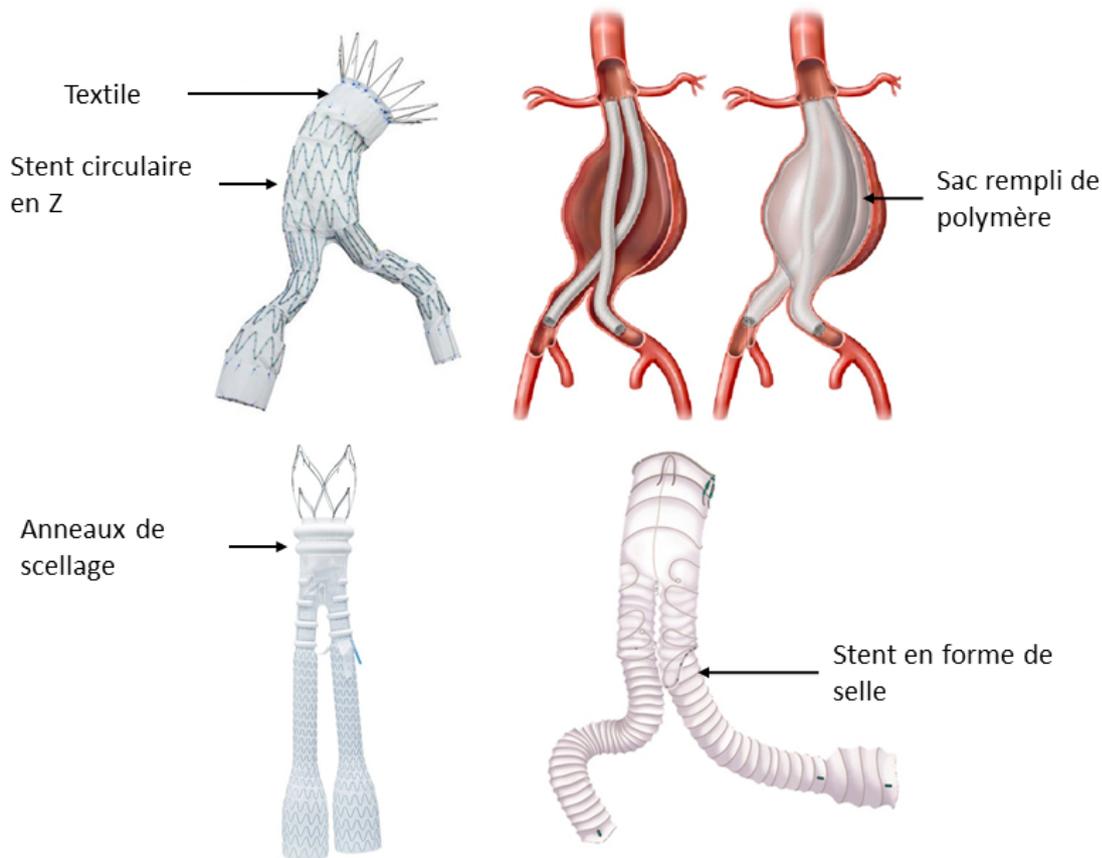


FIGURE 1.6 – Différents designs d'EPs. De gauche à droite : Zenith, Nellix, Ovation, Anaconda. Images adaptées des sites officiels des fabricants.

Pour les anévrismes aortiques complexes, le traitement endovasculaire n'est possible qu'en utilisant des EPs adaptées à leur morphologie et situation anatomique : les EPs fenêtrée ou multibranches. L'utilisation de ces EPs permet d'exclure l'anévrisme et de préserver la circulation des artères viscérales et éventuellement celle des artères iliaques internes. Au cours d'un traitement endovasculaire par EP classique ou fenêtrée/multibranche, l'artère mésentérique inférieure est sacrifiée. Le tronc cœliaque, l'artère mésentérique supérieure et au moins une artère iliaque interne doivent être préservés pour maintenir la vascularisation digestive et pelvienne.

Dans les EPs fenêtrées, des ouvertures (fenêtres ou échancrures) sont pratiquées dans le textile du module principal et doivent être positionnées en face des ostia des artères collatérales dont la vascularisation doit être maintenue, comme montré sur la figure 1.7. Une fois le module principal déployé, des stents non-couverts (sans textile) sont déployés dans les fenêtres et les artères collatérales pour assurer le maintien du positionnement des ouvertures.

Le déploiement de ces stents secondaires requiert une phase de cathétérisme des artères secondaires. Lors de cette étape supplémentaire, le chirurgien glisse un cathéter dans le corps principal de l'EP et essaie de l'introduire dans l'artère secondaire en passant par les ouvertures de l'EP correspondantes. Si ces dernières sont mal alignées avec les ostia des artères secondaires, le chirurgien aura de nombreuses difficultés à atteindre les artères secondaires et devra multiplier les prises d'images pour visualiser la scène. Cette étape critique lors du positionnement d'EPs fenêtrées peut être source d'un allongement conséquent de la durée de l'opération, ainsi que de l'irradiation du patient et du volume de produit de

contraste injecté.

Une autre possibilité est de remplacer les fenêtres du corps principal par des branches. Des stents couverts sont alors déployés pour faire la jonction entre les branches et les artères collatérales. Cette technique, plus flexible en terme de positionnement des branches sur l'EP, nécessite cependant un abord supplémentaire par une artère subclavière pour insérer les stents couverts [Per15a].

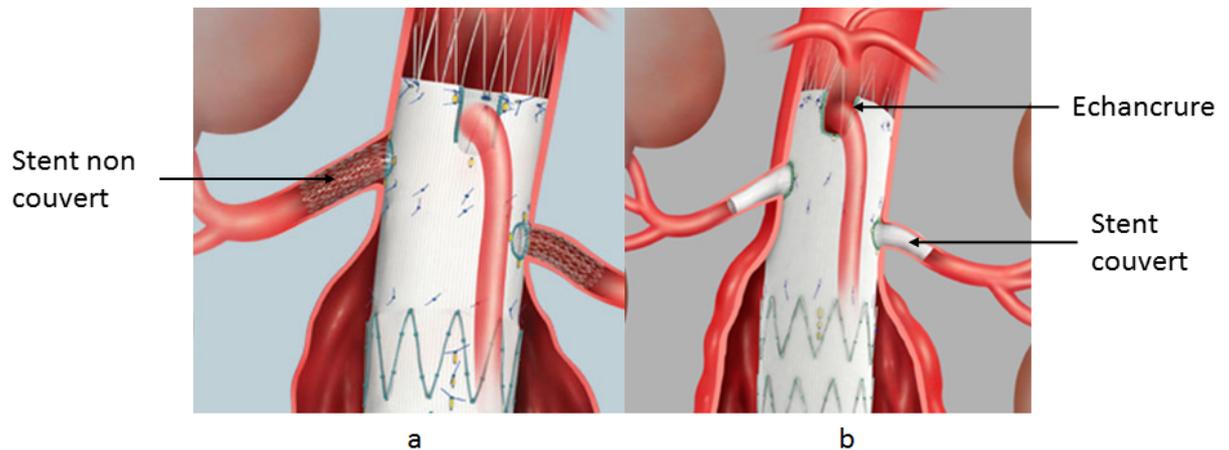


FIGURE 1.7 – Exemples d'EPs fenêtrée (a) et branchée (b).(www.cookmedical.com)

1.3.2.3 Comparaison des deux techniques de chirurgie

La mortalité peropératoire des EVAR est inférieure (1,5 %) à celle des réparations chirurgicales ouvertes (4,6 %)[Saj+08; Gre04; Pri+04; Led+09]. La chirurgie mini-invasive est moins traumatisante que l'OSR. Celle dernière requiert en effet une large incision de l'abdomen, puis un clampage des artères iliaques, ce qui implique une suspension de la circulation sanguine dans les artères majeures durant parfois plusieurs heures. Son emploi est limité pour les personnes dont l'état de santé est faible car les risques peropératoires sont élevés (ischémie ou hypothermie). L'utilisation de la chirurgie mini-invasive peut donc être bénéfique pour ces patients, car elle permet d'éviter les grandes plaies et de limiter la douleur postopératoire. La diminution de la douleur postopératoire signifie que les patients peuvent reprendre une activité physique plus rapidement, ce qui réduit la morbidité due à l'immobilité. De plus, les séjours à l'hôpital sont plus courts et les convalescences plus rapides [Gre04], ce qui rend comparables les deux chirurgies sur le plan économique, malgré le prix élevé des EPs et du suivi postopératoire pour une EVAR [Str+12]. Les complications médicales et les risques d'infection sont également réduits.

Cependant, la mortalité liée à l'anévrisme à long terme est similaire [Mac+09; Inv10; 05; De +10]. De plus, les complications et les ré-interventions sont plus nombreuses dans le cas de l'EVAR (Figure 1.8). Bien que nécessitant moins de temps d'intervention, l'EVAR requiert l'utilisation de produit de contraste et l'exposition du patient à des rayons X.

1.3.3 Difficultés de la procédure endovasculaire

Cette section est dédiée à une description de la procédure endovasculaire, qui sera le sujet des travaux exposés par la suite. Bien que largement employée, l'EVAR présente de nombreuses difficultés qui peuvent diminuer son efficacité et sa performance. Ces facteurs limitant sont l'objets de la plupart des études sur l'EVAR.

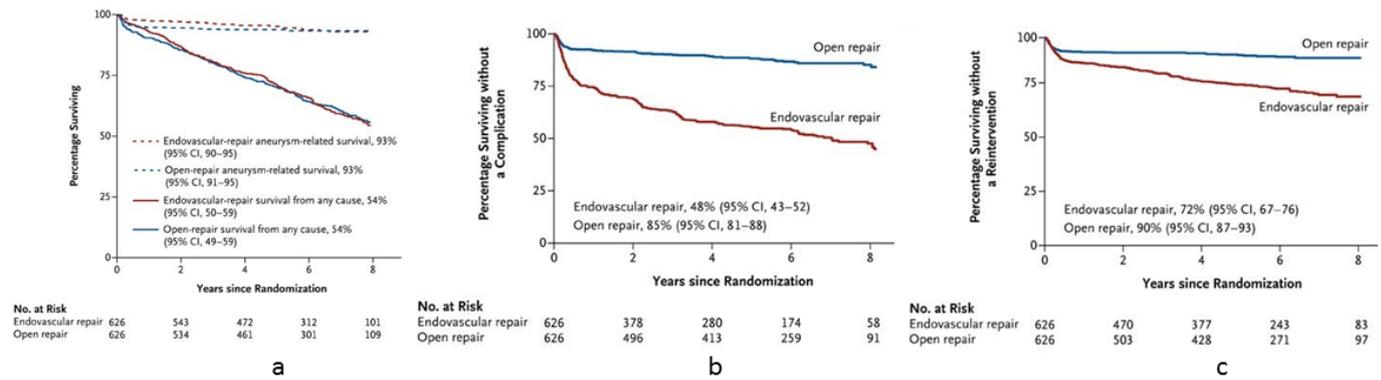


FIGURE 1.8 – Comparaison du taux de survie (a) du taux de patients survivants sans complications (b) et du taux de patients survivants sans ré-interventions (c). Adapté de [Inv10]

1.3.3.1 La planification préopératoire

La clé d'une EVAR réussie est une bonne planification pré-interventionnelle. Tous les anévrismes ne conviennent pas aux EVARs, selon l'anatomie de l'anévrisme et des vaisseaux iliaques. Pour ceux qui sont jugés appropriés, des mesures minutieuses de l'anévrisme permettront de s'assurer que la greffe est de la bonne longueur et du bon diamètre. Ces mesures se font habituellement sur les résultats d'une tomographie assistée par ordinateur (CT-scan) avec injection de produit de contraste dans la zone d'intérêt. Si l'EP est trop courte, l'anévrisme ne sera pas exclu de la circulation ; si elle est trop longue, des vaisseaux secondaires importants peuvent être occlus par inadvertance ; si son diamètre est trop étroit, il n'y aura pas d'étanchéité adéquate contre la paroi aortique ce qui peut entraîner une endofuite. Le CT-scan pré-EVAR doit également évaluer les vaisseaux d'accès pour documenter toute maladie athéroscléreuse ainsi que les diamètres de ces vaisseaux (pour le passage des systèmes de largage des dispositifs).

Toutes ces mesures peuvent être effectuées à l'aide de logiciels spécialisés de planification préopératoire de la chirurgie endovasculaire (Terarecon, Endosize ou eVida Vascular[Mac+16] par exemple). Ces logiciels permettent de manipuler l'ensemble de données du CT-scan afin d'obtenir des mesures précises grâce aux plans de coupe et la manipulation d'une image 3D (Figure 1.9). Ces programmes incluent des outils de mesure géométrique qui permettent de mesurer la longueur d'un segment artériel en utilisant la ligne centrale du vaisseau, un diamètre ou un angle. Cependant, la précision de ces outils reste incertaine, se traduisant par exemple par une variabilité inter-observateur parfois très élevée [Lal+04 ; Die+08]. Le chirurgien décide du type d'intervention à effectuer en fonction de l'anatomie générale du patient et des mesures effectuées.

Dans le cas d'une chirurgie endovasculaire, l'étape suivante consiste à déterminer le modèle et les dimensions de l'EP la mieux adaptée au patient. La plupart des modes d'emploi d'EP recommandent de surdimensionner le corps d'un stent de 10 % à 20 % par rapport au diamètre du collet proximal de l'aorte. Ces recommandations sont basées sur des cols d'anévrisme droits et donc une mise en place symétrique de l'endoprothèse. Dans le cas d'un collet proximal angulé, cependant, la taille de l'endoprothèse doit être déterminée après l'étude de la morphologie du collet et l'estimation de l'angulation périprocédurale. Une EP peut être positionnée asymétriquement dans un collet proximal angulé. Ce déploiement asymétrique peut se produire en raison du positionnement asymétrique du guide dans un collet angulé, qui est causé par les courbures du col et la rigidité du fil et du système de

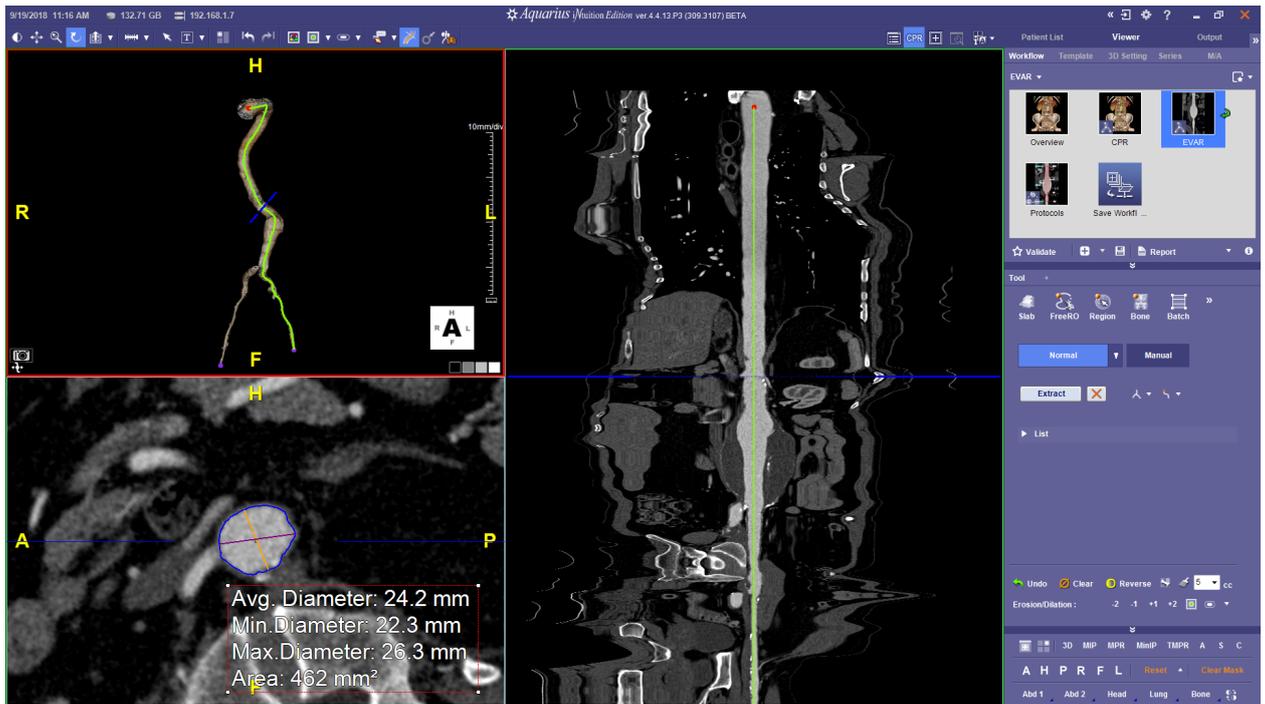


FIGURE 1.9 – Exemple de visualisation d’un logiciel de planification préopératoire. (www.terarecon.com)

largage. Les différences entre le positionnement symétrique et asymétrique sont illustrées sur les Figures 1.10 et 1.11. Cette différence de positionnement modifie l’orientation du plan de déploiement de la prothèse. Or, le diamètre d’un plan qui n’est pas perpendiculaire à l’aorte augmente à mesure qu’il s’incline par rapport au plan perpendiculaire, ce qui influence le degré de surdimensionnement (Figure 1.12).

Une fois la taille de l’endoprothèse déterminée, le site d’accès le plus approprié pour l’endoprothèse principale est déterminé. Celui-ci dépend du diamètre et de la calcification des vaisseaux d’accès et des caractéristiques morphologiques du col de l’AAA. L’angulation des vaisseaux iliaques ne doit cependant pas être oubliée. La tortuosité des vaisseaux iliaques, et en particulier l’angle aorto-iliaque, influence la direction du guide et donc de l’endoprothèse. Enfin, un autre aspect important de la planification préopératoire est la détermination de la position optimale de l’arceau mobile, avec une vue parfaitement perpendiculaire à l’origine de l’artère rénale inférieure. Un arceau mal positionné causera un chevauchement des structures vasculaires. En positionnant de façon optimale l’arceau, l’endoprothèse peut être déployée juste en-dessous de l’artère rénale inférieure, ce qui permet une étanchéité et une fixation maximales de l’endoprothèse dans le col de l’anévrisme.

Au fur et à mesure que la pratique chirurgicale et la conception des dispositifs évoluent, des cas plus complexes sont traités par voie endovasculaire, ce qui nécessite des analyses préchirurgicales de plus en plus complexes et des modèles d’endoprothèses personnalisés. Dans le cas des AAAs, ceux-ci nécessitent parfois l’installation de fenêtres pour les artères subsidiaires, en particulier lorsque l’anévrisme s’étend à proximité de l’espace infrarénal, ce qui empêche la fixation. Ces EPs sont spécifiques aux patients: les fenêtres doivent être positionnées au même endroit sur le corps principal que les ostia des artères collatérales sur l’aorte. Le chirurgien doit réaliser un croquis décrivant l’emplacement des fenêtres et des branches de l’EP avec le plus de précision possible. Ce croquis sera ensuite envoyé au fabricant qui concevra un premier modèle de validation afin de réduire le risque de mau-

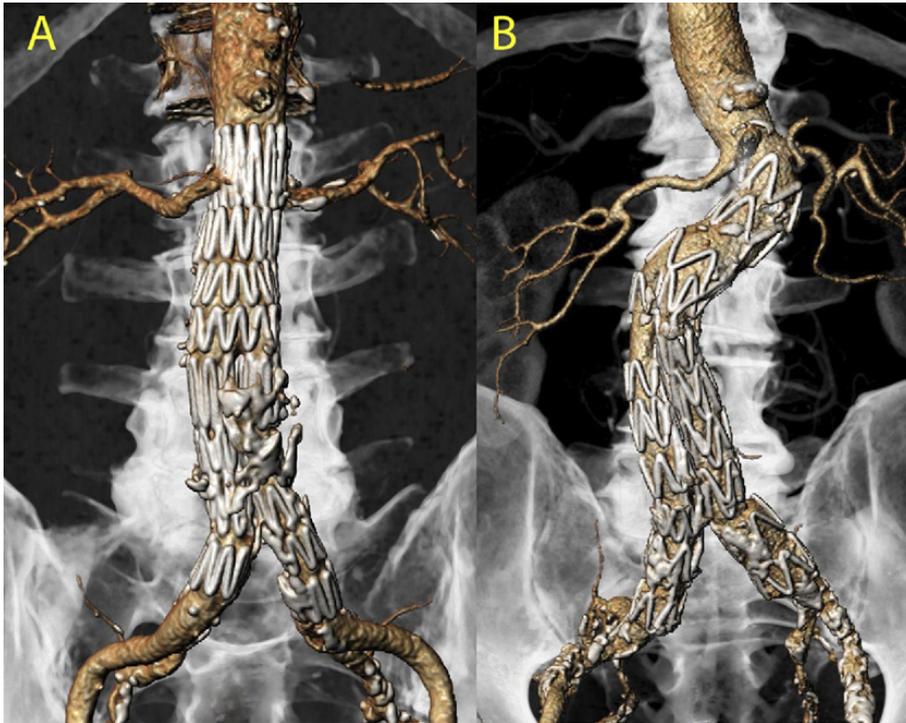


FIGURE 1.10 – Endoprothèse déployée symétriquement dans un collet proximal droit (a). Exemple d'endoprothèse positionnée asymétriquement dans un collet proximal angulé (b).[VMV10]

vais positionnement des fenêtres, qui peut avoir de nombreuses conséquences (endofuites, occlusions...).

Une fois validée, l'EP est fabriquée et déployée au cours d'une intervention. La procédure chirurgicale présente des difficultés liées à l'imagerie peropératoire. Ces techniques d'imagerie seront détaillées dans le chapitre 1.4.

1.3.3.2 Complications peropératoires et ré-interventions

L'EVAR est de plus en plus privilégiée pour les patients atteints d'AAA. Un nombre croissant de complications sont signalées en raison de l'augmentation du nombre d'interventions pratiquées [Sch+08]. De nouvelles données montrent que les complications liées à l'EP sont relativement fréquentes. Le taux de complications a varié entre 16% et 30% et des interventions secondaires ont été nécessaires chez 19% des patients [Nor+10; Wal+10; Pri+04; Gre04].

Les endofuites sont les complications les plus fréquentes [De +10; Cha+13]. Elles ont été désignées sous le nom de "talon d'Achille" de l'EVAR. Les endofuites sont caractérisées par une circulation sanguine persistante à l'intérieur du sac anévrismal à la suite de l'EVAR. Normalement, l'endoprothèse aortique exclut l'anévrisme de la circulation en fournissant un canal pour que le sang n'applique pas de pression sur les parois du sac. Les endofuites sont souvent asymptomatiques, mais comme l'écoulement à l'intérieur du sac anévrismal est sous pression systémique ou quasi systémique, si elles ne sont pas traitées, l'anévrisme peut se dilater et court le risque de rupture. Une telle expansion de l'anévrisme après une EVAR justifie toujours une investigation pour endofuite. Il existe plusieurs causes d'endofuite qui peuvent être classées en cinq catégories [BR19] (Figure 1.13).

Les endofuites de type I surviennent à la suite d'une étanchéité inadéquate à l'endroit



FIGURE 1.11 – Agrandissement de l'illustration . L'EP est placée de façon asymétrique par rapport au collet proximal. La mise en place asymétrique d'endoprothèses peut avoir de graves conséquences. [VMV10]

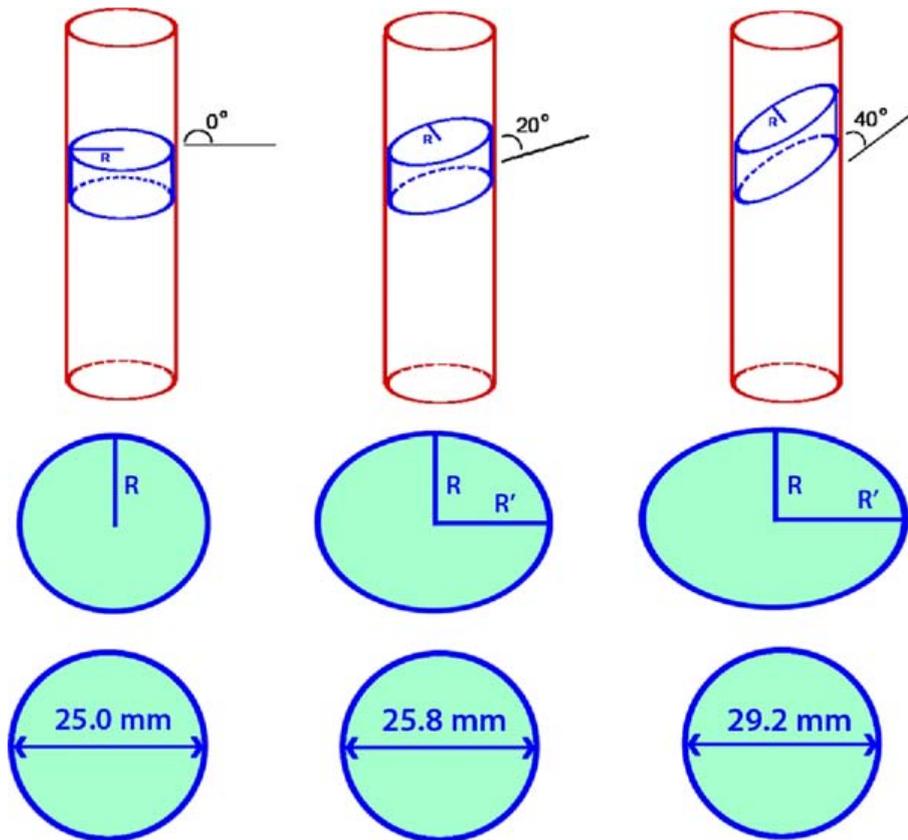


FIGURE 1.12 – Schémas illustrant les conséquences de la pose asymétrique de l'EP. [VMV10]

de fixation de l'EP. Elle peut se produire à l'extrémité proximale, à l'extrémité distale ou là où les composants se chevauchent. Le flux sanguin s'écoule le long de la prothèse dans le sac anévrismal. Elles peuvent survenir si la greffe migre ou si le collet proximal est angulé [Alb+06]. La présence d'une branche collatérale peut influencer l'évolution d'une endofuite de type I [Sou+07]. Les fuites de type I sont toujours considérées comme significatives car elles n'ont pas tendance à se résoudre spontanément.

L'incidence de développement d'une endofuite de type II est d'environ 25% par an [Vei+02]. Elles sont alimentées par une (type IIa) ou plusieurs (type IIb) voies artérielles collatérales, comme les artères lombaires ou l'artère mésentérique inférieure. Comme environ 40% des endofuites de type II se produisent spontanément et ne sont souvent pas associées à une augmentation du volume du sac anévrismal au cours de la première année, elles ne nécessitent pas de traitement rapide et sont surveillées. Par contre, les endofuites de type II survenant après un an nécessitent souvent un traitement puisqu'elles sont associées à un élargissement de l'anévrisme.

L'endofuite de type III est rare et liée à une défaillance structurale du dispositif. La déconnexion entre le corps principal et le jambage contro-latéral est la cause la plus fréquente d'endofuite de type III. Le traitement se fait normalement rapidement par la pose d'une extension. Comme les endofuites de type III peuvent facilement survenir plusieurs années après l'EVAR, la surveillance continue est d'une importance primordiale.

L'endofuite de type IV n'a jamais été observée avec des dispositifs de nouvelle génération. Elle est liée à une porosité transitoire du tissu greffé. L'endofuite de type IV n'a généralement aucune importance clinique et n'est que rarement observée. Ce phénomène est de courte durée car l'étanchéité est améliorée par la thrombose du textile.

L'endofuite de type V, aussi appelée endotension, représente le groupe des anévrismes en croissance sans endofuite identifiable. Les théories de l'endotension comprennent la transmission systémique de la pression dans le sac anévrisimal à travers l'EP, les endofuites de type I-IV présentes mais non détectables, les infections lentes et les différences de pression osmotique entre compartiments. Les endofuites de type V surviennent normalement plus tard après l'EVAR, et une réparation chirurgicale devient nécessaire si la taille de l'anévrisme est importante.

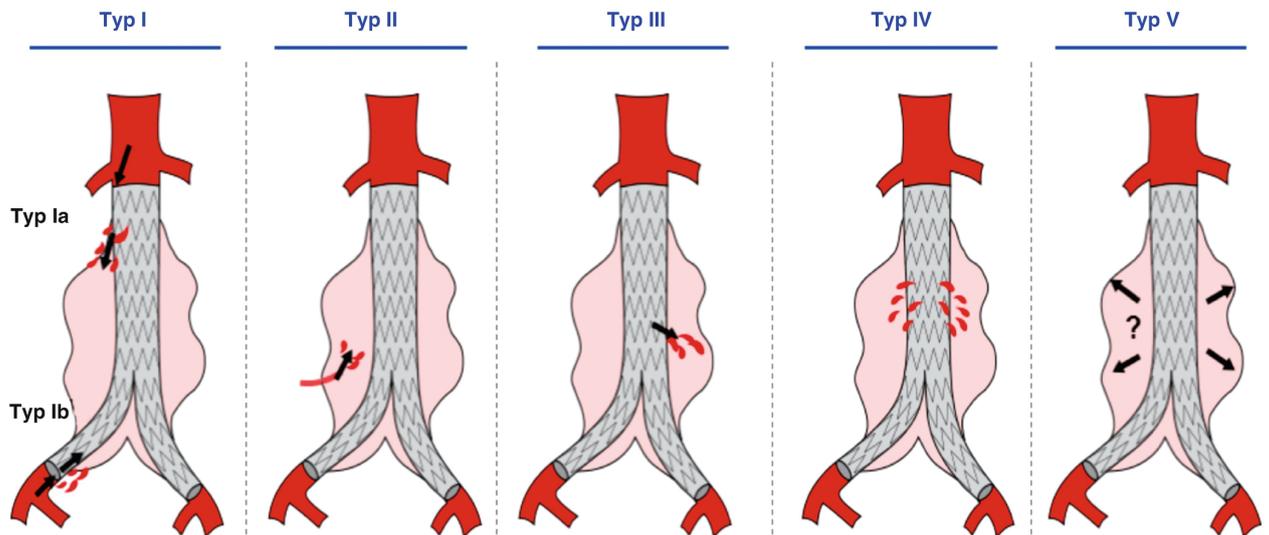


FIGURE 1.13 – Schémas illustrant les cinq types d'endofuites possibles après une EVAR.[BR19]

La thrombose de l'EP est la seconde complication majeure, qui survient le plus souvent au niveau des jambages et peut engendrer une ischémie des membres inférieurs [Car+02; Coc+07]. Les plicatures de l'EP peuvent fortement réduire la section de circulation sanguine et ainsi favoriser l'apparition de thrombose. Ces plicatures se situent la plupart du temps dans les artères tortueuses et rigidifiées par des calcifications [Alb+06]. Parmi les autres complications post-EVAR, mentionnons les complications au site d'accès vasculaire (dissection, formation de pseudo-anévrisme, infection), l'embolie mésentérique ou rénale liée à la migration du thrombose du sac anévrisimal, insuffisance rénale, infection de l'EP et ruptures d'un composant de l'EP. La migration de l'endoprothèse peut se produire plusieurs années après sa pose.

Ainsi, le bénéfice des EVAR est fortement amoindri par les complications peropératoires et les ré-interventions fréquentes qui en résultent (le taux de survie sans ré-intervention après huit ans est de 72% pour les EVARs contre 90% pour les OSRs [Inv10]). Pour améliorer les résultats de cette procédure et la rendre définitivement avantageuse face à la chirurgie ouverte, plusieurs pistes sont ouvertes. La première serait d'améliorer la conception des EPs au niveau de leur fixation proximale, de leur flexibilité et de l'apposition des stents, tel qu'entrepris sur les EPs de seconde génération. La seconde piste serait d'améliorer la planification préopératoire en prédisant les patients à hauts risques de complications grâce à des simulations numériques réalistes [Per15a].

La troisième possibilité est d'assister le chirurgien avec un outil numérique au cours de l'opération. En effet, de nombreuses complications résultent des difficultés liées au positionnement précis de l'EP pendant la procédure, et notamment le manque d'informations tridimensionnelles. C'est sur ce dernier point que les travaux présentés dans ce manuscrit

se sont concentrés.

Les anévrismes sont des pathologies fréquentes de l'aorte abdominale, dont les complications sont très graves, et qui doivent être opérées à partir d'un certain seuil de croissance ou de taille. La chirurgie ouverte est traumatisante pour le patient, mais une alternative existe sous la forme de la procédure endovasculaire qui permet une réparation peu invasive. Cependant, cette technique souffre d'un taux de complications et de ré-interventions plus élevé, pour beaucoup liées à des difficultés de positionnement de l'EP au cours de l'EVAR. En effet, les informations issues de l'imagerie peropératoire conventionnelle sont limitées, notamment par le manque de données tridimensionnelles. L'objectif de la thèse est de développer un outil d'assistance à la chirurgie, capable de fournir au chirurgien des informations en 3D à partir des images 2D peropératoires. Dans la section suivante sont décrits les moyens d'imagerie peropératoire habituellement utilisés, ainsi que leurs avantages et limitations.

1.4 Imagerie interventionnelle

La méthode développée pendant la thèse se base sur les informations extraites des images peropératoires pour mettre-à-jour des modèles mécaniques de l'aorte et de l'EP. Le modèle de l'aorte est extrait de l'imagerie préopératoire. Ainsi, toute la méthode repose sur l'utilisation de données d'imagerie. Les paragraphes suivants décrivent les différents types d'images qui sont communément utilisés dans le cadre d'une EVAR, en terme de temps d'acquisition comme de leur utilisation au cours de la chirurgie.

1.4.1 Temps d'acquisition, dimensions et modalités d'imagerie

1.4.1.1 Temps d'acquisition

Les images utilisées en chirurgie mini-invasive consistent à la fois en des images acquises pendant l'intervention (peropératoires) et des images acquises avant l'intervention (préopératoires). Les images radiographiques et ultrasonores sont couramment utilisées lors des interventions guidées par l'image. L'imagerie préopératoire n'est pas soumise aux mêmes contraintes que les appareils d'imagerie utilisés pendant la chirurgie. En particulier, les méthodes de tomographie 3D peuvent être utilisées avant une intervention à des fins de diagnostic et de planification de l'intervention. Ces images peuvent être utilisées à l'intérieur du bloc opératoire, soit par un processus de reconstruction mentale, où les chirurgiens utilisent leur connaissance de l'anatomie préopératoire du patient pour guider leurs instruments pendant l'intervention, soit par des systèmes d'assistance informatique plus sophistiqués.

1.4.1.2 Dimensions de l'image

Les images utilisées au cours d'une chirurgie peuvent avoir des dimensions différentes, en fonction de leurs modalités d'acquisition. Elles peuvent être en trois dimensions ou en deux dimensions, et être acquises à un moment donné ou évoluer dans le temps.

Volumes 3D Les images tridimensionnelles se présentent généralement sous forme d'un empilement de coupes successives au format DICOM dans lequel il est possible de naviguer, par exemple pour extraire les informations sur la géométrie de l'aorte du patient lors de la planification préopératoire. Le défilement dans les différents plans anatomiques, en utilisant

l'empilement de DICOM, est la plupart du temps exclu du contexte peropérateur. En effet, il nécessite une interaction avec un ordinateur, ce qui perturberait le flot opératoire.

La géométrie volumique de l'arbre artériel peut également être segmentée et extraite sous forme d'un maillage et d'une surface tridimensionnels. La segmentation automatique est en cours de développement, c'est pourquoi la plupart des interventions nécessitent une segmentation manuelle. La segmentation manuelle est un processus trop laborieux pour s'adapter à un flux de travail peropérateur. C'est la raison pour laquelle la plupart des méthodes de rendu de surfaces extraites de données volumétriques exigent que les données aient été acquises avant l'opération. Une fois l'image tridimensionnelle extraite, celle-ci peut être directement affichée au chirurgien au cours de la chirurgie. Les surfaces peuvent également être projetées sur le plan 2D d'une image peropérateur. Ces processus de roadmap et de fusion sont détaillés dans la partie 1.4.2.4.

Images 2D Les images de projection bidimensionnelles projettent l'anatomie entière d'un patient à partir d'une direction d'observation particulière, selon la géométrie du modèle de caméra sténopé. Les faisceaux de rayons X peuvent traverser différentes parties de l'anatomie, ce qui entraîne un chevauchement des structures perpendiculaires au plan de l'image. L'interprétation des images de projection 2D est donc problématique si l'anatomie représentée est complexe dans la direction de projection. Les modalités de l'imagerie 2D sont présentées dans la partie 1.4.2.

1.4.1.3 Modalités d'imagerie

Cette section résume les différentes modalités d'imagerie disponibles dans le cadre de la chirurgie guidée par imagerie. Les principes de bases sont exposés, avant de discuter des avantages et inconvénients de chacun.

Ultrasons L'imagerie par ultrasons (échographie) utilise des ondes sonores à haute fréquence pour visualiser l'intérieur du corps. Lors d'un examen par ultrasons, un transducteur (sonde) est placé directement sur la peau ou dans une ouverture du corps. Les images produites sont observées et interprétées pendant l'examen. Cependant, l'interprétation des images ultrasonores pendant la chirurgie est rendue malaisée par les artefacts de réfraction et de diffusion et par les difficultés d'imagerie derrière les structures osseuses et l'air [Roz98].

IRM Les appareils d'IRM (Imagerie à Résonance Magnétique) produisent des images 3D des corps des patients sans émission de rayonnement ionisant. Leur impact sur la santé du patient est donc faible. Les exigences d'emploi d'une unité IRM constituent des inconvénients majeurs pour leur utilisation durant une chirurgie guidée par imagerie. En effet, la salle d'opération doit être dépourvue d'éléments ferromagnétiques. De plus, la plupart des unités d'IRM sont fermées, ce qui limite les mouvements des chirurgiens et restreint la manipulation des outils.

Tomographie La tomодensitométrie (CT scan) combine une série d'images radiographiques prises sous différents angles autour du corps et utilise un traitement informatique pour créer des images transversales (tranches) des os, des vaisseaux sanguins et des tissus mous du corps. Les images tomодensitométriques fournissent des renseignements plus

détaillés que les radiographies ordinaires. L'empilement des images transversales résulte en une image tridimensionnelle. Cette technologie est basée sur la projection de rayons X et par conséquent est sujette aux mêmes risques liés à l'ionisation, décrite dans la partie 1.4.2. En moyenne, la dose de radiation nécessaire pour cet examen est très supérieure à une simple radiographie, et nécessite l'injection d'un volume élevé de produit de contraste pour cartographier tout l'arbre artériel. Dans les salles de chirurgie classiques, l'utilisation d'un CT scan est limitée car le patient doit être déplacé, ce qui interrompt le flux opératoire et prolonge le temps d'opération. Cependant, dans les salles hybrides plus modernes, cet examen peut être réalisé plus rapidement et plus facilement, comme décrit dans la partie 1.5.3.

L'imagerie à rayons X est la modalité d'imagerie la plus couramment utilisée au cours d'une EVAR. Elle repose sur le principe d'absorption partiel du rayonnement X par les tissus du patient. Elle est l'objet d'une description détaillée dans la partie 1.4.2.

1.4.2 L'imagerie à rayons X

Les données d'imagerie peropératoires sont essentielles au bon déroulement de la procédure chirurgicale. La technologie la plus couramment utilisée jusqu'à maintenant est celle des arceaux mobiles ou C-arm, capables de fournir uniquement des images bidimensionnelles. Depuis quelques années, des salles hybrides équipées d'un système de C-arm perfectionné donnent accès à des reconstructions tridimensionnelles du patient au cours de l'opération. Les deux techniques ont des avantages et des inconvénients, et de nombreux outils d'assistance numérique ont été développés sur ces plates-formes. Malgré leurs différences, ces deux technologies reposent sur le même principe d'imagerie par projection de rayons X. Cette section est dédiée à la description de cette technologie et des images qu'elle peut fournir.

1.4.2.1 La géométrie projective

L'arceau mobile ou C-arm équipe la plupart des salles de chirurgie cardio-vasculaire. Le nom C-arm provient du bras en forme de C utilisé pour relier entre eux la source de rayons X et le détecteur d'image. L'arceau en forme de C permet un mouvement horizontal, vertical et autour des axes de pivotement, ce qui, combiné avec les translations de la table sur laquelle repose le patient, permet de produire des images radiographiques du patient sous presque tous les angles. Un système informatique permet la visualisation, le traitement et la sauvegarde des images. L'imagerie peropératoire est basée sur le principe d'absorption partielle des rayons X. Les rayonnements X sont générés par un tube RX, traversent partiellement la matière et arrivent sur un capteur d'image. Les détecteurs plats remplacent de plus en plus les amplificateurs de brillance sur les systèmes d'arceaux mobiles, dans le cadre d'une migration de la technologie qui n'était auparavant disponible que dans les systèmes de salles fixes. Les avantages de cette technologie incluent une qualité d'image accrue et aucune détérioration de la qualité de l'image dans le temps. De plus, les détecteurs plats ne génèrent pas de distorsion de l'image, contrairement aux anciens amplificateurs. Les systèmes d'arceaux avec détecteurs plats ne comprennent pas de système de lentilles. Pour cette raison, ils sont modélisés comme une caméra à sténopé sans distorsion. Ce modèle simple permet de résumer dans une matrice de taille 3x4 l'orientation, le positionnement et les caractéristiques internes de l'arceau lors de la génération des images. La matrice de projection permet de déduire des informations bidimensionnelles à partir d'informations tridimensionnelles ou, inversement, des informations tridimensionnelles à partir de coor-

données d'image, par exemple sous forme de lignes de rétro-projections associés aux points bidimensionnels [Gor07].

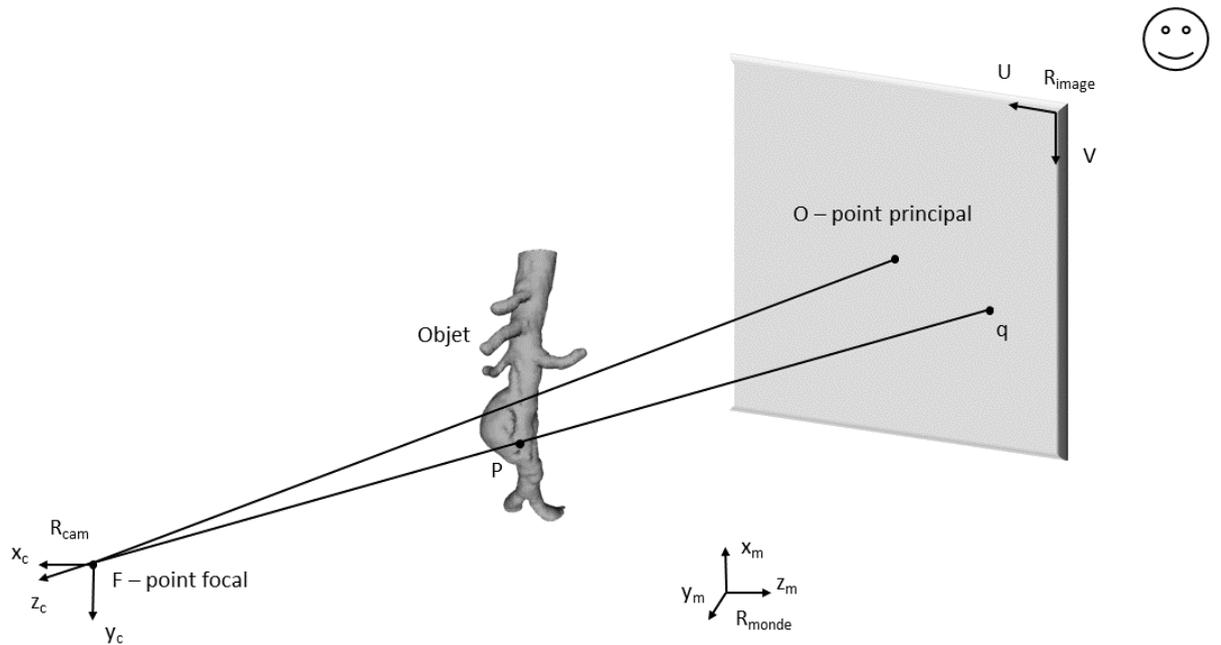


FIGURE 1.14 – Modèle géométrique d'une caméra: l'objet se situe entre le point focal et le plan image. L'image est vue par l'observateur depuis l'arrière du détecteur

L'axe principal est l'axe central du cône d'émission des rayons X . Le point principal de coordonnées (U_0, V_0) est l'intersection de l'axe principal avec le plan détecteur. Le passage par le point P des coordonnées 3D dans le repère patient $(x, y, z, 1)$ aux coordonnées 3D dans le repère caméra $(X_c, Y_c, Z_c, 1)$ est exprimé par:

$$\begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & t \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

où R et t expriment le déplacement rigide entre les deux repères, respectivement en rotations et translations. Ce sont les paramètres extrinsèques de la matrice de projection, qui définissent la position et l'orientation de l'arceau mobile dans le repère monde. La projection q du point P dans le plan image a pour coordonnées homogènes dans R_{cam} :

$$\begin{bmatrix} sx \\ sy \\ sz \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1/f & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

avec f la distance focale en unité métrique. Les coordonnées en pixels du point q dans

le repère bidimensionnel associé à l'image R_{image} sont données par l'équation:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

avec k_u le facteur d'échelle vertical (pixel/mm) et k_v le facteur d'échelle horizontale. Dans notre cas, les pixels du détecteur plan sont carrés donc $k = k_u = k_v$. D'après 1.2 et 1.3:

$$\begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} = K \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

avec K la matrice des paramètres intrinsèques et $\alpha = kf$. D'après 1.1 et 1.4, nous obtenons la matrice de projection perspective M :

$$M = K[Rt] \quad (1.5)$$

où M est définie à un facteur d'échelle s près et possède 11 paramètres indépendants :

$$q \propto MP \text{ c'est-à-dire } \begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

1.4.2.2 Formation des images à rayons X

Toutes les techniques d'imagerie par rayons X sont basées sur l'absorption des rayons X lorsqu'ils traversent les différentes parties du corps d'un patient. Selon la quantité absorbée dans un tissu particulier comme les muscles ou les poumons, une quantité différente de rayons X traversera le corps et en sortira. La quantité de rayons X absorbée contribue à la dose de rayonnement reçue par le patient. Lors de l'imagerie par rayons X conventionnelle, les rayons X sortants interagissent avec le dispositif de détection (détecteur plat) et fournissent une image de projection bidimensionnelle des tissus du corps du patient selon la géométrie projective décrite dans la partie 1.4.2.1.

Les rayons X sont atténués lorsqu'ils traversent la matière, c'est-à-dire que l'intensité d'un faisceau de rayons X diminue à mesure qu'il pénètre dans la matière. Fondamentalement, lorsqu'un photon de rayon X heurte un atome du matériau, de l'énergie est transmise et un électron est éjecté, ce qui diminue l'intensité du faisceau X. C'est cette modification de la matière par éjection d'électron qui est nocive pour l'organisme. Le degré de diminution de l'intensité du faisceau de rayons X dépend de deux facteurs :

- la profondeur de pénétration x ou l'épaisseur ;
- une caractéristique du matériau appelée coefficient d'absorption A ;

L'intensité diminue de façon exponentielle avec la distance parcourue, et l'intensité I résultante mesurée en un point $p(i,j)$ du capteur est exprimée par :

$$I(i, j) = I_0 \exp\left(-\int_L \mu(x) dx\right) \quad (1.7)$$

Avec $\mu(x)$ la fonction représentant le coefficient linéaire d'absorption de la matière traversée, L l'équation de la droite de propagation du faisceau reliant la source au point

p et I_0 l'intensité du faisceau à l'émission. L'image rayons X formée est donc de manière indirecte une mesure des coefficients linéaires d'absorption de la matière.

La nocivité d'une exposition à une haute dose de rayons X a été démontrée depuis longtemps. Les effets de l'irradiation sont nombreux, de la nécrose osseuse à la fibrose pulmonaire. Une irradiation élevée peut également augmenter le risque de cancers, que ce soit parmi les patients [Boi+91] ou les cliniciens [Wan+90]. Ainsi, [WEG94] parvient à la conclusion que l'utilisation du rayonnement devrait être limitée à la quantité minimale nécessaire pour compléter l'intervention.

1.4.2.3 Angiographie numérique soustraite - DSA

L'angiographie ou artériographie est une technique d'imagerie médicale utilisée pour visualiser l'intérieur, ou lumière, des vaisseaux sanguins et des organes du corps, avec un intérêt particulier pour les artères et les veines. Les coefficients d'absorption des tissus artériels étant très proches de ceux des tissus environnants, les vaisseaux sont très difficiles voir impossibles à distinguer de leur environnement sur les images radiographiques simples. Pour visualiser les vaisseaux, on injecte traditionnellement un agent de contraste radio-opaque dans le vaisseau sanguin avec un fort coefficient d'absorption. En se mélangeant au sang, la lumière de l'aorte devient visible. L'agent de contraste étant transporté par le sang, les thrombus restent invisibles. L'acquisition, synchronisée avec l'injection, est constituée d'une série d'images montrant la propagation du produit de contraste dans l'arbre artériel, et permet d'étudier la dynamique d'écoulement du sang dans l'arbre artériel. Cependant, l'image reste confuse et son interprétation difficile à cause du faible contraste des petits vaisseaux et de la prépondérance des os. Afin de rendre l'image lisible, les images de la séquence sont soustraites à une image masque prise avant l'injection du produit de contraste. Contrairement aux tissus vasculaires, les outils métalliques du chirurgien sont visibles sans injection de produit de contraste (Figure 1.15).

Les injections de produit de contraste sont indispensables pour la visualisation des vaisseaux sanguins. Lors du positionnement d'une EP fenêtrée au cours d'une EVAR, le praticien doit placer précisément les ouvertures de la prothèse en face des artères secondaires, qui s'étendent dans toutes les directions depuis le tronc artériel. Cependant, le praticien n'a accès qu'à des vues en deux dimensions pour positionner cet objet en trois dimensions. Ainsi, il doit multiplier les angles de prise de vue et les injections de produit de contraste pour effectuer une reconstruction mentale de la scène, s'assurant de la bonne correspondance ostia/fenêtres et du déploiement correct de la prothèse. Plus la visualisation est difficile ou le positionnement délicat, plus le nombre de vues augmente, plus le volume total de produit de contraste injecté est élevé. Cependant, à haute dose, ce produit de contraste est toxique pour l'organisme. Les produits de contraste actuellement utilisés sont basés sur la modification chimique d'un noyau benzénique 2,4,6-tri-iodé et sont indispensables dans la pratique de la radiologie, à des fins diagnostiques et thérapeutiques. Les effets secondaires des produits de contraste radiographiques vont d'un léger inconvénient, comme des démangeaisons, à une urgence mettant la vie en danger [Lig+09]. La néphropathie aux produits de contraste iodés est une réaction secondaire bien connue associée à l'utilisation d'un produit de contraste intraveineux ou perartériel [Bar+06]. D'autres formes d'effets néfastes comprennent des réactions allergiques retardées, des réactions anaphylactiques et des réactions cutanées [Ber00; AST14]. Il est donc nécessaire de limiter la quantité de produit de contraste injectée, notamment dans le cas de patients souffrant déjà de pathologies rénales.

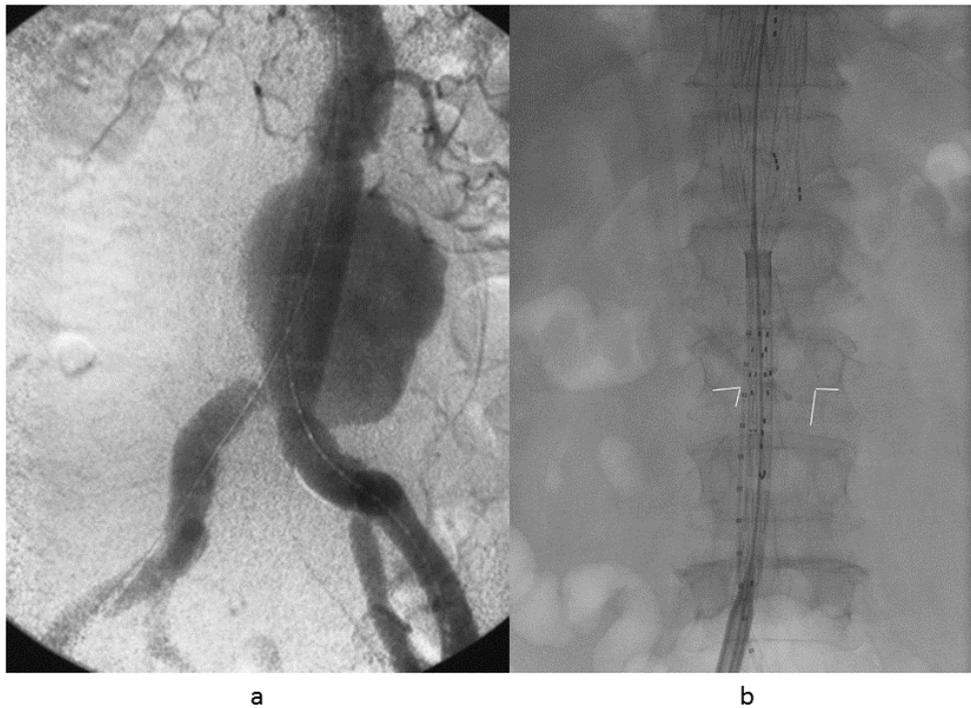


FIGURE 1.15 – Exemple de DSA d'un AAA [Ast+05] (a) et image d'EP en cours de déploiement

1.4.2.4 Fluoroscopies et roadmap 2D

La fluoroscopie est une étude des structures corporelles ou des outils en mouvement, semblable à un "film" radiographique, avec une cadence d'acquisition généralement comprise entre 15 et 30 images par seconde pour assurer la fluidité de la séquence. Les images produites sont assez bruitées car la dose de rayon X utilisée est plus faible que pour une DSA. Malgré cette dose plus réduite, la dose totale reçue au cours d'une longue intervention n'est pas négligeable. Les images fluoroscopiques sont utilisées tout au long d'une EVAR. C'est le seul moyen dont dispose le chirurgien pour visualiser en temps réel ses outils à l'intérieur du système vasculaire du patient. La fluoroscopie est une succession d'images radiographiques, elle est donc soumise aux mêmes contraintes. Ainsi, seuls les tissus à fort contraste comme les os, ou les outils, sont visibles sans traitement de l'image. Un mode de visualisation nommé fluoroscopie soustraite permet la soustraction des structures osseuses visibles sur la première image de la séquence aux images suivantes, rendant les outils clairement visibles. Dans ce mode de visualisation, le système vasculaire n'est pas visible. Le chirurgien doit mentalement positionner l'outil dans les vaisseaux. Pour se situer localement, le chirurgien peut procéder à des micro-injections de produit de contraste, faisant ressortir les vaisseaux durant un court instant. En effet, le produit est rapidement dilué dans le flot artériel. Une application nommée roadmap 2D peut être utilisée pour pallier ce manque d'informations sur la durée. Une carte 2D des vaisseaux est acquise à l'aide d'une série d'images injectées. Le reste des images fluoroscopiques est ensuite soustrait au masque ainsi obtenu. Le chirurgien peut donc visualiser en même temps l'arbre artériel et ses outils, sans que l'image ne soit rendue confuse par les structures osseuses.

Ces modalités d'imagerie sont une aide précieuse pour le praticien, et les seules permettant d'observer les mouvements des outils en temps réel. Cependant, le manque d'in-

formations tridimensionnelles est une limitation majeure pour le chirurgien. Les données tridimensionnelles sont disponibles grâce aux examens préopératoires. La partie suivante est dédiée à la description des techniques permettant d'utiliser ces informations 3D au cours d'une EVAR.

1.5 Fusions et recalages sur arceaux mobiles

La méthode de simulation du déploiement des EP requiert de connaître la géométrie de l'artère (Partie 4). Des techniques de fusion d'image et de recalage existent déjà et sont pour certaines actuellement utilisées en blocs chirurgicaux. Cependant, la plupart sont des méthodes de recalages rigides inadaptées pour représenter les déformations de l'artère. Des méthodes de recalages non-rigides ont été proposées dans plusieurs études, mais elles souffrent de limitations. Les salles hybrides ont été spécifiquement conçues pour faciliter l'intégration des données préopératoires 3D aux données peropératoires. Ces méthodes sont décrites dans la partie 1.5.3. Malgré les nombreuses possibilités offertes par les salles hybrides, ces équipements sont encore rares en raison de leur coût très élevé. Beaucoup d'EVAR se font avec l'assistance d'un C-Arm mobile. Il est donc nécessaire de développer des outils d'assistance chirurgicale sur ces plates-formes spécifiques, avec toutes les contraintes qui en découlent. Pour pallier ces manques, la première partie de la thèse a été dédiée au développement d'une méthode de recalage non-rigide de l'aorte. Cette section est dédiée à une description des techniques de fusions et de recalages existantes et de leurs limitations qui ont conduit au développement d'une solution spécifique.

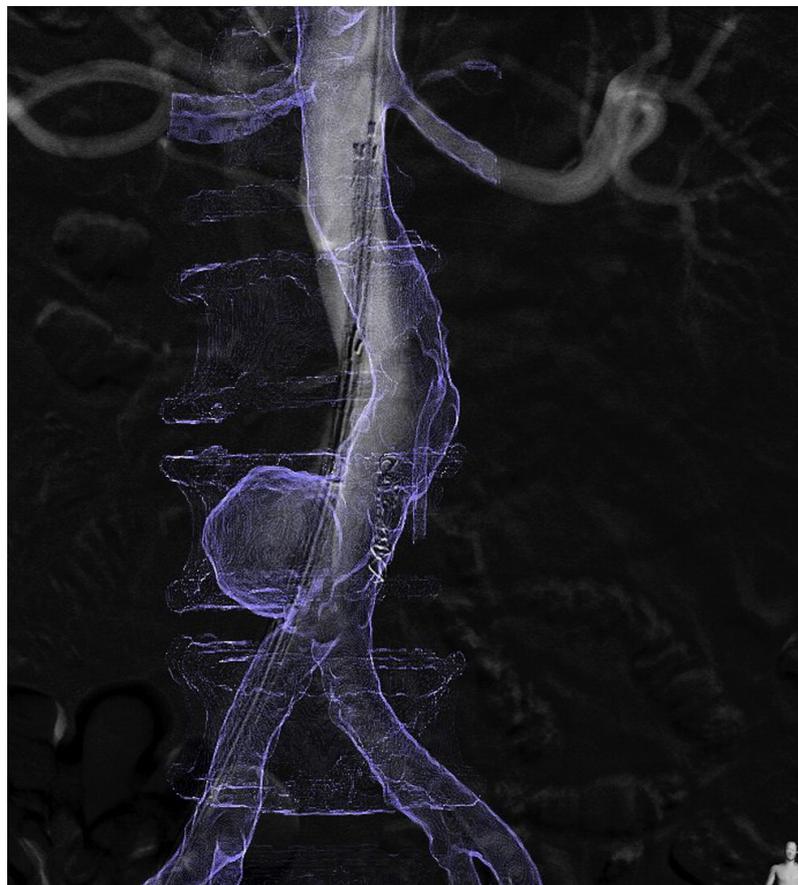


FIGURE 1.16 – Exemple de fusion d'une image peropératoire avec le volume préopératoire (bleu). Image extraite de [Fuk+13]

1.5.1 Introduction des méthodes de fusion et de recalage

Comme nous l'avons vu précédemment, des EPs fenêtrées sophistiquées doivent être utilisées pour réparer les AAAs qui s'étendent au-delà des ostia rénales. Dans ce cas, l'EP doit être positionnée aussi précisément que possible pour faciliter le cathétérisme des artères rénales. Les ostia ont un diamètre d'environ 5-7mm et se chevauchent parfois avec les artères rénales secondaires. Les difficultés liées au positionnement des fenêtres en face des ostia peuvent allonger la durée de l'intervention, induire une sur-irradiation et une injection excessive de produits de contraste. Des complications peuvent survenir parce que seule l'imagerie 2D peropératoire est disponible, alors qu'une reconstruction 3D serait nécessaire pour un positionnement optimal des EPs. Les bénéfices de la fusion d'images en termes de réduction du volume d'agent de contraste injecté et de diminution de la durée de la chirurgie ont été démontrés à plusieurs reprises [De +16 ; Her+14 ; Tac+13].

Les informations tridimensionnelles sont disponibles à partir des examens préopératoires. L'objectif d'une fusion est de projeter ces informations tridimensionnelles dans le plan de l'image peropératoire. A cette fin, ces données doivent être mises à jour en fonction des données peropératoires. L'étape clé de la procédure mini-invasive guidée par l'image est le recalage des données préopératoires et peropératoires. Ce recalage est divisé en deux catégories: le recalage rigide et le recalage non-rigide. Au cours d'un recalage rigide, la géométrie 3D préopératoire est uniquement déplacée en translations et rotations. Au contraire, un recalage non-rigide inclut des déformations de la géométrie. La plupart du temps, un recalage non-rigide implique une première étape de recalage rigide.

Les méthodes de recalage sont nombreuses. Pour une revue complète, le lecteur peut se référer à la revue publiée dans [Mar+12], qui sera succinctement résumée dans cette section. Maintz et Viergever [MV98] ont proposé une classification des méthodes de recalage des images en fonction de la modalité de l'image, de la dimensionnalité de l'image, de la nature du recalage, des transformations géométriques, et des interactions avec l'utilisateur.

Modalités de l'image Selon les modalités d'image concernées, les recalages 3D/2D peuvent être classés comme quasi-permodaux, multimodaux ou de modèle à modalité. Pour les recalages 3D/2D quasi-permodaux, le CT-scan est la modalité préopératoire et l'imagerie par rayons X est la modalité peropératoire. Bien que le principe de l'imagerie soit le même dans les deux modalités, l'acquisition d'images se fait à l'aide de différents types de détecteurs. Pour les recalages 3D/2D multimodaux, l'IRM est utilisée comme modalité préopératoire et l'imagerie par rayons X est la modalité peropératoire. Étant donné que l'imagerie par CT-scan et l'imagerie par rayons X reposent sur le même principe, elles sont plus étroitement liées et donc plus faciles à recalcr que les images par IRM et rayons X. Les recalages 3D/2D de modèle à modalité sont utilisés dans les cas où aucune image préopératoire n'est disponible, ne peut être acquise ou n'est pas nécessaire. Un modèle peut être un modèle statistique 3D d'une anatomie ou un modèle géométrique 3D exact d'un implant.

Dimension de l'image Pour effectuer un recalage 3D/2D, les données 3D et 2D doivent être en concordance dimensionnelle. La correspondance dimensionnelle peut être obtenue soit en transformant les données 3D en 2D, soit en transformant les données 2D en 3D. Alors que la première approche conduit à un recalage 2D/2D, la seconde induit un recalage 3D/2D. Plus spécifiquement, la correspondance dimensionnelle peut être réalisée soit par

la projection, la rétroprojection ou une stratégie de reconstruction.

Nature du recalage Quelle que soit la stratégie utilisée pour obtenir une correspondance dimensionnelle, les méthodes de recalage 3D/2D peuvent être classées comme extrinsèques, intrinsèques ou basées sur un étalonnage. Les méthodes intrinsèques sont ensuite classées selon si elles sont basées sur des caractéristiques de l'image, sur l'intensité ou sur le gradient.

Les méthodes extrinsèques reposent sur des objets artificiels tels qu'un petit nombre de marqueurs fixés à des armatures, des modèles dentaires ou implantés dans l'os, les tissus mous ou fixés à la peau. Les marqueurs qui sont habituellement des sphères (billes d'acier inoxydable, billes de plastique creuses remplies d'une solution aqueuse, billes d'or, etc.) sont conçus pour être bien détectables sur les images obtenues à la fois par l'imagerie 3D et 2D.

Les recalages intrinsèques reposent sur des images de structures anatomiques. En fonction de la nature intrinsèque du recalage, une classification est proposée : méthodes basées sur les caractéristiques de l'image, l'intensité ou le gradient. Pour chacune de ces classes, la projection, la rétroprojection et la reconstruction peuvent être utilisées pour obtenir des résultats avec la même dimension. Les méthodes de recalage 3D/2D basées sur les caractéristiques de l'image visent à trouver la transformation qui minimise les distances entre les caractéristiques 3D, extraites de l'image préopératoire ou d'un modèle, et les caractéristiques 2D correspondantes. Les recalages basés sur l'intensité reposent uniquement sur les informations contenues dans les voxels et les pixels des images 3D et 2D, respectivement. Les approches par gradient sont basées sur le fait que les rayons émanant de la source de rayons X qui pointent vers les arêtes sur les radiographies sont tangents aux surfaces des structures anatomiques distinctes. Par conséquent, lorsque l'image du CT-scan est alignée avec l'anatomie correspondante, les rayons passent à travers les maxima de magnitude locale du champ vectoriel de gradient du CT-scan 3D.

Transformations géométriques Selon la nature de la transformation spatiale et ses degrés de liberté, les méthodes peuvent être classées comme rigides et non rigides. Le recalage rigide est généralement appliqué lorsqu'on suppose que l'anatomie ciblée remplit le critère de rigidité et que des distorsions spatiales ne sont pas introduites dans le processus d'acquisition d'images ou sont corrigées ultérieurement. Un recalage non rigide est requis lorsque l'anatomie imagée se déforme de façon non rigide entre les acquisitions. Contrairement au grand nombre de publications sur les recalages 3D/2D rigides, seul un petit nombre de méthodes non rigides a été publié [Gin+15; Gin+17; Gin16; Moh+18; Dum+13; Dum15; Lia+10; Tot+15; GZN09; Zhe+18]. L'approche la plus répandue pour le recalage 3D/2D non rigide est basée sur la reconstruction de la forme 3D de l'anatomie d'intérêt à partir d'un petit nombre d'images à rayons X.

Interactions avec l'utilisateur Bien que les activités de recherche se concentrent sur le développement d'algorithmes de recalage 3D/2D entièrement automatisés, une certaine interaction de l'utilisateur est généralement encore nécessaire, au moins pour la vérification finale des résultats. Selon l'interaction utilisateur requise, les méthodes peuvent être interactives, semi-automatiques ou automatiques. Les algorithmes de recalage entièrement automatiques exigent que l'utilisateur ne fournisse que les données. Contrairement au recalage automatique, le recalage interactif est entièrement réalisé par l'utilisateur à l'aide d'outils logiciels qui fournissent un retour visuel de la transformation en cours. Malheu-

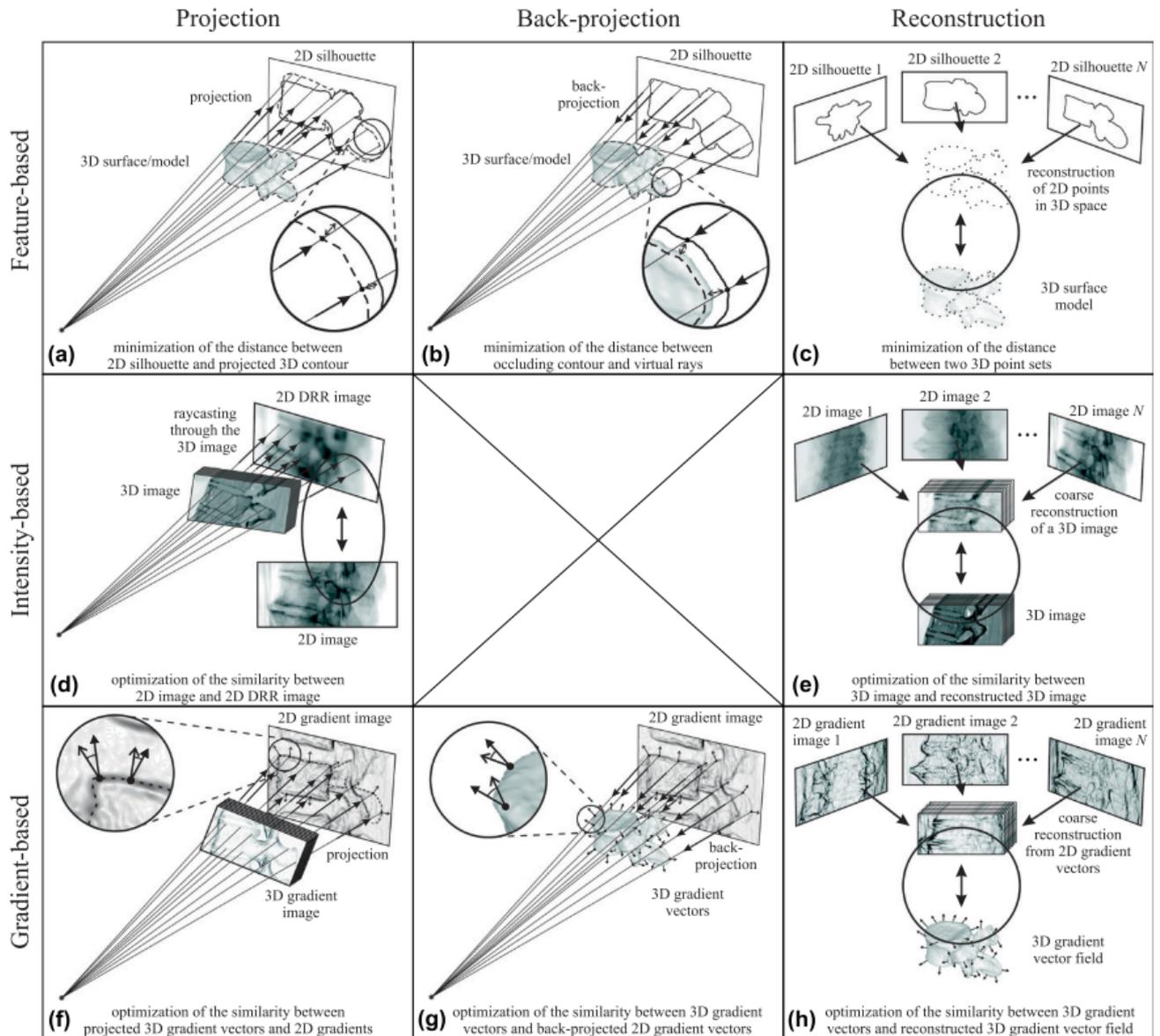


FIGURE 1.17 – Configuration géométrique des méthodes de recalage 3D/2D en fonction de la nature du recalage et de la stratégie de correspondance dimensionnelle [Mar+12].

reusement, le recalage interactif précis prend du temps et dépend des compétences de l'opérateur humain. Le plus souvent, le niveau d'interaction de l'utilisateur se situe entre ces deux extrêmes. Pour le recalage semi-automatique, il est essentiel que l'utilisateur fournisse une certaine initialisation de l'algorithme, comme la segmentation, ou qu'il pilote l'algorithme en acceptant ou en rejetant le résultat du recalage actuel. La plupart des méthodes de recalage 3D/2D intrinsèques sont semi-automatiques et nécessitent différents niveaux d'interaction de l'utilisateur, principalement pour initialiser le recalage et/ou valider visuellement les résultats.

Les méthodes de recalage rigide sont nombreuses et ont fait l'objet d'un nombre important de publications [Mar+12; Sch+16; Kau+15; VCP15; Fuk+13; Bre+18a]. Cependant, le caractère rigide du recalage peut entraîner des erreurs. En effet, les outils du chirurgien conduisent à des déformations non-rigides de l'artère, notamment au niveau des iliaques. Si ces déformations ne sont pas prises en compte, l'outil peut "sortir" de l'artère lors d'une fusion d'images (Figure 1.18). Les méthodes de recalages non-rigides 3D/2D se sont développées plus récemment. La section suivante a pour objectif de donner un aperçu de ces méthodes, tout en présentant les approches les plus pertinentes par rapport à notre sujet, basé sur les images peropératoires des C-Arms mobiles pour les EVAR.

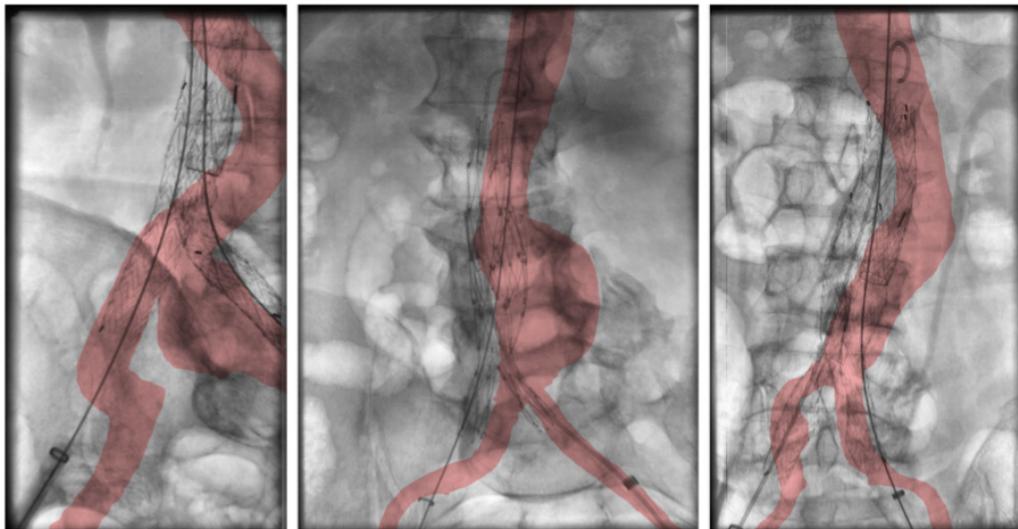


FIGURE 1.18 – Exemple de fusion d'une image peropératoire avec le volume préopératoire (rouge) dans le cas de grandes déformations induites par les outils. De larges erreurs dans la fusion peuvent être observées, notamment dans les zones fortement courbées. Image extraite de [Bre+18a]

1.5.2 Recalages non-rigides

Dans cette section seront passées en revue les différentes approches envisagées pour le recalage non-rigide des artères. Quelques exemples d'études seront données pour chaque approche, avant de conclure sur les avantages et inconvénients de celles-ci.

Plusieurs méthodes de recalage 3D/2D basées sur les pré-calculs des déformations ont été proposées. Gindre et al [Gin+15] ont développé une méthode pour prédire les déformations de l'aorte lors de l'insertion de guides rigides. Cette méthode est basée sur un modèle mécanique de la structure vasculaire qui prend en compte le comportement non linéaire de la paroi artérielle, l'effet de précontrainte induit par la pression artérielle et le support

mécanique des organes et structures environnants. Par la suite, cette méthode a été testée [Gin+17] en comparant les résultats des simulations avec des données peropératoires, atteignant une erreur de position moyenne de $3.8 \pm 1.9 \text{ mm}$. Cette méthode est donc capable de prédire efficacement les déformations de l'aorte lors de l'insertion d'outils rigides. [Moh+18] ont proposé de pré-calculer la déformation de l'arbre vasculaire pendant l'EVAR en simulant le positionnement et le déploiement des outils endovasculaires. Cette étude a démontré l'importance de prendre en considération les tissus périvasculaires pour pouvoir prédire avec précision la déformation de l'aorte, passant d'une erreur moyenne de simulation de $12.65 \pm 5.90 \text{ mm}$ à $2.99 \pm 1.78 \text{ mm}$ sur le côté ipsilatéral. [Dum+13] ont présenté une méthode de simulation préopératoire par éléments finis des interactions entre l'outil et les tissus. Les paramètres des conditions aux limites et du degré de précontrainte de l'artère iliaque ont été ajustés de manière interactive pour réduire la distance entre le guide simulé projeté et le guide réel sur un ensemble d'images peropératoires pour entraîner le modèle. Puis la méthode a été appliquée à un nouvel ensemble de données, atteignant une précision compatible avec les attentes cliniques.



FIGURE 1.19 – Comparaison des résultats de la simulation. Géométrie préopératoire non déformée (surlignée en rouge) superposée à la fluoroscopie peropératoire (a) et fusion du résultat de la simulation (surlignée en rouge) avec la fluoroscopie peropératoire. Adapté de [Moh+18].

L'objectif de ces méthodes est donc de pré-déterminer la géométrie déformée de l'artère par l'insertion d'outils. La première application concerne la planification préopératoire, en fournissant aux chirurgiens des informations précieuses sur le comportement de l'artère en réaction à l'insertion d'outils, l'aidant ainsi à anticiper les difficultés et à adapter le protocole en conséquence. Mais cette méthode pourrait également être applicable dans le cadre d'un recalage non-rigide de l'aorte, au cours duquel la géométrie initiale serait remplacée par la géométrie déformée pré-calculée au moment de l'insertion des outils (Figure 1.19). La fusion pourrait donc être mise à jour immédiatement, sans temps de calcul supplémentaire. De plus, en se basant uniquement sur la position des outils sur les fluoroscopies, cette approche permet de limiter la quantité de produit de contraste injectée. Cependant, le pré-calcul des déformations du modèle nécessite une prédiction parfaite du processus opératoire. Tout changement d'outil ou tout événement inattendu pouvant survenir pendant l'intervention chirurgicale rend le modèle obsolète. Pré-calculer les déformations signifie

également ne pas utiliser toutes les informations précieuses de l'imagerie peropératoire concernant les déformations réelles de l'artère.

D'autres études se sont basées sur l'utilisation de fluoroscopies prises selon des angles différents pour retrouver la configuration tridimensionnelle de l'artère. Liao et al [Lia+10] ont présenté une méthode basée sur deux images fluoroscopiques dans laquelle un modèle de déformation est contraint avec des termes voisins de lissage, de préservation de la longueur et des cartes de distance 2D. La méthode proposée prend en entrée le graphe 3D généré à partir d'une segmentation du volume préopératoire et la carte de distance 2D calculée à partir de l'image radiographique 2D. La mesure de similitude consiste en une mesure de différence, un terme de conservation de la longueur et un terme de régularisation de la fluidité, tous ces éléments étant définis et calculés sur le graphe. La méthode a été validée à l'aide d'ensembles de données fantômes et cliniques et a obtenu une erreur moyenne inférieure à 1 mm en 0,1s. Cependant, cette précision en 3D ne peut être obtenue qu'avec un minimum de deux fluoroscopies d'incidences différentes.

Une autre méthode utilisant deux images fluoroscopiques a été proposée par [Tot+15]. L'idée est d'adapter le maillage du modèle de l'artère à l'outil reconstruit en 3D en se basant sur l'approche du squelette As-Rigid-As-Possible (ARAP). La position de l'outil doit donc d'abord être retrouvée en 3D à l'aide d'au minimum deux fluoroscopies. Grâce à la connaissance de la position du dispositif 3D, la nouvelle position de certains des points de repère sur la ligne centrale (Centerline (CL)) peut être déterminée. En raison de contraintes anatomiques, la position de certains autres points de repère peut être fixée. Les points connus représentent les points de contrôle de la méthode appliquée, voir Figure 1.20. La méthode ARAP garantit que la forme déformée correspond aux points de contrôle d'une part et, d'autre part, que les points restants sont déplacés avec des transformations aussi minimales que possible.

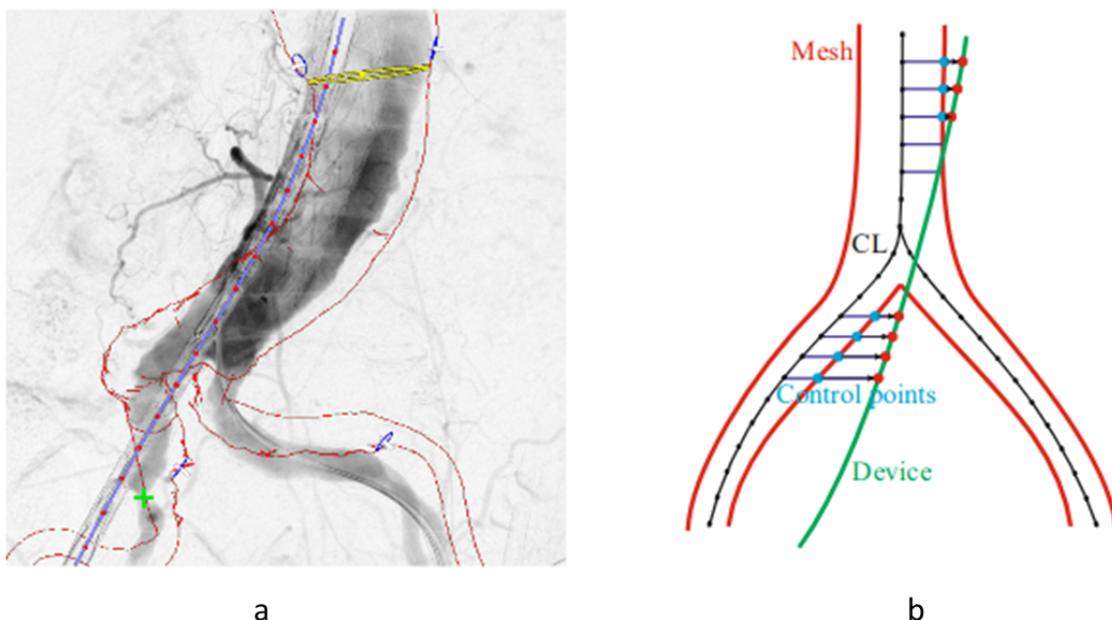


FIGURE 1.20 – L'image peropératoire montre une superposition d'un volume préopératoire et d'une image DSA avec le dispositif reconstruit (a). Les rayons sont projetés entre le maillage de la CL et le dispositif. Si un rayon frappe le maillage, le point d'impact est désigné comme un point de contrôle, qui sera déplacé vers les points du dispositif. Adapté de [Tot+15].

Ces méthodes nécessitent au moins deux images fluoroscopiques pour atteindre une bonne précision. Ceci implique d'arrêter temporairement l'intervention pour prendre deux images, avec des angles d'incidence différents, augmentant ainsi la durée de l'intervention. Pour réduire la durée des interventions, une méthode basée sur une vue unique serait plus appropriée, s'intégrant de manière plus fluide au flot opératoire.

[GZN09] ont proposé une méthode de recalage des vaisseaux combinant l'approche de l'Iterative Closest Point (ICP) et des Thin-Plate Splines (TPS). L'idée de base de la méthode proposée est d'utiliser un terme de différence et de le compléter par des termes de régularisation qui intègrent une connaissance préalable de la géométrie de l'aorte. Le terme de différence pénalise la distance entre la projection des points 3D de l'arbre artériel préopératoire, représentés comme des noeuds d'une CL, et les points 2D correspondants sur l'image projetée. Le terme de régularisation décrit l'hypothèse selon laquelle la longueur des vaisseaux ne change pas beaucoup à l'intérieur du corps humain et pénalise les changements importants de la longueur des vaisseaux. Ce terme est important car il représente des contraintes dans l'espace 3D et réduit ainsi le nombre de solutions pour un nœud à deux solutions le long du rayon de projection, si un des voisins est supposé fixe (Figure 1.21). Cette méthode donne des résultats très intéressants avec une amélioration significative de l'erreur de positionnement. Toutefois, il n'est pas garanti que la méthode proposée converge vers la bonne solution dans certains cas spécifiques, par exemple lorsque les vaisseaux sont déformés par l'insertion d'outils. De plus la méthode ne repose pas sur un modèle mécaniquement réaliste. Le temps de calcul est d'environ cinq minutes, ce qui peut être trop long pour une utilisation chirurgicale.

Récemment, [Zhe+18] ont proposé une méthode basée sur la correspondance des graphes entre le squelette de l'AAA préopératoire 3D et le squelette peropératoire 2D, avant d'effectuer le recalage en respectant la longueur du squelette et la fluidité de sa forme. Des simulations, un fantôme et des données patients d'AAA ont été utilisés pour valider la procédure. Une erreur 3D de 2mm a été atteinte avec le fantôme. Cette méthode donne des résultats intéressants mais est sensible aux changements de topologie.

1.5.3 Salle hybride et technologie alternative

Depuis quelques années, des alternatives au simple arceau mobile se développent [Wal+08]. Les salles hybrides intègrent la technologie du C-arm au sein d'un environnement semi-automatisé, où les déplacements du dispositif d'imagerie sont suivis avec une grande précision. Ceci donne accès à une assistance au geste chirurgical de meilleure qualité au cours de l'opération. La fluoroscopie bi-planaire permet l'acquisition d'images depuis deux incidences différentes en même temps. Étant donné que les travaux présentés ici se basent sur les arceaux mobiles, nous résumerons simplement dans cette section les grands principes de ces technologies et leurs applications les plus courantes.

1.5.3.1 Avantages par rapport à l'arceau mobile

Le principal avantage des C-arms est leur accessibilité et leur faible coût. La plupart des blocs de chirurgie occidentaux sont déjà équipés avec ces arceaux. Ces arceaux sont la plupart du temps montés sur roues et peuvent être déplacés d'un bloc à l'autre. Cette mobilité permet une utilisation souple et une répartition du matériel entre les blocs selon les besoins. Cependant, cette mobilité a un coût. Premièrement, il est impossible de suivre le positionnement du dispositif dans l'espace tridimensionnel du repère monde et donc par rapport au patient. Par exemple, si une première image est réalisée et un recalage effectué

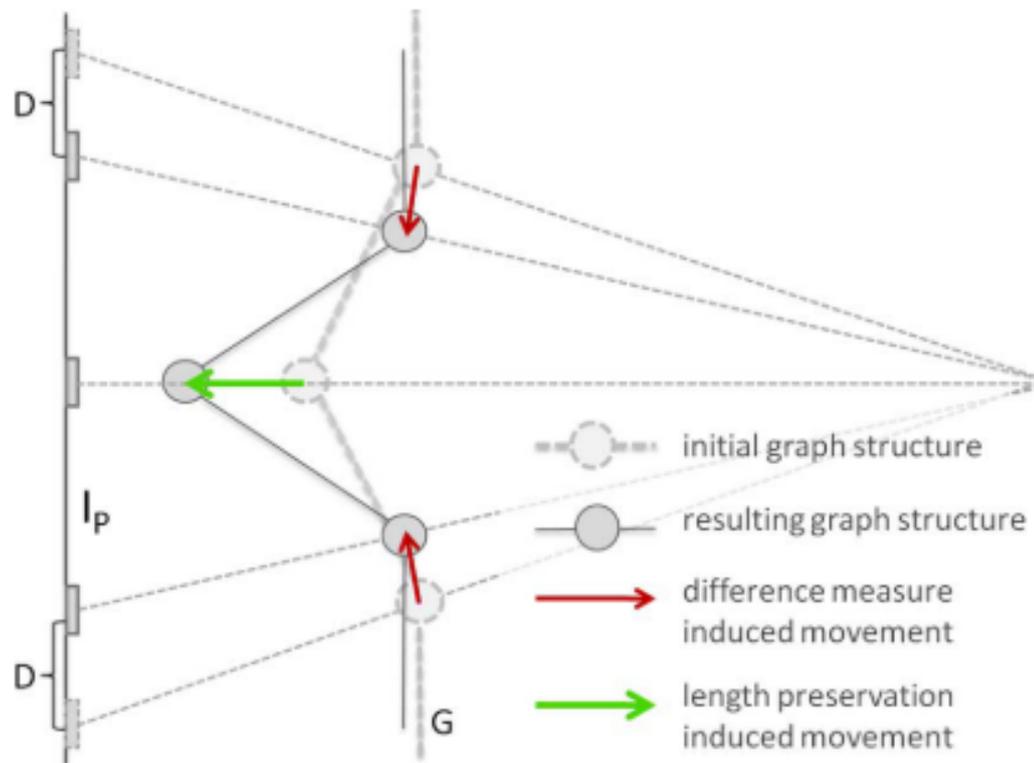


FIGURE 1.21 – Illustration 2D de l’effet du terme de différence et du terme de régularisation de la longueur sur les déplacements de la CL. Le terme de différence D mesure la distance sur l’image I_p . La préservation de la longueur pénalise le changement de longueur du graphe 3D G . Extrait de [GZN09].

sur celle-ci, ce recalage deviendra inutilisable si le dispositif est déplacé en translation. Un nouveau recalage devra être effectué. Deuxièmement, la position du dispositif et donc la matrice de projection des images n'est pas parfaitement répétable. Certains C-Arms sont motorisés en rotation. Théoriquement, il serait donc possible de prendre une image avec une certaine incidence, d'effectuer une rotation, de prendre une seconde image puis de revenir à la position initiale. Ceci permettrait de localiser le dispositif par rapport au patient, tant que le dispositif n'est pas déplacé en translation. Cependant, en pratique, il est pour le moment impossible de revenir précisément à la position initiale.



FIGURE 1.22 – Exemple d'arceau mobile.

Les salles hybrides ont été conçues pour pallier ces limitations. Une salle d'opération hybride est un espace procédural avancé qui combine une salle d'opération traditionnelle avec une unité d'intervention à imagerie guidée. Cette combinaison permet des interventions chirurgicales très complexes et avancées. Une salle d'opération hybride est un environnement aseptique qui combine de l'équipement chirurgical, des instruments, des tables d'opération, des éclairages opératoires, des systèmes de gestion de l'équipement et des rampes chirurgicales avec des systèmes d'imagerie fixes avancés. Dans cet environnement, la table chirurgicale et les C-Arms sont entièrement motorisés, et leurs positions sont connues avec une grande précision. A tout moment, il est donc possible de connaître la matrice de projection associée à l'image, et donc la position de la source à rayons X et du détecteur par rapport au patient. Ceci donne accès à de nouvelles possibilités, dont l'acquisition rotationnelle. L'angiographie par rotation est une technique d'imagerie médicale qui permet d'acquérir des volumes 3D de type CT-scan lors d'une chirurgie guidée. Le C-Arm fixe tourne ainsi autour du patient et acquiert une série d'images radiographiques qui sont ensuite reconstruites par des algorithmes en une image 3D. Ceci permet d'avoir facilement une image 3D du patient au cours de l'opération, permettant ainsi de vérifier le bon positionnement et le déploiement d'une EP au cours d'une EVAR. Cependant, cette modalité d'imagerie ne peut être utilisée qu'avec parcimonie, étant donné la dose de produit de contraste élevée nécessaire à son acquisition. De ce fait, des méthodes de roadmap 3D et de fusion ont été

développées, s'appuyant sur les possibilités offertes par les salles hybrides.

1.5.3.2 Roadmap 3D

Une salle hybride offre la possibilité de réaliser un roadmap 3D avec fusion. Dans ce cas, la géométrie du patient précédemment extraite d'un examen préopératoire peut être réalignée sur les images peropératoires lors d'un recalage 3D/3D. Le volume préopératoire est localisé dans le repère monde, il est donc possible de naviguer autour. La fusion consiste à superposer l'image 3D elle-même à l'image fluoroscopique par un code couleur. Pour toute modification des angulations du C-Arm, le poste de travail recalcule en temps réel la vue de l'image 3D pour qu'elle corresponde exactement à la vue de l'image fluoroscopique 2D en direct. Sans injection supplémentaire de produit de contraste, le chirurgien peut observer les mouvements de l'appareil en même temps que la superposition 3D des contours du vaisseau dans l'image fluoroscopique (Figure 1.23). Une autre façon d'ajouter des informations du poste de travail à l'image peropératoire consiste à lui superposer les structures anatomiques d'intérêt précédemment segmentées. Ceci fournit des informations supplémentaires qui ne sont pas visibles sur l'image fluoroscopique. Certains logiciels disponibles fournissent automatiquement des repères, d'autres peuvent être ajoutés manuellement par le chirurgien ou un technicien qualifié. Dans le cas d'une EVAR avec endoprothèse fenêtrée, ou Fenestrated Endovascular Aneurysm Repair (FEVAR), les ostia des artères rénales peuvent être encerclées sur l'image 3D et ensuite superposées sur la fluoroscopie en direct. Comme le marquage a été fait en 3D, il sera mis à jour avec tout changement de l'angulation de la fluoroscopie pour correspondre à la vue courante.

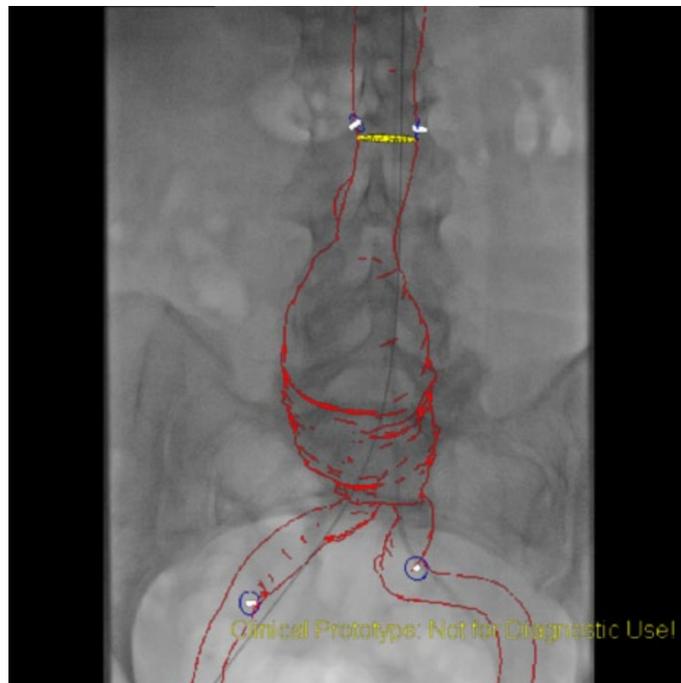


FIGURE 1.23 – Fluoroscopie peropératoire avec incrustation de fusion montrant le contour aortique (lignes rouges), l'ostium rénale, l'ostium de l'artère hypogastrique (anneaux bleus), et la zone de déploiement proximale (anneau jaune). Image extraite de [Sch+16]

Par exemple, [Kau+15] propose un processus de road map et de fusion pour les EVAR en plusieurs étapes. La première étape est un recalage 3D/3D réalisé en fonction de l'ali-

gnement de la colonne vertébrale, puis de la meilleure superposition de la paroi aortique, des calcifications, des ramifications rénales et de la bifurcation iliaque. Lors de l'étape suivante, les maillages de la lumière de l'aorte et du thrombus sont affichés en surimpression sur les images fluoroscopiques ou sur la DSA et superposées à des repères vasculaires. Enfin, un outil de correction permet de rectifier en temps réel le recalage. Cette correction consiste en un réalignement manuel des contours des maillages et des repères vasculaires sur la projection en temps réel de l'arbre artériel lors des acquisitions DSA. Les étapes du processus sont résumées dans le schémas 1.24.

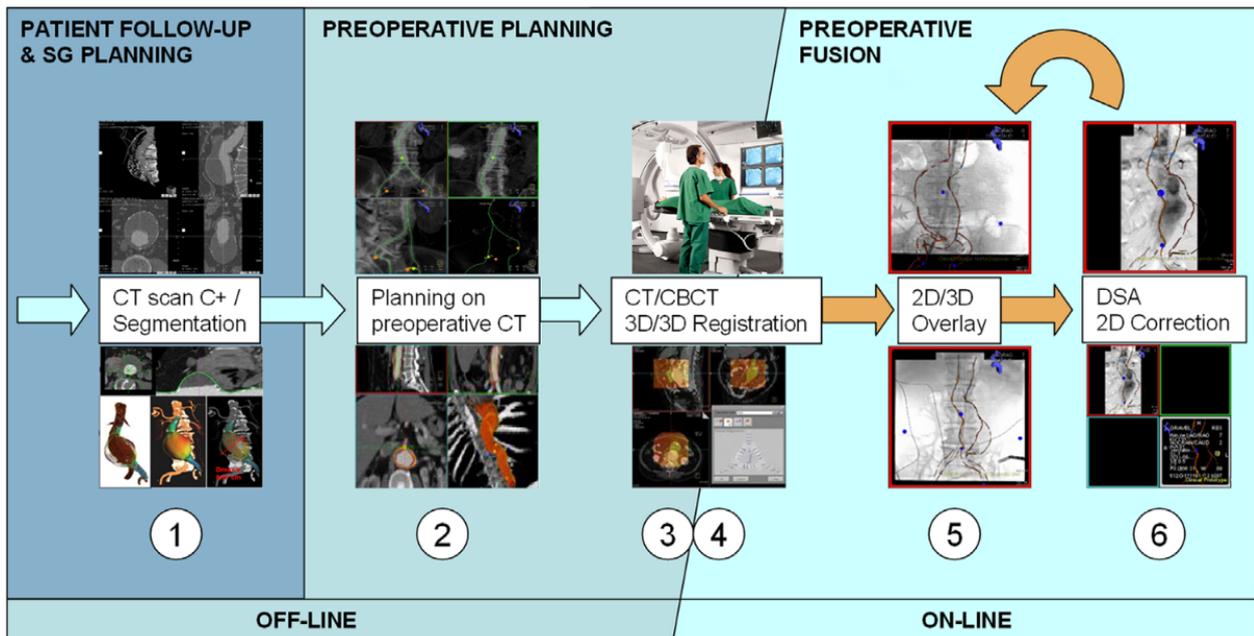


FIGURE 1.24 – Étapes du processus de road map 3D. Les étapes 1 et 2 hors ligne concernent la segmentation de l'AAA (1) et la création de la planification interventionnelle (2). Les étapes en ligne 3 à 6 sont l'acquisition CT-scan (3), le recalage rigide avec le CT-scan et la fusion avec le système d'angiographie (4), la superposition des maillages de la lumière de l'aorte et du thrombus sur l'image fluoroscopique (5), et l'outil de correction sur DSA (6). Extrait de [Kau+15]

[VCP15] propose une méthode capable d'effectuer un recalage 2D/3D entièrement automatisé, particulièrement dans un environnement incluant des vertèbres. La méthode d'initialisation est basée sur le calcul préopératoire de masques 2D sur une large gamme de poses 3D. Ces gabarits sont utilisés pour appliquer la Transformation Généralisée de la Hough à l'image 2D peropératoire et la position 3D recherchée est sélectionnée grâce à une mesure de similarité de différence de gradient. Les méthodes proposées ont été testées à partir des données de 31 procédures cliniques avec 417 images de fluoroscopie interventionnelle à faible dose. Le système entièrement automatisé atteint un taux de recalage correct de 95,73%.

Dans la méthode présentée par [Fuk+13], des ensembles de données d'images de CT-scans préopératoires ont été modifiés pour soustraire la moelle osseuse dense afin d'améliorer la visualisation de la vascularisation sur l'image superposée et ainsi permettre une navigation précise des outils. L'image de superposition 3D-CT a été recalée sur l'image de fluoroscopie 2D en utilisant la crête iliaque et les vertèbres lombaires sur les deux images comme repères. Sur vingt patients, l'origine de l'artère rénale et la bifurcation iliaque ont été recalées avec une excellente précision chez dix patients (50%). L'artère rénale inférieure

a dévié de moins de 3 mm chez six patients.

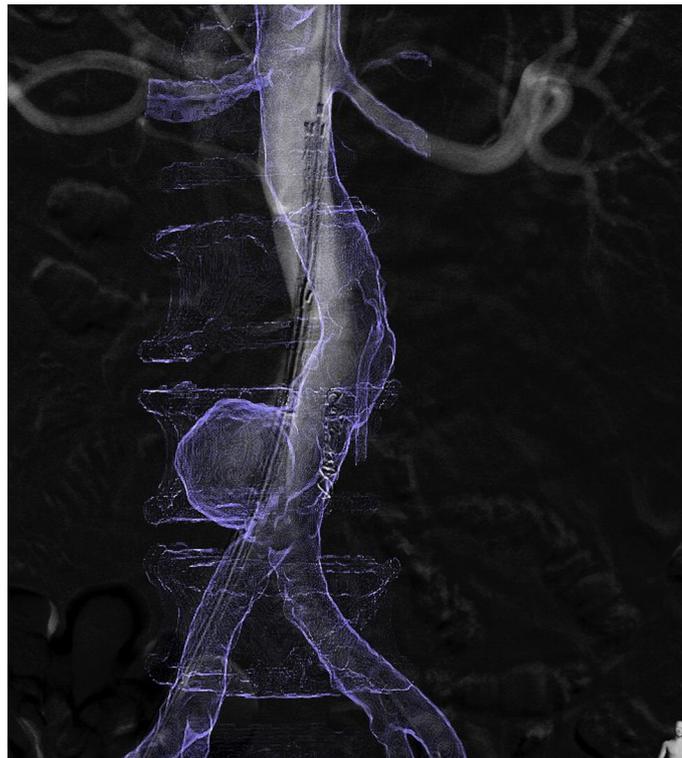


FIGURE 1.25 – Angiographie pour confirmer l'origine de l'artère rénale . L'ostium rénal est recalé avec précision, bien que l'aorte abdominale s'écarte du côté droit en raison de l'insertion du lanceur de l'endoprothèse. Image extraite de [Fuk+13]

Ces techniques alternatives, et notamment les salles hybrides, sont ainsi capables de pallier la plupart des difficultés de visualisation de l'EP au cours d'une EVAR. Le road-map 3D permet de localiser efficacement les outils dans l'arbre artériel tout en limitant les injections de produit de contraste. L'acquisition rotationnelle permet de vérifier immédiatement si la prothèse est correctement déployée. Le principal défaut de ces équipements est leur coût, extrêmement élevé, et par conséquent leur faible disponibilité, la plupart des hôpitaux n'ayant accès au maximum qu'à une unique salle hybride. La majorité des blocs chirurgicaux sont équipés de simples C-Arms mobiles.

Les salles hybrides, performantes, ne sont pas accessibles à tous en raison de leur coût. De plus, la plupart des fusions existantes proposent des recalages rigides. Des solutions de recalages non-rigides basées sur les arceaux mobiles ont donc été proposées. Cependant, ces méthodes sont limitées par un temps de calcul trop élevé, l'utilisation d'images multiples ou sont trop sensibles aux cas particuliers. C'est pourquoi une méthode spécifique de recalage non-rigide a été développée pendant cette thèse. Cette méthode met à jour la géométrie de l'artère en fonction des données peropératoires. Cette géométrie servira de base pour calculer le déploiement des EPs lors de l'étape de simulation. L'idée d'utiliser les simulations numériques pour aider la chirurgie n'est pas nouvelle. La section suivante est dédiée à une courte revue des méthodes proposées jusqu'à maintenant.

1.6 Simulations numériques et déploiement d'endoprothèses

Pour guider de façon optimale les chirurgiens, l'imagerie n'est pas toujours suffisante. Les simulations numériques sont une aide précieuses dans un contexte chirurgical, et peuvent

avoir plusieurs applications. Dans un premier temps, nous verrons dans cette section comment la simulation d'une chirurgie peut servir de support à la formation d'un chirurgien. Puis nous verrons comment les simulations de déploiement d'EPs sont utilisées pour planifier ou guider la chirurgie elle-même. Ces méthodes peuvent être divisées en deux catégories : les simulations basées sur des modèles mécaniques, adaptées à la planification préopératoire, et les méthodes de reconstruction géométriques à partir des images peropératoires, pour guider la chirurgie. La méthode de simulation proposée dans ces travaux (partie 4) s'inscrit à l'intersection de ces deux catégories, en utilisant les données peropératoires pour contraindre un modèle mécanique de l'EP.

1.6.1 Gestes médicaux assistés par ordinateur

Nous avons vu dans la partie précédente que les simulations sont utilisées durant la planification préopératoire pour pré-déterminer les déformations non-rigides et améliorer la qualité des recalages. Nous les distinguons ici des simulations en temps réel, destinées à appuyer les procédures chirurgicales. Ces méthodes sont réunies sous l'appellation de chirurgie assistée par ordinateur (Computer Assisted Surgery (CAS)) et de gestes médicaux assistés par ordinateur (Computer Assisted Medical Intervention (CAMI)), champ dans lequel se situent les travaux de cette thèse. Ce domaine réunit tous les outils et méthodes informatisés dédiés à l'assistance des pratiques et interventions médicales. Par exemple, il comprend la robotique médicale, la navigation interventionnelle, les recalages d'image préopératoires ou encore les nouveaux dispositifs d'imagerie ou de systèmes interventionnels. Ce domaine mêle donc diverses disciplines, des simulations éléments finis anatomiques [Llo+19], patients spécifiques [BLP10] ou bien des tissus mous [Pay17; PO17], jusqu'aux méthodes de vision par ordinateur [BZ04; Bar07].

Les applications sont nombreuses. Tous les organes du corps peuvent être simulés et analysés, par exemple, pour étudier les ulcères de pression sur les tissus mous [Pay18], pour simuler la compression mammaire lors des mammographies [Dev+18], pour calculer les déformations des poumons [Alv+19] ou pour assister la chirurgie maxillo-faciale [CLP03]. Le foie a également été le sujet de plusieurs études concernant la réalité augmentée pour guider la chirurgie laparoscopique. Par exemple, [Özg+18] a proposé une méthode de recalage préopératoire basée sur la laparoscopie. Il existe également des méthodes de reconstruction optique peropératoire 3D en chirurgie laparoscopique [Mai+13]. [Le +19] superpose un modèle préopératoire déformable de façon semi-automatique sur une image laparoscopique. [Mod+19] évalue un algorithme de recalage capable de recalculer et de calculer simultanément les collisions avec les tissus mous. D'autres études se sont concentrées sur les simulations de chirurgie interactives [Com10; Mar07; Nes12; DG12]. Le contrôle haptique des instruments et par conséquent le retour de force lors de leur manipulation est également un sujet de recherche très actif, avec des applications dans les simulations de chirurgie mais également pour le contrôle de robots chirurgicaux [Hao+18; OG07].

De nombreuses méthodes de simulations chirurgicales ont été développées comme support de formation pour les chirurgiens, ainsi que des logiciels spécialisés. Simulation Open Framework Architecture (SOFA) est un environnement open source qui a pour principale vocation les simulations médicales [Ben+07; Fau+12]. Une des notions principales de SOFA est la représentation multi-modèle. Par exemple, un modèle de collision associé à un maillage grossier, un maillage pour le modèle comportemental plus fin et un modèle de visualisation très détaillé peuvent être associés (Figure 1.26). Ainsi, il est possible de simuler en temps réel l'interaction des outils avec un organe, en minimisant le temps de

calcul lié à la gestion des contacts grâce au maillage grossier, tout en conservant un aspect réaliste avec le modèle de visualisation.

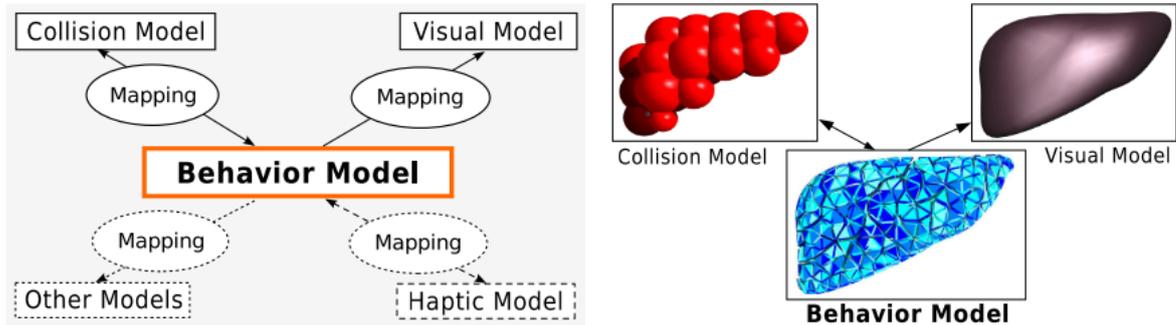


FIGURE 1.26 – Illustration de la représentation multi-modèle de SOFA. Le modèle comportemental contrôle et met à jour les autres modèles par mapping. Image extraite de [Ben+07]

SOFA a été utilisé pour simuler différents organes, par exemple pour évaluer les déplacements peropératoires lors d’une opération sur le cerveau [MCC17; Cou+19; Mor17] ou lors de l’insertion d’une aiguille [Bui+17; Bui+18; BTB18].

Dans son HDR [Dur13], C.Duriez présente différentes méthodes pour la simulation haptique en temps réel de procédures médicales impliquant des déformations et des interactions dispositif-tissu. Il propose notamment un modèle de tubes basé sur la théorie des poutres, approche qui inspirera une partie des travaux de cette thèse. Concernant le domaine vasculaire, les simulations sont également utilisées pour étudier le comportement mécanique des anévrismes eux-même [Roy+14], ou pour étudier les effets des EPs sur ces derniers [Roy+12].

1.6.2 Analyses éléments finis du déploiement d’endoprothèses

Les premières études sur le déploiement des EPs se sont basées sur des analyses éléments finis pour étudier le comportement mécanique des stents et pour simuler leur déploiement dans les artères [Mor+10; HSG05; Aur+11; Roy+16]. Ces premières études se sont intéressées à la conception des stents et à leurs effets sur la paroi de l’artère [HSG05]. [Mor+10] proposent une stratégie de simulation portant sur l’insertion d’un stent dans une bifurcation coronaire courbe ; l’effet de différents stents de deuxième génération à élution médicamenteuse sur les déformations de la paroi artérielle a été analysé. Au final, deux conceptions alternatives ont été proposées pour réduire les contraintes sur la paroi. [Aur+11] utilisent l’analyse par éléments finis pour évaluer la performance de trois types de stents autoexpansibles dans une artère carotide. L’étape suivante a consisté à modéliser l’endoprothèse complète, en intégrant les comportements mécaniques des stents et du tissu étanche [De +13] (Figure 1.27). [KLF07] proposent une étude de l’interaction fluide-structure pour des déploiements d’EPs dans des AAA comme outil d’évaluation pour un placement optimal et une meilleure conception des dispositifs. Les groupes suivants se sont concentrés sur la simulation de déploiements dans des modèles en silicone [De +12] ou sur des modèles patient-spécifiques [Aur+13].

Les travaux de cette thèse ont été effectués dans la continuité des travaux de N.Demanget et D.Perrin. N.Demanget a concentré ses travaux sur la modélisation précise des EPs par éléments finis, sur leurs performances mécaniques [Dem+13a] et sur leurs comportements

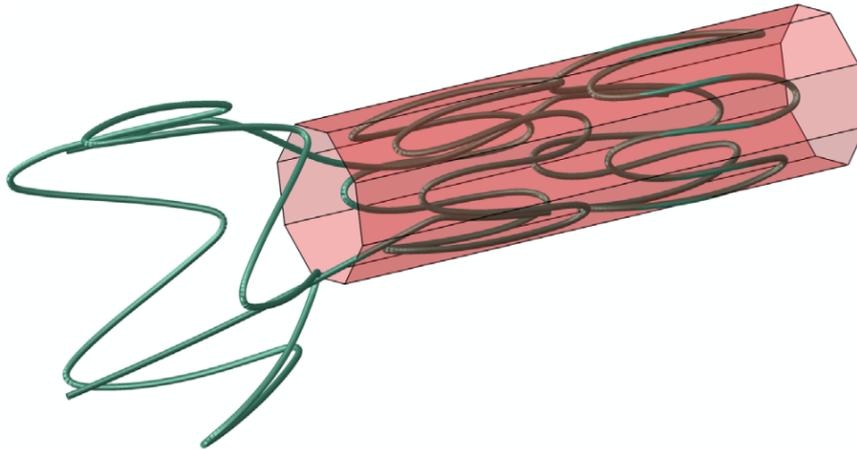


FIGURE 1.27 – Exemple de gainage des deux premiers stents d'une EP. La membrane n'est pas représentée. Image extraite de [De +13]

en cas de flexion importante [Dem+12a; Dem+12b].

D.Perrin [Per+14; Per+16; Per15a; Per+15] a mis au point un outil de planification préopératoire pour prédire la position postopératoire de l'EP à partir de modèles patient-spécifiques. La procédure développée se divise en plusieurs étapes. Dans un premier temps, l'EP est modélisée à partir des données constructeur ou en effectuant une micro-tomographie aux rayons X de l'EP. Puis, la géométrie de l'aorte du patient est segmentée à partir des scanners préopératoires. La simulation du déploiement de l'EP suit une procédure particulière. L'EP est insérée dans une gaine tubulaire maillée. Puis, des déplacements sont appliqués aux nœuds de cette gaine pour effectuer un *morphing* et la ramener à la géométrie préopératoire. Au cours de cette étape, l'EP est déformée en raison des contraintes de contacts qui lui imposent de rester dans la gaine durant toute la durée du processus (Figure 1.28).

Les modèles ont été validés pour plusieurs types d'EP avec des données *in vivo* et présentent des résultats en accord avec les scanners postopératoires, avec une précision compatible avec les attentes cliniques (Figure 1.29). Bien que d'un intérêt majeur pour la planification préopératoire, ces études présentent deux limitations importantes quant à leur utilisation en temps réel comme outil d'assistance pour le chirurgien : (i) des calculs d'une durée inappropriée et (ii) l'absence de mise à jour à partir des images peropératoires.

1.6.3 Méthodes de simulations rapides de déploiement d'endoprothèses

Comme vu précédemment dans la partie 1.6.2, une des limitations des analyses par éléments finis classiques est leur temps de calcul trop important. Pour pallier cette restriction, certains groupes se sont concentrés sur la réduction du temps de calcul et ont développé des algorithmes permettant de simuler le déploiement d'EPs en " temps-réel ". Ces méthodes proposent des simplifications importantes permettant un temps de calcul rapide applicable en milieu clinique. Le terme "temps-réel" est générique et peut désigner deux notions distinctes. La première définition est le temps réel physique, c'est-à-dire que la simulation tourne en un temps similaire à la durée du processus physique. La seconde est que le temps réel désigne un temps compatible avec une utilisation clinique, c'est-à-dire que la simulation nécessite un temps de calcul suffisamment court pour ne pas perturber

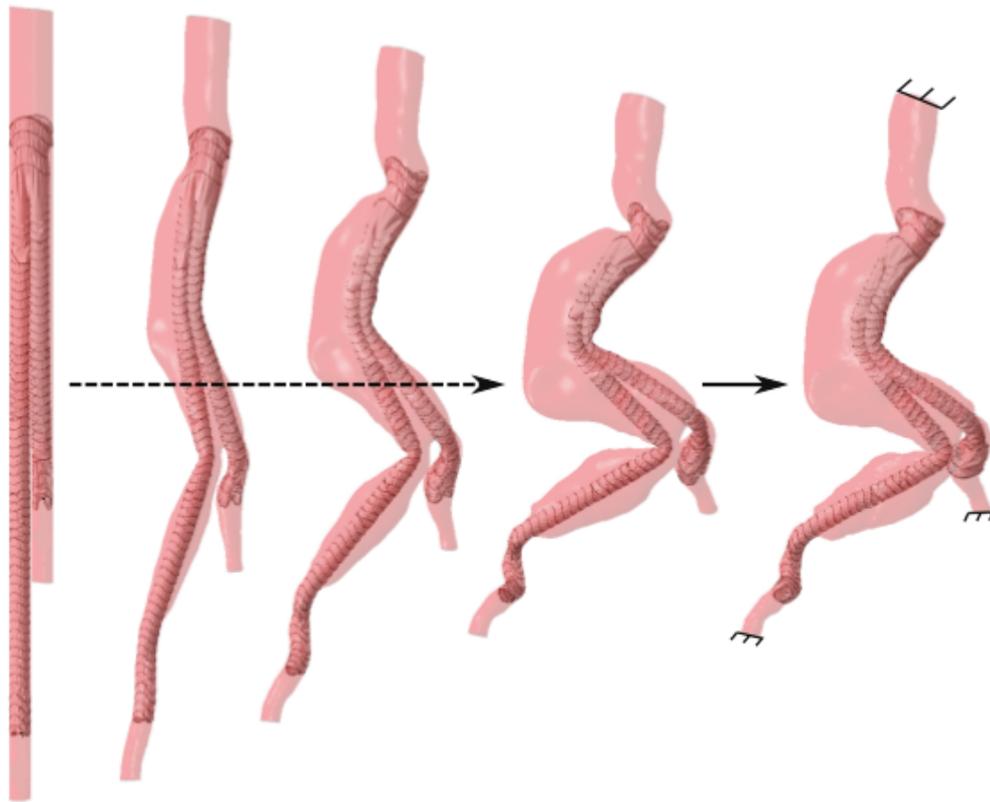


FIGURE 1.28 – Transformations de la gaine tubulaire jusqu'à obtention du déploiement de l'EP dans la géométrie artérielle pré-opératoire. Adapté de [Per15b]

le flot clinique (< 10 min). Dans ce manuscrit, le terme "temps-réel" est employé dans le sens de la seconde définition.

1.6.3.1 Géométries simplifiées

Les premières méthodes reposent sur le déploiement d'une forme géométrique simplifiée de l'EP. Les structures du stent seront ensuite dessinées ou projetées sur cette forme simplifiée. Dans la méthodologie proposée dans [FMO07], le modèle est initialisé en plaçant un cylindre le long de l'axe central d'un vaisseau, puis en le déformant pour suivre la courbure de l'axe central. Une telle cartographie de la géométrie de l'EP, telle qu'une texture sur un cylindre, peut avoir des implications sur la précision des configurations de l'EP, en particulier dans les régions à forte courbure du vaisseau. Une autre étude [App+08] modélise un stent comme un cylindre déformable, qui est d'abord positionné à l'intérieur du vaisseau et sert ensuite de base pour la reconstruction de la configuration des structures du stent. Bien que cette technique tienne compte de la conception spécifique de l'EP, les caractéristiques physiques telles que la longueur et l'angle entre les entretoises ne sont pas préservées et une configuration réaliste de l'EP n'est pas garantie, surtout dans les régions fortement courbées. Comme l'approche précédente, cette méthode ne fait que déformer une structure cylindrique générique et ne tient pas suffisamment compte des propriétés géométriques et de la conception du dispositif, ni de son interaction avec le vaisseau. Dans [Fló+12] deux modèles sont utilisés. Tout d'abord, un modèle géométrique simple, composé d'un ensemble de cercles ou de polygones empilés le long de l'axe central du vaisseau, est utilisé pour simuler l'introduction et le déploiement du stent. Deuxièmement, un modèle à maillage simplexe avec une contrainte cylindrique adaptée est utilisé pour représenter la

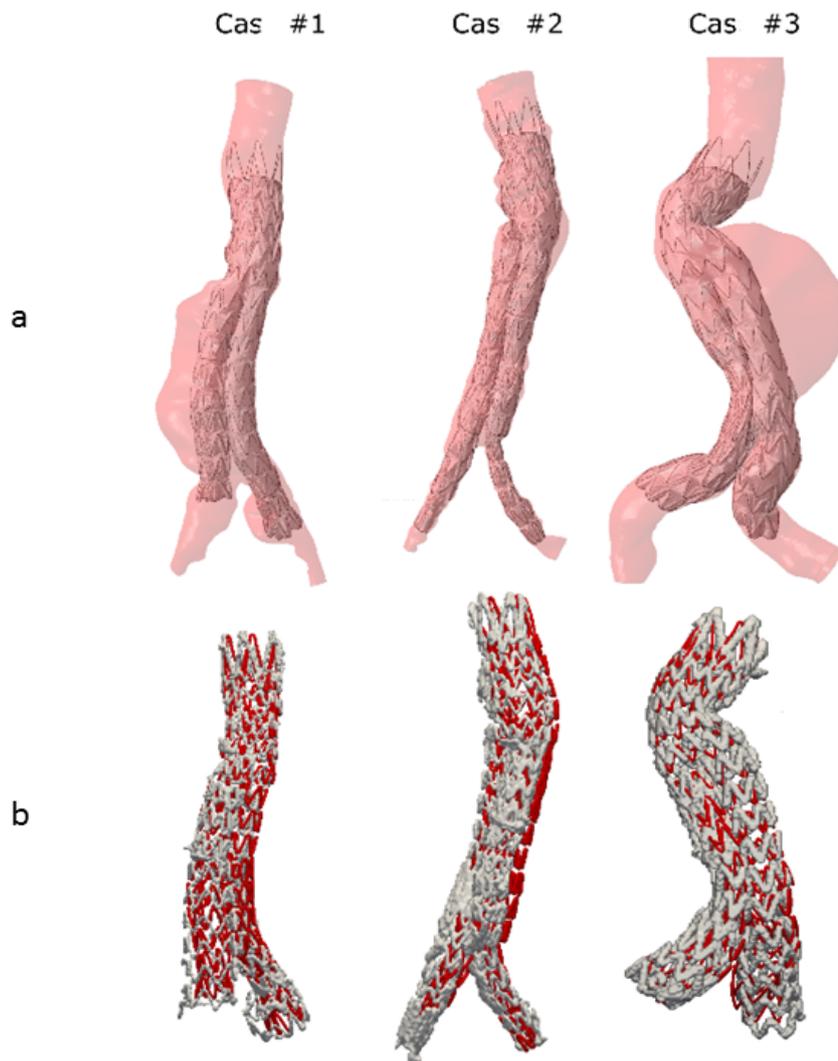


FIGURE 1.29 – Résultats des simulations (a) et comparaison qualitative entre la géométrie simulée (rouge) et la géométrie réelle (blanche) pour trois cas cliniques. Adapté de [Per15b]

surface de l'EP. Un autre modèle déformable à maillage simplexe à contrainte axiale est utilisé pour reconstruire la paroi du vaisseau en 3D. Cette méthode est soumise aux mêmes limitations que les méthodes précédentes. Cependant, elle introduit un modèle simplexe dans la méthodologie. L'approche des modèles simplexes va se développer et fait maintenant partie des approches courantes pour le déploiement rapide des EPs.

1.6.3.2 Fast Virtual Stenting (FVS)

Les maillages simplexes sont des représentations discrètes de surfaces adaptées à la déformation [Del99]. Cette notion a été exploitée pour le déploiement des stents dans plusieurs études. La technique du FVS a été introduite dans [LRF08]. Cet article présente une méthode de largage virtuel de l'EP pour des géométries réelles de vaisseaux, où une extension de modèles déformables basés sur des maillages simplexes est proposée pour représenter l'information géométrique qui contraint le processus de déformation de l'EP. Il y a deux raisons principales pour l'utilisation de modèles déformables simplexes. D'une part, ils véhiculent des informations implicites sur les caractéristiques locales du maillage (par exemple, courbure gaussienne de surface, coordonnées normales de surface et barycentriques des nœuds) facilitant la mise en œuvre d'une déformation régulière du maillage. D'autre part, le processus de déformation du maillage nécessite un faible coût de calcul, il est facile à mettre en œuvre et simple à paralléliser. Contrairement aux études précédentes, celle-ci prend en compte les caractéristiques géométriques des stents : la conception de l'endoprothèse, la longueur des entretoises, et les angles caractéristiques entre les entretoises dans la forme par défaut ou "libre" de l'endoprothèse. Les deux dernières contraintes sont utilisées pour appliquer des forces sur les nœuds de l'endoprothèse qui conduisent à une déformation conforme aux propriétés géométriques de l'endoprothèse. Une extension de la méthodologie et une validation sur données expérimentales obtenues avec un fantôme ont été proposées dans [Lar+10] (Figure 1.30). D'après les résultats présentés, une bonne ressemblance peut être observée entre l'EP réelle et l'équivalent virtuel, pour un temps de calcul inférieur à une minute.

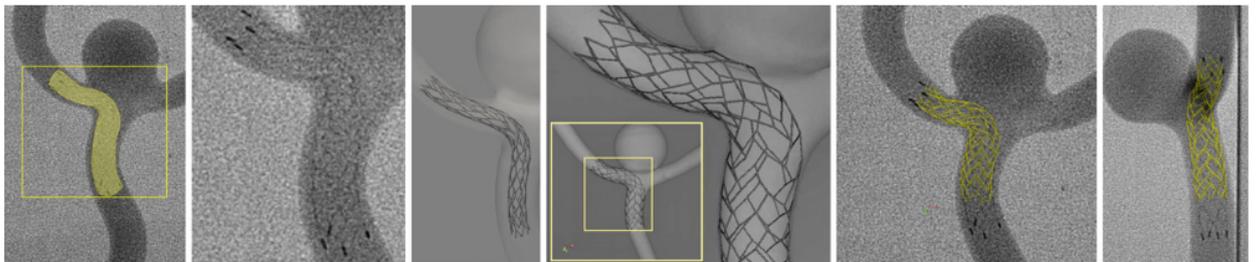


FIGURE 1.30 – Largage virtuel et *in-vitro* (avant et après largage). Superposition du stent virtuel sur les résultats *in-vitro*. Image extraite de [Lar+10]

Cette méthodologie a par la suite été testée et comparée aux résultats d'analyses éléments finis dans [Flo+09]. Une série de modèles paramétriques a été établie en variant les géométries de l'EP, du vaisseau et du col anévrysmal, et les différences entre les deux méthodes ont été évaluées en comparant les configurations larguées des modèles correspondants. Les résultats montrent une assez bonne concordance entre les deux méthodologies, accompagnée d'une réduction significative des coûts de calcul obtenus avec la méthode FVS. Dans [Ber+12], six approches de modélisation progressivement simplifiées (basées sur la méthode des éléments finis et le FVS) ont été utilisées. En comparant la précision des résultats, la configuration finale de l'EP est plus affectée par la non-intégration des

propriétés mécaniques des matériaux (FVS) que par l'adoption de modèles 1D au lieu de modèles 3D. En ce qui concerne les coûts de calcul, les simulations impliquant des caractéristiques d'EP 1D sont les seules réalisables en contexte clinique.

Les résultats de la méthode FVS sont globalement acceptables pour un temps de calcul court, ce qui rend la méthode utilisable en environnement clinique. Cependant, les géométries vasculaires complexes continuent de mettre à l'épreuve cette technique, limitée par la non-intégration des propriétés mécaniques des matériaux.

1.6.3.3 Méthodes alternatives

Pour pallier les limitations de la méthode FVS, des méthodes alternatives ont été proposées. Dans [SV14], une méthodologie inspirée des méthodes de maillage dynamique a été proposée. En utilisant l'idée du maillage à ressort, des algorithmes permettant de modéliser le processus d'expansion de l'endoprothèse et son déploiement dans les vaisseaux ont été développés. Trois types de ressorts ont été testés et leurs performances évaluées (ressort linéaire, ressort de semi-torsion et ressort de torsion). La validation détaillée est rapportée dans une autre étude qui compare ces résultats avec les résultats d'analyses éléments finis [Spr+15]. La méthode basée sur les ressorts (nommé Fast Model (FM) dans l'article) doit être optimisée en calibrant les paramètres de raideur avec l'aide d'un algorithme génétique. Ces étalonnages de la FM doivent être effectués pour chaque nouveau dispositif d'EP inclus dans les simulations de déploiement. Dans l'ensemble, les résultats des expériences indiquent une bonne concordance entre les méthodes FM et éléments finis. Cependant, la méthode est limitée par un modèle de contact simplifié susceptible d'être responsable d'erreurs importantes dans les anatomies complexes. [Zho+16] a proposé une approche de simulation d'image rapide qui utilise une extension des modèles déformables dérivée de modèles à contour actif pour contraindre le déploiement du stent virtuel. De plus, un nouveau critère basé sur des boîtes de contour pour la détection d'auto-collisions a été utilisé pour la résolution du déploiement virtuel des stents.

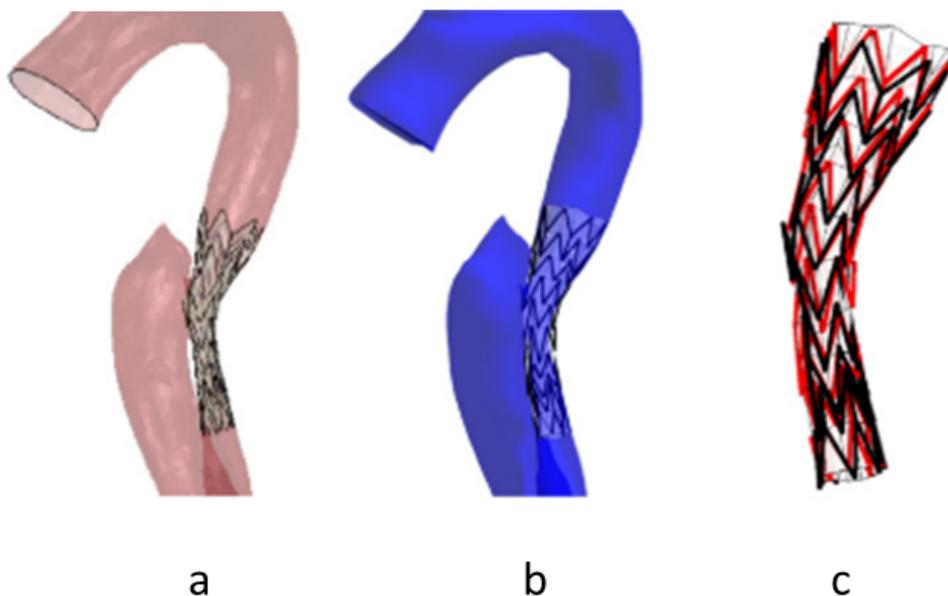


FIGURE 1.31 – Configurations finales après déploiement dans une géométrie de patient. Configuration obtenue par éléments finis (a), configuration obtenue par FM (b) et superposition en rouge de la configuration FM sur éléments finis (c). Adapté de [Spr+15]

[Che+13], propose une étude préliminaire sur un algorithme de déploiement rapide d'EP basé sur la mécanique des contacts, un modèle de ressorts et des maillages déformables. L'interaction entre l'EP et la paroi du vaisseau est simulée lors du déploiement du dispositif pour estimer la configuration post-interventionnelle de la lumière aortique. Les résultats présentent une bonne cohérence avec le CT-scan post-interventionnel. Cependant, la méthode n'a été testée que sur un seul cas. De plus, l'EP est considérée comme un seul corps homogène sans distinction du textile et de la structure métallique.

Bien que rapides et obtenant des résultats corrects dans les géométries simples, la plupart de ces modèles reposent sur une mécanique simplifiée. Les erreurs de simulation ont par conséquent tendance à augmenter avec la complexité de la géométrie des vaisseaux. De plus, ces travaux ont pour vocation de faciliter la planification préopératoire. En effet, ces méthodes ne prennent pas en compte les données peropératoires, qui sont des sources d'informations indispensables pour obtenir des simulations les plus proches possibles de la réalité.

1.6.4 Méthodes de reconstruction basées sur l'image

Les images peropératoires sont l'unique source d'informations instantanées sur le déroulement de l'opération. Bien qu'incomplètes, elles sont indispensables pour simuler avec le plus de précision possible le positionnement des outils. Cette partie est dédiée à une revue des méthodes, peu nombreuses, qui exploitent ces informations pour nourrir leurs reconstructions.

1.6.4.1 Traitements d'image

Pour pouvoir utiliser les informations peropératoires, celles-ci doivent être extraites des images interventionnelles. Cette partie est dédiée à une courte revue des différentes méthodes de traitement d'images.

Le filtre de Frangi est désormais un incontournable du traitement d'images vasculaires. Introduit dans [Fra+98], ce filtre permet d'extraire les structures tubulaires d'une image à différentes échelles, en se basant sur les valeurs propres de la hessienne de l'image. Le premier objectif de ce filtre est d'extraire les structures vasculaires, mais en jouant sur les différentes échelles, il est possible d'extraire la structure tubulaire de l'EP mais également des entretoises des stents [Dem+11]. La superposition des structures est un problème récurrent pour les projections 2D. [GBS10]. Afin de pallier ces problèmes, [Dem+13b] présente une méthode de désocclusion en traitant l'occlusion et les dissimilarités durant un recalage 2D/3D. Deux techniques de désocclusions sont introduites et validées avec des données interventionnelles synthétiques et réelles. D'autres groupes ont travaillé sur la détection automatique des marqueurs des EPs. Dans [Rei+15], la méthode proposée comprend trois étapes : premièrement, les marqueurs d'EPs sont détectés sur l'image fluoroscopique. En utilisant la segmentation tridimensionnelle recalée de l'aorte, les valeurs aberrantes sont rejetées et des groupes de marqueurs appartenant au même groupe sont identifiés. Enfin, un seul groupe de marqueurs est sélectionné et, en fonction de la géométrie des points, une superposition représentant une ligne ou une ellipse est générée. L'objectif est de fournir un deuxième marqueur elliptique dérivé de la position actuelle de l'EP pour fournir au chirurgien une comparaison entre la position planifiée et réelle de l'EP. Volpi et al [Vol+15] ont proposé une alternative au filtre de Frangi utilisé dans [Dem+11] qui utilise l'analyse en composantes principales robuste (RPCA) pour intégrer l'information temporelle des

séquences radiologiques (Figure 1.32). Leur méthode est basée sur des séquences à haute résolution d'au moins quatre images et est sensible à n'importe quelle structure filaire en mouvement. Un réseau de neurones à convolution est proposé dans [Bre+18a] pour segmenter automatiquement les EPs. Le réseau est parvenu à localiser avec une précision la zone couverte par l'EP. Cependant, des informations supplémentaires devraient être fournies au réseau pour parvenir à segmenter les stents individuellement. Cette méthode est étendue dans [Bre+18b] à la segmentation de cathéters.

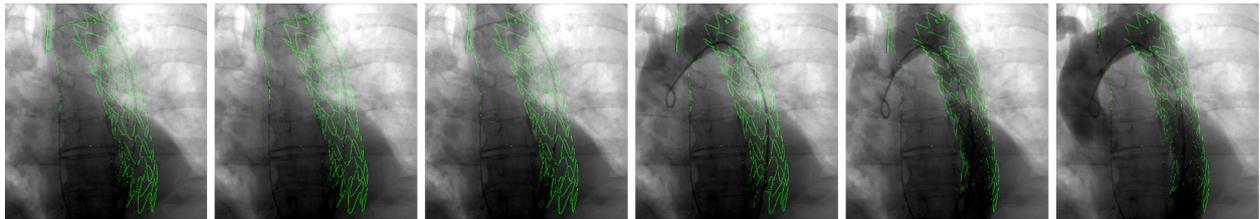


FIGURE 1.32 – Extrait de la détection et du résultat du tracking pour l'EP complètement déployée. Adapté de [Vol+15]

1.6.4.2 Méthodes de reconstruction basées sur l'imagerie peropératoire

Une fois les informations extraites, celles-ci sont exploitées à travers différentes méthodologies. [Bae+03] et [Wag+16] se sont basés sur la fluoroscopie bi-planaire pour reconstruire la position d'un guide ou d'un cathéter pendant la chirurgie. Un système de fluoroscopie bi-planaire, peu commun en blocs opératoires, se compose de deux sources de rayons X et de panneaux de détection correspondants placés dans un arrangement quasi-orthogonal. Dans une approche similaire, [Hof+12; Hof+13] utilisent deux vues fluoroscopiques pour détecter et reconstruire un cathéter en 3D. Cependant l'utilisation de deux vues est une source de perturbation du flot clinique. Dans [Dem+11], un algorithme permettant de faire correspondre automatiquement un modèle 3D de l'EP avec une seule image 2D peropératoire de sa structure est proposée. Grâce au prétraitement automatique et à une approche de recalage global-à-local, l'interaction de l'utilisateur est réduite au minimum. La complexité du schéma de recalage est réduite par une stratégie d'optimisation semi-simultanée intégrant des contraintes correspondant au modèle géométrique de l'EP. Les premiers résultats obtenus sont prometteurs. Cependant, la méthode n'a pas été validée avec suffisamment de données. De plus, les stents sont supposés avoir un déploiement radial homogène, axisymétrique, ce qui n'est pas du tout le cas pour des géométries complexes.

Une autre étude propose un cadre en temps réel pour initialiser la forme 3D d'une EP fenêtrée à partir d'une seule image fluoroscopique 2D [Zho+18a]. Dans cette méthode, la forme tridimensionnelle de l'EP est initialisée par interpolation en se basant sur le positionnement des marqueurs radio-opaques. Tout d'abord, des marqueurs ont été placés sur l'EP fenêtrée. Deuxièmement, la position 3D de chaque segment d'EP a été initialisée par la méthode semi-automatique *Robust Perspective-n-Point*. Troisièmement, la forme tridimensionnelle de l'EP complète a été initialisée par interpolation de l'espace entre les stents, nommé *graft gap* dans l'étude. Le cadre a été validé avec des données issues de déploiements de stents dans des fantômes patient-spécifiques, pour une précision comprise entre 1mm et 3mm. Elle a l'avantage de ne nécessiter qu'une seule image fluoroscopique prise à faible intensité de rayons X. La méthodologie a été complétée dans [Zho+18b] en remplaçant la méthode semi-automatique *Robust Perspective-n-Point* par une initialisation automatique de la forme en 3D obtenue par segmentation automatique de marqueurs multi-classes

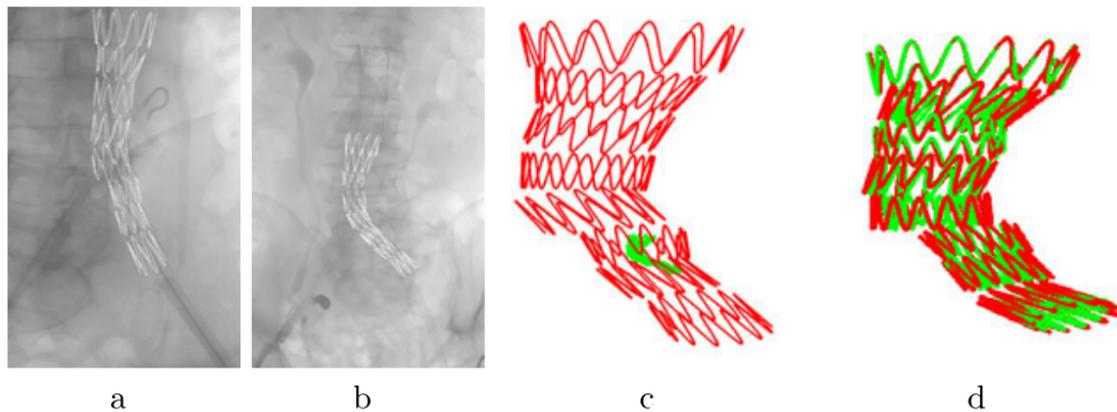


FIGURE 1.33 – Expérience avec données réelles: résultats de la détection (blancs) superposés aux images interventionnelles acquises de vues différentes (a,b), reconstructions 3D des deux EPs (vert, rouge) (c), après mise à l'échelle (d). Image extraite de [Dem+11]

et donc par détermination automatique du centre des marqueurs, introduisant cinq types de marqueurs de formes différentes. Enfin, la méthode a été étendue à des cas d'EPs semi-déployées dans [Zhe+19]. Cependant, la méthode a plusieurs limitations. Premièrement, elle n'a pas été validée avec des données cliniques. Deuxièmement, la méthode se base uniquement sur la position des marqueurs radio-opaques, et requiert donc l'ajout de marqueurs supplémentaires sur les EPs. Enfin, si une déformation de l'EP ne modifie pas la position d'un marqueur, celle-ci demeure indétectable pour la méthode.

Ces méthodes ont l'avantage de temps de calculs très courts et peuvent représenter avec fidélité le déploiement d'EPs dans des géométries simples. Cependant, ces modèles sont basés sur des reconstructions géométriques, incluant par conséquent un nombre important de limitations et d'hypothèses. Les cas plus complexes ne peuvent être traités sans l'apport d'un modèle mécanique.

Des méthodes d'analyses éléments finis permettent de calculer avec précision le déploiement d'une EP dans une géométrie spécifique au patient. Ces méthodes, très précieuses pour la planification préopératoire, ont un temps de calcul trop long pour une utilisation en temps réel. Des méthodes de déploiement rapides d'EP ont également été proposées. Mais celles-ci, basées sur des modèles mécaniques simplifiés, sont mises en difficulté par les cas complexes. De plus, elles n'utilisent pas les précieuses informations issues des images peropératoires. D'autres études se sont donc basées sur l'exploitation de ces données pour proposer des méthodes de reconstructions géométriques des EPs. A l'inverse des études précédentes, c'est cette fois l'absence de modèle mécanique qui limite leur précision. Pour pallier les limitations de ces deux approches, la méthode développée pendant cette thèse utilise les données peropératoires pour contraindre et nourrir un modèle mécanique de l'EP.

1.7 Contexte de la thèse

1.7.1 Problématique clinique - Résumé de l'état de l'art

Les maladies cardiovasculaires sont l'une des premières causes de décès dans les pays industrialisés. Parmi celles-ci, les anévrismes de l'aorte abdominale sont provoqués par une dégradation de la paroi de l'artère. Cet affaiblissement mène à une déformation anormale

de l'aorte et à la formation d'un sac anévrisimal, gonflement de la structure artérielle. Celui-ci s'étend généralement de la bifurcation des iliaques communes jusqu'aux artères rénales, parfois au-delà. Les complications, dissections et ruptures, sont souvent fatales. L'évolution des anévrismes est surveillée par des examens réguliers, notamment leur taille et leur vitesse de croissance, qui guident le chirurgien pour décider si une opération est nécessaire.

L'objectif de l'opération est d'exclure l'anévrisme de la circulation sanguine, en dirigeant le flux sanguin dans une prothèse. Dans ce cas, deux possibilités s'offrent au praticien : la chirurgie ouverte ou l'EVAR. La chirurgie ouverte est traumatisante pour le patient. Elle implique une large incision de l'abdomen et une interruption de la circulation sanguine pour les membres inférieurs. La chirurgie ouverte est peu recommandée pour les patients fragiles ou affaiblis. Au contraire, l'EVAR est une procédure beaucoup moins risquée et a par conséquent une mortalité opératoire plus faible. Cependant, le taux de ré-interventions et de complications postopératoires (endofuites et thromboses) est plus élevé, ce qui est dû à des difficultés de positionnement.

L'EVAR se divise en deux grandes étapes, la planification préopératoire et la procédure chirurgicale elle-même. Lors de la planification préopératoire des procédures qui concernent des AAAs complexes, la géométrie de l'aorte est étudiée et mesurée. L'objectif est de fabriquer une EP qui corresponde le mieux à l'anatomie du patient, pour limiter les risques de complications. Lors de la procédure endovasculaire, le praticien utilise les voies naturelles du patient, très souvent les artères fémorales, pour remonter ses outils jusqu'au site de l'anévrisme. Il procède alors au déploiement progressif de l'EP.

Pour se guider au cours de l'acte chirurgical, le praticien a à sa disposition des systèmes d'imagerie à rayons X. Les principales difficultés de positionnement sont liées au manque d'informations tridimensionnelles en temps réel. Le praticien doit effectuer une reconstruction mentale de la scène, multipliant les images avec des angles d'incidence différents, ce qui augmente la durée de l'intervention, l'irradiation du patient et le volume de produit de contraste injecté. Les salles hybrides sont équipées de moyens perfectionnés qui permettent d'obtenir au cours de la chirurgie des images tridimensionnelles de l'aorte. De plus, le suivi de la position des capteurs par rapport au patient permet l'utilisation de masques de fusion, facilitant la visualisation de l'aorte. Cependant, ces salles sont très coûteuses.

La plupart des blocs sont équipés de C-arm mobiles. Ces derniers sont capables de fournir uniquement des images en deux dimensions. Des méthodes ont été développées pour permettre de recalibrer non-rigidement l'artère à partir d'une seule vue. D'autres études se sont concentrées sur la reconstruction géométrique des outils, notamment des stents de l'EP. Toutefois, ces méthodes ne permettent pas d'atteindre la précision d'une simulation numérique.

Des modèles mécaniques réalistes simulent le comportement des outils et de l'artère au cours de la chirurgie. Ils permettent par exemple de prédire le déploiement d'une EP dans la géométrie spécifique de l'aorte d'un patient. Ces simulations restent très coûteuses en temps de calcul. Des méthodes de déploiement rapide d'EPs (FVS) ont été développées, basées sur des approximations géométriques ou sur la déformation de maillages complexes. Bien que d'une aide très précieuse lors de la planification préopératoire, ces simulations ne considèrent pas les informations issues des données peropératoires.

1.7.2 Objectifs de la thèse

Ce travail a été effectué en collaboration entre trois acteurs principaux, incluant un partenaire industriel dans le cadre de la convention Cifre. Ces trois acteurs ont apporté leurs différents points de vue sur le sujet, avec des contraintes, des objectifs et des connaissances spécifiques qui ont mené à la définition du projet décrit précédemment.

Attentes cliniques D'un point de vue clinique, le CHU de Saint-Étienne a défini les objectifs de l'outil. Les principales difficultés de la procédure endovasculaire sont liées au manque d'informations tridimensionnelles sur le déploiement et le positionnement de l'EP. En effet, il est indispensable pour le praticien de pouvoir comprendre comment est positionnée l'EP dans l'aorte, et notamment par rapport aux ostia rénales. Habituellement, il ne dispose que d'images en 2D pour positionner un dispositif en 3D. Il doit donc multiplier le nombre de vues avec des incidences différentes pour effectuer une reconstruction mentale de la scène, et dans certains cas prendre beaucoup de temps pour le cathétérisme des artères secondaires. Ainsi, fournir directement une représentation en 3D de la scène permettrait de réduire le nombre d'images, de même que le temps total de la chirurgie. Logiquement, simuler le déploiement de l'EP au sein de l'artère implique de connaître la géométrie de cette dernière. Le principal et premier objectif de la thèse est donc de fournir une visualisation tridimensionnelle de l'aorte et des outils.

De plus, de nouvelles attentes relatives à l'intégration au flot clinique sont apparues. L'outil développé a pour vocation d'être utilisé pour guider la procédure en se basant sur les images peropératoires. La méthode devant tourner pendant l'opération, le deuxième objectif est que son temps de calcul total soit suffisamment court pour ne pas perturber l'opération. En effet, il est impossible d'arrêter la procédure pendant plus de dix minutes, le patient étant soumis à une anesthésie générale. De même, l'utilisation de plusieurs images impliquerait d'arrêter momentanément la procédure pour déplacer l'arceau selon des angles spécifiques, ce qui est parfois difficile car l'environnement chirurgical est très chargé, par exemple avec les chariots médicaux ou les écrans de l'arceau mobile eux-mêmes. La méthode doit donc se baser sur une seule image peropératoire, prise de face, car c'est l'orientation habituellement utilisée pour suivre la remontée des outils.

Le CHU a également contribué à la thèse en fournissant les données patients mais surtout en partageant sa grande connaissance des procédures endovasculaires, tout en guidant la conception générale de la procédure pour répondre au mieux aux attentes des cliniciens. Les objectifs sont donc de fournir une méthode de reconstruction basée sur une seule vue, avec une erreur finale inférieure à 3mm, valeur fixée en accord avec les praticiens.

Spécificités industrielles L'entreprise Thales MIS fabrique et fournit des détecteurs plats pour arceaux mobiles. L'entreprise propose également une suite de logiciel de traitements d'images et de calculs pour accompagner le matériel. Le travail de cette thèse devrait être intégré à l'offre existante pour améliorer leur service. Des techniques de fusion d'images existent déjà et sont actuellement utilisées en salles de chirurgies, notamment en salles hybrides. Cependant, la plupart des recalages proposés sont rigides. Les recalages non-rigides ne sont pas encore très représentés. De même, peu de solutions commerciales sont disponibles en ce qui concerne les arceaux mobiles. Ainsi, la méthode développée pendant cette thèse doit être innovante, supporter les déformations non-rigides et se baser sur les contraintes des arceaux mobiles. Ces contraintes ont été détaillées précédemment (partie 1.5.3). Pour résumer, les points les plus importants sont la non-répétabilité de la

position du C-Arm et l'absence de suivi de sa position dans le repère monde, ce qui implique que le recalage doit être effectué à chaque changement de configuration. Ce dernier point accentue la nécessité d'un temps de calcul court.

Thales MIS a apporté son savoir concernant la géométrie des arceaux mobiles et le traitement des images peropératoires.

Défis scientifiques Deux défis scientifiques émergent des contraintes évoquées précédemment. Le premier est de réunir deux champs scientifiques habituellement distincts, le traitement d'image et les simulations numériques. En effet, le but est de trouver le moyen de lier efficacement les informations issues de l'imagerie peropératoire avec des modèles mécaniques. Un ensemble de données géométriques, en 2D dimensions, doivent être utilisées pour nourrir des modèles mécaniques en 3D. Le second défi est lié aux modèles mécaniques eux-mêmes. Comme présenté précédemment, une importante contrainte de temps de calcul pèse sur le sujet. Les méthodes de simulations habituelles, telles que les éléments finis, étaient donc peu envisageables. Le second défi est donc de trouver le bon équilibre entre des modèles mécaniques dégradés, avec un temps de calcul court, mais suffisamment précis pour que les résultats obtenus puissent être de quelque utilité. Pour résumer, les objectifs relevés avec l'École des Mines et le laboratoire du Centre Ingénierie et Santé (CIS) sont de parvenir à:

- coupler un modèle mécanique en 3D avec des informations issues de l'imagerie peropératoire 2D.
- concevoir un modèle simplifié mais réaliste d'une EP

L'apport du CIS au sujet de thèse concerne principalement les modèles mécaniques et la conception globale de l'algorithme. Le centre a une profonde expérience en simulations numériques, avec plusieurs thèses déjà soutenues sur la simulation du déploiement d'EPs.

L'objectif de la thèse est donc de répondre à ces multiples problématiques et de concevoir un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'EP. Cet outil doit être capable de fournir au praticien une visualisation prédictive en temps réel et en trois dimensions du déploiement de l'EP au sein de l'artère du patient. La méthode se base sur le matériel le plus fréquemment utilisé, l'arceau mobile, et doit par conséquent utiliser une unique image radiographique en deux dimensions. Méthodologiquement, cet outil doit être capable de coupler les informations issues des images peropératoires avec un modèle numérique de l'EP et de l'artère: la simulation mécanique est guidée et contrainte avec les informations géométriques peropératoires. Le modèle mécanique peut ainsi être simplifié, ce qui permet d'économiser du temps de calcul tout en gardant une précision supérieure à une simple méthode géométrique.

Chapitre 2

Architecture de l’algorithme et intégration dans le flot clinique

Sommaire du chapitre

2.1	Abstract	55
2.2	Résumé	56
2.3	Présentation de la méthode et son intégration au flot clinique	56
2.3.1	Revue de l’algorithme.	56
2.3.2	Intégration au flot clinique.	59
2.4	Conclusion du chapitre	61

2.1 Abstract

The main objective of this thesis work is to simulate and predict the deployment of a stent graft within the abdominal aorta in an efficient way (short computation time). The purpose is to allow the surgeon to visualize how the fenestrations and openings of the prosthesis are positioned compared to the ostia, and to facilitate the understanding of the positioning of the stent graft with respect to the geometry of the aorta. Thus, the simulation of the deployment of the prosthesis must be preceded by a step of updating the artery geometry before the release.

This short chapter is necessary to give an overview of the global algorithm. It facilitates the understanding of the sequence of steps and data flow from the input data to the final result. It also presents how the following chapters are articulated and how they fit into the overall algorithm.

In this section, we will therefore start by presenting an overview of the method that has been developed during this thesis. The algorithm is summarized as a diagram in figure 2.4. The second part of this chapter also aims to show how the method can be integrated seamlessly into the clinical flow.

2.2 Résumé

Le principal objectif de ces travaux de cette thèse est de simuler et de prédire le déploiement d'une EP au sein de l'aorte abdominale. En effet, le but est de permettre au chirurgien de visualiser comment sont positionnées les fenêtres et les ouvertures de la prothèse par rapport aux ostia, et de faciliter la compréhension du positionnement de l'EP par rapport à la géométrie de l'aorte. Ainsi, la simulation du déploiement de la prothèse doit être précédée d'une étape de mise à jour de la géométrie de l'artère à un instant t précédant le largage.

Ce chapitre, court, est nécessaire pour donner un aperçu de l'algorithme global. Il facilite la compréhension de l'enchaînement des étapes et du cheminement des données, depuis les données d'entrée jusqu'au résultat final. Il présente également de quelle manière sont articulés les chapitres suivants et comment ils s'intègrent dans l'algorithme global.

Dans cette partie, nous allons donc commencer par présenter globalement la méthode qui a été mise au point au cours de cette thèse. L'algorithme est résumé sous la forme d'un schéma sur la figure 2.4. La seconde partie de ce chapitre a également pour fonction de montrer comment la méthode peut être intégrée de manière fluide au flot clinique.

2.3 Présentation de la méthode et son intégration au flot clinique

2.3.1 Revue de l'algorithme

La première partie de ce chapitre est dédiée à la revue globale de l'algorithme pour comprendre l'enchaînement des étapes. Les étapes sont détaillées dans la suite de ce manuscrit. L'algorithme de simulation de déploiement de l'EP, également nommée Fast Method of Virtual Stent graft Deployment (FMVSD), requiert la géométrie de l'aorte. Celle-ci est obtenue en mettant à jour les informations issues du scanner préopératoire. Ce recalage non-rigide n'est pas trivial, et a été l'objet de plusieurs travaux (Partie 1.5.2). Cependant, le cadre de la thèse Cifre et de la collaboration avec l'entreprise Thales MIS implique une recherche d'innovation par rapport aux travaux existants. De plus, la méthode FMVSD requiert des données spécifiques. Ainsi, la première partie des travaux de la thèse a été consacrée au développement d'une méthode de recalage non-rigide de la géométrie de l'aorte abdominale à partir des images peropératoires. Cette étape est un pré-requis obligatoire pour l'étape de simulation du déploiement de la prothèse, qui en sera nécessairement précédée. En effet, l'introduction des outils du chirurgien, et notamment le lanceur de l'EP, très rigide, induit des déformations importantes de l'artère. La FMVSD doit être précédée du Recalage Non-Rigide (RNR). Le RNR est indépendant et peut être utilisé seul à n'importe quel moment si le chirurgien souhaite connaître la géométrie de l'artère à un moment donné. La seule condition est de réaliser une DSA. En effet, le RNR requiert comme données d'entrée la géométrie de l'artère issue des scanners préopératoires et une image peropératoire sur laquelle est visible l'artère. Ainsi, les données d'entrée de la méthode de recalage non-rigide sont :

- le scanner préopératoire (Figure 2.1) ;
- la DSA peropératoire (Figure 2.2) ;

Le scanner préopératoire fait partie de la procédure de suivi des patients et de la planification opératoire. Il s'agit d'un examen médical permettant d'obtenir des informations

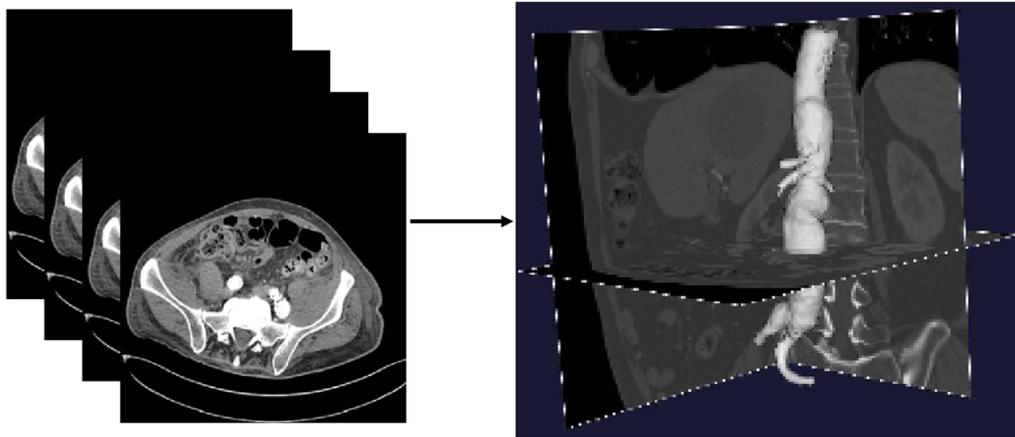


FIGURE 2.1 – Exemple de segmentation du volume préopératoire à partir du CT-scan



FIGURE 2.2 – Exemple de DSA peropératoire

tridimensionnelles sur l'anatomie du patient (Partie 1.3.3.1). De ce CT-scan, le maillage du volume de l'aorte est extrait, le plus souvent sous format .stl. La seconde donnée extraite est la ligne centrale de l'artère. La DSA, réalisée à un instant précis de la procédure chirurgicale, permet d'obtenir la projection bidimensionnelle de la forme de l'aorte.

La première étape de la méthode RNR est un recalage rigide, au cours duquel le volume 3D de l'artère préopératoire est déplacé dans l'espace 3D afin que sa projection corresponde à la DSA. Lors de la seconde étape, la projection 2D de la ligne centrale 3D, précédemment recalée rigidement, est interpolée pour correspondre à la silhouette cible sur la DSA. Puis, au cours de la troisième étape, la ligne centrale interpolée est rétro-projetée pour mettre à jour le modèle éléments finis de la ligne centrale 3D via des multiplicateurs de Lagrange ajoutés à la matrice de rigidité. Enfin, au cours de l'étape quatre, le volume préopératoire est déformé pour correspondre à la nouvelle ligne centrale. Les données de sortie de la méthode de recalage non-rigide sont donc le volume et la ligne centrale 3D de l'aorte mis à jour selon la DSA peropératoire.

Ces données serviront de données d'entrée pour la deuxième grande partie de l'algorithme, la simulation du déploiement de l'EP (FMVSD). Les autres données d'entrée sont :

- le modèle 3D de l'EP (Figure 2.3) ;
- l'image peropératoire de l'EP (par exemple une fluoroscopie Figure 2.3) ;

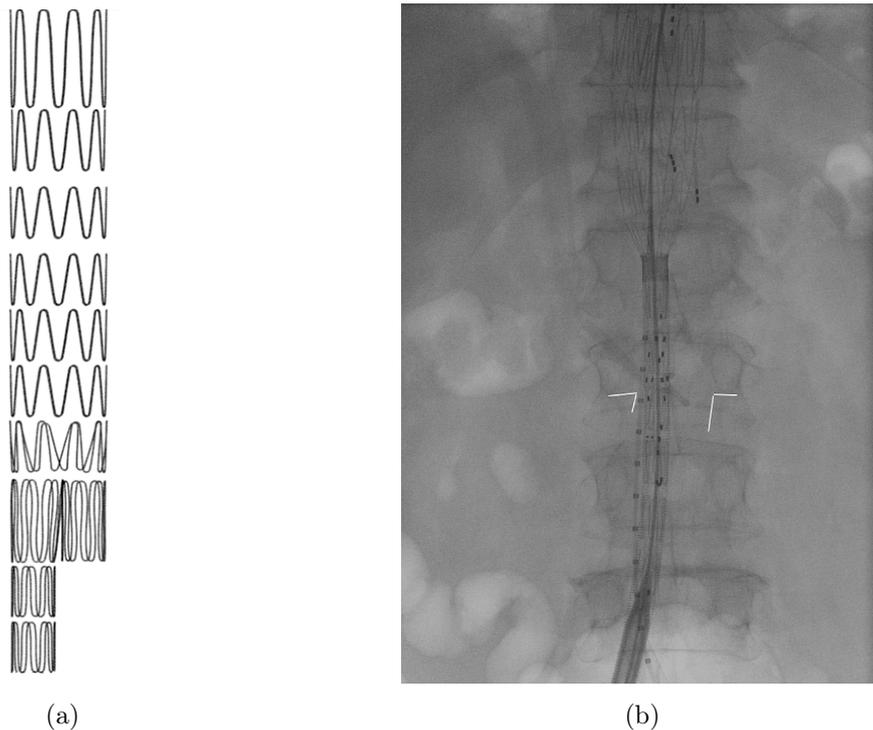


FIGURE 2.3 – Exemple de modèle 3D d'une EP (a) et image peropératoire avec déploiement partiel d'EP

Le modèle 3D de l'EP utilisé pour la réparation est déterminé lors de la planification préopératoire (Partie 1.3.3.1). Le modèle contient notamment la géométrie des stents et la position des fenêtres et ouvertures. L'image peropératoire est différente de la DSA précédemment utilisée. En effet, les stents de l'EP doivent être visibles. Cette image contient les informations géométriques 2D nécessaires pour la reconstruction de l'EP.

La première étape de la FMVSD, qui est l'étape 5 sur le schéma (Figure 2.4), consiste à

positionner les barycentres des stents qui composent l'EP dans la géométrie de l'artère, en 3D. Il s'agit d'une étape de positionnement global, l'EP étant représentée par un modèle éléments finis de sa ligne centrale. L'étape suivante, basée sur la position des barycentres et les informations géométriques extraites de l'image peropératoire, consiste à reconstruire les stents de façons géométrique et axisymétrique. Ces deux étapes constituent la Phase 1 de la FMVSD, phase initiale de reconstruction de l'EP. Cette phase se caractérise par un temps de calcul court. Cependant, pour certaines géométries complexes, la précision atteinte peut être insuffisante. Dans ce cas, les étapes de la phase dite d'affinage, la Phase 2, peuvent être utilisées pour atteindre une meilleure précision. Ainsi, l'étape 7 consiste à retrouver la rotation du stent autour de son axe principal, en utilisant un algorithme de minimisation. Enfin, au cours de la dernière étape, le déploiement des stents est simulé individuellement au sein de boîtes de déploiement spécifiques.

Finalement, nous obtenons la géométrie de l'EP déployée dans l'artère. Cette géométrie peut être affichée soit sous la forme d'une fusion avec l'image peropératoire en 2D, soit sous la forme d'un modèle 3D que le praticien peut manipuler.

2.3.2 Intégration au flot clinique

La méthode est basée sur une image unique provenant d'un arceau mobile. A n'importe quel moment, le chirurgien peut utiliser la méthode, uniquement la partie RNR ou le recalage suivi de la simulation du déploiement. Par exemple, lors de la remontée des outils, lorsque l'artère est déformée, le chirurgien peut visualiser les modifications de la géométrie de l'artère en utilisant le RNR. Mais l'intérêt principal de la méthode réside dans le suivi du déploiement de l'EP. La méthode FMVSD est utilisable aux différents stade de déploiement de l'EP. La méthode peut être appliquée pour une EP partiellement déployée, pour vérifier son bon positionnement avant son largage final. Grâce à la dernière étape de simulation du déploiement, qui utilise des modèles éléments finis individuels pour chaque stent, la méthode est également capable de prédire la configuration finale de l'EP. En effet, la méthode simule la configuration gainée du stent comme état initial avant le largage. Il suffit de remplacer la simulation du stent gainé par la véritable configuration gainée extraite des images, et ainsi obtenir une simulation prédictive du déploiement.

Ainsi nous pouvons imaginer une séquence au cours de la procédure, après l'introduction du lanceur rigide mais avant le déploiement:

- le chirurgien positionne le C-arm de manière à visualiser l'intégralité de la zone de la chirurgie, de préférence selon une orientation frontale ;
- une DSA est réalisée pour mettre à jour la géométrie de l'artère déformée par le lanceur ;
- après déploiement partiel de l'EP, le chirurgien démarre la simulation pour obtenir le déploiement prédictif de l'EP, et effectuer des ajustements sur la position du lanceur si nécessaire ;
- après déploiement complet, le chirurgien peut de nouveau lancer la simulation pour vérifier le déploiement et faciliter le cathétérisme des artères secondaires ;

Du moment que la position du C-Arm n'est pas modifiée et que l'artère ne subit pas de déformations importantes, une seule DSA peut-être utilisée pour plusieurs simulations FMVSD. En effet, la limitation majeure de la méthode repose sur le fait qu'elle nécessite de faire une DSA à chaque déplacement de l'arceau. Étant donné qu'il est impossible de suivre précisément le système dans l'espace en 3D, un recalage doit être effectué dès que la configuration du C-arm est modifiée.

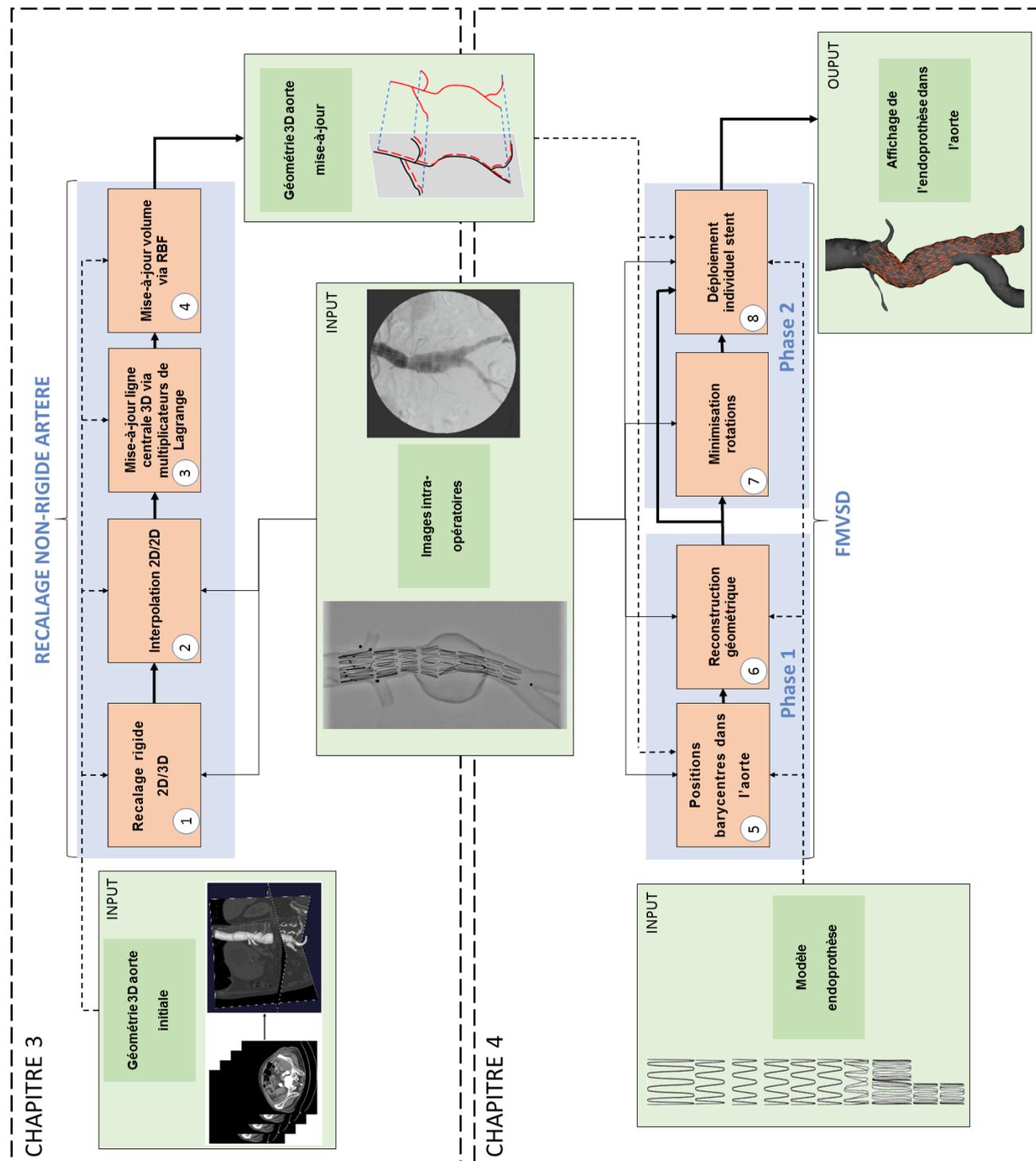


FIGURE 2.4 – Schéma de l'algorithme global de la méthode développée pendant la thèse. Les données d'entrée et de sortie ainsi que l'enchaînement des principales étapes sont représentées

Ainsi, la méthode ne devrait être utilisée qu'aux moments critiques de l'intervention. En effet, une DSA nécessite l'injection de plus de produit de contraste. Les multiplier serait contre-productif par rapport à l'objectif de réduction du volume total de produit injecté. Cependant, dans le cas où la méthode est utilisée lors de la phase de déploiement de l'EP et du cathétérisme des artères secondaires, elle devrait permettre de réduire ce volume ainsi que l'exposition aux rayonnements du patient. En effet, après une injection initiale, le chirurgien pourrait suivre facilement les déplacements et le positionnement des outils sur la simulation. Habituellement, c'est au cours de cette phase délicate que le chirurgien doit faire de nombreuses micro-injections pour situer correctement ses outils par rapport aux ostia. Dans les cas les plus difficiles, le nombre élevé de vues augmente le volume de produit utilisé et le taux d'irradiation du patient, de même que le temps consacré à cette phase. Sur ce second point, la méthode pourrait également contribuer à réduire le temps total de l'opération en facilitant cette étape. Bien qu'incompatible avec un temps réel physique, la méthode a un temps de calcul total suffisamment court pour que son intégration clinique soit envisageable. Ainsi, les inconvénients liés à l'emploi de la méthode seraient largement compensés par un gain en temps et par une réduction du volume de produit de contraste et de ionisation du patient, et ainsi réduire les complications postopératoires.

La méthode est basée sur les systèmes d'arceaux mobiles, et l'exemple précédent suit cette hypothèse. Néanmoins, l'utilisation de la méthode en salle hybride est envisageable après quelques modifications. La salle hybride permettant de suivre les déplacements de l'arceau, il est possible d'utiliser la méthode sur une unique DSA puis de naviguer autour de l'EP reconstruite. Dans ce cas, une nouvelle DSA n'est nécessaire qu'en cas de nouvelles déformations importantes de l'artère, et non à chaque déplacement de l'arceau. De plus, la simulation peut être corrigée en réalisant des vues de l'EP selon des angles différents. Il est déjà possible de réaliser des acquisitions rotationnelles en 3D, mais la méthode permettrait de réduire la quantité de radiation reçue par le patient en minimisant le nombre d'images nécessaires pour obtenir la reconstruction 3D du dispositif. Cependant, l'avantage majeure de la méthode pour une utilisation en salle hybride concerne le déploiement prédictif. En se basant sur une reconstruction 3D précise de l'état initial pré-déploiement, la prédiction pourrait atteindre une haute précision. A notre connaissance, aucune autre méthode ne propose de déploiement prédictif basé sur les informations peropératoires.

2.4 Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, l'algorithme principal de la méthode a été présenté, ainsi que l'enchaînement des principales étapes. L'algorithme est divisé en deux sous-algorithmes, le recalage non-rigide de l'artère et la simulation du déploiement des EPs. Puis, la manière dont est envisagée l'intégration au flot clinique a été présentée, pour un arceau mobile ou en salle hybride. Dans les deux cas, la méthode peut améliorer les conditions de la procédure en diminuant le volume de produit de contraste injecté, le taux d'irradiation et le temps total de l'opération.

Chapitre 3

Recalage non-rigide de l'artère

Sommaire du chapitre

3.1	Abstract	64
3.2	Résumé	64
3.3	Préambule	64
3.4	Finite-Element based Image Registration for Endovascular Aortic Aneurysm Repair.	65
3.4.1	Introduction	65
3.4.2	Methods	67
3.4.2.1	Data acquisition	67
3.4.2.2	Non-rigid registration (NR) and measurements	68
3.4.3	Results	70
3.4.4	Discussion	70
3.4.5	Conclusion	74
3.5	Appendix A	75
3.5.1	Non-rigid registration (NR)	75
3.5.1.1	Initial configuration.	75
3.5.1.2	Model constrains	76
3.5.1.3	2D/2D non-rigid registration	76
3.5.1.4	Back projection lines	77
3.5.2	Finite Element Model Resolution	77
3.5.2.1	Model properties	77
3.5.2.2	FEM resolution with Lagrange multipliers	78
3.5.2.3	3D reconstruction	79
3.6	Appendix B	79
3.6.1	Evaluation	79
3.6.1.1	3D rigid registration(R3D)	80
3.6.1.2	2D Rigid registration (R2D)	81
3.6.1.3	Measurement	81

3.7 Synthèse	81
3.8 Modifications et automatisation du recalage non-rigide	82
3.9 Conclusion	86

3.1 Abstract

The study in this chapter is dedicated to the presentation of the non-rigid registration method, which is the first part of the algorithm presented in chapter 2. The different steps of the registration are detailed. Then, the method is tested on patient cases. The study was submitted to "Clinical Biomechanics" in 2019. The article is presented in this manuscript in its full English version. It is preceded by a preamble, followed by a summary and supplemented by an appendix. These additional sections are in French. It should be noted that the notations used in the study of this chapter may sometimes differ from those defined in the rest of the manuscript.

3.2 Résumé

L'étude faisant l'objet de ce chapitre est dédiée à la présentation de la méthode de recalage non-rigide, qui constitue la première partie de l'algorithme présenté au chapitre 2. Les différentes étapes du recalage sont détaillées. Puis, la méthode est testée sur des cas patients. L'étude a été soumise à "Clinical Biomechanics" en 2019. L'article est présenté dans ce manuscrit dans sa version complète en anglais. Il est précédé d'un préambule, suivi d'une synthèse et complété par un appendice. Ces sections complémentaires sont en français. Il est à noter que les notations utilisées dans l'étude de ce chapitre peuvent parfois différer de celles définies dans le reste du manuscrit.

3.3 Préambule

Les difficultés de positionnement des EPs au cours des EVARs entraînent des risques de complications postopératoires élevées. De plus, le manque d'informations tridimensionnelles lors du déploiement du dispositif force le chirurgien à multiplier les vues selon des angles différents, ce qui augmente le volume de produit de contraste injecté, le taux d'irradiation et le temps total de la procédure. Des méthodes de recalage de l'artère ont été développées. Cependant, les méthodes de recalage rigide ne peuvent éviter de larges erreurs dues aux déformations non-rigides de l'artère. De plus, les méthodes non-rigides nécessitent plusieurs vues 2D, un long temps de calcul ou ne sont pas capables de traiter des cas spécifiques. Ainsi, le but de cette étude est de proposer une nouvelle méthode de recalage non-rigide de l'aorte abdominale, basée sur une seule image peropératoire et un temps de calcul cliniquement compatible.

Pour commencer, la géométrie préopératoire est extraite des scanners de planification. Le volume est segmenté à l'aide d'une méthode basée sur des collisions de front implémentée dans le Vascular Modeling Toolkit (VMTK). Puis la ligne centrale est extraite de ce volume grâce à un algorithme basé sur le diagramme de Voronoï. Cette géométrie est ensuite mise à jour grâce aux données peropératoires. La méthode se divise en plusieurs phases. La première étape est un recalage rigide de la projection du volume préopératoire sur la DSA cible. La ligne centrale préopératoire est ensuite projetée en 2D, puis interpolée pour

correspondre à la DSA. L'étape suivante consiste à mettre à jour un modèle éléments finis de la ligne centrale 3D préopératoire. Les déplacements calculés durant l'interpolation sont imposés sous la forme de lignes de rétro-projection qui guident les déplacements des nœuds de la ligne centrale. Ces conditions limites sont implémentées sous la forme de multiplicateurs de Lagrange ajoutés à la matrice de rigidité du modèle. Enfin, le volume de l'aorte est reconstruit.

Puis, la méthode est évaluée et comparée à deux autres méthodes de recalage. La première est un recalage rigide 3D/3D qui aligne les vertèbres à proximité de l'AAA. Cette méthode est régulièrement employée en salles hybrides. La seconde est un recalage rigide 2D/3D qui utilise une seule image radiographique. En comparant les résultats de la méthode proposée ici avec les performances de ces méthodes non-rigides, nous sommes en mesure de déterminer si l'approche non-rigide est pertinente. Les scanners de sept patients ont été utilisés pour évaluer les performances de la méthode.

3.4 Finite-Element based Image Registration for Endovascular Aortic Aneurysm Repair

3.4.1 Introduction

Cardiovascular diseases are one of the first causes of death in industrialized countries, with 45,000 cases per year in the United States related to abdominal aortic aneurysms (AAA) [Dua+14]. Minimally invasive procedures known as EVAR procedures are particularly well adapted to the treatment of AAA and are conducted daily in modern-hospitals. Stent-grafts are inserted through the femoral artery and are deployed using assistance of 2D angiography and fluoroscopy. The intraoperative mortality of EVAR is lower (1.5%) than open surgical repair (4.6%) [Saj+08]. However, the aneurysm-related mortality in the long term is similar [Mac+09; HI05]. Sophisticated fenestrated stent grafts have to be used to repair AAA expanding beyond ostia of renal arteries. In that case, the stent-graft should be positioned as precisely as possible to facilitate catheterization of the renal arteries. Ostia have a diameter of about 5-7mm and sometimes overlap with secondary renal arteries. Difficulties in positioning the stent graft with fenestrations sitting precisely in front of the ostia may lengthen the surgery, inducing over-irradiation and excessive injection of contrast media. Complications may occur because only 2D imaging is available intraoperatively, whereas a 3D reconstruction would be needed for optimal positioning of stent-grafts. The key step in image-guided minimally invasive surgery is the registration of pre- and perinterventional data [Mar+12]. There are many 2D/3D registration methods that can be applied to different surgical specialties, such as intensity-based methods using B-splines [YTZ17] or convolutional neural network regression [MWL16] for bone registration. A method using a two-step particle filter and ultrasound scanning was proposed by Chen et al. [CLL17] for the registration of flexible interventional catheter. Fusion imaging is commonly used to align the preoperative 3D CT scan onto intraoperative fluoroscopy images [Gor+05]. The benefits of fusion imaging are the reduction of contrast agent injection and shortening of procedure duration [Tac+13; Her+14; De +16]. Still, fusion imaging usually requires costly hybrid rooms with fixed imaging systems which automatically adjust the position of the operating table. Mobile C-arms, which are still very commonplace, do not permit direct fusion imaging. However, fusion imaging in hybrid rooms also increases patient's irradiation as a 3D scan is required at the beginning of the procedure. The fully automated registration method proposed by Varnavas et al. [VCP15] achieves a satisfactory

registration rate thanks to two algorithms based on normalized features and multiple vertebra registrations. However, arteries can be naturally deformed, depending on the patient body position, or artificially modified when the endovascular tools are inserted [Mau+14; Kal+13]. Therefore, standard 3D/3D fusion imaging based on rigid registration cannot avoid large errors in some cases. Several 2D/3D registration methods based on precomputations were proposed. Kaladji et al. [Kal+19] have shown the interest and feasibility of 2D/3D registration under operating conditions, which reduces the use of contrast agent. They introduced a rigid registration method and proposed to pre-calculate the non-rigid deformations that may occur within the aorta during the procedure to provide a more accurate registration if necessary. Gindre et al. [Gin+15; Gin+17] showed the possibility of predicting large deformations of vascular geometry with numerical simulations and finite element analysis. Mohammadi et al. [Moh+18] proposed to precompute the deformation of the vascular tree during EVAR by simulating the positioning and deployment of stent-grafts. They achieved good accuracy in the positioning of tools and iliac ostia, while avoiding the constraint of computation time. However, pre-calculating model deformations requires perfect prediction of clinical workflows. Any change of tool or any unexpected event that may occur during surgery makes the model obsolete. Precomputing deformations also means not using all the valuable information from intraoperative imaging. Other studies introduced real-time intraoperative 3D AAA non-rigid registration methods. Liao et al. [Lia+10] presented a method based on two fluoroscopic images and constrained a deformation model with neighboring smoothness terms, length preserving, and 2D distance maps. However this method requires several 2D views to achieve accurate 3D registration. Another method using two fluoroscopic images was proposed by Toth et al. [Tot+15], based on skeleton-based deformations which map the 3D pre-operative AAA shape onto intraoperative locations of inserted devices and landmarks. Raheem et al. [Rah+10] described a deformable 2D/3D registration method using TPS with landmarks. The method also requires at least two fluoroscopic images. This involves stopping the procedure temporarily to take two images, with different angles of incidence, thereby increasing the duration of the procedure. To reduce the duration of interventions, a method based on a single view would be more suitable. Groher et al. [GZN09] proposed a 2D/3D vessel registration method based on the Iterative Closest Point (ICP) approach, TPS, smoothness and length regularization with a single fluoroscopy input. This method shows very interesting results with significant improvement of the position error. However, the proposed method is not guaranteed to converge to the right solution in some specific cases, for example when vessels are deformed by tools insertion, and does not rely on a mechanically realistic model. It also requires about 5 min to run, which can be too long for surgical purposes. Zheng et al. [Zhe+18] proposed to graph-match 3D preoperative AAA skeleton with 2D intraoperative skeleton, before performing the registration while respecting skeleton length and smoothness. This method yields interesting results but is sensitive to topology variance. In summary, current 3D/3D fusion imaging systems requiring a hybrid room usually miss non-rigid registration whereas 2D/3D registration methods need several 2D views, a long computation time or are not able to deal with specific cases. In order to address these issues, we propose a new 2D/3D registration method making a good trade-off between performance, precision and simplicity. The method requires only one x-ray projection to update a finite element model and is able to run on equipment with limited resources. The simplicity of the method's use and the short calculation time make it possible to integrate it into an operating workflow without disrupting it, and does not require any new hardware. After a comprehensive presentation of the method, we make a proof of concept on

clinical datasets for which a reference CT-scan was available to evaluate the registration errors made by our method and to compare them with other registration methods based on rigid transformations.

3.4.2 Methods

3.4.2.1 Data acquisition

The data available at the beginning of the non-rigid registration method includes the 3D geometry of the aorta extracted from the preoperative scanner and the intraoperative 2D images. The geometry extracted from the preoperative scanner is an accurate representation of the patient's aorta in the three directions of the patient reference frame. However, these data may be outdated. Intraoperative images are a projection of the patient's aorta, and thus contain only two-dimensional data, along u and v (Fig.3.1). Depth, along the projection axis of cone beam, is unknown. Nevertheless, this information is up to date unlike the preoperative scan. The objective of the non-rigid registration method is therefore to update outdated 3D data with up-to-date 2D data. For this purpose, the 3D geometry is implemented in a mechanical model, which is then solved according to the 2D information. Thus, the model is perfectly up to date according to the projection plane of the 2D images, and the mechanical model calculates the resulting deformations according to the depth. In addition, the method must be performed in real time and therefore should rely on a simplified mechanical model with a reduced calculation time.

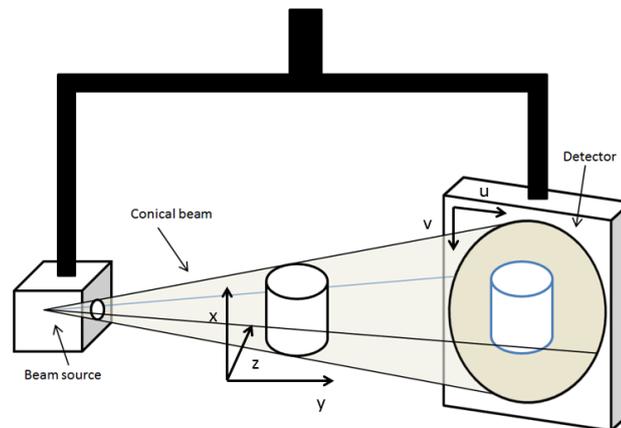


FIGURE 3.1 – C-Arm configuration: patient reference frame and projected image reference frame

Although their nature and origin are still controversial, natural deformations undergone by the aorta between consecutive CT-scans acquired several months apart may be rather large and they constitute a significant case study for the image registration problems considered in this paper. Then we collected retrospectively 3D CT-scans of 7 patients who further underwent EVAR. These 7 patients all had two preoperative scans available before their EVAR procedure. The two preoperative CT-scans were taken at about 7 months interval and were named scan 1 and scan 2. All participants gave their consent for using of their data. All data and images were acquired in University Hospital of Saint-Etienne

in clinical settings. The maximum pixel size of all CT-scans is $0.9395 \times 0.9395 \text{ mm}^2$ and the maximum slice thickness is 2mm.

TABLEAU 3.1 – Patients' sex, age and CT scans intervals

Patient	Sex	Age at CT-scan 1	CT-scans intervals (months)
1	Female	59	8
2	Male	78	6
3	Male	66	9
4	Male	68	4
5	Male	77	3
6	Male	54	5
7	Male	59	1

3.4.2.2 Non-rigid registration (NR) and measurements

This section is dedicated to the description of the non-rigid registration method (NR) (Appendix A 3.5) and the evaluation of the method (Appendix B 3.6).

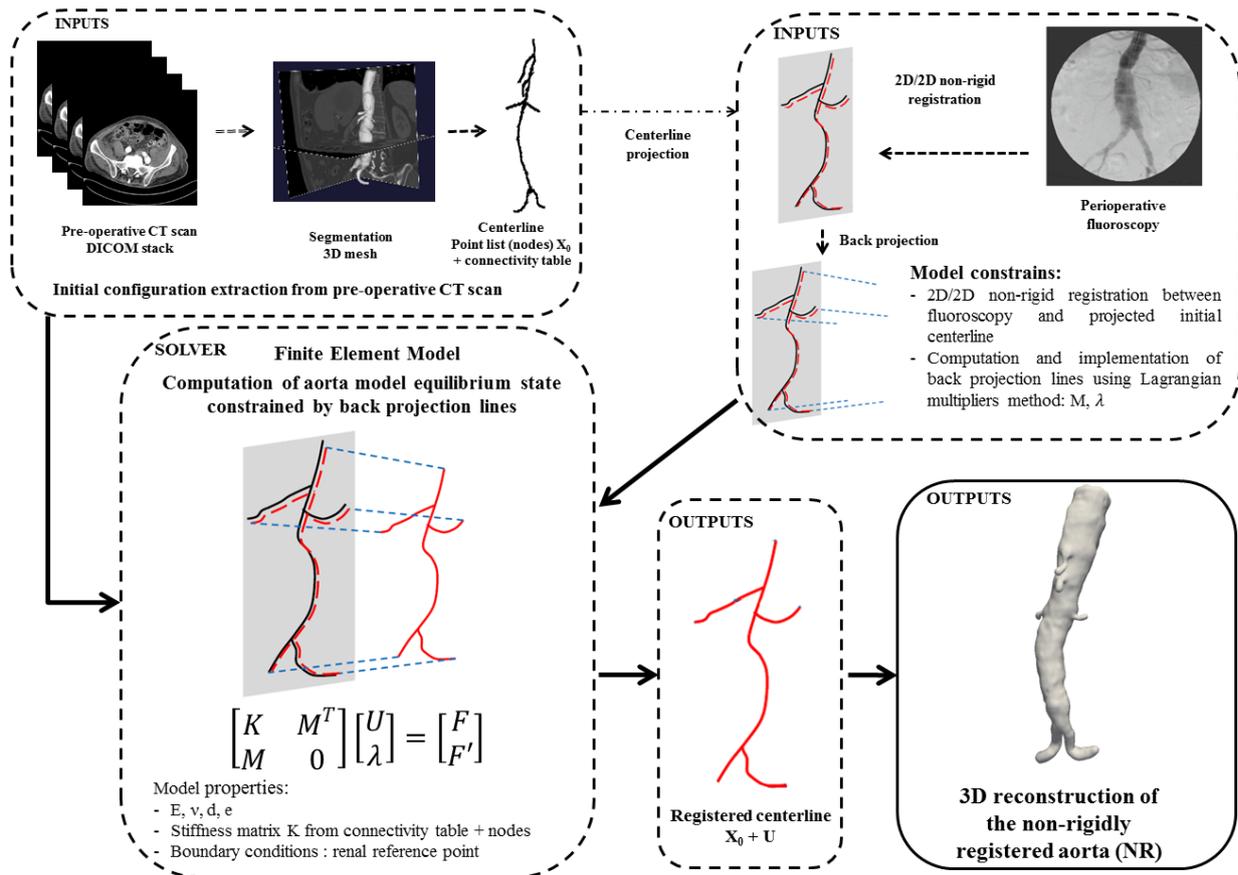


FIGURE 3.2 – Detailed description of the different steps of our methodology

A detailed flowchart of the proposed framework for the finite element model of the non-rigid registration method is shown in Fig. 3.2. The initial configuration of the model is based on data extracted from preoperative CT-scans, the initial centerline composed of a list of 3D points X_0 associated with a connectivity table. The model is constrained

with data extracted from intraoperative images. The projection of the initial centerline is registered onto the fluoroscopy. Those 2D constraints are translated in 3D via Lagrange multipliers implemented as complementary equation to the finite element model (FEM) resolution. The aorta is finally reconstructed. We assume that the projection matrix and the patient orientation on the table are known. Thus, errors in the matrix directly affect the performance of the method. Geometric nonlinearities are neglected in the finite element model. The complete method is detailed in Appendix A(3.5).

Non-rigid registration (NR) method First, the geometry of the aorta is extracted from the DICOM stack of the preoperative CT-scan with a front collision method implemented in VMTK [19]. Then, the centerline of the initial geometry is extracted using the Voronoi diagram method also implemented in the VMTK library. The centerline is represented by a matrix of 3D points \mathbf{X}_0 associated with radius of inscribed sphere and a connectivity table. This centerline is then implemented as the initial geometry of the FEM. The target data consist of a single DSA taken from a single angle of incidence. This DSA is the projected shadow of the target aortic volume. The projection parameters are supposed to be known. The next step is a 2D/2D non-rigid registration of the projection of the initial centerline onto the target images, which must be translated in 3D deformations. It would have been possible to extract the target centerline directly from the projection of the target volume, but the point-to-point association of two different CLs projection creates errors and increases the calculation time, due to the lack of information out of the projection plane. The conservation of the initial centerline points throughout the process allows maintaining a perfect match between the 3D centerline points and the 2D centerline points. The points of the 2D initial centerline are back-projected to obtain back-projection lines that will serve as “rails” on which the points of the 3D initial centerline are “guided”. Each point of the finite element model is free to move along his corresponding back-projection lines. The deformations necessary to reach an equilibrium state are computed by the mechanical model. The centerline is imported in the finite element model as a matrix of 3D points associated with radii of inscribed spheres and a connectivity table. Each point becomes a node of the model, and beam elements are created between every consecutive node pair. The elements are linked together with the connectivity table. Each node has 6 degrees of freedom U , 3 translations and 3 rotations. The central line of the aorta is modeled as a series of beam elements within a finite element code. This centerline was previously extracted by image segmentation from the pre-operative CT-scan. Lagrange multipliers allow new multi-freedom constraints (MFCs) to be prescribed onto the FEM by adding equations to the stiffness matrix. In our case, Lagrange multipliers are used to constrain nodal displacements to remain along the projection lines, by adding equations to the global stiffness matrix \mathbf{K} . Finally, the 3D volume is reconstructed with a VMTK function. 3D spheres associated with each point of the central line are merged to create the mesh corresponding to the new surface, which is consequently defined by a set of 3D points and triangular elements. Surface details of the aorta are lost, but the general volumes, and most importantly the position of the ostia, are well represented.

Evaluation In this section, we evaluate and compare our 2D/3D non-rigid registration method (NR) to standard rigid registration methods currently used for fusion imaging. More details can be found in Appendix B. The first standard rigid registration method is the 3D/3D registration or spine registration method (R3D). This method aligns two 3D volumes and consequently requires 3D imaging at the beginning of the procedure,

which is only possible in hybrid rooms. A rigid transformation T is computed to register the spine lumbar vertebra of the two scanners. The second standard method is the 2D rigid registration method (R2D) performed on the aorta shape, derived from the non-rigid registration process. This method simply consists in a rigid registration of the projected initial aorta on the target aorta from the DSA. This registration is representative of a 2D/3D rigid registration method and does not require hybrid rooms. These methods are not able to process non-rigid deformations. By comparing their results with the non-rigid method proposed here, we will determine whether the non-rigid aspect is relevant or not and evaluate the contribution of the mechanical model. Natural deformations undergone by the aorta between consecutive CT scans acquired several months apart constitute a significant case study for the image registration problems considered in this paper. To purely evaluate the performance of the centerline (CL) deformation method, we used two CT scans for each patient to simulate the clinical data. The first CT scan represents the preoperative CT scan used to extract the 3D geometry implemented in the model. The second CT scan was used to simulate peroperative 2D AAA target fluoroscopies. Thus, the target 3D geometry is known, which allows us to precisely measure the performance of our registration method but also to compare it with a 3D/3D registration method. This image simulation can be used to make assumptions for possible clinical application: the projection matrix is known, and the artery has a perfect circular cross-section. The distance between key points of the aorta is measured to compare the accuracy of the registration methods. This distance characterizes the registration error of the method for the points of interest related to the surgery, i.e. the ostia of the abdominal aorta: right and left renal, right and left iliac, superior mesenteric and coeliac arteries. For each CT scan, the 3D position of each ostium is taken 5 times. The mean point is calculated for each ostium, and the distance between corresponding ostia of the reference and registered volume is measured. The measurement uncertainty simply results in the difference between the 5 measurements taken for each ostia.

3.4.3 Results

Figure 3.3 shows the global precision of each registration method, in the form of a box plot, representing the median, the first and third quartiles and the maximum and minimum values. The mean global precision of the NR method is 3.8 (SD 1.3) mm; R2D method is 5.6 (SD 2.7) mm; R3D method is 5.3 (SD 1.6) mm. Concerning only renal ostia: NR is 2.6 (SD 1.3) mm; R2D is 2.7 (SD 0.9) mm and R3D is 5.3 (SD 3.0) mm. The mean residual RMS on landmarks positioning is 0.8mm for R3D. Figure 3.4 shows the precision of the three different registration methods. It represents the distance between the ostia of the registered geometries and the target ostia, for each ostium. Figure 3.5 shows the reconstructed aortas after the non-rigid registration, compared with the target volumes.

3.4.4 Discussion

The objective of this study was to introduce and evaluate our novel non-rigid registration technique, which is based on a mechanical model. For this purpose, the performances of the method were compared to a 3D/3D rigid registration method and a 2D/3D rigid registration method, both states of the art in current fusion imaging registration methods. A first qualitative visual comparison between the target aortas and the reconstructed aortas (Fig. 3.5) gave an overview of the results: the registration in the projection plane (front view) is highly accurate. The registration outside the projection plane is globally less precise

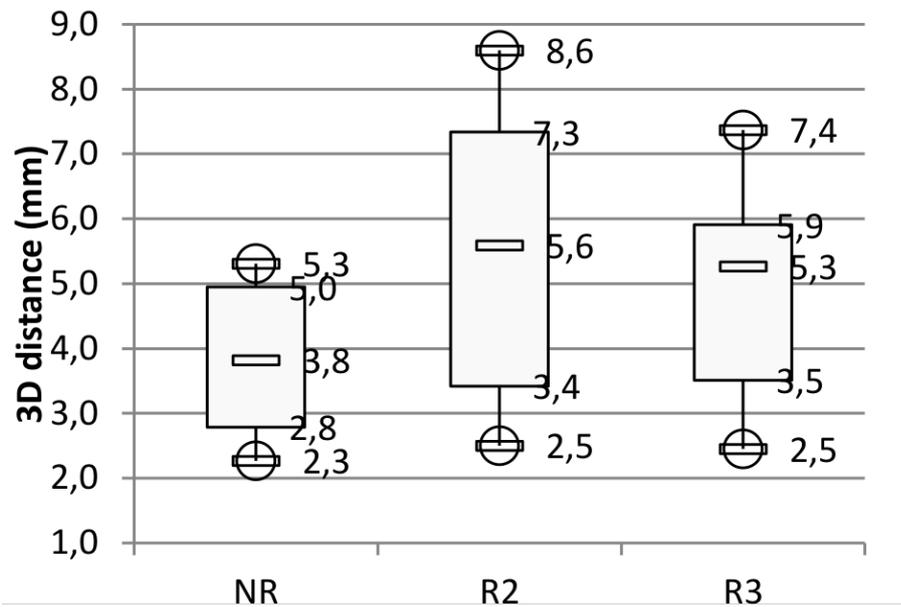


FIGURE 3.3 – Box plots comparing global registration precisions of NR and R2D 2D/2D registration methods and R3D 3D/3D registration methods as gold standard

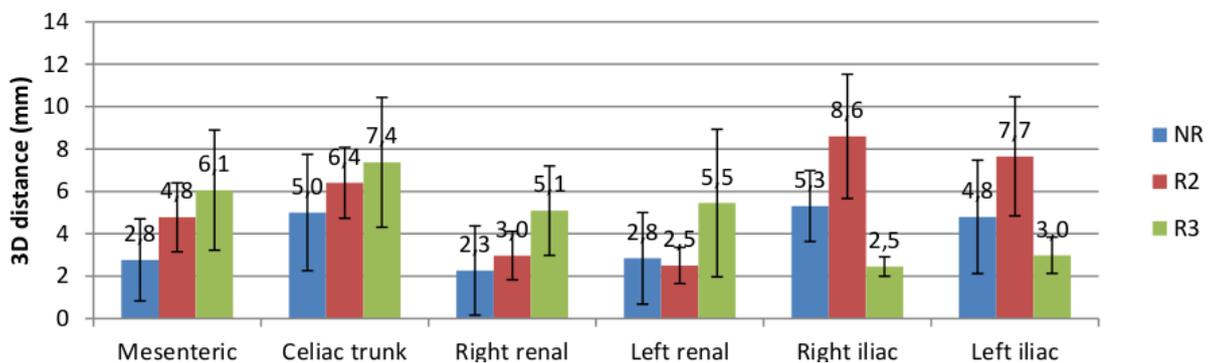


FIGURE 3.4 – Comparison of the performance of NR and R2D 2D/3D registration methods and R3D 3D/3D registration method as gold standard, with the mean and std precision error for each ostium.

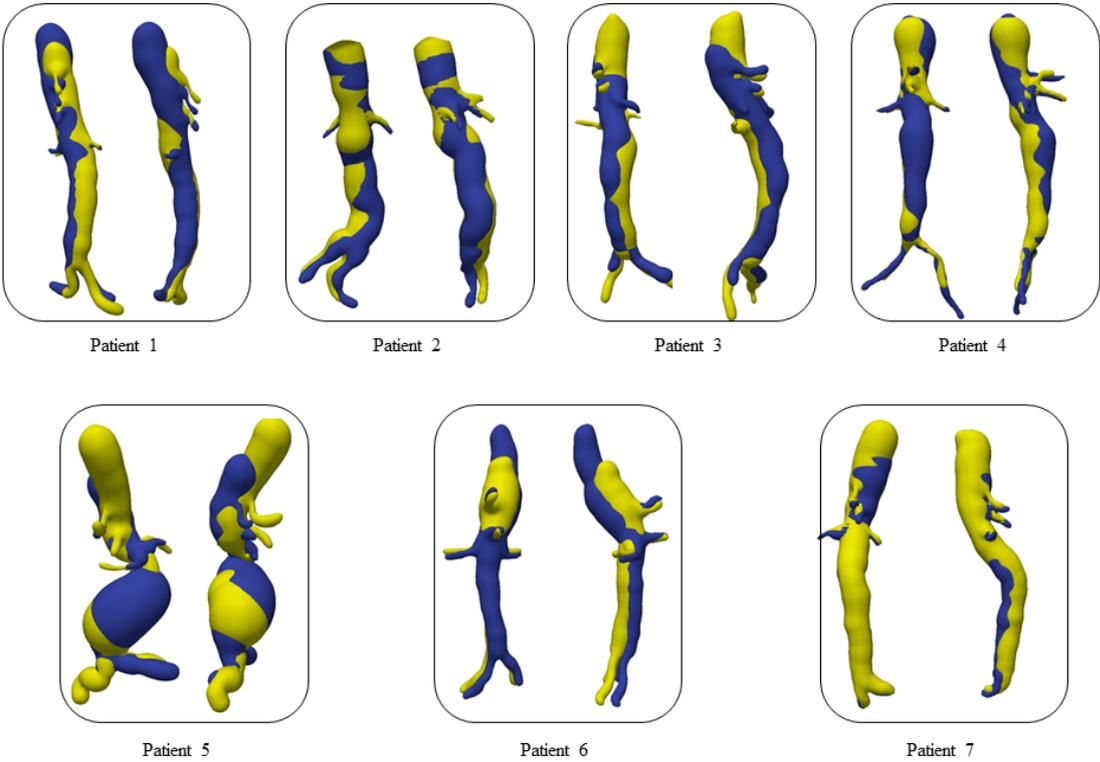


FIGURE 3.5 – Visual comparison of non-rigid registration. Targets in blue, NR aorta in yellow, front and side views for each patient

but remains acceptable, except for the tortuous geometry of patient 5, where accuracy on the renal arteries is acceptable but should be improved for the mesenteric and celiac trunk arteries, outside the projection plane. When comparing the overall accuracy of the different methods in Figure 3.3, it appears that the NR method is the most accurate, ahead of R3D and R2D. After prior discussion with vascular surgeons, the acceptability value has been set below 5mm on ostia. The overall accuracy of the registration changes from low ($x > 5\text{mm}$) for the 2DR method to good ($3\text{mm} < x < 5\text{mm}$) for the NR method according to the scale of Kauffmann et al. [Kau+15]. The improvement of accuracy between these methods shows the added value of the non-rigid aspect of registration, even for an aorta subjected to low natural deformations. Moreover, the NR method is more robust. The registration errors are contained in a limited range, while the errors approach 10 mm for 2DR in some cases. However, for renal arteries, NR registration, although qualified as good according to Kauffmann et al. [Kau+15], remains qualitatively below 2DR. However, the NR and 2DR methods are rigidly registered in the same way on the renal arteries. Consequently, the position of the ostia of the renal arteries is slightly modified during the deformation of the NR model, mainly along the antero-posterior axis, outside the registration plane. This is one of the limitations of the method, which seeks to achieve an overall mechanical balance. A weighting of the important points could solve the problem in a future development of the method. The one view 2D/3D NR method achieves a better accuracy than the rigid registration methods presented in this study. However, this simple method, with a calculation time of less than half a second using Matlab[®], could be perfectly adapted to the surgery workflow. In addition, it requires only one DSA taken from a single incidence, theoretically reducing the patient's irradiation rate. The registration accuracy for both renal arteries (2.5mm) is qualified as high according to the scale of Kauffmann et al. [Kau+15] and is therefore satisfactory for surgical use. The accuracy of the registration obtained is slightly lower than the Zheng method. However, unlike Zheng et al. [Zhe+18], we do not directly compare the positions of 2D points with 3D points. We compare the position of two sets of 2D points, and we perfectly know the correspondence between the projected 2D initial points and 3D initial points. Therefore, we can minimize the registration error. Moreover, our NR method is based on a FEM rather than Zheng et al. [Zhe+18] and Groher et al. [GZN09]. It integrates the actual mechanical characteristics of the aorta, such as diameter, thickness of and Young's modulus. Indeed, the diameter and thickness of the aorta are integrated into the stiffness matrix K via the cross-sectional area of the beam A and the cross section moments of inertia I as described in Appendix A. Simulation results remain stable for Young's modulus E ranging between 7 and 13 MPa [Ber61; van+08]. It is therefore possible to implement new functions in the code, such as the navigation of guidewires, in a mechanically consistent model and without significant modifications to the existing code. Thus, it is possible to simulate in real time the deformation of the aorta induced by the tools during the operation using the same model.

To evaluate the model responses to large deformations, the method was tested on an artery deformed by an EP launcher. The target artery is deformed using a finite element simulation and does not correspond to clinical data, but the imposed deformations are similar to a real case. As shown in Fig. 3.6, the method is able of managing large deformations, with a mean accuracy of 6.3 (SD 2.3) mm and an accuracy on the right and left renal arteries of 3.3 and 2.2 mm respectively. This method of recalibration therefore enables to set up a mechanical model of the aorta, updated according to the operating data, and suitable for clinical applications. However, more tests with large deformations

must be conducted for confirmation.

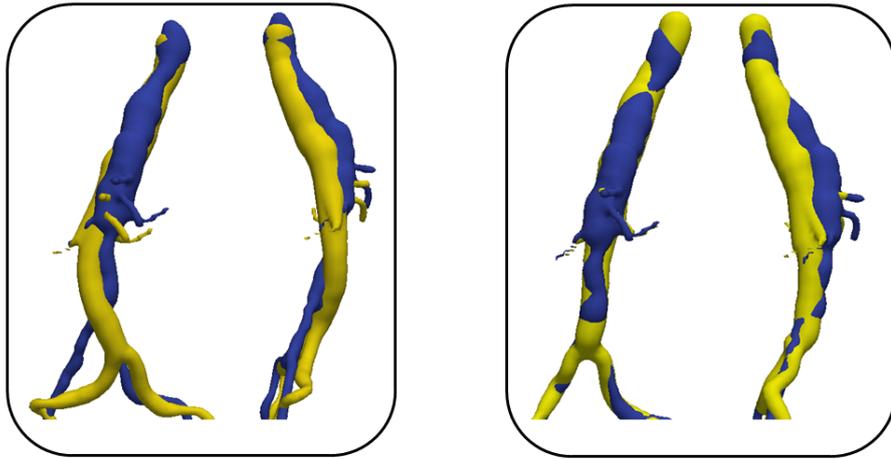


FIGURE 3.6 – Visual comparison of non-rigid registration. Targets in blue, NR aorta in yellow, front and side views for each patient; a. before registration; b. after registration

Our aorta modeling suffers from several limitations that can reduce, in some cases, the accuracy of the method, especially regarding boundary conditions. For example, the anchorage points of the aorta and the surrounding structures are not taken into consideration, in particular the spine, which can significantly change the mechanical behavior of the aorta [Gin+17]. This should be implemented in a future version of the method. The local stiffness of the aorta is also not considered, although it can vary considerably, for example in the case of a thrombus, which are not included in the segmentation of the lumen. However, as our simulations are guided by intraoperative imaging, errors are minimized. The method has other limitations. Our method depends on the projection matrix and assumes it to be given. Its accuracy depends on the reliability of the matrix. To ensure the stability and robustness of the method, it should be tested with more patients, including cases that are more tortuous.

3.4.5 Conclusion

As current 3D/3D fusion imaging systems are not optimal for EVAR procedures, we proposed a new 2D/3D registration method making a good trade-off between performances, precision and simplicity. After a comprehensive presentation of the method, we showed its performances on clinical datasets for which a reference CT scan was available to evaluate the registration errors and to compare them with other registration methods based on rigid transformations. The study permitted also to evaluate the natural deformations of the aorta observed between two consecutive scanners and to differentiate the non-rigid deformations from the rigid displacements. It appeared that a non-rigid registration method is essential to register accurately the ostia position. We also proved that the method was able to manage large deformations induced by tools insertion. Therefore, our method represents a significant improvement for fusion imaging in EVAR procedures as it also has the potential to reduce patient irradiation and, unlike current 3D/3D methods, it does not rely on hybrid room facilities.

3.5 Appendix A

3.5.1 Non-rigid registration (NR)

This part is dedicated to the description of the non-rigid registration method (NR). The aim of this method is to find the displacement \mathbf{U} to minimize the potential energy $\pi(\mathbf{U})$ of the aorta.

$$\mathbf{U} = \mathbf{argmin} \pi(\mathbf{U}) \text{ s.t. } (\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \mathbf{P}(\mathbf{X}_0 + \mathbf{U}) \quad (3.1)$$

(\mathbf{u}, \mathbf{v}) are the 2D coordinates of the key points extracted from intraoperative images. \mathbf{X}_0 are the initial 3D coordinates of the key points from preoperative CT scan. \mathbf{U} stands for the 3D displacements solutions of equation 3.1. \mathbf{P} is the projection matrix.

$$\pi(\mathbf{U}) = \int_{\mathbf{V}} \mathbf{w} d\mathbf{V} - \int_{\mathbf{V}} \mathbf{f}_i \mathbf{u}_i d\mathbf{V} - \int_{\mathbf{S}_T} \mathbf{T}_i \mathbf{u}_i d\mathbf{S} \quad (3.2)$$

\mathbf{w} is the strain energy density function; \mathbf{V} the volume of the elastic body; \mathbf{T}_i the i th component of the surface traction; \mathbf{u}_i the i th component of the deformation; \mathbf{F}_i the i th component of a body force; \mathbf{S}_T the portion of the body surface over which tractions are prescribed. This minimization problem is solved with a traditional finite element model. A detailed flowchart of the proposed framework for the finite element model of the non-rigid registration method is shown in Fig. 3.2. The initial configuration of the model is based on data extracted from preoperative CT scans, the initial centerline composed of a list of 3D points \mathbf{X}_0 associated with a connectivity table. The model is constrained with data extracted from intraoperative images. The projection of the initial centerline is registered onto the fluoroscopy. Those 2D constraints are translated in 3D via Lagrange multipliers and the related equations M are implemented as complementary equation to the finite element model (FEM) resolution (Equation 3.13). The model properties include the stiffness matrix \mathbf{K} , involving 2 constants (Young's modulus E , Poisson's ratio ν) and 2 dimensional parameters (the diameter of the aorta d and the wall thickness e). The aorta is finally reconstructed. We assume that the projection matrix and the patient orientation on the table are known. Thus, errors in the matrix directly affect the performance of the method. Geometric nonlinearities are neglected in the finite element model.

3.5.1.1 Initial configuration

First, the geometry of the aorta is extracted from the DICOM stack of the preoperative CT scan with a front collision method implemented in VMTK [19]. This method consists in defining several seeding points on the image. Fronts propagate from the seeds with their speed proportional to the voxel intensity. The region where the two fronts collide is then the initial model. The segmented aorta is extracted as a 3D mesh composed of triangular elements. Then, the centerline of the initial geometry is extracted using the Voronoi diagram method implemented in the VMTK library. Centerlines are determined as weighted shortest paths traced between two extremal points. In order to ensure that the final lines do not lie anywhere in space, they are bound to run on the Voronoi diagram of the vessel model. For every point belonging to the Voronoi diagram, there is a sphere centered in that point that is a maximal inscribed sphere (the information relative to the radius is therefore defined everywhere on the Voronoi diagram). This initial centerline is then implemented in the FEM. The centerline is represented by a matrix of 3D points \mathbf{X}_0

associated with radius of inscribed sphere and a connectivity table. This centerline is then implemented as the initial geometry of the FEM.

3.5.1.2 Model constrains

The target data consist of a single Digital Subtraction Angiography (DSA) taken from a single angle of incidence. This DSA is the projected shadow of the target aortic volume. The projection parameters are supposed to be known. A projection matrix is composed of the intrinsic parameter matrix \mathbf{C} which contains the properties of the camera.

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

α_u and α_v express the focal length, in number of pixels (respectively in horizontal and vertical directions) ; u_0 and v_0 are the coordinates of the principal point, expressed in the pixel reference frame. The position and the orientation of the camera are expressed by a 3D rotation matrix \mathbf{R} and a 3D translation matrix \mathbf{t} . The 3 x 4 projection matrix \mathbf{P} is:

$$\mathbf{P} = \mathbf{C}\mathbf{R}(\mathbf{I} - \mathbf{t}) \quad (3.4)$$

3.5.1.3 2D/2D non-rigid registration

It would have been possible to extract the target centerline directly from the projection of the target volume, but the point-to-point association of two different CLs projection creates errors and increases the calculation time, due to the lack of information out of the projection plane. The conservation of the initial centerline points throughout the process allows maintaining a perfect match between the 3D centerline points and the 2D centerline points. Thus, the first step is a 2D/2D non-rigid registration of the projection of the initial centerline on the target images.

The geometry implemented in the FEM model, i.e. the centerline of preoperative aorta, is then projected according to the projection parameters. First, a 3D/2D rigid registration is performed between the projection of the initial centerline and the intraoperative shadow of the target aorta from the DSA, to initiate the non-rigid registration. This was done manually for this study but many studies presented 3D/2D rigid registration method, for example Groher et al. [GZN09]. Then the centerline is projected again, to obtain a new set of projected points $\mathbf{S}_{CL}(\mathbf{x}_{CL}, \mathbf{y}_{CL})$, to perform the non-rigid registration. The rigidly registered centerline is then interpolated to be aligned onto the shape of the target, in 2D. We do not use the CL of the 2D target, which is not extracted. A set of landmarks is positioned on the projection of the preoperative aorta, named $\mathbf{S}_{12D}(\mathbf{x}_{12D}, \mathbf{y}_{12D})$. Another set of landmarks is positioned on the target image at the same physiological points, named $\mathbf{S}_{22D}(\mathbf{x}_{22D}, \mathbf{y}_{22D})$. \mathbf{S}_{12D} and \mathbf{S}_{22D} are used to obtain two displacement vectors:

$$\begin{cases} v_x = x_{22D} - x_{12D} \\ v_y = y_{22D} - y_{12D} \end{cases} \quad (3.5)$$

The data are interpolated with the *griddata* Matlab®function, using biharmonic spline interpolation, based on Green functions. It may be written:

$$v_q = \text{griddata}(x, y, v, x_q, y_q) \quad (3.6)$$

where (\mathbf{x}, \mathbf{y}) are the former coordinates related to the sample values \mathbf{v} ; \mathbf{v}_q are the updated values interpolated on the new coordinates $(\mathbf{x}_q, \mathbf{v}_q)$. So here:

$$\begin{cases} v_{xi} = \mathit{griddata}(x1_{2D}, y1_{2D}, v_x, x_{CL1}, y_{CL1}) \\ v_{yi} = \mathit{griddata}(x1_{2D}, y1_{2D}, v_y, x_{CL1}, y_{CL1}) \end{cases} \quad (3.7)$$

v_{xi} and v_{yi} are the interpolated displacement vectors of the new centerline 2D points. Green functions of the biharmonic operator, in one and two dimensions, are used for minimum curvature interpolation of irregularly spaced data points. The interpolating curve is a linear combination of Green functions centered at each data point [San87]. The result is a 2D/2D non-rigid registration of the projection of the initial centerline onto the target, which must be translated in 3D deformations.

3.5.1.4 Back projection lines

Then, the 2D registration must be transferred to the 3D model. The points of the 2D initial centerline are back-projected to obtain back-projection lines that will serve as “rails” on which the points of the 3D initial centerline are “guided”. Each point of the finite element model is free to move along his corresponding back-projection lines. The deformations necessary to reach an equilibrium state are computed by the mechanical model. Displacements are assigned to the 3D model via Lagrange multipliers in addition to the stiffness matrix as shown previously. The equations of the projection lines result from basic Cartesian geometry. The X-ray source is the origin of the global coordinate system. Therefore, all projection lines have a common point $\mathbf{O}(\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{0})$. The projection parameters are known, along with the position of the target image in 3D space, representing the layout of the X-ray source and the flat panel detector. Thus, each target point $\mathbf{P}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ of the image is associated with a back-projection line running through this point and through the origin. The normalized vector of the line is therefore:

$$\vec{v}(a, b, c) = \frac{\overrightarrow{PO}}{\|\overrightarrow{PO}\|} \quad (3.8)$$

The points of the model are forced to follow these lines, prescribe as constraints using Lagrange multipliers.

3.5.2 Finite Element Model Resolution

3.5.2.1 Model properties

The centerline is imported as a matrix of 3D points associated with radii of inscribed spheres and a connectivity table. Each point becomes a node of the model, and beam elements are created between every consecutive node pair. The elements are linked together with the connectivity table. Each node has 6 degrees of freedom U, 3 translations and 3 rotations. The central line of the aorta is modeled as a series of beam elements within a finite element code. This centerline was previously extracted by image segmentation from the pre-operative CT scan. Each beam has a 12 x 12 elementary stiffness matrix \mathbf{Ke} calculated in local coordinates that relates angular and spatial position of each end of a

is translated as follows:

$$\begin{bmatrix} 0 & c & -b \\ -c & 0 & a \\ b & -a & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

There are three equations to constrain the displacement of one node. The coefficient of an equation are implemented as Lagrangian multipliers which constrain the translation degrees of freedom. These additions are made in the matrix M . M is a mxn matrix, with $m=(3 \times \text{number of constrain nodes})$ and $n=6 \times (\text{number of nodes})$:

$$\left\{ \begin{array}{cccccccccccccccccccc} u_1 & v_1 & w_1 & \chi_1 & \psi_1 & \omega_1 & u_2 & v_2 & w_2 & \chi_2 & \psi_2 & \omega_2 & \dots & u_n & v_n & w_n & \chi_n & \psi_n & \omega_n \\ \left[\begin{array}{cccccccccccccccccccc} 0 & c_1 & -b_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -c_1 & 0 & a_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ b_1 & -a_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_2 & -b_2 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -c_2 & 0 & a_2 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & b_2 & -a_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & c_n & -b_n & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & -c_n & 0 & a_n & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \dots & b_n & -a_n & 0 & 0 & 0 & 0 \end{array} \right] \end{array} \right. \quad (3.12)$$

M is added to the stiffness matrix K' :

$$\begin{bmatrix} K' & M^T \\ M & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U' \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ F_\lambda \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Finally, the equation is solved to find U' . The calculated displacements U' are therefore forced to respect the equations of the lines implemented in M . The displacements are added to the previous position of the nodes to find their new position.

3.5.2.3 3D reconstruction

Finally, the 3D volume is reconstructed with a VMTK function. 3D spheres associated with each point of the central line are merged to create the mesh corresponding to the new surface, which is consequently defined by a set of 3D points and triangular elements. Surface details of the aorta are lost, but the general volumes, and most importantly the position of the ostia, are well represented.

3.6 Appendix B

3.6.1 Evaluation

The previous part presents the non-rigid registration method based on a FEM of the centerline of the aorta. Three registration methods are now compared in this section to evaluate the performance of the non-rigid registration method. The first method is the main 2D/3D non-rigid registration method (NR) itself. This method is then compared to rigid registration methods currently used for fusion imaging. The surgeons we are collaborating with currently use these methods; therefore, we use them as a standard to evaluate

the performance of our approach. The first rigid registration method is the 3D/3D registration already described below as the spine registration method (R3D). This method aligns two 3D volumes and consequently requires 3D imaging at the beginning of the procedure, which is only possible in hybrid rooms. The second one is the 2D rigid registration method (R2D) performed on the aorta shape, derived from the non-rigid registration process. This registration is representative of a 2D/3D rigid registration method and does not require hybrid rooms. These methods are not able to process non-rigid deformations. By comparing their results with the non-rigid method proposed here, we will determine whether the non-rigid aspect is relevant or not and evaluate the contribution of the mechanical model. Natural deformations undergone by the aorta between consecutive CT scans acquired several months apart constitute a significant case study for the image registration problems considered in this paper. To purely evaluate the performance of the centerline (CL) deformation method, we used two CT scans for each patient to simulate the clinical data. The first CT scan represents the preoperative CT scan used to extract the 3D geometry implemented in the model. The second CT scan was used to simulate peroperative 2D AAA target fluoroscopies. Thus, the target 3D geometry is known, which allows us to precisely measure the performance of our registration method but also to compare it with a 3D/3D registration method. This image simulation can be used to make assumptions for possible clinical application: the projection matrix is known, and the artery has a perfect circular cross-section.

3.6.1.1 3D rigid registration(R3D)

The NR method was presented previously. We now briefly present the spine rigid registration method (R3D). To perform this method, a simple rigid transformation \mathbf{T} is used, parameterized by 6 degrees of freedom with \mathbf{M}_{ij} describing the 3D rotation matrix and \mathbf{t}_i the 3D translations.

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_{11} & \mathbf{M}_{12} & \mathbf{M}_{13} & \mathbf{t}_x \\ \mathbf{M}_{21} & \mathbf{M}_{22} & \mathbf{M}_{23} & \mathbf{t}_y \\ \mathbf{M}_{31} & \mathbf{M}_{32} & \mathbf{M}_{33} & \mathbf{t}_z \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

The aorta and spine volumes are reconstructed from Dicom images with 3Dslicer®: volume $\mathbf{V1}$ for CT scan 1 and $\mathbf{V2}$ for CT scan 2. Then, fiducial markers are manually positioned on anatomical landmarks on $\mathbf{V1}$ and $\mathbf{V2}$ (Fig. 3.7); a set of 3D \mathbf{S}_s points are positioned for each scan on lumbar spinal landmarks. \mathbf{S}_s^1 was placed on $\mathbf{V1}$; \mathbf{S}_s^2 on $\mathbf{V2}$. \mathbf{S} is on the following form, with n the number of landmarks:

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_1 & \dots & \mathbf{x}_n \\ \mathbf{y}_1 & \dots & \mathbf{y}_n \\ \mathbf{z}_1 & \dots & \mathbf{z}_n \\ \mathbf{1} & \dots & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

\mathbf{T}_s , related to \mathbf{S}_s , is computed to minimize the RMS errors between the two point clouds \mathbf{S}_s^1 and \mathbf{S}_s^2 , such as :

$$\mathbf{RMSErrors} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\mathbf{T}\mathbf{S}_i^1 - \mathbf{S}_i^2)^2}{n}} \quad (3.16)$$

And

$$\mathit{argmin}(RMSErrors) = T_s \quad (3.17)$$

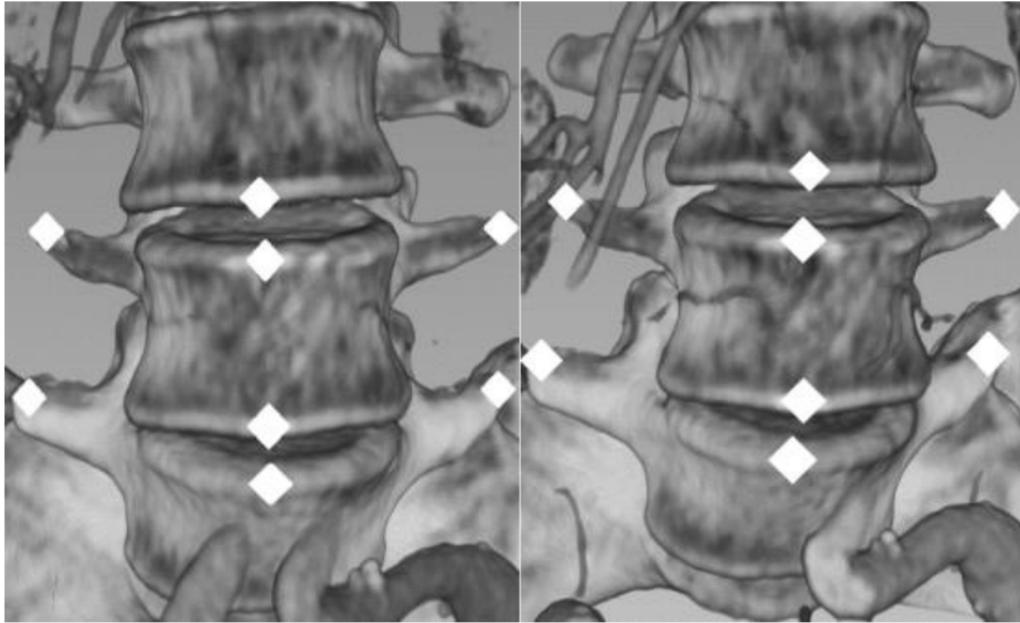


FIGURE 3.7 – Landmarks on CT-scan 1: S_s^1 and CT-scan 2: S_s^2

T_s is the rigid transformation to register the spine position. This method is the gold standard, since it is commonly performed at the beginning of fusion imaging in hybrid operating rooms on lumbar vertebra or iliac bones.

3.6.1.2 2D Rigid registration (R2D)

Rigid 2D/2D registrations are part of the currently used methods during surgery. We included it in our research to compare the results of our method with this other 2D based registration method, and to evaluate the relevance of a non-rigid registration. This method simply consists in a rigid registration of the projected initial aorta on the target aorta from the DSA. It derives from the first step of the 2D/2D non rigid registration.

3.6.1.3 Measurement

The distance between key points of the aorta is measured to compare the accuracy of the registration methods. This distance characterizes the registration error of the method for the points of interest related to the surgery, i.e. the ostia of the abdominal aorta: right and left renal, right and left iliac, superior mesenteric and coeliac arteries. For each CT scan, the 3D position of each ostium is taken 5 times. The mean point is calculated for each ostium, and the distance between corresponding ostia of the reference and registered volume is measured. The measurement uncertainty simply results in the difference between the 5 measurements taken for each ostia.

3.7 Synthèse

Dans cet article est présentée la méthode de recalage non-rigide entre les images préopératoires et peropératoires utilisées dans les EVARs. La méthode repose sur un modèle 3D par

éléments finis (FEM) de la ligne centrale aortique reconstruite à partir de CT scans préopératoires. Les images fluoroscopiques 2D peropératoires sont utilisées pour déformer le FEM 3D et l'aligner sur la géométrie de l'artère du patient. La méthode a été évaluée à partir d'ensembles de données cliniques pour lesquels un CT scan de référence était disponible, afin d'évaluer les erreurs de recalage faites par la méthode et de les comparer à d'autres méthodes de recalage basées sur des transformations rigides. Il est ressorti que la méthode a toujours réduit les erreurs de recalage d'au moins 20% par rapport au *gold standard* 3D rigide et a permis d'atteindre une précision globale de 3,8 mm et une précision rénale de 2,6 mm, ce qui est une amélioration significative compatible avec les spécifications de la chirurgie. Enfin, l'atout majeur de la méthode est qu'elle ne nécessite qu'une seule image 2D peropératoire fluoroscopique pour effectuer le recalage 3D non rigide. Cela diminuerait l'irradiation des patients et réduirait les coûts par rapport aux méthodes traditionnelles qui ne peuvent effectuer le recalage 3D complet que sur la base d'au moins deux séries d'images fluoroscopiques 2D fournies par des salles hybrides coûteuses.

3.8 Modifications et automatisation du recalage non-rigide

Des modifications ont été apportées à la méthode depuis la soumission de la publication reportée précédemment. Alors que les étapes de recalage rigide et d'interpolation 2D/2D reposaient sur une désignation manuelle des points, un effort d'automatisation a été effectué pour faciliter une future intégration dans un environnement clinique. Cette automatisation s'est déroulée au cours du stage de João Sousa-Floriano, encadré à la fois par l'entreprise partenaire Thales MIS et par l'École des Mines. Dans cette section, les principales modifications sont reportées.

Recalage rigide La première modification majeure concerne le recalage rigide. Dans la publication, le recalage est manuel. Il est désormais basé sur un algorithme de minimisation. Les recalages sur les volumes osseux sont habituellement basés sur les intensités des images à rayons X, par exemple avec des méthodes de corrélation de gradient [Kim+07]. En effet, il est possible de prévoir les niveaux de gris de l'image en fonction des tissus osseux traversés. Dans notre cas, les niveaux de gris de l'image dépendent de la quantité de produit de contraste dans le sang, qui très difficile à prévoir. Ainsi, les images sont binarisées pour se concentrer sur les géométries et éliminer le bruit de l'image qui pourrait perturber l'algorithme. Le recalage rigide est centré sur une zone d'intérêt (*Region Of Interest* ROI) autour des artères rénales (Figure 3.8). Ces ostia sont critiques pour le bon positionnement de l'EP, et sont de plus en plus soumises aux déformations non-rigides. Une fois la ROI définie, la méthode du *template matching* est utilisée. Elle correspond à une méthode de recherche et de localisation d'une image modèle (*template*) dans une image plus grande. Pour cela, il suffit de parcourir l'image cible en la comparant avec le modèle. La score à minimiser est l'erreur de superposition de la projection du volume 3D préopératoire sur la DSA cible. Les variables sont les six transformations possibles du volume dans l'espace en 3D, trois rotations et trois translations. La stratégie utilisée repose sur une méthode heuristique nommée évolution différentielle. En résumé, elle améliore une solution candidate de manière itérative, par rapport à une mesure de qualité donnée (score). Ces méthodes sont communément appelées métaheuristiques car elles ne supposent que peu, voire aucune hypothèse quant à l'optimisation du problème, et peuvent rechercher de très grands espaces de solutions candidates, évitant les minima locaux.

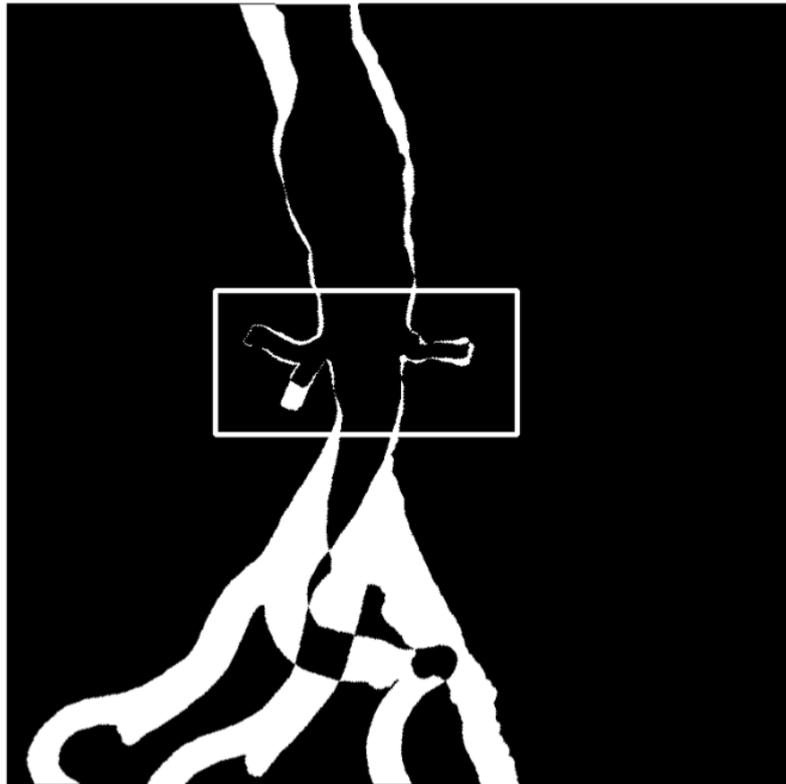


FIGURE 3.8 – Superposition de la projection de l’aorte préopératoire sur la DSA cible. La zone d’intérêt est encadrée et les images ont été binarisées.

Interpolation 2D/2D Dans la publication, l’interpolation 2D/2D se base sur une sélection manuelle de points le long de l’artère. L’automatisation met en place une sélection et une reconnaissance automatique de points anatomiques particuliers. Deux méthodes co-existent en fonction de la localisation des points. La première méthode associe les points caractéristiques situés sur les contours de l’aorte (Figure 3.9). Cet appariement est effectué à l’aide de la méthode de *template matching* utilisée pour le recalage rigide. Un filtrage par distance est effectué pour éviter les correspondances multiples (Figure 3.10).

Cependant, la méthode basée sur le *template matching* est mise en difficulté par les déformations importantes que peuvent présenter les iliaques. Une seconde méthode basée sur les lignes centrales et sur l’abscisse curviligne a donc été développée pour ces sections spécifiques. La DSA cible est squelettisée et des correspondances sont établies entre sa ligne centrale et la ligne centrale 3D projetée sur l’image. Le point de référence utilisé pour mesurer l’abscisse curviligne est le point triple, qui réunit la ligne centrale de l’aorte aux lignes centrales des iliaques (Figure 3.11).

En dehors du processus d’automatisation, la reconstruction finale du volume de l’aorte a été améliorée. A l’origine, les sphères inscrites associées aux points de la ligne centrale étaient fusionnées pour reconstituer le volume, lissant la surface et perdant les détails de la géométrie. Une approche basée sur les Radial Basis Function (RBF) a été mise en place. Une RBF est une fonction de valeur réelle $f(x)$ dont la valeur dépend uniquement de la distance entre l’argument x de la fonction et un point fixe c du domaine. Les fonctions pour lesquelles c correspond à l’origine sont appelées fonctions radiales [Buh00]. La géométrie de l’artère est composée de la ligne centrale et du volume sous format .stl, c’est à dire deux nuages de points associés à leur table de connectivité respective. Une fois la nouvelle ligne centrale 3D déformée, il suffit d’extrapoler ses déformations sur le nuage de point

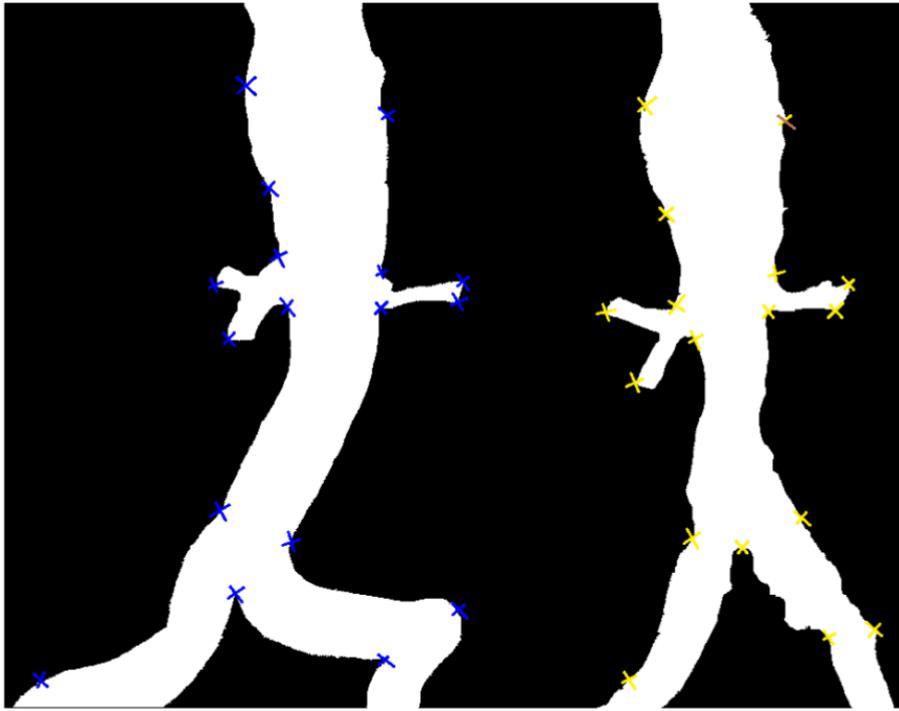


FIGURE 3.9 – Établissement des points de correspondance anatomique sur les contours de l'artère préopératoire (gauche) et de la DSA cible (droite).

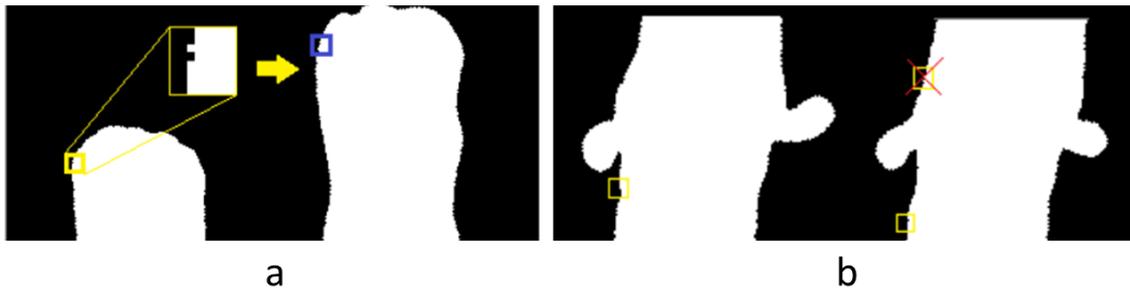


FIGURE 3.10 – Illustration de la méthode d'appariement. Etablissement de la correspondance (a). Filtrage par distance des correspondances multiples (b).

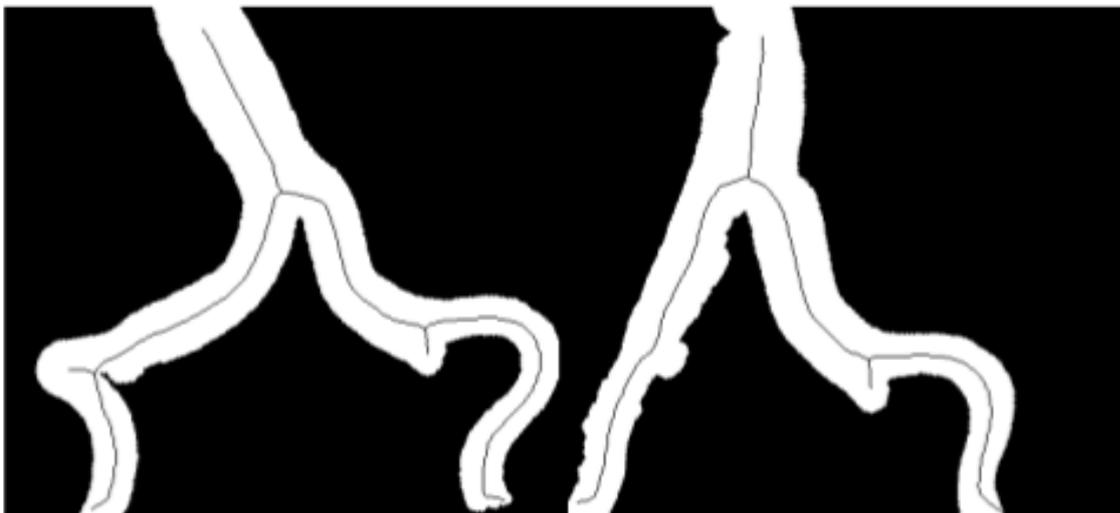


FIGURE 3.11 – Squelettes de la projection de la géométrie préopératoire (à gauche) et postopératoire (à droite)

constituant le volume. Les RBF ont été conçues pour les applications de *mesh morphing*, ce qui assure de conserver la cohérence du maillage .stl pour ces déformations de faibles amplitudes.

Résultats Les données disponibles pour l'évaluation consistaient en huit cas patients (scanners préopératoire et postopératoire) inclus dans les études présentées dans les autres chapitres et ayant par conséquent donné leur consentement pour l'utilisation de leurs données. Concernant le recalage rigide, la validation a été effectuée en alignant les projections des volumes issus des scanners préopératoires sur les postopératoires, utilisées pour simuler des DSA peropératoires (Figure 3.12). Les résultats sont compatibles avec les attentes cliniques, bien que présentant une incertitude plus élevée le long de l'axe de projection. Les mêmes données sont ensuite utilisées pour tester le recalage non rigide. Ici, la ligne centrale préopératoire est recalée sur la géométrie cible (Figure 3.13).

Finalement, les premières évaluations de la méthode automatisée et améliorée ont présenté de bons résultats, avec une erreur moyenne de 2.84 mm sur le positionnement des ostia. Ces premières données doivent être confirmées par des tests plus complets.

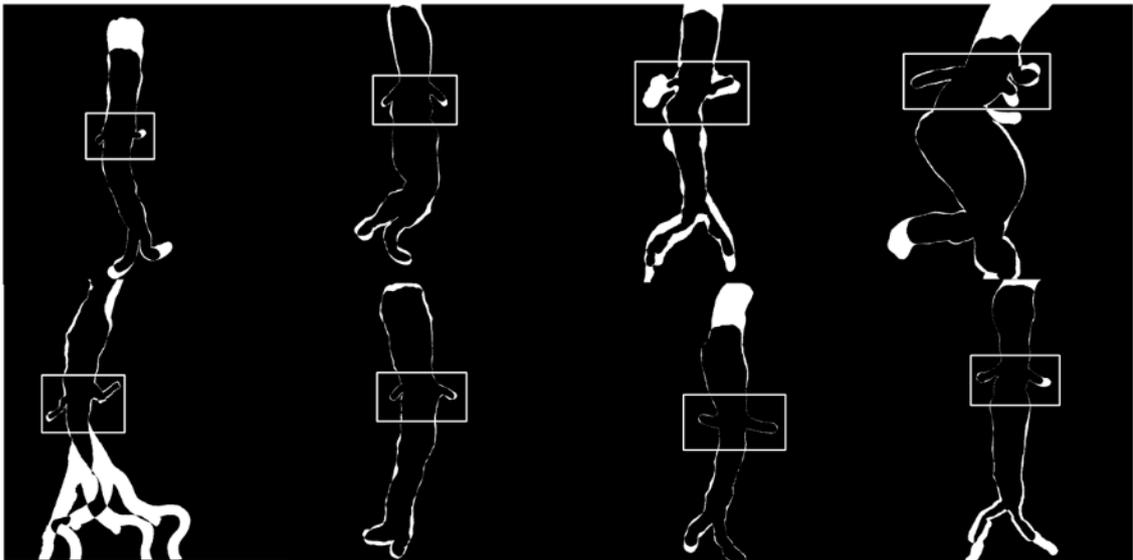


FIGURE 3.12 – Superposition de l'image binaire préopératoire sur l'image binaire simulée à partir du scanner postopératoire.

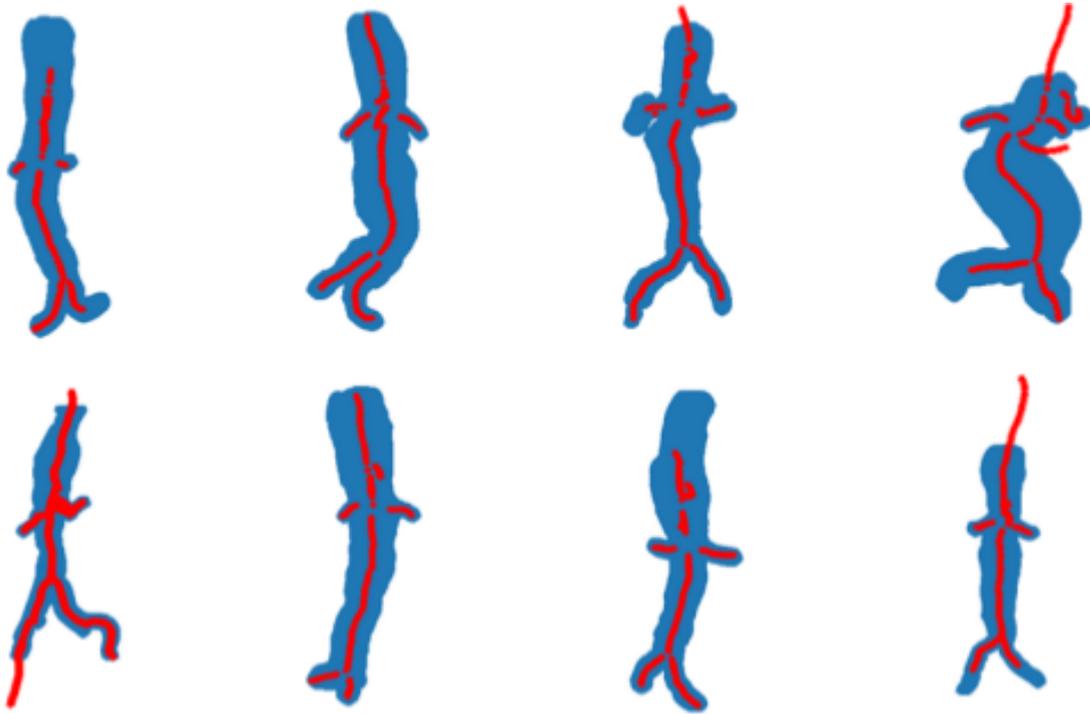


FIGURE 3.13 – Superposition de la CL préopératoire (en rouge) recalée sur la géométrie cible (en bleu).

3.9 Conclusion

Ce chapitre dédié à un article en anglais présente la méthode de recalage non rigide. Cette étude développe le détail de la méthode et de ses performances en comparaison avec deux méthodes de recalages rigides. Les améliorations apportées plus tard à cette méthode ont été décrites en complément. La précision atteinte par la méthode dans le recalage des ostia rénales est compatible avec les attentes cliniques. Cette première étape de mise-à-jour de la géométrie constitue donc une base valide pour la seconde étape de simulation du déploiement des EPs.

Chapitre 4

Simulation de déploiement d'endoprothèse

Sommaire du chapitre

4.1	Abstract	87
4.2	Résumé	88
4.3	Méthodes	89
4.3.1	Acquisition des données	89
4.3.2	Éléments poutres d'Euler-Bernouilli corotationnels	91
4.3.2.1	Éléments poutres tridimensionnels d'Euler-Bernouilli.	92
4.3.2.2	Approche corotationnelle.	92
4.3.3	Phase 1 (phase initiale)	93
4.3.3.1	Pré-positionnement des barycentres	93
4.3.3.2	Reconstruction géométrique des stents	97
4.3.4	Phase 2 (phase d'affinage)	99
4.3.4.1	Minimisation de l'écart sur les rotations.	99
4.3.4.2	Déploiement individuel des stents	99
4.4	Preuve de concept	101
4.4.1	Données cliniques	101
4.4.2	Évaluation de la qualité de la simulation du déploiement des EPs	101
4.4.3	Résultats et discussion	102
4.4.4	Fenêtres	104
4.5	Conclusion	105

4.1 Abstract

Chapter 2 presents the entire method that leads from the pre-operative scanner to the simulation of the deployed stent graft. The process is divided into two main steps, the

non-rigid registration (RNR) of the artery, and then the fast method for virtual stent graft deployment, or FMVSD. The RNR is the subject of a study reported in the second part of Chapter 3. The registration provides an updated geometry of the artery based on intraoperative information. This geometry is one of the essential input data for the FMVSD, which is described in this chapter. The other input data are the 3D model of the stent graft and intraoperative images. The method is divided into four steps. The first two lead to a rapid but inaccurate geometric reconstruction of the stent graft. The next two optional steps improve the accuracy of the previous steps, while increasing the calculation time. The final step is the individual deployment of stents in specific deployment boxes. Corotational Euler-Bernoulli beam elements were used to model the devices. A proof of concept was established using data from a patient who had undergone an EVAR. Target images were generated from the post-operative scanner, which allowed 3D reconstruction errors to be measured. The first results are promising and reach a precision compatible with clinical expectations, including the positioning of fenestrations in front of ostia.

The method has been the subject of two publications. The first in the form of a patent entitled "Simulation améliorée du déploiement d'une endoprothèse en temps réel (Enhanced Simulation of Real-Time Stent Graft Deployment) filed in July 2019 under number 1908569. The second in the form of a chapter submitted for the book "Computational Biomechanics for Medicine Book" [Nas+20]. This publication in English is attached as an appendix at the end of this manuscript for information. Most of its content, completed and detailed, is presented in French in this chapter.

4.2 Résumé

Le chapitre 2 présente la globalité de la méthode qui mène du scanner préopératoire à la simulation de l'EP déployée. Le processus se divise en deux grandes étapes, le recalage non-rigide (RNR) de l'artère, puis la simulation rapide du déploiement de l'EP, ou FMVSD. Le RNR est le sujet d'une étude reportée dans la deuxième partie du chapitre 3. Le recalage fournit une géométrie de l'artère mise-à-jour grâce aux informations peropératoires. Cette géométrie est l'une des données d'entrée indispensables à la FMVSD, dont la méthode est décrite dans ce chapitre. Les autres données d'entrée sont le modèle 3D de l'EP et l'imagerie peropératoire. La méthode est divisée en quatre étapes. Les deux premières aboutissent à une reconstruction géométrique rapide mais peu précise de l'EP. Les deux étapes suivantes, optionnelles, permettent d'améliorer la précision des étapes précédentes, en contrepartie d'un temps de calcul plus élevé. L'étape finale est le déploiement individuel des stents au sein de boîtes de déploiement spécifiques. Des éléments poutres corotationnels d'Euler-Bernoulli ont été utilisés pour modéliser les dispositifs. Une preuve de concept a été établie grâce aux données d'un patient ayant subi une EVAR. Des images cibles ont été générées à partir du scanner postopératoire, ce qui a permis de mesurer les erreurs de reconstruction en 3D. Les premiers résultats sont prometteurs et atteignent une précision compatible avec les attentes cliniques, ce qui inclut le positionnement des fenêtres en face des ostia.

La méthode a fait l'objet de deux publications. La première sous la forme d'un brevet intitulé "Simulation améliorée du déploiement d'une endoprothèse en temps réel" déposé en juillet 2019 sous le numéro 1908569. La seconde sous la forme d'un chapitre soumis pour le livre "Computational Biomechanics for Medicine Book" [Nas+20]. Cette publication en anglais est reportée en appendice en fin de ce manuscrit, pour information. L'essentiel de son contenu, complété et détaillé, est présenté en français dans ce chapitre.

4.3 Méthodes

L'algorithme global de la méthode FMVSD est décrit sur la Figure 4.1. Les données d'entrée de la méthode sont les images peropératoires 2D issues du C-arm mobile et la géométrie 3D de l'aorte. L'algorithme est divisé en quatre parties principales. Les deux premières étapes peuvent être combinées en une seule phase nommée Phase 1. Cette phase est essentielle pour les étapes suivantes mais peut atteindre une précision insuffisante, d'où la nécessité d'une Phase 2. Durant la première étape de la Phase 1, les barycentres de chaque stent sont positionnés en 3D en utilisant un modèle éléments finis de l'EP dans l'aorte. Puis, les stents sont reconstruits géométriquement au cours de la seconde étape de la Phase 1. Si nécessaire, deux étapes d'affinage sont accomplies durant la Phase 2, qui est une phase de mise-à-jour ou d'affinage. Ces étapes supplémentaires requièrent un temps de calcul plus long mais atteignent une précision supérieure. La première étape de la Phase 2 consiste à retrouver la rotation du stent autour de son axe principal grâce à une boucle de minimisation. La seconde étape de la Phase 2 consiste à déployer chaque stent individuellement.

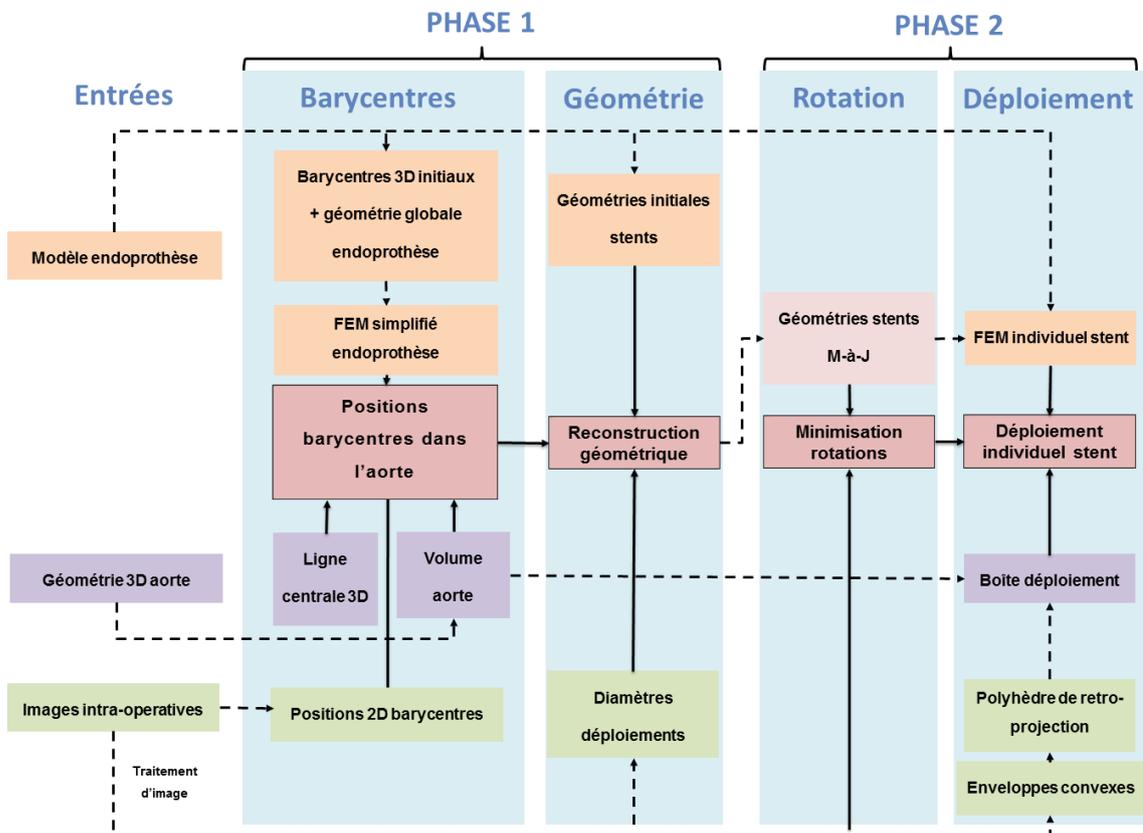


FIGURE 4.1 – Schéma de l'algorithme global de la FMVSD

4.3.1 Acquisition des données

Dans cette section, nous listons les données d'entrée et décrivons comment elles sont traitées pour extraire les informations pertinentes et nourrir les simulations. Les données disponibles au début de l'algorithme de reconstruction de l'EP incluent le modèle de l'EP, la géométrie 3D de l'aorte mise à jour et l'imagerie peropératoire. Les modèles d'EPs ont été obtenus avec la méthode décrite dans [Per15a ; Dem+12a]. En résumé, les géométries des stents sont obtenues à partir des spécifications du fabricant et sont discrétisées en éléments

finis grâce à une routine Matlab[®]. Les dispositifs ont été fabriqués par Medtronic (Santa Rosa, CA, USA). Toutes les simulations sont contraintes et guidées par l'imagerie peropératoire. Pour isoler le contour des stents, une combinaison de filtres de Frangi [Fra+98] et de masques est appliquée sur l'image [Dem+11]. Le filtre de Frangi est généralement utilisé pour détecter les structures et les fibres en forme de vaisseau ou de tube dans les données d'images volumétriques. Le filtre de Frangi est disponible dans des bibliothèques et logiciels open-source tels que ITK ou ImageJ. Le filtre inclut une échelle de mesure qui permet d'isoler des structures tubulaires de différentes tailles. En modifiant l'échelle du filtre et en combinant son utilisation avec des masques, il est possible d'extraire les structures tubulaires binarisées des stents (Figure 4.2 et Figure 4.3 [Dem+11]).

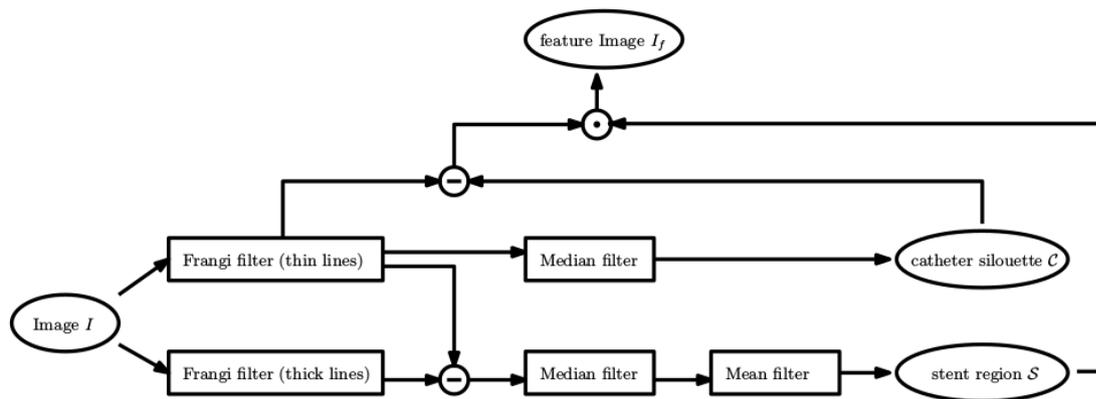


FIGURE 4.2 – Schéma du préprocessing pour le calcul automatique des caractéristiques de l'image. Schéma issu de [Dem+11]



FIGURE 4.3 – Visualisation d'une procédure d'extraction automatique des éléments caractéristiques. De gauche à droite : Image I ; silhouette du cathéter C ; région du stent S ; lignes fines Iwires ; image caractéristique If Images adaptées de [Dem+11]

Ensuite, l'enveloppe convexe de chaque stent est extraite. L'image extraite du stent

est composée d'un ensemble de pixels. Chaque stents est donc représenté par un nuage de points en deux dimensions localisés dans le repère de l'image. L'alpha shape de ce nuage de point est calculée, avec $\alpha \Rightarrow \infty$, ce qui nous donne l'enveloppe convexe du nuage de point du stent. Le barycentre bidimensionnel des stents est obtenu simplement à partir de l'enveloppe convexe (Figure 4.4). Les diamètres de déploiement apparents sont également mesurés. Pour chaque stent, les diamètres proximal d_p et distal d_d sont relevés. Ils seront utilisés lors de la reconstruction géométrique des stents.

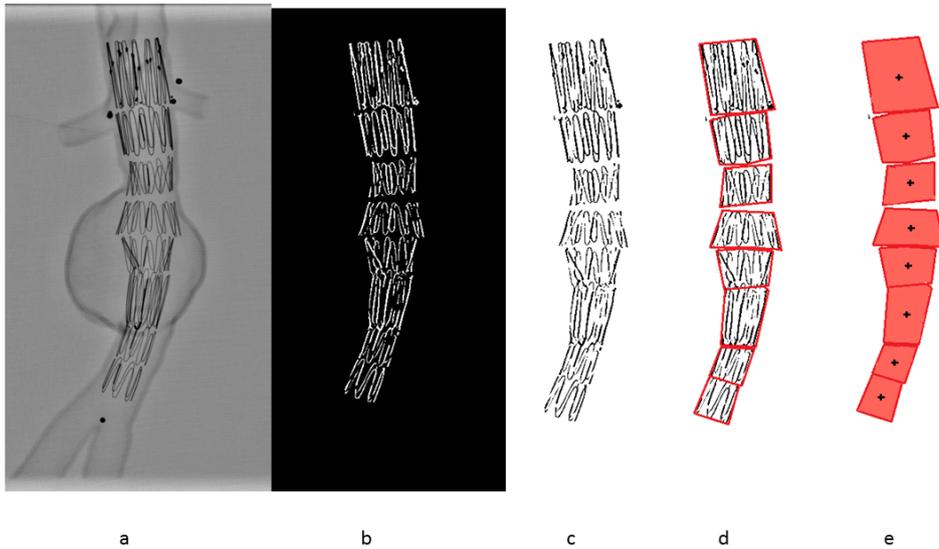


FIGURE 4.4 – Exemple d'application sur une image d'un stent test déployé au sein d'un fantôme d'EP imprimé en 3D

Lors des étapes suivantes, l'EP sera positionnée dans la géométrie 3D de l'aorte. Cette géométrie, incluant la ligne centrale de l'aorte et le volume, a été préalablement extraite des scanners préopératoires du patient. Le volume de l'aorte est segmenté à partir des DICOMs du scanner préopératoire avec une méthode de collision de fronts implémentée dans VMTK [19]. Puis, la ligne centrale est extraite à l'aide de la méthode du diagramme de Voronoi, également implémentée dans VMTK. La géométrie de l'aorte issue des scanners préopératoires ne correspond pas à la géométrie de l'aorte au jour de l'opération. En effet, celle-ci peut être déformée, notamment par le passage des outils du chirurgien. Elle doit donc être mise-à-jour avant le début de la méthode de simulation de déploiement de l'endoprothèse. Pour cela, la géométrie est recalée rigide puis non-rigide sur les images peropératoires, à l'aide de la méthode décrite dans le chapitre 3. De plus, nous supposons que nous connaissons la matrice de projection de l'arceau mobile.

4.3.2 Éléments poutres d'Euler-Bernouilli corotationnels

Les éléments poutres d'Euler-Bernouilli corotationnels seront utilisés dans les étapes suivantes pour discrétiser la géométrie simplifiée de l'EP lors de l'étape de positionnement global, puis les stents lors de l'étape de déploiement individuel. Les simulations ont été effectuées avec Project Chrono [Pro; Tas+16]. Le détail de la théorie et de l'implémentation des éléments poutres est décrit dans [Tas16]. Nous rappelons ici les notions et formules principales.

Chrono::Engine. Un système de coordonnées flottant \mathbf{F} suit l'élément déformé, de sorte que le mouvement global dans l'état déformé \mathbf{C}_D peut être considéré comme la superposition d'un large mouvement de corps rigide de la configuration de référence \mathbf{C}_0 à la configuration dite flottante ou fantôme \mathbf{C}_S , plus une petite déformation locale de \mathbf{C}_S à \mathbf{C}_D . Les symboles soulignés représentent les variables exprimées sur la base de la référence flottante \mathbf{F} . La base de l'approche corotationnelle est de calculer une rigidité tangente globale $\underline{\mathbf{K}}_e$ et un vecteur de force global $\underline{\mathbf{f}}_e$ pour chaque élément \mathbf{e} , étant donné sa matrice $\underline{\mathbf{K}}$ locale, sa force $\underline{\mathbf{f}}$ locale et le mouvement du corps rigide du référentiel de \mathbf{F} en \mathbf{C}_0 à \mathbf{F} en \mathbf{C}_S . Chaque fois que l'élément bouge, la position et la rotation de \mathbf{F} sont mises à jour.

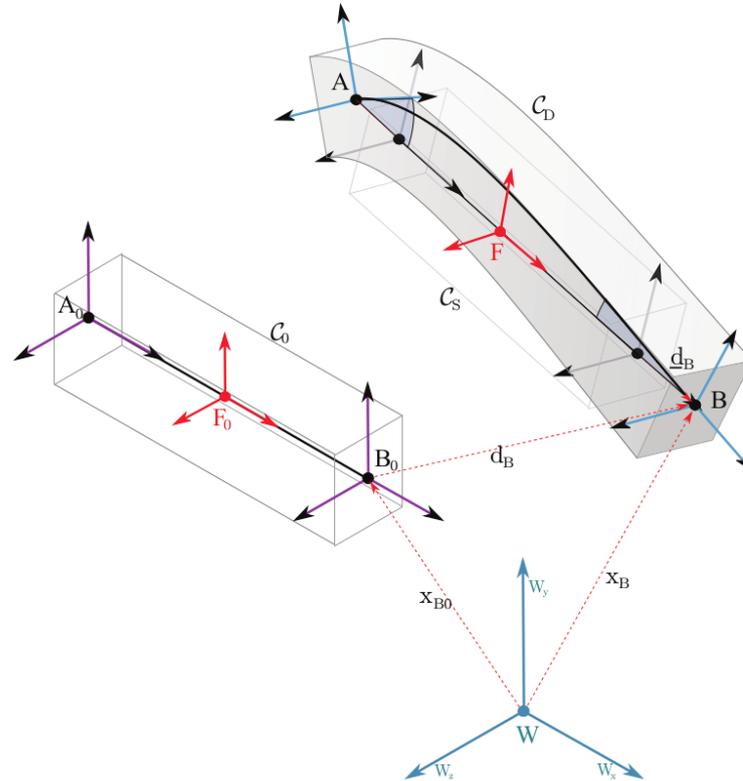


FIGURE 4.5 – Représentation schématique du concept corotationnel. Issue de [Tas16]

4.3.3 Phase 1 (phase initiale)

La Phase 1 rassemble les deux premières étapes de l'algorithme : le positionnement des barycentres des stents dans l'aorte et la reconstruction axisymétrique des stents. Ces étapes peuvent être effectuées en temps réel étant donné leur faible coût de calcul. Cependant, elles sont basées sur des hypothèses qui ne sont pas pleinement vérifiables en pratique. Par conséquent, les données de sortie de la phase initiale serviront de point de départ pour la phase de mise-à-jour présentée dans la prochaine section. La première étape consiste à retrouver la position globale de l'EP au sein de l'aorte. La prothèse est simulée avec un modèle éléments finis simplifiant sa géométrie. L'algorithme de positionnement global est résumé sur la Figure 4.6.

4.3.3.1 Pré-positionnement des barycentres

Il est très difficile de trouver la position de l'EP directement dans le référentiel global à partir d'une seule image. En effet, la nature intrinsèque de la projection conique du C-arm

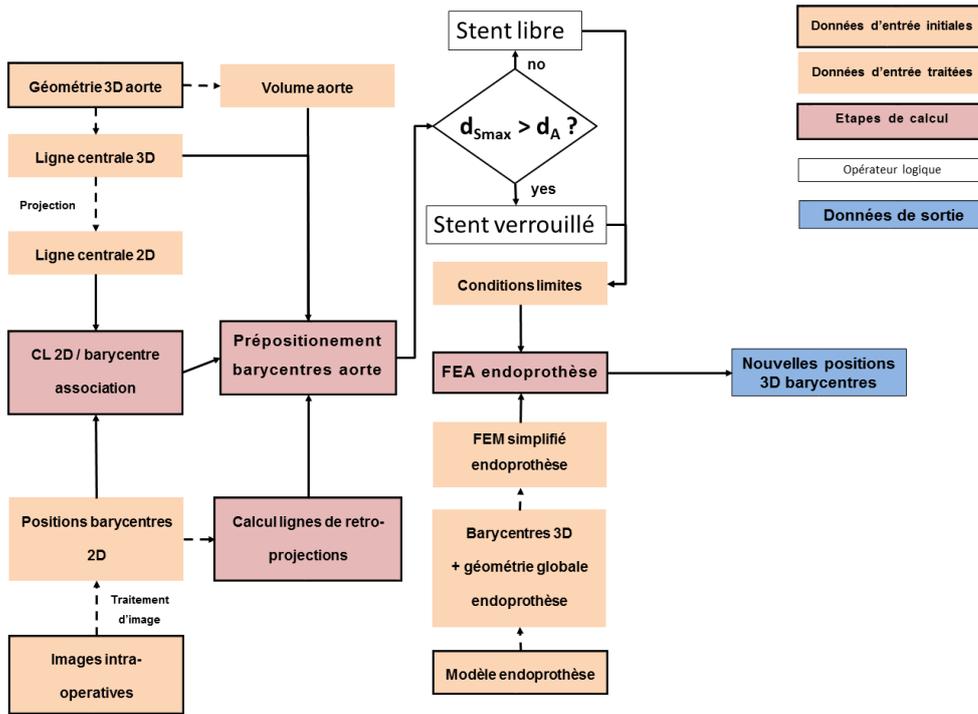


FIGURE 4.6 – Schéma de l'algorithme de positionnement global de l'EP

et la discrétisation en pixels des détecteurs conduisent à une incertitude significative le long de l'axe de projection. Un pixel du détecteur plat peut être assimilé à une surface, par conséquent sa géométrie de rétroprojection n'est pas une ligne mais un volume pyramidal. C'est de ce volume que provient l'incertitude sur le positionnement des points (Figure 4.7). Cette incertitude représente la distance selon laquelle un objet peut être déplacé le long de l'axe de projection sans se décaler dans le plan de projection. Cette incertitude dépend de la position de l'objet, c'est-à-dire de la distance source-objet mais aussi de la distance par rapport à l'axe de projection. Lorsque le pixel se rapproche de l'axe de projection, l'incertitude peut tendre vers l'infini. Près des bords de l'image, l'incertitude devient plus faible. Pour un cas standard (distance source-objet = 800 mm, distance source-détecteur = 1300 mm, détecteur de 750 pixels x 750 pixels), un point situé à 175 pixels de l'axe de projection a une incertitude de 4,6 mm. Cependant, notre objectif est de réduire autant que possible cette incertitude. Par conséquent, notre méthode utilise la géométrie aortique comme support pour le positionnement global de l'EP. La première étape est d'associer chaque barycentre de stent au point le plus proche de la ligne centrale de l'artère. Cette association est réalisée en deux dimensions. La ligne centrale de l'aorte est projetée selon les mêmes paramètres de projection que l'image peropératoire. Chaque barycentre bidimensionnel est simplement associé au point de la ligne centrale projetée le plus proche. Cette associativité est retranscrite en trois dimensions, en assumant que le point le plus proche en 2D est presque équivalent au point le plus proche en 3D. Chaque barycentre tridimensionnel est maintenant associé au point de la ligne centrale correspondant $CL(x_{CL}, y_{CL}, z_{CL})$. L'étape suivante est d'obtenir les lignes de rétroprojections de chaque barycentre en 2D. Pour chaque stent, nous connaissons grâce à l'étape de traitement d'image l'enveloppe convexe et la position 2D de son barycentre $B_{Im}(U_{Im}, V_{Im})$ dans le repère de l'écran. La position de l'image cible dans l'espace 3D, représentant la configuration de la source de rayons X et du détecteur à écran plat, est connue. Ainsi, chaque barycentre sur l'image

peut être associé à une position tridimensionnelle $B_{2D}(x_{2D}, y_{2D}, z_{2D})$. Puisque nous connaissons la matrice de projection, nous pouvons obtenir pour chaque barycentre la ligne de rétroprojection correspondante. Ces lignes seront utilisées pour contraindre le modèle Finite Element Model (FEM) simplifié de l'EP. Chaque stent sera forcé de se déplacer le long de la ligne correspondante. Les équations des lignes de projection résultent de la géométrie cartésienne élémentaire. La source de rayons X est à l'origine du système de coordonnées global. Par conséquent, toutes les lignes de projection ont un point commun $O(0, 0, 0)$. Les paramètres de projection sont connus. Ainsi, chaque point cible B_{2D} de l'image est associé à une ligne de rétroprojection passant par ce point et par l'origine (Figure 4.7). Le vecteur normalisé de la ligne $\vec{v}(v_x, v_y, v_z)$ est donc (équation 4.4) :

$$\vec{v} = \frac{\overrightarrow{B_{2D}O}}{\|\overrightarrow{B_{2D}O}\|} \quad (4.4)$$

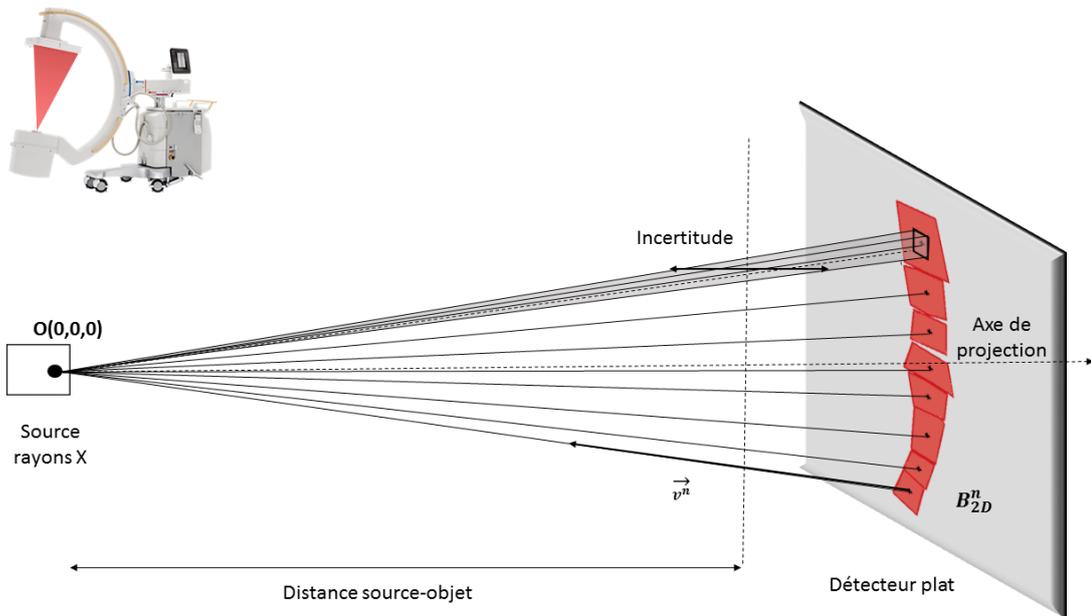


FIGURE 4.7 – Lignes de rétroprojection des barycentres 2D, selon la configuration de l'arc mobile, et incertitude le long de l'axe x résultante de la géométrie de projection et de la discétisation en pixels du détecteur plat

L'EP doit maintenant être pré-positionnée à l'intérieur de l'aorte. Chaque barycentre tridimensionnel $B_{3D}(x_{3D}, y_{3D}, z_{3D})$ a désormais une ligne de rétroprojection et a été précédemment associée au point le plus proche de la ligne centrale de l'aorte $CL(x_{CL}, y_{CL}, z_{CL})$. Nous savons que chaque barycentre 3D se situe sur sa ligne de rétroprojection, mais la coordonnée p (équation 4.5) de B_{3D} le long de sa ligne est initialement inconnue.

$$B_{3D}(x_{3D}, y_{3D}, z_{3D}) = B_{2D}(x_{2D}, y_{2D}, z_{2D}) + p * \vec{v}(v_x, v_y, v_z) \quad (4.5)$$

En première approximation, nous assignons à chaque barycentre la coordonnée p du point de la ligne centrale le plus proche tel que $z_{3D} = z_{CL}$. De l'équation 4.5, nous avons

le système suivant (4.6) :

$$\begin{cases} x_{3D} = x_{2D} + p * v_x \\ y_{3D} = y_{2D} + p * v_y \\ z_{3D} = z_{2D} + p * v_z \end{cases} \quad (4.6)$$

D'où :

$$p = \frac{z_{3D} - z_{2D}}{v_z} \quad (4.7)$$

(x_{3D}, y_{3D}) sont calculés avec les équations du système 4.6. Nous obtenons ainsi une première approximation de la position des barycentres, basée sur la ligne centrale. Dans certains cas, cette approche est insuffisante et doit être complétée par un modèle par éléments finis de l'EP. La figure 4.8 montre ce qui peut se produire dans le cas d'un grand sac anévrismal. Dans ce cas, la ligne centrale suit la forme de l'artère. Avec l'approche décrite ci-dessus, les stents seraient placés dans le sac, ce qui est peu probable et mécaniquement irréaliste.

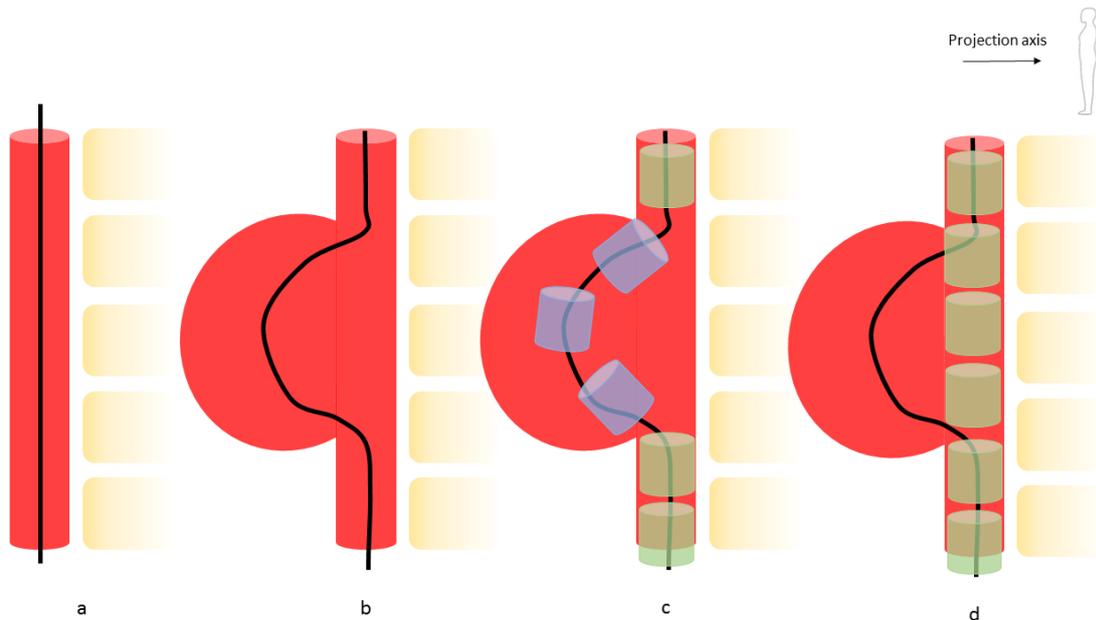


FIGURE 4.8 – Erreur dans le positionnement du barycentre due à une déformation de la ligne centrale : ligne centrale normale (a), ligne centrale déformée dans un sac anévrismal (b), résultat : positionnement peu réaliste du stent (bleu) au niveau du sac et positionnement correct (vert) (c), positionnement attendu (d)

Par conséquent, les stents qui sont susceptibles d'être mal positionnés doivent être séparés des autres. Afin de définir les conditions limites les plus précises possibles pour la simulation éléments finis, les stents sont divisés en deux catégories : les stents libres et les stents verrouillés. Le diamètre maximal d_{Smax} du stent, c'est-à-dire le diamètre du stent complètement déployé, est comparé au diamètre local de l'aorte d_A au point de la ligne centrale associé. Si $d_{Smax} > d_A$, le stent est verrouillé. Dans ce cas, nous supposons que le stent est en équilibre dans l'artère et que son barycentre est donc très proche du centre local de l'artère, et donc de CL . Si $d_{Smax} < d_A$, par exemple si le stent est dans le sac anévrismal, le stent est libre. Les stents libres peuvent se déplacer le long de la ligne de

rétroprojection et ne peuvent sortir du volume de l'aorte. La position des stents verrouillés est assignée en fonction de la ligne centrale. La position des barycentres des stents libres sera calculée à l'aide du modèle FEM simplifié de l'EP. A partir de la géométrie tridimensionnelle initiale de l'EP, le barycentre 3D de chaque stent est extrait. Les barycentres sont reliés entre eux par des éléments poutre d'Euler-Bernoulli corotationnels selon la configuration initiale de l'endoprothèse (Figure 4.9). Le modèle est construit en utilisant les bibliothèques de Project Chrono [Tas16].

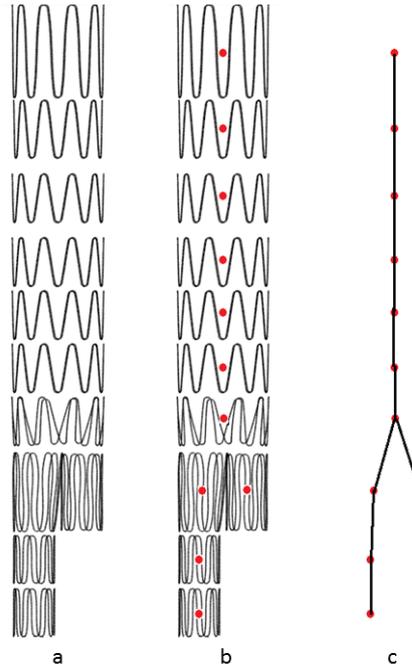


FIGURE 4.9 – A partir de la géométrie simplifiée de l'EP (a), les barycentres 3 sont extraits (b), puis reliés par des éléments poutres (c)

Le modèle de l'EP dans sa configuration initiale est pré-positionné dans l'aorte. Ensuite, des déplacements sont prescrits sur les stents verrouillés et les déplacements résultants des stents libres sont calculés. Les stents libres ne peuvent pas sortir de la lumière aortique. Une EP est une structure tubulaire présentant une forte inhomogénéité de comportements mécaniques due à la combinaison de stents métalliques et du textile étanche. Le modèle de l'EP est très simplifié, réduisant l'EP à une succession d'éléments poutres ayant le même comportement mécanique. Les caractéristiques mécaniques des poutres n'ont donc pas de réalité physique, et ont été optimisées pour assurer la robustesse et la stabilité du modèle. Le modèle étant soumis à des conditions limites successives (lignes de rétro-projections, volume de l'aorte), nous assumons que ce modèle simplifié est suffisant pour notre application, tout en permettant un temps de calcul très court. La position 3D des barycentres est finalement déterminée, et par conséquent l'orientation des stents.

4.3.3.2 Reconstruction géométrique des stents

A partir de la nouvelle position des barycentres 3D, une reconstruction géométrique du stent est effectuée. La géométrie initiale de chaque stent, c'est-à-dire la structure métallique, a été initialement discrétisée en un ensemble de point (Figure 4.10). Chaque point est identifié par un vecteur $\vec{V}(V_x, V_y, V_z)$ qui a pour origine le barycentre B_{3D} du stent et qui est exprimé dans le repère local du stent. Initialement, le repère local est orienté selon

les même directions que le repère global. Ainsi, les coordonnées exprimées $\mathbf{S}(x, y, z)$ des n points d'un stent sont définis par l'équation 4.8:

$$\mathbf{S}^{i:1 \rightarrow n} = \mathbf{B}_{3D}^i + \underline{\vec{V}}^i \quad (4.8)$$

Les diamètres de déploiement proximal d_p et distal d_d ont été relevés lors de l'étape du traitement d'image. Nous supposons ici que le déploiement du stent est axisymétrique. Ainsi, le diamètre mesuré dans le plan de l'image est supposé être le même dans toutes les directions. Le diamètre local de déploiement d du stent est donc interpolé le long de son axe principal z' , initialement confondu avec l'axe z du repère global (Figure 4.10). Les nouveaux vecteurs de reconstructions $\underline{\vec{V}}_d(\mathbf{V}_{dx}, \mathbf{V}_{dy}, \mathbf{V}_{dz})$ sont mis à jours selon la réduction de diamètre rd tel que (équations 4.9 et 4.10):

$$rd = 1 - \frac{dSmax - d}{dSmax} \quad (4.9)$$

$$\begin{cases} \mathbf{V}_{dx} = \mathbf{V}_x * rd \\ \mathbf{V}_{dy} = \mathbf{V}_y * rd \\ \mathbf{V}_{dz} = \mathbf{V}_z \end{cases} \quad (4.10)$$

Les vecteurs de reconstruction dans le repère global $\underline{\vec{V}}_d$ sont exprimés dans le repère global avec \mathbf{R} la matrice de passage du nouveau repère local du stent (après la simulation éléments finis) au repère global (équation 4.11):

$$\frac{\underline{\vec{V}}_d}{\mathbf{1}} = \mathbf{R} \frac{\underline{\vec{V}}_d}{\mathbf{1}} \quad (4.11)$$

Finalement, la nouvelle position des points du stents est calculée avec l'équation 4.8 et les nouveaux vecteurs $\underline{\vec{V}}_d$. Les stents de l'EP sont reconstruits (Figure 4.10).

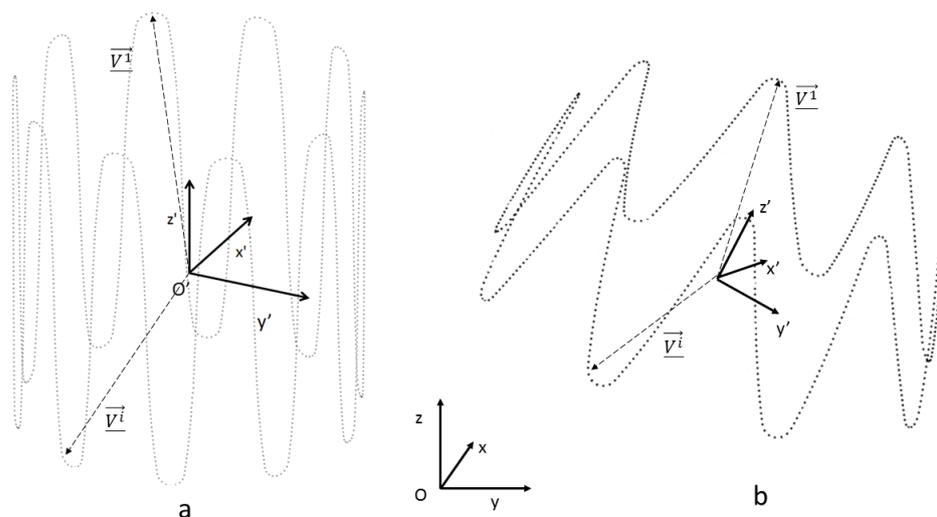


FIGURE 4.10 – Schéma de reconstruction géométrique du stent, avec $O'(x', y', z')$ le repère local et $O(x, y, z)$ le repère global, modèle initial (a) et après reconstruction géométrique (b)

Le positionnement et la reconstruction des stents reposent sur deux hypothèses : le centre de gravité des stents est proche de la ligne centrale de l'aorte et le déploiement

des stents est axisymétrique. Les résultats de l'étape 1 (voir partie 4.4.3) montrent que ces hypothèses sont une source d'incertitude pendant la reconstruction du stent, ce qui peut empêcher dans certains cas de simuler correctement son déploiement. Des étapes supplémentaires de modélisation individuelle du stent et des corrections de déploiement sont donc nécessaires.

4.3.4 Phase 2 (phase d'affinage)

Le déploiement individuel des stents peut être imprécis et doit dans ce cas être amélioré. Cette étape combine deux étapes individuelles de raffinement : la minimisation de la rotation et le déploiement individuel des stents. Le but de la première étape est de déterminer l'angle de rotation réel ϕ de chaque stent, autour de son axe principal z' . Le but de la deuxième étape est de simuler individuellement le déploiement du stent dans une boîte de déploiement. Les deux étapes ont des applications cliniques. Dans les cas où l'EP est déjà déployée, ceci permet de modéliser en 3D le déploiement actuel de l'EP. Dans les cas où l'EP n'est pas ou pas complètement déployée, ceci permet au chirurgien de visualiser ce que sera le déploiement de l'EP s'il décide de la déployer dans sa position courante.

4.3.4.1 Minimisation de l'écart sur les rotations

Au cours du déploiement, le stent peut être sujet à des rotations ϕ autour de son axe principal z' . Dans le cas des stents axisymétriques, cette rotation a peu de conséquences sur son déploiement final, même si le chirurgien peut souhaiter une amélioration de la précision de la reconstruction pour les stents critiques. Cependant, dans le cas des stents avec fenêtres, le positionnement de ces dernières dépend de la rotation du stent. Il est donc indispensable de déterminer ces rotations. Cette étape est réalisée au sein d'une boucle de minimisation avec un algorithme à évolution différentielle. Dans le cas des stents axisymétriques, la valeur à minimiser est l'écart e_S . Cet écart est calculé en deux dimensions. Le modèle 3D du stent reconstruit géométriquement à la fin de l'étape précédente est projeté selon les paramètres de projection de l'image cible. e_S est la distance moyenne séparant chaque point du stent reconstruit de son voisin le plus proche. Cette boucle permet de déterminer la rotation propre $\phi \pm k\theta$, avec θ l'angle périodique séparant deux pics de la forme en Z du stent axisymétrique et k un entier réel. Tous les stents qui comportent des fenêtres ou des échancrures ont des marqueurs radio-opaques signalant l'ouverture. Le nouvel écart e_M à minimiser est calculé en ne considérant que la distance entre les marqueurs radio-opaques. Dans ce cas, la rotation propre ϕ est exacte et ne dépend pas de θ . En effet, le positionnement des fenêtres est asymétrique.

4.3.4.2 Déploiement individuel des stents

L'objectif de cette boîte de déploiement est d'utiliser au maximum les données des images peropératoires. Ainsi, le déploiement du stent ne sera pas seulement contraint par la géométrie de l'aorte, mais également par les informations issues de son contour sur l'image. A partir de l'enveloppe convexe obtenue précédemment, nous définissons un Polyèdre de Rétroprojection (PdR). Chaque face du PdR est un élément triangulaire. La source de rayons X est à l'origine du système de coordonnées global. Par conséquent, tous les éléments triangulaires ont un point commun $O(0, 0, 0)$. Chaque arête de l'enveloppe convexe est définie comme étant l'arête opposée au sommet O (Figure 4.11). Le volume est fermé par la surface de l'enveloppe convexe discrétisée par des éléments triangulaires. L'intersection

booléenne du PdR avec l'aorte donne un volume appelé boîte de déploiement. Le volume est maillé avec des éléments coques rigides. Le stent est positionné dans cette boîte rigide selon sa configuration déterminée précédemment.

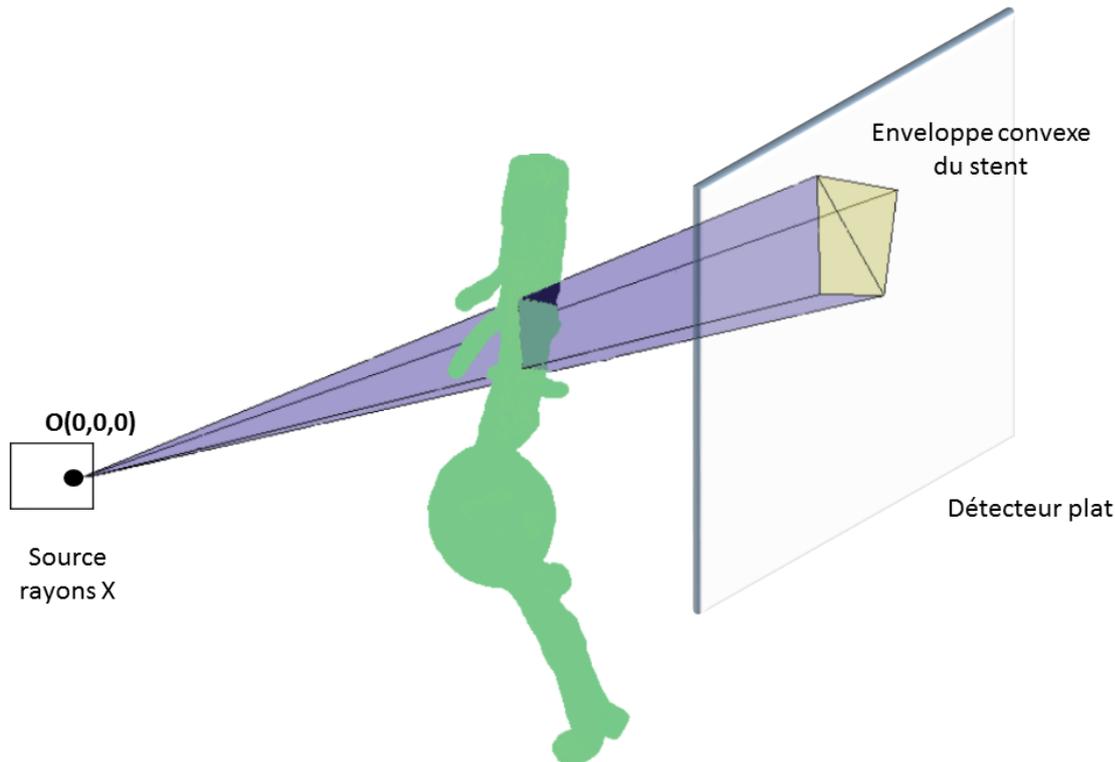


FIGURE 4.11 – Schéma d'extraction de la boîte de déploiement par intersection entre le volume de l'aorte et le PdR

Les stents sont composés d'éléments poutres d'Euler-Bernouilli corotationnels. Le maillage est plus dense au niveau des zones à forte courbure. Les stents sont modélisés dans leur position et orientation tridimensionnelles déterminées lors des étapes précédentes. Seul le diamètre du stent est modifié. Le modèle du stent est initialisé dans sa configuration déployée. Puis il est pré-contraint au diamètre du lanceur de l'EP avant le début de la simulation. Les éléments sont des éléments poutres d'Euler-Bernouilli, et ont donc un comportement linéaire élastique. Les stents ont un diamètre de 0.125mm et sont composés d'acier 316L dont les caractéristiques mécaniques sont résumées dans [Dem+12a].

Chaque stent, ou une sélection de ceux-ci selon le choix du chirurgien, est déployé individuellement. Le stent gainé est positionné à l'intérieur de la boîte de déploiement. La position de son barycentre et son orientation ont déjà été récupérées lors de l'étape de positionnement global. Ensuite, le stent est libéré (retour élastique du stent gainé). Le déploiement est calculé à l'aide du moteur du Project Chrono, avec le solveur Pardiso de la bibliothèque Math Kernel Library (MKL) d'Intel[®]. Après le premier contact, le pas de temps est réduit pour assurer la stabilité du modèle. Les contacts sont modélisés à l'aide de l'algorithme de pénalité implémenté dans Project Chrono, l'approche de modélisation SMOOTH-Contact (SMC). L'approche SMC utilise des pénalités (au sein d'une méthode d'éléments discrets (Discrete Elements Method (DEM)) [Tas+13; CS79], régularisant les forces de contacts de frottement, avec des systèmes « imaginaires » de ressorts à chaque contact). De tels objets en contact ont une légère interpénétration, et nécessitent un temps d'intégration court. Les simulations ont été faites sur un ordinateur avec 4 CPUs, 3.40GHz,

16 GB RAM, mais sans parallélisation. Le temps de calcul pour le déploiement d'un stent est de quelques minutes sans optimisation. De plus, le calcul global est facilement parallélisable, car chaque déploiement de stent peut être calculé sur un cœur différent. Le temps de calcul global est donc compatible avec une utilisation clinique.

4.4 Preuve de concept

La méthode décrite ci-dessus a été appliquée aux données d'un patient ayant subi une EVAR.

4.4.1 Données cliniques

Les détails concernant le dispositif sont donnés dans le Tableau 4.1. Un stent supplémentaire a été testé, qui inclut trois fenêtres : artère rénale droite, artère mésentérique et artère rénale gauche. Les CT-scan préopératoire et postopératoire ont été acquis au CHU de Saint-Étienne sous conditions cliniques. L'utilisation de données cliniques a été approuvée par un comité d'éthique et un consentement a été obtenu de la part du patient. La taille des voxels du scan est de $0.9395 \times 0.9395 \times 2 \text{mm}^3$.

TABLEAU 4.1 – Résumé clinique de la procédure EVAR

Sexe	Masculin
Age (an)	78
EP	ENBF-28-20-C-170-EE
Nombre de stents	20
Diamètre proximal EP (mm)	28
Diamètre distal EP (mm)	20
Thrombus du sac anévrismal	Non

Tout d'abord, nous avons évalué les résultats de la phase 1. Les résultats n'étant pas assez précis en termes de déploiement radial, une deuxième étape de déploiement individuel des stents s'est avérée nécessaire. Nous avons évalué les résultats de la méthode complète, y compris la phase d'affinage. Le diamètre moyen des artères rénales est de 5 à 7 mm. Si l'erreur de positionnement de la fenêtre est inférieure à 3 mm, le chirurgien peut cathétériser les artères secondaires comme les artères rénales. Au-delà de ce seuil, on considère que des complications peropératoires sont susceptibles de survenir. Par conséquent, la valeur de validation clinique a été fixée à 3 mm en accord avec des cliniciens expérimentés.

4.4.2 Évaluation de la qualité de la simulation du déploiement des EPs

Dans un premier temps, pour isoler et tester le plus précisément possible l'algorithme de reconstruction du stent, les hypothèses suivantes ont été faites : la matrice de projection est connue ; la géométrie 3D de l'aorte est considérée comme étant parfaitement recalée. De cette façon, nous n'introduisons pas d'erreurs de positionnement liées au recalage de l'aorte. Ainsi, les images cibles et le modèle 3D de l'aorte ont été générés à partir des scanners postopératoires des patients. La position 3D réelle de l'EP est donc connue, et servira uniquement de référence pour la comparaison avec la reconstruction des stents issue de la simulation (Figure 4.12).

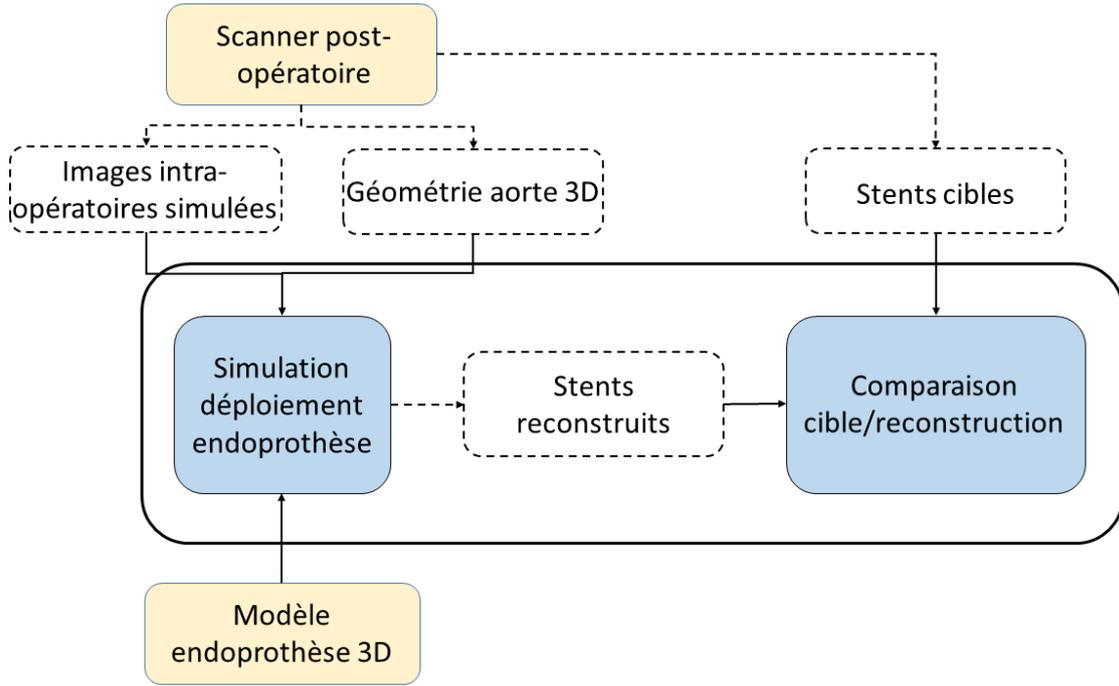


FIGURE 4.12 – Organigramme du schéma de validation

Plusieurs paramètres sont utilisés pour évaluer la qualité de la reconstruction. Le premier paramètre est la distance D_B , qui est la distance séparant les barycentres 3D du stent cible et du stent reconstruit. Cette distance est utilisée pour évaluer la qualité du positionnement du stent au sein de l'artère. Le second paramètre est la distance D_M , qui est la distance moyenne entre les nuages de points du stent cible et du stent reconstruit. Elle est définie comme la moyenne des distances euclidiennes séparant un nœud du stent reconstruit de son voisin le plus proche parmi les points du stent cible. Cette distance permet d'évaluer en même temps la qualité du positionnement et du déploiement du stent. Enfin, le dernier paramètre est $CSAS$, c'est-à-dire la superposition des sections transversales des stents cibles et reconstruits, qui permet la comparaison quantitative des déformations des stents au niveau des plicatures des EPs. Les aires de coupes transversales le long de l'ensemble du stent ont été mesurées après le déploiement dans l'anévrisme. Après le déploiement, les surfaces transversales ont été modifiées, en particulier au niveau des plicatures des EPs (Figure 4.13). Soit A_T l'aire de la section transversale cible S_T et A_R l'aire de la section transversale reconstruite S_R . A_U est l'aire de l'intersection S_U entre S_T et S_R .

$$S_U = S_T \cup S_R \quad (4.12)$$

$$CSAS = 100 * \frac{A_T - \|A_T - A_U\|}{A_T} (\%) \quad (4.13)$$

4.4.3 Résultats et discussion

La Figure 4.14 montre les résultats des Phases 1 et 2 et le tableau 4.2 présente une comparaison des résultats des deux phases. Concernant la Phase 1, la D_B moyenne est généralement inférieure à la valeur de validation clinique, le positionnement des stents dans l'artère est généralement bon. Cependant, l'erreur est trop importante sur la branche controlatérale, proche ou supérieure à 3 mm avec un maximum de 3,71 mm. En ce qui concerne D_M ,

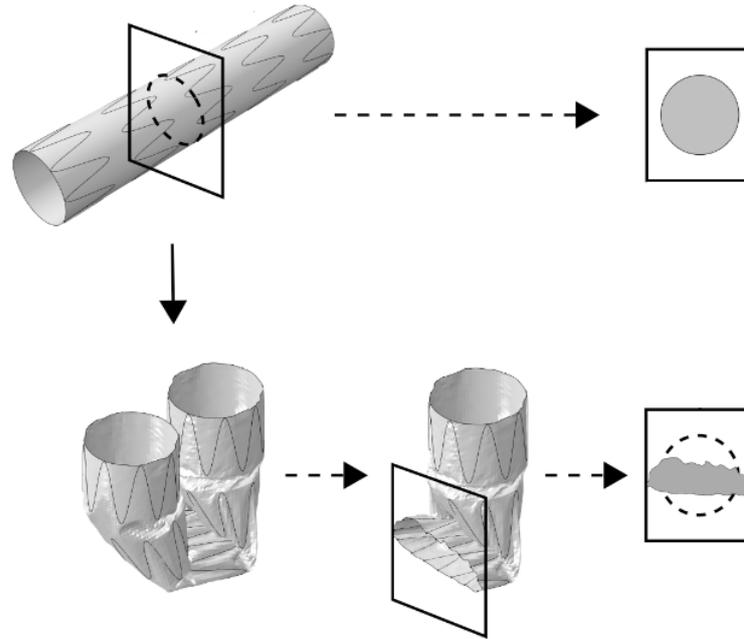


FIGURE 4.13 – Exemple de réduction lumineuse au niveau de la plicature de l'EP. Image adaptée de [Dem12]

l'erreur moyenne est inférieure à 3 mm, mais la carte de distance montre qu'un nombre important de stents ont une erreur trop proche de la limite. La carte *CSAS* confirme ce résultat, avec une superposition moyenne d'environ 70% et un minimum de 47%, ce qui est beaucoup trop faible. Une étape supplémentaire de déploiement individuel semble donc nécessaire. La Phase 2 montre une nette amélioration de la qualité de la simulation des stents. Toutes les mesures sont inférieures à la valeur seuil, avec un maximum de 1,40 mm pour D_B et de 2,28 mm pour D_M . Les valeurs moyennes ont également été améliorées, en réduisant l'erreur moyenne de -26,5% pour D_B et de -21,7% pour D_M par rapport à la Phase 1. Il y a également une nette amélioration de la valeur moyenne du *CSAS* de 25%.

TABLEAU 4.2 – Résumé et comparaison des performances des Phases 1 et 2

		Phase 1	Phase 2	Différence	Différence (%)
D_B (mm)	Mean \pm std	1.02 \pm 1.03	0.75 \pm 0.32	-0.27	-26.5
	Max	3.71	1.40	-2.31	-62.3
	Min	0.05	0.15	+0.1	+200.0
D_M (mm)	Mean \pm std	2.21 \pm 0.44	1.73 \pm 0.37	-0.48	-21.7
	Max	3.12	2.28	-0.84	-26.9
	Min	1.54	0.90	-0.64	-41.6
<i>CSAS</i> (%)	Mean \pm std	69.2 \pm 12.8	86.6 \pm 5.1	+17.4	+25.1
	Max	89.3	95.2	+5.9	+6.6
	Min	46.9	73.7	+26.8	+57.1

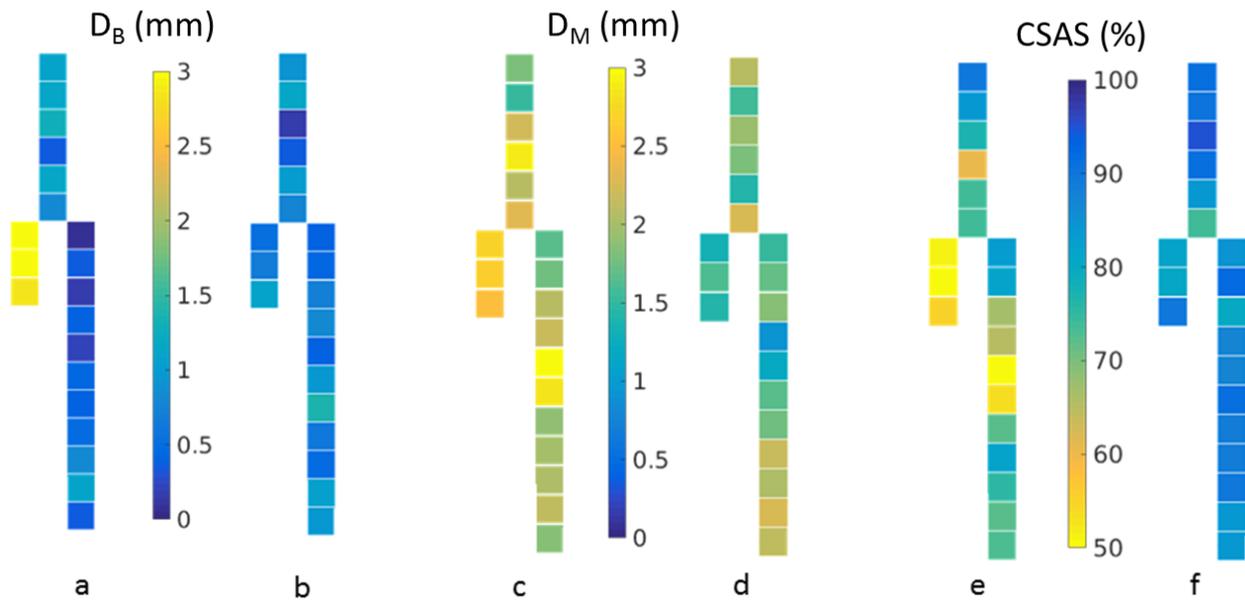


FIGURE 4.14 – Carte de distance représentant la distance entre les barycentres de la cible et de l'EP reconstruite de la Phase 1 (a) et de la phase 2 (b), la distance RMS entre les nuages de points de la cible et les stents reconstruits des Phases 1 (c) et 2 (d), la superposition des sections transversales entre les stents cibles et reconstruits des Phases 1 (e) et 2 (f). Chaque carré représente un stent.

4.4.4 Fenêtres

La Figure 4.15 montre comment les positions des fenêtres (vue de face) ont été calculées. La différence de taille entre les fenêtres cibles et reconstruites résulte de la segmentation postopératoire de l'EP. Les fenêtres sont entourées de marqueurs radio-opaques qui créent des artefacts pendant l'imagerie. Ces artefacts font paraître les marqueurs plus grands que la réalité. Les distances moyennes entre les centres de gravité des fenêtres sont résumées dans le tableau 4.3. Le recouvrement des fenêtres est amélioré après les étapes d'affinage, ce qui est visible sur la Figure 4.15. La méthode, après correction, a donc permis de positionner les fenêtres avec une précision suffisante pour permettre le cathétérisme des artères secondaires, avec une distance maximale inférieure à 2,46 mm pour la fenêtre rénale gauche.

TABLEAU 4.3 – Résumé et comparaison des performances des Phases 1 et 2

	Fenêtre rénale droite 1	Fenêtre mésentérique	Fenêtre rénale gauche
D_B Phase 1 (mm)	3.06	3.05	6.05
D_B Phase 2 (mm)	0.41	1.64	2.46

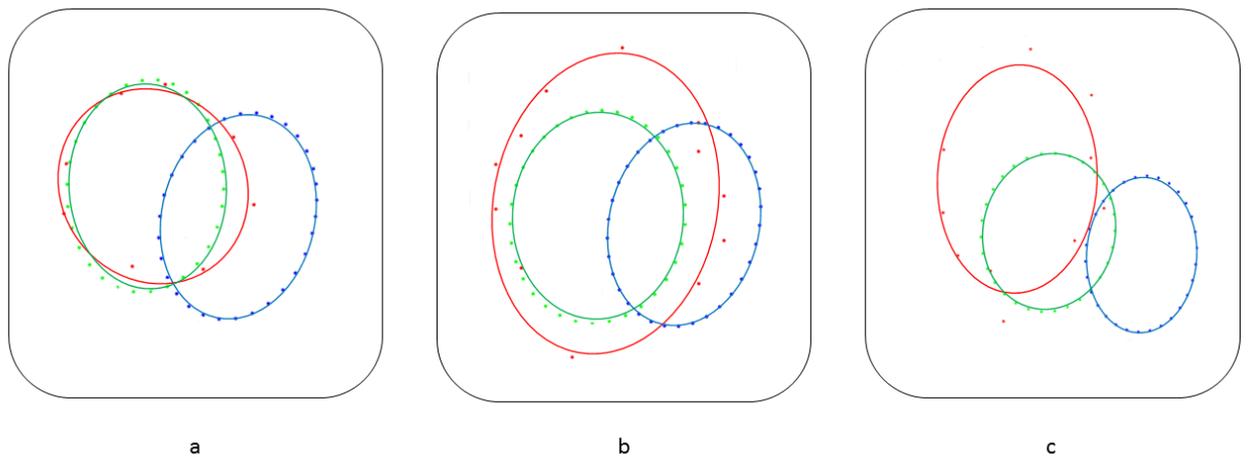


FIGURE 4.15 – Comparaison des positions des fenêtres. En rouge, les cibles, en bleu les fenêtres reconstruites après la Phase 1, en vert après la Phase 2. Fenêtres rénale droite (a), mésentérique (b) et rénale gauche (c)

4.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une méthodologie de simulation de déploiement d'EP basée sur des images peropératoires couplées à des modèles mécaniques. L'algorithme se compose d'une série d'étapes successives dont la précision augmente. Une première étape simule le positionnement de l'EP dans l'aorte à l'aide d'un modèle simplifié de l'EP et de la ligne centrale de l'artère. La deuxième étape est une reconstruction géométrique axisymétrique des stents. La troisième étape minimise la rotation du stent autour de son axe principal. Enfin, la dernière étape consiste à déployer chaque stent individuellement dans une boîte de déploiement extraite de l'imagerie et de la géométrie de l'aorte. Avec un ordinateur équipé de 4 CPU, 3.40GHz, 16 Go de RAM, le temps de calcul de la Phase 1 est inférieur à 20 secondes. Le temps de calcul pour la minimisation de la rotation est inférieur à 1 minute. Le temps de calcul maximum pour la simulation de déploiement est de 6 minutes. L'optimisation et la parallélisation sont actuellement en cours pour permettre des applications dans des conditions cliniques. Les résultats de la Phase 1 (première et deuxième étapes) montrent que la position de l'EP est globalement bien prédite dans l'artère, mais que le déploiement radial des stents est insuffisamment précis, les erreurs dépassant le seuil des 3mm. Toutefois, les corrections apportées lors de la Phase 2 (troisième et quatrième étapes) donnent une précision raisonnable. Plus précisément, des prédictions précises des positions des fenêtres après la Phase 2 permettraient de faciliter le cathétérisme des artères secondaires, qui est l'une des principales sources de complications pour les praticiens. Cependant, la méthode comporte plusieurs limites. Tout d'abord, elle dépend de la qualité des données d'entrée. En effet, nous supposons que les stents peuvent être individualisées à l'aide du traitement d'image. Si cette hypothèse est généralement vérifiée, le chevauchement des stents peut la remettre en question. De plus, la géométrie de l'aorte est supposée être connue, car elle a été mise à jour en utilisant une méthode de recalage non rigide précédemment. Cependant, des erreurs de recalage peuvent survenir et s'ajouter aux autres erreurs mentionnées dans le chapitre. D'autres limitations sont liées à la méthode elle-même. Afin de gagner du temps dans les calculs, le déploiement des stents a été simulé individuellement dans des boîtes rigides. La rigidité des boîtes est évidemment un comportement mécanique simplifié de la paroi artérielle, mais elle n'a pas induit d'erreurs

significatives lorsque les simulations ont été comparées au scanner postopératoire. Enfin, en simulant le déploiement individuel des stents, nous ne considérons pas l'effet du textile qui les relie. Par exemple, un stent très comprimé peut modifier le diamètre de déploiement du stent voisin indépendamment de la géométrie locale de l'aorte. Cependant, les premiers résultats montrent que ces limites n'entravent pas la précision plus que ce qui est compatible avec les attentes cliniques. L'influence d'autres hypothèses devrait faire l'objet d'une étude plus approfondie à l'aide de données supplémentaires sur les patients.

Chapitre 5

Évaluation de la méthode

Sommaire du chapitre

5.1	Abstract	107
5.2	Résumé	108
5.3	Méthodologie	108
	5.3.1 Contexte	108
	5.3.2 Sources d'erreurs	109
	5.3.3 Données d'étude	110
	5.3.4 Évaluation	111
5.4	Résultats	114
	5.4.1 Évaluation qualitative	114
	5.4.2 Évaluation quantitative	114
	5.4.3 Positionnement des fenêtres	122
5.5	Discussion	123
	5.5.1 Évaluation qualitative	123
	5.5.2 Évaluation quantitative	124
	5.5.3 Positionnement des fenêtres	126
	5.5.4 Discussion générale	126
5.6	Conclusion	127

5.1 Abstract

In Chapter 3, the entire method was presented, followed by the description of the non-rigid registration in Chapter 4. Then, Chapter 5 consisted in the description of the fast method for virtual stent graft deployment (FMVSD). In both cases, the results of the methods were evaluated and measured using test data, which validated the methodology used. However, validations have several limitations. In the case of FMVSD, only one case was tested, which is insufficient. In addition, both parts were tested independently. However, the final

method consists of the sequence of these two main phases. It is therefore necessary to test the method in its entirety. Finally, assumptions and simplifications were made in both cases. These assumptions are possible sources of error that must be evaluated. In this chapter, the objective is to overcome the limitations of previous validations. Data obtained from a stent graft deployment in a 3D printed phantom and from three patients who have undergone EVARs are used to test the overall methodology. In addition, based on the different types of data, the sources of error derived from assumptions and simulations are isolated in order to evaluate their respective influences. Finally, these errors are compared with clinical expectations to assess the added value of the method.

5.2 Résumé

Dans le chapitre 3, la globalité de la méthode a été présentée, suivie par la description du recalage non-rigide dans le chapitre 4. Puis, le chapitre 5 a fait l'objet de la description de la méthode de simulation rapide de déploiement d'EP (FMVSD). Dans les deux cas, les résultats des méthodes ont été évalués et mesurés à l'aide de données tests, qui ont permis de valider la méthodologie employée. Cependant, les validations ont plusieurs limitations. Dans le cas de la FMVSD, un seul cas a été testé, ce qui est insuffisant. De plus, les deux parties ont été testées indépendamment. Or, la méthode finale est constituée de l'enchaînement de ces deux grandes phases. Il est donc nécessaire de tester la méthode dans son intégralité. Enfin, des hypothèses et des simplifications ont été faites dans les deux cas. Ces hypothèses sont de possibles sources d'erreur qui doivent être évaluées. Dans ce chapitre, l'objectif est de pallier les limitations des validations précédentes. Des données issues d'un déploiement effectué dans un fantôme imprimé en 3D et de trois cas de patients ayant subi des EVARs sont utilisées pour tester la méthodologie globale. De plus, en se basant sur les différents types de données, les sources d'erreur dérivées des hypothèses et simulations sont isolées afin d'évaluer leurs influences respectives. Enfin, ces erreurs sont comparées aux attentes cliniques pour évaluer la valeur ajoutée de la méthode.

5.3 Méthodologie

5.3.1 Contexte

Dans cette partie, nous résumerons brièvement les principales étapes de l'algorithme. Nous laissons le soin aux lecteurs de se référer aux chapitres précédents pour plus de détails sur les méthodologies employées.

Recalage non-rigide de l'aorte Tout d'abord, la géométrie de l'aorte (volume et ligne centrale) est extraite de la pile de DICOMs du CT-scan préopératoire. La CL, représentée par une matrice de points 3D, est implémentée comme géométrie initiale d'un modèle éléments finis (FEM). La CL est modélisée sous la forme d'une série d'éléments poutres. Chaque point devient un nœud du modèle et des éléments poutres sont créés entre chaque paire de nœuds consécutifs. Chaque nœud a six degrés de liberté, trois translations et trois rotations. Les données peropératoires cibles consistent en une DSA prise à partir d'un seul angle d'incidence. L'étape suivante est le recalage non rigide 2D/2D de la projection de la CL initiale sur l'image cible, recalage qui doit être traduit ensuite en déformations 3D. Les points de la CL initiale 2D sont rétro-projetés pour obtenir des lignes de rétroprojection qui serviront de "rails" sur lesquels les points de la CL initiale 3D sont "guidés". Chaque

point du modèle par éléments finis est libre de se déplacer le long de sa ligne de rétroprojection correspondante. Les déformations nécessaires pour atteindre un état d'équilibre sont calculées par le modèle mécanique. Les multiplicateurs de Lagrange permettent d'imposer de nouvelles contraintes multilibertés (Multi-Freedom Constraint (MFC)) sur le FEM en ajoutant des équations à la matrice de rigidité. Dans notre cas, les multiplicateurs de Lagrange sont utilisés pour contraindre les déplacements nodaux à rester le long des lignes de projection, en ajoutant des équations à la matrice de rigidité globale K . Finalement, la méthode pour la reconstruction du volume final a été modifiée par rapport à celle présentée dans l'étude du chapitre 3. Désormais, un morphing utilisant la méthode RBF est utilisée. Cette méthode décrite dans [Car+01] permet d'extrapoler le nouveau volume de l'aorte à partir des modifications de la ligne centrale. Le volume de l'aorte est sous un format stl, il est donc composé d'un nuage de point et d'une table de connectivité. Il est possible d'extrapoler la nouvelle position des points de ce nuage à partir des déplacements de référence d'un autre nuage de point, celui de la ligne centrale. Nous supposons que la matrice de projection et l'orientation du patient sur la table sont connues.

FMVSD Nous décrivons d'abord brièvement les données d'entrée de la méthode FMVSD, avant de résumer les différentes étapes de cette méthode. Les données disponibles au début de la reconstruction de l'EP comprennent le modèle de l'EP, la géométrie de l'aorte 3D mise à jour durant le recalage non rigide et l'image peropératoire. Les modèles d'EPs sont obtenus à partir des spécifications du fabricant et sont discrétisés en éléments finis. Toutes les simulations sont contraintes et guidées par l'imagerie peropératoire. Pour isoler le contour des stents, une combinaison de filtres Frangi et de masques est appliquée à l'image [Dem+11]. Ensuite, l'enveloppe convexe de chaque EP est extraite. Les coordonnées bidimensionnelles des barycentres des stents sont simplement obtenues à partir de l'enveloppe convexe. Les diamètres apparents de déploiement sont également mesurés. L'algorithme est divisé en quatre étapes principales. Les deux premières étapes peuvent être combinées en une seule étape appelée Phase 1. Cette phase est essentielle pour les étapes suivantes mais peut avoir une précision insuffisante, d'où la possibilité de suivre la phase 2. Au cours de la première étape de la phase 1, les barycentres de chaque stents sont positionnés en 3D à l'aide d'un modèle FEM de l'EP dans l'aorte. Ensuite, les stents sont reconstruits géométriquement au cours de la deuxième étape de la phase 1. Si nécessaire, deux étapes d'affinage sont réalisées au cours de la phase 2, qui est une étape de mise à jour ou d'affinage. Ces étapes supplémentaires nécessitent un temps de calcul un peu plus long mais atteignent une plus grande précision. La première étape de la phase 2 consiste à retrouver la rotation du stent autour de son axe principal par une boucle de minimisation. La deuxième étape de la phase 2 consiste à déployer chaque stent individuellement.

5.3.2 Sources d'erreurs

Les objectifs de cette étude sont d'évaluer les performances de la méthode et de quantifier les erreurs introduites par les différentes hypothèses. Dans cette partie nous allons lister les hypothèses effectuées dans la méthode ainsi que ses limitations, et évaluer les erreurs de simulation qui en résultent. Afin de différencier et de pouvoir analyser ces différentes sources d'erreurs, plusieurs données tests ont été acquises dans différentes conditions afin de isoler les sources d'erreur qui peuvent influencer les résultats.

La méthode qui aboutit aux résultats préliminaires présentés dans le chapitre 4 comporte des hypothèses et des simplifications qui sont sources d'erreur.

La *Source d'Erreur (SE) textile* est liée à l'absence du textile dans les simulations de déploiement individuel des stents. Bien que nécessaire pour réduire le temps de calcul, cette simplification est une source d'erreur potentiellement importante. En effet, le textile reliant les stents entre eux, un stent ayant un déploiement restreint par une géométrie complexe peut influencer le déploiement des stents voisins.

La *SE rigidité* est induite par le fait que l'aorte est considérée comme étant rigide lors du déploiement individuel des stents, durant la phase 2 de la méthode FMVSD. Ici, nous considérons la rigidité locale de l'aorte, qui pourrait modifier le déploiement radial du stent. En effet, les déformations globales de l'artère sont prises en compte lors de la phase de recalage non-rigide. Cette simplification, nécessaire pour gagner du temps de calcul, néglige les déformations de la paroi de l'aorte induites par le déploiement du stent. Bien que vraisemblablement modérées, la force de déploiement radiale du stent étant faible, cette hypothèse peut être à l'origine d'erreurs.

La *SE géométrie* est liée à l'hypothèse que la géométrie de l'aorte est parfaitement connue au début de la partie FMVSD, et donc que le recalage non-rigide de l'aorte est parfaitement effectué. Or, en réalité, celui-ci n'est pas parfait (chapitre 3), et les erreurs du recalage peuvent s'accumuler avec les erreurs de la méthode FMVSD elle-même. Le tableau 5.1 liste les différentes conditions d'acquisition de données tests, les hypothèses vérifiées et par conséquent les sources d'erreurs.

Il existe d'autres potentielles sources d'erreurs que celles listées ci-dessus, qui ne sont pas considérées dans l'étude pour diverses raisons. Des erreurs de segmentation sont possibles, mais ces dernières sont difficiles à identifier et ont probablement une influence mineure sur les résultats. A priori, la présence de thrombus ne pose pas de problème majeur pour la segmentation. En effet, c'est la lumière de l'artère qui est segmentée lors de la planification préopératoire, et non l'aorte elle-même. Or, l'EP est déployée dans la lumière aortique. Le thrombus peut avoir un effet sur la rigidité globale et locale de l'artère. Ses effets sur la rigidité globale sont pris en compte lors du recalage non rigide. Ses effets locaux sont intégrés dans *SE rigidité*. Les effets d'un thrombus peuvent être rapprochés d'une autre source d'erreur possible, qui est la non prise en compte des points d'attache de l'aorte à son environnement. D'autres potentielles sources d'erreur sont des limitations de la méthode. Ainsi, nous considérons que la matrice de projection est connue. Les erreurs qui en résultent sont partiellement compensées par l'étape de recalage, mais il est difficile d'évaluer leur impact précisément. Le comportement mécanique très simplifié est en soi une source d'erreur possiblement importante, bien que compensée par les informations issues de l'imagerie. Il s'agit là d'une source d'erreur intrinsèquement liée à la méthode, et donc impossible à isoler pour l'évaluer. Enfin, le traitement d'image est également une source d'erreur qui n'a pas pu être évaluée faute de données cliniques.

5.3.3 Données d'étude

Les données de l'étude I ont été acquises en salle hybride en déployant une EP dans un fantôme imprimé en 3D. Le fantôme est rigide (figure 5.1). Après déploiement, des images ont été acquises pour servir d'images cibles. Puis, une acquisition rotationnelle a été effectuée afin d'obtenir la configuration 3D de l'EP. La géométrie de l'artère est connue, puisque utilisée pour l'impression du fantôme, qui est rigide. La seule source d'erreur est *SE textile*, c'est-à-dire la non-intégration du textile.

Les données de l'étude II ont été simulées à partir de CT-scans de trois patients ayant subi une EVAR, dont les données ont été récupérées en accord avec un comité d'éthique. Tous les patients ont donné leur consentement pour l'utilisation de leurs données. Toutes les données et images ont été acquises au CHU de Saint-Etienne en conditions cliniques. Les données cliniques liées aux EVARs sont résumées dans le tableau 5.2. Les dispositifs ont été fabriqués par Medtronic (Santa Rosa, CA, USA). La taille maximale des pixels des scanners est de $0,9395 \times 0,9395 \text{ mm}^2$ et l'épaisseur maximale des coupes est de 2mm. Pour les données II, les images cibles ont été générées à partir des scanners postopératoires, et la géométrie utilisée comme donnée d'entrée pour la méthode FMVSD a été extraite du même scanner. Ainsi, la géométrie de l'aorte est connue. Les sources d'erreurs sont dans ce cas liées au textile (*SE textile*) et à la rigidité de la paroi artérielle (*SE rigidité*). En effet, les données utilisées proviennent maintenant de cas réels, dans lesquels l'aorte n'est plus rigide, ce qui peut localement modifier le déploiement radial des stents.

Enfin, les données de l'étude III proviennent des même patients que pour les données II. Cependant, dans ce cas, la géométrie de l'artère a été extraite du scanner préopératoire et doit être recalée sur les images cibles. Dans ce cas, les sources d'erreurs sont *SE textile*, *SE rigidité* et *SE géométrie*.

TABLEAU 5.1 – Sources d'erreurs en fonction des données utilisées pour tester la méthode

	Description	Sources d'erreurs présentes		
		<i>SE textile</i> Effet du textile négligé	<i>SE rigidité</i> Aorte rigide localement	<i>SE géométrie</i> Géométrie de l'aorte supposée connue
Données I	Fantôme rigide	Présente	Absente	Absente
Données II	Données patient - Géométrie de l'aorte extraite du CT-scan postopératoire	Présente	Présente	Absente
Données III	Données patient - Géométrie de l'aorte extraite du CT-scan préopératoire	Présente	Présente	Présente

5.3.4 Évaluation

Les critères d'évaluation de la précision des simulations sont les même que pour le chapitre 4, auquel nous laissons les lecteurs se référer pour plus de détails. Pour rappel, il s'agit de la distance D_B séparant les centres de gravité des stents, de la distance moyenne D_M séparant les nuages de points composant les stents et de $CSAS$ quantifiant la superposition des sections transversales des stents. Dans le cas des jambages, il est impossible de segmenter correctement les stents des jambages déployés à l'intérieur du corps principal. Ils ne seront donc pas considérés dans l'étude.

Le critère $CSAS$ étant basé sur les enveloppes convexes de nuages de points, il est

TABLEAU 5.2 – Résumé clinique des procédures EVARs

Cas clinique	Cas 1	Cas 2	Cas 3
Sexe	Masculin	Masculin	Masculin
Age (an)	70	58	78
EP			
Corps principal	ENBF-28-13-C-145-EE	EP fenêtrée personnalisée	ENBF-28-20-C-170-EE
Jambage droit	ENLW-16-20-C-95-EE	-	ENLW-16-24-C-95-EE
Jambage gauche	ENLW-16-28-C-80-EE	-	-
Diamètre proximal EP (mm)	28	28	28
Diamètre distal EP (mm)	13	13	20
Thrombus du sac anévrismal	Oui	Oui	Non
Longueur thrombus (mm)	60	100	-
Épaisseur maximale thrombus (mm)	20	20	-

très sensible aux écarts sur la position des points composant les stents cibles, segmentés à partir du scanner postopératoire. Or, de tels écarts apparaissent facilement à cause des artefacts présents sur les images de scanners. Ainsi, les valeurs de *CSAS* ne sont parfois pas représentatives de la réalité. Le critère étant basé sur le même ensemble de données cibles pour les études II et III, la comparaison des résultats obtenus pour ces deux ensembles de données reste pertinente. Nous nous intéresserons donc à l'évolution du critère et non pas à sa valeur absolue.

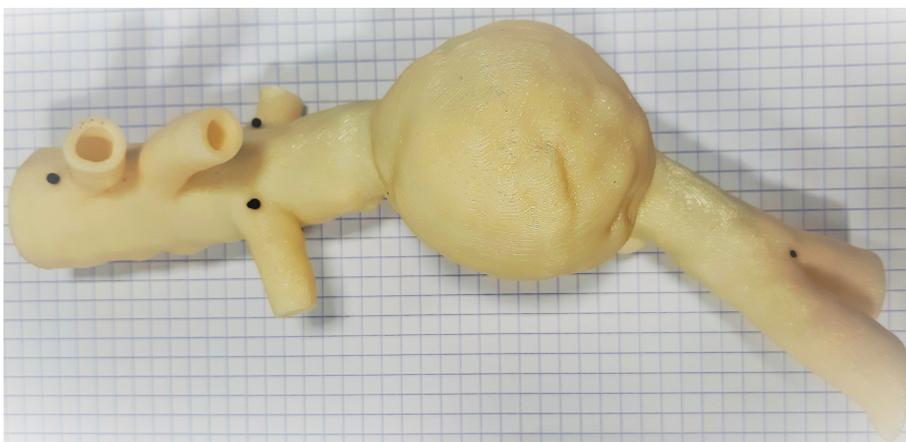


FIGURE 5.1 – Fantôme d'AAA imprimé en 3D

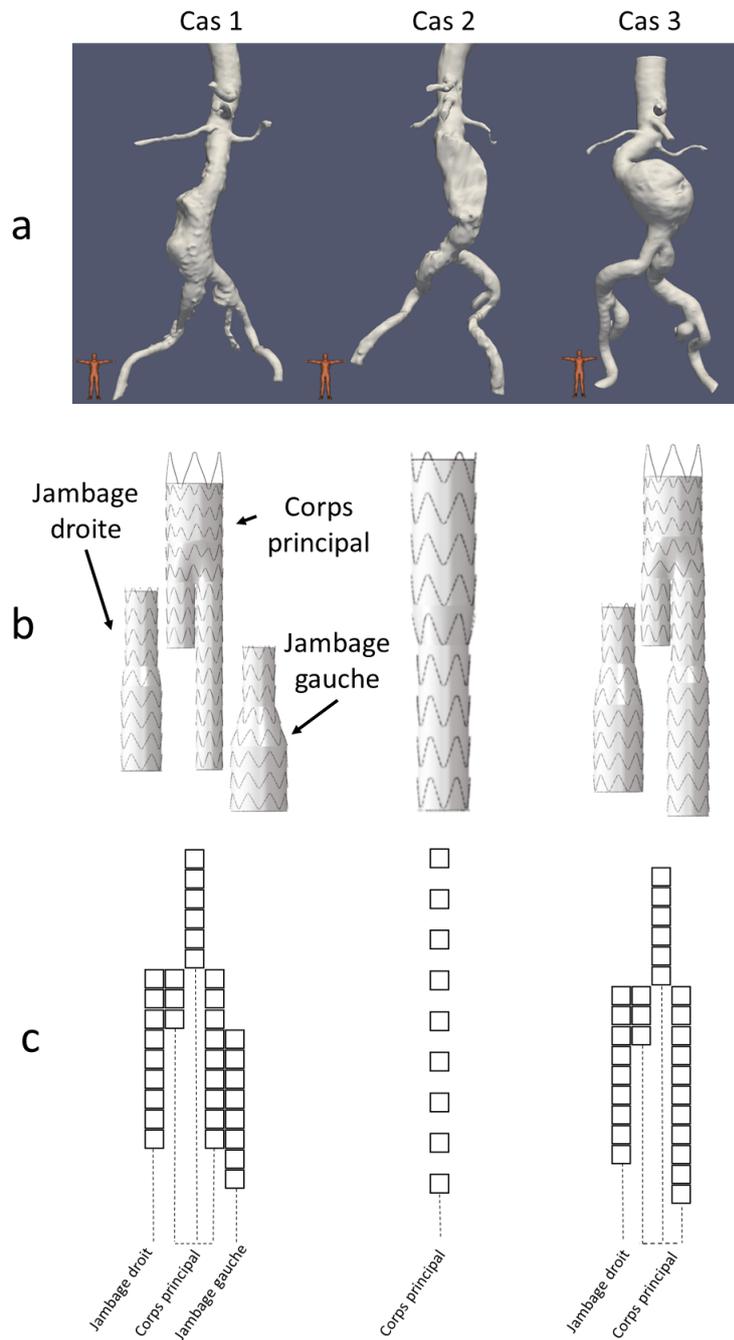


FIGURE 5.2 – Volumes préopératoires (a), modèles des EPs utilisées durant les EVARs (b) et représentation schématique des EPs (c) pour les trois cas cliniques

5.4 Résultats

La section résultat est divisée en trois parties. La première partie est dédiée à la présentation qualitative des résultats. La seconde partie présente les données quantitatives. Enfin, une section séparée est réservée pour les résultats sur le positionnement des fenêtres, incluant données qualitatives et quantitatives.

5.4.1 Évaluation qualitative

Les figures 5.3 et 5.4 donnent un aperçu des résultats des simulations. La figure 5.5 montre la superposition des stents cibles en rouge et des stents issus de la simulation en vert. Pour chaque EP une vue frontale et une vue latérale sont représentées. La vue frontale (orientée selon (x,y)) correspond au plan de l'image sur laquelle s'est basée la simulation. La vue latérale est orientée selon (y,z) . L'axe z correspond donc à l'axe de projection.

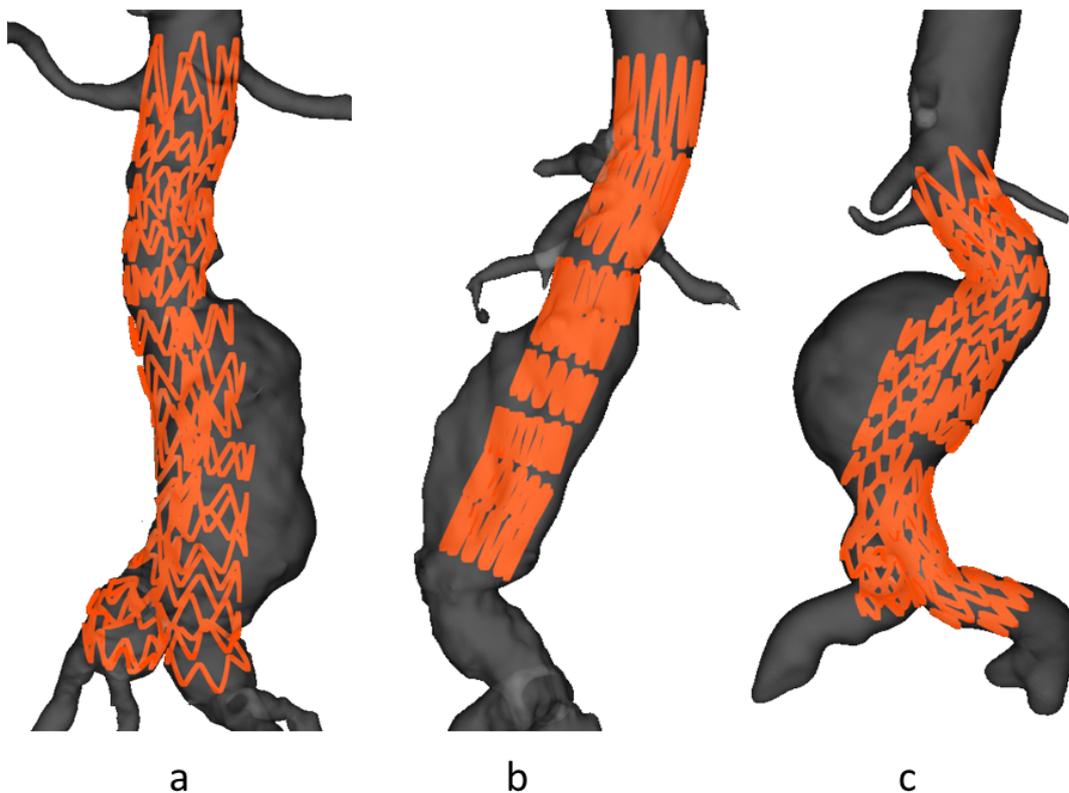


FIGURE 5.3 – Résultats des simulations: Cas 1 (a), Cas 2 (b) et Cas 3 (c). L'EP simulée est représentée dans la géométrie cible

5.4.2 Évaluation quantitative

La figure 5.6 représente les cartes des distances séparant les barycentres des stents simulés par rapport aux stents cibles, pour le cas du fantôme. Chaque carte correspond à un critère. Pour les trois cas patients, les cartes de distances sont également représentées, mais les résultats sont organisés de la manière suivante : chaque figure correspond à un critère, D_B (Figure 5.7), D_M (Figure 5.8) et $CSAS$ (Figure 5.9). Pour chaque figure, les trois cas sont présentés, pour l'étude II puis pour l'étude III. Dans tous les cas, chaque carré représente un stent, dont la couleur symbolise la valeur du critère évalué.

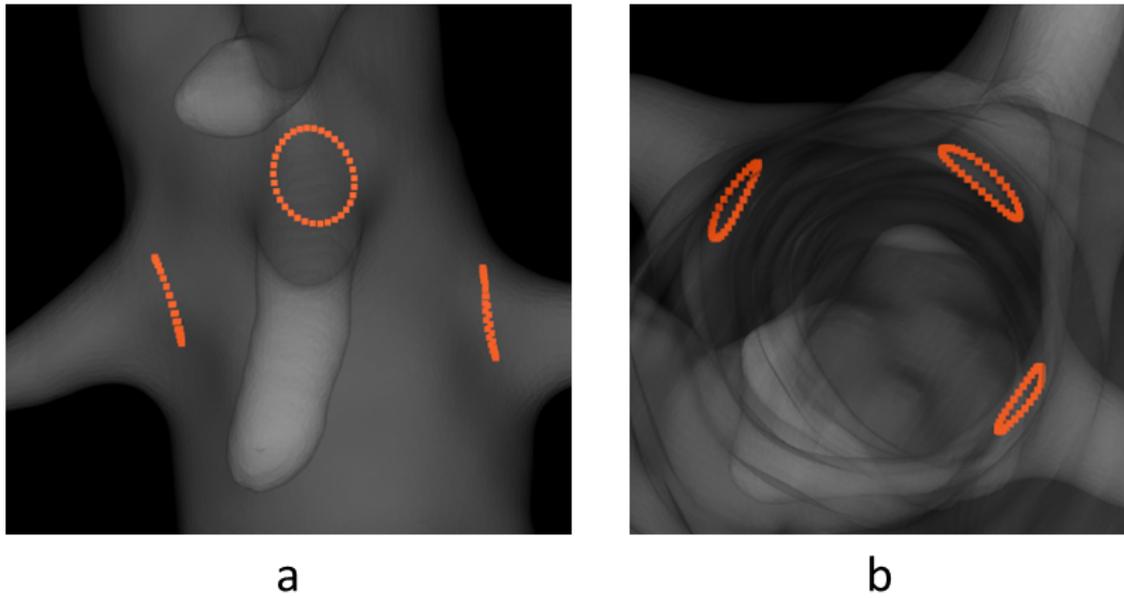


FIGURE 5.4 – Résultats des simulations sur le positionnement des fenêtres par rapport aux ostia cibles: vue frontale (a) et vue du dessus (b)

Le tableau 5.3 résume le tableau 5.4 pour tenter d'extraire une tendance générale. Le tableau 5.4 détaille les résultats présentés sur les différentes cartes de distance. Pour chaque type de données et pour chaque critère, la moyenne, l'écart-type, la valeur maximale et la valeur minimale sur l'ensemble des stents du cas correspondant sont présentés.

TABLEAU 5.3 – Évolution de la moyenne de la précision des recalages en fonction des études I, II et III

Études	I	II	III
D_B (mm)	1.65	1.35	2.91
D_M (mm)	1.85	1.53	2.50
$CSAS$ (%)	76.1	83.9	66.3

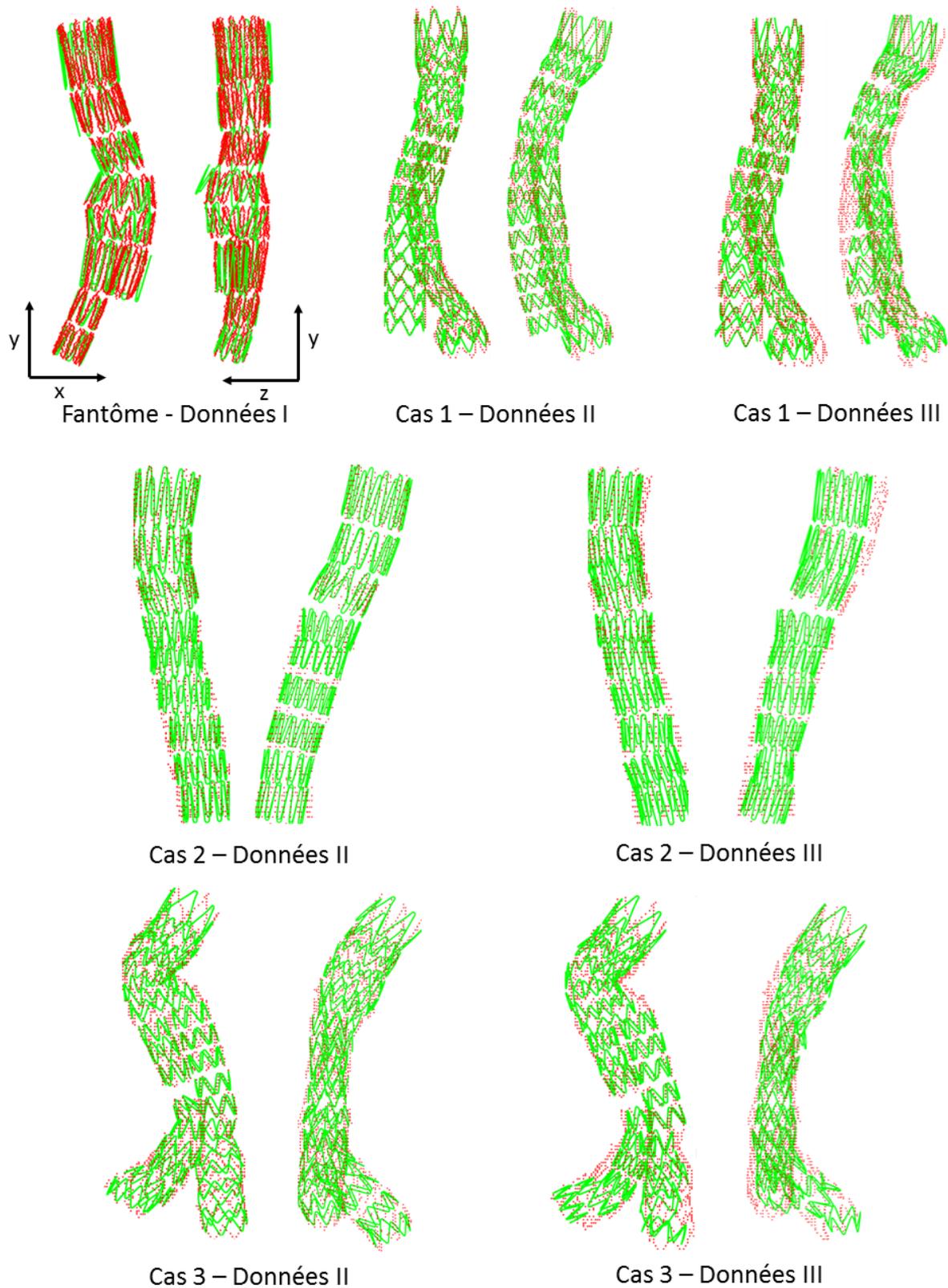


FIGURE 5.5 – Comparaison de la simulation de l'EP (en vert) avec l'EP cible (en rouge), vue frontale à gauche et vue latérale à droite. Rappel : les données I ont pour sources d'erreurs : *SE textile* ; les données II ont pour sources d'erreurs : *SE textile* + *SE rigidité* ; les données III ont pour sources d'erreurs : *SE textile* + *SE rigidité* + *SE géométrie*

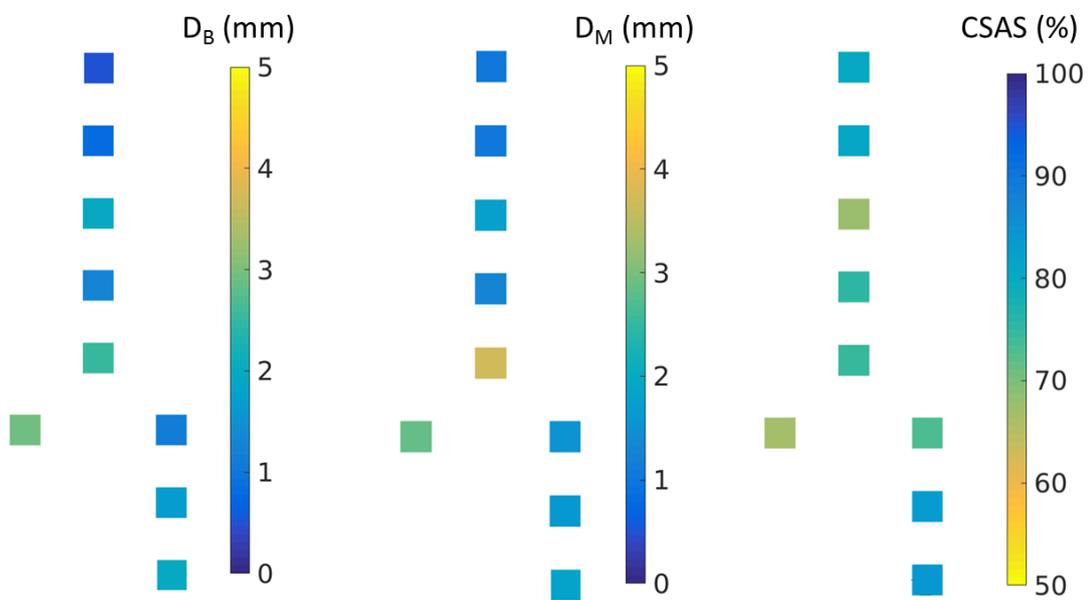


FIGURE 5.6 – Carte de distance représentant les résultats obtenus avec les données du fantôme imprimé en 3D (étude I): distance D_B entre les barycentres de la cible et de l'EP reconstruite, distance D_M entre les nuages de points de la cible et les stents reconstruits, superposition des sections transversales CSAS entre les stents cibles et reconstruits. Chaque carré représente un stent.

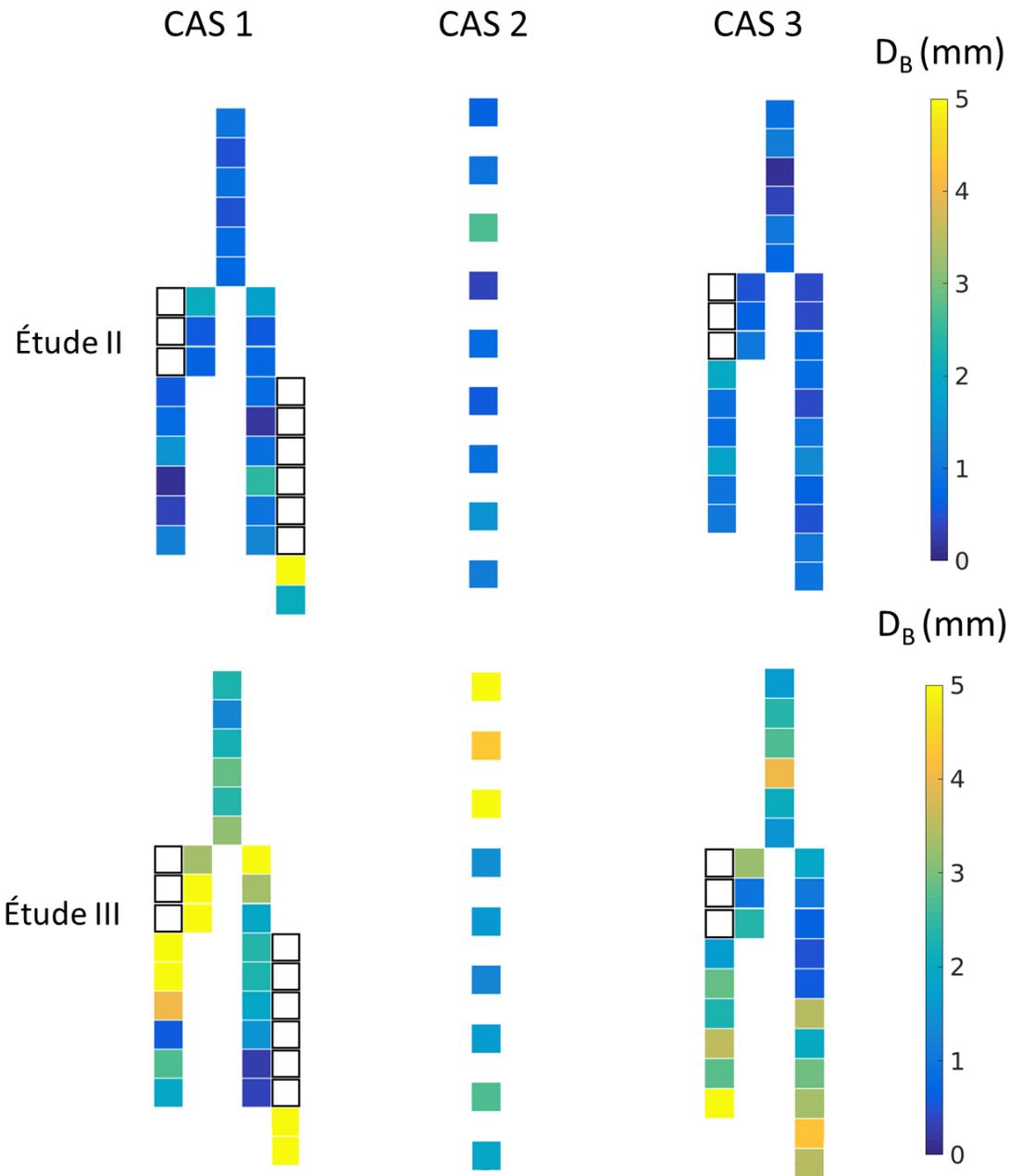


FIGURE 5.7 – Carte de distance représentant la distance D_B pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III). Les stents blancs sont les stents des jambages superposés aux stents du corps principal, non inclus dans l'étude

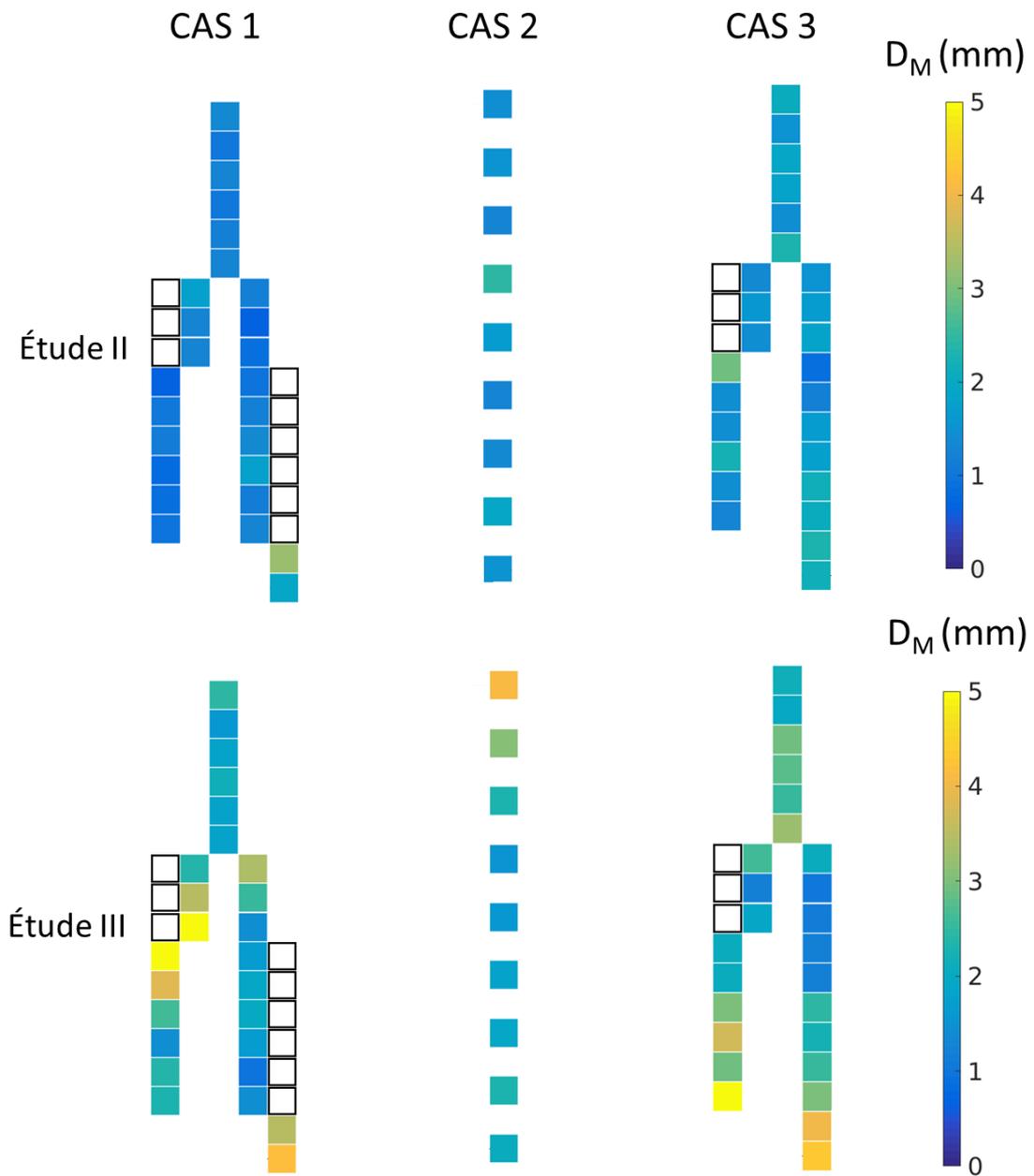


FIGURE 5.8 – Carte de distance représentant la distance D_M pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III).

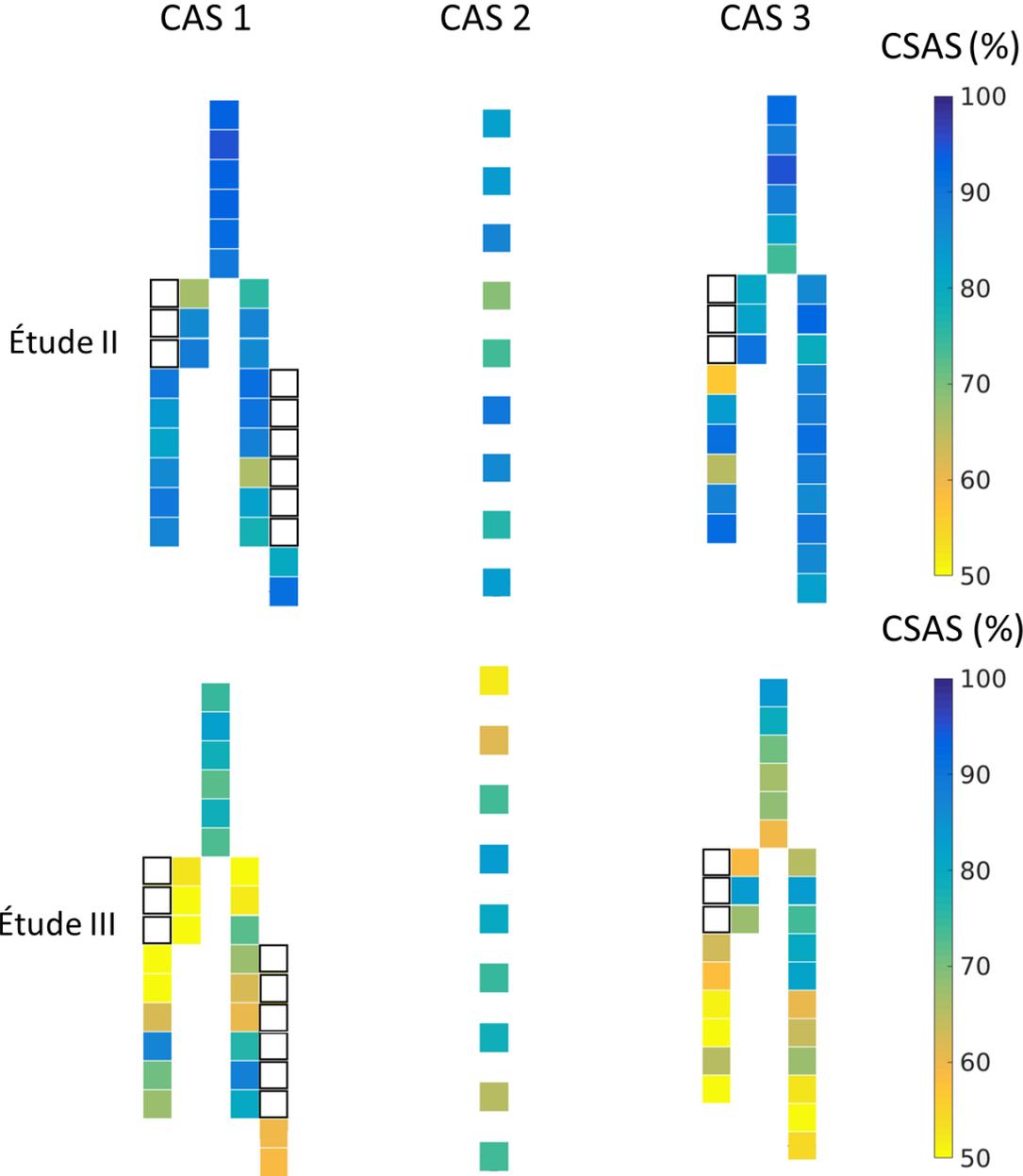


FIGURE 5.9 – Carte de distance représentant la superposition *CSAS* pour les trois cas patients: géométrie postopératoire (étude II) et préopératoire (étude III).

TABLEAU 5.4 – Résumé des résultats obtenus pour les études I, II et III: moyenne, écart type, valeur maximum et valeur minimum

Étude	Description	D_B (mm)				D_M (mm)				CSAS (%)			
		Moy	Std	Max	Min	Moy	Std	Max	Min	Moy	Std	Max	Min
I	Fantôme rigide	1.65	0.80	2.95	0.48	1.85	0.89	3.73	1.02	76.1	6.5	84.3	66.5
	Cas 1	1.12	0.99	4.99	0.13	1.26	0.50	3.22	0.64	85.8	7.6	95.2	66.2
	Cas 2	1.06	0.71	2.69	0.32	1.60	0.36	2.43	1.29	81.2	6.8	89.5	69.3
II	Cas 3	0.87	0.43	2.02	0.15	1.74	0.43	2.90	0.90	84.8	8.6	95.3	56.3
	Cas 1	3.37	2.37	9.31	0.31	2.52	1.15	5.43	0.97	62.7	19.5	88.2	11.0
	Cas 2	2.83	1.66	5.55	1.26	2.31	0.82	4.09	1.51	71.4	10.0	83.3	52.0
III	Cas 3	2.53	1.45	7.38	0.51	2.67	1.11	5.21	1.04	64.9	12.8	83.7	31.2

5.4.3 Positionnement des fenêtres

Cette section est exclusivement dédiée à la présentation des résultats sur le positionnement des fenêtres, point clé dans le cas d'EVAR avec EP fenêtrée. La figure 5.10 présente une comparaison du positionnement des fenêtres cibles et simulées en vue frontale, pour l'étude II puis l'étude III. Les fenêtres cibles apparaissent dans certains cas plus grandes que les fenêtres simulées. Ceci est dû aux artefacts générés par les marqueurs radio-opaques pendant l'imagerie à rayons X, qui résultent en une apparente augmentation de la taille des marqueurs. La figure 5.11 montre également une comparaison du positionnement des fenêtres, pour l'étude II puis l'étude III. Cependant, l'image est cette-fois prise du dessus, ce qui est équivalent à une section du stent au niveau des fenêtres. Le stent est symbolisé par le cercle en pointillés.

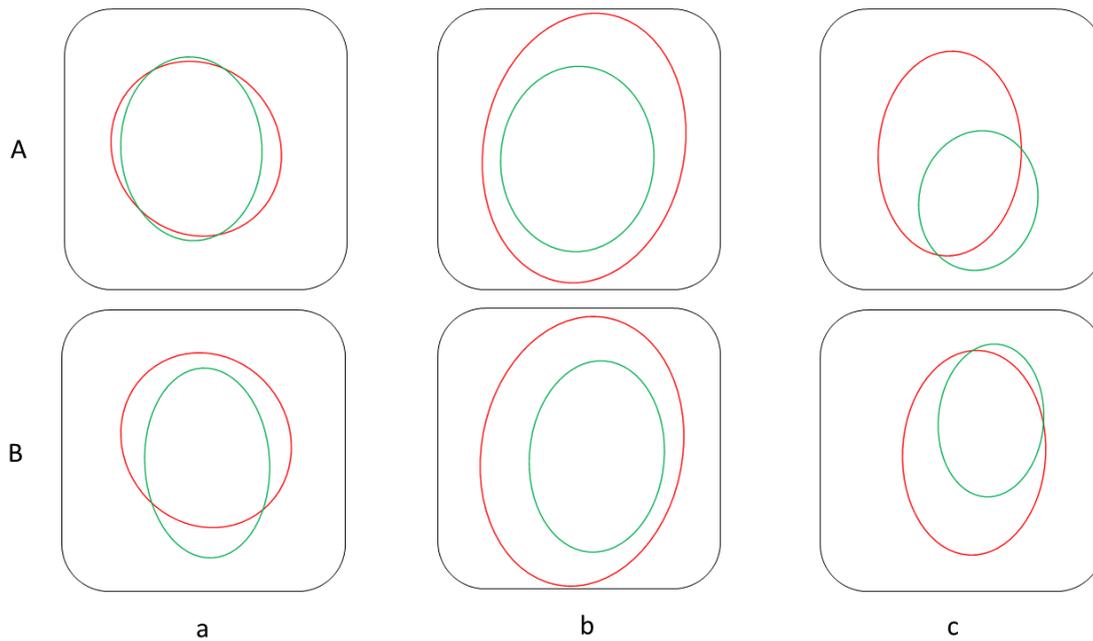


FIGURE 5.10 – Comparaison des positions des fenêtres en vue frontale. En rouge, les cibles, en vert les fenêtres reconstruites, étude II (A) et étude III (B). Fenêtres rénale droite (a), mésentérique (b) et rénale gauche (c)

Le tableau 5.5 présente la distance moyenne séparant les barycentres des fenêtres cibles et simulées, pour les études II et III. Le critère utilisé, D_B est assimilable au critère utilisé pour évaluer le positionnement des stents.

TABLEAU 5.5 – Comparaison de la précision pour la reconstruction des fenêtres pour les études II et III

	Fenêtre rénale droite	Fenêtre mésentérique	Fenêtre rénale gauche
D_B Étude II (mm)	0.41	1.64	2.46
D_B Étude III (mm)	2.83	2.63	1.08

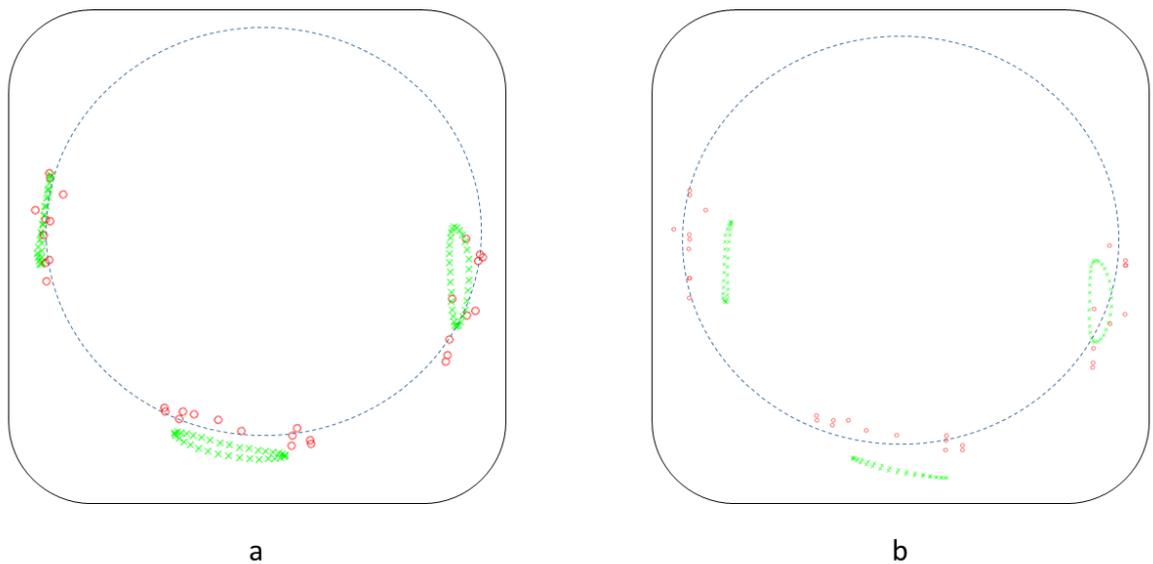


FIGURE 5.11 – Comparaison des positions des fenêtres, vue du dessus. Le cercle en pointillé symbolise le stent. En rouge, les cibles, en vert les fenêtres reconstruites, étude II (a) et étude III (b).

5.5 Discussion

Cette section est divisée en quatre parties. La première est consacrée à une discussion sur l'évaluation qualitative des résultats. Elle est complétée en seconde partie par une discussion intégrant les résultats quantitatifs. La partie suivante est réservée à la discussion sur le positionnement des fenêtres. Enfin, la dernière partie résume les parties précédentes en une discussion générale.

Notons que l'évaluation souffre de quelques limitations. Premièrement, peu de cas sont testés, ce qui résulte en une faible force statistique. De plus, la méthode n'a pas pu être testée sur un ensemble de données complet, c'est-à-dire incluant scanners préopératoires, postopératoires et images peropératoires pour le même cas. Les images peropératoires sont manquantes, ce qui ne permet pas d'évaluer la méthode dans des conditions cliniques.

5.5.1 Évaluation qualitative

L'évaluation qualitative permet d'avoir un aperçu général de la précision des simulations. Globalement, et dans tous les cas, la silhouette de l'EP reconstruite correspond à la cible, dans le plan de l'image ou selon l'axe de projection. Il n'y a pas d'erreur importante sur la forme du dispositif.

En considérant les stents individuellement, les simulations basées sur les Données I et II (Figure 5.5 (a), (b), (d), (f)) sont très proches des cibles. Les erreurs sont difficiles à distinguer. Cependant, il y a une exception. Les stents 4 et 5 du cas fantôme présentent un déploiement incorrect dans la vue latérale (Figure 5.5 (a)), le stent 1 étant le stent proximal. Ces stents sont situés dans le sac anévrysmal. Ainsi, leur déploiement dans la simulation n'est pas contraint hors du plan de projection. Dans la réalité, le textile restreint le déploiement de ces stents. Concernant l'étude III (Figure 5.5 (c), (e), (g)), des écarts

sont visibles sur certains stents. Dans le plan de l'image, les positionnements sont corrects. Cependant, des erreurs le long de l'axe de projection sont visibles dans les vues latérales. Pour le cas 1 (Figure 5.5 (c)), les quatre premiers stents du jambage droit sont décalés, d'une distance environ égale à la moitié de leur diamètre. Pour le cas 2 (Figure 5.5 (e)), les deux premiers stents proximaux sont décalés, bien que les déploiements soient corrects. Pour le cas 3, les positionnements sont corrects, mais les déploiements et l'orientation de certains stents ne sont pas satisfaisants, notamment pour les deux derniers stents distaux.

Ces résultats sont cohérents avec la méthode employée et globalement satisfaisants. La précision générale semble suffisante pour faciliter la visualisation de l'EP. Les résultats obtenus sont très bons dans le cas des études I et II, et présentent quelques écarts pour l'étude III. L'étude I présente cependant des erreurs de déploiement selon l'axe de projection pour les stents situés dans le sac anévrysmal. Ces erreurs sont très probablement liées à l'absence du textile qui contraint leur déploiement dans la réalité, et sont donc associées à *SE textile*. Aucune différence significative n'est perceptible entre les études I et II. Ainsi, qualitativement, *SE géométrie* semble avoir plus d'influence que *SE textile*. De plus, nous avons remarqué que peu d'erreurs sont faites dans le plan de l'image, alors que les écarts les plus importants apparaissent selon l'axe de projection. Cette observation est cohérente avec la méthode, qui se base sur les informations dans le plan de l'image pour simuler les stents. Les erreurs d'orientation observables pour les stents distaux du cas 3 peuvent s'expliquer par leur positionnement dans l'arbre vasculaire. En effet, ils sont situés dans une artère iliaque, qui est beaucoup plus sensible aux déformations non-rigides. Malgré cette erreur, la précision de la méthode dans et hors du plan de l'image semble acceptable. Ces premières observations doivent être complétées par des évaluations quantitatives, ce qui est fait dans la seconde partie de la discussion.

5.5.2 Évaluation quantitative

Pour rappel, le critère d'acceptation clinique avait été fixé à 3mm dans le chapitre 4. Afin d'évaluer plus finement les résultats, nous reprendrons les critères suivants, issus de la littérature [Kau+15], dans laquelle un score de valeur ajoutée clinique a été défini comme excellent (erreur < 3 mm), bon ($3 \text{ mm} \leq \text{erreur} \leq 5 \text{ mm}$), et faible (erreur > 5 mm).

Les observations effectuées sur les cartes de distance sont cohérentes avec les premières évaluations qualitatives. Dans le cas de l'étude I, les stents 4 et 5 ont un positionnement global correct, D_B restant faible. Cependant, le stent 5 a une valeur pour D_M légèrement plus élevée, ce qui correspond à la première observation faite sur les données qualitatives. Nous pouvons constater dans le tableau 5.4 que les résultats pour l'étude I sont globalement excellents, bien que la valeur maximale atteinte pour D_M soit de 3.73mm, ce qui la classe dans bon. Cette valeur correspond au stent 5. Au contraire, les stents situés dans les parties de l'artère normale ont des résultats excellents. Comme vu précédemment, ces résultats semblent confirmer que les erreurs sont liées à l'absence du textile qui provoquent des écarts dans le sac anévrysmal.

Globalement, les résultats pour les simulations basées sur les Données II sont bons. Que ce soit sur les cartes de distance ou dans le tableau 5.4, aucune valeur ne dépasse le seuil de 5mm, et les moyennes sont toutes inférieures à 3mm. Dans ces conditions, la méthode atteint une précision satisfaisante, compatible avec les attentes cliniques. Nous pouvons toutefois nuancer ces résultats en les comparant avec les résultats du fantôme, résumés dans le tableau 5.3. En effet, nous pouvons remarquer que la précision obtenue pour l'étude II est supérieure aux résultats pour l'étude I, quel que soit le critère. Ce

résultat est surprenant, car une nouvelle source d'erreur, *SE rigidité*, a été introduite. Il est possible d'en déduire que *SE rigidité* n'a qu'une influence très limitée sur les résultats de la simulation. Ceci est cohérent avec nos attentes. En effet, la force de déploiement radiale des stents est très faible par rapport à la rigidité des parois de l'artère. L'amélioration des résultats par rapport à l'étude I peut s'expliquer en considérant les géométries des artères. Au contraire du fantôme, les géométries des cas patients ne présentent pas d'anévrisme au diamètre très élevé. En accord avec notre conclusion précédente, *SE textile* n'a donc eu qu'un apport limité, inférieur par rapport au cas fantôme, dans les erreurs de simulations.

Concernant les résultats pour l'étude III, les moyennes obtenues sont excellentes, excepté la distance D_B moyenne obtenue pour le cas 1 de l'étude III, qui est de 3.37mm. Cependant, nous pouvons remarquer dans le tableau 5.4 que certaines valeurs maximales sont insuffisantes. Les stents concernés correspondent aux observations effectuées dans la partie qualitative. Pour le cas 1, il s'agit de stents du jambage droit, auxquels s'ajoute le premier stent proximal du jambage principal et le premier stent du jambage gauche. Pour le cas 2, ce sont les stents proximaux, ce qui apparaît clairement sur la carte de distance des barycentres (Figure 5.7). Dans le cas 3, il s'agit des stents distaux du corps principal et du jambage droit. Nous pouvons toutefois constater que ces erreurs sur le positionnement des barycentres sont en partie compensées par le déploiement individuel des stents, la valeur D_M étant au pire acceptable pour les valeurs les plus élevées. En comparant avec l'Étude II, les résultats obtenus sont moins bons, et ce pour tous les critères (Tableau 5.3). La distance D_B moyenne est augmentée de 1.56mm et D_M de 0.97mm. En se concentrant sur *CSAS*, nous remarquons que la superposition moyenne diminue de 17.6%. Nous pouvons donc en déduire que *SE géométrie* est à l'origine de ces écarts, qui peuvent être dans certains cas importants.

Nous allons tenter de nuancer cette conclusion en étudiant les résultats au cas par cas. Les observations qui suivent sont des interprétations. Pour le cas 1, les stents qui présentent le plus d'erreur sont situés dans le sac anévrisimal principal, ou dans le sac anévrisimal de l'artère iliaque concernant les stents du jambage gauche. Ceux-ci sont d'une taille plus réduite que pour le cas fantôme, mais peuvent tout-de même être à l'origine d'écarts importants. Dans ce cas, il est donc difficile de différencier les erreurs provenant de *SE textile* et de *SE géométrie*. En observant précisément l'étude II, nous pouvons constater que ces écarts sont également présents pour cette étude, mais de manière moins importante, ce qui montrerait que les erreurs proviennent majoritairement de *SE géométrie* et en partie de *SE textile*. Concernant les deux autres cas, les stents ne sont pas situés dans le sac. Les erreurs sont donc essentiellement liées à *SE géométrie*. Nous remarquons pour le cas 2 que les erreurs de positionnement initiales importantes du barycentre (Figure 5.7) sont en partie compensées par le déploiement individuel, ce qui est visible sur les figures 5.8 et 5.9 où les écarts sont moins importants. Au contraire, pour le cas 3, l'erreur initialement modérée sur D_B devient plus importante pour *CSAS*. Cette différence peut s'expliquer par le positionnement des stents dans l'artère. Les stents proximaux du cas 2 sont situés dans une zone relativement rigide de l'artère. L'erreur de positionnement initiale est probablement due à une erreur sur l'orientation globale de cette section de l'artère, mais la géométrie reste très proche. Bien que le stent soit mal positionné initialement, le déploiement dans une géométrie similaire compense partiellement cet écart. Pour le cas 3, les stents sont situés dans les iliaques, zone très tortueuse. Bien que le recalage non-rigide ait correctement positionné cette section de l'aorte, la géométrie locale n'est pas correctement reconstruite. Ainsi, bien que le stent soit bien positionné initialement, le déploiement effectué dans une géométrie différente entraîne des erreurs clairement visibles avec l'évolution de *CSAS*.

5.5.3 Positionnement des fenêtres

Sur la figure 5.10, nous pouvons constater que les fenêtres simulées sont bien positionnées en face des cibles, pour les études II et III. Dans tous les cas, bien que des les fenêtres ne soient pas parfaitement centrées sur la cible, la superposition est suffisante pour faciliter le cathétérisme des artères secondaires. De ce point de vue frontale, la qualité des simulations pour les deux études semble similaire. Cependant, en se positionnant au dessus du stent, dans un plan de coupe transversal (Figure 5.11), nous constatons qu'il y a un écart entre les cibles et les simulations pour l'étude III, notamment pour les fenêtres rénale droite et mésentérique. Cet écart est principalement radial, et résulte donc d'une erreur sur le déploiement du stent et non sur son orientation. Cette erreur se retrouve sur la distance D_B entre les barycentres des fenêtres (Tableau 5.5). Concernant les fenêtres rénale droite et mésentériques, les erreurs sont plus grandes pour l'étude III. Cependant, l'erreur sur la fenêtre rénale gauche est inférieure pour l'étude III. Dans tous les cas, les erreurs sur les simulations restent inférieures à 3mm, ce qui les classent comme excellentes. Ainsi, malgré des erreurs faibles sur le déploiement radial des stents, la méthode aboutit à une simulation où les fenêtres simulées sont bien positionnées en face des cibles, facilitant le cathétérisme des artères secondaires, ce qui est l'un des principaux objectifs des travaux de cette thèse.

5.5.4 Discussion générale

Globalement, la méthode a des résultats excellents, pour toutes les études. L'étude I a montré que *SE textile* pouvait avoir une influence dans le sac anévrysmal. Les résultats obtenus pour l'étude II sont extrêmement encourageants, et a prouvé que *SE rigidité* était négligeable. L'étude III montre cependant les limites de la méthode. Bien qu'excellents en moyennes, certains stents ont des erreurs insatisfaisantes, probablement dues à *SE géométrie*. La qualité du recalage de la Phase 1 semble donc être le point le plus influent sur la qualité finale des simulations. La Phase 2 semble suffisamment performante pour une adaptation en milieu clinique. La Phase 1 peut être améliorée. Malgré ces limitations, les résultats de l'étude III restent prometteurs. En effet, les principales erreurs sont apparues dans le sac anévrysmal ou dans les tortuosités des iliaques, à distance des artères rénales. Il est à noter qu'ici, tous les stents ont été déployés individuellement pour évaluer complètement la méthode. Dans la réalité, seuls les stents d'intérêt seront déployés ainsi, par exemple pour les stents à proximité des fenêtres. Or, les résultats concernant le positionnement des fenêtres sont bons. Bien que plus distantes pour l'étude III que pour l'étude II, les fenêtres simulées sont bien positionnées en face des cibles, ce qui est le point le plus important au cours d'une EVAR avec EP fenêtrée. Ainsi, malgré des erreurs importantes sur certains stents secondaires, la méthode est capable de globalement simuler avec précision le déploiement des EPs. Notamment, la précision obtenue sur le positionnement des fenêtres est excellente. Cependant, le nombre de cas patients utilisé pour la validation reste très faible. Il est donc envisageable que les erreurs observées sur certains stents, secondaires dans cette étude, se retrouvent sur des stents importants pour d'autres patients. De plus, la méthode n'a pu être testée sur de véritables images peropératoires, faute de données. Le traitement d'image peut également être une source d'erreurs à contrôler. Afin de valider ces premiers résultats encourageants, la méthode doit être testée sur un plus grand nombre de cas et avec de véritables images peropératoires.

5.6 Conclusion

Dans ce chapitre, la méthode complète est évaluée et testée selon diverses conditions. Le premier objectif de cette évaluation est de déterminer si la précision atteinte par la méthode est compatible avec les attentes cliniques. Le second objectif est d'isoler et d'évaluer les différentes sources d'erreurs de la méthode liées aux hypothèses et simplifications. Ainsi, plusieurs types de données ont été utilisées, chaque ensemble étant influencé par des sources d'erreur différentes. Trois sources d'erreurs sont évaluées. La première est liée à l'absence du textile dans les simulations, la seconde à la rigidité locale de l'aorte et la dernière concerne le recalage de la géométrie artérielle.

La première conclusion est que la méthode est capable d'atteindre une précision moyenne excellente, compatible avec les attentes cliniques, notamment dans le positionnement des fenêtres. Certains stents sont simulés avec une précision insuffisante, mais ces derniers ne sont pas situés dans des zones d'intérêt majeur. Globalement, la méthode atteint la performance attendue avec les données utilisées ici. Cependant, peu de cas patients ont été testés. Ces premiers résultats doivent donc être confirmés avec un nombre plus élevé de patients, permettant d'établir des statistiques solides.

La seconde conclusion concerne l'influence des différentes sources d'erreur. Il apparaît que les erreurs liées à la rigidité locale de l'artère sont très faibles. Les erreurs liées au textile et à la géométrie sont plus importantes, en particulier dans les sacs anévrismaux et dans les zones à haute tortuosité. Les principales pistes d'amélioration devraient s'intéresser à ces deux paramètres, à savoir trouver une façon de représenter le textile et améliorer la méthode de recalage de l'artère. Ces points sont discutés plus en détail dans la conclusion générale.

Conclusion et perspectives

Conclusion générale

La chirurgie endovasculaire est une alternative viable à la chirurgie classique, très traumatique, pour le traitement des anévrismes de l'aorte abdominale. Cependant, le nombre de complications post-opératoires est encore trop élevé pour que cette technique s'impose comme nouvelle référence. La plupart de ces complications sont dues aux difficultés d'imagerie et au manque d'informations tridimensionnelles.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, la chirurgie endovasculaire est limitée par les possibilités d'imagerie existantes. Les méthodes de fusion actuellement utilisées sont pour la plupart rigides et sont incapables de représenter les déformations non-rigides des artères. Des solutions de recalages non-rigides ont été proposées. Cependant, elles requièrent l'utilisation de plusieurs images peropératoires, un temps de calcul élevé ou sont trop sensibles aux cas particuliers. De la même façon, les simulations de déploiement d'endoprothèses souffrent de plusieurs limitations. D'un côté, les méthodes basées sur des modèles mécaniques précis de déploiement ne tiennent pas compte des informations peropératoires. D'un autre côté, les solutions basées sur l'exploitation des données d'imagerie ne reposent pas sur des modèles mécaniques réalistes. Ces différents éléments ont conduit à la définition des objectifs de cette thèse, qui doit aboutir à la création d'un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse en couplant l'imagerie peropératoire 2D avec des modèles mécaniques 3D.

Le chapitre 2 a présenté l'ensemble de l'algorithme et l'enchaînement des étapes qui mène du scanner pré-opératoire à la simulation finale. La manière envisagée de l'intégrer au flot clinique a également été présentée.

Le chapitre 3 a été dédié à la description et à l'évaluation de la méthode de recalage non-rigide développée durant la thèse. Celle-ci repose principalement sur l'interpolation 2D/2D de la ligne centrale pré-opératoire projetée sur la DSA cible, puis sur la mise-à-jour du modèle éléments finis 3D. Les déplacements des nœuds sont imposés le long des droites de rétro-projections implémentées sous formes de lignes supplémentaires qui complètent la matrice de raideur du modèle. Les performances de la méthode ont été évaluées en comparaison avec deux méthodes de recalages rigides. La précision atteinte par la méthode dans le recalage des ostia rénales est compatible avec les attentes cliniques. Cette première étape de mise à jour de la géométrie constitue donc une base valide pour la seconde étape de simulation du déploiement des EPs.

Cette étape de simulation du déploiement des endoprothèses a été présentée dans le chapitre 4. La FMVSD est divisée en deux phases réunissant quatre étapes. Les deux premières étapes aboutissent à une reconstruction géométrique simplifiée de l'endoprothèse en un temps de calcul court. Les deux étapes suivantes permettent d'affiner les simulations et d'augmenter leur précision. La méthode repose sur la combinaison d'une approche

géométrique avec un calcul basé sur un modèle mécanique. Cette approche mixte permet d'économiser du temps de calcul tout en gardant une précision convenable. Un cas patient a été testé comme preuve de concept. Les erreurs finales sont inférieures à 3mm, ce qui est compatible avec les attentes cliniques. Notamment, le positionnement des fenêtres est suffisamment précis pour faciliter le cathétérisme des artères secondaires.

La méthode complète a été testée dans le chapitre 5. La précision de la méthode a été évaluée. Différents ensembles de données ont également été utilisés pour isoler et évaluer l'influence des différentes sources d'erreurs liées à la méthode. La première conclusion est que la méthode atteint globalement la précision requise, malgré des erreurs présentes dans les zones d'intérêt secondaire, comme les sacs anévrysmaux. Concernant les sources d'erreur, il est apparu que les simplifications liées au textile et les erreurs de recalage de la géométrie artérielle avaient plus d'influence sur le résultat final que la simplification de la rigidité locale de l'artère. La figure 5.12 présente un exemple de superposition du résultat d'une simulation avec l'image peropératoire.

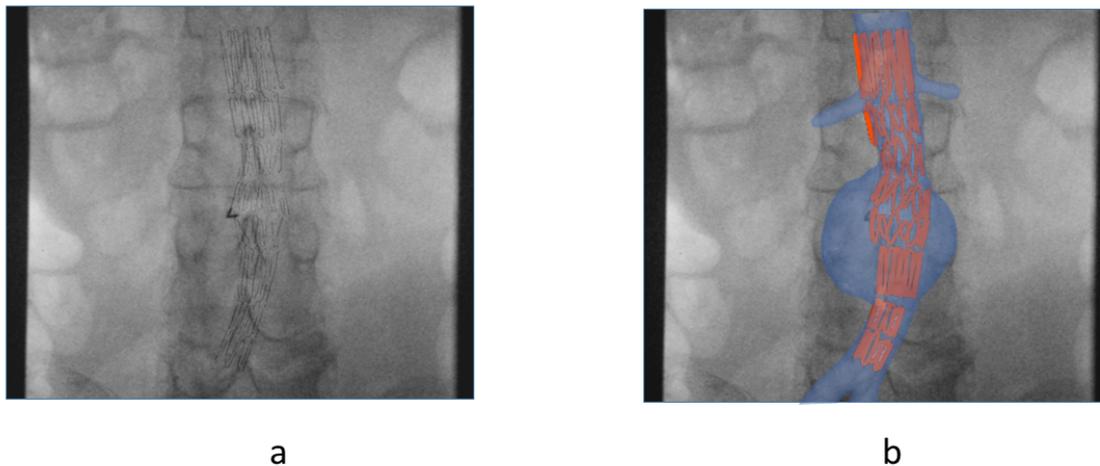


FIGURE 5.12 – Exemple de rendu pour une fusion entre les résultats de la méthode (géométrie mise à jour et endoprothèse simulée) et l'image peropératoire. Image initiale (a), fusion (b)

Au cours de cette thèse, un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse a été développé. Le chapitre 1 a permis de définir le contexte et les objectifs de ce travail. L'algorithme complet est présenté dans le chapitre 2. Il est divisé en deux grandes parties, qui ont été l'objet de présentations détaillées et de validations individuelles dans les chapitres 3 et 4. Enfin, la méthode complète est évaluée dans le chapitre 5. Les premiers résultats obtenus sont bons, et atteignent la précision requise, bien que la méthode et la validation souffrent de plusieurs limitations. Pour conclure, la méthodologie semble prometteuse et pourrait être généralisée à l'ensemble des salles d'opération équipées d'arceaux mobiles pour faciliter le déploiement des endoprothèses par des simulations en temps réel dans le futur.

Améliorations

Si ce travail de thèse a permis de mettre au point une méthode de simulation de déploiement d'endoprothèses au sein d'une géométrie de l'aorte mise-à-jour qui a obtenu des résultats prometteurs, il présente néanmoins plusieurs limitations. Elles concernent no-

tamment la validation avec données réelles de la méthode ou certaines hypothèses parfois difficiles à vérifier. Le chapitre 5 a par exemple mis en évidence des leviers d'amélioration possible de la méthode.

Validation et implémentation Bien que le chapitre 5 ait testé la méthode sur un ensemble de données complet, dont certaines simulées pour s'approcher de données réelles, la méthode n'a pas été testée dans un véritable contexte clinique. Ainsi, de véritables DSA devraient être employées pour soumettre la méthode à des conditions réelles, au plus proche du contexte clinique. De véritables images, aux conditions d'acquisition variables, permettraient d'évaluer la robustesse de la méthode, notamment concernant le traitement d'image, dont les capacités n'ont pas pu être évaluées. De plus, la méthode n'a été testée qu'avec trois cas patients. Un nombre de données patients plus élevé est indispensable pour effectuer une validation complète et espérer progresser vers l'étape suivante d'implémentation en milieu clinique. Il doit également être noté que la validation effectuée au cours de la thèse s'est basée sur les contraintes d'utilisation des arceaux mobiles. Or, comme expliqué dans le chapitre 2, son utilisation pourrait être étendue aux salles hybrides. Il serait donc intéressant de tester la méthode dans un contexte de salle hybride, et d'évaluer la précision que la simulation peut atteindre grâce aux avantages de ces salles de haute technologie.

Améliorations par rapport aux sources d'erreur Deux sources d'erreurs principales ont été révélées par le chapitre 5 : les erreurs de recalage sur la géométrie de l'artère et l'absence du textile dans les simulations de déploiement des stents.

L'erreur sur le recalage est directement liée à la première partie de la méthodologie, présentée dans le chapitre 3. Bien que les erreurs du recalage seules soient compatibles avec les attentes cliniques, elles s'ajoutent aux erreurs propres à la seconde partie. Il s'agit donc d'une étape clé pour améliorer le résultat final. Concernant la partie rigide du recalage, il y aura toujours une incertitude le long de l'axe de projection si une seule vue est utilisée, sans informations supplémentaires. Coupler le recalage sur l'aorte avec un recalage sur les volumes osseux pourrait améliorer la précision globale. Sinon, l'utilisation de plusieurs vues devient inévitable. Concernant la partie non rigide du recalage, la simplification importante de l'artère sous forme d'une ligne centrale en éléments poutres au comportement homogène est évidemment très limitant. Il pourrait être intéressant d'appliquer un comportement mécanique non homogène en fonction de la rigidité locale de l'artère et des tissus environnants lors de la planification préopératoire. D'autre part, l'emploi d'un modèle simplifié mais utilisant des éléments coques pourrait améliorer la précision du recalage tout en conservant un temps de calcul court. Une autre possibilité serait de coupler notre méthode peropératoire avec une simulation préopératoire. La prédiction préopératoire serait alors utilisée comme base pour le recalage non rigide. Ainsi, en effectuant de petits ajustements sur une configuration de départ plus proche de la cible, la méthode devrait aboutir à un recalage final beaucoup plus précis.

L'absence du textile dans les simulations de déploiement des stents est la seconde source d'erreur identifiée dans le chapitre 5, principalement dans les sacs anévrismaux. En effet, dans le reste de l'artère, le stent est contraint par les parois de l'artère. Dans le sac, ces contraintes ne s'exercent plus car le diamètre de l'aorte est supérieur au diamètre de déploiement maximal du stent. Dans la réalité, le stent est maintenu par le tissu textile, mais pas dans les simulations. Il n'est pas envisageable de simuler complètement le textile, le temps de calcul serait beaucoup trop élevé. Cependant, le textile pourraient être représenté par des connecteurs logiques entre les stents. Combinés avec un déploiement séquentiel des

stents, ces derniers pourraient permettre de simuler de manière simplifiée les effets du textile. Ainsi, les stents situés dans l'artère saine, au diamètre normal, sont déployés en premier. Puis, leur position est fixée, et les stents situés dans le sac sont déployés un par un en commençant par les plus proches des stents verrouillés. Chaque stent serait toujours simulé individuellement, le temps de calcul resterait court, mais les contraintes supplémentaires ajoutées sous forme de connecteurs logiques permettrait d'améliorer le réalisme de la simulation.

Traitement d'images L'utilisation de simulations préopératoires est également envisageable pour les autres parties de la méthode, par exemple, pendant le traitement d'images. Dans notre méthode, la position des stents est extraite individuellement. En connaissant *a priori* la position de l'endoprothèse grâce à une simulation préopératoire, il est envisageable de retrouver directement la position de l'intégralité du dispositif. Par exemple, un modèle pourrait être prépositionné dans l'artère selon la simulation. A partir de cette position initiale, de simples ajustements seraient nécessaires pour correspondre à l'image de l'endoprothèse. Ceci permettrait de simplifier l'étape de traitement d'image en utilisant la forme globale de la prothèse et non la position individuelle des stents.

Perspectives

Dans cette dernière section, nous allons tenter d'imaginer le futur de l'EVAR, en liant le sujet à d'autres domaines et en s'inspirant des travaux menés sur diverses applications cliniques.

Formulation globale du problème Dans le futur, le problème de la simulation en temps réel du déploiement de l'endoprothèse pourrait être formulé de manière plus globale. Ainsi, l'optimisation du positionnement du modèle 3D pourrait dépendre de plusieurs fonctions coût. La première serait la différence entre une DSA simulée de manière réaliste [VV16] et la DSA cible. La seconde serait l'énergie mécanique du système de l'endoprothèse, et la troisième celle de l'aorte. Enfin, il serait même possible d'envisager d'intégrer au modèle les tissus entourant l'artère. A partir de cette formulation globale, le problème pourrait être ensuite étendu. Par exemple, en étudiant les changements hémodynamiques induits par la prothèse et ses risques de migration [Ber+18; Fra+06; Mol+10; How+07] et le remodelage de l'artère dans le temps [Che+18; Pin+11; Ish+12; TDR15] selon le positionnement du dispositif, il serait envisageable d'anticiper les complications postopératoires. A l'heure actuelle, les capacités de calcul sont insuffisantes pour utiliser de tels modèles en temps réel. Cependant, l'augmentation rapide de la puissance de calcul des ordinateurs et le calcul sur GPU devraient les rendre accessibles dans quelques années.

Apprentissage profond Les méthodes d'apprentissage automatique (*deep learning*) sont en train de modifier profondément un grand nombre de domaines de recherches grâce aux nouvelles possibilités qu'elles offrent. L'un des premiers champs de recherche touché est le traitement d'images, et les applications médicales sont nombreuses [RNZ18; GGS16; Hua+15]. Ainsi, dans un futur proche, la reconnaissance automatique des guides, des stents et des marqueurs radio-opaques d'une endoprothèse au sein d'une image peropératoire devrait être possible. Mais l'utilité de ces méthodes ne s'arrête pas au traitement d'images. Il est envisageable d'entraîner un réseau pour modéliser directement l'endoprothèse en se basant sur des données générées par des simulations éléments finis, qui ont

prouvé leur fiabilité [Per15a]. Ces données sont faciles à obtenir en grand nombre, contrairement aux véritables données opératoires, et permettraient de nourrir facilement les réseaux d'apprentissage.

La réalité augmentée La réalité augmentée permet aux médecins d'incorporer la visualisation des données dans les procédures de diagnostic et de traitement. Elle devrait jouer un rôle de plus en plus important dans la chirurgie du futur. Ces outils ont déjà une utilisation clinique [Váv+17], par exemple pour les opérations de la tête et du cerveau [Wat+16; Bad+14], la chirurgie orthopédique [Kat+15; She+13] ou lors d'une résection laparoscopique du foie [Le +19]. La méthode présentée dans ce manuscrit pourrait être intégrée à de tels dispositifs. La méthode la plus simple serait de superposer le résultat de la simulation aux images peropératoires, ou de projeter les images directement sur le patient à l'aide d'un vidéoprojecteur [KRL14]. Une autre possibilité consisterait à utiliser un visiocasque (*head-mounted display* (HMD) parfois appelé *smart glasses*) qui ressemble à des lunettes. Ces méthodes utilisent des caméras de suivi de têtes et des projecteurs spéciaux pour afficher des images de synthèse sur le verre, créant ainsi l'illusion d'une réalité augmentée. Plusieurs systèmes avec un HMD ont déjà été développés avec succès [Bad+14]. Ainsi, dans le cas de l'EVAR, nous pouvons imaginer le praticien suivre en temps réel le déploiement en 3D de l'endoprothèse dans le système vasculaire, superposé au corps du patient. Il pourrait également suivre le positionnement de ses outils, depuis l'incision fémorale jusqu'au site de l'anévrisme.

Annexe

Cet appendice restitue l'article soumis pour le livre "Computational Biomechanics for Medicine book" [Nas+20] dans sa version originale, en anglais, intitulé "A Fast Method of Virtual Stent Graft Deployment for Computer Assisted EVAR". Son contenu est détaillé en français dans le chapitre 4.

This appendix presents the article submitted for the book "Computational Biomechanics for Medicine book" [Nas+20] in its original version, in English, entitled "A Fast Method of Virtual Stent Graft Deployment for Computer Assisted EVAR". Its content is detailed in French in chapter 4.

A Fast Method of Virtual Stent Graft Deployment for Computer Assisted EVAR

Aymeric Pionteck^{a,b}, Baptiste Pierrat^a, Sébastien Gorges^b, Jean-Noël Albertini^c and Stéphane Avril^a

^a Mines Saint-Etienne, Univ Lyon, Univ Jean Monnet, INSERM, U1059 Sainbiose, Centre CIS, F-42023 Saint-Etienne, France.

^b THALES, Microwave & Imaging Sub-Systems, 38430 Moirans, France

^c Univ Jean Monnet, INSERM, U1059 Sainbiose and University Hospital of Saint-Etienne, F-42000 Saint-Etienne, France

Abstract In this paper we introduce a new method simulating stent graft deployment for assisting endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. The method relies on intraoperative images coupled with mechanical models. A multi-step algorithm has been developed to increase the reliability of simulations. The first step predicts the position of the stent graft within the aorta. The second step is an axisymmetric geometric reconstruction of each individual stent. The third step minimizes the rotation of each stent around its main axis. Finally, the last step virtually deploys each stent within a deployment box extracted from the preoperative CT scan. A proof of concept is performed on a patient. The accuracy is compatible with the clinical threshold of 3 mm: the average distance between target and simulated stents is 1.73 ± 0.37 mm. Fenestrations of the stent-graft are reconstructed with a maximum error of less than 2.5 mm, which enables a secure catheterization of secondary arteries. In summary, the method is able to assist EVAR practitioners by providing all necessary information for a fast and accurate stent graft positioning, combining intraoperative data and a mechanical model in a very low cost framework.

I. INTRODUCTION

Abdominal aortic aneurysm (AAA) is a frequent asymptomatic pathology that results in abnormal local deformation of the aorta. Each year, aneurysm ruptures are responsible for 10,000 deaths in the United States [1]. Clinical monitoring of the evolution of the aneurysmal sac diameter is used to decide whether an intervention is necessary [1], [2]. Two options are available: conventional open surgery or endovascular surgery (EVAR). Endovascular surgery is associated with a lower mortality rate (1.5%) than open surgery (4.6%), although long-term mortality is similar [3], [4].

During EVAR, the surgeon first makes a small incision in the groin to reach the femoral artery. From this incision, tools are introduced to position the stent graft (SG) launcher within the aneurysm. Then the SG is progressively deployed. The success of the intervention depends on the precise positioning of the SG in the artery. In some cases, a fenestrated SG is required if the aneurysm extends beyond the ostia of the renal arteries. In this case, the fenestrations of the SG must be positioned precisely in front of the renal ostium whose diameter is about 5-7mm. This phase is delicate but essential to allow the catheterization of the secondary arteries and avoid occlusions and post-operative complications [5], [6] [7], [8]. The lack of 3D information obliges the surgeon to perform a mental reconstruction of the scene using several images with different incidence angles, which considerably increases the duration of the procedure, as well as the time of exposure to X-rays and the volume of injected contrast products. Therefore, the virtual 3D representation of the tool location and particularly the SG in the aorta is a valuable aid to the surgeon. This would reduce the surgery time and the number of X-ray images required. Moreover, it would reduce the number of postoperative complications, most often related to inaccurate SG positioning. Latest generation systems enable the acquisition of 3D images of the tool during the intervention [9], [10]. Recently, efforts have been made to use biplanar fluoroscopic acquisitions to reconstruct the 3D shape of the device [11]–[14]. However, all these methods are based on expensive equipment which are not commonplace in all hospitals, usually equipped with simple mobile C-arms. Another solution should therefore be available to obtain a three-dimensional representation of the inserted SG at low cost. Modelling and numerical simulation of SG deployment then appears as essential.

First studies on numerical simulation of SG deployment were based on finite element analyses to study the mechanics of stents and to simulate their deployment in arteries [15]–[17], integrating different types of constitutive behavior for the different materials of SGs [18], [19], [20].

Perrin et al. [21]–[24] developed a preoperative planning tool to predict the post-operative position of the SG from patient-specific models. Although essential for preoperative planning, these studies have two important limitations with regard to their use as real time assistance for the practitioner: (i) inappropriately long computation time, and (ii) lack of update from intraoperative images. Some studies have focused on reducing the computation time and developed algorithms to simulate stent deployment in "real time". They often rely on simplifications such as modeling

vessels as generic tubes, on which the stent armatures are then mapped [25]–[27]. The Fast Virtual Stenting (FVS) technique was proposed by Larrabide et al [28]. This technique is based on constrained deformable simple models and can virtually model stent deployment in vessel and aneurysm models. The FVS technique was tested and compared with experimental results [29] and with finite element models [30][31]. Alternative methods have been proposed, based on mass-spring models [32], [33] or on active contours [34]. Although efficient and fast, most of these models are based on simplified mechanics and can be challenged by complex vascular geometries. In addition, applications focus on preoperative planning, as none of the work mentioned above considered intraoperative images.

A small number of studies integrated information from intraoperative images. For example, Demirci et al.[35] proposed an algorithm to automatically match a 3D model of the SG with an intraoperative 2D image of its structure. Zhou et al.[36] , and Zheng et al. [37] introduced a real-time framework to generate the 3D shape of a fenestrated SG from a single 2D fluoroscopic image and position of added radio-opaque markers. These methods have reduced computation times and can accurately represent the deployment of SGs in simple geometries. However, more complex cases cannot be addressed without the use of a mechanical model.

To our best knowledge, no studies have ever combined these different aspects into a single method. Achieving this combination is the objective of the present work, in order to propose a method that can assist EVAR practitioners by providing all necessary information for a fast and accurate SG positioning.

The details of the method are given in this book chapter, first introducing the global algorithm, then describing each step and finally showing a proof of concept for a patient case.

II. METHODS

The global algorithm of the method is summarized in Figure 1. The input data are the 2D intraoperative images from a mobile C-arm and the 3D geometry of the aorta obtained from a preoperative CT scan. The algorithm is divided into four main steps. The first two steps can be combined into a single stage called Stage 1. This stage is essential for the following steps but may reach insufficient accuracy, hence the possible following Stage 2. During the first step of Stage1, barycenters of each stent are positioned in 3D using a FEM model of the SG in the aorta. Then, the stents are geometrically reconstructed during the second step of Stage 1. If necessary, two refining steps are achieved during Stage 2, which is an updating or refining stage. These supplemental steps require a slightly longer calculation time but reach higher accuracy. The first step of Stage 2 consists in recovering the rotation of the stent around its main axis through a minimization loop. The second step of Stage 2 consists in deploying each stent individually.

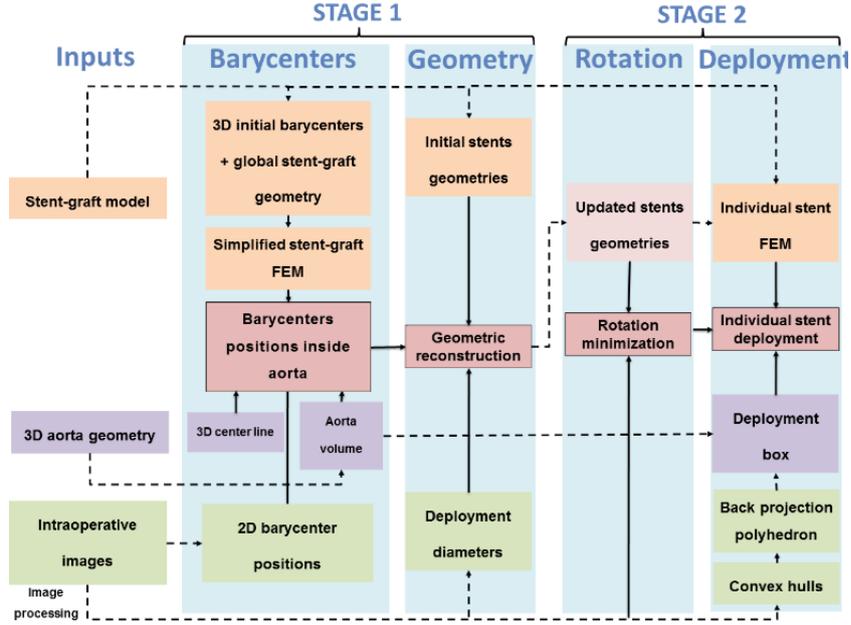


Figure 1 – Schematic of the general algorithm

A. Data acquisition

In this section, we list the input data and describe how they are processed to extract relevant information and feed the simulations. Data available at the beginning of SG reconstruction include the SG model, updated 3D aorta geometry and intraoperative imaging. The SG models are obtained using the method described in [22], [38]. Briefly, stent geometries are obtained from manufacturer specifications and are discretized into finite elements using a dedicated Matlab[®] routine. All simulations are constrained and guided by intraoperative imaging. To isolate the contour of the stents, a combination of Frangi filters [39] and masks is applied to the image [35]. The Frangi filter is generally used to detect vessels or tubular structures in volumetric image data. The Frangi filter is available in open-source libraries and software such as ITK or ImageJ. The filter includes a measuring scale that allows the isolation of tubular structures of different sizes. By modifying the scale of the filter and combining it with masks, it is possible to extract binary tubular structures of the stents (Figure 2). Then, the convex hull of each stent is extracted. The two-dimensional coordinates of stent barycenters are simply obtained from the convex hull (Figure 2). Apparent deployment diameters are also measured. For each stent, the proximal diameter d_p and distal diameter d_d are recorded. They will be used for the further geometric reconstruction of stents.

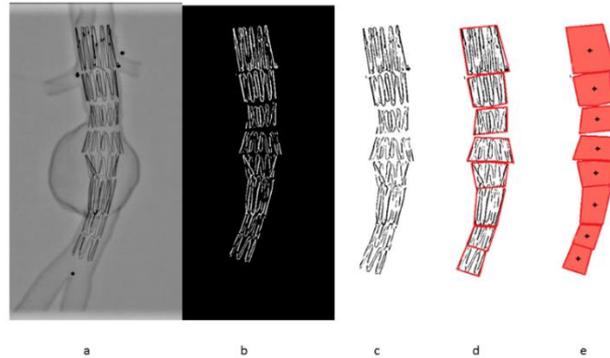


Figure 2 – Example of stent deployment in a 3D printed AAA replica: original image (a), stent detection (b) and extraction (c), convex hull (d) and 2D barycenters (e)

In the following steps, the SG is virtually positioned in the 3D geometry of the aorta. The aortic geometry, including the centerline and the volume, is previously extracted from the preoperative scan. The volume of the aorta is segmented from the DICOM file of the preoperative scan with a front collision method implemented in VMTK [40]. Then, the centerline is extracted using the Voronoi diagram method, also implemented in VMTK. The geometry of the aorta obtained from the preoperative scans may be slightly different of the aortic geometry at the day of the intervention. Indeed, it can be deformed, especially when stiff guidewires are inserted. The aortic geometry must be updated before simulating SG deployment. To do so, the geometry is rigidly and then non-rigidly registered on the intraoperative images. Several methods are available for this step [41] [42] ([43] under review). In addition, we assume that we know the projection matrix of the C-arm.

B. Corotational Euler-Bernoulli beam elements

In this section we describe the corotational Euler-Bernoulli beam elements that are used in the following steps to discretize the simplified geometry of the SG in the global positioning step, and then the stents in the individual deployment step. Simulations are carried out with Project Chrono [44], [45]. The details of the theory and implementation of beam elements are described in [46]. We review here the main concepts. Among the different methods that allow simulating large deformations by finite elements, the corotational approach is one of the most versatile as it is based on classical linear finite elements. The corotational approach allows large displacements, but requires that the strains remain small (Figure 3). A floating coordinate system \mathbf{F} follows the deformed element, so that the overall movement in the deformed \mathbf{C}_D state can be assumed to be composed of a large rigid body movement from the reference configuration \mathbf{C}_0 to the so-called floating or phantom configuration \mathbf{C}_s , times a small local deformation from \mathbf{C}_s to \mathbf{C}_D . The underlined symbols represent variables expressed in the floating reference basis \mathbf{F} . A global tangent

stiffness \mathbf{K}_e and a global force vector \mathbf{f}_e are derived for each element \mathbf{e} , given its local matrix $\underline{\mathbf{K}}$, its local force $\underline{\mathbf{f}}$ and the rigid body motion of \mathbf{F} in \mathbf{C}_0 to \mathbf{F} in \mathbf{C}_s . At each time step, the position and rotation of \mathbf{F} are updated.

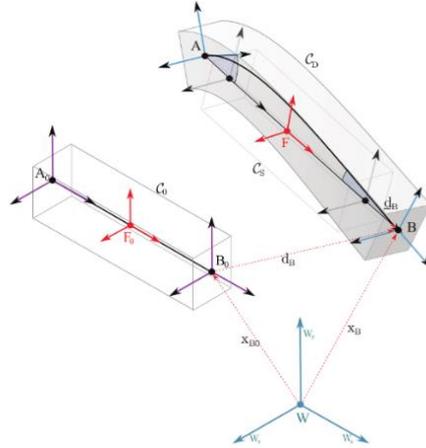


Figure 3 - Schematic representation of the corotational approach

C. Stage 1 (preliminary stage)

Stage 1 combines the first two steps of the algorithm: positioning of the stent barycenters in the aorta and axisymmetric reconstruction of the stents. This step can be run in real-time as it has a marginal computational cost. However, it is based on assumptions that may not be fully satisfied in practice. Thus, the output of this preliminary stage will serve as the starting-point for the updating stage presented in the next section. The first step is to recover the global position of the SG inside the aorta. The SG is simulated with a simplified finite element model. The algorithm for positioning barycenters in 3D is summarized in Figure 4.

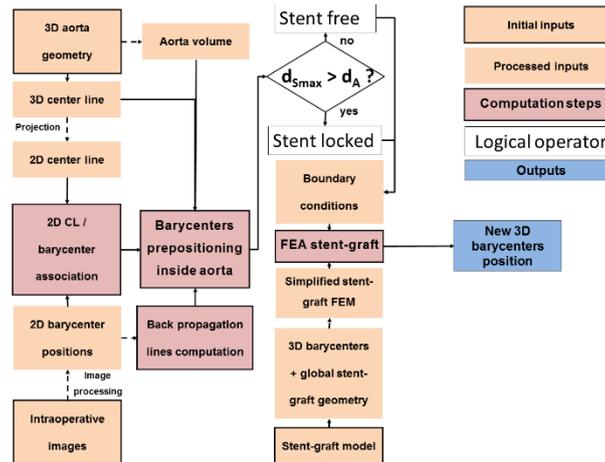


Figure 4 - Overview of the algorithm for 3D positioning of barycenters

Barycenter positioning

It is very challenging to find the position of the SG directly in the global reference frame from a single image. Indeed, the intrinsic nature of the C-arm conical projection and the discretization in pixels of the detectors lead to a significant uncertainty along the projection axis. A pixel from the flat panel can be assimilated to a surface, therefore its back projection geometry is not a line but a pyramidal volume. It is from this volume that the uncertainty on point positioning comes from (Figure 5). This uncertainty represents the distance along which an object can be moved along the projection axis without moving in the projection plane. This uncertainty depends on the position of the object, i.e. the source-object distance but also the distance from the projection axis. When the pixel gets closer to the projection axis, the uncertainty may tend towards infinity. Close to the edges of the image, the uncertainty becomes lower. For a standard case (source-object distance = 800 mm, source-detector distance = 1300 mm, 750 pixel x 750 pixel detector), a point located 175 pixels from the projection axis has an uncertainty of 4.6 mm.

However, our objective is to reduce this uncertainty as much as possible. Accordingly, our method uses the aortic geometry as a support for the overall SG positioning. The first step is to relate each stent barycenter with the closest point of the artery centerline. This association is achieved in two dimensions. The centerline of the aorta is projected according to the same projection parameters as the intraoperative image. Each two-dimensional barycenter is simply associated with the nearest projected centerline point. This associativity is converted into three dimensions, assuming that the nearest 2D point is almost equivalent to the nearest 3D point. Each barycenter is then related to the corresponding centerline position \mathbf{CL} (\mathbf{x}_{CL} , \mathbf{y}_{CL} , \mathbf{z}_{CL}).

The next step is to obtain the back-projection lines of each 2D barycenter. For each stent, we know (from previous image processing) the convex hull and the 2D position of its barycenter \mathbf{B}_{Im} (\mathbf{U}_{Im} , \mathbf{V}_{Im}) in the screen frame. The position of the target image in the 3D space, representing the configuration of the X-ray source and the flat panel detector, is known. Thus, each barycenter on the image can be associated with a three-dimensional position \mathbf{B}_{2D} (\mathbf{x}_{2D} , \mathbf{y}_{2D} , \mathbf{z}_{2D}). Since we know the projection matrix, we can obtain the corresponding back projection line for each barycenter. These lines are combined with the geometry of the aorta to obtain the global position of the SG in the 3D frame. Equations of the projection lines result from the elementary Cartesian geometry. The X-ray source is at the origin of the global coordinate system. Therefore, all projection lines have point \mathbf{O} ($\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{0}$) in common. The projection parameters are known. Thus, each \mathbf{B}_{2D} target point of the image is associated with a back-projection line passing through this point and through the origin (Figure 5). The normalized vector of line $\vec{\mathbf{v}}$ (\mathbf{v}_x , \mathbf{v}_y , \mathbf{v}_z) is:

$$\vec{\mathbf{v}} = \frac{\overrightarrow{\mathbf{B}_{2D}\mathbf{O}}}{\|\overrightarrow{\mathbf{B}_{2D}\mathbf{O}}\|} \quad (1)$$

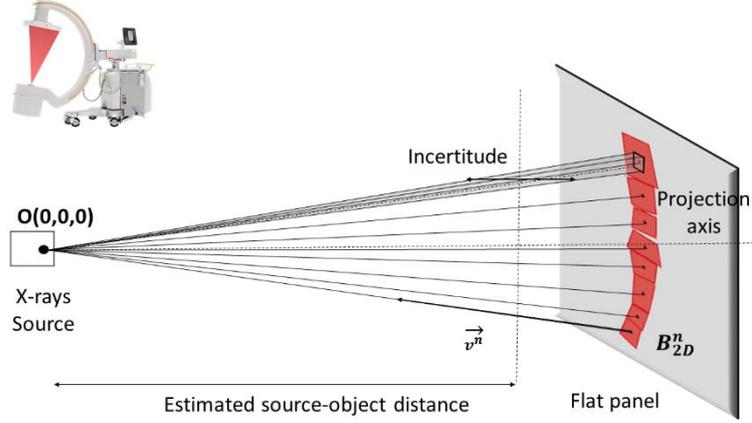


Figure 5 - Back projection lines of 2D barycenter coordinates, according to the configuration of the mobile C-arm and uncertainty of positions along the projection axis at an estimated source-object distance

The SG must now be pre-positioned inside the aorta. The coordinates of each three-dimensional barycenter \mathbf{B}_{3D} (x_{3D} , y_{3D} , z_{3D}) have then a back-projection line and have previously been associated with the closest centerline point \mathbf{CL} (x_{CL} , y_{CL} , z_{CL}). We know that each barycenter 3D coordinate is located on its back projection line, but the coordinate p (Equation 2) of \mathbf{B}_{3D} along its line is **initially** unknown.

$$\mathbf{B}_{3D}(x_{3D}, y_{3D}, z_{3D}) = \mathbf{B}_{2D}(x_{2D}, y_{2D}, z_{2D}) + p * \vec{v}(v_x, v_y, v_z) \quad (2)$$

As a first approximation, we assign to each barycenter the coordinate p from the nearest centerline point such as $z_{3D}=z_{CL}$. From equation 2, we obtain the following system of equations:

$$\begin{cases} x_{3D} = x_{2D} + p * v_x \\ y_{3D} = y_{2D} + p * v_y \\ z_{3D} = z_{2D} + p * v_z \end{cases} \quad (3)$$

Hence:

$$p = \frac{z_{3D} - z_{2D}}{v_z} \quad (4)$$

(x_{3D} , y_{3D}) are calculated by solving the system of equations (3). Then, we have a first approximation of the position of barycenters, based on the centerline. In some cases, this approach is insufficient and must be completed using a finite element model of the SG. Figure 6 shows what can happen in the case of a large aneurysm sac. In this case, the centerline follows the shape of the artery. With the approach described above, stents would be positioned in the sac, which is unlikely and mechanically unrealistic.

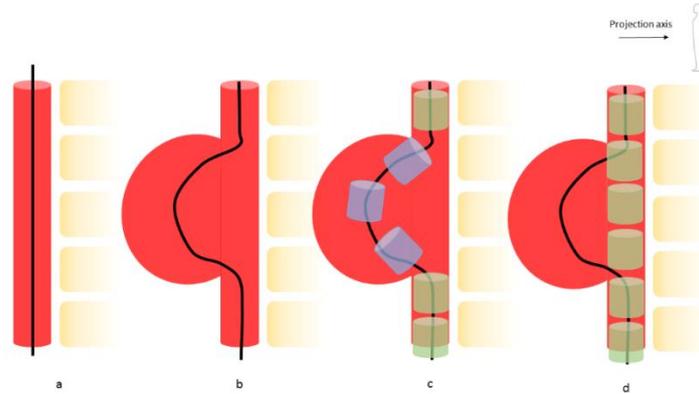


Figure 6 – Error in barycenter positioning due to a deformed centerline: normal centerline (a), centerline deformed in an aneurysm sac (b), resulting unrealistic stent positioning (blue) in the sac area and realistic positioning (green) in non-deformed sections (c), expected actual positioning (d)

Therefore, stents that are likely to be badly positioned must be separated from the other ones. In order to define the most precise boundary conditions for the finite element simulation, stents are divided into two categories: free and locked stents. The maximum diameter d_{Smax} of the stent, i.e. the diameter of the fully deployed stent, is compared to the local diameter of the aorta d_A at the associated point of the centerline. If $d_{Smax} > d_A$, the stent is locked. In this case, we assume that the stent is in equilibrium in the artery and that its barycenter is therefore very close to the local center of the artery, and therefore to **CL**. If $d_{Smax} < d_A$, for example if the stent is in the aneurysm sac, the stent is free. The position of the locked stents is assigned according to the centerline (see previous section). The position of the barycenters of free stents will be calculated using a simplified finite element model of the SG. From the initial three-dimensional geometry of the stent, the 3D position of each stent barycentre is extracted. Barycenters are connected between each other by corotational Euler-Bernoulli beam elements according to the initial configuration of the SG [46] (Figure 7). The model is set up using the Project Chrono libraries.

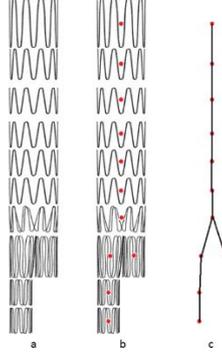


Figure 7 - From the simplified geometry of the SG (a), 3D coordinates of barycenters are first extracted (b), then barycenters are connected using beam elements (c)

The SG model in its initial configuration is pre-positioned in the aorta. Then, displacements are prescribed onto the locked stents and the resulting displacements of the free stents are calculated. Free stents cannot go outside the aortic lumen. A SG is a tubular structure with a high degree of mechanical inhomogeneity due to the combination of metal stents and textile graft. The SG model is very simplified, reducing the SG model to a succession of beam elements with the same mechanical behavior. The mechanical characteristics of these beams therefore have no physical reality, and have been optimized to ensure the robustness and stability of the model. As the model is subject to successive boundary conditions (back-projection lines, aortic volume), we assume that this simplified model is sufficient for our application, while allowing a very short computation time. The 3D positions of barycenters are finally determined, hence stent orientation.

Geometric stent reconstruction

From the updated 3D position of the barycenters, a geometric reconstruction of the stent is performed. The initial geometry of each stent, i.e. the metal structure, is first discretized into a set of points (Figure 8). Each point is defined as a vector $\vec{V}(\mathbf{V}_x, \mathbf{V}_y, \mathbf{V}_z)$, which originates from the stent barycenter \mathbf{B}_{3D} and is expressed in the stent local coordinate system. Initially, the local reference coordinate system is the translated global coordinate system. Therefore, the coordinates $\mathbf{S}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ of the n points of a stent are defined by :

$$\mathbf{S}^{i:1 \rightarrow n} = \mathbf{B}_{3D}^i + \vec{V}^i \quad (5)$$

The proximal deployment diameters d_p and distal d_d are measured during the image processing step. Here we assume that the stent deployment is axisymmetric. Thus, the diameter measured in the plane of the image is assumed to be the same in all directions. The local deployment diameter d of the stent is therefore interpolated along its main axis \mathbf{z}' , initially coinciding with the axis \mathbf{z} of the global reference

frame (Figure 8). New reconstruction vectors $\vec{V}_d(V_{dx}, V_{dy}, V_{dz})$ are updated according to the diameter reduction rd such as:

$$rd = 1 - \frac{dSmax-d}{dSmax} \quad (6)$$

$$\begin{cases} V_{dx} = V_x * rd \\ V_{dy} = V_y * rd \\ V_{dz} = V_z \end{cases} \quad (7)$$

Reconstruction vectors \vec{V}_d in the global reference frame is expressed in the global frame with the rotation matrix R according to:

$$\begin{pmatrix} \vec{V}_d \\ 1 \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \vec{V}_d \\ 1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

Finally, the new position of the stent is calculated with equation 5 from the updated vectors \vec{V}_d . The SG is eventually reconstructed (Figure 8).

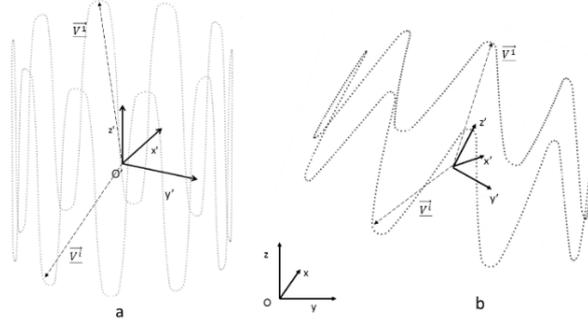


Figure 8 – Stent geometric reconstruction, with the local frame $O'(x',y',z')$ and the global frame $O(x,y,z)$, initial model (a) and after reconstruction (b)

Positioning and reconstruction of stents is based on two assumptions: the center of gravity of the stents is close to the centerline of the aorta and the deployment of the stents is axisymmetric. Results of Stage 1 (III.C) show that these assumptions are a source of uncertainty during stent reconstruction, which may prevent in some cases to correctly simulate stent deployment. Additional steps of individual stent modeling and deployment corrections are therefore required.

D. Stage 2 (refining stage)

Individual stent deployment may not be accurate enough and need to be improved. This stage combines two individual refining steps: minimization of rotation and individual deployment of stents. The goal of the first step is to determine the

actual angle of rotation Φ of each stent, around its main axis \mathbf{z}' . The aim of the second step is to individually simulate the deployment of the stent in a deployment box. Both have clinical applications. When the SG is deployed, the actual SG deployment can be reconstructed in 3D. When the SG is not fully deployed, the EVAR practitioner can visualize how the SG would deploy at its current position.

Minimization of the rotational difference

During deployment, the stent may be subject to rotations Φ around its main axis \mathbf{z}' . In the case of axisymmetric stents, this rotation has little impact on its final deployment, although the surgeon may wish to improve the accuracy of reconstruction for critical stents. However, in the case of stents with fenestrations, their positioning depends on the rotation of the stent. It is therefore essential to determine these rotations. This step is performed within a minimization loop with a differential evolution algorithm.

In the case of axisymmetric stents, the value to be minimized is the difference e_S . This difference is calculated in two dimensions. The 3D model of the stent geometrically reconstructed at the end of the previous step is projected according to the projection parameters of the target image. e_S is the average distance between each point of the reconstructed stent and its nearest neighbor. This loop is used to determine the proper rotation $\Phi \pm k\theta$, where θ is the periodic angle separating two peaks of the Z-shape axisymmetric stent and k a real integer. Considering fenestrated SG, all stents with fenestrations or scallops have radiopaque markers to guide the positioning. The new e_M deviation to be minimized is calculated by considering only the distance between the radiopaque markers. In this case, the proper rotation Φ is exact and does not depend on θ . Indeed, the positioning of fenestrations is asymmetrical.

Individual stent deployment

The objective of this deployment box is to make maximum use of intraoperative image data. Thus, the deployment of the stent will be constrained not only by the geometry of the aorta, but also by the information from its convex hull on the image. From the convex hull obtained previously, we define a back-projection polyhedron (BpP). Each side of the BpP is a triangular element. The X-ray source is at the origin of the global coordinate system. Therefore, all triangular elements have a common point $\mathbf{O}(\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{0})$. Each edge of the convex hull is defined as the edge opposite to the apex \mathbf{O} (Figure 9). The volume is closed by the surface of the convex hull discretized in triangular elements. The Boolean intersection of the BpP with the aorta gives a volume called the deployment box. Boundaries of the volume are meshed with rigid shell elements. The stent is positioned in this rigid box according to its previously determined configuration.

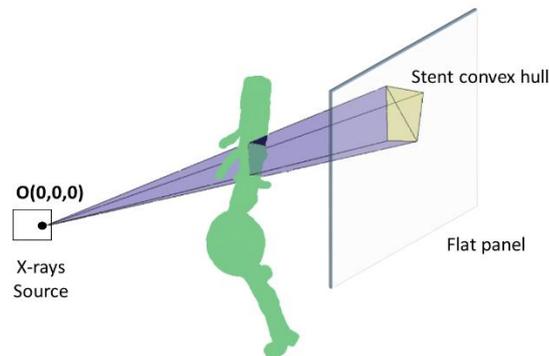


Figure 9 – Deployment box extracted from the intersection of the aorta volume and the BpP

The stents are composed of corotational Euler-Bernoulli beam elements. The mesh size is refined in high curvature areas. The stents are modelled in their 3D position and orientation determined in the previous steps. Only the diameter of the stent is changed. The stent model is initialized in its deployed configuration. Then it is pre-constrained to the diameter of the SG launcher before the simulation begins. Euler-Bernoulli beam elements have an elastic linear behaviour. The stents have a diameter of 0.125mm and are made of 316L steel which mechanical characteristics are summarized in [38].

Each stent, or a selection of stents at the practitioner's discretion, is deployed individually. The crimped stent is positioned inside the deployment box. The position of its barycenter and its orientation have already been recovered during the global positioning step. Then the stent is deployed (elastic recoil as the stent was crimped). The deployment is calculated using the Project Chrono engine [45], with solver Math Kernel Library (MKL) from Intel[®]. After the first contact, the time step is reduced to ensure the stability of the model. The contacts are modelled using the penalty algorithm implemented in Project Chrono, the Smooth-Contact (SMC) modeling approach. SMC uses penalty (in a discrete element method (DEM) [47], [48], regularizing the frictional contact forces, with “imaginary” spring-dashpot systems at each contact) and as such objects in contact will have slight interpenetration and integration time-step will likely be small. The simulations are performed on a computer with 4 CPUs, 3.40GHz, 16 GB RAM, but without parallelization. The computation time for deploying a stent is less than 6 minutes, without optimization. In addition, the complete calculation is easily parallelizable, as each stent deployment can be simulated on a separate core. The overall calculation time could therefore be compatible with clinical use.

III. PROOF OF CONCEPT

The method described above was applied to a patient who underwent an EVAR procedure.

A. Clinical data

Details about the device are given in Tab. 1. An additional stent was tested, including three fenestrations: right renal artery, mesenteric artery and left renal artery fenestrations. The preoperative and postoperative CT scans were acquired at the Saint-Etienne University Hospital under clinical conditions. Use of the clinical data was approved by the institutional review board and informed consent was obtained from the patient. The voxel size of the scans was $0.9395 \times 0.9395 \times 2 \text{ mm}^3$.

Table 1 - Clinical summary of EVAR procedure

Sex	Male
Age (y)	78
Stent-graft :	ENBF-28-20-C-170-EE
- Number of stents	20
- Proximal Graft Diameter (mm)	28
- Distal Graft Diameter (mm)	20
Aneurysmal sac thrombus:	No

First, we evaluated the results of Stage 1. As the results were not precise enough in terms of radial expansion, a second step of individual stent deployment was required. We evaluated the results of the complete method, including Correction Part. The average diameter of the renal arteries was 5 to 7 mm. If the fenestration positioning error is less than 3 mm, the surgeon can catheterize the secondary arteries such as renal arteries. Above this threshold, it is considered that intraoperative complications are likely to arise. Therefore, the clinical validation value was set at 3mm in accordance with experienced clinicians.

B. Quality assessment of stent deployment

First, to isolate and test the stent reconstruction algorithm as precisely as possible, the following assumptions were made: the projection matrix was known; the 3D geometry of the aorta was assumed to be perfectly registered. This ensured that not introducing positioning errors related to aortic registration. Thus, target images and the 3D model of the aorta were generated from the postoperative scan. The actual 3D position of the SG was therefore known, and served as a reference to be compared with the simulation for the sake of validation (Figure 10).

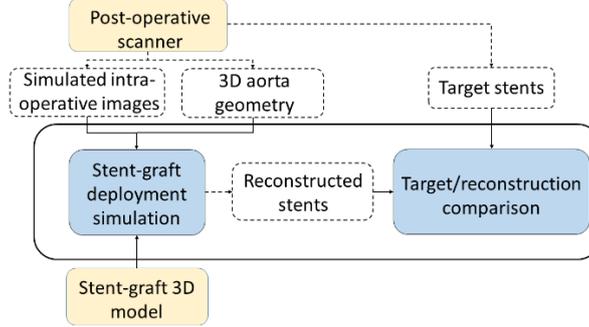


Figure 10 – Flowchart of the validation scheme

Several parameters were used to assess the quality of the reconstruction. The first parameter was the D_B distance, which was the distance between the 3D barycentres of the target stent and the reconstructed stent. This distance was used to assess the quality of stent positioning within the artery. The second parameter was the distance D_M , which was the average distance between the point clouds of the target stent and the reconstructed stent. It was defined as the average of the Euclidean distances between a node of the reconstructed stent and its nearest neighbor among the points of the target stent. This distance allowed reaching the quality of stent positioning and deployment to be assessed at the same time. Finally, the last parameter is $CSAS$, i.e. the cross-sectional area overlap of target and reconstructed stents, which allows the quantitative comparison of stent deformations at the SGs folds. Cross-section areas along the entire stent were measured after deployment in the aneurysm. After deployment, the cross-sectional areas were modified, particularly in terms of SG folds. Let A_T be the area of the target cross-section S_T and A_R the area of the reconstructed cross-section S_R . A_U is the area of the S_U intersection between S_T and S_R .

$$S_U = S_T \cup S_R \quad (9)$$

$$CSAS = 100 * \frac{A_T - |A_T - A_U|}{A_T} (\%) \quad (10)$$

C. Results and discussion

Figure 11 shows the results of Stage 1 and Stage 2 and Table 2 shows a comparison of the results of the two stages. Concerning Stage 1, the average D_B is generally lower than the clinical validation value, the positioning of stents in the artery is generally good. However, the error is too large on the contralateral limb, close to or greater than 3 mm with a maximum of 3.71 mm. About D_M , the average error is less than 3 mm, however the distance map shows that a significant number of stents have an error too close to the limit. The $CSAS$ map confirms this result, with an average superposition of about 70% and a minimum of 47%, which is much too low. Thus, an additional step of individual deployment seems necessary. Stage 2

showed a clear improvement in the quality of stent simulation. All measurements were below the threshold value, with a maximum for the D_B of 1.40 mm and for the D_M of 2.28 mm. The mean values were also improved, by reducing the mean error of -26.5% for the D_B and -21.7% for the D_M compared to Stage 1. There was also a clear improvement in the $CSAS$ by a mean value of 25%.

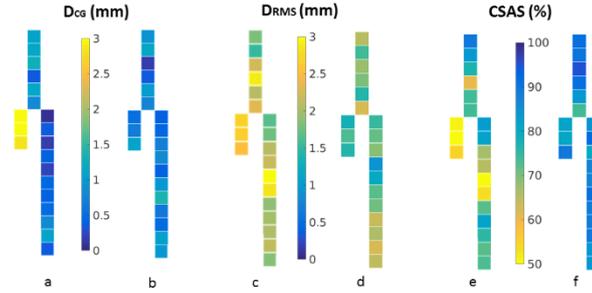


Figure 11 – Distance map representing the distance between the barycenters of the target and the reconstructed SG from Stage 1 (a) and Stage 2 (b), the RMS distance between the cloud points of the target and the reconstructed stents from Stage 1 (c) and Stage 2 (d), and the cross-sectional surface superposition between target and reconstructed stents from Stage 1 (e) and Stage 2 (f). Each square represents a stent.

Table 2 - Summary and comparison of Stage 1 and Stage 2 performances

		Preliminary Part	Correction Part	Difference	Difference (%)
D_B (mm)	Mean \pm std	1.02 \pm 1.03	0.75 \pm 0.32	-0.27	-26.5
	Max	3.71	1.40	-2.31	-62.3
	Min	0.05	0.15	0,1	200.0
D_M (mm)	Mean \pm std	2.21 \pm 0.44	1.73 \pm 0.37	-0.48	-21.7
	Max	3.12	2.28	-0.84	-26.9
	Min	1.54	0.90	-0.64	-41.6
$CSAS$ (%)	Mean \pm std	69.2 \pm 12.8	86.6 \pm 5.1	17.4	25.1
	Max	89.3	95.2	5.9	6.6
	Min	46.9	73.7	26.8	57.1

Figure 12 shows how fenestration positions (front view) were predicted. The size difference between the target and reconstructed fenestrations results from the segmentation of the post-operative SG. The fenestrations are surrounded by radio-opaque markers that create artifacts during imaging. These artifacts make the markers appear larger than reality. The average distances between the centers of gravity of the fenestrations are summarized in Table 3. The overlapping of fenestrations is improved after the refining steps, which is visible on the Figure 12. The method, after correction, was therefore able to position the fenestrations precisely enough to

allow the catheterization of secondary arteries, with a maximum distance less than 2.46 mm for the left renal fenestration.

These results are interesting in comparison with previous work. Indeed, preoperative finite element simulations [21] have an average error of about 3.5mm, which is higher than the results obtained here, with a longer computation time, as they are intended for planning purposes. It is though difficult to compare the previous fast methods with the one presented here. Indeed, the evaluation criteria are not similar. For example, in [33], the results of the fast method (FM) were compared with finite element simulations (FE), which may themselves differ from reality. In complex cases, the average distance between FM and FE is about 3-4 mm, for a very short calculation time (<1min). However, these methods are not guided by intraoperative imaging. In [36], an accuracy of about 2-3 mm is reached, which is comparable to our results, with a shorter computation time. However, their method was based on additional markers bonded onto the device, which does not seem suitable. Compared to these previous studies, our method seems to achieve a promising compromise between accuracy, computation time and compatibility with current clinical conditions.

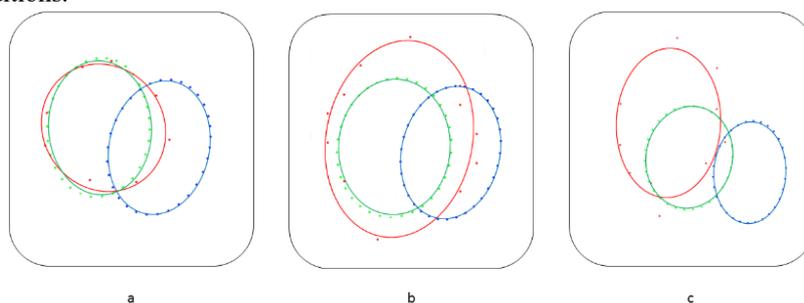


Figure 12 - Comparison of the positions of the fenestrations. In red, the target, in blue the reconstructed fenestration after Stage 1, in green after Stage 2. Right renal fenestration (a), mesenteric fenestration (b) and left renal fenestration (c)

Table 3 - Distance between the center of gravity of target fenestrations and reconstructed fenestrations, before and after Stage 2

	Right renal fenestration	Mesenteric fenestration	Left renal fenestration
D_B Stage 1 (mm)	3.06	3.05	6.05
D_M Stage 2 (mm)	0.41	1.64	2.46

With a computer powered by 4 CPUs, 3.40GHz, 16 GB RAM, the calculation time for Stage 1 is under 20 seconds. The calculation time for the rotation minimization is under 1 minute. The maximum calculation time for the deployment simulation is 6 minutes. Co optimization and parallelization are currently ongoing to enable applications in clinical conditions.

The results of Stage 1 (first and second steps) show that the SG position is globally well predicted in the artery, but that the radial deployment of stents is not sufficiently accurate, with errors exceeding the 3mm threshold. However, corrections made in Stage 2 (third and fourth step) yield a reasonable accuracy. More specifically, accurate predictions of fenestration positions after Stage 2 would avoid complex catheterization of secondary arteries, which is one of the major source of complications for practitioners.

However, the method has several limitations. First, it depends on the quality of the input data. Indeed, we assume that stents can be individualized using image processing. If this assumption is usually satisfied, overlapped stent can challenge it, for example, in the case of very pronounced angulation of the proximal neck of the aneurysm. In addition, the geometry of the aorta is assumed to be known, as it was updated using a non-rigid registration method previously. However, registration errors could occur and add to the other errors mentioned in the chapter. The non-rigid registration step also involves restriction for clinical applications. As we assume that we know the geometry of the aorta before the SG deployment simulation, the non-rigid registration must be performed each time the mobile C-arm position is changed, which implies to perform a DSA in order to visualize the aorta. The method should therefore only be used at key points in the procedure. Moreover, segmentation errors of the aorta volume are possible, but they are difficult to identify and probably have a minor influence on the results. A priori, the presence of thrombus is not a major problem for segmentation. Indeed, the aortic lumen is segmented during preoperative planning, not the aorta itself, and the SG is deployed in the lumen. Effects of thrombus on overall aortic stiffness are considered in the previous non-rigid registration step. But local variations in stiffness, due to thrombus, calcifications or surrounding tissues are not taken into account. Other limitations are related to the method itself. In order to save calculation time, the deployment of stents was simulated individually within rigid boxes. The rigid nature of the boxes is obviously a simplified mechanical behavior of the arterial wall but it did not induce significant errors when the simulations were compared with the post-operative CT scan. Finally, by simulating the individual deployment of stents, we do not consider the effect of the textile graft connecting them together. For example, a highly crimped stent can change the deployment diameter of the neighboring stent independently of the local geometry of the aorta. However, initial results show that these limitations do not hamper the accuracy more than what is compatible with clinical expectations. The influence of other assumptions should be investigated further with additional patient data.

This method would be particularly suited for complex cases of thoracoabdominal aortic aneurysms that require the use of fenestrated stent grafts. Indeed, when positioning fenestrations, the surgeon can potentially encounter difficulties. In most cases, the method is able to provide assistance to the surgeon. A few exceptions can challenge the method. The method is based on data extracted in the plane of the intraoperative image. Missing information along the projection axis are provided by simulations. If the main deployment axis of the stent graft was located along the projection axis, the method may have difficulty simulating the device. In practice, this situation seems very unlikely though.

IV. CONCLUSION

We have presented in this chapter a methodology for simulating SG deployment based on intraoperative images coupled with mechanical models. The algorithm consists of a series of successive steps with increasing precision. A first step simulates the positioning of the SG within the aorta using a simplified finite element model and the centerline of the artery. The second step is an axisymmetric geometric reconstruction of the stents. The third step minimizes the rotation of the stent around its main axis. Finally, the last step consists in deploying each stent individually within a deployment box extracted from the imaging and geometry of the aorta.

The results of combined Stage 1 and Stage 2 yield a reasonable accuracy. More specifically, accurate positioning of fenestration would facilitate catheterization of secondary arteries. But the method suffers from several limitations. First, it depends on the quality of the input data and the ability of image processing to distinguish stents. In addition, the geometry of the aorta is supposed to be known. Next, the wall of the artery is considered rigid when the stents are deployed. Lastly, textiles are not simulated. The influence of these limitations on the accuracy of simulations needs to be explored further using additional patient data.

Finally, the translation of our methodology seems promising and could be generalized to all operating rooms equipped with mobile C-arms to assist SG deployment using real-time simulations in the future.

REFERENCES

- [1] A. Dua, S. Kuy, C. J. Lee, G. R. Upchurch, and S. S. Desai, "Epidemiology of aortic aneurysm repair in the United States from 2000 to 2010," *J. Vasc. Surg.*, vol. 59, no. 6, pp. 1512–1517, 2014.
- [2] M. S. Sajid, M. Desai, Z. Haider, D. M. Baker, and G. Hamilton, "Endovascular Aortic Aneurysm Repair (EVAR) Has Significantly Lower Perioperative Mortality in Comparison to Open Repair: A Systematic Review," *Asian J. Surg.*, vol. 31, no. 3, pp. 119–123, Jul. 2008.
- [3] R. M. Greenhalgh, L. C. Brown, J. T. Powell, S. G. Thompson, and D. Epstein, "Endovascular repair of aortic aneurysm in patients physically ineligible for open repair.," *N. Engl. J. Med.*, 2010.
- [4] S. Macdonald, R. Lee, R. Williams, and G. Stansby, "Towards safer carotid artery stenting: A scoring system for anatomic suitability," *Stroke*, 2009.
- [5] J.-N. Albertini *et al.*, "Aorfix Stent Graft for Abdominal Aortic Aneurysms Reduces the Risk of Proximal Type 1 Endoleak in Angulated Necks: Bench-Test Study," *Vascular*, vol. 13, no. 6, pp. 321–326, Nov. 2005.
- [6] J.-N. Albertini, J. . Macierewicz, S. . Yusuf, P. . Wenham, and B. . Hopkinson, "Pathophysiology of Proximal Perigraft Endoleak Following Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms: a Study Using a Flow Model," *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 22, no. 1, pp. 53–56, Jul. 2001.
- [7] A. Carroccio *et al.*, "Predicting iliac limb occlusions after bifurcated aortic stent grafting: Anatomic and device-related causes," *J. Vasc. Surg.*, vol. 36, no. 4, pp. 679–684, Oct. 2002.
- [8] F. Cochennec, J. P. Becquemin, P. Desgranges, E. Allaire, H. Kobeiter, and F. Roudot-Thoraval, "Limb Graft Occlusion Following EVAR: Clinical Pattern, Outcomes and Predictive Factors of Occurrence," *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 34, no. 1, pp. 59–65, Jul. 2007.
- [9] S. Akpek, T. Brunner, G. Benndorf, and C. Strother, "Three-dimensional imaging and cone beam volume CT in C-arm angiography with flat panel detector," *Diagn Interv Radiol*, 2005.
- [10] T. Fagan, J. Kay, J. Carroll, and A. Neubauer, "3-D guidance of complex pulmonary artery stent placement using reconstructed rotational angiography with live overlay," *Catheter. Cardiovasc. Interv.*, vol. 79, no. 3, pp. 414–421, Feb. 2012.
- [11] S. A. M. Baert, E. B. Van de Kraats, T. Van Walsum, M. A. Viergever, and W. J. Niessen, "Three-Dimensional Guide-Wire Reconstruction from Biplane Image Sequences for Integrated Display in 3-D Vasculature," *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2003.
- [12] M. Hoffmann *et al.*, "Semi-automatic catheter reconstruction from two views," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2012.
- [13] M. Hoffmann *et al.*, "Reconstruction method for curvilinear structures from

- two views,” in *Medical Imaging 2013: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, 2013.
- [14] M. Wagner, S. Schafer, C. Strother, and C. Mistretta, “4D interventional device reconstruction from biplane fluoroscopy,” *Med. Phys.*, vol. 43, no. 3, pp. 1324–1334, Feb. 2016.
 - [15] P. Mortier *et al.*, “A Novel Simulation Strategy for Stent Insertion and Deployment in Curved Coronary Bifurcations: Comparison of Three Drug-Eluting Stents,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 1, pp. 88–99, Jan. 2010.
 - [16] G. A. Holzapfel, M. Stadler, and T. C. Gasser, “Changes in the Mechanical Environment of Stenotic Arteries During Interaction With Stents: Computational Assessment of Parametric Stent Designs,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 127, no. 1, p. 166, Mar. 2005.
 - [17] F. Auricchio, M. Conti, M. De Beule, G. De Santis, and B. Verhegghe, “Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 3, pp. 281–289, Apr. 2011.
 - [18] S. De Bock *et al.*, “Filling the void: A coalescent numerical and experimental technique to determine aortic stent graft mechanics,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 14, pp. 2477–2482, Sep. 2013.
 - [19] C. Kleinstreuer, Z. Li, and M. A. Farber, “Fluid-Structure Interaction Analyses of Stented Abdominal Aortic Aneurysms,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 169–204, Aug. 2007.
 - [20] F. Auricchio, M. Conti, S. Marconi, A. Reali, J. L. Tolenaar, and S. Trimarchi, “Patient-specific aortic endografting simulation: From diagnosis to prediction,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 4, pp. 386–394, May 2013.
 - [21] D. Perrin *et al.*, “Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment: Validation on three clinical cases,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 10, pp. 1868–1875, 2015.
 - [22] D. Perrin *et al.*, “Deployment of stent grafts in curved aneurysmal arteries: toward a predictive numerical tool,” *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 31, no. 1, p. e02698, 2015.
 - [23] D. Perrin *et al.*, “Patient-specific simulation of stent-graft deployment within an abdominal aortic aneurysm,” Jan. 2014.
 - [24] D. Perrin *et al.*, “Patient-specific simulation of endovascular repair surgery with tortuous aneurysms requiring flexible stent-grafts,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 63, pp. 86–99, Oct. 2016.
 - [25] S. Appanaboyina, F. Mut, R. Lohner, C. M. Putman, and J. R. Cebal, “Computational fluid dynamics of stented intracranial aneurysms using adaptive embedded unstructured grids,” *Int. J. Numer. methods fluids*, 2008.
 - [26] L. Flórez Valencia, J. Montagnat, and M. Orkisz, “3D models for vascular lumen segmentation in MRA images and for artery-stenting simulation,” *IRBM*, vol. 28, no. 2, pp. 65–71, Jun. 2007.
 - [27] L. Flórez-valencia *et al.*, “3D graphical models for vascular-stent pose simulation To cite this version : HAL Id : hal-00682926,” vol. 13, no. 3, pp. 235–248, 2012.
 - [28] I. Larrabide, A. Radaelli, and A. Frangi, “Fast Virtual Stenting with Deformable Meshes: Application to Intracranial Aneurysms,” Springer,

- Berlin, Heidelberg, 2008, pp. 790–797.
- [29] I. Larrabide, M. Kim, L. Augsburg, M. C. Villa-Uriol, D. Rufenacht, and A. F. Frangi, “Fast virtual deployment of self-expandable stents: Method and in vitro evaluation for intracranial aneurysmal stenting,” *Med. Image Anal.*, vol. 16, no. 3, pp. 721–730, Apr. 2010.
- [30] E. Flore, I. Larrabide, L. Petrini, G. Pennati, and A. Frangi, “Stent deployment in aneurysmatic cerebral vessels: Assessment and quantification of the differences between Fast Virtual Stenting and Finite Element Analysis,” Sep. 2009.
- [31] A. Bernardini *et al.*, “Deployment of self-expandable stents in aneurysmatic cerebral vessels: Comparison of different computational approaches for interventional planning,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. 3, pp. 303–311, 2012.
- [32] K. Spranger and Y. Ventikos, “Which spring is the best? Comparison of methods for virtual stenting,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 7, pp. 1998–2010, 2014.
- [33] K. Spranger, C. Capelli, G. M. Bosi, S. Schievano, and Y. Ventikos, “Comparison and calibration of a real-time virtual stenting algorithm using Finite Element Analysis and Genetic Algorithms,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 293, pp. 462–480, Aug. 2015.
- [34] J. Zhong *et al.*, “Fast Virtual Stenting with Active Contour Models in Intracranial Aneurysm,” *Sci. Rep.*, vol. 6, no. January, pp. 1–9, 2016.
- [35] S. Demirci *et al.*, “3D stent recovery from one x-ray projection,” *Lect. Notes Comput. Sci.*, vol. 6891 LNCS, no. PART 1, pp. 178–185, 2011.
- [36] X.-Y. Zhou, J. Lin, C. Riga, G.-Z. Yang, and S.-L. Lee, “Real-Time 3-D Shape Instantiation From Single Fluoroscopy Projection for Fenestrated Stent Graft Deployment,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, no. 2, pp. 1314–1321, Apr. 2018.
- [37] J.-Q. Zheng, X.-Y. Zhou, C. Riga, and G.-Z. Yang, “Real-time 3D Shape Instantiation for Partially-deployed Stent Segment from a Single 2D Fluoroscopic Image in Fenestrated Endovascular Aortic Repair,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, pp. 1–1, 2019.
- [38] N. Demanget *et al.*, “Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 5, no. 1, pp. 272–282, 2012.
- [39] A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, and M. A. Viergever, “Multiscale vessel enhancement filtering,” Springer, Berlin, Heidelberg, 1998, pp. 130–137.
- [40] “The Vascular Modeling Toolkit,” 2019. [Online]. Available: www.vmtk.org.
- [41] M. Groher, D. Zikic, and N. Navab, “Deformable 2D-3D Registration of Vascular Structures in a One View Scenario Supplementary Material Derivative of the Difference Measure,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 28, no. 6, pp. 847–860, 2009.
- [42] J.-Q. Zheng, X.-Y. Zhou, C. Riga, and G.-Z. Yang, “3D Path Planning from a Single 2D Fluoroscopic Image for Robot Assisted Fenestrated

- Endovascular Aortic Repair,” Sep. 2018.
- [43] A. Pionteck, B. Pierrat, S. Gorges, J.-N. Albertini, and S. Avril, “Finite-Element based Image Registration for Endovascular Aortic Aneurysm Repair,” *Clin. Biomech.*, pp. 1–17.
 - [44] D. T. Project Chrono, “Chrono: An Open Source Framework for the Physics-Based Simulation of Dynamic Systems.” [Online]. Available: <https://github.com/projectchrono/chrono>.
 - [45] A. Tasora *et al.*, “Chrono: An open source multi-physics dynamics engine,” in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2016, vol. 9611, pp. 19–49.
 - [46] A. Tasora, “Euler-Bernoulli corotational beams in Chrono::Engine,” pp. 1–12, 2016.
 - [47] A. Tasora, M. Anitescu, S. Negrini, and D. Negrut, “A compliant viscoplastic particle contact model based on differential variational inequalities,” *Int. J. Non. Linear. Mech.*, vol. 53, pp. 2–12, 2013.
 - [48] P. A. Cundall and O. D. L. Strack, “A discrete numerical model for granular assemblies,” *Géotechnique*, vol. 29, no. 1, pp. 47–65, Mar. 1979.

Bibliographie

- [05] « Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial ». In : *The Lancet* 365.9478 (2005), p. 2179-2186. ISSN : 0140-6736. DOI : 10.1016/S0140-6736(05)66627-5.
- [19] *The Vascular Modeling Toolkit*. 2019.
- [Alb+06] J. N. ALBERTINI, T. PERDIKIDES, C. V. SOONG, R. J. HINCHLIFFE, M. TROJANOWSKA, S. W. YUSUF, C. CLÉMENT et B. R. HOPKINSON. « Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms in patients with severe angulation of the proximal neck using a flexible stent-graft: European multicenter experience ». In : *Journal of Cardiovascular Surgery* (2006). ISSN : 00219509.
- [Alv+19] Pablo ALVAREZ, Saramati NARASIMHAN, Simon ROUZÉ, Jean-Louis DILLENSEGER, Yohan PAYAN, Michael MIGA et Matthieu CHABANAS. « Biphasic model of lung deformations for Video-Assisted Thoracoscopic Surgery (VATS) ». In : (avr. 2019).
- [App+08] S APPANABOYINA, F MUT, R LOHNER, C.M. PUTMAN et J.R. CEBRAL. « Computational fluid dynamics of stented intracranial aneurysms using adaptive embedded unstructured grids ». In : *International journal for numerical methods in fluids* (2008). DOI : 10.1002/flid.
- [Ast+05] P. ASTARCI, S.S. ZHOU, R. MCWILLIAMS, S.D. BLAIR, J. BRENNAN, G.L. GILLING-SMITH et P.L. HARRIS. « Endovascular Repair of Type I Endoleak Following Open Abdominal Aortic Aneurysm Repair ». In : *EJVES Extra* 10.5 (nov. 2005), p. 114-116. ISSN : 1533-3167. DOI : 10.1016/J.EJVSEXTRA.2005.08.003.
- [AST14] Michele ANDREUCCI, Richard SOLOMON et Adis TASANARONG. « Side effects of radiographic contrast media: pathogenesis, risk factors, and prevention. » In : *BioMed research international* 2014 (mai 2014), p. 741018. ISSN : 2314-6141. DOI : 10.1155/2014/741018.
- [Aur+11] F. AURICCHIO, M. CONTI, M. DE BEULE, G. DE SANTIS et B. VERHEGHE. « Carotid artery stenting simulation: From patient-specific images to finite element analysis ». In : *Medical Engineering & Physics* 33.3 (avr. 2011), p. 281-289. ISSN : 1350-4533. DOI : 10.1016/J.MEDENGPHY.2010.10.011.
- [Aur+13] F. AURICCHIO, M. CONTI, S. MARCONI, A. REALI, Jip L. TOLENAAR et S. TRIMARCHI. « Patient-specific aortic endografting simulation: From diagnosis to prediction ». In : *Computers in Biology and Medicine* 43.4 (mai 2013), p. 386-394. ISSN : 0010-4825. DOI : 10.1016/J.COMPBIOMED.2013.01.006.

- [Bad+14] Giovanni BADIALI, Vincenzo FERRARI, Fabrizio CUTOLO, Cinzia FRESCHI, Davide CAMELLA, Alberto BIANCHI et Claudio MARCHETTI. « Augmented reality as an aid in maxillofacial surgery: Validation of a wearable system allowing maxillary repositioning ». In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 42.8 (déc. 2014), p. 1970-1976. ISSN : 1010-5182. DOI : 10.1016/J.JCMS.2014.09.001.
- [Bae+03] Shirley A.M. BAERT, Everine B. VAN DE KRAATS, Theo VAN WALSUM, Max A. VIERGEVER et Wiro J. NIESSEN. « Three-Dimensional Guide-Wire Reconstruction from Biplane Image Sequences for Integrated Display in 3-D Vasculature ». In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* (2003). ISSN : 02780062. DOI : 10.1109/TMI.2003.817791.
- [Bar+06] Brendan J. BARRETT, Richard W. KATZBERG, Henrik S. THOMSEN, Nan CHEN, Dushyant SAHANI, Gilles SOULEZ, Jay P. HEIKEN, Luigi LEPANTO, Zhou-hui NI et Rendon NELSON. « Contrast-Induced Nephropathy in Patients With Chronic Kidney Disease Undergoing Computed Tomography ». In : *Investigative Radiology* 41.11 (nov. 2006), p. 815-821. ISSN : 0020-9996. DOI : 10.1097/01.rli.0000242807.01818.24.
- [Bar07] Adrien BARTOLI. « A random sampling strategy for piecewise planar scene segmentation ». In : *Computer Vision and Image Understanding* 105.1 (jan. 2007), p. 42-59. ISSN : 1077-3142. DOI : 10.1016/J.CVIU.2006.07.011.
- [Ben+07] Pierre-jean BENSOUSSAN, Christian DURIEZ, Laurent GRISONI et Pierre-jean BENSOUSSAN. « SOFA - an Open Source Framework for Medical Simulation SOFA – an Open Source Framework for Medical Simulation ». In : (2007).
- [Ber+12] A. BERNARDINI, I. LARRABIDE, L. PETRINI, G. PENNATI, E. FLORE, M. KIM et A. F. FRANGI. « Deployment of self-expandable stents in aneurysmatic cerebral vessels: Comparison of different computational approaches for interventional planning ». In : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15.3 (2012), p. 303-311. ISSN : 10255842. DOI : 10.1080/10255842.2010.527838.
- [Ber+18] Philipp BERG, Sylvia SAALFELD, Gábor JANIGA, Olivier BRINA, Nicole M CANCELLIERE, Paolo MACHI et Vitor M PEREIRA. « Virtual stenting of intracranial aneurysms: A pilot study for the prediction of treatment success based on hemodynamic simulations ». In : *The International Journal of Artificial Organs* 41.11 (nov. 2018), p. 698-705. ISSN : 0391-3988. DOI : 10.1177/0391398818775521.
- [Ber00] Knut Joachim BERG. « Nephrotoxicity Related to Contrast Media ». In : *Scandinavian Journal of Urology and Nephrology* 34.5 (jan. 2000), p. 317-322. ISSN : 0036-5599. DOI : 10.1080/003655900750048341.
- [Ber61] D. H. BERGEL. « The static elastic properties of the arterial wall ». In : *The Journal of Physiology* (1961). ISSN : 14697793. DOI : 10.1113/jphysiol.1961.sp006686.
- [BLP10] Marek BUCKI, Claudio LOBOS et Yohan PAYAN. « A fast and robust patient specific Finite Element mesh registration technique: Application to 60 clinical cases ». In : *Medical Image Analysis* 14.3 (juin 2010), p. 303-317. ISSN : 1361-8415. DOI : 10.1016/J.MEDIA.2010.02.003.

- [Boi+91] John D. BOICE, Dale PRESTON, Faith G. DAVIS et Richard R. MONSON. « Frequent Chest X-Ray Fluoroscopy and Breast Cancer Incidence among Tuberculosis Patients in Massachusetts ». In : *Radiation Research* 125.2 (fév. 1991), p. 214. ISSN : 00337587. DOI : 10.2307/3577890.
- [BP99] L C BROWN et J T POWELL. « Risk factors for aneurysm rupture in patients kept under ultrasound surveillance. UK Small Aneurysm Trial Participants. » In : *Annals of surgery* (1999). ISSN : 0003-4932 (Print). DOI : 10.1097/0000658-199909000-00002.
- [BR19] Thorsten BLEY et Justus ROOS. « Pre- and Post-aortic Endovascular Interventions: What a Radiologist Needs to Know ». In : Springer, Cham, 2019, p. 215-222. DOI : 10.1007/978-3-030-11149-6_19.
- [Bre+03] David C. BREWSTER, Jack L. CRONENWETT, John W. HALLETT, K.Wayne JOHNSTON, William C. KRUPSKI et Jon S. MATSUMURA. « Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms: Report of a subcommittee of the Joint Council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery ». In : *Journal of Vascular Surgery* 37.5 (mai 2003), p. 1106-1117. ISSN : 0741-5214. DOI : 10.1067/MVA.2003.363.
- [Bre+18a] Katharina BREININGER, Shadi ALBARQOUNI, Tanja KURZENDORFER, Marcus PFISTER, Markus KOWARSCHIK et Andreas MAIER. « Intraoperative stent segmentation in X-ray fluoroscopy for endovascular aortic repair ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 13.8 (août 2018), p. 1221-1231. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-018-1779-6.
- [Bre+18b] Katharina BREININGER, Tobias WÜRFL, Tanja KURZENDORFER, Shadi ALBARQOUNI, Marcus PFISTER, Markus KOWARSCHIK, Nassir NAVAB et Andreas MAIER. « Multiple Device Segmentation for Fluoroscopic Imaging Using Multi-task Learning ». In : Springer, Cham, sept. 2018, p. 19-27. DOI : 10.1007/978-3-030-01364-6_3.
- [BTB18] Huu Phuoc BUI, Satyendra TOMAR et Stéphane BORDAS. « Corotational cut finite element method for real-time surgical simulation : Application to needle insertion simulation ». In : (2018).
- [Buh00] Martin BUHMANN. « Radial Basis Functions ». In : *Acta Numerica* (2000), p. 1-38. ISSN : 21915776. DOI : 10.1007/978-1-4939-0533-1_8.
- [Bui+17] Huu Phuoc BUI, Satyendra TOMAR, Hadrien COURTECUISSÉ, Stéphane COTIN et Stéphane BORDAS. « Real-time Error Control for Surgical Simulation ». In : (juin 2017).
- [Bui+18] Huu Phuoc BUI, Satyendra TOMAR, Hadrien COURTECUISSÉ, Michel AUDETTE, Stéphane COTIN et Stéphane P.A. BORDAS. « Controlling the error on target motion through real-time mesh adaptation: Applications to deep brain stimulation ». In : *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 34.5 (mai 2018), e2958. ISSN : 20407939. DOI : 10.1002/cnm.2958.
- [BZ04] Adrien BARTOLI et Andrew ZISSERMAN. « Direct Estimation of Non-Rigid Registrations ». In : (2004).

- [Car+01] J. C. CARR, R. K. BEATSON, J. B. CHERRIE, T. J. MITCHELL, W. R. FRIGHT, B. C. MCCALLUM et T. R. EVANS. « Reconstruction and representation of 3D objects with radial basis functions ». In : *Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '01*. New York, New York, USA : ACM Press, 2001, p. 67-76. ISBN : 158113374X. DOI : 10.1145/383259.383266.
- [Car+02] Alfio CARROCCIO, Peter L. FARIES, Nicholas J. MORRISSEY, Victoria TEODORESCU, James A. BURKS, Edwin C. GRAVEREAUX, Larry H. HOLLIER et Michael L. MARIN. « Predicting iliac limb occlusions after bifurcated aortic stent grafting: Anatomic and device-related causes ». In : *Journal of Vascular Surgery* 36.4 (oct. 2002), p. 679-684. ISSN : 0741-5214. DOI : 10.1067/MVA.2002.128309.
- [Cha+13] Robert W. CHANG, Philip GOODNEY, Lue Yen TUCKER, Steven OKUHN, Hong HUA, Ann RHOADES, Nayan SIVAMURTHY et Bradley HILL. « Ten-year results of endovascular abdominal aortic aneurysm repair from a large multicenter registry ». In : *Journal of Vascular Surgery*. 2013. DOI : 10.1016/j.jvs.2013.01.051.
- [Che+13] Duanduan CHEN, Matthias MÜLLER-ESCHNER, Fabian RENGIER, Drosos KOTELIS, Dittmar BÖCKLER, Yiannis VENTIKOS, Yong XU, Yanjun ZENG, Yuhua PENG et Hendrik VON TENGG-KOBLIGK. « A preliminary study of fast virtual stent-graft deployment: Application to stanford type b aortic dissection ». In : *International Journal of Advanced Robotic Systems* 10 (2013). ISSN : 17298806. DOI : 10.5772/55269.
- [Che+18] Duanduan CHEN, Jianyong WEI, Yiming DENG, Huanming XU, Zhenfeng LI, Haoye MENG, Xiaofeng HAN, Yonghao WANG, Jia WAN, Tianyi YAN, Jiang XIONG et Xiaoying TANG. « Virtual stenting with simplex mesh and mechanical contact analysis for real-time planning of thoracic endovascular aortic repair. » In : *Theranostics* 8.20 (2018), p. 5758-5771. ISSN : 1838-7640. DOI : 10.7150/thno.28944.
- [CLL17] Fang CHEN, Jia LIU et Hongen LIAO. « 3D catheter shape determination for endovascular navigation using a two-step particle filter and ultrasound scanning ». In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 36.3 (2017), p. 685-695. ISSN : 1558254X. DOI : 10.1109/TMI.2016.2635673.
- [CLP03] Matthieu CHABANAS, Vincent LUBOZ et Yohan PAYAN. « Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery ». In : *Medical Image Analysis* 7.2 (juin 2003), p. 131-151. ISSN : 1361-8415. DOI : 10.1016/S1361-8415(02)00108-1.
- [Coc+07] F. COCHENNEC, J.P. BECQUEMIN, P. DESGRANGES, E. ALLAIRE, H. KOBEITER et F. ROUDOT-THORAVAL. « Limb Graft Occlusion Following EVAR: Clinical Pattern, Outcomes and Predictive Factors of Occurrence ». In : *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 34.1 (juil. 2007), p. 59-65. ISSN : 1078-5884. DOI : 10.1016/J.EJVS.2007.01.009.
- [Com10] Olivier COMAS. « Real-time Soft Tissue Modelling on GPU for Medical Simulation ». Thèse de doct. 2010, p. 1-210.

-
- [Cou+19] Hadrien COURTECUISSÉ, Fanny MORIN, Ingerid REINERTSEN, Yohan PAYAN et Matthieu CHABANAS. « Computational Biomechanics of the Brain in the Operating Theatre ». In : Springer, Cham, 2019, p. 321-344. DOI : 10.1007/978-3-030-04996-6_13.
- [CS79] P. A. CUNDALL et O. D. L. STRACK. « A discrete numerical model for granular assemblies ». In : *Géotechnique* 29.1 (mar. 1979), p. 47-65. ISSN : 0016-8505. DOI : 10.1680/geot.1979.29.1.47.
- [De +10] Jorg L. DE BRUIN, Annette F. BAAS, Jaap BUTH, Monique PRINSSEN, Eric L.G. VERHOEVEN, Philippe W.M. CUYPERS, Marc R.H.M. VAN SAMBEEK, Ron BALM, Diederick E. GROBBEE, Jan D. BLANKENSTEIJN, D. E. GROBBEE, J. D. BLANKENSTEIJN, A. A.A. BAK, J. BUTH, P. M. PATTYNAMA, E. L.G. VERHOEVEN, A. E. VAN VOORTHUISEN, R. BALM, P. W.M. CUYPERS, M. PRINSSEN, M. R.H.M. VAN SAMBEEK, A. F. BAAS, M. G. HUNINK, J. M. VAN ENGELSHOVEN, M. J.H.M. JACOBS, B. A.J.M. DE MOL, J. H. VAN BOCKEL, J. REEKERS, X. TIELBEEK, W. WISSELINK, N. BOEKEMA, L. M. HEUVELING, I. SIKKING et J. L. DE BRUIN. « Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm ». In : *New England Journal of Medicine* (2010). ISSN : 15334406. DOI : 10.1056/NEJMoa0909499.
- [De +12] S. DE BOCK, F. IANNACCONE, G. DE SANTIS, M. DE BEULE, D. VAN LOO, D. DEVOS, F. VERMASSEN, P. SEGERS et B. VERHEGGHE. « Virtual evaluation of stent graft deployment: A validated modeling and simulation study ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 13 (sept. 2012), p. 129-139. ISSN : 1751-6161. DOI : 10.1016/J.JMBBM.2012.04.021.
- [De +13] S. DE BOCK, F. IANNACCONE, M. DE BEULE, D. VAN LOO, F. VERMASSEN, B. VERHEGGHE et P. SEGERS. « Filling the void: A coalescent numerical and experimental technique to determine aortic stent graft mechanics ». In : *Journal of Biomechanics* 46.14 (sept. 2013), p. 2477-2482. ISSN : 0021-9290. DOI : 10.1016/J.JBIOMECH.2013.07.010.
- [De +16] Quirina M.B. DE RUITER, Johannes B. REITSMA, Frans L. MOLL et Joost A. VAN HERWAARDEN. « Meta-analysis of Cumulative Radiation Duration and Dose during EVAR Using Mobile, Fixed, or Fixed/3D Fusion C-Arms ». In : *Journal of Endovascular Therapy* (2016). ISSN : 15451550. DOI : 10.1177/1526602816668305.
- [Del99] Hervé DELINGETTE. « General Object Reconstruction Based on Simplex Meshes ». In : *International Journal of Computer Vision* 32.2 (1999), p. 111-146. ISSN : 09205691. DOI : 10.1023/A:1008157432188.
- [Dem+11] Stefanie DEMIRCI, Ali BIGDELOU, Lejing WANG, Christian WACHINGER, Maximilian BAUST, Radhika TIBREWAL, Reza GHOTBI, Hans Henning ECKSTEIN et Nassir NAVAB. « 3D stent recovery from one x-ray projection ». In : *Lecture Notes in Computer Science* 6891 LNCS.PART 1 (2011), p. 178-185. ISSN : 16113349. DOI : 10.1007/978-3-642-23623-5_23.
-

- [Dem+12a] Nicolas DEMANGET, Stéphane AVRIL, Pierre BADEL, Laurent ORGÉAS, Christian GEINDREAU, Jean Noël ALBERTINI et Jean Pierre FAVRE. « Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 5.1 (2012), p. 272-282. ISSN : 17516161. DOI : 10.1016/j.jmbbm.2011.09.006.
- [Dem+12b] Nicolas DEMANGET, Pierre LATIL, Laurent ORGÉAS, Pierre BADEL, Stéphane AVRIL, Christian GEINDREAU, Jean Noël ALBERTINI et Jean Pierre FAVRE. « Severe Bending of Two Aortic Stent-Grafts: An Experimental and Numerical Mechanical Analysis ». In : *Annals of Biomedical Engineering* (2012), p. 1-13. ISSN : 00906964. DOI : 10.1007/s10439-012-0618-0.
- [Dem+13a] Nicolas DEMANGET, Ambroise DUPREY, Pierre BADEL, Laurent ORGÉAS, Stéphane AVRIL, Christian GEINDREAU, Jean-Noël ALBERTINI et Jean-Pierre FAVRE. « Finite element analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts. » In : *Journal of endovascular therapy : an official journal of the International Society of Endovascular Specialists* 20.4 (2013), p. 523-35. ISSN : 1545-1550. DOI : 10.1583/12-4063.1.
- [Dem+13b] Stefanie DEMIRCI, Maximilian BAUST, Oliver KUTTER, Frode MANSTADHULAAS, Hans-Henning ECKSTEIN et Nassir NAVAB. « Disocclusion-based 2D–3D registration for aortic interventions ». In : *Computers in Biology and Medicine* 43.4 (mai 2013), p. 312-322. ISSN : 0010-4825. DOI : 10.1016/J.COMPBIO.2013.01.012.
- [Dem12] Nicolas DEMANGET. « Analyses des Performances Mécaniques des Endoprothèses Aortiques par Simulations Numériques : Application au Traitement des Anévrismes Tortueux ». Thèse de doct. 2012.
- [Dev+18] Viviane DEVAUGES, Anna MIRA, Yohan PAYAN, Ann-Katherine CARTON, Pablo MILIONI DE CARVALHO, Zhijin LI et Serge L. MULLER. « Simulation of breast compression using a new biomechanical model ». In : *Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging*. Sous la dir. de Guang-Hong CHEN, Joseph Y. LO et Taly GILAT SCHMIDT. T. 10573. SPIE, mar. 2018, p. 196. ISBN : 9781510616356. DOI : 10.1117/12.2293488.
- [DG12] Christian DURIEZ et Tomáš GOLEMBIOVSKÝ. *Bézier Shell Finite Element for Interactive Surgical Simulation*. 2012.
- [Die+08] Nicolas DIEHM, Barry T. KATZEN, Shaun SAMUELS, Constantino PENA, Alex POWELL et Florian DICK. « Sixty-four-detector CT Angiography of Infrarenal Aortic Neck Length and Angulation: Prospective Analysis of Interobserver Variability ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 19.9 (sept. 2008), p. 1283-1288. ISSN : 1051-0443. DOI : 10.1016/J.JVIR.2008.04.013.
- [Dua+14] Anahita DUA, Sreyram KUY, Cheong J. LEE, Gilbert R. UPCHURCH et Sapan S. DESAI. « Epidemiology of aortic aneurysm repair in the United States from 2000 to 2010 ». In : *Journal of Vascular Surgery* 59.6 (2014), p. 1512-1517. ISSN : 10976809. DOI : 10.1016/j.jvs.2014.01.007.
- [Dum+13] Aurelien DUMENIL, A. KALADJI, M. CASTRO, S. ESNEAULT, A. LUCAS, M. ROCHETTE, C. GOKSU et P. HAIGRON. « Finite-Element-Based Matching of Pre- and Intraoperative Data for Image-Guided Endovascular Aneurysm

- Repair ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60.5 (mai 2013), p. 1353-1362. ISSN : 0018-9294. DOI : 10.1109/TBME.2012.2235440.
- [Dum15] Aurélien DUMÉNIL. « Fusion d' images et de modèles pour le guidage d' interventions endovasculaires ». Thèse de doct. 2015.
- [Dur13] Christian DURIEZ. « Real-time haptic simulation of medical procedures involving deformations and device-tissue interactions ». Thèse de doct. 2013.
- [Est50] J. E. ESTES. « Abdominal aortic aneurysm; a study of one hundred and two cases. » In : *Circulation* (1950). ISSN : 00097322. DOI : 10.1161/01.CIR.2.2.258.
- [Fau+12] François FAURE, Christian DURIEZ, Hervé DELINGETTE, Jérémie ALLARD, Benjamin GILLES, Stéphanie MARCHESSEAU, Hugo TALBOT, Hadrien COURTECUISSÉ, Guillaume BOUSQUET et Igor PETERLIK. « SOFA : A Multi-Model Framework for Interactive Physical Simulation ». In : 2012, p. 283-321. ISBN : 9783642290138.
- [Flo+09] Eleonora FLORE, Ignacio LARRABIDE, Lorenza PETRINI, Giancarlo PENNATI et Alejandro FRANGI. « Stent deployment in aneurysmatic cerebral vessels: Assessment and quantification of the differences between Fast Virtual Stenting and Finite Element Analysis ». In : (sept. 2009).
- [Fló+12] Leonardo FLÓREZ-VALENCIA, Maciej ORKISZ, Johan MONTAGNAT, Leonardo FLÓREZ-VALENCIA, Maciej ORKISZ, Johan MONTAGNAT et Leonardo F L OREZ-VALENCIA. « 3D graphical models for vascular-stent pose simulation To cite this version : HAL Id : hal-00682926 ». In : 13.3 (2012), p. 235-248.
- [FMO07] L. FLÓREZ VALENCIA, J. MONTAGNAT et M. ORKISZ. « 3D models for vascular lumen segmentation in MRA images and for artery-stenting simulation ». In : *IRBM* 28.2 (juin 2007), p. 65-71. ISSN : 1959-0318. DOI : 10.1016/J.RBMRET.2007.04.001.
- [Fra+06] Thomas FRAUENFELDER, Mourad LOTFEY, Thomas BOEHM et Simon WILDERMUTH. « Computational Fluid Dynamics: Hemodynamic Changes in Abdominal Aortic Aneurysm After Stent-Graft Implantation ». In : *Cardio Vascular and Interventional Radiology* 29.4 (août 2006), p. 613-623. ISSN : 0174-1551. DOI : 10.1007/s00270-005-0227-5.
- [Fra+98] Alejandro F. FRANGI, Wiro J. NIESSEN, Koen L. VINCKEN et Max A. VIERGEVER. « Multiscale vessel enhancement filtering ». In : Springer, Berlin, Heidelberg, oct. 1998, p. 130-137. DOI : 10.1007/BFb0056195.
- [Fuk+13] T. FUKUDA, H. MATSUDA, S. DOI, M. SUGIYAMA, Y. MORITA, M. YAMADA, H. YOKOYAMA, K. MINATOYA, J. KOBAYASHI et H. NAITO. « Evaluation of Automated 2D-3D Image Overlay System Utilizing Subtraction of Bone Marrow Image for EVAR: Feasibility Study ». In : *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 46.1 (juil. 2013), p. 75-81. ISSN : 1078-5884. DOI : 10.1016/J.EJVS.2013.04.011.
- [GBS10] V. GAY-BELLILE, A. BARTOLI et P. SAYD. « Direct Estimation of Nonrigid Registrations with Image-Based Self-Occlusion Reasoning ». In : *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 32.1 (jan. 2010), p. 87-104. ISSN : 0162-8828. DOI : 10.1109/TPAMI.2008.265.

- [GGS16] Hayit GREENSPAN, Bram van GINNEKEN et Ronald M. SUMMERS. « Guest Editorial Deep Learning in Medical Imaging: Overview and Future Promise of an Exciting New Technique ». In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 35.5 (mai 2016), p. 1153-1159. ISSN : 0278-0062. DOI : 10.1109/TMI.2016.2553401.
- [Gin+15] Juliette GINDRE, Aline BEL-BRUNON, Adrien KALADJI, Aurélien DUMÉNIL, Michel ROCHETTE, Antoine LUCAS, Pascal HAIGRON et Alain COMBESURE. « Finite element simulation of the insertion of guidewires during an EVAR procedure: Example of a complex patient case, a first step toward patient-specific parameterized models ». In : *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* (2015). ISSN : 20407947. DOI : 10.1002/cnm.2716.
- [Gin+17] J. GINDRE, A. BEL-BRUNON, M. ROCHETTE, A. LUCAS, A. KALADJI, P. HAIGRON et A. COMBESURE. « Patient-Specific Finite-Element Simulation of the Insertion of Guidewire During an EVAR Procedure: Guidewire Position Prediction Validation on 28 Cases ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64.5 (mai 2017), p. 1057-1066. ISSN : 0018-9294. DOI : 10.1109/TBME.2016.2587362.
- [Gin16] Juliette GINDRE. « Simulation spécifique patient de la réponse mécanique de la structure vasculaire à l'insertion d'outils lors d'une chirurgie EVAR ». Thèse de doct. 2016.
- [Gor+05] S. GORGES, E. KERRIEN, M. O. BERGER, Y. TROUSSET, J. PESCATORE, R. ANXIONNAT et L. PICARD. « Model of a vascular C-arm for 3D augmented fluoroscopy in interventional radiology ». In : *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)* 3750 LNCS (2005), p. 214-222. ISSN : 03029743. DOI : 10.1007/11566489_27.
- [Gor07] Sébastien GORGES. « Vers un système de navigation 3D en neuroradiologie interventionnelle ». Thèse de doct. 2007.
- [Gre04] RM GREENHALGH. « Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial ». In : *The Lancet* 364.9437 (sept. 2004), p. 843-848. ISSN : 0140-6736. DOI : 10.1016/S0140-6736(04)16979-1.
- [GS17] Efstratios GEORGAKARAKOS et Nikolaos SCHORETSANITIS. « The various types of endovascular stent grafts for EVAR: How Do They Compare? » In : *New Approaches to Aortic Diseases from Valve to Abdominal Bifurcation* January (2017), p. 415-421. DOI : 10.1016/B978-0-12-809979-7.00037-7.
- [GZN09] Martin GROHER, Darko ZIKIC et Nassir NAVAB. « Deformable 2D-3D Registration of Vascular Structures in a One View Scenario Supplementary Material Derivative of the Difference Measure ». In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 28.6 (2009), p. 847-860.
- [Hao+18] Nazim HAOUCHINE, Winnie KUANG, Stephane COTIN et Michael YIP. « Vision-Based Force Feedback Estimation for Robot-Assisted Surgery Using Instrument-Constrained Biomechanical Three-Dimensional Maps ». In : *IEEE Robotics*

- and Automation Letters* 3.3 (juil. 2018), p. 2160-2165. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2018.2810948.
- [Her+14] A. HERTAULT, B. MAUREL, J. SOBOCINSKI, T. MARTIN GONZALEZ, M. LE ROUX, R. AZZAOU, M. MIDULLA et S. HAULON. « Impact of hybrid rooms with image fusion on radiation exposure during endovascular aortic repair ». In : *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* (2014). ISSN : 15322165. DOI : 10.1016/j.ejvs.2014.05.026.
- [HI05] A.W. HALLIDAY et U. K. E. V. R. T. INVESTIGATORS. « Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial ». In : *The Lancet* 365.9478 (juin 2005), p. 2179-2186. ISSN : 0140-6736. DOI : 10.1016/S0140-6736(05)66627-5.
- [Hof+12] Matthias HOFFMANN, Alexander BROST, Carolin JAKOB, Felix BOURIER, Martin KOCH, Klaus KURZIDIM, Joachim HORNEGGER et Norbert STROBEL. « Semi-automatic catheter reconstruction from two views ». In : *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. 2012. ISBN : 9783642334177.
- [Hof+13] Matthias HOFFMANN, Alexander BROST, Carolin JAKOB, Martin KOCH, Felix BOURIER, Klaus KURZIDIM, Joachim HORNEGGER et Norbert STROBEL. « Reconstruction method for curvilinear structures from two views ». In : *Medical Imaging 2013: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. 2013. DOI : 10.1117/12.2006346.
- [How+07] Benjamin A. HOWELL, Tom KIM, Angela CHEER, Harry DWYER, David SALONER et Timothy A. M. CHUTER. « Computational Fluid Dynamics within Bifurcated Abdominal Aortic Stent-Grafts ». In : *Journal of Endovascular Therapy* 14.2 (avr. 2007), p. 138-143. ISSN : 1526-6028. DOI : 10.1177/152660280701400204.
- [HSG05] Gerhard A. HOLZAPFEL, Michael STADLER et Thomas C. GASSER. « Changes in the Mechanical Environment of Stenotic Arteries During Interaction With Stents: Computational Assessment of Parametric Stent Designs ». In : *Journal of Biomechanical Engineering* 127.1 (mar. 2005), p. 166. ISSN : 0148-0731. DOI : 10.1115/1.1835362.
- [Hua+15] Kai-Lung HUA, Che-Hao HSU, Shintami Chusnul HIDAYATI, Wen-Huang CHENG et Yu-Jen CHEN. « Computer-aided classification of lung nodules on computed tomography images via deep learning technique. » In : *Oncotargets and therapy* 8 (2015), p. 2015-22. ISSN : 1178-6930. DOI : 10.2147/OTT.S80733.
- [Inv10] The United Kingdom EVAR Trial INVESTIGATORS. « Endovascular Repair of Aortic Aneurysm in Patients Physically Ineligible for Open Repair ». In : *New England Journal of Medicine* 362.20 (2010), p. 1872-1880. ISSN : 0028-4793. DOI : 10.1056/NEJMoa0911056.
- [Ish+12] Hiroyuki ISHIBASHI, Tsuneo ISHIGUCHI, Takashi OHTA, Ikuo SUGIMOTO, Tetsuya YAMADA, Masao TADAKOSHI, Noriyuki HIDA et Yuki ORIMOTO. « Remodeling of proximal neck angulation after endovascular aneurysm repair ». In : *Journal of Vascular Surgery* 56.5 (nov. 2012), p. 1201-1205. ISSN : 0741-5214. DOI : 10.1016/J.JVS.2012.04.014.

- [Kal+13] Adrien KALADJI, Aurélien DUMENIL, Miguel CASTRO, Alain CARDON, Jean Pierre BECQUEMIN, Benyebka BOU-SAÏD, Antoine LUCAS et Pascal HAIGRON. « Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation ». In : *Computerized Medical Imaging and Graphics* (2013). ISSN : 08956111. DOI : 10.1016/j.compmedimag.2013.03.002.
- [Kal+19] Adrien KALADJI, Alexandre VILLENA, Remy PASCOT, Florent LALYS, Anne DAOUDAL, Elodie CLOCHARD, Antoine LUCAS et Alain CARDON. « Fusion Imaging for EVAR with Mobile C-arm ». In : *Annals of Vascular Surgery* 55 (fév. 2019), p. 166-174. ISSN : 0890-5096. DOI : 10.1016/J.AVSG.2018.06.006.
- [Kam06] Pierre KAMINA. « Anatomie clinique ». In : *anatomie clinique*. 2006.
- [Kat+15] Darko KATIĆ, Patrick SPENGLER, Sebastian BODENSTEDT, Gregor CASTRILLON-OBERNDORFER, Robin SEEBERGER, Juergen HOFFMANN, Ruediger DILLMANN et Stefanie SPEIDEL. « A system for context-aware intraoperative augmented reality in dental implant surgery ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 10.1 (jan. 2015), p. 101-108. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-014-1005-0.
- [Kau+15] Claude KAUFFMANN, Frédéric DOUANE, Eric THERASSE, Simon LESSARD, Stephane ELKOURI, Patrick GILBERT, Nathalie BEAUDOIN, Marcus PFISTER, Jean François BLAIR et Gilles SOULEZ. « Source of Errors and Accuracy of a Two-Dimensional/Three-Dimensional Fusion Road Map for Endovascular Aneurysm Repair of Abdominal Aortic Aneurysm ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 26.4 (avr. 2015), p. 544-551. ISSN : 1051-0443. DOI : 10.1016/J.JVIR.2014.12.019.
- [Kim+07] Jinkoo KIM, Shidong LI, Deepak PRADHAN, Rabih HAMMOUD, Qing CHEN, Fang-Fang YIN, Yang ZHAO, Jae Ho KIM et Benjamin MOVAS. « Comparison of Similarity Measures for Rigid-body CT/Dual X-ray Image Registrations ». In : *Technology in Cancer Research & Treatment* 6.4 (août 2007), p. 337-345. ISSN : 1533-0346. DOI : 10.1177/153303460700600411.
- [KLF07] C. KLEINSTREUER, Z. LI et M.A. FARBER. « Fluid-Structure Interaction Analyses of Stented Abdominal Aortic Aneurysms ». In : *Annual Review of Biomedical Engineering* 9.1 (août 2007), p. 169-204. ISSN : 1523-9829. DOI : 10.1146/annurev.bioeng.9.060906.151853.
- [KRL14] Bojan KOCEV, Felix RITTER et Lars LINSEN. « Projector-based surgeon-computer interaction on deformable surfaces ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 9.2 (mar. 2014), p. 301-312. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-013-0928-1.
- [Lal+04] Brajesh K. LAL, Joaquim J. CERVEIRA, Craig SEIDMAN, Paul B. HASER, Richard KUBICKA, Zafar JAMIL, Frank T. PADBERG, Robert W. HOBSON et Peter J. PAPPAS. « Observer Variability of Iliac Artery Measurements in Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms ». In : *Annals of Vascular Surgery* 18.6 (nov. 2004), p. 644-652. ISSN : 08905096. DOI : 10.1007/s10016-004-0102-x.

- [Lar+10] Ignacio LARRABIDE, Minsuok KIM, Luca AUGSBURGER, Maria Cruz VILLARIOL, Daniel RÜFENACHT et Alejandro F. FRANGI. « Fast virtual deployment of self-expandable stents: Method and in vitro evaluation for intracranial aneurysmal stenting ». In : *Medical Image Analysis* 16.3 (avr. 2010), p. 721-730. ISSN : 1361-8415. DOI : 10.1016/J.MEDIA.2010.04.009.
- [Le +19] B. LE ROY, E. OZGUR, B. KOO, E. BUC et A. BARTOLI. « Augmented reality guidance in laparoscopic hepatectomy with deformable semi-automatic computed tomography alignment (with video) ». In : *Journal of Visceral Surgery* 156.3 (juin 2019), p. 261-262. ISSN : 1878-7886. DOI : 10.1016/J.JVISCURG.2019.01.009.
- [Led+09] Frank A. LEDERLE, Julie A. FREISCHLAG, Tassos C. KYRIAKIDES, Frank T. PADBERG, Jon S. MATSUMURA, Ted R. KOHLER, Peter H. LIN, Jessie M. JEAN-CLAUDE, Dolores F. CIKRIT, Kathleen M. SWANSON et Peter N. PEDUZZI. « Outcomes following endovascular vs open repair of abdominal aortic aneurysm: A randomized trial ». In : *JAMA - Journal of the American Medical Association* (2009). ISSN : 00987484. DOI : 10.1001/jama.2009.1426.
- [Lia+10] Rui LIAO, Yunhao TAN, Hari SUNDAR, Marcus PFISTER et Ali KAMEN. « An Efficient Graph-Based Deformable 2D/3D Registration Algorithm with Applications for Abdominal Aortic Aneurysm Interventions ». In : Springer, Berlin, Heidelberg, 2010, p. 561-570. DOI : 10.1007/978-3-642-15699-1_59.
- [Lig+09] Christopher B. LIGHTFOOT, Roshan Joseph ABRAHAM, Thomas MAMMEN, Mohamed ABDOLELL, Sandeep KAPUR et Robert J. ABRAHAM. « Survey of Radiologists' Knowledge Regarding the Management of Severe Contrast Material-induced Allergic Reactions ». In : *Radiology* 251.3 (juin 2009), p. 691-696. ISSN : 0033-8419. DOI : 10.1148/radiol.2513081651.
- [Llo+19] John E. LLOYD, Antonio SÁNCHEZ, Erik WIDING, Ian STAVNESS, Sidney FELS, Siamak NIROOMANDI, Antoine PERRIER, Yohan PAYAN et Pascal PERRIER. « New Techniques for Combined FEM-Multibody Anatomical Simulation ». In : Springer, Cham, 2019, p. 75-92. DOI : 10.1007/978-3-030-23073-9_6.
- [LRF08] Ignacio LARRABIDE, Alessandro RADAELLI et Alejandro FRANGI. « Fast Virtual Stenting with Deformable Meshes: Application to Intracranial Aneurysms ». In : Springer, Berlin, Heidelberg, 2008, p. 790-797. DOI : 10.1007/978-3-540-85990-1_95.
- [Mac+09] Sumaira MACDONALD, Robert LEE, Robin WILLIAMS et Gerry STANSBY. « Towards safer carotid artery stenting: A scoring system for anatomic suitability ». In : *Stroke* (2009). ISSN : 00392499. DOI : 10.1161/STROKEAHA.109.547117.
- [Mac+16] Iván MACÍA, Mariano de BLAS, Jon Haitz LEGARRETA, Luis KABONGO, Óscar HERNÁNDEZ, José María EGAÑA, José Ignacio EMPARANZA, Ainhoa GARCÍA-FAMILIAR et Manuel GRAÑA. « Standard and fenestrated endograft sizing in EVAR planning: Description and validation of a semi-automated 3D software ». In : *Computerized Medical Imaging and Graphics* 50 (juin 2016), p. 9-23. ISSN : 0895-6111. DOI : 10.1016/J.COMPIMEDIMAG.2015.01.007.

- [Mai+13] L. MAIER-HEIN, P. MOUNTNEY, A. BARTOLI, H. ELHAWARY, D. ELSON, A. GROCH, A. KOLB, M. RODRIGUES, J. SORGER, S. SPEIDEL et D. STOYANOV. « Optical techniques for 3D surface reconstruction in computer-assisted laparoscopic surgery ». In : *Medical Image Analysis* 17.8 (déc. 2013), p. 974-996. ISSN : 1361-8415. DOI : 10.1016/J.MEDIA.2013.04.003.
- [Mar+12] P. MARKELJ, D. TOMAŽEVIČ, B. LIKAR et F. PERNUŠ. « A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions ». In : *Medical Image Analysis* 16.3 (2012), p. 642-661. ISSN : 13618415. DOI : 10.1016/j.media.2010.03.005.
- [Mar07] Maud MARCHAL. « Modélisation des tissus mous dans leur environnement pour l'aide aux gestes médico-chirurgicaux ». In : (2007).
- [Mau+14] Blandine MAUREL, Adrien HERTAULT, Teresa Martin GONZALEZ, Jonathan SOBOCINSKI, Marielle LE ROUX, Jessica DELAPLACE, Richard AZZAOU, Marco MIDULLA et Stephan HAULON. « Evaluation of visceral artery displacement by endograft delivery system insertion ». In : *Journal of Endovascular Therapy* (2014). ISSN : 15451550. DOI : 10.1583/13-4471MR.1.
- [MCC17] Fanny MORIN, Matthieu CHABANAS et Hadrien COURTECUISSÉ. « Biomechanical Modeling of Brain Soft Tissues for Medical Applications ». In : *Biomechanics of Living Organs* (jan. 2017), p. 127-146. DOI : 10.1016/B978-0-12-804009-6.00006-7.
- [Mod+19] Richard MODRZEJEWSKI, Toby COLLINS, Barbara SEELIGER, Adrien BARTOLI, Alexandre HOSTETTLER et Jacques MARESCAUX. « An in vivo porcine dataset and evaluation methodology to measure soft-body laparoscopic liver registration accuracy with an extended algorithm that handles collisions ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14.7 (juil. 2019), p. 1237-1245. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-019-02001-4.
- [Moh+18] Hossein MOHAMMADI, Simon LESSARD, Eric THERASSE, Rosaire MONGRAIN et Gilles SOULEZ. « A Numerical Preoperative Planning Model to Predict Arterial Deformations in Endovascular Aortic Aneurysm Repair ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 46.12 (2018), p. 2148-2161. ISSN : 15739686. DOI : 10.1007/s10439-018-2093-8.
- [Mol+10] D.S. MOLONY, E.G. KAVANAGH, P. MADHAVAN, M.T. WALSH et T.M. MCGLOUGHLIN. « A Computational Study of the Magnitude and Direction of Migration Forces in Patient-specific Abdominal Aortic Aneurysm Stent-Grafts ». In : *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 40.3 (sept. 2010), p. 332-339. ISSN : 1078-5884. DOI : 10.1016/J.EJVS.2010.06.001.
- [Mor+10] Peter MORTIER, Gerhard A. HOLZAPFEL, Matthieu DE BEULE, Denis VAN LOO, Yves TAEYMANS, Patrick SEGERS, Pascal VERDONCK et Benedict VERHEGGHE. « A Novel Simulation Strategy for Stent Insertion and Deployment in Curved Coronary Bifurcations: Comparison of Three Drug-Eluting Stents ». In : *Annals of Biomedical Engineering* 38.1 (jan. 2010), p. 88-99. ISSN : 0090-6964. DOI : 10.1007/s10439-009-9836-5.

- [Mor17] Fanny MORIN. « Simulation biomécanique sous contraintes du cerveau pour la compensation per-opératoire du brain-shift ». Thèse de doct. Université Grenoble Alpes, 2017.
- [Mou+12] K. G. MOULAKAKIS, I. DALAINAS, J. KAKISIS, T. G. GIANNAKOPOULOS, C. D. LIAPIS et C. C. LIAPIS. *Current knowledge on EVAR with the ultra-low profile ovation abdominal stent-graft system*. 2012.
- [MV98] J. B. Antoine MAINTZ et Max A. VIERGEVER. « A survey of medical image registration ». In : *Medical Image Analysis* (1998). ISSN : 13618415. DOI : 10.1016/S1361-8415(01)80026-8.
- [MWL16] Shun MIAO, Z. Jane WANG et Rui LIAO. « A CNN Regression Approach for Real-Time 2D/3D Registration ». In : *IEEE Transactions on Medical Imaging* 35.5 (mai 2016), p. 1352-1363. ISSN : 0278-0062. DOI : 10.1109/TMI.2016.2521800.
- [Nas+20] Martyn P. NASH, Poul M.F. NIELSEN, Adam WITTEK, Karol MILLER et Grand R. JOLDES, éd. *Computational Biomechanics for Medicine*. Cham : Springer International Publishing, 2020. ISBN : 978-3-030-15922-1. DOI : 10.1007/978-3-030-15923-8.
- [Nes12] Matthieu NESME. « Milieu mécanique déformable multirésolution pour la simulation interactive ». Thèse de doct. 2012.
- [Nor+10] I. M. NORDON, A. KARTHIKESALINGAM, R. J. HINCHLIFFE, P. J. HOLT, I. M. LOFTUS et M. M. THOMPSON. *Secondary Interventions Following Endovascular Aneurysm Repair (EVAR) and the Enduring Value of Graft Surveillance*. 2010. DOI : 10.1016/j.ejvs.2009.11.002.
- [OG07] Miguel A. OTADUY et Markus GROSS. « Transparent rendering of tool contact with compliant environments ». In : *Proceedings - Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, World Haptics 2007* (2007), p. 225-230. DOI : 10.1109/WHC.2007.120.
- [Özg+18] Erol ÖZGÜR, Bongjin KOO, Bertrand LE ROY, Emmanuel BUC et Adrien BARTOLI. « Preoperative liver registration for augmented monocular laparoscopy using backward-forward biomechanical simulation ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 13.10 (oct. 2018), p. 1629-1640. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-018-1842-3.
- [Pay17] Yohan PAYAN. « Soft Tissue Finite Element Modeling and Calibration of the Material Properties in the Context of Computer-Assisted Medical Interventions ». In : Springer, Cham, 2017, p. 133-144. DOI : 10.1007/978-3-319-45071-1_6.
- [Pay18] Yohan PAYAN. « Real-Time Computer Modeling in Prevention of Chronic Wounds ». In : (2018).
- [Per+14] David PERRIN, Pierre BADEL, Stéphane AVRIL, Jean-Noël ALBERTINI, Laurent ORGÉAS, Christian GEINDREAU, Aurélien DUMENIL et Cemil GOKSU. « Patient-specific simulation of stent-graft deployment within an abdominal aortic aneurysm ». In : (jan. 2014). arXiv : 1401.3648.

- [Per+15] David PERRIN, Pierre BADEL, Laurent ORGÉAS, Christian GEINDREAU, Aurélien DUMENIL, Jean Noël ALBERTINI et Stéphane AVRIL. « Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment: Validation on three clinical cases ». In : *Journal of Biomechanics* 48.10 (2015), p. 1868-1875. ISSN : 18732380. DOI : 10.1016/j.jbiomech.2015.04.031.
- [Per+16] David PERRIN, Pierre BADEL, Laurent ORGEAS, Christian GEINDREAU, Sabine rolland du ROSCOAT, Jean-Noël ALBERTINI et Stéphane AVRIL. « Patient-specific simulation of endovascular repair surgery with tortuous aneurysms requiring flexible stent-grafts ». In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 63 (oct. 2016), p. 86-99. ISSN : 1751-6161. DOI : 10.1016/J.JMBBM.2016.06.013.
- [Per15a] David PERRIN. « Vers un outil d'aide à la décision pour le traitement des anévrismes par endochirurgie ». Thèse de doct. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2015.
- [Per15b] David PERRIN. « Vers un outil d'aide à la décision pour le traitement des anévrismes par endochirurgie ». Thèse de doct. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2015.
- [Pin+11] David PINTOUX, Philippe CHAILLOU, Laure AZEMA, Philippe BIZOUARN, Alain COSTARGENT, Philippe PATRA et Yann GOUËFFIC. « Long-Term Influence of Suprarenal or Infrarenal Fixation on Proximal Neck Dilatation and Stentgraft Migration After EVAR ». In : *Annals of Vascular Surgery* 25.8 (nov. 2011), p. 1012-1019. ISSN : 0890-5096. DOI : 10.1016/J.AVSG.2010.08.013.
- [PO17] Yohan. PAYAN et Jacques. OHAYON. *Biomechanics of Living Organs Hyperelastic Constitutive Laws for Finite Element Modeling*. Academic Pr, 2017. ISBN : 0128040602.
- [PPB91] J. C. PARODI, J. C. PALMAZ et H. D. BARONE. « Transfemoral Intraluminal Graft Implantation for Abdominal Aortic Aneurysms ». In : *Annals of Vascular Surgery* (1991). ISSN : 08905096. DOI : 10.1007/BF02015271.
- [Pri+04] Monique PRINSEN, Eric L.G. VERHOEVEN, Jaap BUTH, Philippe W.M. CUYPERS, Marc R.H.M. VAN SAMBEEK, Ron BALM, Erik BUSKENS, Diederick E. GROBBEE et Jan D. BLANKENSTEIJN. « A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms ». In : *New England Journal of Medicine* (2004). ISSN : 00284793. DOI : 10.1056/NEJMoa042002.
- [Pro] Development Team PROJECT CHRONO. *Chrono: An Open Source Framework for the Physics-Based Simulation of Dynamic Systems*.
- [Rah+10] Ali RAHEEM, Imaging SCIENCES, Westminster Bridge ROAD, Tom CARRELL, Bijan MODARAI et Graeme PENNEY. « Non-rigid 2D-3D image registration for use in Endovascular repair of Abdominal Aortic ». In : *MIUA*. 2010.
- [Rei+15] Sabrina REIML, Marcus PFISTER, Daniel TOTH, Andreas MAIER, Matthias HOFFMANN, Markus KOWARSCHIK et Joachim HORNEGGER. « Automatic detection of stent graft markers in 2D fluoroscopy images ». In : *Joint MICCAI Workshops Comput. Visualization Intravascular Imag. Comput.-Assisted Stenting* (2015).

-
- [RNZ18] Muhammad Imran RAZZAK, Saeeda NAZ et Ahmad ZAIB. « Deep Learning for Medical Image Processing: Overview, Challenges and the Future ». In : Springer, Cham, 2018, p. 323-350. DOI : 10.1007/978-3-319-65981-7_12.
- [Roy+12] David ROY, Claude KAUFFMANN, Sébastien DELORME, Sophie LEROUGE, Guy CLOUTIER et Gilles SOULEZ. « A Literature Review of the Numerical Analysis of Abdominal Aortic Aneurysms Treated with Endovascular Stent Grafts ». In : *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2012 (sept. 2012), p. 1-16. ISSN : 1748-670X. DOI : 10.1155/2012/820389.
- [Roy+14] D. ROY, G. A. HOLZAPFEL, C. KAUFFMANN et G. SOULEZ. « Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms: geometrical and structural reconstruction with application of an anisotropic material model ». In : *IMA Journal of Applied Mathematics* 79.5 (oct. 2014), p. 1011-1026. ISSN : 0272-4960. DOI : 10.1093/imamat/hxu037.
- [Roy+16] David ROY, Sophie LEROUGE, Karina INAEKYAN, Claude KAUFFMANN, Rosaire MONGRAIN et Gilles SOULEZ. « Experimental validation of more realistic computer models for stent-graft repair of abdominal aortic aneurysms, including pre-load assessment ». In : *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 32.12 (déc. 2016), e02769. ISSN : 20407939. DOI : 10.1002/cnm.2769.
- [Roz98] G S ROZYCKI. « Surgeon-performed ultrasound: its use in clinical practice. » In : *Annals of surgery* 228.1 (juil. 1998), p. 16-28. ISSN : 0003-4932. DOI : 10.1097/00000658-199807000-00004.
- [Saj+08] Muhammad S. SAJID, Mittal DESAI, Zishan HAIDER, Daryll M. BAKER et George HAMILTON. « Endovascular aortic aneurysm repair (EVAR) has significantly lower perioperative mortality in comparison to open repair: A systematic review ». In : *Asian Journal of Surgery* (2008). ISSN : 02193108. DOI : 10.1016/S1015-9584(08)60071-8.
- [San87] David T. SANDWELL. « Biharmonic spline interpolation of GEOS-3 and SEASAT altimeter data ». In : *Geophysical Research Letters* (1987). ISSN : 19448007. DOI : 10.1029/GL014i002p00139.
- [Sch+08] Marc L. SCHERMERHORN, A. James O'MALLEY, Ami JHAVERI, Philip COTTERILL, Frank POMPOSELLI et Bruce E. LANDON. « Endovascular vs. open repair of abdominal aortic aneurysms in the medicare population ». In : *New England Journal of Medicine* (2008). ISSN : 15334406. DOI : 10.1056/NEJMoa0707348.
- [Sch+16] Christof J. SCHULZ, Matthias SCHMITT, Dittmar BÖCKLER et Philipp GEISBÜSCH. « Fusion Imaging to Support Endovascular Aneurysm Repair Using 3D-3D Registration ». In : *Journal of Endovascular Therapy* 23.5 (oct. 2016), p. 791-799. ISSN : 1526-6028. DOI : 10.1177/1526602816660327.
- [She+13] Fangyang SHEN, Bailiang CHEN, Qingshan GUO, Yue QI et Yue SHEN. « Augmented reality patient-specific reconstruction plate design for pelvic and acetabular fracture surgery ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 8.2 (mar. 2013), p. 169-179. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-012-0775-5.
-

- [Sou+07] Gilles SOULEZ, Sophie LEROUGE, Igor SALAZKIN, Tim DARSAUT, Vincent L. OLIVA et Jean RAYMOND. « Type I and Collateral Flow in Experimental Aneurysm Models Treated with Stent-Grafts ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 18.2 (fév. 2007), p. 265-272. ISSN : 1051-0443. DOI : 10.1016/J.JVIR.2006.12.728.
- [Spr+15] K. SPRANGER, C. CAPELLI, G.M. BOSI, S. SCHIEVANO et Y. VENTIKOS. « Comparison and calibration of a real-time virtual stenting algorithm using Finite Element Analysis and Genetic Algorithms ». In : *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 293 (août 2015), p. 462-480. ISSN : 0045-7825. DOI : 10.1016/J.CMA.2015.03.022.
- [Ste+16] Johnny STEUER, Mario LACHAT, Frank J. VEITH et Anders WANHAINEN. « Endovascular grafts for abdominal aortic aneurysm ». In : *European Heart Journal* 37.2 (jan. 2016), p. 145-151. ISSN : 0195-668X. DOI : 10.1093/eurheartj/ehv593.
- [Str+12] Kevin T. STROUPE, Frank A. LEDERLE, Jon S. MATSUMURA, Tassos C. KYRIAKIDES, Yvonne C. JONK, Ling GE et Julie A. FREISCHLAG. « Cost-effectiveness of open versus endovascular repair of abdominal aortic aneurysm in the OVER trial ». In : *Journal of Vascular Surgery* 56.4 (oct. 2012), 901-909.e2. ISSN : 0741-5214. DOI : 10.1016/J.JVS.2012.01.086.
- [SV14] Katerina SPRANGER et Yiannis VENTIKOS. « Which spring is the best? Comparison of methods for virtual stenting ». In : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 61.7 (2014), p. 1998-2010. ISSN : 15582531. DOI : 10.1109/TBME.2014.2311856.
- [Tac+13] Vania TACHER, MingDe LIN, Pascal DESGRANGES, Jean-François DEUX, Thijs GRUNHAGEN, Jean-Pierre BECQUEMIN, Alain LUCIANI, Alain RAHMOUNI et Hicham KOBEITER. « Image Guidance for EVAR: Comparison of Two-dimensional and Three-dimensional Angiography and Image Fusion ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 24.11 (2013), p. 1698-1706. DOI : 10.1016/j.jvir.2013.07.016. Image.
- [Tas+13] A. TASORA, M. ANITESCU, S. NEGRINI et D. NEGRUT. « A compliant viscoplastic particle contact model based on differential variational inequalities ». In : *International Journal of Non-Linear Mechanics* 53 (2013), p. 2-12. ISSN : 00207462. DOI : 10.1016/j.ijnonlinmec.2013.01.010.
- [Tas+16] Alessandro TASORA, Radu SERBAN, Hammad MAZHAR, Arman PAZOUKI, Daniel MELANZ, Jonathan FLEISCHMAN, Michael TAYLOR, Hiroyuki SUGIYAMA et Dan NEGRUT. « Chrono: An open source multi-physics dynamics engine ». In : *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. T. 9611. 2016, p. 19-49. ISBN : 9783319403601. DOI : 10.1007/978-3-319-40361-8_2.
- [Tas16] Alessandro TASORA. « Euler-Bernoulli corotational beams in Chrono::Engine ». In : (2016), p. 1-12.
- [TDR15] Nikolaos TSILIMPARIS, Anand DAYAMA et Joseph J. RICOTTA. « Remodeling of aortic aneurysm and aortic neck on follow-up after endovascular repair with suprarenal fixation ». In : *Journal of Vascular Surgery* 61.1 (jan. 2015), p. 28-34. ISSN : 0741-5214. DOI : 10.1016/J.JVS.2014.06.104.

-
- [Thu07] Mano J. THUBRIKAR. *Vascular Mechanics and Pathology*. 2007. DOI : 10.1007/978-0-387-68234-1.
- [Tot+15] Daniel TOTH, Marcus PFISTER, Andreas MAIER, Markus KOWARSCHIK et Joachim HORNEGGER. « Adaption of 3D models to 2D X-ray images during endovascular abdominal aneurysm repair ». In : *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. 2015. DOI : 10.1007/978-3-319-24553-9_42.
- [van+08] Marcel VAN 'T VEER, Jaap BUTH, Maarten MERKX, Pim TONINO, Harrie van den BOSCH, Nico PIJLS et Frans van de VOSSE. « Biomechanical properties of abdominal aortic aneurysms assessed by simultaneously measured pressure and volume changes in humans ». In : *Journal of Vascular Surgery* (2008). ISSN : 07415214. DOI : 10.1016/j.jvs.2008.06.060.
- [Váv+17] P VÁVRA, J ROMAN, P ZONČA, P IHNÁT, M NĚMEC, J KUMAR, N HABIB et A EL-GENDI. « Recent Development of Augmented Reality in Surgery: A Review. » In : *Journal of healthcare engineering 2017* (2017), p. 4574172. ISSN : 2040-2295. DOI : 10.1155/2017/4574172.
- [VCP15] Andreas VARNAVAS, Tom CARRELL et Graeme PENNEY. « Fully automated 2D–3D registration and verification ». In : *Medical Image Analysis* 26.1 (déc. 2015), p. 108-119. ISSN : 1361-8415. DOI : 10.1016/J.MEDIA.2015.08.005.
- [Vei+02] Frank J. VEITH, Richard A. BAUM, Takao OHKI, Max AMOR, Mohan ADISESHIAH, Jan D. BLANKENSTEIJN, Jacob BUTH, Timothy A.M. CHUTER, Ronald M. FAIRMAN, Geoffrey GILLING-SMITH, Peter L. HARRIS, Kim J. HODGSON, Brian R. HOPKINSON, Krassi IVANCEV, Barry T. KATZEN, Michael LAWRENCE-BROWN, George H. MEIER, Martin MALINA, Michel S. MAKAROUN, Juan C. PARODI, Götz M. RICHTER, Geoffrey D. RUBIN, Wolf J. STELTER, Geoffrey H. WHITE, Rodney A. WHITE, Willem WISSELINK et Christopher K. ZARINS. « Nature and significance of endoleaks and endotension: Summary of opinions expressed at an international conference ». In : *Journal of Vascular Surgery* (2002). ISSN : 07415214. DOI : 10.1067/mva.2002.123095.
- [VMV10] Jasper W. VAN KEULEN, Frans L. MOLL et Joost A. VAN HERWAARDEN. « Tips and techniques for optimal stent graft placement in angulated aneurysm necks ». In : *Journal of Vascular Surgery* 52.4 (2010), p. 1081-1086. ISSN : 07415214. DOI : 10.1016/j.jvs.2010.02.024.
- [Vol+15] Daniele VOLPI, Mhd H. SARHAN, Reza GHOTBI, Nassir NAVAB, Diana MATHEUS et Stefanie DEMIRCI. « Online tracking of interventional devices for endovascular aortic repair ». In : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 10.6 (juin 2015), p. 773-781. ISSN : 1861-6410. DOI : 10.1007/s11548-015-1217-y.
- [VV16] Franck P. 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 (2016), p. 1-15. ISSN : 18790771. DOI : 10.1016/j.compmedimag.2015.12.002.
-

- [Wag+16] Martin WAGNER, Sebastian SCHAFER, Charles STROTHER et Charles MISTRETTA. « 4D interventional device reconstruction from biplane fluoroscopy ». In : *Medical Physics* 43.3 (fév. 2016), p. 1324-1334. ISSN : 00942405. DOI : 10.1118/1.4941950.
- [Wal+08] Michael J. WALLACE, Michael D. KUO, Craig GLAIBERMAN, Christoph A. BINKERT, Robert C. ORTH et Gilles SOULEZ. « Three-Dimensional C-arm Cone-beam CT: Applications in the Interventional Suite ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 19.6 (juin 2008), p. 799-813. ISSN : 1051-0443. DOI : 10.1016/J.JVIR.2008.02.018.
- [Wal+10] T. Gregory WALKER, Sanjeeva P. KALVA, Kalpana YEDDULA, Stephan WICKY, Sanjoy KUNDU, Peter DRESCHER, B. Janne D'OTHEE, Steven C. ROSE et John F. CARDELLA. « Clinical practice guidelines for endovascular abdominal aortic aneurysm repair: Written by the standards of practice committee for the society of interventional radiology and endorsed by the cardiovascular and interventional radiological society of Europe ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* (2010). ISSN : 10510443. DOI : 10.1016/j.jvir.2010.07.008.
- [Wan+90] Ji-Xian WANG, Peter D. INSKIP, John D. BOIC, Ben-Xiao LI, Jing-Yuan ZHANG et Joseph F. FRAUMENI. « Cancer incidence among medical diagnostic X-ray workers in China, 1950 to 1985 ». In : *International Journal of Cancer* 45.5 (mai 1990), p. 889-895. ISSN : 00207136. DOI : 10.1002/ijc.2910450519.
- [Wat+16] Eiju WATANABE, Makoto SATOH, Takehiko KONNO, Masahiro HIRAI et Takashi YAMAGUCHI. « The Trans-Visible Navigator: A See-Through Neuro-navigation System Using Augmented Reality ». In : *World Neurosurgery* 87 (mar. 2016), p. 399-405. ISSN : 1878-8750. DOI : 10.1016/J.WNEU.2015.11.084.
- [WEG94] Louis K. WAGNER, Patricia J. EIFEL et Richard A. GEISE. « Potential Biological Effects Following High X-ray Dose Interventional Procedures ». In : *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 5.1 (jan. 1994), p. 71-84. ISSN : 1051-0443. DOI : 10.1016/S1051-0443(94)71456-1.
- [WQ98] A. B. M. WILMINK et C. R. G QUICK. « Epidemiology and potential for prevention of abdominal aortic aneurysm ». In : *British Journal of Surgery* 85.2 (fév. 1998), p. 155-162. ISSN : 0007-1323. DOI : 10.1046/j.1365-2168.1998.00714.x.
- [YTZ17] Weimin YU, Moritz TANNAST et Guoyan ZHENG. « Non-rigid free-form 2D–3D registration using a B-spline-based statistical deformation model ». In : *Pattern Recognition* 63 (mar. 2017), p. 689-699. ISSN : 0031-3203. DOI : 10.1016/J.PATCOG.2016.09.036.
- [Zhe+18] Jian-Qing ZHENG, Xiao-Yun ZHOU, Celia RIGA et Guang-Zhong YANG. « 3D Path Planning from a Single 2D Fluoroscopic Image for Robot Assisted Fenestrated Endovascular Aortic Repair ». In : (sept. 2018). arXiv : 1809.05955.
- [Zhe+19] Jian-Qing ZHENG, Xiao-Yun ZHOU, Celia RIGA et Guang-Zhong YANG. « Real-time 3D Shape Instantiation for Partially-deployed Stent Segment from a Single 2D Fluoroscopic Image in Fenestrated Endovascular Aortic

- Repair ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* (2019), p. 1-1. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2019.2928213.
- [Zho+16] Jingru ZHONG, Yunling LONG, Huagang YAN, Qianqian MENG, Jing ZHAO, Ying ZHANG, Xinjian YANG et Haiyun LI. « Fast Virtual Stenting with Active Contour Models in Intracranial Aneurysm ». In : *Scientific Reports* 6.January (2016), p. 1-9. ISSN : 20452322. DOI : 10.1038/srep21724.
- [Zho+18a] Xiao-Yun ZHOU, Jianyu LIN, Celia RIGA, Guang-Zhong YANG et Su-Lin LEE. « Real-Time 3-D Shape Instantiation From Single Fluoroscopy Projection for Fenestrated Stent Graft Deployment ». In : *IEEE Robotics and Automation Letters* 3.2 (avr. 2018), p. 1314-1321. ISSN : 2377-3766. DOI : 10.1109/LRA.2018.2798286.
- [Zho+18b] Xiao-Yun ZHOU, Celia RIGA, Su-Lin LEE et Guang-Zhong YANG. « Towards Automatic 3D Shape Instantiation for Deployed Stent Grafts: 2D Multiple-class and Class-imbalance Marker Segmentation with Equally-weighted Focal U-Net ». In : *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, oct. 2018, p. 1261-1267. ISBN : 978-1-5386-8094-0. DOI : 10.1109/IROS.2018.8594178.

NNT: 2020LYSEM006

Author: Aymeric PIONTECK

Title: Coupling of a 3D mechanical simulation and 2D intraoperative imaging for computer assisted endovascular repair

Speciality: Mechanical Engineering

Keywords: Stent graft, Finite elements models, Aortic aneurysm, Non rigid registration, Intraoperative imaging, EVAR, Stent

Abstract

For a majority of patients requiring abdominal aortic aneurysm (AAA) surgery, endovascular repair (EVAR) has replaced open, highly traumatic surgery. EVAR consists of positioning a stent graft (SG) in the aneurysmal sac to avoid the risk of rupture. However, the number of post-operative complications related to poor positioning of SG still needs to be reduced. Some of the complications are due to difficulties during the procedure. These difficulties would be significantly reduced if the practitioner had access to a three-dimensional visualization of the artery and tools. Thus, to address this issue, a tool for computer assisted surgery has been developed in our work. This allows the geometry of the artery to be updated and the deployment of the device to be digitally simulated. The method is based on the coupling of information from 2D intraoperative imaging with simplified 3D mechanical models. It is divided into two parts: the non-rigid registration of the artery and the fast method for virtual SG deployment. To smoothly integrate into the clinical flow, the approach is based on a single intraoperative image from a mobile C-arm and requires a reasonably short computation time. The performance of the method was tested using clinical data and data simulated with a 3D printed phantom. The accuracy achieved by non-rigid registration and simulation of individual stent deployment is compatible with clinical expectations. In particular, the positioning of the fenestrations is sufficiently precise to correctly assist the catheterization of the secondary arteries in the case of fenestrated SGs. This work opens the way to many promising prospects, and in particular to the implementation of this tool in an industrial and clinical context.

NNT: 2020LYSEM006

Auteur: Aymeric PIONTECK

Titre: Couplage d'une simulation mécanique 3D et de l'imagerie peropératoire 2D pour l'assistance au geste chirurgical de pose d'endoprothèse

Specialité: Mécanique et Ingénierie

Mots-Clefs: Endoprothèse, Modèle éléments finis, Anévrisme aortique, Recalage non rigide, Imagerie peropératoire, EVAR, Stent

Résumé

Pour une majorité de patients nécessitant une intervention pour un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), la réparation endovasculaire (EVAR) a remplacé la chirurgie ouverte, très traumatisante. L'EVAR consiste à positionner une EP dans le sac anévrisimal pour éviter son risque de rupture. Cependant, le nombre de complications postopératoires, liées à un mauvais positionnement de l'EP, nécessite encore d'être diminué. Une partie des complications provient de difficultés lors de l'intervention. Ces difficultés seraient significativement réduites si le praticien avait accès à une visualisation tridimensionnelle de l'artère et des outils. Ainsi, pour répondre à cette problématique, un outil d'assistance au geste chirurgical de pose d'EP a été développé durant notre travail. Celui-ci permet de mettre-à-jour la géométrie de l'artère puis de simuler numériquement le déploiement du dispositif. La méthode est fondée sur le couplage des informations issues de l'imagerie opératoire 2D avec des modèles mécaniques simplifiés en 3D. Elle est divisée en deux parties : le recalage non-rigide de l'artère et la méthode de simulation rapide du déploiement des EPs. Afin de s'intégrer de manière fluide au flot clinique, l'approche est basée sur une unique image peropératoire provenant d'un arceau mobile et requiert un temps de calcul suffisamment court. Les performances de la méthode ont été testées à l'aide de données cliniques et de données simulées avec un fantôme imprimé en 3D. La précision atteinte par le recalage non-rigide et par la simulation du déploiement individuel des stents est compatible avec les attentes cliniques. Notamment, le positionnement des fenêtres est suffisamment précis pour assister correctement le cathétérisme des artères secondaires dans le cas d'EPs fenêtrées. Ces travaux ouvrent la voie à de nombreuses perspectives prometteuses, et notamment à l'implémentation de cet outil dans un contexte industriel et clinique.