

Titre: Développement d'un simulateur de remplacement de la valve
Title: cardiaque tricuspide par cathéter

Auteur: Enzo Delamarre
Author:

Date: 2024

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Delamarre, E. (2024). Développement d'un simulateur de remplacement de la
Citation: valve cardiaque tricuspide par cathéter [Master's thesis, Polytechnique Montréal].
PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/58214/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/58214/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Frédéric Lesage
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Développement d'un simulateur de remplacement de la valve cardiaque
tricuspide par cathéter**

ENZO DELAMARRE

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Avril 2024

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

Développement d'un simulateur de remplacement de la valve cardiaque tricuspide par cathéter

présenté par **Enzo DELAMARRE**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Jean PROVOST, président

Frédéric LESAGE, membre et directeur de recherche

Louis-Philippe DAVID, membre

REMERCIEMENTS

Je voudrais prendre le temps de remercier mon directeur Frédéric, pour sa confiance et ses conseils qui m’ont énormément aidé durant les deux dernières années. À chaque fois que j’étais préoccupé par mon projet, discuter avec toi me permettait de retrouver ma sérénité. Merci à Walid, pour la confiance que tu places en moi, pour tes superbes idées de projet, pour les moyens que tu déploies, et pour le temps que tu as pris avec moi pour développer et tester le simulateur. Je vous vois comme des mentors. J’ai pu travailler sur un projet qui m’intéressait à 200% et je vous en suis reconnaissant. Merci aussi à Denis, tu m’as rendu de nombreux services. Merci également à Thomas pour avoir soutenu mon travail depuis l’Europe. Le simulateur n’aurait jamais vu le jour sans vous quatre.

Je voudrais également remercier Jean Provost et Louis-Philippe David qui ont accepté de prendre le temps d’évaluer ce mémoire. Merci également à Lionel Leroux, Julien Ternacle, Mohammed Nejari et Julien Dreyfus pour avoir pris le temps de tester le simulateur.

Merci à mes collègues de laboratoire. Valérie, sans qui mes présentations ne seraient pas ce qu’elles sont et qui a sauvé l’écriture de ce mémoire plusieurs fois. Marleen, qui m’a supporté au quotidien et m’a beaucoup aidé dans plein de domaines. Patrick et Frans pour les discussions intéressantes et les fou-rires. La bonne ambiance du laboratoire fut une grande bouffée d’air frais par moments. Merci à Sam, Joël, Maxime, Christophe, Ismaël.

Un gros merci à Florence, pour le soutien sans faille, l’amour et les conseils, sans lesquels je ne serais pas la personne que je suis aujourd’hui. Merci à mes parents et ma sœur qui m’ont aidé et soutenu tout au long du projet.

RÉSUMÉ

Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde. Une partie des maladies cardiovasculaires affecte les valves du cœur, qui sont des structures dynamiques assurant une circulation optimale du sang à travers les oreillettes, les ventricules et les vaisseaux sanguins connectés au cœur. Peu importe la valve affectée, ces maladies peuvent induire une insuffisance cardiaque et à terme la mort. Environ 2.5% de la population canadienne est atteinte d'une pathologie valvulaire, tandis que cette prévalence grimpe à 13% chez les individus de 75 ans et plus. Les sténoses aortiques et les régurgitations mitrales sont les plus fréquentes, mais la régurgitation de la valve tricuspide n'est cependant pas à sous-estimer, car elle touche dans sa forme modérée à sévère plus de 1.6 million de personnes aux États-Unis, et seulement 0.6 % d'entre elles sont traités. En effet, il n'existe pas de différence en termes de survie entre le traitement médical et le traitement chirurgical, très invasif. En raison du succès récent des interventions percutanées par cathéter pour le remplacement de valve aortique, ce besoin non satisfait est en potentielle voie d'être résolu. Ce type d'intervention, beaucoup moins invasif, est cependant complexe pour la valve tricuspide en raison de ses particularités anatomiques. Encore en essai clinique, la bioprothèse percutanée Lux-Valve de Jensec est prometteuse. L'entraînement des cardiologues à ce type d'intervention est actuellement non optimal, car effectué sur des animaux, des cadavres ou des patients. Les simulateurs endovasculaires de réalité virtuelle se sont alors révélés comme une solution permettant aux cardiologues de s'entraîner sans risque pour le patient. L'avènement des cartes graphiques puissantes permet de tendre vers un niveau de réalisme accru. Il n'existe néanmoins pas de simulateur permettant de remplacer une valve tricuspide par cathéter en simulant numériquement et physiquement les instruments associés. En prenant comme support l'intervention avec la LuX-Valve, les objectifs de ce projet sont donc de 1) Simuler numériquement les modalités d'imagerie utilisées pour guider l'intervention, 2) Simuler numériquement les instruments et la valve et 3) Simuler physiquement les instruments.

Le simulateur est développé sur Unity, plateforme professionnelle de développement de jeux vidéo. Concernant le premier objectif, une approche générative combinée avec du traitement d'images est utilisée afin de simuler la fluoroscopie et l'échocardiographie transoesophagienne (ETO). Les maillages 3D utilisés proviennent de segmentations de scans de tomodensitométrie de patients issus de l'essai clinique de la LuX-Valve. Pour le second objectif, les instruments et la valve sont conçus et discrétisés dans Blender, et fonctionnalisés dans Unity via un modèle de type masse-ressort. Les

positions, déformations et collisions sont gérées par le moteur physique PhysX de NVIDIA. Pour le troisième objectif, les instruments sont reproduits par impression 3D et comportent des capteurs afin de retranscrire les actions effectuées aux instruments virtuels. Un système de suivi tubulaire implémenté dans un torse humain en plastique est composé de capteurs optiques.

Testé par un cardiologue interventionnel, le simulateur permet de visualiser le déploiement de la valve adéquatement sur la vue de fluoroscopie simulée. Les comportements des instruments virtuels sont réalistes. La simulation numérique et physique de l'ETO n'est pas assez réaliste. La manipulation des instruments reproduits ne permet pas une expérience complète de simulation. Le potentiel pédagogique et de formation du simulateur est mis en avant. La performance du simulateur est adéquate, la fréquence d'images demeurant en moyenne au-dessus de 30 images par seconde.

Il a donc été possible de partiellement atteindre les objectifs fixés. Une étude de validation auprès de plusieurs cardiologues, combinée avec des améliorations de la simulation de l'ETO et du réalisme des instruments reproduits, permettrait de confirmer le potentiel pédagogique du simulateur. C'est le premier simulateur qui utilise l'anatomie propre du patient dans le cadre d'une intervention percutanée de la valve tricuspide. Étant donné le faible nombre de cardiologues experts de cette intervention dans le monde, un tel simulateur serait pertinent pour transférer les compétences de manière efficace et donc traiter de manière encore plus sécuritaire les patients avec ce type d'intervention novateur.

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are the leading cause of mortality worldwide. Some of these diseases affect the heart valves, dynamic structures ensuring optimal blood circulation through the atria, ventricles, and vessels connected to the heart. Regardless of the affected valve, these diseases can lead to heart failure and even death in the long term. Approximately 2.5% of the Canadian population is affected by valvular pathology, with this prevalence rising to 13% in individuals aged 75 and older. Aortic stenosis and mitral regurgitation are the most common, but tricuspid valve regurgitation (TR) is significant, affecting over 1.6 million people in the United States, with only 0.6% receiving treatment. Conventional surgical approach has not shown any survival benefice over the medical treatment. Due to the recent success of percutaneous catheter interventions for aortic valve replacement, this unmet need may be addressed. However, such interventions are complex for the tricuspid valve due to its anatomical peculiarities. The Lux-Valve percutaneous bioprosthesis by Jensec shows encouraging preliminary results in terms of TR elimination. The training methods for cardiologists, typically conducted on animals, cadavers, or patients, are not optimal. Virtual reality endovascular simulators offer a risk-free training solution, with increasingly realistic graphics enabled by powerful GPUs. Yet, there's currently no simulator for transcatheter tricuspid valve replacement that digitally and physically simulates associated instruments. Thus, this project aims to 1) Simulate imaging modalities used to guide the procedure, 2) Numerically simulate the instruments and the valve, 3) Physically simulate the instruments.

The project is developed on the video game Unity platform. For the first objective, imaging modalities simulation combines generative approaches with image processing for fluoroscopy and transesophageal echocardiography (TEE). 3D meshes generated from patient CT scans are used. For the second objective, instruments and valves are designed in Blender and functionally implemented in Unity using a mass-spring model. Positions, deformations and collisions are managed by NVIDIA's PhysX physics engine. For the third objective, physical instruments, 3D printed with sensors, replicate actions for virtual instruments, with a tubular tracking system in a plastic torso composed of optical sensors.

Tested by an interventional cardiologist, the simulator let the user adequately visualize valve deployment on simulated fluoroscopy. Virtual instrument behaviors are realistic, but TEE simulation and instrument manipulation require improvement for a comprehensive experience. The

simulator's educational and training potential is emphasized. The performance is adequate by maintaining a frame rate above 30 frames per second. Partial objectives have been achieved, but further validation studies involving multiple cardiologists and improvements to TEE simulation and instrument realism would confirm the simulator's educational potential. Given the scarcity of experts in this intervention, such a simulator would efficiently transfer skills, ensuring safer treatment for patients undergoing innovative interventions.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	VI
LISTE DES TABLEAUX.....	XI
LISTE DES FIGURES.....	XII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
LISTE DES ANNEXES.....	XVII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
1.1 Contexte	1
1.2 Problématique.....	9
1.3 Objectifs	10
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	13
2.1 La procédure LuX-Valve	13
2.2 La simulation en cardiologie interventionnelle	16
2.2.1 Impact des simulateurs endovasculaires	16
2.2.2 Les simulateurs de réalité virtuelle	18
2.2.3 Les simulateurs physiques endovasculaires	21
2.3 Simulation numérique des modalités d'imagerie	22
2.3.1 La fluoroscopie.....	22
2.3.2 L'échocardiographie transoesophagienne	24
2.4 Simulation des instruments	27
2.4.1 Simulation numérique	27
2.4.2 Suivi des instruments	27

CHAPITRE 3	MÉTHODOLOGIE	29
3.1	Détails d'implémentation	29
3.2	Simulation des modalités d'imagerie	30
3.2.1	Modèle 3D anatomique	30
3.2.2	Simulation de la fluoroscopie.....	33
3.2.3	Simulation de l'échocardiographie transoesophagienne	35
3.3	Simulation des instruments	39
3.3.1	Suivi des instruments	40
3.3.2	Simulation physique des instruments	43
3.3.3	Simulation numérique du fil de guide	48
3.3.4	Simulation numérique du cathéter LuX	51
3.3.5	Simulation numérique de la valve	54
3.3.6	Simulation numérique de la sonde ETO	56
3.4	Interface et fonctionnalités	58
CHAPITRE 4	RÉSULTATS	61
4.1	Comparaison qualitative	61
4.1.1	Fluoroscopie	61
4.1.2	Échocardiographie transoesophagienne	63
4.2	Rétroaction des cardiologues	66
4.3	Performance du simulateur.....	69
CHAPITRE 5	DISCUSSION	71
5.1	Sous-objectif 1 : Simuler les modalités d'imagerie	71
5.2	Sous-objectif 2 : Simuler numériquement les instruments.....	72
5.3	Sous-objectif 3 : Simuler physiquement les instruments	73

5.4	Discussion générale.....	73
CHAPITRE 6	CONCLUSION	76
RÉFÉRENCES.....		78
ANNEXES		85

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 Les valves artificielles de remplacement par implantation percutanée approuvées par la FDA actuellement	7
Tableau 4.1 Résultats du questionnaire	67
Tableau 4.2 Commentaires libres des cardiologues	68

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1 Schéma du cœur humain, par Eric Pierce, 2006, Wikimedia Commons ([https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_\(cropped\)-fr.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_(cropped)-fr.svg)) .CC-BY-SA 1
- Figure 1.2 Coupe transversale du cœur montrant les valves pendant la systole ventriculaire. Dessin inspiré de « Tricuspid Valve Anatomy, Nyal E Borges, 2016, *Medscape* (<https://emedicine.medscape.com/article/1923232-overview?form=fpf>) © 2024 par E. Delamarre. 2
- Figure 1.3 Les 3 catégories de risques pour la régurgitation de la valve tricuspide. De “Natural History of Functional Tricuspid Regurgitation Quantified by Cardiovascular Magnetic Resonance” par Zhan et al, 2020, *Journal of the American College of Cardiology*, 76, p1291-1301 (<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.07.036>). © 2020 par Yang Zhan. Reproduit avec permission. 4
- Figure 1.4 Dispositifs pour le traitement percutané de la régurgitation tricuspide, classés par localisation anatomique. De « Tricuspid Regurgitation: Disease State and Advances in Percutaneous Therapy » par Q. M. Zhu et N. Berry, 2023, *European Cardiology Review*, 18, p. 55 (<https://doi.org/10.4244/EIJ-D-21-00695>). CC-BY 8
- Figure 2.1 Procédure d’implantation de la valve LuX de Jensecare (a) Photographie de l’insertion du dispositif dans un modèle animal de chèvre (b) Vue en face de la valve (c) vue de profil de la valve (d) Insertion et flexion du cathéter dans le ventricule droit (e) Ancrage de la languette au septum (f) Valve placée (g) Cathéter (h) Languette d’ancrage au septum (i) Clips de capture du feuillet antérieur (j) Jupe adaptative. De « Transjugular Transcatheter Tricuspid Valve Implantation of LuX-Valve Bioprosthesis in a Preclinical Model » par Ning et al, 2022, *Journal of Cardiovascular Translational Research*, 76(16), p. 36-41 (<https://doi.org/10.1007/s12265-022-10325-x>). © 2022 par Ning et al. Reproduit avec permission 13
- Figure 2.2 (A) Schéma de la configuration de fluoroscopie. © 2024 par E. Delamarre. (B) Exemple d’image de fluoroscopie (CHU Bordeaux, 2022) 23

Figure 2.3 (A) Exemple de sonde ETO Philips S7-3T Pediatric TEE Transducer (Philips , s. d.) (B) Représentation 3D de l'insertion de la sonde dans l'œsophage avec les plans de coupes. © 2024 par E. Delamarre.	24
Figure 2.4 (A) Vue biplan œsophagien moyenne à 0 degrés (B) Vue biplan œsophagien moyenne entrée sortie ventricule droit entre 50 et 70 degrés (C) Vue biplan transgastrique court axe entre 20 et 40 degrés (D) Reconstruction multi-planaire (E) Écho 3D. (CHU Bordeaux, 2022)	25
Figure 2.5 (A) Schéma du système ICTS de Mentice (Ohlsson, 2009) (B) Schéma du système VIST de Xitact (Vecerina et al., 2005)	28
Figure 3.1 Captures d'écran d'un maillage sur le logiciel Blender (A) Vue du maillage de cœur d'un patient avec les points d'armatures en surbrillance jaune (B) Vue de la distribution du poids d'influence du point d'armature du ventricule droit sur le maillage	30
Figure 3.2 Modulation de l'échelle du point d'armature au cours de l'animation pour (A) les oreillettes (B) les ventricules	31
Figure 3.3 Modèle de patient virtuel (A) Modèle du patient utilisé sur Unity (B) Phase de systole (C) Phase de diastole	32
Figure 3.4 Capture d'écran de la scène Unity montrant les collisionneurs du système cardiovasculaire en vert et le squelette.....	33
Figure 3.5 Capture d'écran de la scène Unity présentant la configuration de simulation de la fluoroscopie	34
Figure 3.6 Captures d'écran de la texture générée par la caméra de fluoroscopie (A) avant application du nuanceur (B) Après application du nuanceur	35
Figure 3.7 Vue d'ensemble de la simulation de l'ETO(A) Vue de la coupe transversale du patient effectuée pour le plan dans la scène Unity (B) Texture avant application des nuanceurs (C) Texture après application des nuanceurs.....	36
Figure 3.8 Processus de simulation de l'échocardiographie	37
Figure 3.9 Textures utilisés pour la simulation de l'ETO (A) Texture finale d'ETO (B) Masque utilisé pour l'ETO.....	38

Figure 3.10 Capture d'écran de l'interface utilisateur présentant le mode MPR.....	39
Figure 3.11 Schéma du simulateur avec ses composants.....	40
Figure 3.12 Fonctionnement du torse instrumenté. (A) Photographie de l'unité de suivi. (B) Schéma de l'unité de suivi. (C) Photographie du torse instrumenté.....	41
Figure 3.13 Diagramme de flux de données pour le suivi des instruments	42
Figure 3.14 Capture d'écran du logiciel Fusion 360 montrant l'assemblage du cathéter reproduit	44
Figure 3.15 Schéma des composants du cathéter LuX reproduit.....	45
Figure 3.16 Diagramme de flux de données pour le cathéter LuX reproduit.....	45
Figure 3.17 Capture d'écran du logiciel Fusion 360 montrant l'assemblage de la sonde ETO....	46
Figure 3.18 Schéma de la sonde ETO montrant ses composants.....	47
Figure 3.19 Photographies des instruments reproduits (A) Le cathéter LuX-Valve.....	48
Figure 3.20 Processus de simulation numérique des instruments (A) Schéma du système masse-ressort utilisé, M_i représente la masse de l'objet i , K la constante de raideur de l'objet i (B) Capture d'écran de l'armature sur Blender (C) Capture d'écran de l'armature avec les collisionneurs (en vert) sur Unity	49
Figure 3.21 (A) et (B) Exemple du fil de guide inséré dans le cœur jusqu'à l'artère pulmonaire	51
Figure 3.22 (A) Vue du cathéter sur Blender avec l'armature de la gaine interne en surbrillance jaune (B) Vue du cathéter sur Unity (C) Armature distale du cathéter avec collisionneurs.	52
Figure 3.23 Diagramme UML du fonctionnement du cathéter LuX virtuel	52
Figure 3.24 (A) Flexion du cathéter (B) Gaine retirée progressivement (C) Flexion de la gaine septale.....	54
Figure 3.25 Valve LuX virtuelle (A) Modèle 3D de la valve LuX déployée (B) Armature de la jupe avec collisionneurs en vert	55
Figure 3.26 (A) Valve non déployée (B) Valve en cours de déploiement (C) Valve déployée....	56

Figure 3.27 (A) Flexion antérieure (B) Flexion postérieure (C) Flexion latérale droite (D) Flexion latérale gauche.....	57
Figure 3.28 Architecture du système.....	58
Figure 3.29 Capture d'écran de l'interface du simulateur.....	59
Figure 4.1 Comparaison entre les vues de fluoroscopie réelles et simulées (A) et (B) Approche dans l'oreillette droite avec fil de guide (C) et (D) Flexion du cathéter dans le ventricule droit ..	61
Figure 4.2 Comparaison entre les vues de fluoroscopie réelles et simulées. (A) et (B) Déploiement ventriculaire avec sortie partielle des clips. (C) et (D) Déploiement auriculaire. (E) et (F) Flexion de la gaine septale contre la languette et le septum interventriculaire	62
Figure 4.3 Capture d'écran de l'interface du simulateur pour la fluoroscopie avec la fonction Fusion CT activée à la fin de l'intervention.....	63
Figure 4.4 Comparaison entre les vues d'ETO réelles et simulées. (A) et (B) Vue biplan lors de l'insertion du cathéter dans le ventricule droit, les flèches indiquent le cathéter. (C) et (D) Déploiement des clips de capture, entouré en rouge. (E) et (F) Déploiement auriculaire, les flèches indiquent la valve	64
Figure 4.5 Comparaison du MPR lors de l'insertion du cathéter dans le ventricule droit (A) Réel (B) Simulation	65
Figure 4.6 Photographie des cardiologues effectuant la session de simulation sur le simulateur.	66
Figure 4.7 Capture d'écran de la fenêtre du <i>Profiler</i> Unity lors d'une session de simulation.....	69

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

BLE	Bluetooth Low Energy®
CPU	Central Processing Unit
ETO	Échocardiographie transoesophagienne
FDA	Food and Drug Administration
GPU	Graphics Processing Unit
TAVI	Transcatheter Aortic Valve Implantation
TEE	Transoesophageal Echocardiography
TEER	Transcatheter Edge to Edge Repair

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A Schéma électrique de suivi des instruments.....	85
ANNEXE B Comparaisons avec fluoroscopie réelle.....	86
ANNEXE C Vues ETO simulées supplémentaires.....	88
ANNEXE D Questionnaire de rétroaction.....	90

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Contexte

Les maladies cardiovasculaires sont actuellement la première cause de mortalité dans le monde avec environ 17.9 millions de morts chaque année (WHO, 2017). Une partie de ces maladies, les valvulopathies, affectent les valves du cœur. Il y en a quatre : la valve aortique entre le ventricule gauche et l'aorte, la valve pulmonaire entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire, la valve mitrale entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche, et enfin la valve tricuspide entre l'oreillette droite et le ventricule droit (Figure 1.1).

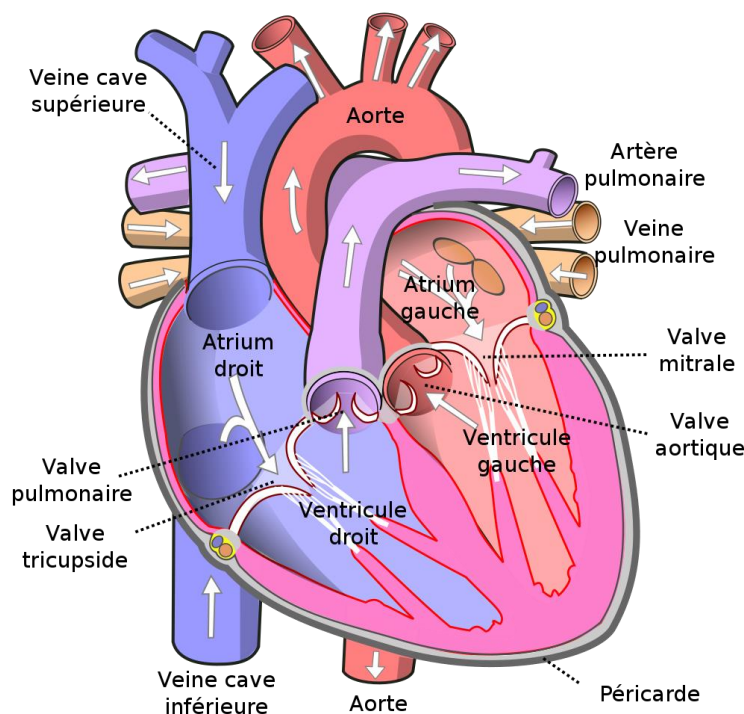


Figure 1.1 Schéma du cœur humain, par Eric Pierce, 2006, Wikimedia Commons ([https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_\(cropped\)-fr.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_(cropped)-fr.svg)) .CC-BY-SA

Ces valves sont composées de feuillets et s'ouvrent et se ferment à chaque battement cardiaque, ce qui permet au sang de circuler dans le bon sens dans le cœur. Le sang désoxygéné arrive des veines caves dans l'oreillette droite, passe par la valve tricuspide et arrive dans le ventricule droit lors de la diastole. En même temps, le sang oxygéné provenant des poumons arrive dans l'oreillette gauche depuis les veines pulmonaires, passe par la valve mitrale et arrive dans le ventricule gauche.

Pendant ce temps, la valve aortique et la valve pulmonaire sont fermées. La valve mitrale et la valve tricuspide sont reliées aux ventricules grâce à des cordages tendineux. Les muscles papillaires, conjointement aux cordages, maintiennent les feuillets des valves en place. Lors de la systole ventriculaire du cœur, les gradients de pression forcent la fermeture des feuillets de la valve mitrale et de la valve tricuspide, et l'ouverture de la valve pulmonaire et de la valve aortique. Le sang désoxygéné traverse la valve pulmonaire et se rend aux poumons pour y être oxygéné, alors que le sang oxygéné passe par la valve aortique et se rend dans l'aorte. La valve aortique et la valve pulmonaire sont composées de trois feuillets. La valve mitrale est composée de deux feuillets : antérieur et postérieur, et la valve tricuspide de trois feuillets : antérieur, septal et postérieur. Ces deux valves ont un diamètre plus élevé que les valves aortique et pulmonaire (Figure 1.2).

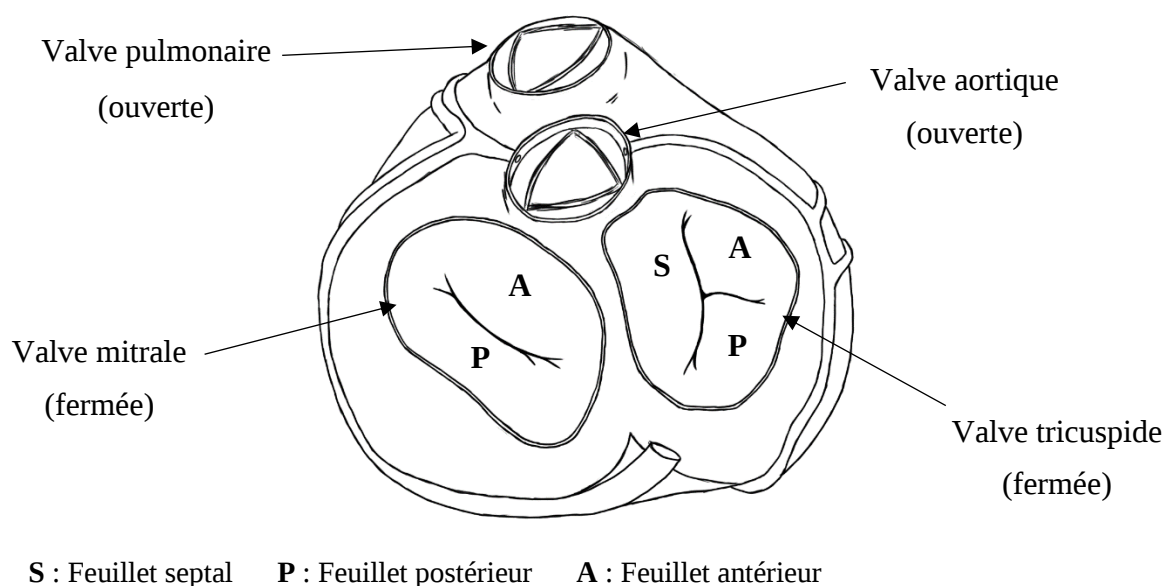


Figure 1.2 Coupe transversale du cœur montrant les valves pendant la systole ventriculaire.
 Dessin inspiré de « Tricuspid Valve Anatomy, Nyal E Borges, 2016, *Medscape*
 (<https://emedicine.medscape.com/article/1923232-overview?form=fpf>) © 2024 par M. Bakker.

Les valves peuvent perdre leur étanchéité en ne se fermant pas correctement et des fuites peuvent survenir, ce qui est appelé une régurgitation. On parle de régurgitation primaire pour les régurgitations rhumatismales et dégénératives ou lorsqu'elle est causée par des malformations congénitales, et secondaire lorsqu'elle est fonctionnelle et secondaire à la dilatation de l'anneau tricuspdien. Les sténoses de valve peuvent également survenir et amener les valves à ne pas s'ouvrir correctement, bloquant ainsi partiellement le flux sanguin entre l'oreillette et le ventricule,

ou entre le ventricule et le vaisseau sanguin. Ces pathologies affectent la valve aortique, mitrale et tricuspide à différents niveaux.

Lorsque la valve aortique est atteinte d'une sténose, ses feuillets deviennent plus rigides ce qui diminue le diamètre de l'orifice valvulaire en augmentant le gradient de pression à travers la valve. Moins de sang passe à travers la valve à chaque systole et on observe une hypertrophie du ventricule gauche qui se développe avec le temps, et qui peut mener à une dilatation du ventricule, à des ischémies ou encore des arythmies. Lorsqu'elle est atteinte d'une régurgitation, la valve ne se ferme pas correctement durant la diastole, une partie du volume sanguin éjecté est rétrogradé depuis l'aorte dans le ventricule gauche. Ceci cause une augmentation du volume de sang dans le ventricule gauche après la diastole et induit des contraintes sur les parois du ventricule. Ces deux pathologies peuvent être causées par l'âge, une calcification des feuillets, une maladie congénitale qui rend la valve bicuspide ou encore une cardiopathie rhumatismale. L'incidence de la sténose aortique est estimée à 9.8% pour les plus de 80 ans, celle de la régurgitation aortique est estimée à 5% et augmente avec l'âge. Ce pourcentage est probablement sous-évalué puisque 75% des patients atteints de sténose aortique présentent également une régurgitation aortique non diagnostiquée (Wenn & Zeltser, 2024).

La sténose de la valve mitrale rigidifie ses feuillets, diminue le diamètre de l'orifice valvulaire et augmente la pression engendrée sur l'oreillette gauche, qui peut atteindre 25 mmHg pour une sténose sévère. Le volume sanguin ventriculaire est donc diminué, ce qui cause une diminution du débit cardiaque et amène à une insuffisance cardiaque. L'oreillette gauche augmente également en taille, ce qui augmente les chances de souffrir de fibrillation auriculaire. Cette valvulopathie est généralement causée par une cardiopathie rhumatismale et touche 1 personne sur 100000 aux États-Unis (Shah & Sharma, 2024). Lorsque cette valve est atteinte de régurgitation, une partie du volume sanguin oxygéné éjecté lors de la systole ventriculaire est régurgité dans l'oreillette gauche. Cette augmentation du volume auriculaire cause une surcharge volumique sur le ventricule gauche lors de la diastole, ce qui dilate le ventricule gauche avec le temps et augmente le diamètre de l'anneau de la valve mitrale et diminue la coaptation des feuillets, détériorant la régurgitation encore plus. La cause la plus commune de régurgitation mitrale primaire est le prolapsus d'un feuillet. Cette valvulopathie touche environ 10% de la population mondiale (Douedi & Douedi, 2024).

La sténose de la valve tricuspide est très rare, ne concernant que 2.4 % des valvulopathies tricuspides (Golamari et al., 2024), en revanche la régurgitation est bien plus commune. Les causes de sa perte d'étanchéité dans le cadre d'une régurgitation secondaire sont les suivantes : une hypertension pulmonaire causant la dilatation du ventricule droit et l'augmentation de la résistance au flux sanguin du ventricule droit vers les poumons. Elle peut être également souvent causée par une maladie affectant le ventricule gauche, comme une insuffisance mitrale ou une sténose aortique. Dans le cadre d'une régurgitation primaire, elle peut être causée secondaire à une maladie dégénérative ou une maladie de Barlow. La dilatation du ventricule s'accompagne aussi d'une augmentation du diamètre de l'anneau tricuspïdien, ce qui réduit la coaptation des feuillets. À chaque systole ventriculaire, une partie du sang dépourvu d'oxygène est régurgitée dans l'oreillette droite, ce qui amène le cœur à fonctionner moins efficacement. Ce phénomène est représenté à la figure 1.3.

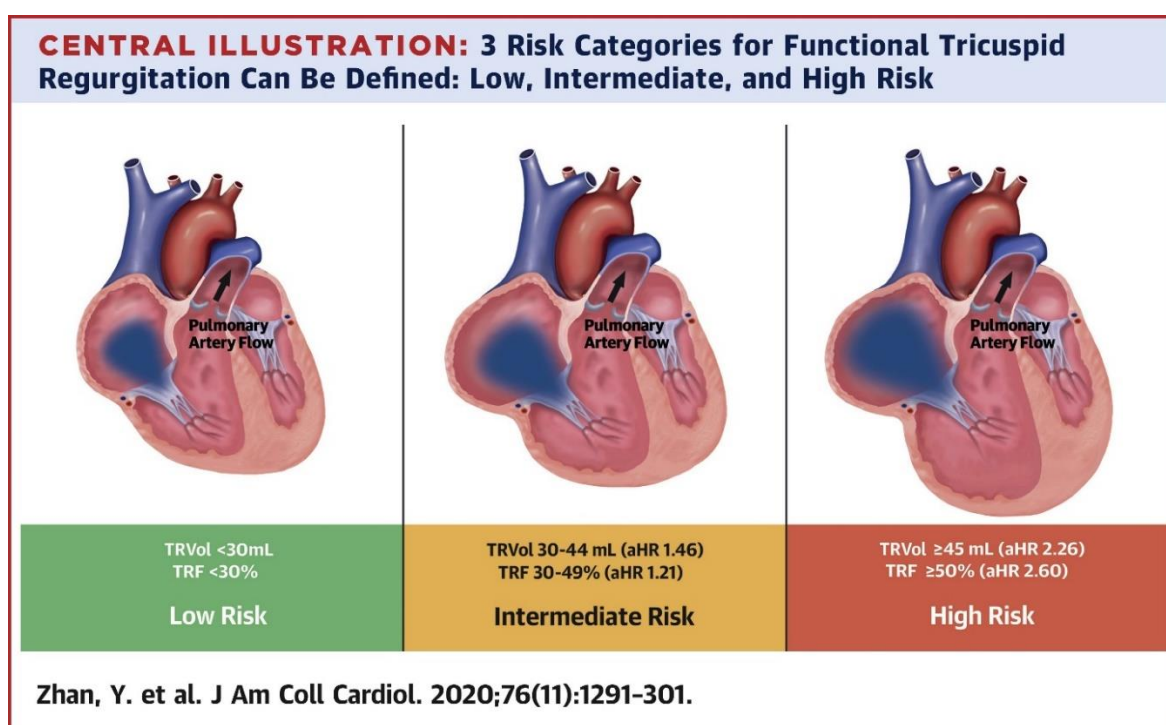


Figure 1.3 Les 3 catégories de risques pour la régurgitation de la valve tricuspide. De “Natural History of Functional Tricuspid Regurgitation Quantified by Cardiovascular Magnetic Resonance” par Zhan et al, 2020, *Journal of the American College of Cardiology*, 76, p1291-1301 (<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.07.036>). © 2020 par Yang Zhan. Reproduit avec permission.

Cette régurgitation peut être classée selon 3 niveaux de risque, selon Zhan et al (2020). Lorsque le volume régurgité est inférieur à 30 mL, le risque est considéré bas. Entre 30 et 44 mL le risque est

intermédiaire et au-dessus de 50 mL ou 50% du volume ventriculaire, la régurgitation est considérée sévère. En plus de symptômes gênants au quotidien et des hospitalisations fréquentes, la régurgitation tricuspide peut amener une insuffisance cardiaque, et à terme la mort. C'est d'ailleurs 1.6 million de personnes qui sont atteintes de régurgitation modérée à sévère de la valve tricuspide aux États-Unis. On estime que 36% de ces personnes mourront dans l'année suivant le diagnostic (Demir et al., 2018). Seulement 0.6 % de ces personnes sont traitées, en raison du risque qu'elles représentent et du diagnostic souvent tardif. (Lin et al., 2019)

De toutes les valvulopathies, la sténose aortique et la régurgitation mitrale sont les plus communes. Aux États-Unis, le pourcentage de morts dus aux maladies touchant la valve aortique est de 61%, 15% pour la valve mitrale et 24% pour la valve pulmonaire et tricuspide (Aluru et al., 2022). Il est estimé que 2.5% de la population au Canada présente une pathologie valvulaire et que 13% des personnes de plus de 75 ans en ont une. Entre 2007 et 2017, il y a eu une augmentation de 68% du nombre d'hospitalisations pour des maladies cardiaques valvulaires au Canada. Il est maintenant avéré que les valvulopathies devraient être considérées comme une des prochaines épidémies qui affecteront des millions de personnes dans le monde. Il est donc prioritaire de préparer les infrastructures et les traitements adéquatement (*Institute of Health Economics*, 2022).

Il existe plusieurs traitements pour ces valvulopathies. Si le traitement médical n'est pas efficace, un traitement chirurgical est alors envisagé. Le traitement standard consiste en une chirurgie à cœur ouvert pour réparer les feuillets des valves ou les remplacer par une bioprothèse mécanique ou biologique. Les valves mécaniques sont plus durables que les valves biologiques, mais nécessitent une prise d'anticoagulants toute la vie. Lors de ces chirurgies, le patient est placé sous anesthésie générale, le sternum est divisé en deux pour avoir accès au cœur, le cœur est arrêté et le patient est mis sur circulation extracorporelle. Dans certains cas, l'approche peut être moins invasive en effectuant une petite incision entre deux côtes et avec l'aide d'un endoscope, mais le cœur est également arrêté. Ces opérations sont très invasives pour le patient et induisent un long temps de récupération.

Les chirurgies de la valve aortique ont pour but de réparer les feuillets défailants par annuloplastie et de remodeler la racine aortique par annuloplastie également. Il existe plusieurs types d'annuloplastie, procédure permettant de reconstruire et renforcer l'anneau valvulaire en utilisant des sutures ou des anneaux synthétiques. Pour intervenir sur la valve mitrale, une annuloplastie

peut être pratiquée afin d'améliorer la coaptation des feuillets, ou le chirurgien peut tailler les feuillets afin d'éliminer un prolapsus par exemple. Des réparations dans le cadre de la technique d'Alfieri sont aussi effectuées lorsque les feuillets sont suturés précisément où se trouve le jet de régurgitation.

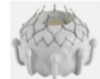
Les réparations de valve tricuspide ont pour objectif de réduire la taille de l'anneau de la valve, augmenter la coaptation valvulaire et réduire la charge sur le ventricule droit. L'annuloplastie par sutures consiste à placer des sutures afin de convertir la valve en une valve bicuspide en excluant le feuillet postérieur. Le problème de cette technique est que les sutures peuvent percer le myocarde voisin. L'annuloplastie par anneau utilise un anneau rigide ou semi-rigide afin de renforcer et fixer l'anneau tricuspide pour restaurer la géométrie naturelle de la valve. Il existe également d'autres techniques de réparation, notamment pour les régurgitations primaires, lorsque la pathologie le rend possible, comme l'élimination d'un prolapsus sur un feuillet.

Certaines pathologies rendent impossible la réparation, il faut donc envisager le remplacement total de la valve (Mahboobi & Ahmed, 2024). Ce remplacement s'effectue par chirurgie à cœur ouvert, où une valve biologique composée de tissus humains ou animaux ou mécanique composée de titane ou de carbone est placée à l'endroit de la valve originale. L'impact de traitements médicamenteux a été investigué également pour traiter les symptômes des régurgitations tricuspides. Il n'existe pas de différence en termes de pourcentage de survie entre le traitement par chirurgie et le traitement par médicaments (Axtell et al., 2019). En somme, il faut remarquer que les valvulopathies surviennent généralement avec l'âge, ce qui rend plus risquée l'opération à cœur ouvert. Il y a donc des patients chez qui l'intervention chirurgicale classique, de réparation ou de remplacement, est trop dangereuse pour être considérée.

Au cours de la dernière décennie, les interventions percutanées par cathéter se sont énormément démocratisées pour les valvulopathies, afin de répondre à ce besoin clinique non satisfait. Ces interventions consistent en l'insertion percutanée d'un cathéter par voie artérielle ou veineuse en utilisant une combinaison de longs fils et tube flexibles : les fils de guide et les cathéters. L'intervention peut consister en une réparation de la valve avec des dispositifs déployables. Elle peut aussi consister en un remplacement de valve, aussi appelé remplacement orthotopique, qui consiste à insérer un cathéter contenant dans sa gaine une valve artificielle recroquevillée qui vient ensuite se déployer à la place de la valve malade. Ces interventions sont le plus souvent guidées

par fluoroscopie et échocardiographie transoesophagienne (ETO). Il existe beaucoup de valves artificielles différentes qui ont été développées. Certaines sont approuvées ou encore en essai clinique. Aux États-Unis, seuls quelques dispositifs de remplacement orthotopique sont approuvés par la FDA (Tableau 1.1).

Tableau 1.1 Les valves artificielles de remplacement par implantation percutanée approuvées par la FDA actuellement

Valves	Valve remplacée	Type	Point d'entrée	Diamètre du système d'insertion (Fr)	Repositionnable/ Récupérable
Medtronic EVOLUT ^a 	Aortique	Auto extensible	Trans fémorale (artère)	14 et 16	Oui/Oui
Abbott Portico Navitor ^b 	Aortique	Auto extensible	Trans fémorale (artère)	14	Oui/Oui
Edwards SAPIEN 3 Ultra ^c 	Aortique Mitrale (dans certains cas)	Ballon extensible	Trans fémorale (artère)	14	Non/Non
Edwards EVOQUE ^d 	Tricuspide	Auto extensible	Trans fémorale (veine)	28	Non/Non

^aBajwa & al. (2021). ^bCorcione et al. (2022). ^cDelhomme et al. (2023). ^dWebb et al. (2022)

C'est la valve aortique qui en a bénéficié la première et aujourd'hui le remplacement orthotopique de valve aortique par cathéter (TAVI) est commun et a prouvé son efficacité. Les valves Evolut de Medtronic présentent un maillage asymétrique en nitinol (nickel-titane) qui se déploie automatiquement, avec trois feuillets issus de péricardes de porc. Seulement 7.8% de ces valves présentent des dysfonctions après 5 ans, comparativement à 14.2% pour les valves bioprothétiques implantées par chirurgie (Yakubov & al, 2023). Les valves Navitor de Abbott présentent également ce maillage asymétrique, en plus d'un dispositif d'ancrage. Dans certains cas, il est même possible de venir récupérer la valve si elle présente des dysfonctionnements. Les valves SAPIEN de Edwards sont extensibles par ballon et comportent une jupe de scellage pour réduire les fuites paravalvulaires. Sa hauteur de maillage moins élevée par rapport aux deux autres valves présentées permet un meilleur accès aux coronaires après l'implantation.

Le TAVI s'est avéré être un moyen de traitement efficace pour les patients présentant un risque intermédiaire à haut, et même récemment pour les patients à risque faible. Le succès du TAVI a mené aux développements de dispositifs d'implantations de valves percutanées pour la valve mitrale et la valve tricuspide. Pour la valve tricuspide, plusieurs dispositifs sont en développement et en essais cliniques (Figure 1.4).

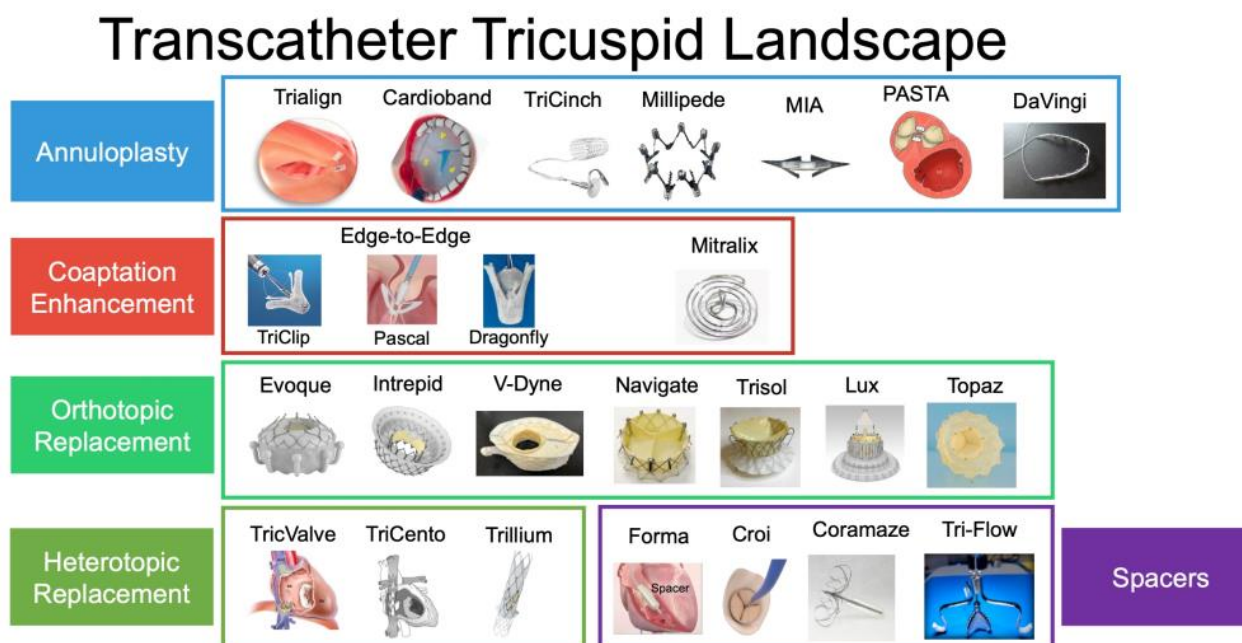


Figure 1.4 Dispositifs pour le traitement percutané de la régurgitation tricuspide. (Ben-Ali, 2022). Reproduit avec permission.

Le Cardioband, dispositif par implantation percutanée de réduction de la taille de l'anneau tricuspide de Edwards, a permis de réduire de manière durable le diamètre septo latéral de l'anneau tricuspide ainsi que le grade de la régurgitation d'au moins une unité chez 78% des patients au bout de deux ans. Les dispositifs TriClip et PASCAL sont dérivés des dispositifs concernant la valve mitrale, qui ont déjà prouvé leur efficacité, comme le MitraClip (Oh et al., 2021). S'inspirant des réparations chirurgicales bord à bord des valves, ils ont permis au bout d'un an de réduire la régurgitation, remodeler le ventricule droit durablement et améliorer les fonctions physiques lors d'une étude sur 86 patients (Zhu & Berry, 2023). Le TriClip est d'ailleurs approuvé par la FDA. La valve EVOQUE de Edwards fut la première valve implantable par voie transfémorale pour la valve tricuspide et vient d'être approuvée en 2024 par la FDA. Dotée d'une forme permettant de se placer au niveau de l'anneau tricuspide sans aucune suture, elle a démontré son efficacité lors

d'une étude multicentrique. En effet, 27 patients avec une régurgitation tricuspide sévère se sont vu implanter cette valve et ont été suivis. Au bout d'un an, des faibles taux de mortalité et d'hospitalisation, ainsi qu'une réduction de la régurgitation tricuspide chez 96% des patients ayant maintenant une régurgitation modérée à quasi inexistante, ont été observés (Webb et al., 2022). Considérée comme prometteuse, la bioprothèse percutanée LuX-Valve (Jenscare Biotechnology, Ningbo, Chine) est en cours d'approbation clinique.

En somme, les résultats sont pour l'instant prometteurs pour les remplacements de valves par cathéter. Les principaux problèmes concernent les fuites paravalvulaires qui peuvent survenir après l'implantation, des valves qui se déchaussent, des implantations de stimulateurs cardiaques supérieures à 10% des cas, mais également l'angle de la veine cave inférieure. Plusieurs études randomisées contrôlées sont actuellement en train de recruter des patients en leur assignant une réparation chirurgicale, un dispositif ou une valve par implantation percutanée ou un traitement médical, afin de mieux appréhender ces nouveaux dispositifs et confirmer leur efficacité clinique comparée aux traitements traditionnels. Les résultats préliminaires montrent une meilleure efficacité des réparations bord à bord percutanées (TEER), avec le TriClip ou le PASCAL (Zhu & Berry, 2023). Il n'y aura pas de dispositif par implantation percutanée idéal, mais plutôt une approche choisissant un dispositif spécifique à chaque patient en fonction de son anatomie.

1.2 Problématique

Ces interventions nécessitent une connaissance anatomique détaillée du système vasculaire, une dextérité manuelle accrue et une coordination œil-main optimale pour faire naviguer les instruments guidés par l'imagerie en 2D. Ce sont des procédures complexes qui nécessitent une préparation et une expertise spécialisées. L'entraînement des apprentis cardiologues interventionnels à ce type d'intervention est actuellement non optimal. En effet, l'entraînement s'effectue principalement sur des cadavres, des animaux ou même de vrais patients. Ceci engendre des coûts et risques élevés (Korzeniowski et al., 2018). De plus, bien que les cadavres humains et les animaux permettent un réalisme anatomique optimal, ils sont limités à une utilisation unique et ne permettent pas de simuler les conditions pathologiques et physiologiques. Par exemple, pour le remplacement orthotopique de la valve tricuspide par la LuX-Valve, l'entraînement s'effectue sur des patients avec le mentorat d'un cardiologue ayant déjà effectué l'intervention à plusieurs reprises, et de l'équipe technique du fabricant. De plus, le remplacement de la valve tricuspide par

une valve artificielle est encore peu pratiqué et peu de cardiologues dans le monde sont aptes à former des apprentis (Demir et al., 2018).

D'une part, c'est une valve particulièrement difficile à appréhender dans le cadre d'un remplacement percutané. En effet, en plus de feuillets moins fibreux que les autres valves, l'anneau tricuspide est plus large que celui de la valve mitrale et devient encore plus large lorsque le ventricule se dilate. Il faut donc des dispositifs avec un diamètre assez large pour contenir la valve artificielle mais aussi pour pouvoir emprunter le chemin d'accès. L'accès transjugulaire offre un bon angle pour accéder à la valve, en courbant relativement légèrement l'extrémité du dispositif, mais la veine doit être suffisamment large. L'accès par la veine transfémorale est le plus sécuritaire, mais contraint à un angle de flexion plus important pour atteindre la valve. En effet, l'angle de la veine cave inférieure avec l'oreillette peut être très obtus ou très ouvert. Des difficultés supplémentaires incluent l'absence de calcifications au niveau de l'anneau qui pose des problèmes au niveau de l'ancrage des valves artificielles. La proximité de l'artère coronaire droite est également source de problèmes. De plus, des fuites résiduelles après le remplacement de la valve sont également observées. C'est aussi une valve reconnue comme difficile à imager par ETO étant donnée sa position antérieure (Demir et al., 2018).

D'autre part, ces interventions minimalement invasives par cathéter deviennent de plus en plus complexes, et s'attaquent à de nouvelles valvulopathies. Toutes ces complications démontrent que le besoin de simulateurs performants et réalistes augmente. De surcroît, les simulateurs d'entraînement au remplacement de valve aortique par voie percutanée commencent à se démocratiser, aussi bien de type réalité virtuelle que physique. Néanmoins, on ne peut pas dire de même pour la valve mitrale et la valve tricuspide. Il y a donc un besoin non satisfait d'une méthode d'entraînement aux interventions percutanées de remplacement orthotopique de valve tricuspide permettant aux cardiologues de se pratiquer sans risques à de multiples reprises sur plusieurs anatomies, et sans nécessairement la supervision d'un cardiologue expérimenté.

1.3 Objectifs

Il a été démontré que les simulateurs endovasculaires améliorent l'entraînement en général, en permettant d'atteindre le plateau de performance plus rapidement (Chaer et al., 2006). Récemment les simulateurs de réalité virtuelle démontrent leur valeur ajoutée dans l'entraînement (Amin et al., 2019). En effet, ils proposent une flexibilité d'entraînement accrue et la possibilité de s'entraîner à

répétition sur des scénarios réalistes sans risques pour le patient. Néanmoins, simuler entièrement un système cardiovasculaire est très complexe et demande des ressources computationnelles conséquentes. L'avènement de cartes graphiques puissantes permet maintenant de développer des simulateurs de plus en plus performants en termes de réalisme. De plus, les plateformes professionnelles de développement de jeux vidéo sont de plus en plus utilisées pour créer des applications à but de formation médicale, notamment à cause de leur flexibilité, de leur facilité d'approche et leur déploiement possible sur une multitude de plateformes (Escobar-Castillejos et al., 2020).

L'objectif de ce projet est donc de développer un simulateur de réalité virtuelle de remplacement de la valve tricuspide par cathéter. Le développement est réalisé en prenant comme support l'intervention avec la valve LuX-Valve de Jensecare présentée préalablement. Les sous-objectifs sont les suivants :

1 – Simuler numériquement en temps réel les modalités d'imagerie les plus utilisées en cardiologie structurale : la fluoroscopie et l'ETO.

Les scans de tomodensitométrie de patients ayant une régurgitation sévère tricuspide seront segmentés afin de générer des maillages de leur cœur. Ces maillages seront ensuite importés sur une plateforme de développement de jeux-vidéos. Les vues d'imagerie seront simulées de manière générative en utilisant des approches de traitement d'images sur des textures issues des maillages. L'hypothèse est donc la suivante : simuler la fluoroscopie et l'ETO sur un moteur de développement de jeux vidéo par approche générative permet de produire des simulations réalistes, flexibles et en temps réel avec une puissance graphique raisonnable.

2 – Simuler numériquement les instruments : fils de guide, cathéters et sonde ETO

Les modèles 3D des instruments et de la valve seront conçus et discrétisés via des armatures afin de simuler leurs déformations. Un modèle de type masse-ressort sera utilisé et le moteur physique de la plateforme de développement de jeux-vidéos sera mis à profit pour déterminer leur position et déformation au fur et à mesure de l'intervention virtuelle. Les collisions avec les parois vasculaires et les autres instruments seront également simulées. La sonde ETO sera également virtuellement simulée. L'hypothèse est la suivante : simuler les instruments de la procédure sur un moteur de développement de jeux vidéo en utilisant un modèle de type masse-ressort permet de produire des simulations physiquement réalistes avec une puissance graphique raisonnable.

3 – Simuler physiquement l'insertion des instruments : fils de guide, cathéters et sonde ETO

Pour s'entraîner efficacement, les cardiologues ne doivent non seulement pas visualiser les conséquences de leurs actions, mais ils doivent également effectuer ces dernières. Les instruments seront donc simulés physiquement, en mettant en place des unités de suivi basé sur des capteurs optiques de souris d'ordinateur afin de suivre l'insertion des instruments et la retranscrire dans le simulateur virtuel. Les manches des cathéters et sondes seront reproduits par impression 3D et instrumentés afin de relier leurs actions au simulateur virtuel. L'hypothèse est donc la suivante : utiliser des versions reproduites et instrumentés des instruments permet de s'entraîner à effectuer l'intervention avec un niveau de réalisme adéquat.

La question de recherche est la suivante : Comment un simulateur de réalité virtuelle améliore-t-il l'expérience d'entraînement des cardiologues interventionnels dans le cas de l'intervention de remplacement de la valve tricuspide par la valve artificielle Lux-Valve ?

CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

La procédure de remplacement orthotopique de la valve tricuspide par la valve LuX-Valve sera expliquée en détail dans un premier temps, ce qui permettra de comprendre les étapes principales et les enjeux associés. Ensuite, l'impact des simulateurs endovasculaires sur l'entraînement des cardiologues sera explicité, ce qui nous amènera à présenter les simulateurs développés durant les vingt dernières années. Les méthodes utilisées pour simuler les vues d'imagerie et les instruments, ainsi que le suivi de ces derniers, seront expliquées et les avantages et inconvénients décrits.

2.1 La procédure LuX-Valve

La LuX-Valve est constituée d'un maillage en nitinol, d'une valve biologique en péricarde bovin, d'une languette d'ancrage au septum interventriculaire, de deux clips de capture du feuillet antérieur en polytétrafluoroéthylène et d'une jupe adaptative permettant de limiter les fuites paravalvulaires résiduelles (Ning et al., 2022). Elle existe en 3 tailles : 40, 50 et 55 millimètres.

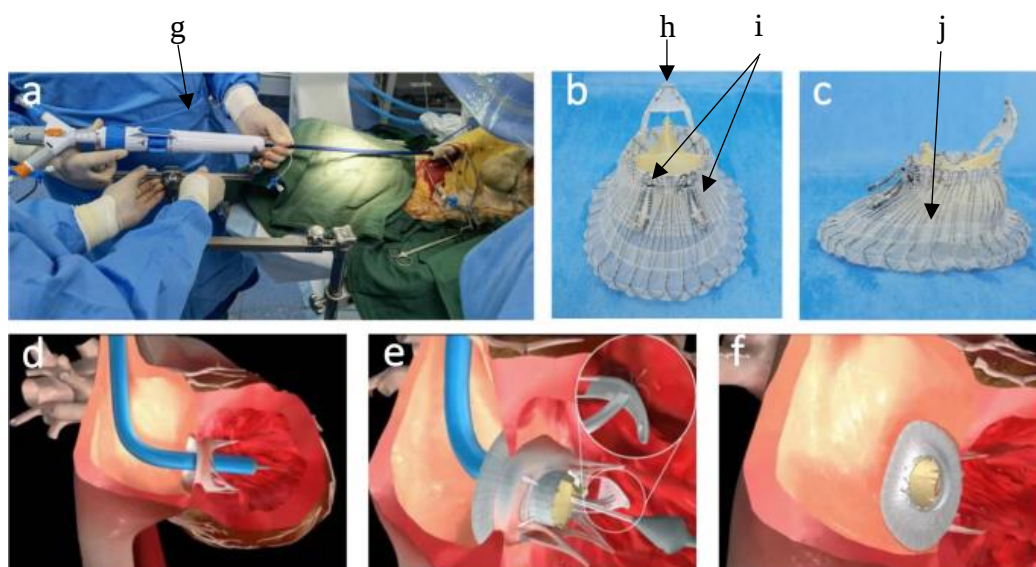
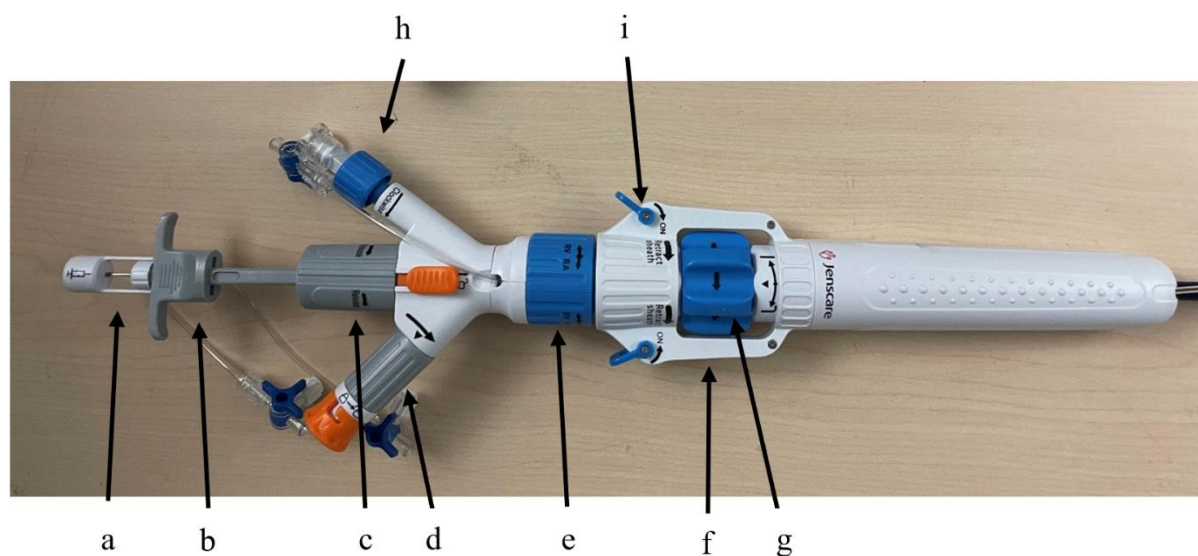


Figure 2.1 Procédure d'implantation de la valve LuX de Jenscure (a) Photographie de l'insertion du dispositif dans un modèle animal de chèvre (b) Vue en face de la valve (c) vue de profil de la valve (d) Insertion et flexion du cathéter dans le ventricule droit (e) Ancrage de la languette au septum (f) Valve placée (g) Cathéter (h) Languette d'ancrage au septum (i) Clips de capture du feuillet antérieur (j) Jupe adaptative. De « Transjugular Transcatheter Tricuspid Valve Implantation of LuX-Valve Bioprosthesis in a Preclinical Model » par Ning et al, 2022, *Journal of Cardiovascular Translational Research*, 76(16), p. 36-41 (<https://doi.org/10.1007/s12265-022-10325-x>). © 2022 par Ning et al. Reproduit avec permission

Cette valve est déployée grâce à un cathéter d'insertion spécifique, de taille 32 Fr (10.7 mm), comprenant plusieurs roulettes de fonction (Figure 2.1). Le détail des fonctions des roulettes est présenté dans le tableau 2.1. La première génération était implantée via un accès transauriculaire, en effectuant une incision entre deux côtes. La seconde génération présentée ici s'implante via un accès par la veine jugulaire interne droite.

Cette intervention s'effectue avec l'aide de deux modalités d'imagerie : la fluoroscopie et l'échocardiographie transoesophagienne. La première étape de cette intervention consiste à effectuer une petite incision dans la veine jugulaire interne droite et y insérer un fil de guide jusqu'à dans le ventricule droit. Un introducteur spécifique est placé. Ensuite le cathéter est inséré et guidé grâce au fil jusqu'à dans l'oreillette droite. L'extrémité du cathéter est courbée grâce à une des roulettes jusqu'à un angle maximum de 115 degrés afin de pénétrer dans le ventricule droit de façon colinéaire à la normale du plan de la valve tricuspide (figure 2.1.d).



Légende :

a : Attacher la languette septale au septum avec une aiguille
 b : Pousser la languette septale contre le septum
 c : Détacher la valve du cathéter
 d : Tendre la gaine interne qui pousse la languette septale
 e : Ajuster la profondeur de la valve entre l'oreillette et le ventricule

f : Retirer la gaine principale
 g : Courber l'extrémité du cathéter
 h : Tourner la gaine tenant la valve sur elle-même
 i : Étendre la gaine principale

Figure 2.2 Photographie du manche du cathéter d'insertion de la valve LuX de Jenscare

Le fil de guide est retiré, et après confirmation de la position adéquate par l'interventionniste et l'échocardiographiste, le déploiement ventriculaire commence en retirant progressivement la gaine principale. L'étape de placement au centre de l'anneau tricuspïdien est l'étape qui prend le plus de temps, la profondeur du dispositif est également primordiale. Le maillage de la valve commence à se déployer et une fois la position des deux clips de capture du feuillet antérieur confirmée, le déploiement auriculaire permet de déployer la jupe adaptative. Les fuites paravalvulaires résiduelles sont adressées et colmatées en modifiant la position axiale de la valve. La rotation de la valve peut être ajustée ici afin de s'assurer que la languette d'ancrage est bien parallèle au septum. Une gaine interne vient ensuite se courber et pousser la languette contre le septum et une aiguille vient la fixer (figure 2.1.e). Finalement, la valve est détachée du cathéter et ce dernier est retiré. Le patient peut quitter l'hôpital le jour suivant.

Lors de l'intervention, l'équipe a devant elle un grand écran sur lequel toutes les informations nécessaires sont affichées, à savoir la fluoroscopie, les vues d'ETO, les signes vitaux du patient (Figure 2.3). Les images de l'intervention proviennent d'une intervention avec la LuX-Valve effectuée au CHU de Bordeaux en 2022, par Dr Modine et son équipe.

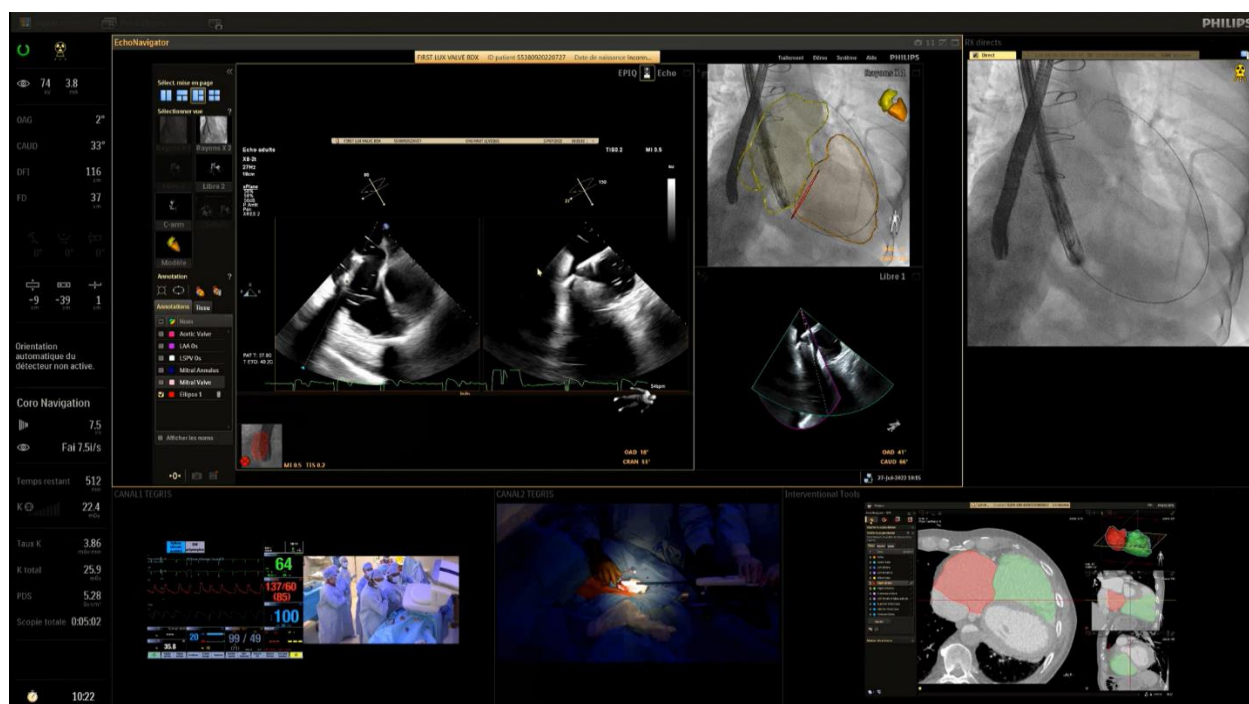


Figure 2.3 Capture d'écran de l'interface présentée aux cardiologues pendant l'intervention

Un modèle 3D de l'oreillette droite et du ventricule droit est mis à jour en temps réel à partir des données de la sonde ETO et superposé sur la fluoroscopie, afin de mieux naviguer. L'interventionniste est placé à la gauche du patient et manipule le cathéter. L'échocardiographe est placé à droite du patient et manipule la sonde d'ETO (Figure 2.4).

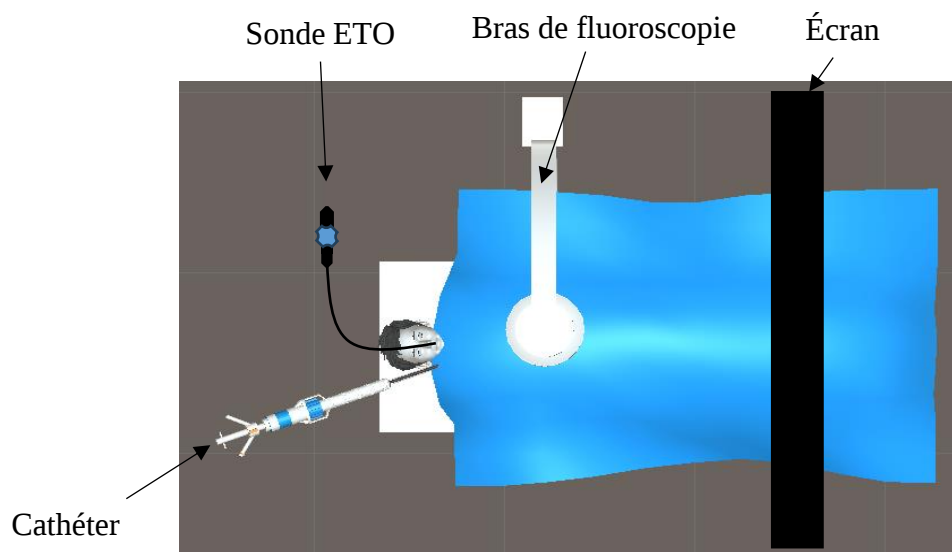


Figure 2.4 Configuration de la salle d'intervention. © 2024 par E. Delamarre

Une étude préliminaire à une large étude multicentrique (l'étude TRINITY), a permis de suivre 10 patients (âge moyen de 70 ans et à 70% des femmes) présentant des régurgitations tricuspides très importantes et implantés avec cette valve. Toutes les implantations furent réalisées avec succès et en 37 minutes en moyenne. Suite à l'intervention, la pression dans l'oreillette droite est passée de 19 à 12 mmHg en moyenne. Il n'y a pas eu de mortalité, de saignement majeur ou d'hospitalisation liée à une insuffisance cardiaque à décéder 30 jours après l'implantation. Tous les patients présentaient une régurgitation tricuspide quasi inexistante après 30 jours (Zhang et al., 2023).

2.2 La simulation en cardiologie interventionnelle

2.2.1 Impact des simulateurs endovasculaires

Il a été montré que les simulateurs endovasculaires permettent de réduire le temps d'entraînement tout en augmentant la performance sur patients. Un groupe d'apprentis s'entraînant de façon conventionnelle a mis en moyenne 30 jours avant d'atteindre le plateau de performance, contre 4

pour le groupe s'entraînant sur simulateur. La performance était aussi accrue par rapport au groupe conventionnel (De Ponti et al., 2011). En 2012, Bagai et al ont observé que non seulement la performance technique des apprentis incluant des sessions de simulation dans leur entraînement était améliorée, mais aussi que les apprentis moins efficaces bénéficiaient plus de ces sessions de simulations que les plus efficaces. Les simulateurs améliorent le raisonnement visuel et spatial des apprentis, en plus de leur coordination œil-main, ce qui leur permet de mieux traduire les informations 2D à leur disposition en une navigation 3D. Ces bénéfices profitent à l'ensemble de l'équipe d'intervention. En plus de réduire les écarts de compétences entre les membres de l'équipe, ils se sentent mieux préparés en cas de complication (Green et al., 2014).

Les simulateurs peuvent être considérés comme des outils efficaces de formation, entraînement, certification et acquisition de nouvelles compétences, tant pour les novices que les experts. Ils sont d'autant plus utiles pour les interventions endovasculaires qui sont dynamiques dans leur fonctionnement en nécessitant des infirmiers, techniciens interventionnistes formés spécifiquement, en plus du physicien. La Food and Drug Administration (FDA) prône même l'utilisation des simulateurs à des fins de certification de nouveaux dispositifs endovasculaires (Aggarwal et al., 2016). La figure 2.7 démontre l'impact estimé de l'ajout de sessions sur simulateur sur la courbe de performance.

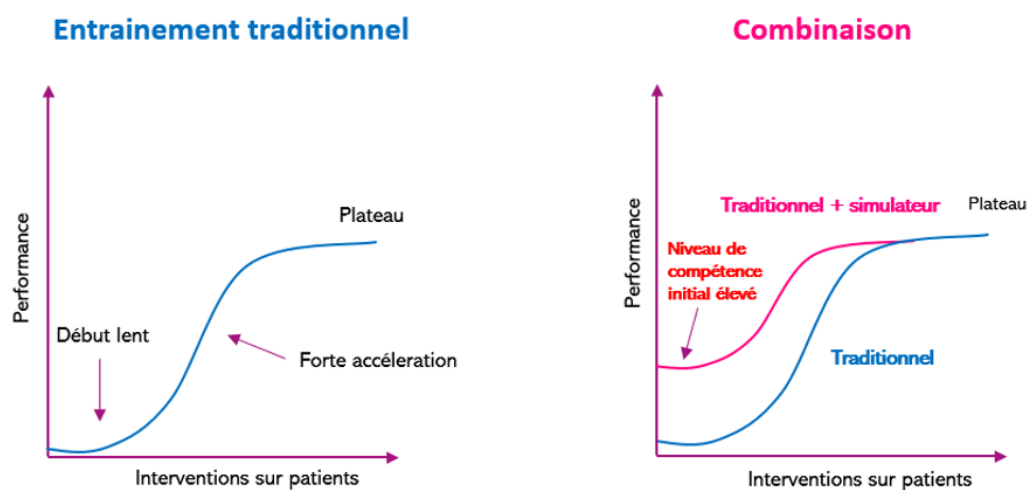


Figure 2.7 Représentations simplifiées des courbes d'apprentissage estimées pour les apprentis, selon les observations de Chhatriwalla et al, (2019). © 2024 par E. Delamarre

Cependant, les simulateurs coûtent cher aux hôpitaux et aux centres de formation. Leur transport peut parfois être problématique, de même que trouver des salles adéquates pour leur entreposage. Bien que validés par la communauté scientifique pour les interventions endovasculaires en général, leur utilité dans la formation, certification et préparation préopératoire en cardiologie structurale reste encore à démontrer.

Il est donc intéressant de remarquer que les simulateurs endovasculaires s'inscrivent en plein dans l'axe principal d'amélioration des technologies médicales, à savoir améliorer le confort et la sécurité du patient, en améliorant la qualité de l'entraînement des interventionnistes.

2.2.2 Les simulateurs de réalité virtuelle

La simulation de chirurgie est un domaine assez récent. La simulation fut utilisée pour la première fois en 1993 pour des chirurgies laparoscopiques (Aggarwal et al., 2016). Un des premiers simulateurs d'interventions transcathéter a été développé par HT Medical Systems Inc vers la fin des 1990. Il comprenait 3 points d'insertion, un pour le cathéter et le fil de guide, un pour une seringue de produit de contraste et un pour le gonflement de ballons. Une pédale de contrôle des radiations de la fluoroscopie et un écran avec la vue de fluoroscopie étaient également présents. (Figure 2.5)

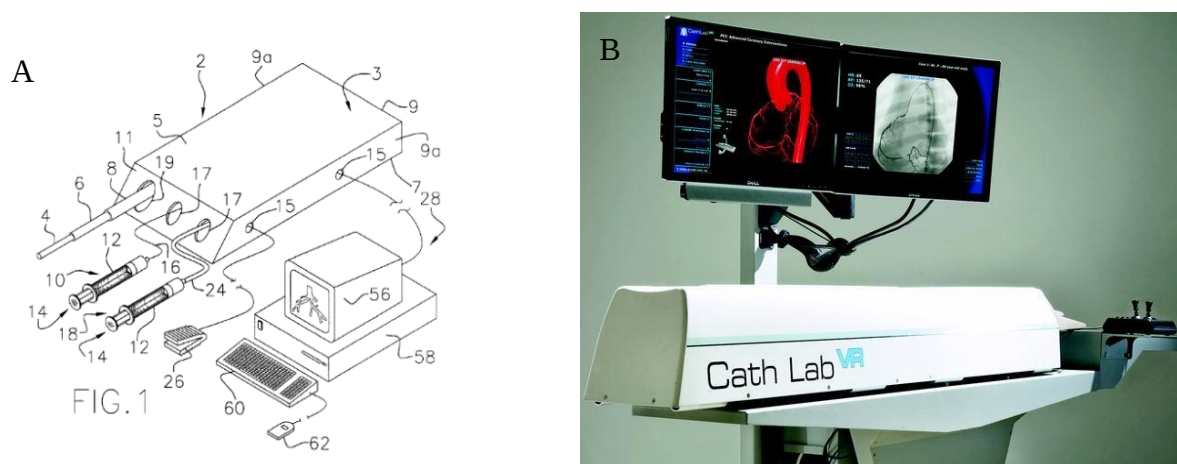


Figure 2.5 Le simulateur de CAE (A) Illustration du système original de HT Medical Systems (Merril, 2000) (B) Photographie du système CathLabVR® de CAE Healthcare (CAE Healthcare, s. d.)

Il faut noter que les instruments utilisables étaient des reproductions spécifiques au simulateur, et non de vrais instruments. Des retours haptiques étaient appliqués en fonction des mouvements des

instruments dans l'environnement virtuel. L'entreprise fut acquise par Immersion Inc en 2000, qui fut elle-même acquise par CAE Healthcare en 2010, qui commercialise la version actuelle de ce simulateur, le CathLabVR (Figure 2.5).

En 2000, le groupe de simulation au Center for Integration of Medicine and Innovative Technology (CIMIT) a développé un simulateur pour la neurologie interventionnelle, le Real Time Endovascular Simulator (EVE). Pour la première fois, des capteurs optiques sont utilisés pour suivre les instruments. L'inconvénient de cette nouvelle technique était le fait que le simulateur ne pouvait suivre qu'un instrument à la fois, à cause du fait que le cathéter obstruait le fil de guide. Le développement de ce simulateur s'arrête en 2009. Une partie de ces développeurs ont également créé, en collaboration avec Mitsubishi Electric, le Interventional Cardiology Training System (ICTS). Le système permettait de suivre de vrais instruments et utilisait des capteurs électromécaniques pour suivre le mouvement de deux instruments simultanément, ainsi que des servo moteurs pour les retours haptiques (Dawson et al., 2000).

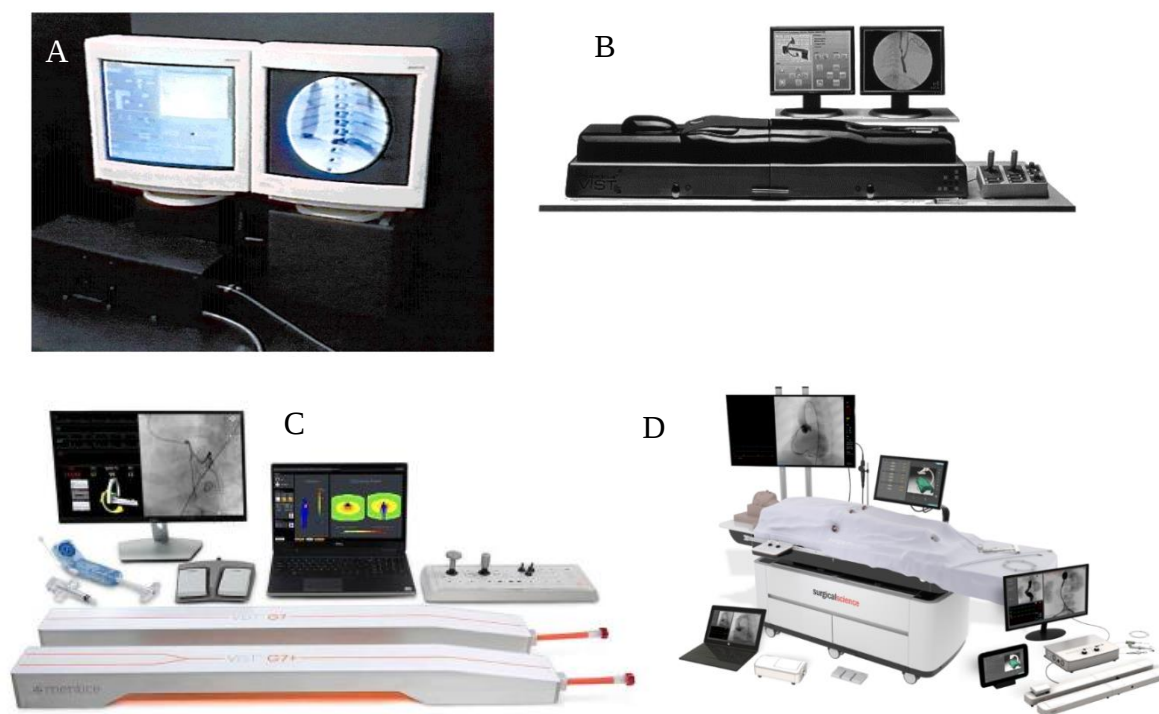


Figure 2.6 Les simulateurs commerciaux (A) Le système ICTS (Dawson et al., 2000) (B) Le premier système VIST de Mentice (Patel et al., 2006) (C) Photographie de brochure du VIST G7® de Mentice (Mentice, s. d.) (D) Photographie de brochure du Angio Mentor de SurgicalScience (SurgicalScience, s. d.)

Ce design fut acquis par la compagnie Mentice en 2005 qui a plus tard lancé le Vascular Intervention Simulation Trainer (VIST), aujourd'hui la référence dans le milieu des simulateurs d'interventions transcathéter. Ce système a par ailleurs été validé par plus de 15 études. Le système le plus validé actuellement dans la communauté scientifique est l'Angio Mentor (Haiser et al., 2022).

Plusieurs groupes académiques ont également développé des simulateurs équivalents. En 2008, le laboratoire de systèmes robotiques de l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne a présenté une solution moins coûteuse que les solutions industrielles, qui peut fonctionner sur un ordinateur portable en connectant le dispositif de suivi par USB (Duratti et al., 2008).

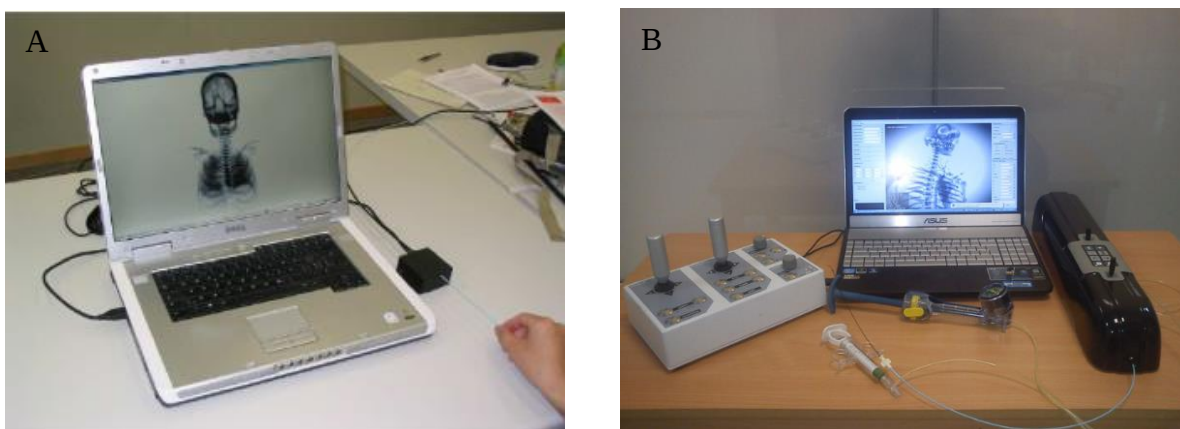


Figure 2.7 Les simulateurs académiques (A) Photographie du système de Duratti et al., 2008 (B) Photographie du système de Korzeniowski et al., 2017

La compagnie Xitact a développé le Vascular Simulation Platform (VSP), ensuite acquis par Mentice en 2005. La valeur ajoutée de ce système réside dans sa méthode de suivi des instruments, qui permet d'insérer des instruments de diamètre variable, en plus d'automatiquement l'identifier. Ce système de développement a été utilisé dans plusieurs études, dont celle de Korzeniowski et al en 2017, qui a amélioré la simulation des instruments en utilisant un modèle de déformation novateur, dérivé du modèle de déformation de tiges extensibles et compressibles CoRdE (Spillmann & Teschner, 2007).

Actuellement, les principaux simulateurs de réalité virtuelle sur le marché sont le VIST G7 de Mentice, le CathLab VR de CAE et le ANGIO Mentor de SurgicalScience. Tous proposent la fonction de téléverser l'anatomie du patient sur le simulateur pour se pratiquer dessus, bien que les façons de le faire varient. La simulation de l'ETO existe chez Mentice, mais en acquérant un

module supplémentaire, alors qu'elle est directement intégrée à l'ANGIO Mentor et au CathLab VR. Actuellement les simulateurs de réalité virtuelle se concentrent principalement sur des interventions ne concernant pas directement les valves, comme déployer un stent dans l'aorte ou dans les coronaires et les angioplasties. Les simulateurs de remplacement de la valve aortique (TAVI) sont arrivés dans la dernière décennie (Aggarwal et al., 2016). Les trois simulateurs proposent quelques modules d'entraînement en cardiologie structurelle. Des instruments reproduits sont également disponibles, mais sont universels pour les simulations des diverses procédures. Finalement, aucun de ces 4 simulateurs ne permet actuellement de s'entraîner à complètement remplacer une valve mitrale ou tricuspide, avec le cathéter spécifique reproduit. Certains comme le VIST G7 proposent de s'entraîner à réaliser la ponction transseptale pour le remplacement de la valve mitrale.

L'avantage principal des simulateurs de réalité virtuelle réside dans la flexibilité qu'ils offrent. Les paramètres de l'environnement virtuel, tels que le rythme cardiaque, les produits injectés ou encore l'anatomie, sont facilement modifiables. Ce sont des dispositifs facilement déployables même si parfois peu portables, et qui peuvent même être utilisés à distance.

2.2.3 Les simulateurs physiques endovasculaires

Récemment, des simulateurs dits 'physiques' ont vu le jour. Le but est d'utiliser de vrais instruments mais également de vraies modalités d'imagerie, sur un modèle anatomique de patient généré par impression 3D. La compagnie SIMULANDS propose ce type de simulateurs pour la valve aortique, mitrale et tricuspide du cœur. Un modèle anatomique de valve fonctionnelle imprimée en 3D est animé par un flux pulsatile d'eau, et le cardiologue peut utiliser les instruments et modalités d'imagerie habituels. La compagnie Mentice propose également ce type de simulateurs. Des exemples de simulateurs physiques sont présentés à la figure 2.6.



Figure 2.6 Les simulateurs physiques (A) Capture d'écran de la brochure du simulateur pour valve tricuspide de SIMULANDS (Simulands, s. d.) (B) Simulateur physique de Mentice Replicator PRO™ (Mentice, s. d.)

Moins flexible que les simulateurs numériques, étant donné l'impression 3D coûteuse, le réalisme en est néanmoins accru. En revanche, la friction perçue par le manipulateur entre le cathéter et les vaisseaux du simulateur est plus élevée qu'en pratique. Finalement, ces simulateurs sont sujets à des bris mécaniques après répétition des procédures.

2.3 Simulation numérique des modalités d'imagerie

Centrales lors des interventions, les modalités d'imagerie permettent de guider les cardiologues visuellement. Les simulateurs se doivent donc de proposer des vues d'imageries simulées fonctionnelles et modulables. Les deux modalités les plus utilisées sont la fluoroscopie et l'ETO.

2.3.1 La fluoroscopie

La fluoroscopie est utilisée pour guider les interventions par cathéter, entre autres, en produisant des images avec des rayons X en temps réel. En effet, un faisceau de rayons X envoyé par un générateur sous la table traverse le patient et atteint le détecteur. L'image est ensuite intensifiée et captée par une caméra, puis retranscrite en temps réel sur un écran dans la salle d'intervention. Le système est monté sur un bras de fluoroscopie, qui peut ajuster son angle dans les directions caudale-crâniale (CAU-CRA) et droite-gauche (RAO-LAO) par rapport au patient. C'est la table du patient qui se déplace en fonction de la structure que l'on veut imager, ou le bras en lui-même qui se déplace sur les nouveaux systèmes. Les images de rayons X reflètent l'absorption des rayons par les tissus biologiques. Les os sont plus denses donc absorbent plus les rayons que les tissus mous comme le cœur ou les poumons, ils apparaissent donc plus foncés sur l'image.

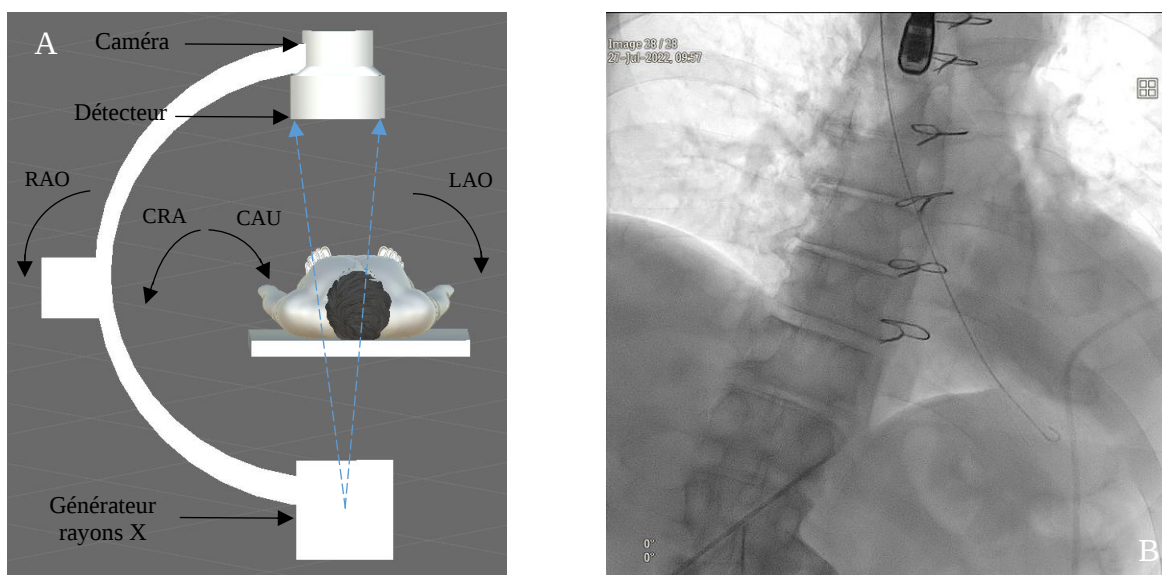


Figure 2.2 La fluoroscopie (A) Schéma de la configuration de fluoroscopie. © 2024 par E. Delamarre. (B) Exemple d'image de fluoroscopie (CHU Bordeaux, 2022)

Pour limiter l'exposition aux rayons X pour le patient et l'équipe d'intervention, la fluoroscopie n'est utilisée qu'à des moments clés de l'intervention, grâce à une pédale de contrôle. Dans le même esprit, les rayons sont envoyés à une fréquence relativement basse, la vidéo produite ayant donc une fréquence d'images d'environ 10 images par seconde généralement. Les images de fluoroscopie présentent habituellement une haute résolution spatiale et un contraste élevé, en plus d'une plage de niveaux de gris très large. Du traitement d'image est appliqué afin de réduire le bruit dû au rayonnement et aux conditions de capture.

Pour simuler la fluoroscopie, il y a trois approches principales qui ont été utilisées en simulation de cardiologie interventionnelle. Soit de vraies images de fluoroscopie sont utilisées en combinaison avec la superposition de l'instrument inséré (Zimmermann et al., 2020). Cette approche est en revanche peu flexible car limitée par les images utilisées. Une approche par des modèles polygonaux des structures anatomiques segmentées, auxquelles un coefficient d'atténuation a été préalablement assigné, a été également souvent utilisée, bien que la nécessité de segmenter toutes les structures est un frein. C'est néanmoins l'approche la plus flexible une fois mise en place. La troisième technique propose d'utiliser une approche de rendu de volumes. Combiné avec des données volumiques de scans de tomodensitométrie, cette approche a permis de produire des images de fluoroscopie simulée très proche de la réalité, mais nécessite une puissance graphique adéquate (Cotin, 2008).

2.3.2 L'échocardiographie transoesophagienne

Cette technique d'imagerie utilise une sonde composée d'un fibroscope souple, relié à un appareil d'échocardiographie standard. Elle est insérée dans l'œsophage du patient et peut se rendre jusque dans l'estomac. Elle comporte deux molettes sur son manche permettant d'ajuster la flexion de la tête de la sonde dans deux directions orthogonales, ainsi que deux boutons de contrôle de l'angle du plan de coupe. Plusieurs modalités sont disponibles, dont le mode doppler permettant de visualiser avec des couleurs le sens de circulation et la vitesse du sang. Pour les procédures concernant la valve tricuspide, c'est surtout le mode biplan avec deux plans orthogonaux, et le mode écho 3D et reconstruction multi planaire (MPR) qui sont utilisés.

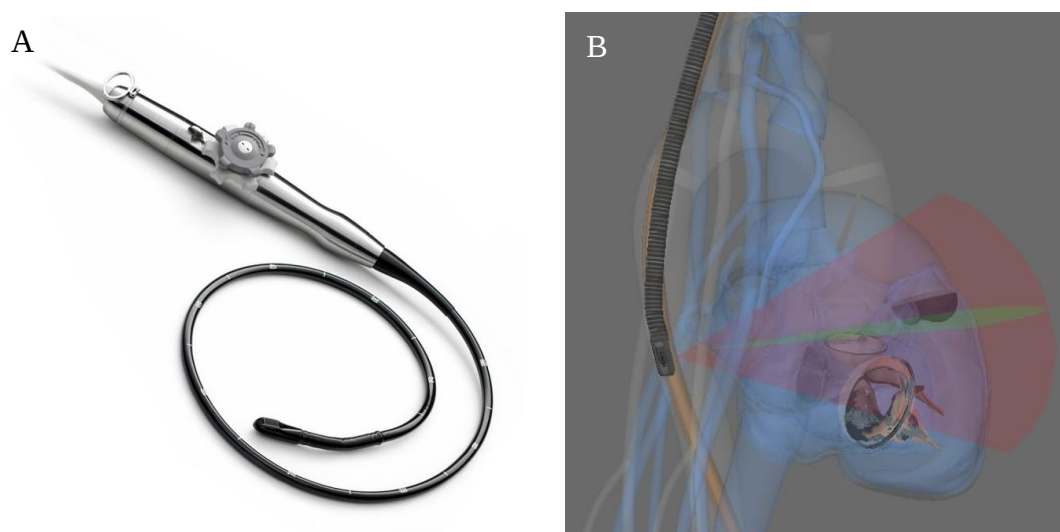


Figure 2.3 L'ETO (A) Exemple de sonde ETO Philips S7-3T Pediatric TEE Transducer (Philips, s. d.) (B) Représentation 3D de l'insertion de la sonde dans l'œsophage avec les plans de coupes. © 2024 par E. Delamarre.

Il existe 3 types de vues majoritairement utilisées lors de la procédure avec la LuX-Valve. La première se situe au niveau œsophagien moyen à un angle de coupe de 0 degrés. Elle permet de visualiser la valve tricuspide et la valve mitrale (figure 2.4.A). La deuxième, au même niveau, mais avec un angle de 60 degrés environ, permet de visualiser la valve tricuspide, la valve aortique et la valve pulmonaire (figure 2.4.B). Enfin, lorsqu'on avance la sonde jusque dans l'estomac et qu'on effectue une antéflexion avec un angle de coupe compris entre 20 et 40 degrés, on perçoit les 3

feuillet de la valve tricuspide de face (figure 2.4.C). La reconstruction multiplanaire permet de naviguer dans le volume généré par l'écho 3D, en ajustant la position et la rotation des 3 plans de coupe, sur les 3 vues correspondantes aux plans (figure 2.4.D). Cette modalité est surtout utilisée pour faire des mesures ou alors pour suivre un cathéter en alignant les plans avec ce dernier.

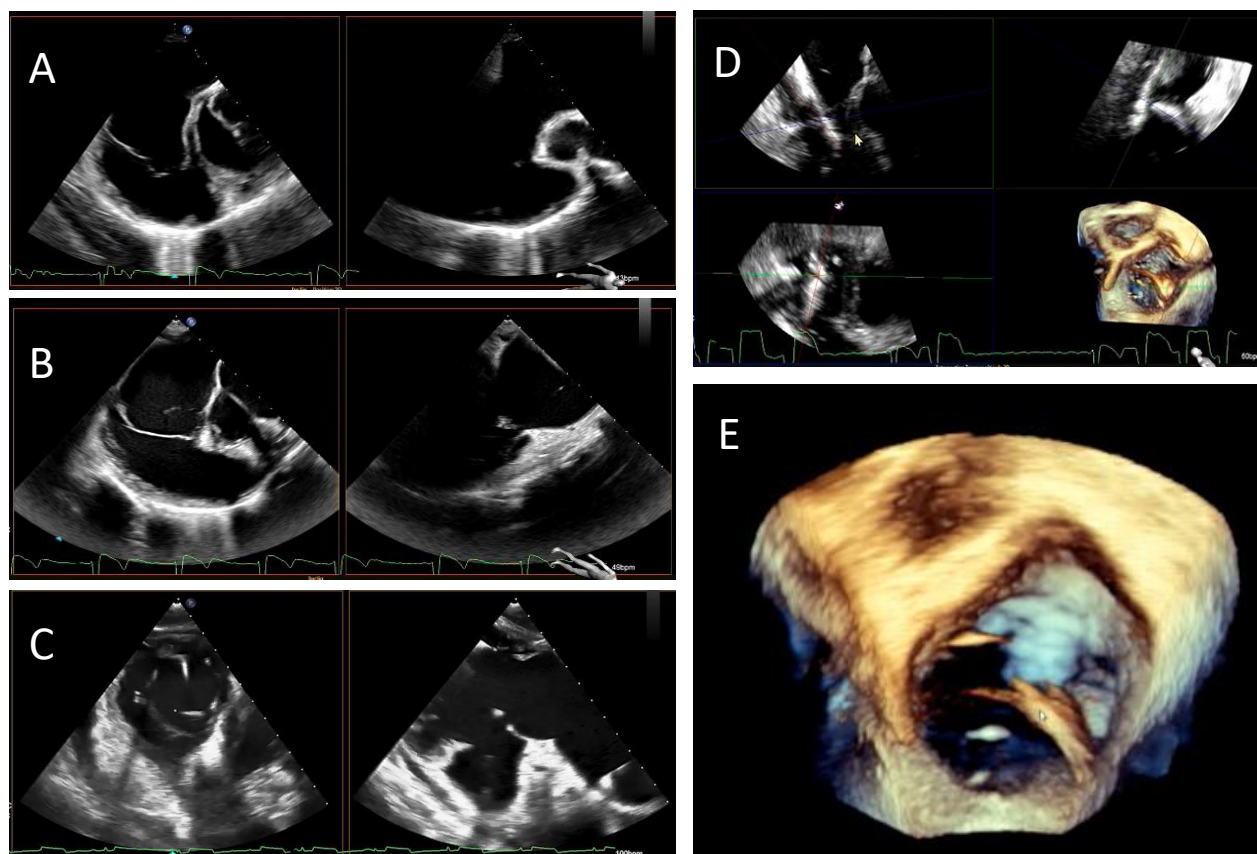


Figure 2.4 Les vues d'ETO utilisées pour la valve tricuspide (A) Vue biplan œsophagien moyenne à 0 degrés (B) Vue biplan œsophagien moyenne entrée sortie ventricule droit entre 50 et 70 degrés (C) Vue biplan transgastrique court axe entre 20 et 40 degrés (D) Reconstruction multi-planaire (E) Écho 3D. (CHU Bordeaux, 2022)

Les images ultrasonores d'échocardiographie sont formées à partir d'ondes ultrasonores émises par une sonde transductrice. Les ondes sont réfléchies à divers degrés selon les structures anatomiques imagées, ce qui crée des échos. Ces échos sont ensuite captés par la sonde, convertis en signaux électriques et traités pour générer des images 2D. Les images ont une résolution spatiale qui dépend de la fréquence des ultrasons utilisés, la profondeur de pénétration des tissus et la qualité de la sonde. Des artéfacts peuvent être présents sur les images, tels que des ombres acoustiques ou des images fantômes causées par des réflexions sur des surfaces non pertinentes comme les os ou les prothèses valvulaires. La gestion du gain est également importante afin de ne pas entraîner de sous

ou surexposition des structures cardiaques. Finalement, les images présentent un flou radial caractéristique des images ultrasonores cardiaques.

Plusieurs approches ont été présentées afin de simuler des images d'échocardiographies 2D. Des simulations exhaustives du comportement en dispersion des ultrasons ont donné de très bons résultats au niveau du réalisme, mais n'étaient pas compatibles avec une application en temps réel (Jensen & Nikolov, 2000). Générer des coupes transversales à partir de données d'échographie 3D est plus rapide mais est dépendant de la qualité de l'acquisition de base, notamment au niveau des artefacts (Aiger & Cohen-Or, 1998). Une approche hybride combinant une estimation des propriétés acoustiques à partir de tranches 2D de données de tomodensitométrie et une estimation des propriétés de dispersion a donné des résultats prometteurs (Shams et al., 2008). Cependant, il existe un compromis à faire entre la résolution des images simulées et la puissance graphique disponible. Depuis les années 2010, l'augmentation de la puissance et de la disponibilité des cartes graphiques ont permis de produire des simulations à haute résolution en temps réel. Le groupe de Reichl et al a conçu une approche s'effectuant entièrement sur la carte graphique, là où les travaux précédents utilisaient encore le processeur pour générer les réflexions ou encore le flou radial. C'est l'architecture CUDA (*Computer Unified Device Architecture*) de NVIDIA qui a été utilisée afin d'effectuer plusieurs traitements en parallèle sur la carte graphique, sur des données de tomodensitométrie. La sonde peut être déplacée dans le volume et les paramètres comme la résolution, la profondeur imagée ou d'autres peuvent être ajustés en temps réel, le temps de génération d'une texture de 512 pixels étant de 8.2 ms. Devenue une référence dans la simulation d'images ultrasonores, l'approche est tout de même encore dépendante de la qualité de ces scans (Reichl et al., 2009). Depuis, beaucoup de travaux ont amélioré cette approche. D'autres approches utilisent le tracé de rayons afin de simuler de manière exhaustive le trajet des ultrasons, mais nécessitent une grande puissance graphique. Une méthode utilisant des rayons interagissant avec des maillages 3D déformables générés à partir de segmentations de scans de tomodensitométrie, le tout fonctionnant avec CUDA et OpenGL, a permis d'obtenir des simulations très réalistes à plus de 15 images par seconde, en simulant les artefacts principaux (Bürger et al., 2013).

2.4 Simulation des instruments

2.4.1 Simulation numérique

La simulation en trois dimensions de longs fils déformables, qui peuvent être considérés comme des tiges élastiques, constitue un milieu actif de recherche en infographie. L'instrument simulé doit reproduire les mêmes propriétés que l'instrument réel : compression, élongation et torsion. De plus, pour reproduire la réalité, les instruments doivent être contrôlés depuis leur extrémité seulement avec des mouvements de poussée, de tirage et de torsion. Les fils de guide présentent également des sections à raideur variable. En effet, l'extrémité distale de ces fils est souvent plus souple afin de ne pas endommager les structures cardiaques. Les fils de guide et les cathéters peuvent atteindre 135 cm de longueur, avec un diamètre autour de 1 mm pour les fils de guide, et plus pour les cathéters.

Les travaux de Dawson et al en 2000 ont été les premiers à présenter un modèle de cathéter pour les simulations endovasculaires, qui consistait en un système composé de multiples corps rigides et jointures, qui avait besoin de beaucoup d'éléments pour atteindre les niveaux de flexibilité observés en pratique. Un modèle utilisant l'approche de type masse-ressort fut utilisé avec succès pour des simulations en temps réel avec une exactitude visuelle satisfaisante (Wang et al., 2007; Luboz et al., 2009). Des approches utilisant la modélisation par éléments finis de longs fils flexibles discrétisés afin de minimiser l'énergie totale ont prouvé leur efficacité, mais nécessitent une grande puissance graphique (Lenoir et al., 2006; Li et al., 2011). Le modèle numérique de déformation de tiges extensibles et compressibles CoRdE (Spillmann & Teschner, 2007) a été adapté à la simulation de fils de guide et de cathéters par plusieurs équipes (Duratti et al., 2008; Tang et al., 2012; Xu & Liu, 2018). Ce modèle considère les fils comme des tiges élastiques non linéaires de Cosserat, en prenant en compte les effets de la flexion et de la torsion indépendamment. Ceci a permis de reproduire l'élasticité non linéaire des fils de guide.

2.4.2 Suivi des instruments

Plusieurs systèmes de suivi des instruments ont été développés à la genèse des simulateurs endovasculaires. Des approches utilisant l'électromagnétisme, des puces RFID ou encore des ultrasons ont été tentées. Avec le temps, deux méthodes de suivi sont sorties du lot : le suivi par chariot et poulies, et le suivi optique simple. Le suivi par poulies et chariot a été breveté par la

compagnie Mentice et est utilisé depuis ses premiers simulateurs. Le principe repose sur des unités télescopiques qui mesurent la force appliquée et se déplacent sur un chariot, tout en appliquant des retours haptiques (Figure 2.5.A). Le suivi par capteur optique a été utilisé initialement pour le système de Xitact, et repose sur un motif de lumière envoyé sur la surface d'une sphère en contact avec l'instrument, qui circule dans un canal fermé. Le capteur optique détermine ensuite le déplacement effectué en faisant la différence entre les motifs à chaque image capturée (Figure 2.5.B).

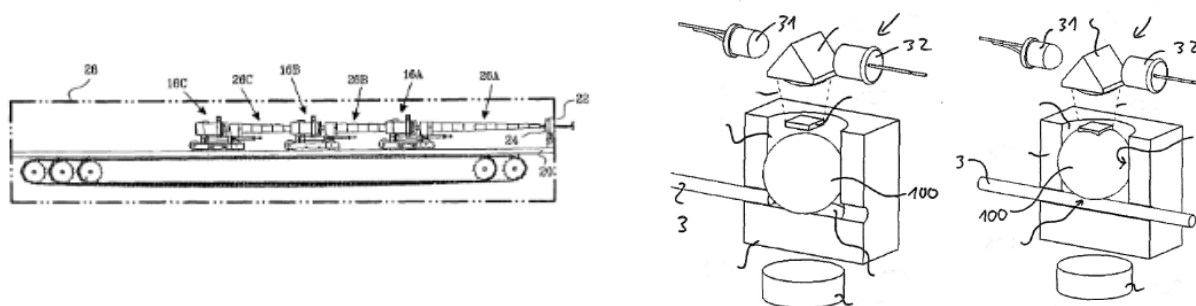


Figure 2.5 (A) Schéma du système ICTS de Mentice (Ohlsson, 2009) (B) Schéma du système VIST de Xitact (Vecerina et al., 2005)

Le système est également pensé pour accueillir des instruments avec des diamètres différents. Depuis, les simulateurs développés ont principalement repris cette méthode de suivi optique, profitant de sa flexibilité et de sa précision. Fonctionnant de manière analogue, des capteurs optiques issus de souris d'ordinateur ont été utilisés pour suivre des fils de guide et des cathéters pour des simulateurs endovasculaires (Baier et al., 2016; Ramli et al., 2019).

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE

La réalisation de ce projet se divise en 4 parties. La première présentera les détails de l'implémentation du simulateur en présentant le moteur de jeux vidéo utilisé. Ensuite, la simulation des modalités d'imagerie sera explicitée. La troisième partie portera sur la simulation physique et numérique des instruments. Finalement, la dernière partie expliquera les éléments de l'interface du simulateur et ses fonctionnalités.

3.1 Détails d'implémentation

Le choix de l'environnement de développement du simulateur s'est porté sur Unity3D (*Unity Technologies*), plateforme logicielle de développement de jeux vidéo (version 2021.3.25f1). Ce choix s'explique par la flexibilité proposée par cette plateforme ainsi que sa facilité d'approche, contrairement à d'autres plateformes spécialisées en simulation. Le moteur physique présent dans cette plateforme, à savoir le NVIDIA PhysX, a été jugé suffisant après recherches pour produire des simulations réalistes de longs fils flexibles circulants dans des maillages 3D tubulaires. Unity a déjà été utilisé pour développer des simulations de fils flexibles (Afonina et al., 2019) et un simulateur d'entraînement au maniement des cathéters (Guo et al., 2017). Le simulateur a été développé et fonctionne sur un ordinateur portable Dell XPS avec un processeur Intel(R) i7-13700H 2.40 GHz, 32 Go de mémoire RAM et une carte graphique NVIDIA GeForce RTX 4060 avec 8 Go de VRAM. Les scripts ont été écrits en langage C#.

Plusieurs concepts et termes essentiels utilisés pour développer le simulateur sont à expliciter :

- Objet de jeu : entité basique de Unity qui représente un objet dans l'environnement 3D. Son apparence et son comportement sont dictés par des composants qui y sont attachés, comme des scripts, des maillages, des matériaux ou des animations.
- Scène : environnement virtuel dans lequel les objets évoluent et interagissent entre eux.
- Maillage : collection de sommets, d'arêtes et de faces définissant une forme
- Corps rigide 3D : assigne à un objet des composantes, comme une masse, afin qu'il suive les lois de la physique en trois dimensions
- Collisionneurs : défini par un maillage, ce composant est utilisé pour détecter les collisions avec d'autres collisionneurs.

- Couche : permet d'assigner un groupe d'objet à une certaine couche afin de catégoriser les objets et leurs interactions
- Script : écrit en C#, ce composant permet de modifier les comportements des objets à chaque itération de la simulation.
- Relation parent-enfant : un objet parent peut avoir plusieurs objets enfant qui évoluent dans le système de coordonnées de l'objet parent. Ceci permet de hiérarchiser les objets.

3.2 Simulation des modalités d'imagerie

3.2.1 Modèle 3D anatomique

À partir de scans de tomodensitométrie, les 4 chambres du cœur de 4 patients participant à l'étude TRINITY ont été segmentées afin de produire des maillages en utilisant la méthode décrite par Santaló-Corcoy et al., 2023. Cette dernière utilise une version modifiée du réseau d'apprentissage profond MeshDeformNet (Kong et al., 2021). Ceci a permis de générer des maillages 3D de surfaces haute définition des cœurs composés d'environ 66 000 polygones. Ces maillages ont ensuite été importés dans Blender. Après suppression manuelle des artefacts sur le maillage, des points d'armature ont été manuellement placés au centre de chacune des cavités, ainsi qu'aux points d'entrées et sorties du cœur (veine cave supérieure et inférieure, aorte et artère pulmonaire et veines pulmonaires). Un exemple de maillage est présenté à la figure 3.1.

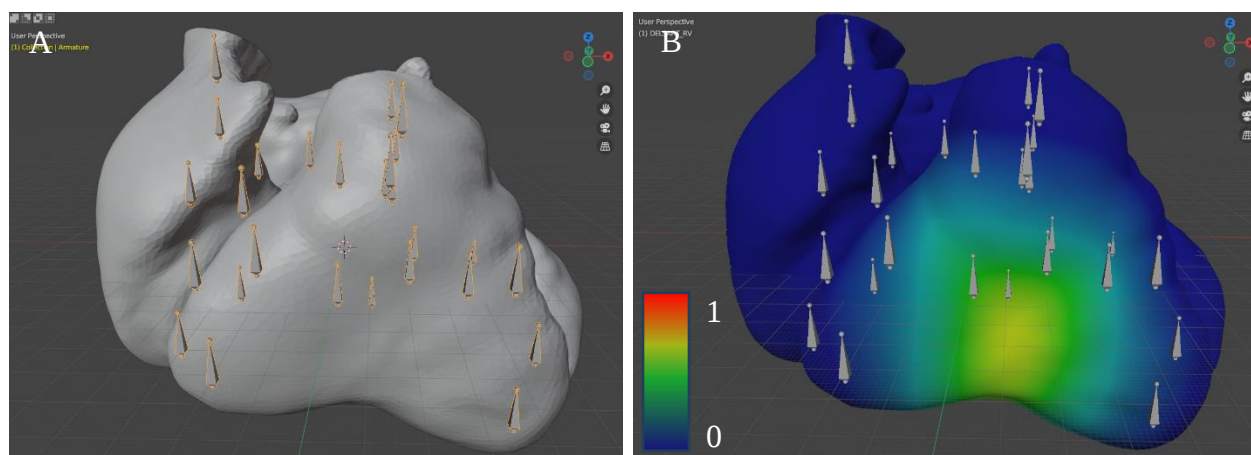


Figure 3.1 Captures d'écran d'un maillage sur le logiciel Blender (A) Vue du maillage de cœur d'un patient avec les points d'armatures en surbrillance jaune (B) Vue de la distribution du poids d'influence du point d'armature du ventricule droit sur le maillage

Une attribution automatique des poids d'influence des points d'armature sur le maillage a été effectuée. Elle fut corrigée manuellement par la suite par endroits. Ceci permet de moduler les propriétés spatiales du maillage dans une zone proche du point d'armature. Une animation sur 40 images fut créée. L'échelle 3D locale des points d'armature fut modulée en fonction du numéro de l'image pour des images clés. La modulation était spécifique du comportement de la structure anatomique pendant les phases de systole et diastole, comme présenté à la figure 3.2, l'axe des abscisses représentant le numéro d'image, et l'axe des ordonnées la valeur d'échelle.

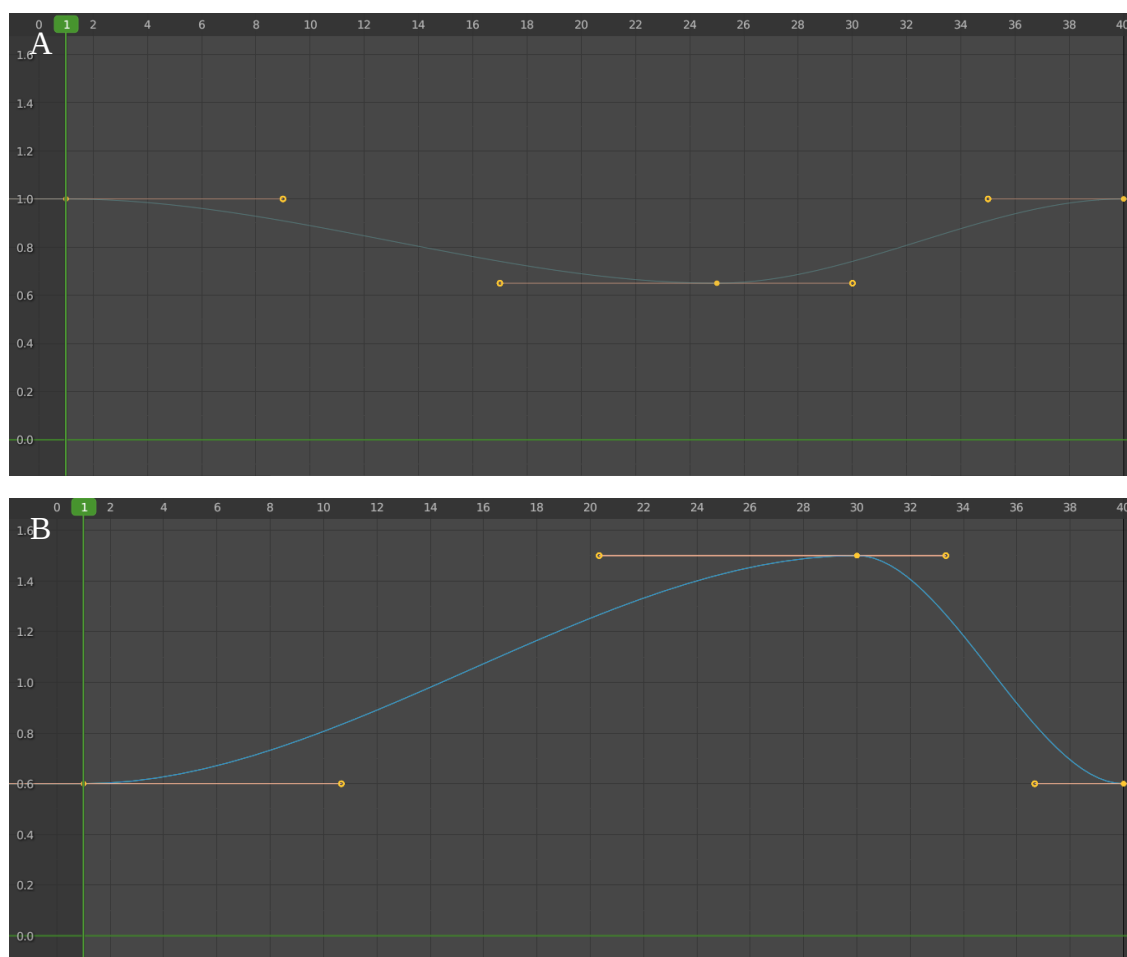


Figure 3.2 Modulation de l'échelle du point d'armature au cours de l'animation pour (A) les oreillettes (B) les ventricules

Les maillages 3D animés ont ensuite été importés dans Unity, où ils ont été manuellement placés dans un modèle de patient tiré de la librairie anatomique libre de droits *Z-Anatomy*, qui comporte les maillages du squelette et du système cardiovasculaire (Figure 3.3). Ces maillages ont été

généérés à partir de données d'imagerie par résonance magnétique et de tomodensitométrie de dizaines de patients, puis validés par des cliniciens (Kervyn, 2022). Les valves du cœur avec animation ont été ajoutées via un paquet du *Unity Asset Store* provenant du groupe *U-Anatomy*, la valve tricuspide étant difficilement segmentable sur les scans de tomodensitométrie, du fait de la finesse de ses feuillets. Seuls les éléments du système cardiovasculaires spécifiques à l'intervention ont été gardés : la veine jugulaire interne droite, l'aorte, la veine cave supérieure et inférieure et les artères et veines connexes.

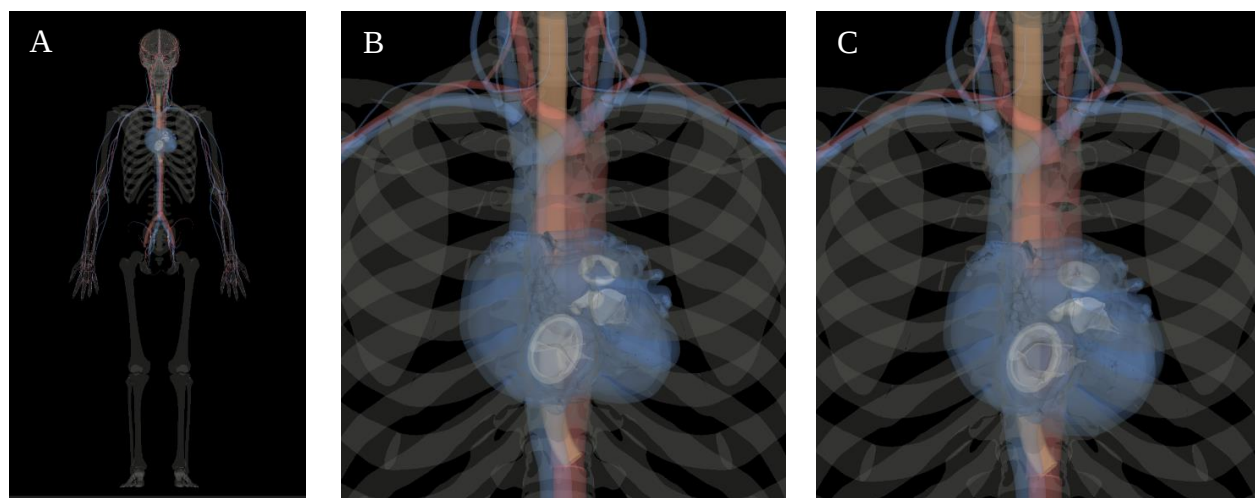


Figure 3.3 Modèle de patient virtuel (A) Modèle du patient utilisé sur Unity (B) Phase de systole (C) Phase de diastole

Les objets composant le squelette suivent un mouvement cyclique permettant de reproduire la respiration du patient. Il en est de même pour les vaisseaux sanguins qui se contractent et se dilatent selon le cycle cardiaque, en ajustant leur échelle transverse. Un maillage de l'œsophage provenant de *Z-Anatomy* a également été manuellement ajouté afin de permettre la simulation de l'insertion de la sonde d'ETO. Pour permettre la simulation des instruments et leurs collisions avec les parois vasculaires, les objets composant le système cardiovasculaire se sont vus assigner des composants des collisionneurs de type maillage. Ces derniers sont représentés en vert sur la figure 3.4.

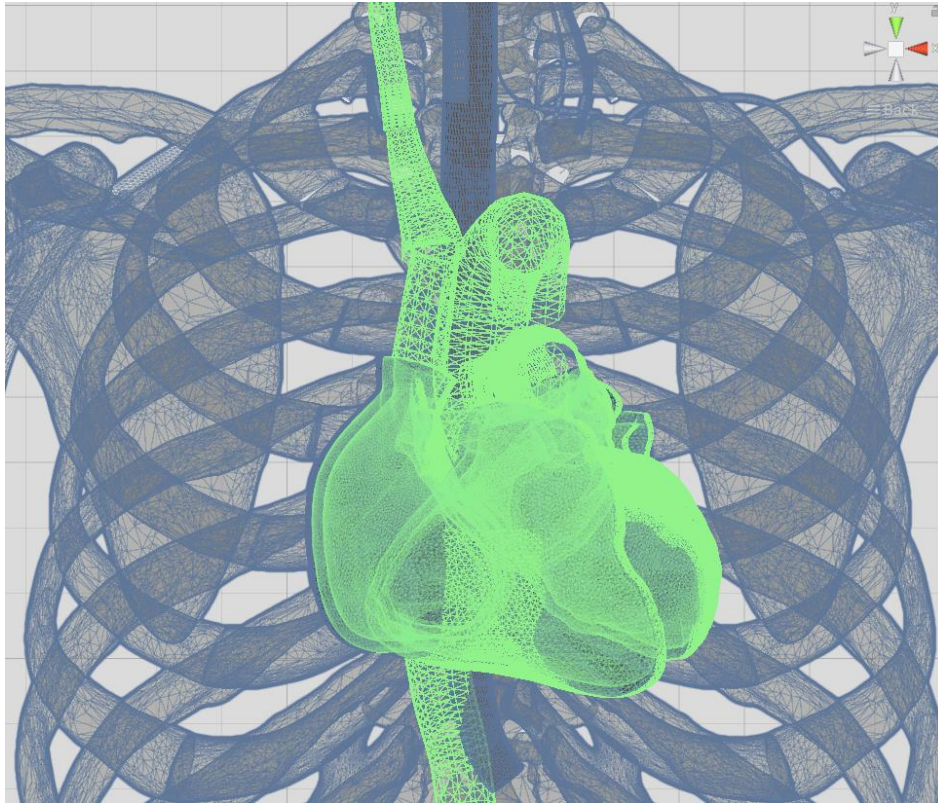


Figure 3.4 Capture d'écran de la scène Unity montrant les collisionneurs du système cardiovasculaire en vert et le squelette

Sur Unity, il est impossible de déformer un collisionneur de maillage à chaque itération, dans le cadre d'une animation par exemple. Le collisionneur du cœur est donc statique. Le choix a donc été fait d'appliquer des forces cycliques aux instruments dans la direction estimée du sang dans le cœur et des mouvements des structures cardiaques afin de simuler leurs mouvements lors des contractions et dilatations cardiaques. Dans la même optique, il n'y a donc pas de collisionneurs qui ont été ajoutés à la valve tricuspide.

3.2.2 Simulation de la fluoroscopie

Pour mettre en place la simulation de la fluoroscopie, le choix a été fait d'utiliser des approches de traitement d'images, et non une approche de simulation complète avec génération de rayons, pour des questions de performance. Le traitement des images est effectué grâce à des nuanceurs (*shader*) qui sont exécutés directement par le processeur graphique en temps réel. La figure 3.5 présente la configuration de la simulation de la fluoroscopie.

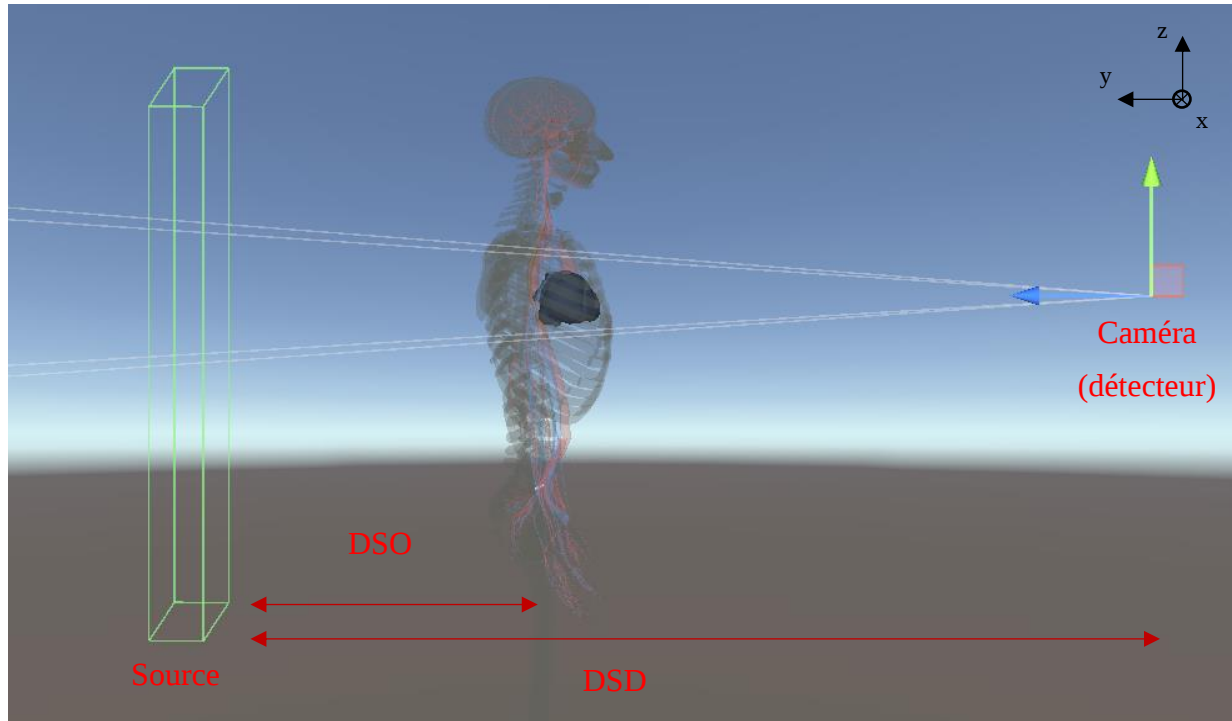


Figure 3.5 Capture d'écran de la scène Unity présentant la configuration de simulation de la fluoroscopie

Un objet de type caméra orthographique a été placé en face de l'objet patient, et un objet représentant la source des rayons X a été placé derrière le patient. La caméra fait donc office de détecteur ici. Cette caméra peut ajuster sa rotation dans les axes cranio-caudal et droite-gauche autour de l'objet patient, comme le bras de fluoroscopie. L'objet patient peut bouger linéairement dans les 3 axes. La magnification est calculée selon la formule 3.1, c'est le rapport entre la taille de l'objet réel et la taille de l'image produite sur le détecteur. Cette valeur est ensuite affichée sur l'interface.

$$Mag = \frac{DSD}{DSO} \quad (3.1)$$

DSD = Distance source détecteur, DSO = Distance source objet

Les objets composant le squelette se sont vu assigner un matériel de couleur noire avec une transparence inversement proportionnelle à l'absorption des rayons X par les structures anatomiques en pratique. Les objets composant le système cardiovasculaire ont une absorption moins forte des rayons donc une transparence plus élevée. Le fond de la caméra a été ajusté à la

couleur blanche. Par la suite, un nuanceur a été codé afin de reproduire l'apparence de la fluoroscopie à partir de la texture générée à chaque itération par la caméra (Figure 3.6).

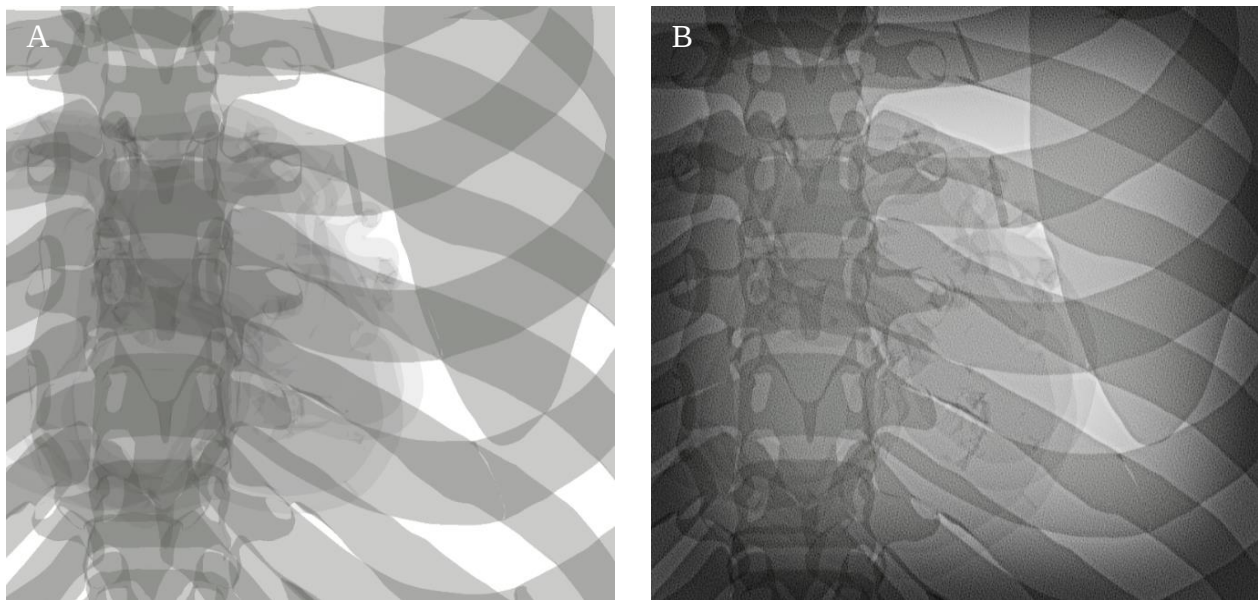


Figure 3.6 Captures d'écran de la texture générée par la caméra de fluoroscopie (A) avant application du nuanceur (B) Après application du nuanceur

Le nuanceur effectue plusieurs manipulations de traitements d'images successives dans le domaine spatial. Un bruit de type impulsif, plus précisément poivre et sel, est appliqué à la texture. Ensuite, un filtrage de renforcement est utilisé afin d'accentuer les contours grâce à un filtre laplacien 5×5 et sans négliger les zones à basse fréquence. Finalement, une fenêtre de Hann est appliquée. La texture finale est ensuite projetée sur l'interface du simulateur. La fréquence d'image du flux vidéo est diminuée à 10 images par secondes afin de se rapprocher de l'effet visuel observé sur une fluoroscopie réelle.

3.2.3 Simulation de l'échocardiographie transoesophagienne

Les objets constituant le patient se sont vu assigner un matériel spécifique avec une couleur blanche d'intensité proportionnelle à leur échogénicité en milieu biologique. Un nuanceur effectuant une coupe transversale aux coordonnées du plan désigné est appliqué afin d'obtenir une texture 2D (Figure 3.7). Cette texture est obtenue à chaque itération de la simulation en attachant une caméra juste au-dessus du plan. Ensuite, plusieurs nuanceurs sont appliqués successivement à la texture de coupe transversale obtenue (Figure 3.8). Pour cela, la fonction *Graphics.Blit(source, destination, material)* est utilisée dans la fonction *OnRenderImage()* de la caméra.

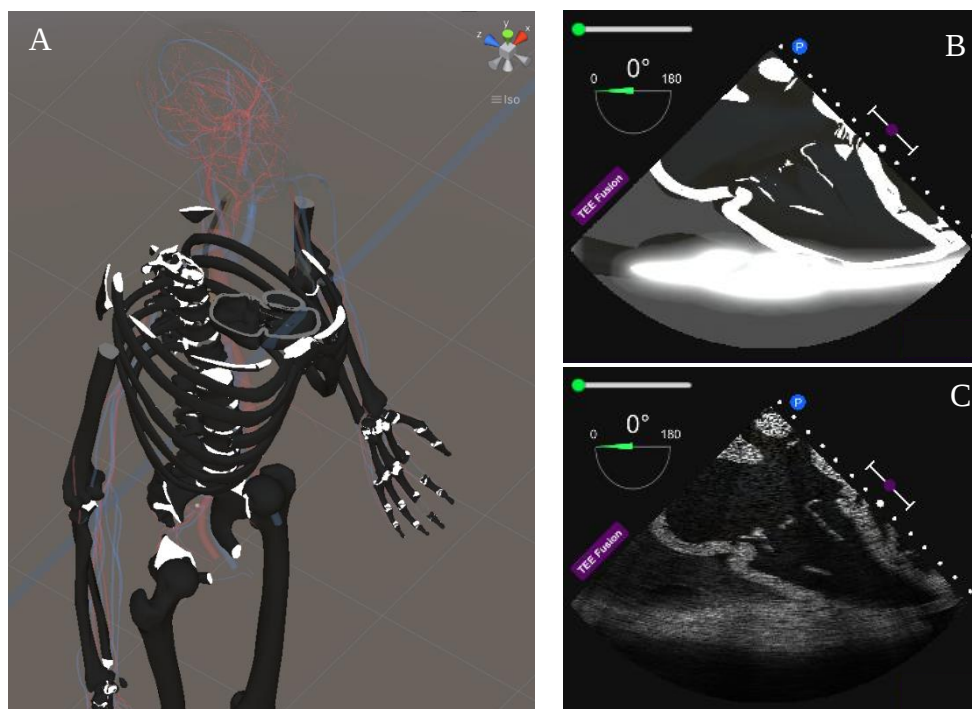


Figure 3.7 Vue d'ensemble de la simulation de l'ETO (A) Vue de la coupe transversale du patient effectuée pour le plan dans la scène Unity (B) Texture avant application des nuances (C) Texture après application des nuances

Deux plans de coupe transversale sont ajoutés afin de simuler la vue biplan et la reconstruction multiplanaire. Le premier est orthogonal au plan initial, pour la vue biplan. Le deuxième est parallèle au plan frontal du patient dans sa position initiale. L'objet comportant les 3 plans est situé au niveau du transducteur de l'objet sonde ETO, qui peut donc se déplacer dans le maillage de l'œsophage et imager les différentes structures anatomiques. Le fonctionnement de l'objet sonde sera explicité à la section 3.3.4. La figure 3.8 présente le fonctionnement de la simulation des vues de l'ETO.

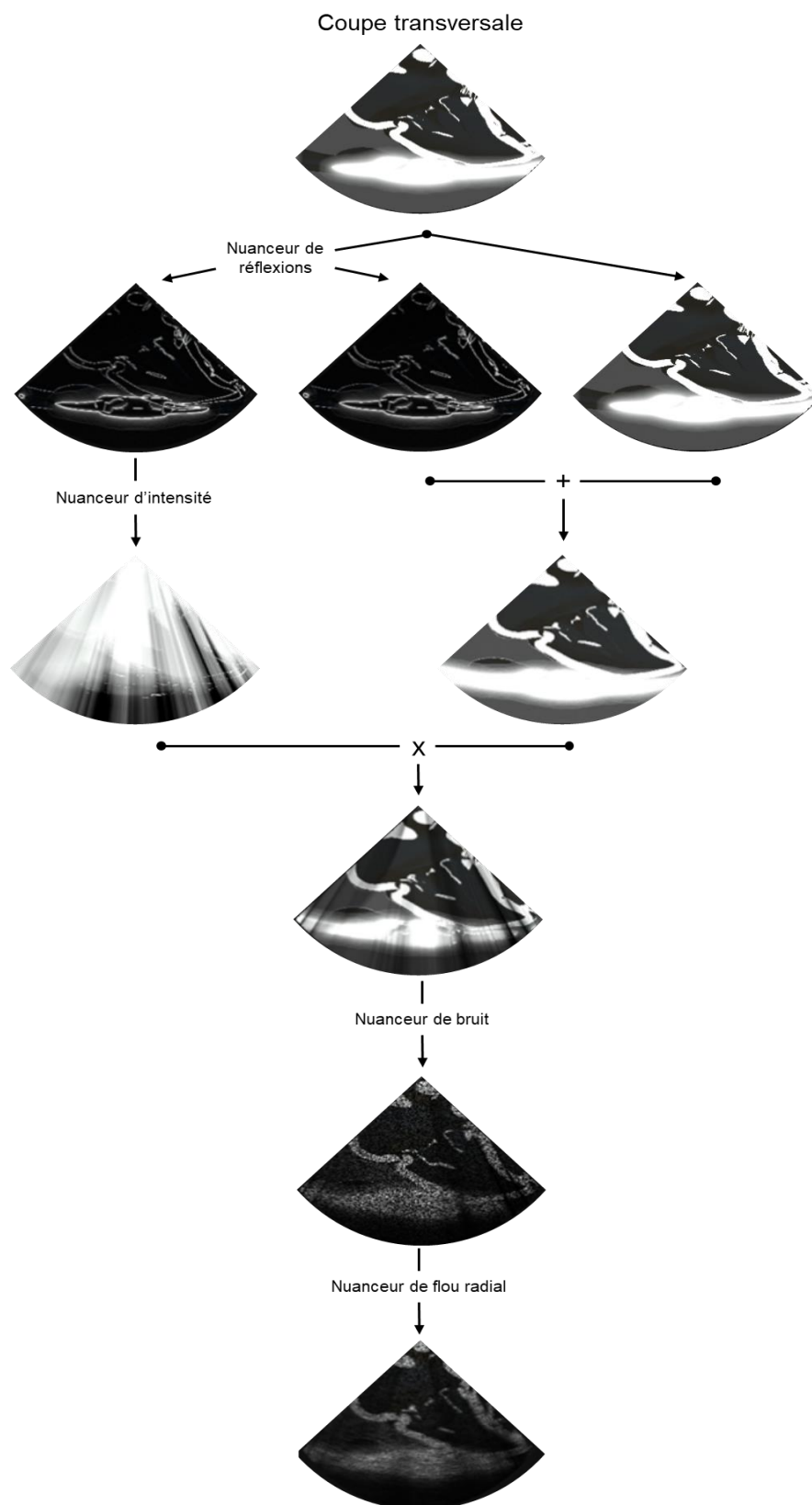


Figure 3.8 Processus de simulation de l'échocardiographie

La texture de coupe transversale est utilisée pour générer deux textures. Une texture de réflexions, obtenue en calculant la différence entre les valeurs en nuance de gris des pixels de la ligne actuelle et celles des pixels de la ligne précédente. Pour calculer les coordonnées du pixel considéré comme le pixel précédent, la source des ultrasons S est attribuée aux coordonnées $x = L/2, y = 0$ de la texture (L = largeur) c'est-à-dire le haut-centre de la texture (Figure 3.9.A). Cette texture est additionnée à la coupe transversale.

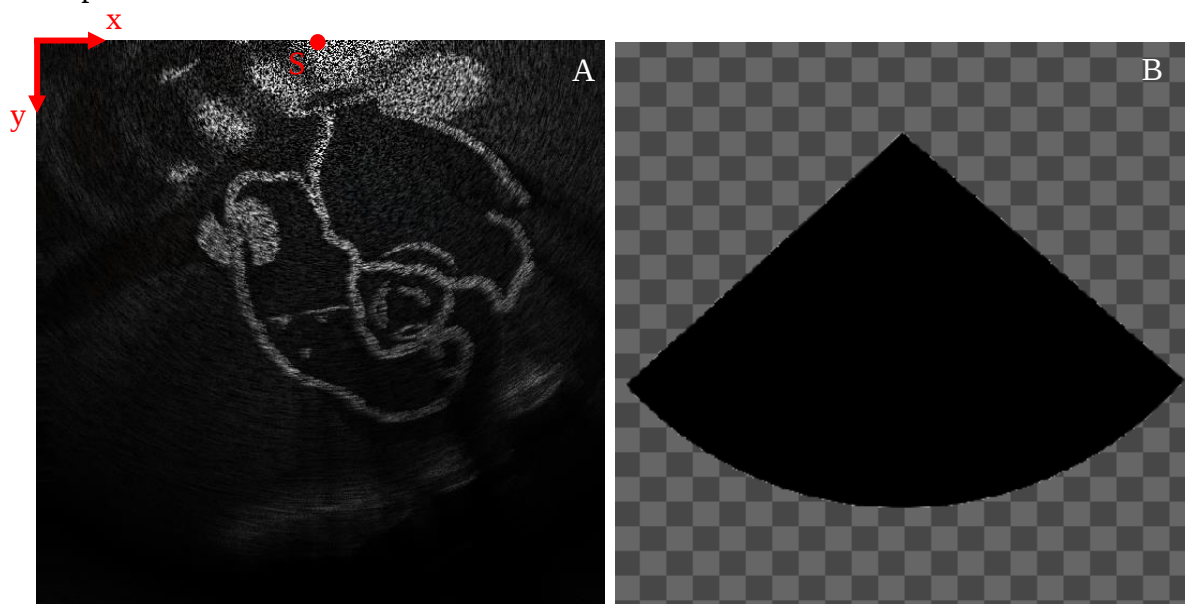


Figure 3.9 Textures utilisés pour la simulation de l'ETO (A) Texture finale d'ETO (B) Masque utilisé pour l'ETO

En parallèle, une copie de la texture de réflexions est effectuée afin d'obtenir une texture d'intensité. Cette texture est obtenue en additionnant les valeurs des pixels le long de lignes partant de la source du son. Les zones ayant la plus grande intensité correspondent aux zones d'ombres, il faut donc prendre l'inverse de cette texture, qui est ensuite multipliée à la texture obtenue précédemment lors de l'addition avec la texture de réflexions. Ensuite, un nuanceur ajoutant un bruit *speckle* est appliqué. Un nuanceur effectuant la moyenne des intensités des 4 pixels proches voisins de chaque pixel, selon les arcs de cercle définis par la source du son, est appliqué, il permet d'obtenir l'effet de flou radial. Finalement, un masque est appliqué à la texture afin d'obtenir la forme d'une image ultrasonore radiale (figure 3.9.B). Toutes les textures ont une taille de 512x512 pixels et les textures intermédiaires sont supprimées une fois la texture finale obtenue.

Modalités de plus en plus utilisées pour guider cette intervention, l'écho 3D et la reconstruction multi-planaire ont également été simulés. Face à des défis d'optimisation de performance, une

approche par opération booléenne de différence afin d'isoler le volume capturé par la sonde sur le modèle 3D du cœur a dû être écartée. La nécessité de pouvoir bouger et tourner ce volume directement sur l'interface était également un frein. Le choix a alors été de concevoir un maillage ayant la forme de ce volume, et d'appliquer des textures vidéo issues de vrais volumes d'écho 3D. Une caméra a été placée sur le transducteur de la sonde afin de générer une texture de rendu affichée sur ce maillage. Pour la reconstruction multiplanaire, les lignes représentant les plans peuvent être déplacées et tournées sur l'interface, leurs positions et leurs angles sont directement liés à ceux des plans de coupe de la sonde ultrasonore (Figure 3.10).

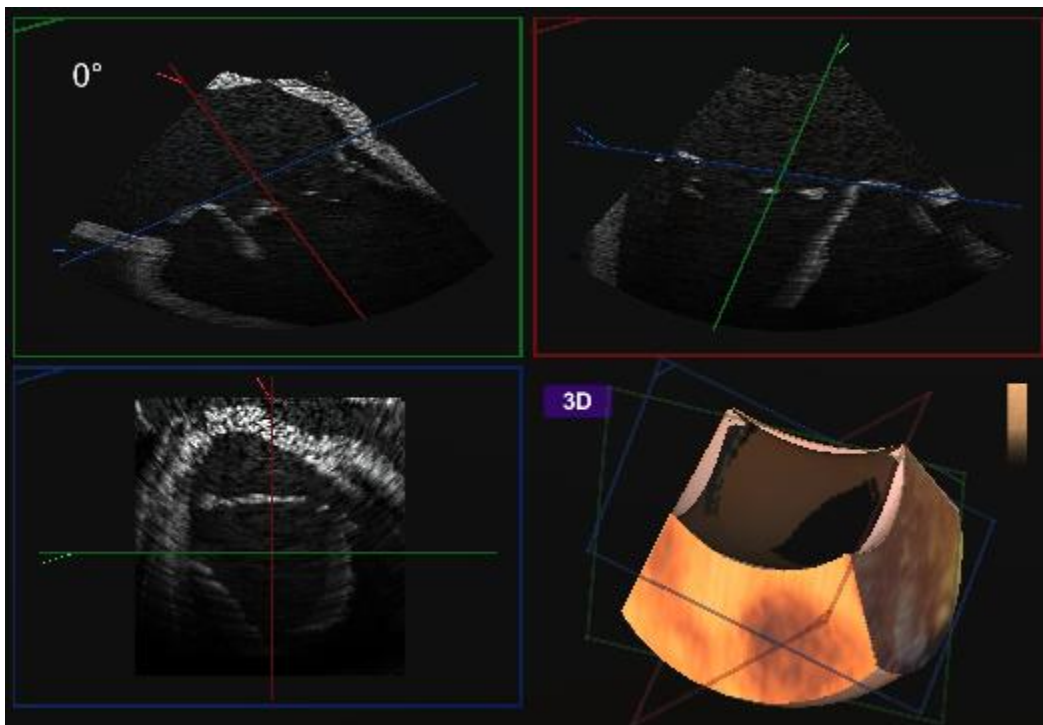


Figure 3.10 Capture d'écran de l'interface utilisateur présentant le mode MPR

3.3 Simulation des instruments

Cette section traitera d'abord de comment les instruments sont suivis physiquement. Leur simulation physique sera ensuite détaillée. Ces deux explications permettront ensuite de voir comment les informations envoyées par le système de suivi et les instruments sont traitées par les instruments virtuels. Leur fonctionnement sera détaillé pour chaque type d'instrument et pour la valve artificielle.

3.3.1 Suivi des instruments

Dès le départ du projet, des discussions ont eu lieu avec deux cardiologues interventionnistes sur l'intégration de retours haptiques au simulateur. Le cardiologue ayant déjà pratiqué plusieurs fois l'intervention avec la valve LuX a rapporté que les ressentis tactiles étaient très faibles pendant l'intervention. L'intégration de dispositifs de retours haptique n'a donc pas été prise en compte dans la conception de cette partie du projet. Seulement un retour haptique passif dû aux frottements des instruments contre les tubes dans lesquels ils circulent est présent. Les recherches effectuées lors de la revue de littérature ont montré que le suivi optique des instruments était la méthode la plus répandue et flexible dans son approche. Les capteurs optiques issus de souris d'ordinateur ont été utilisés avec des tubes opaques percés au niveau de l'unité de suivi. Le détail du support physique du simulateur avec ses composants est présenté à la figure 3.11.

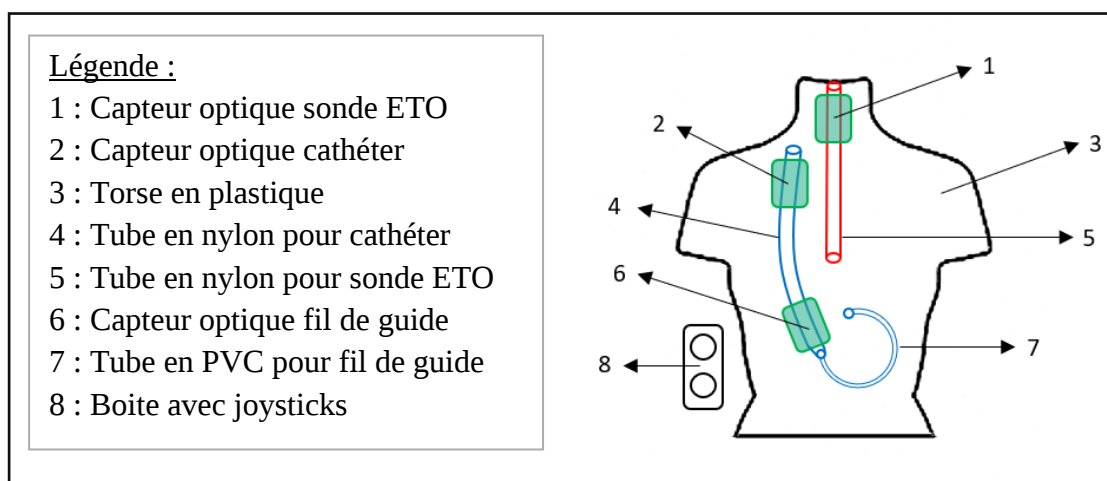


Figure 3.11 Schéma du simulateur avec ses composants

Pour ce faire, une pièce a été spécifiquement conçue sur Autodesk Fusion 360 et imprimée en 3D. Elle permet de fixer le circuit imprimé de la souris d'ordinateur juste au-dessus du tube avec des vis, en alignant le capteur optique et le trou du tube, pour suivre le déplacement et la rotation du fil ou du cathéter qui se déplace à l'intérieur. Le capteur optique est précisément placé à 4 mm de la surface à suivre dans le tube (Figure 3.12.A). Au total, 3 unités de suivi ont été placées. Une pour le suivi de la sonde d'ETO, avec son propre tube, et deux pour le suivi du fil de guide et du cathéter. La première, située directement après le point d'entrée, enregistre le déplacement et la rotation du cathéter. La seconde unité, située à 30 cm de la première, suit le fil de guide, avec un tube de diamètre inférieur. C'est la solution qui a été retenue pour suivre simultanément le fil de guide et

le cathéter. Le tube accueillant le fil de guide est agencé afin d'avoir une forme de spirale, le fil restant donc à l'intérieur du torse. Deux joysticks ont été ajoutés afin de contrôler le bras de fluoroscopie et la table du patient. Des pièces ont été conçues et imprimées afin de reproduire la forme des joysticks de la salle d'intervention. Un torse en plastique de mannequin a été intégré, les orifices d'insertions effectués aux endroits anatomiques correspondants : œsophage, veine jugulaire interne droite. Une plaque de plastique a été découpée au jet d'eau à haute pression afin de donner un support fixe au simulateur (Figure 3.12.C).

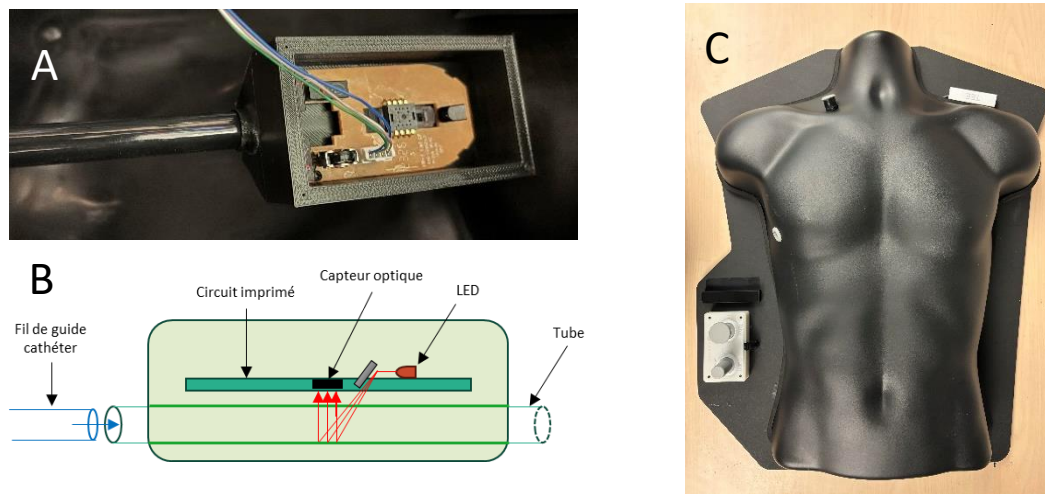


Figure 3.12 Fonctionnement du torse instrumenté. (A) Photographie de l'unité de suivi. (B) Schéma de l'unité de suivi. (C) Photographie du torse instrumenté

Les données provenant du circuit imprimé de la souris sont envoyées via le protocole PS2 vers un microcontrôleur de type ESP32. Au total, 4 unités de suivi sont connectées au microcontrôleur via les ports *data* et *clock* du protocole PS2. Deux ports destinés à des accessoires et une quatrième unité de suivi ont également été ajoutés pour des développements futurs. Le détail du circuit électrique du suivi des instruments est disponible en annexe A.

La librairie open source Arduino-PS2 a été utilisée pour recueillir les données de déplacement en X et Y et les afficher sur le moniteur sériel à une fréquence de 30 Hz. Les valeurs entières varient entre -255 et 255 selon le sens de déplacement. Elles sont données en unité de points ou pixels par le capteur, et converties directement en mètres avec la formule 3.2.

$$\Delta D_{mètres} = \frac{\Delta D_{pixels} * 0.0254}{DPI} \quad (3.2)$$

En effet, le capteur optique utilisé, le PAW3515DB, suit 1000 points par pouce (DPI), il faut donc diviser la valeur en pixels par le DPI et la convertir de pouces en mètres. Le détail du flux des données de suivi des instruments est présenté à la figure 3.13.

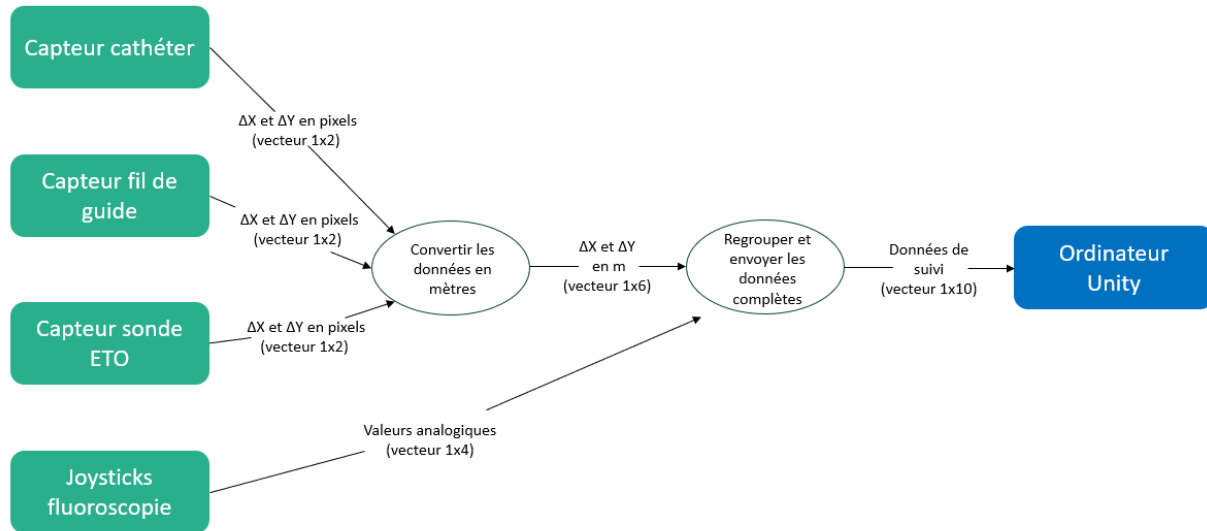


Figure 3.13 Diagramme de flux de données pour le suivi des instruments

Afin d'interfacer le microcontrôleur avec Unity, l'interface de programmation d'application « .NetFramework » a été utilisée, car plus étendue au niveau des compatibilités que l'interface standard. Un script a été conçu spécifiquement pour gérer les valeurs provenant des microcontrôleurs. Le port sériel auquel est connecté le microcontrôleur est identifié par un port COM sur l'ordinateur. Les valeurs sont ensuite lues à la fréquence fixe de Unity de 60 Hz, converties de chaînes de caractères à nombre flottant, et assignées à des variables globales pouvant être utilisées par d'autres objets dans Unity. Chaque unité de suivi (groupe fil de guide- cathéter et ETO) est traitée indépendamment des autres et avec un thread dédié, via la librairie de *threading* de Unity.

À chaque itération, la vitesse instantanée est calculée grâce à la formule 3.3, Δt étant l'intervalle de temps entre deux prises de mesure de distance au niveau du microcontrôleur.

$$v = \frac{\Delta D_{\text{mètres}}}{\Delta t} \quad (3.3)$$

Cette valeur de vitesse est ensuite entrée dans la fonction *Rigidbody.AddRelativeForce(velocity, ForceMode=VelocityChange)*, qui permet d'appliquer une force axiale F_{capteur} au corps rigide

dans son système de coordonnées locales afin qu'il atteigne la vitesse instantanée voulue. Cette force est automatiquement calculée par le moteur physique. Pour la rotation de l'instrument, la même logique est appliquée afin de déterminer le couple mais avec la fonction *Rigidbody.AddRelativeTorque(velocity, ForceMode=VelocityChange)*. Un coefficient multiplicateur supérieur à 1 de ces deux valeurs de vitesse a été utilisé par la suite et ajusté en fonction des tests préliminaires effectués auprès d'un cardiologue. Étant donné que la longueur du chemin d'accès au cœur virtuel et celle du chemin d'accès physique du torse sont non modulables et différentes de celle du chemin d'accès réel du patient, il n'est pas nécessaire que la distance parcourue par l'instrument dans le torse soit égale à celle parcourue par l'instrument virtuel. Le fait que le tube de suivi soit droit, non anguleux et de longueur finie comparé au chemin d'accès réel appuie également cette supposition. Le coefficient a donc été ajusté, indépendamment pour la vitesse linéaire et angulaire, afin que l'insertion et la rotation soient visuellement cohérentes.

3.3.2 Simulation physique des instruments

Afin d'offrir au cardiologue la possibilité de s'entraîner en manipulant un instrument semblable au réel instrument, il a été décidé de concevoir et imprimer le manche du cathéter LuX avec les roulettes de fonctions, ainsi que la sonde ETO. Ces instruments reproduits envoient ensuite les valeurs des positions des roulettes d'action à l'ordinateur, où Unity les traite. Le traitement par Unity est détaillé dans les sections 3.3.3 et ultérieur. Les mesures ont été prises sur le véritable cathéter. L'objectif était de le rendre portable, sans aucun fils, afin d'être réaliste. Les modèles des parties du cathéter ont été conçus sur Autodesk Fusion 360 et sont présentés à la figure 3.14.

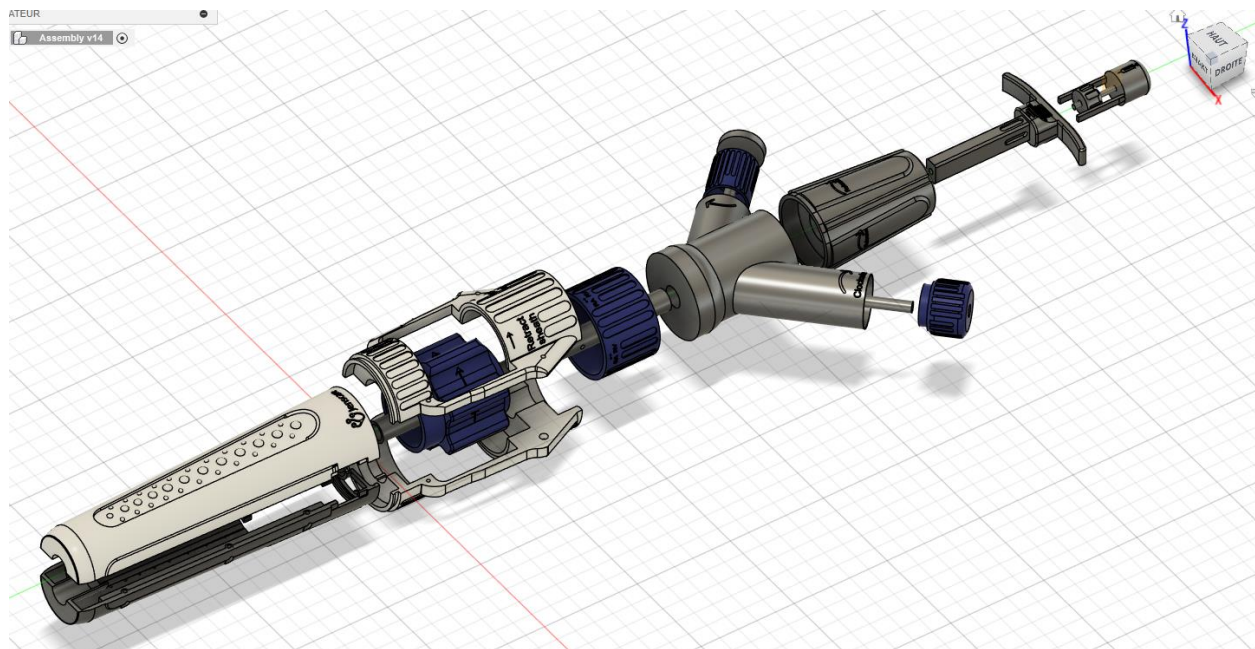


Figure 3.14 Capture d'écran du logiciel Fusion 360 montrant l'assemblage du cathéter reproduit

Le cathéter a été conçu afin de comporter une batterie, un microcontrôleur et des encodeurs. Un cylindre traversant l'entièreté du cathéter permet de faire passer les fils se rendant aux encodeurs. Un microcontrôleur Arduino Nano BLE a été choisi afin de communiquer sans fil avec le microcontrôleur responsable du suivi des instruments via le protocole *Bluetooth Low Energy* (BLE). Une batterie lithium de 9V a été ajoutée. Des encodeurs rotatifs de type anneau ayant une résolution de 9 pulses par tour, creux en leur centre afin de faire passer les fils, ont été utilisés afin de suivre la rotation des roulettes. Un potentiomètre linéaire a été utilisé afin de suivre le déplacement de la gâchette de poussée de la languette septale. Enfin, un bouton-poussoir a été ajouté afin de détecter la commande d'ancrage de la languette (Figure 3.15).

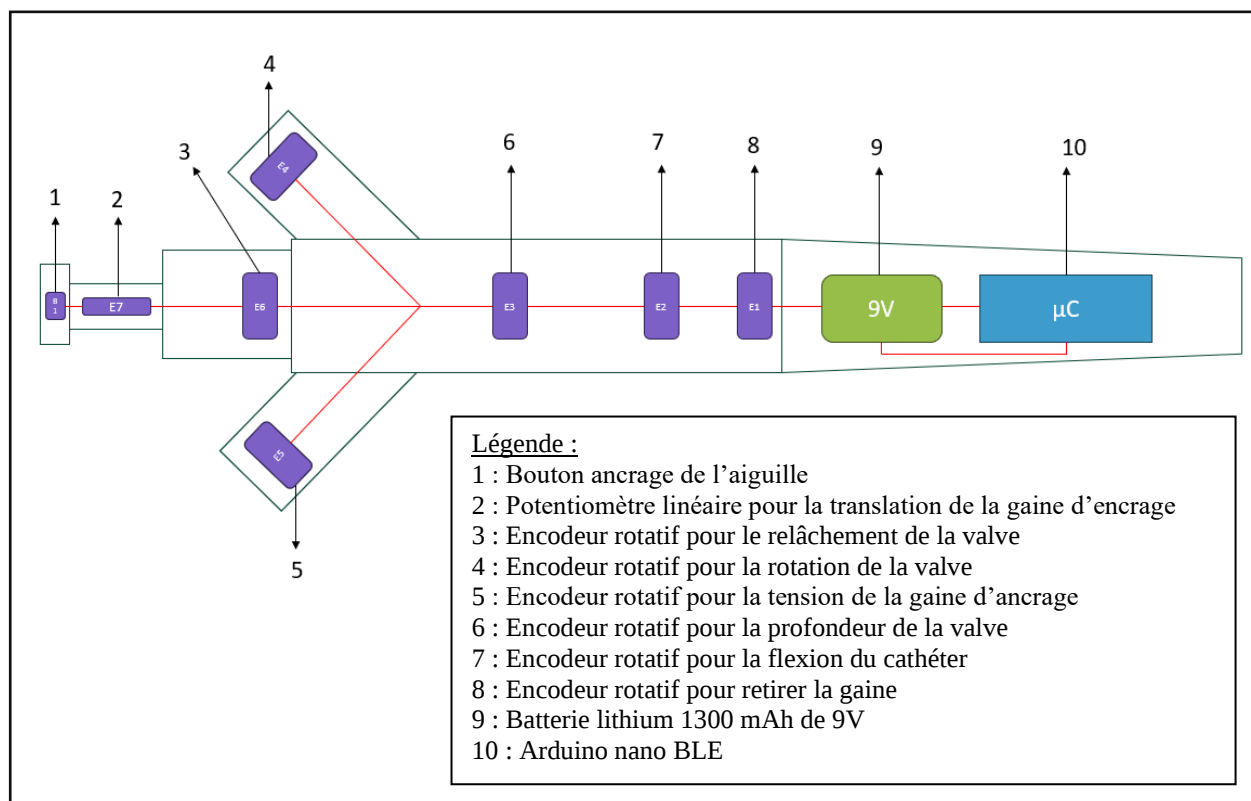


Figure 3.15 Schéma des composants du cathéter LuX reproduit

Le microcontrôleur fait office de serveur. Les valeurs sont collectées par ce dernier et envoyées via le protocole BLE en notifiant le client, le microcontrôleur de suivi des instruments. Pour ceci, un service et des caractéristiques BLE spécifiques ont été créés avec des adresses UUID, sur lesquelles le client vient s'abonner lors de l'initialisation. Chaque fois qu'une notification est reçue, la valeur de la caractéristique est lue. Il y a en tout 8 caractéristiques, qui représentent la valeur du compteur pour les encodeurs, la valeur du voltage transmis pour le potentiomètre et la valeur binaire retournée pour le bouton (Figure 3.16).

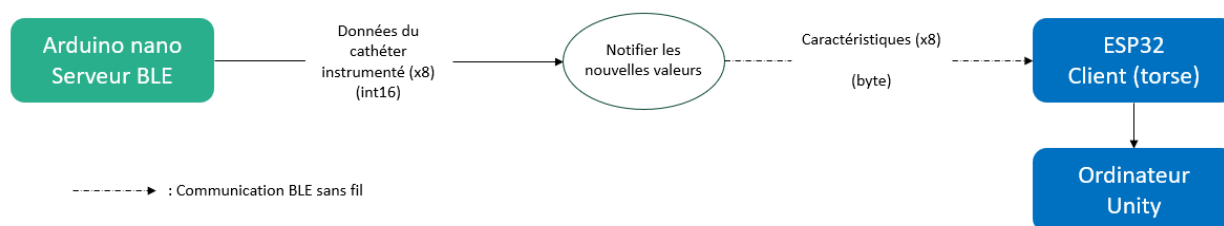


Figure 3.16 Diagramme de flux de données pour le cathéter LuX reproduit

Il est à noter qu'une fonctionnalité du cathéter n'a pas été reproduite physiquement : le *coupling*. Sur le cathéter réel, cette action permet d'allonger ou d'écourter les gaines externes et internes afin de faire avancer ou reculer l'ensemble de la partie distale du système en flexion. Cela se traduit par deux clips placés sur la roulette de retrait de la gaine externe, qui lorsque enclanchés, confèrent à la roulette cette action. Le mouvement est accompagné d'un mouvement de l'ensemble de la partie haute du cathéter, avec une règle intégrée à la structure qui permet de mesurer l'allongement de la partie distale du système.

Afin de simuler physiquement la sonde ETO, un boîtier semblable aux sondes ETO classiques utilisées en cardiologie structurelle a été conçu sur Autodesk Fusion 360. Ses pièces sont présentées à la figure 3.17.

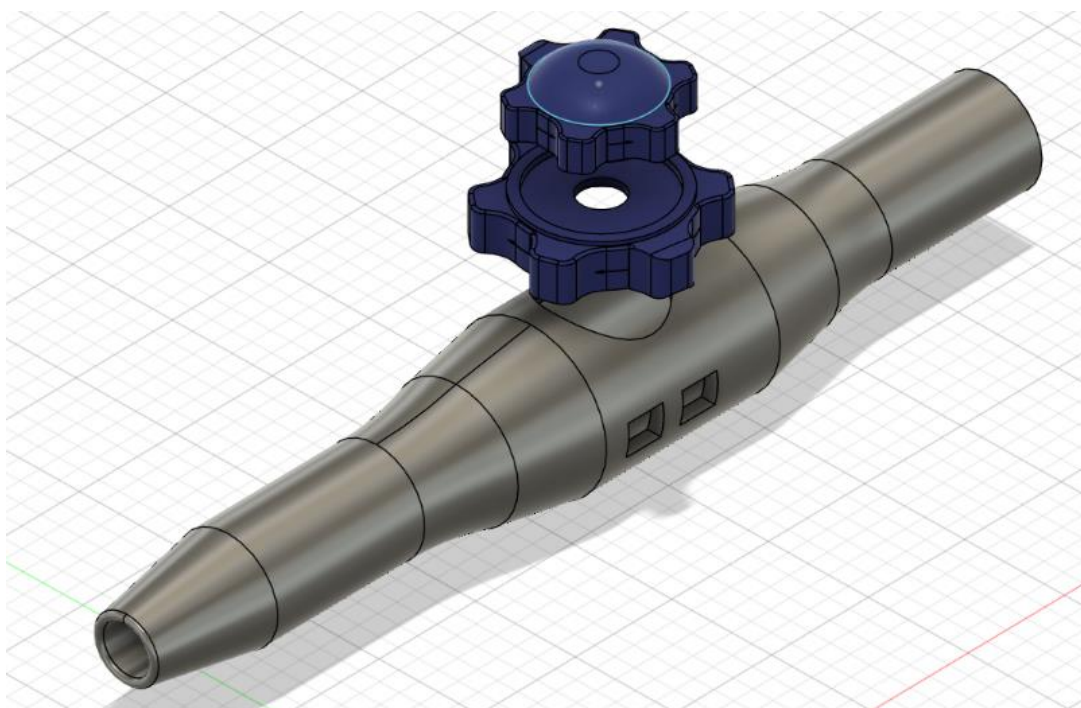


Figure 3.17 Capture d'écran du logiciel Fusion 360 montrant l'assemblage de la sonde ETO

Plusieurs composants ont ensuite été ajoutés à ce boîtier afin de l'instrumentaliser (Figure 3.18)

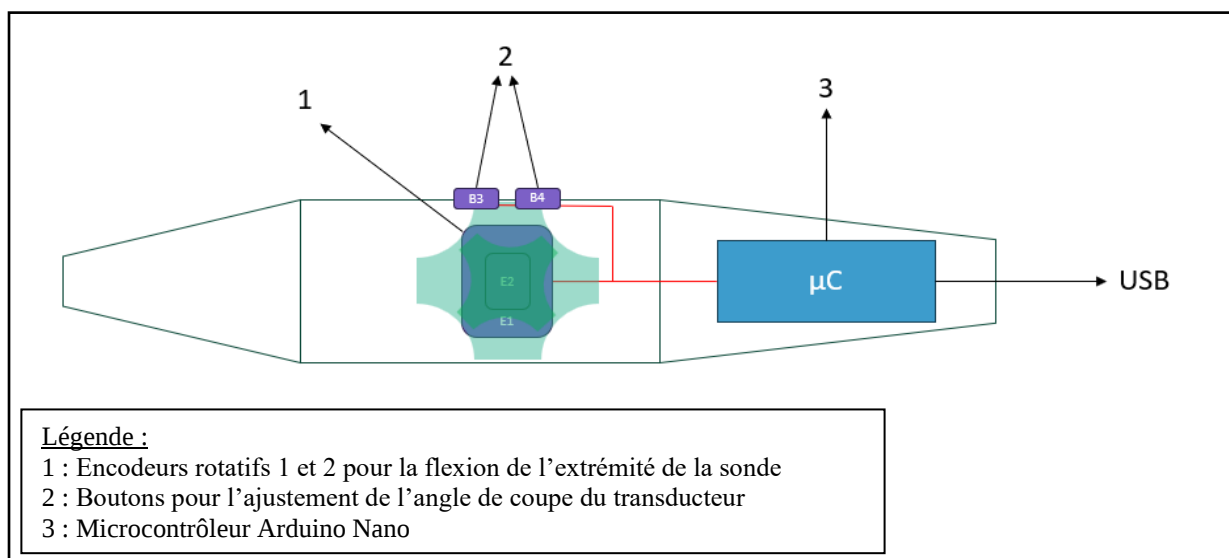


Figure 3.18 Schéma de la sonde ETO montrant ses composants

Un microcontrôleur Arduino Nano, sur lequel deux encodeurs rotatifs et deux boutons-poussoirs ont été reliés, a été utilisé pour interfacer la sonde avec l'ordinateur via USB. Les données sont lues et envoyées sur le port sériel à une fréquence de 30 Hz, et lues par Unity ensuite, de la même façon que pour le suivi des instruments. Les deux instruments comportent un tube en nylon de diamètre 9.5mm. Les pièces ont été imprimées en utilisant du plastique PLA, en respectant les

couleurs des instruments réels. Des vis ont été utilisées afin d'assurer la solidité des pièces. Les instruments sont présentés à la figure 3.19.

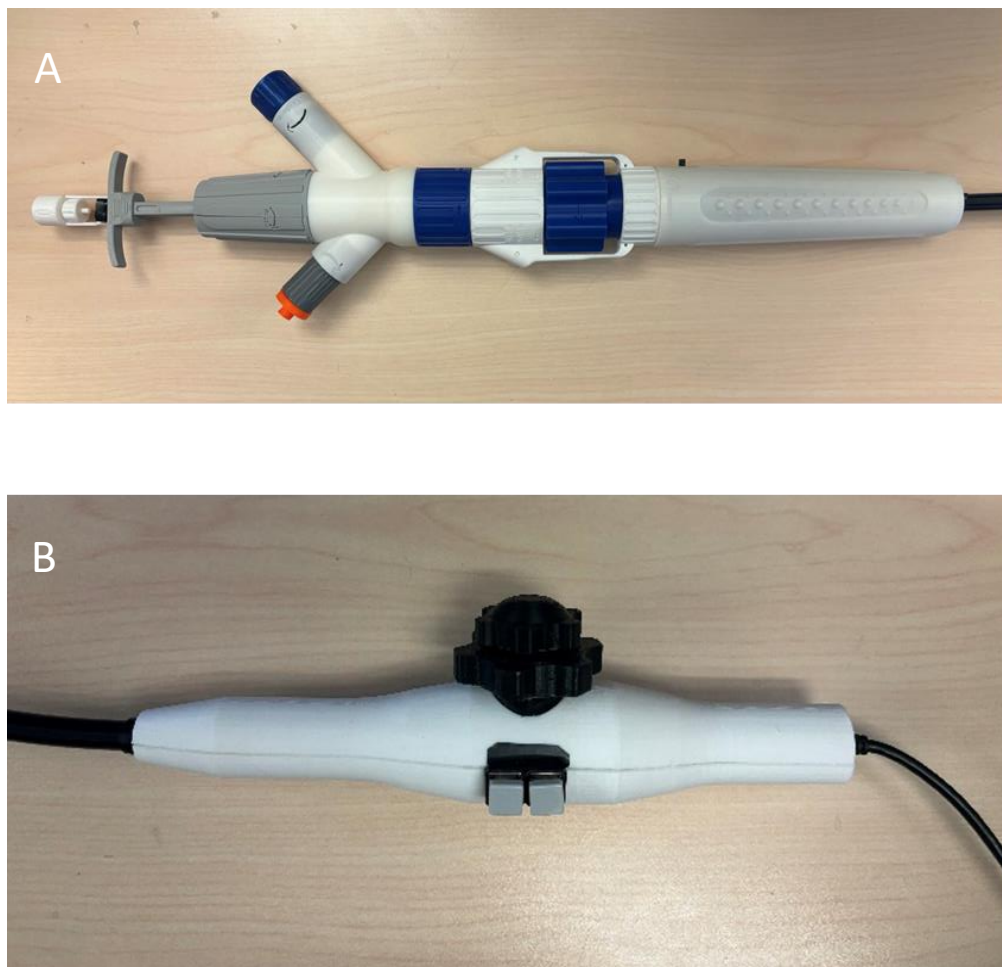


Figure 3.19 Photographies des instruments reproduits (A) Le cathéter LuX-Valve
(B) La sonde ETO

3.3.3 Simulation numérique du fil de guide

Pour simuler numériquement le comportement des instruments, l'approche utilisant le modèle de masse-ressort, déjà utilisée pour simuler de longs fils fins et flexibles, a été considérée. La méthode présentée ici est la même pour tous les instruments : fils de guide, cathéter, sonde ETO. Sur Blender, une armature composée de 100 points d'armature a été créée et associée à un maillage cylindrique. Chaque point peut effectuer une rotation en 3D autour de sa base qui est reliée à la tête du point précédent. Ce fichier a ensuite été importé sur Unity, où des collisionneurs primaires de

type capsule ont été ajoutés à chaque point d'armature, en plus des composants corps rigides et joints configurables. La figure 3.20 détaille le processus de simulation des instruments.

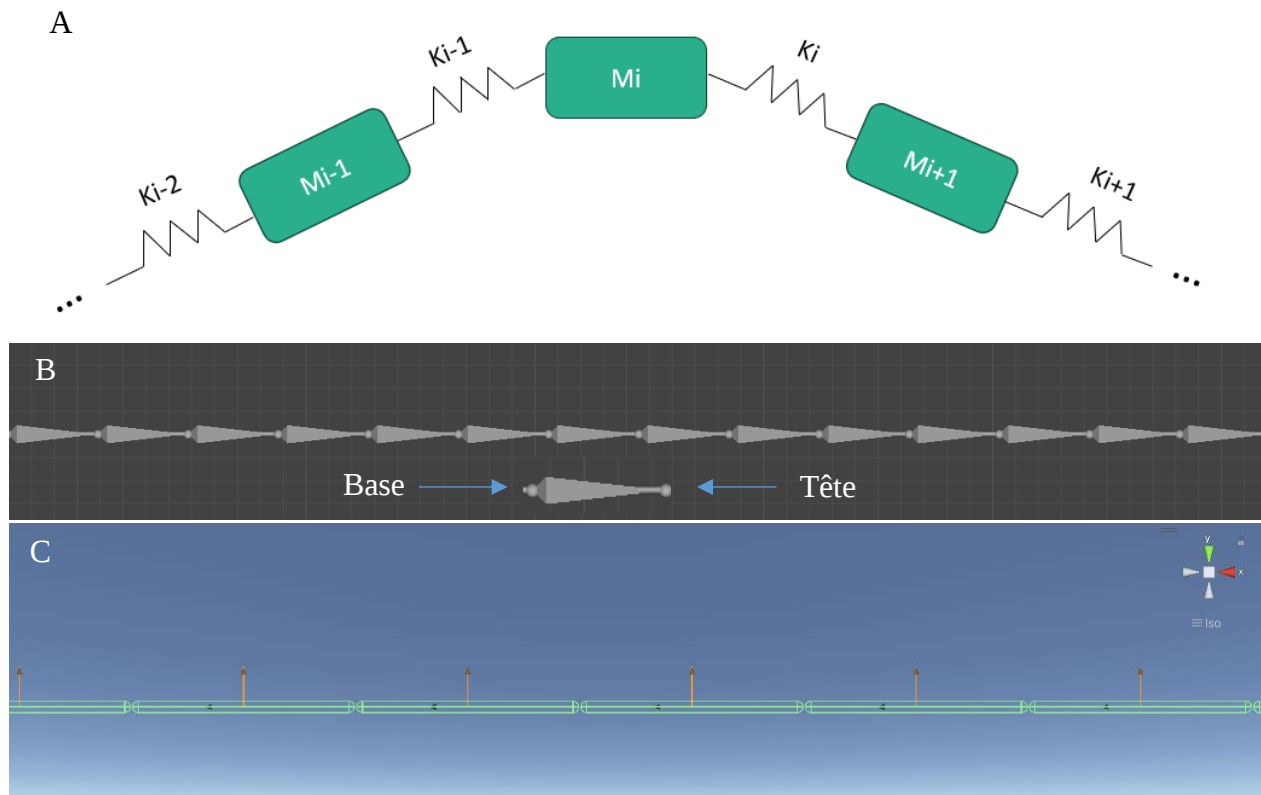


Figure 3.20 Processus de simulation numérique des instruments (A) Schéma du système masse-ressort utilisé, M_i représente la masse de l'objet i , K la constante de raideur de l'objet i (B) Capture d'écran de l'armature sur Blender (C) Capture d'écran de l'armature avec les collisionneurs (en vert) sur Unity

Il est possible d'assigner une masse et un type de détection de collisions grâce au composant corps rigide. Le composant joint configurable permet de personnaliser le joint, en ajoutant un ressort, des contraintes, ou des positions et rotations cibles à atteindre. Le choix de discrétiser l'instrument en plusieurs collisionneurs ayant peu de polygones permet d'améliorer les performances de la simulation. La déformation du maillage cylindrique est purement rendue graphiquement et non physiquement simulée.

Chaque point s'est vu attribuer une masse m_i de sorte que la masse totale de l'objet soit égale à la masse réelle de celui-ci. Les jointures ont été configurées afin d'ajouter un ressort, de constante

de raideur k variable en fonction de la position du point d'armature et de la flexibilité de l'objet réel. La structure topologique de l'instrument est donc représentée par $N+1$ corps rigides aux positions $i \in \{0,1,2,\dots,N\}$, ayant chacun une position à l'itération t $X_{i,t} = (x_{i,t}, y_{i,t}, z_{i,t})$ et un quaternion $q_{i,t}$. Chaque corps évolue dans son propre système de coordonnées local. Les jointures au nombre de N n'ont pas de masse et sont responsables des propriétés de compression, torsion et élongation. Pour faire bouger l'objet, une force ponctuelle est appliquée au point d'armature à son extrémité proximale. Cette force appliquée $F_{capteur}$ est donnée à partir des valeurs fournies par les capteurs optiques, qui sont discutés à la section suivante. Le moteur physique de Unity calcule ensuite à chaque itération, les valeurs de position $X_{i,t}$ et de quaternion $q_{i,t}$ de chaque corps rigide, en fonction des forces de collisions $\vec{F}_{collision}$, des ressorts $\vec{F}_{elastique}$, de flexion $\vec{F}_{flexion}$, des frottements $\vec{F}_{frottement}$ avec les parois des vaisseaux et de la force appliquée $\vec{F}_{capteur}$, en résolvant les équations 3.4 et 3.5. Les forces de frottement avec le sang sont négligées, le flux sanguin n'étant pas modélisé. $\vec{g}$ est l'accélération de gravité terrestre à 9.8 m.s^{-2} . $\vec{J}_i$ est le moment d'inertie du corps rigide i .

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{F}_{capteur} + \vec{F}_{frottement} + \vec{F}_{collision} + \vec{F}_{flexion} + \vec{F}_{elastique} + m_i * \vec{g} = m_i * \vec{a}_i \quad (3.4)$$

$$\sum \vec{M}(\vec{F}_{ext}) = \vec{J}_i * \vec{\alpha}_i \quad (3.5)$$

Les mises à jour du moteur physique sont effectuées dans la boucle fixe de Unity, qui a une fréquence de rafraîchissement fixe, ici de 60 Hz, contrairement à la boucle par défaut qui se rafraîchit par rapport à la fréquence variable d'image affichée par la simulation. Pour simuler le comportement des collisions avec le maillage du cœur, un composant de type matériel physique avec des valeurs de friction et rebond entre 0 et 1, toutes deux dynamique et statique, a été ajouté aux collisionneurs concernés. Les valeurs de friction ont été ajustées à 0.5, étant donné qu'il existe une certaine friction entre les fils de guide et les parois vasculaires en pratique. Ces parois étant molles, elles absorbent une bonne partie de l'énergie de l'instrument lors de la collision, la valeur de rebond a donc été mise à 0. La détection des collisions est de type discret. Un exemple d'une trajectoire du fil de guide dans le cœur est présenté à la figure 3.21.

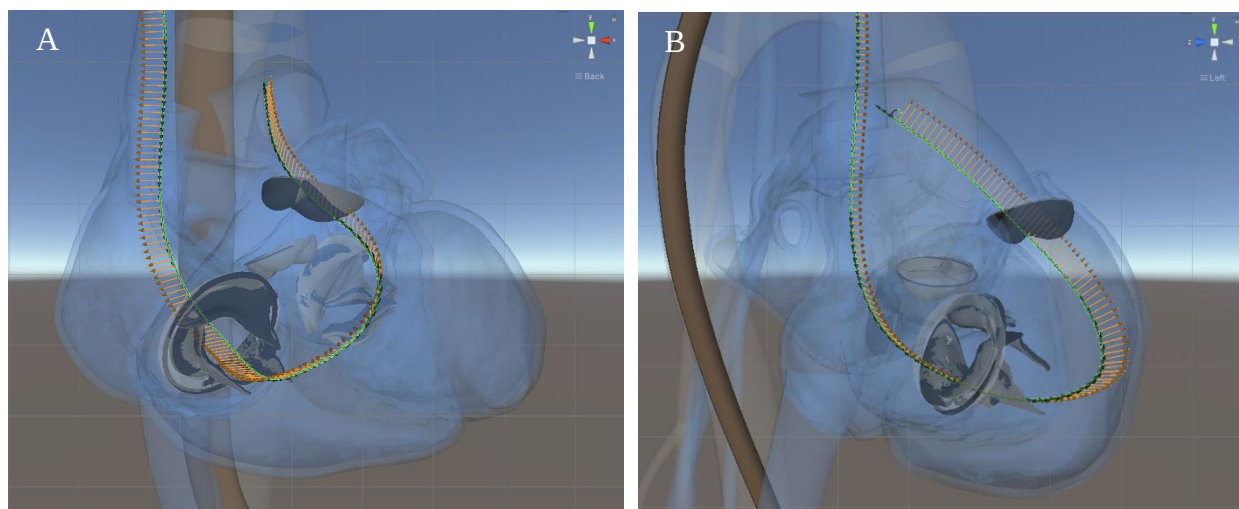


Figure 3.21 (A) et (B) Exemple du fil de guide inséré dans le cœur jusqu'à l'artère pulmonaire

3.3.4 Simulation numérique du cathéter LuX

Pour le cathéter d'insertion de la valve LuX, l'approche est similaire à celle du fil de guide. La partie proximale a été conçue sur Blender, de même que l'armature de la gaine interne, de la gaine septale et l'armature de la gaine externe. La gaine interne, fine et pleine, comprend 60 points d'armature. La vraie gaine interne est creuse puisqu'elle fait passer le fil de guide, ce qui est rendu possible avec les collisionneurs dans la simulation. La gaine septale, fine et pleine comprend 10 points d'armature et diverge de la gaine interne au niveau du point 50 de celle-ci. La gaine externe, plus épaisse et creuse, comprend 30 points d'armature. Cette gaine vient coulisser vers la partie proximale lorsqu'elle est partiellement retirée pendant l'intervention. Sur Unity, des composants corps rigides et des jointures configurables ont été ajoutés à chacun des points d'armatures des 3 gaines. La gaine externe est attachée à la gaine interne en tout temps via des jointures fixes, qui se désactivent lors du coulisement de la gaine externe. Des collisionneurs creux cubiques sont utilisés sur la gaine externe et interne. Ceux de la gaine externe gèrent les collisions avec les parois vasculaires, la valve LuX et la gaine interne. Ceux de la gaine interne gèrent les collisions avec la gaine externe, les parois vasculaires et le fil de guide. Pour la gaine septale, ce sont des collisionneurs de type capsule qui sont ajoutés. La figure 3.22 montre la gaine externe représentée par les collisionneurs cubiques de grande taille et creux en vert, et la gaine interne à l'intérieur.

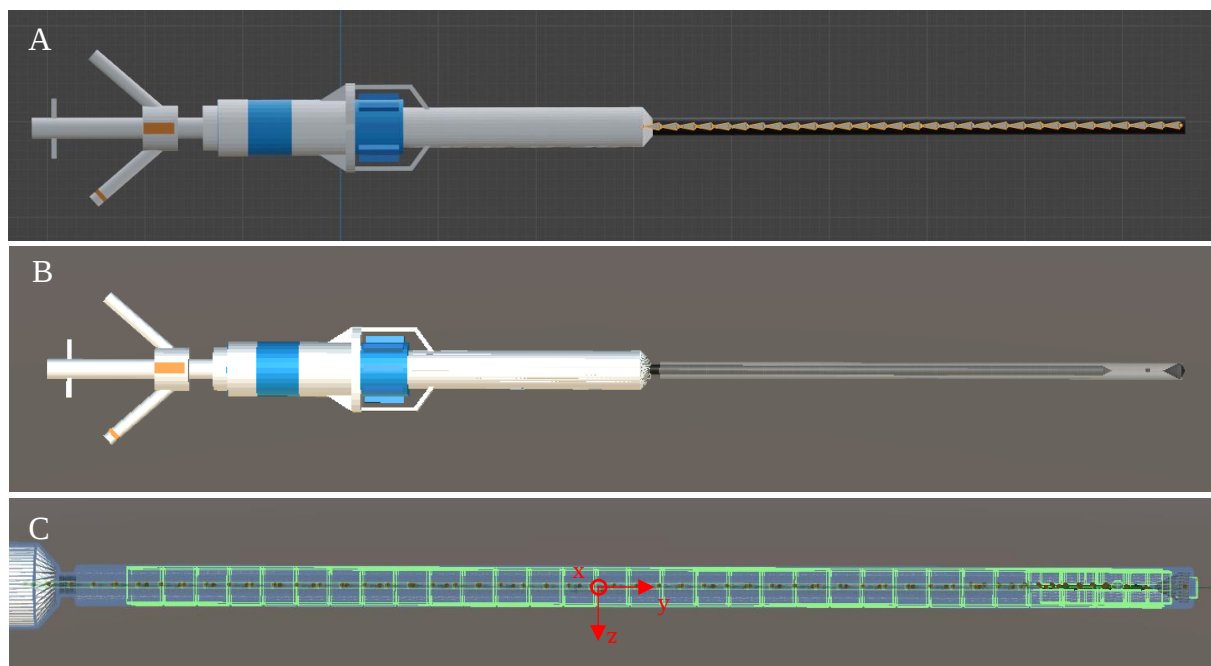


Figure 3.22 (A) Vue du cathéter sur Blender avec l'armature de la gaine interne en surbrillance jaune (B) Vue du cathéter sur Unity (C) Armature distale du cathéter avec collisionneurs

Les actions des roulettes du cathéter sont gérées par une classe nommée *LuXCatheter* qui regroupe les attributs correspondant aux 9 fonctions du cathéter. La figure suivante présente le diagramme UML qui montre le fonctionnement des classes pour le cathéter LuX.

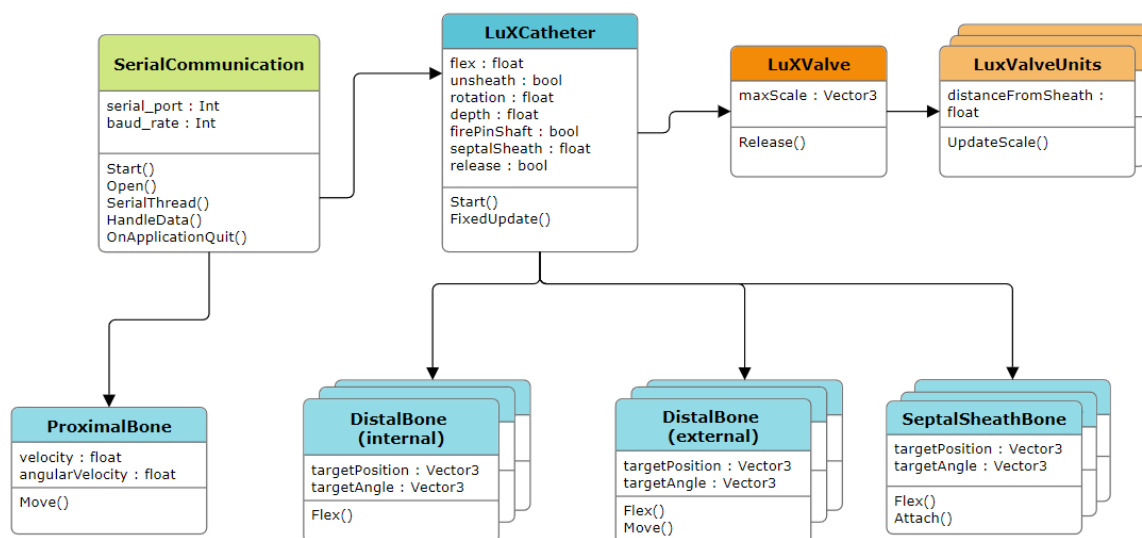


Figure 3.23 Diagramme UML du fonctionnement du cathéter LuX virtuel

L'objet `SerialCommunication` reçoit les données du microcontrôleur de suivi des instruments et les assigne à des variables publiques, qui sont récupérées par l'objet `ProximalBone`. Cet objet est situé à la partie proximale de l'armature de la gaine interne du cathéter. La fonction `Move()` s'occupe d'appliquer la force et le couple déterminés par les capteurs optiques sur le corps rigide. Les variables concernant les actions des roulettes provenant de `SerialCommunication` sont récupérées par l'objet `LuXCatheter` et servent à incrémenter les variables de fonction. La variable `flex` est comprise entre 0 et 1 et s'incrémente d'une valeur faible en fonction de si la valeur du compteur de l'encodeur est supérieure ou inférieure à la précédente. Cette valeur agit ensuite comme un pourcentage appliqué à la valeur de rotation cible `targetAngle` des objets `DistalBone` de la gaine interne et de la gaine externe. Ces objets désignent les 10 points les plus distaux de l'armature de la gaine externe et les 20 le plus distaux de l'armature de la gaine interne. La fonction `Flex()` assigne au joint configurable la rotation cible ajustée dans le plan XY. La variable booléenne `unsheath` est vraie lorsque la valeur du compteur est différente de la précédente, le signe de la différence donnant le signe de la force appliquée à la gaine externe et donc le sens de coulissement de cette dernière. La variable `rotation` est comprise entre -90 et 90 et donne la rotation cible dans le plan XZ pour les joints des objets `DistalBone` de la gaine interne seulement. La valve et la gaine septale étant attachées à des points de cette gaine, elles tournent avec. La variable `Depth` est comprise entre -1 et 1 et agit comme un pourcentage à appliquer aux variables `targetPosition` des objets `DistalBone` de la gaine interne. La gaine peut alors s'allonger ou se raccourcir via les positions cibles assignées aux joints. La variable `septalSheath` est normalisée entre 0 et 1 à partir de la valeur donnée par le potentiomètre linéaire. Elle agit encore une fois comme un pourcentage à appliquer aux variables `targetPosition` et `targetAngle` des objets `SeptalSheathBone` afin de faire avancer et courber la gaine septale. La variable booléenne `FirePinShaft` est vraie quand le bouton est pressé, et vient ajouter un joint fixe à l'endroit où l'extrémité de la gaine septale touche la languette septale et le maillage du septum interventriculaire. Cette action est effectuée avec la fonction `Attach()`. La variable booléenne `release` devient vraie lorsque la valeur de l'encodeur correspondant dépasse un certain seuil. La fonction `Release()` de l'objet de la valve `LuX` s'exécute alors et le joint qui lie cette dernière au point d'armature de la gaine interne est détruit. Certaines des actions sur le cathéter sont présentées à la figure 3.24 ci-dessous.

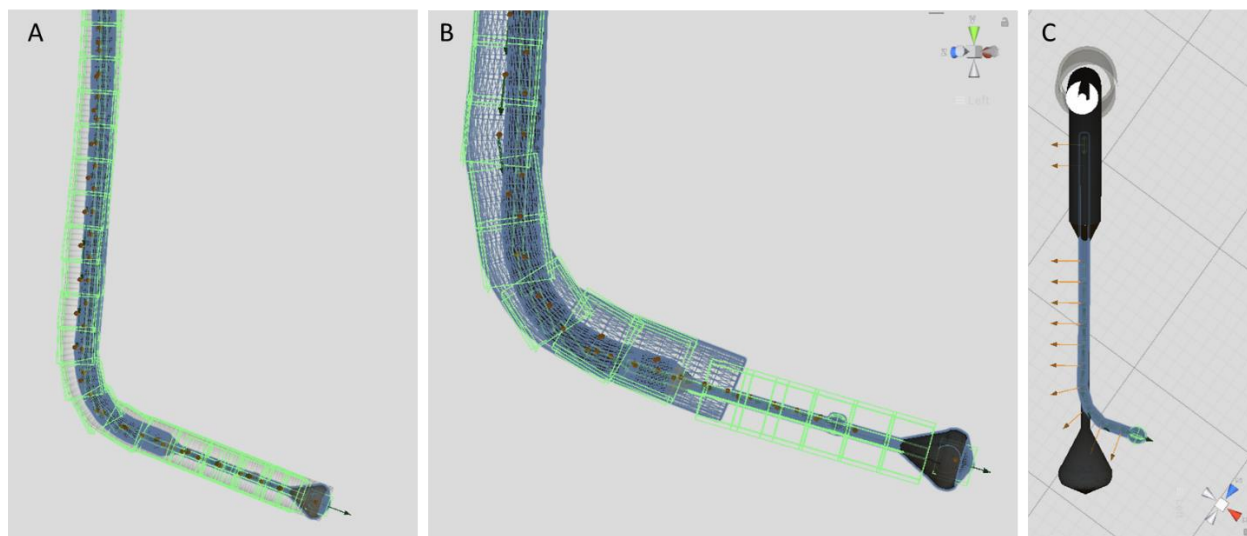


Figure 3.24 (A) Flexion du cathéter (B) Gaine retirée progressivement (C) Flexion de la gaine septale

3.3.5 Simulation numérique de la valve

Pour simuler la valve LuX, une armature a été créée sur Blender, reprenant la forme de la jupe adaptative. L'armature était nécessaire afin de recréer en simulation les mouvements de la jupe lors du déploiement et des collisions avec les structures environnantes de l'anneau tricuspïdien. Le maillage principal de la valve suit la même logique. La languette septale et les clips de capture ont également été manuellement modélisés sur Blender. Le modèle de la valve a ensuite été importé sur Unity, où similairement aux instruments, un corps rigide, des joints configurables et des collisionneurs ont été ajoutés aux éléments de la valve. Le maillage de la jupe adaptative s'est vu assigner une texture reprenant le motif formé par les éléments composant la jupe. Un modèle animé de valve biologique aortique provenant de U-Anatomy a été ajouté afin de simuler la valve biologique bovine. La valve commence à s'ouvrir et à se fermer lorsque la partie auriculaire de la valve est pleinement déployée, via une animation. La valve virtuelle est présentée à la figure 3.25.

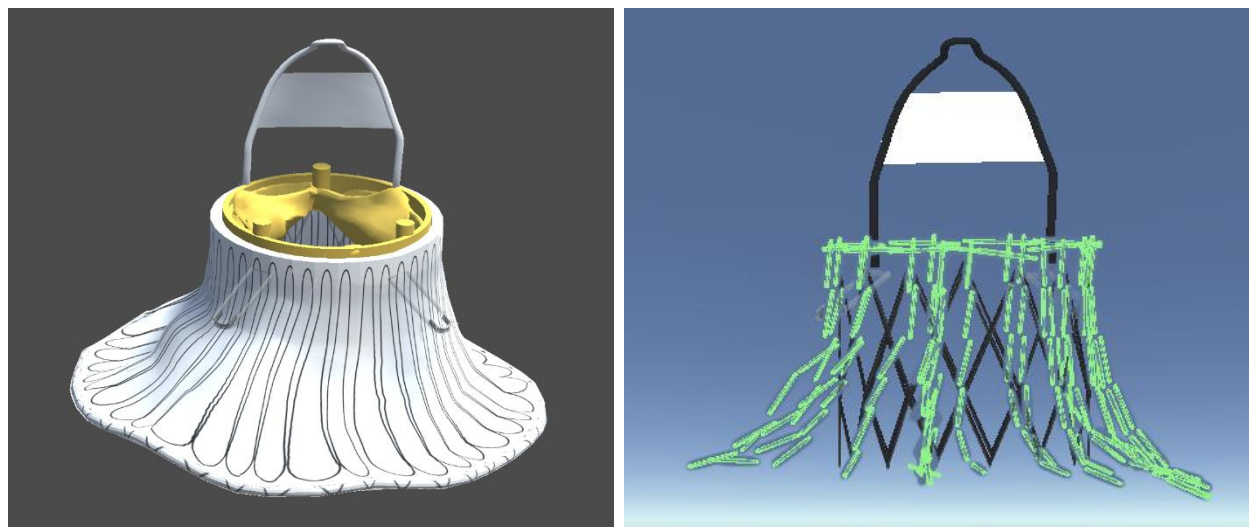


Figure 3.25 Valve LuX virtuelle(A) Modèle 3D de la valve LuX déployée (B) Armature de la jupe avec collisionneurs en vert

La valve est discrétisée afin de simuler son déploiement. En effet, le maillage interne est divisé en 6 unités cylindriques. Les clips, la languette d'ancrage, la valve biologique, la jupe et le maillage sont attachés à la première unité. Les unités subséquentes sont attachées aux points du maillage interne restants. La valve est ensuite attachée à un des points d'armature distale du cathéter, via un joint fixe. L'échelle transverse des unités est diminuée afin de faire rentrer la valve dans la gaine du cathéter. Une fois le déploiement commencé, la valve se déploie de la manière suivante : L'échelle transverse de chaque unité est ajustée proportionnellement à la distance entre l'unité et la gaine du cathéter, jusqu'à atteindre une échelle maximum correspondant au diamètre de la valve une fois complètement déployée. Les unités possèdent des collisionneurs (en vert sur la figure 3.14) qui permettent au maillage d'épouser la forme donnée par les structures environnantes. Quant à la jupe adaptative, chaque point d'armature de la jupe possède une rotation cible préalablement définie qu'il tente d'atteindre, mais qui peut être empêchée par les collisions, avec la gaine ou avec les structures anatomiques. Ceci permet à la jupe d'épouser la forme de la partie auriculaire de l'anneau tricuspide. Le principe est le même pour les deux clips, qui ont une rotation cible à atteindre. Finalement, la languette septale est reliée à la valve via un joint de type charnière dans un seul axe. L'ancrage s'effectue grâce à une jointure de type fixe ajoutée entre l'objet de l'aiguille, la languette et le tissu septal. Le déroulement du déploiement est présenté à la figure 3.26 ci-dessous.

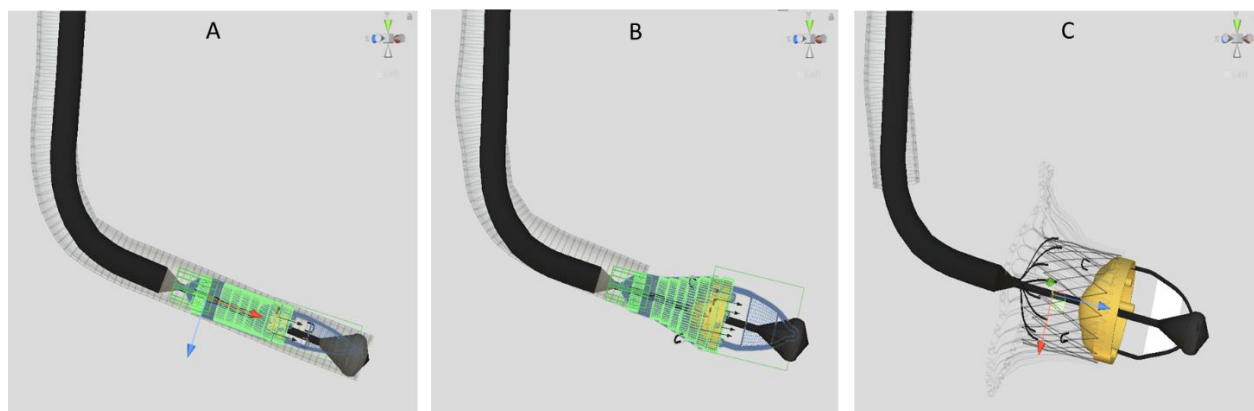


Figure 3.26 (A) Valve non déployée (B) Valve en cours de déploiement (C) Valve déployée

3.3.6 Simulation numérique de la sonde ETO

La simulation de la sonde ETO suit exactement la même approche que le cathéter et le fil de guide. Modélisée d'abord sur Blender avec une armature de 30 points, elle a été importée sur Unity où des collisionneurs de type capsule et des corps rigides ont été ajoutés. L'extrémité comprenant le transducteur comporte les plans de coupes et peut se courber dans les directions antéro-postérieures et latérales, de -90 à 90 degrés. Ceci est rendu possible grâce à un quaternion cible de rotation des jointures. La sonde se déplace grâce à une force appliquée à son extrémité proximale donnée par le capteur optique dédié. Une texture reprenant la forme des sondes réelles a été appliquée au maillage cylindrique. Le transducteur et ses structures internes ont été reproduits sur Unity en utilisant l'outil ProBuilder. Le modèle de sonde en mouvement et en flexion est présenté à la figure 3.27. Les collisionneurs de type capsule sont représentés en vert, le transducteur en bleu.

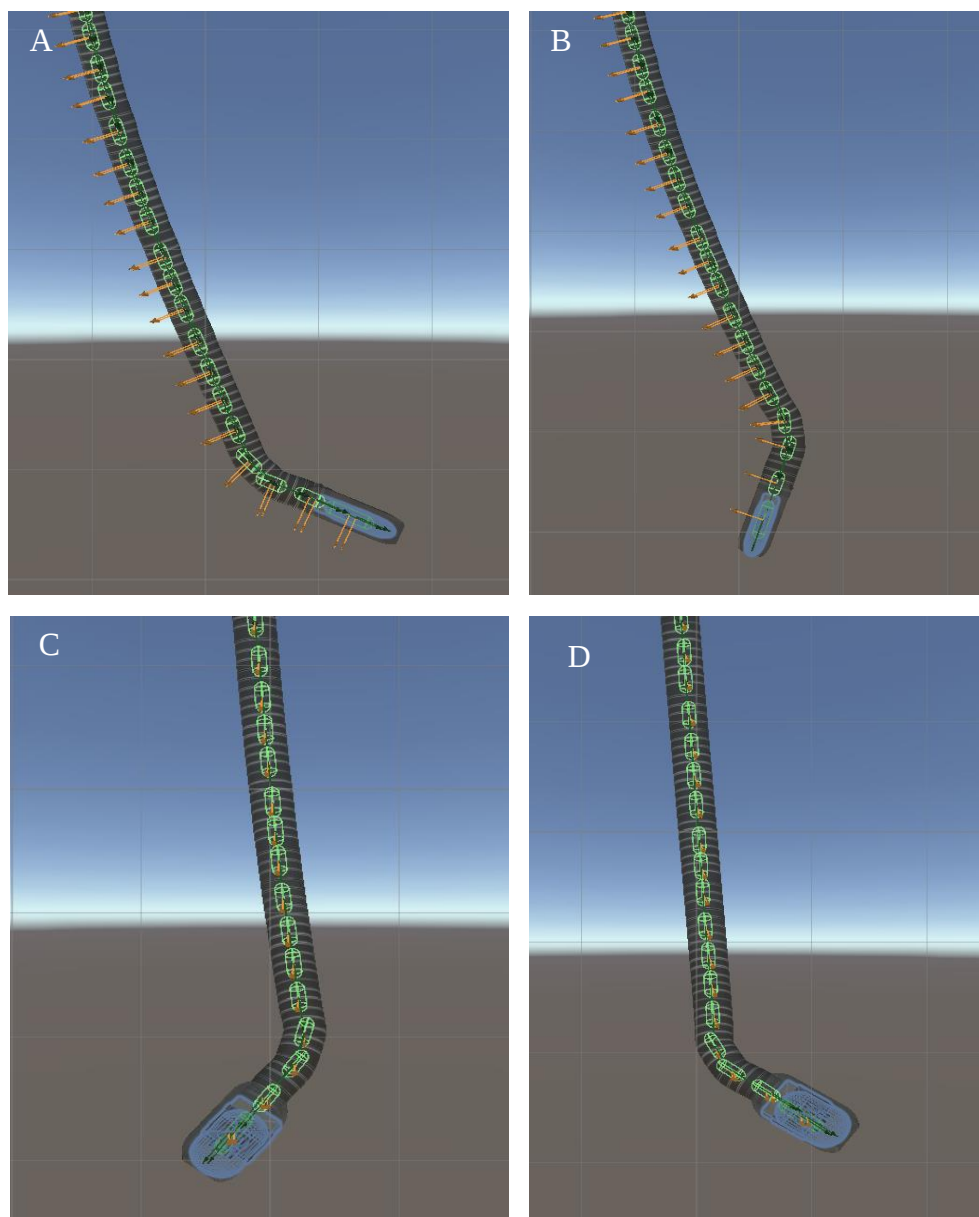


Figure 3.27 (A) Flexion antérieure (B) Flexion postérieure (C) Flexion latérale droite (D) Flexion latérale gauche

3.4 Interface et fonctionnalités

En résumé, le simulateur s'articule autour de trois modules principaux : les instruments physiquement simulés, le torse instrumenté et le logiciel. Les deux premiers modules interagissent entre eux, et vers le module de logiciel. Le point final est l'interface qui présente à l'utilisateur la simulation. L'architecture globale du système est présentée à la figure 3.28 ci-dessous.

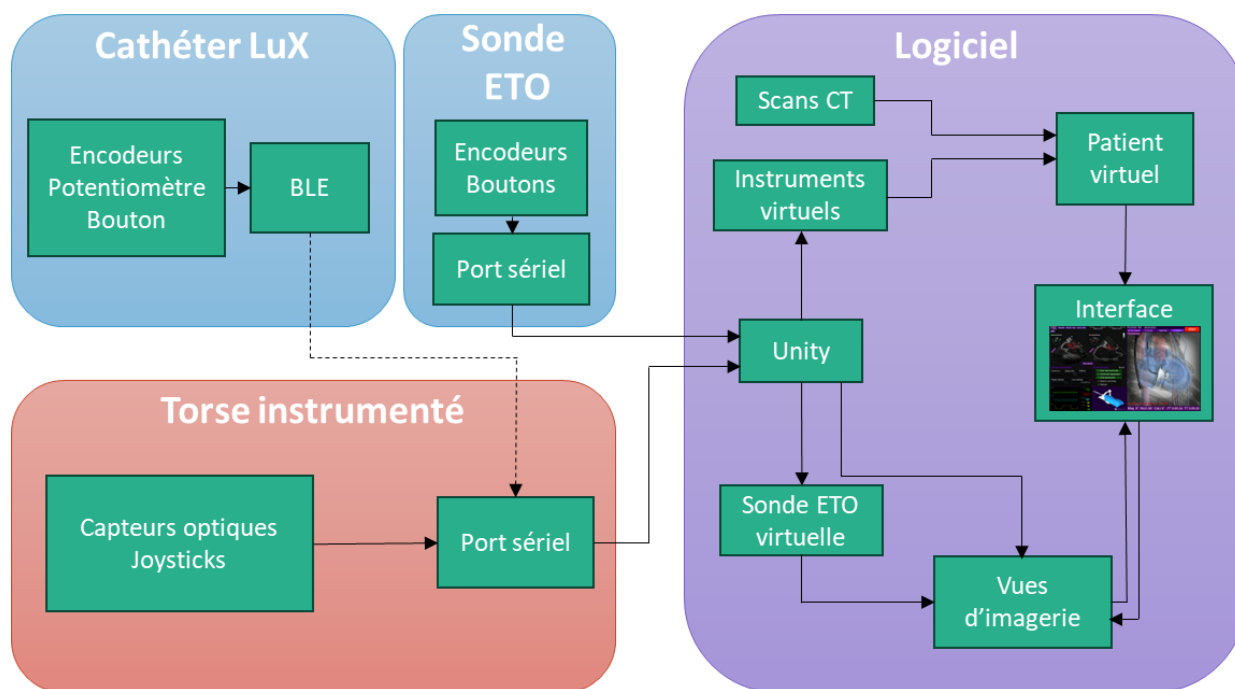


Figure 3.28 Architecture du système

Plusieurs éléments et fonctionnalités ont été considérés pour l'interface. Le choix a été fait d'essayer de respecter au maximum l'agencement de l'interface qui est présentée aux cardiologues pendant l'intervention. La vue de fluoroscopie est donc présentée à droite en grande taille, avec les vues d'ETO à gauche. Les signes vitaux sont générés de manière procédurale. Des boutons permettent de choisir l'instrument avec lequel travailler. À droite de la section des boutons d'instruments, se trouve une section avec des boutons également, portant les étapes principales de l'intervention. Lorsque le simulateur est manipulé, ces boutons s'illuminent en vert lorsque l'étape correspondante est terminée. Si l'utilisateur clique sur un des boutons, le cathéter va automatiquement se déplacer et se courber afin de présenter l'étape cliquée. En bas de cette section

se trouve un modèle 3D de la table, du bras de fluoroscopie, du patient et du cathéter, qui s'actualise en fonction des actions effectuées. L'interface est présentée à la figure 3.29.

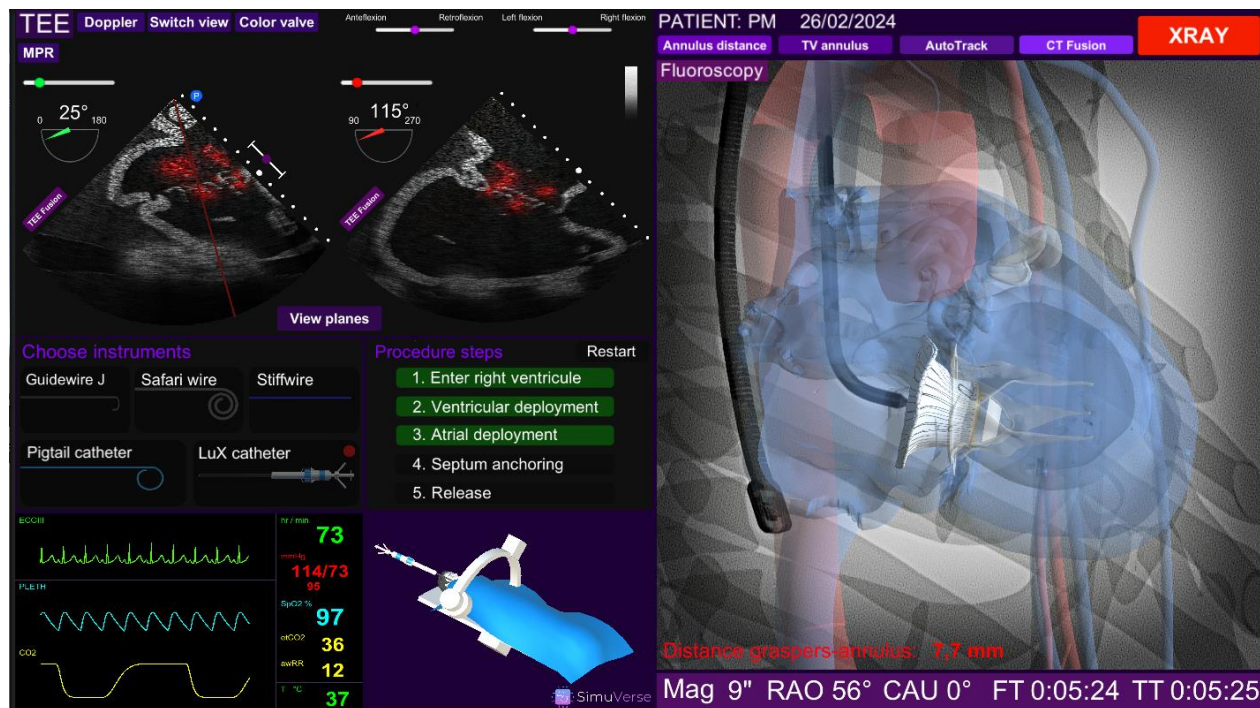


Figure 3.29 Capture d'écran de l'interface du simulateur

La section en dessous de la fluoroscopie présente les informations sur celle-ci : la magnification (Mag), les angles du bras de fluoroscopie, le temps d'exposition total aux rayons X et le temps total de l'intervention. Au-dessus, la section présente l'identification du patient, ainsi que plusieurs boutons. Le bouton *Annulus distance* calcule en temps réel la distance entre l'anneau tricuspide et les clips de la valve et l'affiche au bas de la fluoroscopie. Le bouton *TV annulus* affiche l'anneau tricuspide en rouge. Le bouton *AutoTrack* déplace automatiquement la table du patient en fonction des déplacements de l'instrument sélectionné. Le bouton *CT Fusion* permet d'afficher en couleur le système cardiovasculaire avec comme le système veineux en bleu et artériel en rouge, ainsi que le cathéter et la valve en 3D. Ceci est réalisé grâce à la division en couches des objets de la scène Unity. Lorsque le bouton est pressé, les objets appartenant à une certaine couche sont désormais visibles par la caméra de fluoroscopie. Finalement le bouton *XRAY* permet de commencer/arrêter la fluoroscopie. Au niveau de l'ETO, les boutons *Doppler* et *Switch view* sont des fonctionnalités expérimentales non finalisées. Le bouton *Color valve* permet d'afficher en

rouge les structures visibles de la valve sur l'ETO. Finalement, des contrôles de flexion et d'angle des plans de coupe sont présents avec des curseurs.

CHAPITRE 4 RÉSULTATS

Dans un premier temps, une comparaison qualitative entre le simulateur et l'intervention est effectuée, sous le spectre des deux modalités d'imagerie. La rétroaction du cardiologue sera présentée ensuite. Finalement, la performance du simulateur sera étudiée.

4.1 Comparaison qualitative

4.1.1 Fluoroscopie

Les comparaisons avec le simulateur pour les deux premières étapes de l'intervention sont présentées à la figure 4.1.

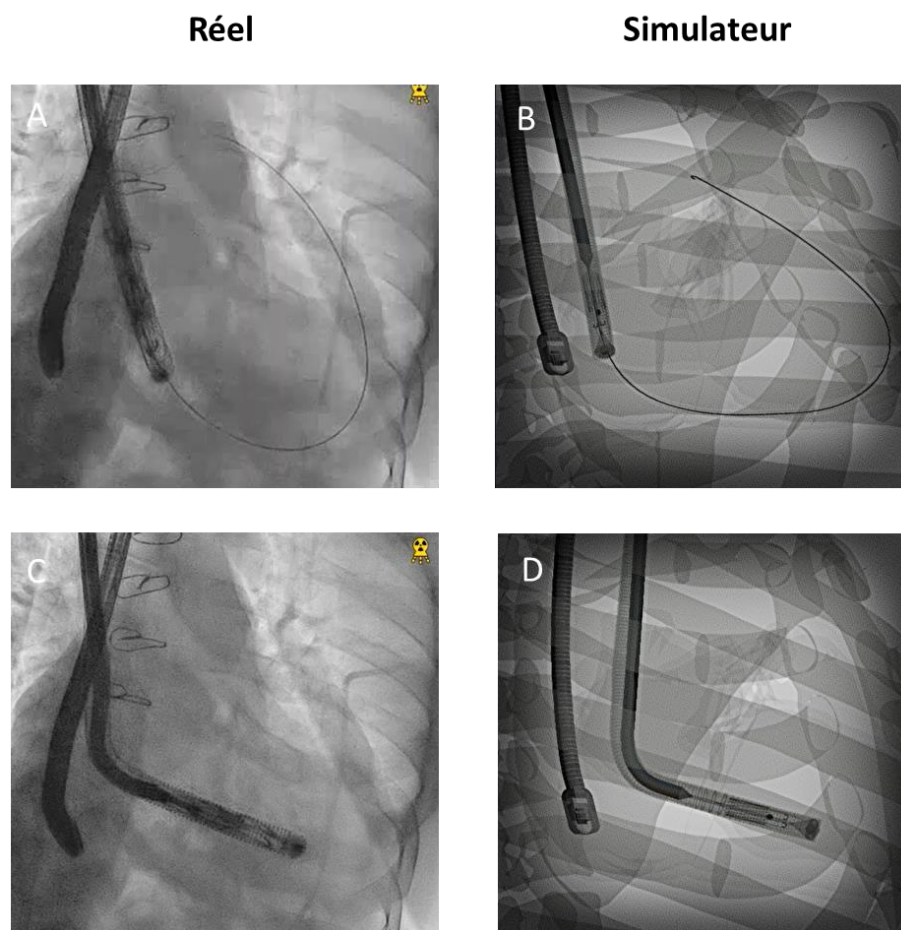


Figure 4.1 Comparaison entre les vues de fluoroscopie réelles et simulées (A) et (B) Approche dans l'oreillette droite avec fil de guide (C) et (D) Flexion du cathéter dans le ventricule droit

On constate une certaine fidélité des simulations dans l'ensemble. Les images simulées sont moins bruitées que les images réelles et moins de structures anatomiques influencent le contraste de l'image. Le cathéter et la sonde ETO sont bien identifiables et semblables aux réels. Les clips de capture sont bien visibles. Les comparaisons des étapes suivantes sont présentées à la figure 4.2.

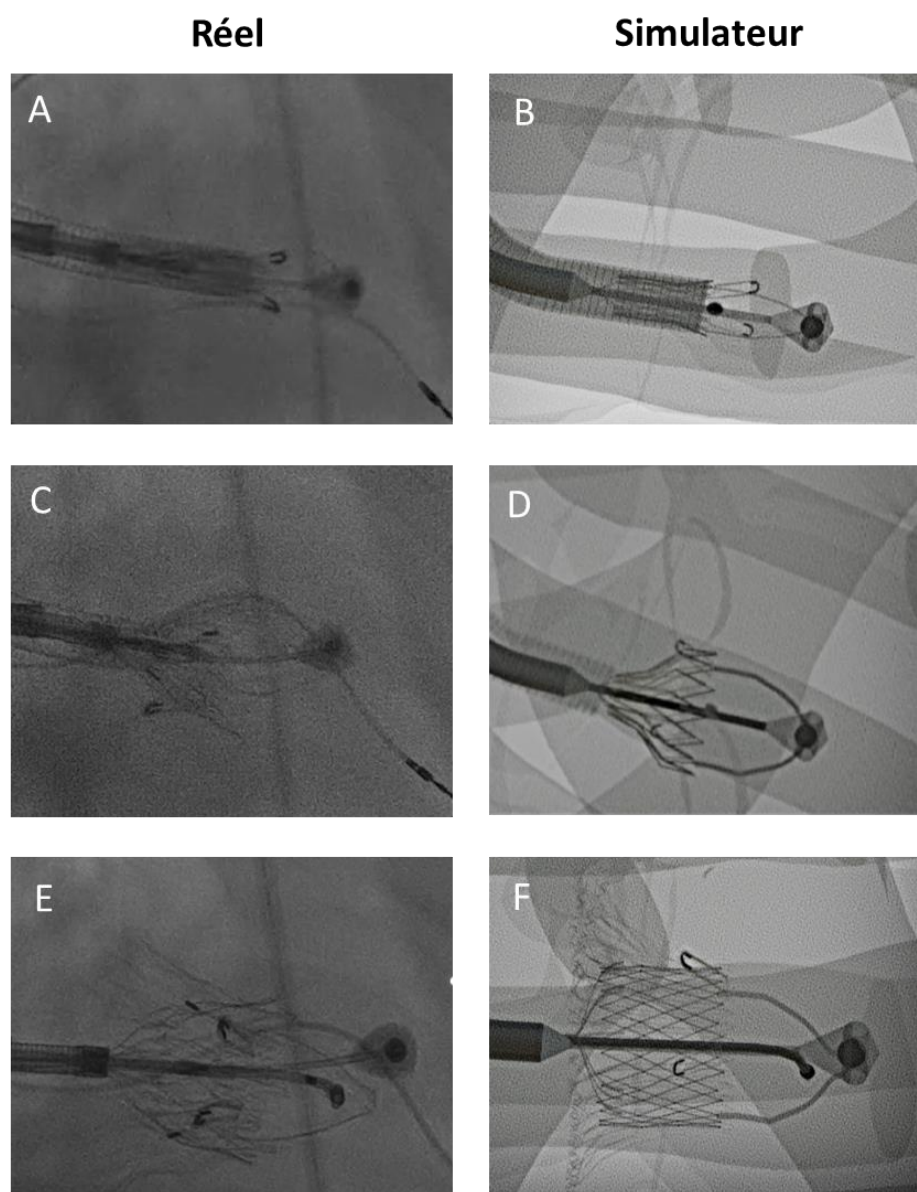


Figure 4.2 Comparaison entre les vues de fluoroscopie réelles et simulées. (A) et (B) Déploiement ventriculaire avec sortie partielle des clips. (C) et (D) Déploiement auriculaire. (E) et (F) Flexion de la gaine septale contre la languette et le septum interventriculaire

Pour ce qui est du déploiement ventriculaire, on constate qu'on distingue bien le début du déploiement des deux clips sur la simulation. Le déploiement auriculaire met en lumière le maillage de la valve qui s'ouvre progressivement. Finalement, l'attachement de la languette au septum est également bien distinguable sur la vue simulée. D'autres images de comparaison sont disponibles à l'annexe B, où une vue en face de la valve et une vue présentant la valve en fin d'intervention sont exposées. La fusion CT sur la fluoroscopie est présentée à la figure 4.3.

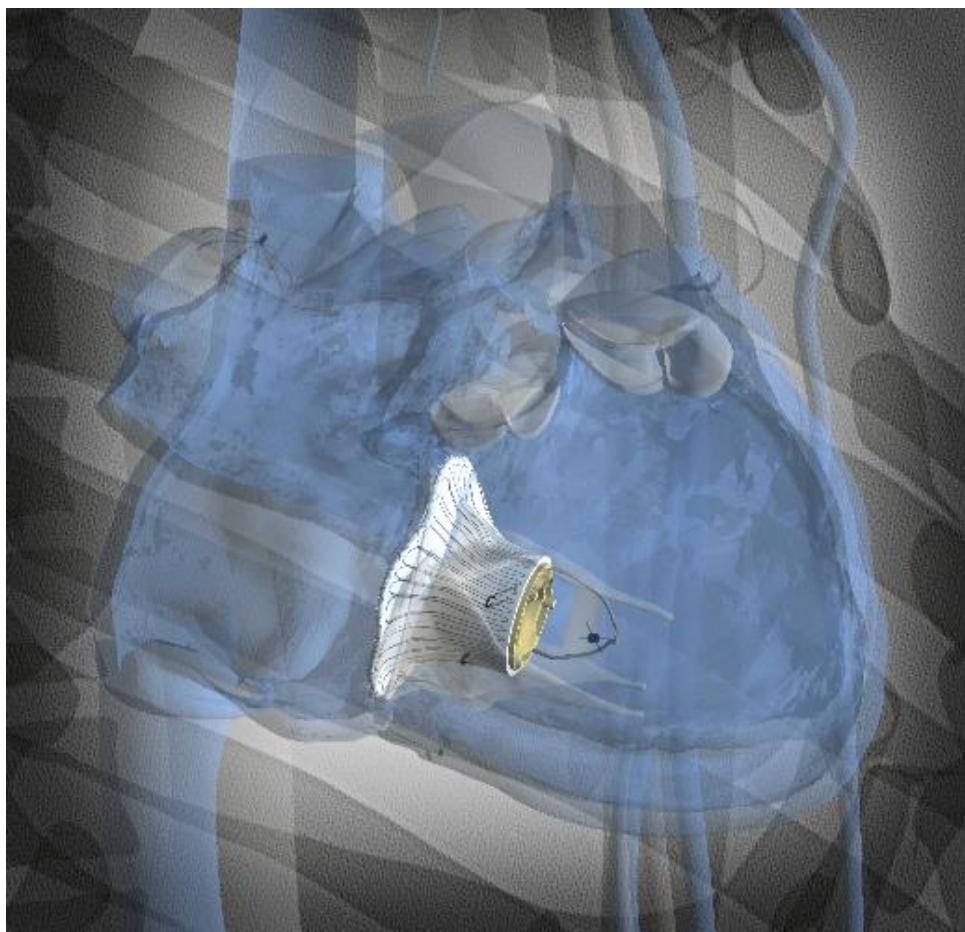


Figure 4.3 Capture d'écran de l'interface du simulateur pour la fluoroscopie avec la fonction Fusion CT activée à la fin de l'intervention

En somme, les étapes principales de la procédure sont simulées sur la fluoroscopie et les structures du cathéter et de la valve sont présentes.

4.1.2 Échocardiographie transoesophagienne

Les comparaisons entre les vues d'ETO réelles et simulées pour les étapes principales de l'intervention sont présentées ci-dessous à la figure 4.4.

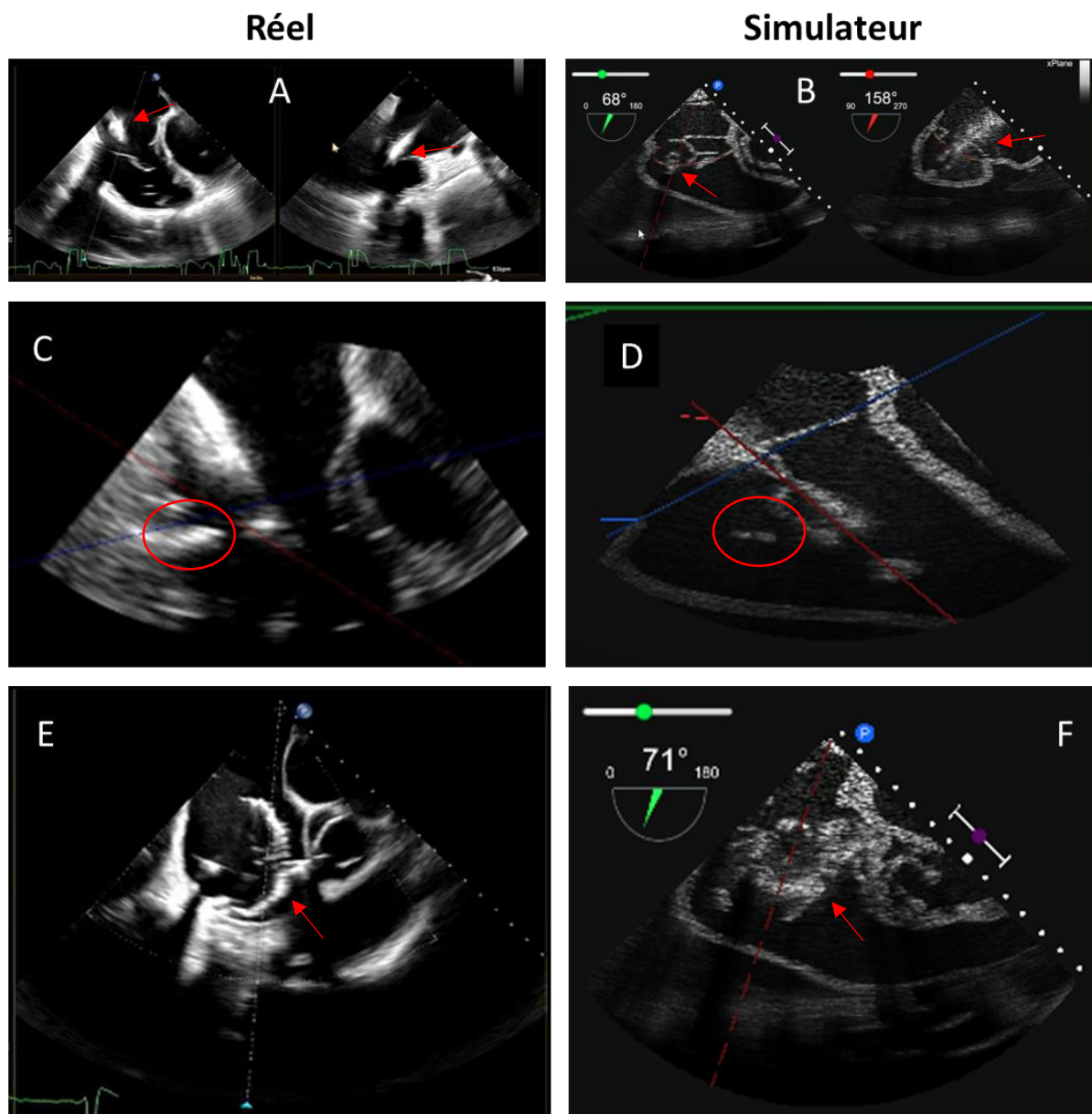


Figure 4.4 Comparaison entre les vues d'ETO réelles et simulées. (A) et (B) Vue biplan lors de l'insertion du cathéter dans le ventricule droit, les flèches indiquent le cathéter. (C) et (D) Déploiement des clips de capture, entouré en rouge. (E) et (F) Déploiement auriculaire, les flèches indiquent la valve

Avant de commenter les comparaisons, il est important de prendre en compte que les paramètres des machines d'ETO varient selon les centres et les utilisateurs, donc la qualité et les caractéristiques des images ultrasonores varient. On constate que globalement, les images simulées sont moins intenses et moins contrastées que les images réelles. Les structures anatomiques sont néanmoins distinguables. Les artefacts causés par les structures métalliques de la valve sont

moins visibles sur les images simulées, notamment les ombres. L'entrée du cathéter dans le ventricule droit est bien visible, notamment sur la vue droite de la vue biplan. Les clips de la valve sont moins visibles sur la simulation. L'effet de flou radial est également moins perceptible.

Plusieurs étapes de l'intervention peuvent être guidées par l'écho 3D et la reconstruction multiplanaire. Les comparaisons avec ces deux modalités sont présentées à la figure 4.5.

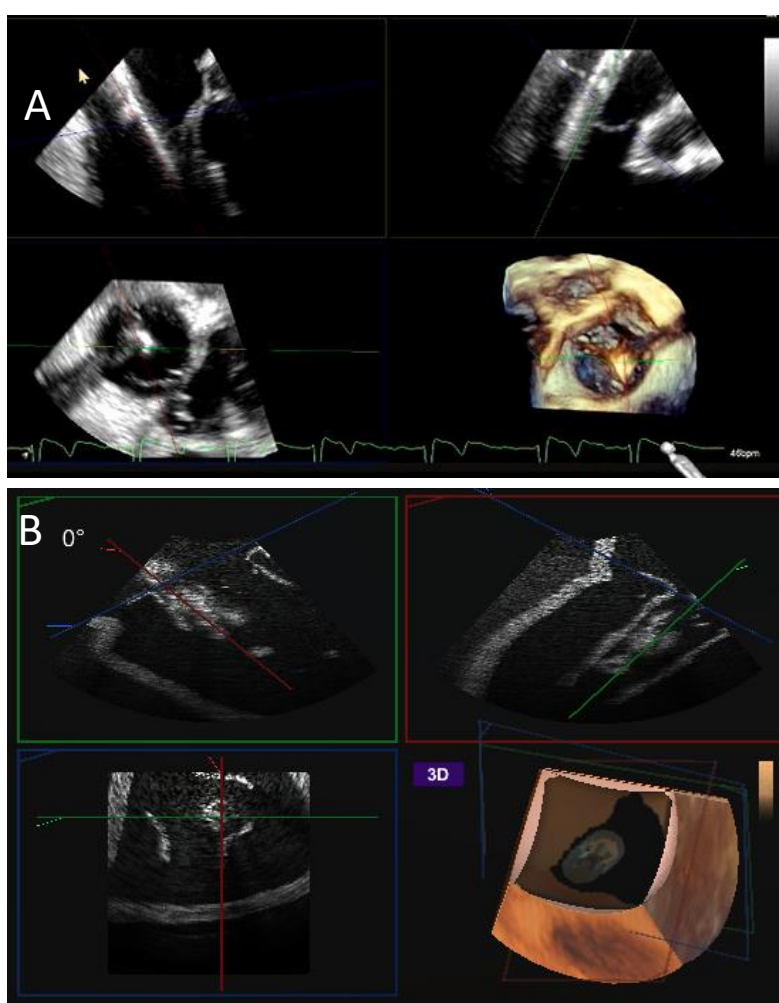


Figure 4.5 Comparaison du MPR lors de l'insertion du cathéter dans le ventricule droit (A) Réel (B) Simulation

On constate que les vues de coupe et l'écho 3D ne sont pas exactement semblables aux vues réelles. La forme des 3 vues ne se met pas à jour en fonction de l'orientation des plans dans le volume. Le modèle du volume d'écho 3D peut être manipulé dans l'interface mais seulement une des faces est mise à jour. Cependant, les éléments importants tels que la valve tricuspide et le cathéter sont bien visibles et permettent de les guider entre les 3 feuillets de la valve.

4.2 Rétroaction des cardiologues

Le simulateur a été mis à disposition d'un cardiologue interventionniste et d'un cardiologue échocardiographe, préalablement à deux interventions de remplacement de valve avec la LuX-Valve dans le cadre de l'étude TRINITY. Les anatomies des deux patients ont été téléversées sur le simulateur. Après présentation du simulateur, les cardiologues ont ensuite manipulé le simulateur afin de réaliser les interventions dessus. Plus précisément, il leur a été demandé d'effectuer les mêmes actions que lors d'une intervention : se rendre dans l'oreillette droite avec le cathéter, courber l'extrémité afin de se rendre dans le ventricule droit, déployer la valve sous la guidance de la fluoroscopie et de l'ETO, retirer le cathéter (Figure 4.6).



Figure 4.6 Photographie des cardiologues effectuant la session de simulation sur le simulateur

Après la session de simulation et les interventions sur les patients, un questionnaire a été remis à l'interventionniste, afin de commenter et de noter le simulateur sur différents aspects. Une étude de type 5-point *Likert Scale* est utilisée, en s'inspirant du questionnaire proposé dans Korzeniowski et al. en 2018 afin d'évaluer leur simulateur. Les cardiologues pouvaient également inscrire des commentaires libres. Le questionnaire est disponible en annexe D. Les résultats du questionnaire sont présentés ci-dessous dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1 Résultats du questionnaire

Question	Réponse
Les modèles 3D anatomiques (cœur, veines, etc.) sont réalistes visuellement	Tout à fait d'accord
Les mouvements des structures anatomiques (battement cardiaque, respiration, etc.) sont réalistes visuellement	Tout à fait d'accord
Le déplacement de la table et la rotation du C-Arm sont réalistes	D'accord
L'insertion physique des instruments est réaliste et semblable aux sensations ressenties dans le cathlab	Neutre
Les déformations du cathéter en mouvement sont réalistes	D'accord
Le délai entre la manipulation du fil de guide/cathéter physique et le déplacement de sa version virtuelle est réaliste	D'accord
L'interface retranscrit adéquatement les éléments visuels présent sur les écrans pendant l'intervention	D'accord
En général, le déploiement de la valve visible sur la fluoroscopie est visuellement réaliste	D'accord
La vue de fluoroscopie est réaliste et fonctionnelle	Tout à fait d'accord
Toutes les étapes de l'implantation d'une valve LuX peuvent être simulées	Pas d'accord
Les vues d'ETO sont réalistes et fonctionnelles, les structures anatomiques sont distinguables	Neutre
Le fait de pouvoir s'entraîner sur l'anatomie spécifique au patient directement présente un avantage	Tout à fait d'accord
Le cathéter LuX répliqué est semblable au réel et les fonctions des roulettes sont retranscrites en temps réel	Pas d'accord
Le simulateur est assez réaliste dans son ensemble pour être utile à des fins de formations, entraînement ou perfectionnement	D'accord

Dans l'ensemble, l'interventionniste est plutôt optimiste quant au potentiel pédagogique du simulateur. En effet, l'interface lui semble adéquate et complète au niveau des paramètres et des éléments présents dans la salle d'intervention. La vue 3D du système vasculaire superposée à la fluoroscopie présente un avantage pédagogique en plus d'être réaliste au niveau du mouvement

cardiaque et du maillage en lui-même. La vue de fluoroscopie est jugée semblable à la vraie, cependant les vues d'ETO ne sont pas encore perçues comme semblables à la réalité. Il manque certains artefacts, les structures cardiaques sont bien plus facilement distinguables qu'en réalité. La sensation de manipulation en rotation de la sonde n'est pas jugée adéquate par l'échocardiographiste. En revanche, le fait de pouvoir effectuer la simulation sur l'anatomie d'un patient de cette procédure est encensé. L'angle de flexion maximal du cathéter n'est pas assez élevé comparé à la réalité, ce qui limite les cardiologues au niveau du placement adéquat du cathéter dans l'anneau tricuspide. En effet, c'est cette étape qui prend le plus de temps en pratique et qui est la plus difficile. Plusieurs fonctionnalités manquantes ou non complètes entravent cette étape. Le potentiel pédagogique du simulateur pour cette intervention est cependant mis en avant.

Les commentaires libres du cardiologue sont répertoriés ci-dessous.

Tableau 4.2 Commentaires libres des cardiologues

Commentaires libres
« Le cathéter ressemble au vrai »
« Certains éléments physiques du simulateur manquent de solidité, comme les joysticks ou certaines roulettes du cathéter »
« Les modèles 3D anatomiques sont réalistes et fonctionnels »
« La vue de fluoroscopie ressemble à une vraie vue »
« Lorsqu'il est en flexion, le cathéter ne réagit pas comme il devrait lorsqu'on le pousse ou qu'on le tire »
« Le suivi de la profondeur de l'insertion de l'instrument est parfois imprécis »
« Le déploiement de la valve sur la fluoroscopie est très réaliste »
« La sensation de contrôle de la sonde ETO n'est pas vraiment réaliste, notamment au niveau de la rotation. Le tube de la sonde est trop difficile à insérer et tourner »
« La rotation de la gaine contenant la valve est bien réalisée, mais ne devrait pas être aussi facile à bouger, à cause des structures anatomiques environnantes »
« Les roulettes sont trop faciles à bouger et devrait avoir plus de résistance »
« Parfois, le cathéter virtuel sursaute et la gaine externe sort de sa position initiale. Le fil de guide sort du cathéter à certains moments et endroits »

Les commentaires permettent de détailler les résultats du questionnaire. La simulation de la fluoroscopie et la qualité des modèles 3D des structures anatomiques sont confirmées adéquates. Le désaccord concernant le réalisme du cathéter est expliqué. La solidité du cathéter et la facilité

de modulation des roulettes sont mises en cause, tout comme l'instabilité ponctuelle du cathéter virtuel ou le comportement du cathéter en flexion. Il est également rapporté que la précision du suivi des instruments est instable. Il y a trop de résistance à l'insertion de la sonde ETO due aux frottements entre les tubes.

4.3 Performance du simulateur

Afin de délivrer une expérience d'entraînement adéquate, l'application du simulateur doit être fluide. Dans le domaine du développement de jeux vidéo, c'est un objectif crucial d'optimiser le jeu pour qu'il fonctionne sur plusieurs supports et qu'il ne consomme pas de ressources inutilement. Le choix des approches de simulation, la gestion des ressources et la qualité des modèles 3D et des textures sont les trois éléments qui influent le plus sur la performance de l'application. Cette performance est le plus souvent caractérisée par le nombre d'images par seconde générées par l'application, et qui est déterminée par l'usage du processeur et de la carte graphique. Lors des sessions de simulation, l'outil *Profiler* de Unity a été utilisé pour mesurer plusieurs métriques de performance. Les résultats sont présentés à la figure 4.7.

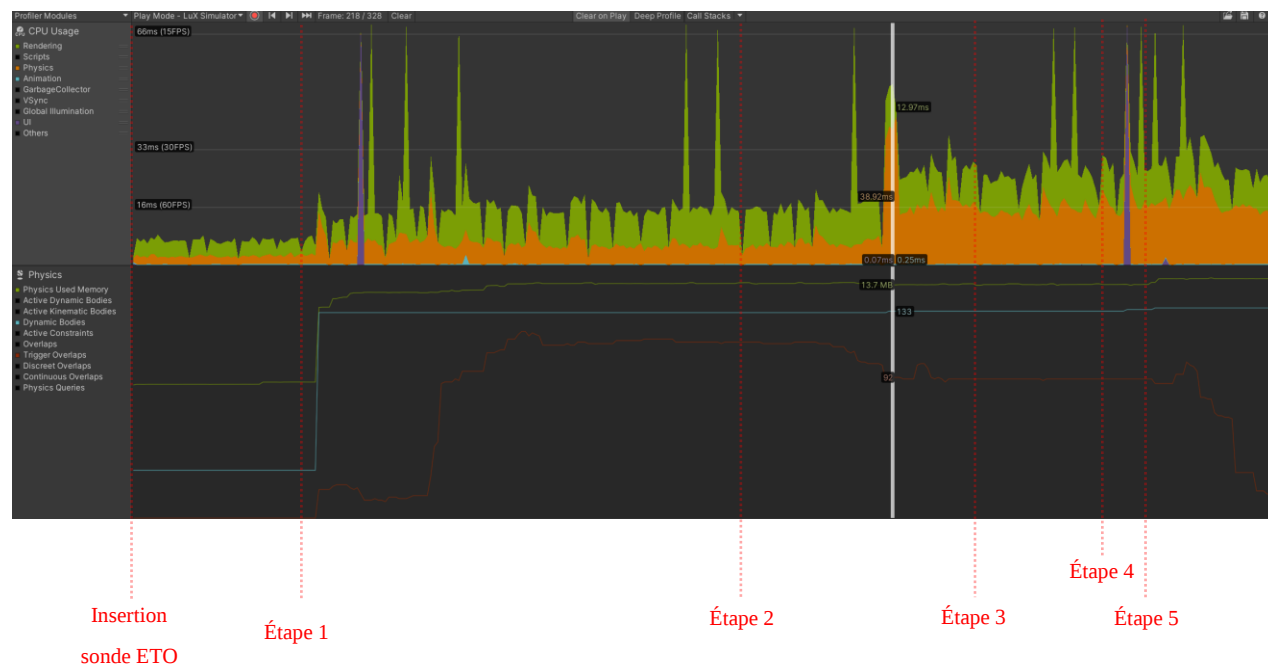


Figure 4.7 Capture d'écran de la fenêtre du *Profiler* Unity lors d'une session de simulation.

L'étape 1 représente l'insertion du cathéter et sa flexion dans le ventricule droit, l'étape 2 le déploiement ventriculaire, l'étape 3 le déploiement auriculaire, l'étape 4 l'ancrage septal et l'étape 5 le détachement de la valve. Les opérations de simulation des lois physiques, des scripts d'actions attachés aux objets et de rendu graphique sont gérées par le processeur, tandis que les opérations de traitement d'image et les opérations des nuanceurs sont gérées par la carte graphique. Les deux graphiques ont pour abscisse le numéro de l'image. Le graphique du haut de l'image, concernant l'utilisation du processeur, affiche le temps écoulé en ordonnée. Le graphique du bas affiche le nombre d'éléments en rapport avec le moteur physique en ordonnées. Les opérations du moteur physique sont représentées en orange, les opérations de rendu en vert. La fréquence d'image du simulateur est majoritairement supérieure à 30 images par seconde, ce qui résulte en une application fluide. Il y a cependant des pics où le délai de génération de l'image atteint parfois plus de 66 millisecondes. Lors de l'utilisation, ces baisses de fréquences d'image très brève et visiblement causées uniquement par le rendu de l'interface ne sont que peu perceptibles. Le déploiement de la valve à partir de l'étape 2 augmente le délai causé par le moteur physique. La mémoire allouée aux calculs physiques augmente une fois le cathéter sélectionné par l'utilisateur (courbe verte sur le graphique du bas), tout comme le nombre de corps rigides dynamiques (courbe bleue sur le graphique du bas). La courbe rouge sur le graphique du bas représente le nombre de collisions entre des objets et augmente drastiquement lorsque le cathéter est navigué et placé dans le ventricule droit, et se stabilise pendant le reste de l'intervention, avant de diminuer une fois la valve en place.

CHAPITRE 5 DISCUSSION

Un simulateur de réalité virtuelle ayant pour but d'enseigner la procédure de remplacement de valve tricuspide avec la LuX-Valve a été présenté dans ce mémoire. Au cours de ce chapitre, un retour sur les objectifs initiaux et les hypothèses sera effectué. Pour chacun d'entre eux, les améliorations futures seront présentées.

5.1 Sous-objectif 1 : Simuler les modalités d'imagerie

Le premier objectif avait pour hypothèse qu'il serait possible de générer en temps réel des simulations assez réalistes des vues de fluoroscopie et d'ETO sur un moteur de jeux vidéo en utilisant une approche générative. Cette hypothèse est validée pour la fluoroscopie. En effet, la comparaison qualitative montre que les vues simulées de fluoroscopie sont semblables aux vues réelles. Ceci a été confirmé par le cardiologue lors de l'essai. La simulation reste néanmoins imparfaite et des améliorations pourraient être effectuées. La simulation est parfois trop nette et pas assez bruitée. Plus de structures pourraient être considérées, comme la peau ou les poumons, afin d'avoir plus de structures influençant la qualité du rendu final.

L'hypothèse n'est néanmoins pas validée pour l'ETO. En effet, les vues simulées permettent de distinguer les structures principales, mais sont trop nettes par rapport aux vues réelles. Plusieurs artefacts sont manquants et la valve artificielle n'en cause pas assez. Plus précisément, les artefacts manquants sont les images fantômes, les distorsions, les réfractions et les réverbérations. Une modification des nuances pourrait permettre de s'approcher du rendu observé en pratique, mais certains artefacts ne seront pas simulables juste avec des approches de traitement d'images. Une piste d'amélioration serait une approche de simulation similaire à Bürger et al., à savoir utiliser le tracé de rayons sur les maillages de cœur et les instruments. Unity comporte des composants de type rayons, cependant en simuler beaucoup pose des problèmes de performance. La reconstruction multiplanaire pourrait être améliorée en utilisant un véritable volume provenant directement du maillage 3D de cœur. Des plans de clippage pourraient être utilisés afin de délimiter le volume sans utiliser d'opérations booléennes. Les trois plans seraient alors directement issus du volume. Une intégration complète du mode doppler serait également une valeur ajoutée, tant cette modalité est cruciale pour juger le placement de la valve et s'assurer qu'il n'y a plus de fuites. Simuler la dynamique du sang via des sphères avec collisionneurs, en mouvement de façon pulsée, pourrait

permettre de déterminer leur vitesse et leur sens de déplacement par rapport à la sonde et d'appliquer le code couleur sur l'image.

5.2 Sous-objectif 2 : Simuler numériquement les instruments

Le deuxième objectif avait pour hypothèse qu'une simulation basée sur un moteur physique de jeux vidéo serait suffisante pour produire des simulations réalistes des instruments. Les résultats ont montré des déformations du fil de guide et du cathéter réalistes quand comparés aux réels. Le cardiologue a confirmé cette observation en encensant le réalisme global des déformations des instruments et du déploiement de la valve. Une discrétisation avec 100 points d'armature pour les instruments les plus fins constitue le bon équilibre entre réalisme et performance de la simulation. Le modèle 3D de la valve a été jugé réaliste et les comportements de ses structures tels que le déploiement des clips et l'ancrage de la languette septale ont été jugés conformes. Bien que certains éléments non simulés, comme le sang ou le mouvement des structures cardiaques, n'influent pas sur le comportement des instruments, les forces appliquées spécifiques permettent de restituer ces mouvements induits.

Toutefois, cette méthode a présenté plusieurs limites. Plusieurs problèmes de collisions engendrant des instabilités des instruments ont été relevés. Issues de causes multifactorielles, ces instabilités nuisent au réalisme de la simulation. Parfois, l'instrument devient inutilisable et le simulateur doit être redémarré. L'optimisation des paramètres du moteur physique, comme la réduction de la distance de détection des collisions ou l'augmentation du nombre d'itérations du solveur à chaque image générée, a permis de réduire la fréquence de ces problèmes. Une piste d'amélioration possible serait de ne plus autant se fier au moteur physique de Unity et de coder manuellement les réactions aux collisions des corps rigides, ce qui a déjà été fait dans Chen et al., 2016 et Xu & Liu, 2018. Déplacer les instruments à des vitesses relativement élevées induisait également des instabilités. Ces dernières ont été principalement observées lors de la manipulation du fil de guide, qui est souvent manipulé à des vitesses relativement élevées par le cardiologue. Des fonctionnalités du cathéter et de la valve n'ont pas été jugées conformes, notamment la flexion pas assez élevée et le déplacement du système une fois en flexion. Faire tester le simulateur à plus de cardiologues tout en mettant à jour la simulation des instruments en conséquence permettrait de se rapprocher d'un réalisme constant. L'impossibilité de simuler les déformations d'un collisionneur de type maillage est également un frein au réalisme. C'est par exemple le cas pour les feuillets de la valve

tricuspide, qui n'affectent pas présentement les collisions avec la valve artificielle. La capture du feuillet antérieur par les clips, principalement visible sur l'ETO, n'est donc pas directement simulée alors que c'est une étape cruciale. À la manière de ce qui a été fait pour les instruments, discrétiser les collisionneurs de type maillage en plusieurs collisionneurs de formes primitives en combinaison avec une armature pourrait permettre d'avoir une interaction entre le cœur, la valve et les instruments plus réaliste. En somme, l'hypothèse est validée dans le cadre de ce projet mais il sera nécessaire de confirmer cette observation avec plus de rétroactions de cardiologues.

5.3 Sous-objectif 3 : Simuler physiquement les instruments

L'hypothèse de cet objectif était qu'une utilisation d'instruments reproduits combinée à un système de suivi permettait d'atteindre un niveau de réalisme adéquat dans le cadre d'un entraînement. Les instruments reproduits sont semblables aux réels et les fonctions effectuées sont retranscrites. Le suivi de ces derniers est fonctionnel et permet de retranscrire la translation et la rotation. Cependant, les rétroactions du cardiologue n'ont pas permis de confirmer le niveau de réalisme voulu. Une fonctionnalité était manquante et les roulettes étaient trop facilement modulables. La qualité de la synchronisation entre l'insertion des instruments et le mouvement des instruments virtuels a été jugée inconstante également. L'hypothèse n'est donc pas validée dans le cadre de ce projet.

Afin d'améliorer cet aspect, une nouvelle version du cathéter pourrait être conçue afin d'adresser les problèmes de solidité et d'inclure la fonctionnalité manquante. Les tubes utilisés pourraient être changés afin d'être plus souples pour la sonde ETO et plus fermes pour le cathéter. De plus, un système permettant de suivre simultanément le fil de guide et le cathéter sans utiliser une unité de suivi du fil de guide placée loin de l'orifice d'entrée améliorerait la fidélité de la sensation de manipulation.

5.4 Discussion générale

En somme, le simulateur développé présente un potentiel pédagogique pertinent dans une optique d'entraînement ou de perfectionnement à la procédure avec la LuX-Valve. Si l'essai clinique s'avère concluant, alors cette valve se démocratisera et de plus en plus de cardiologues devront s'initier à l'intervention. Le simulateur sera alors un outil puissant pour connaître comment fonctionne le système, et s'entraîner sur l'anatomie du prochain patient pris en charge. Ce simulateur est également le premier simulateur de remplacement de valve développé sur Unity. Il

faut aussi remarquer qu'un simulateur 2 en 1 comprenant la simulation, numérique et physique, de l'instrument et de l'ETO n'est pas disponible sur le marché actuellement. Le fait de reproduire à l'identique les instruments permet d'allier le réalisme des simulateurs physique à la flexibilité des simulateurs de réalité virtuelle. Ce simulateur peut également être adapté pour d'autres interventions, comme le TEER, TMVI et TTVI, et avec d'autres valves (aortique, mitrale et pulmonaire). Une des limites principales du projet réside dans le fait qu'un seul interventionniste ait complété le questionnaire. Il serait intéressant de faire essayer le simulateur à un nombre plus important de cardiologues et faire des moyennes des réponses. Ceci est néanmoins logistiquement compliqué étant donné que l'intervention avec la valve LuX est toujours en essai clinique et que peu de cardiologues dans le monde ont déjà effectué l'intervention. Toutefois, des cardiologues ayant pratiqué des interventions transcathéter pourraient également évaluer des aspects du simulateur communs aux autres procédures. Une autre limite concerne le modèle 3D de la valve tricuspide qui représente une valve d'un patient en santé. Comme expliqué, les valves des patients bénéficiant de la LuX-Valve présentent une diminution de la coaptation des feuillets et une augmentation du diamètre de l'anneau tricuspide, ou même des prolapsus. De plus, le maillage de cœur a été placé manuellement dans le modèle anatomique standard, ce qui nuit au réalisme de la simulation.

Les améliorations futures du simulateur pourraient donc concerner plusieurs aspects. Bien que jugé suffisant, le réalisme des modèles 3D anatomiques pourrait être amélioré en animant le battement cardiaque à partir de maillages générés à différentes phases du cycle cardiaque. Une interpolation entre ces maillages permettrait d'obtenir une animation plus réaliste du battement cardiaque, ce qui aurait un effet bénéfique sur le réalisme des vues de fluoroscopie et d'ETO. Les voies d'accès comme la veine jugulaire interne droite pourraient également être segmentées afin d'avoir une position du cœur plus exacte. Dans le même esprit, il serait pertinent du point de vue du réalisme de segmenter les feuillets de la valve tricuspide au cours du cycle cardiaque et ainsi obtenir un maillage animé représentant les pathologies du patient. Difficile en raison de la finesse des feuillets, la génération de ces potentiels maillages pourrait être effectuée en utilisant une méthode de segmentation par apprentissage automatique qui a présenté de bons résultats sur des images ultrasonores (Herz et al., 2021). D'un point de vue fonctionnel, le patient virtuel pourrait présenter des complications aléatoires ou ajustées en fonction de la condition du patient réel, pendant l'intervention. Combiné à un système de notation de la qualité des étapes effectuées, et de guidage,

ceci permettrait de renforcer l'efficacité du simulateur à former les cardiologues à cette procédure. À plus long terme, avec les améliorations proposées et sous réserve de validation, le simulateur pourrait prétendre à devenir un dispositif de préparation et planification de l'intervention, en plus d'être un dispositif de formation.

CHAPITRE 6 CONCLUSION

En définitive, le simulateur de remplacement de la valve tricuspide par cathéter développé a permis d'établir une première réponse à la question de recherche initiale : comment un simulateur de réalité virtuelle améliore-t-il l'expérience d'entraînement des cardiologues interventionnistes dans le cas de l'intervention de remplacement de la valve tricuspide par la valve artificielle Lux-Valve ? La réponse se divise selon les trois sous-objectifs initiaux.

L'approche générative de simulation des modalités d'imagerie a permis de partiellement atteindre le premier objectif. En effet, la simulation de la fluoroscopie est réaliste, le déploiement de la valve artificielle est semblable à la réalité sur cette modalité. En revanche, la simulation des vues ultrasonores de l'ETO ne peut pas être considérée réaliste actuellement. Des améliorations au niveau du traitement des images et une approche de génération des artefacts par tracé de rayons permettront potentiellement de rendre ces simulations plus semblables à ce qui est utilisé en pratique.

L'approche de simulation des instruments par discrétisation et utilisation d'un modèle de type masse ressort a permis d'atteindre le deuxième objectif tout en gardant une application fluide. Le moteur physique du logiciel de développement a permis de gérer les collisions et le comportement des instruments virtuels. Ces derniers ont été jugés réalistes dans leurs mouvements et dans leurs déformations. Quelques instabilités subsistent et plusieurs nouveaux éléments pourraient être inclus dans le calcul des positions des instruments pour augmenter le degré de réalisme.

Reproduire les instruments et associer leurs fonctions physiques aux fonctions virtuelles n'ont pas permis d'atteindre le troisième objectif. Les sensations de manipulation des instruments ne sont pas encore adéquates. Des améliorations structurelles d'ajustement devraient néanmoins améliorer cet aspect.

Le simulateur améliore donc l'expérience d'entraînement en fournissant une vue fluoroscopique du déploiement de la valve réaliste et permettant de visualiser les différentes étapes de l'intervention. Les conséquences des actions effectuées sur le cathéter physique reproduit sont visibles en temps réel sur les instruments virtuels, qui reflètent adéquatement le comportement des instruments réels pour cette procédure. L'avantage d'utiliser un simulateur de type réalité virtuelle permet de répéter les séances d'entraînement et de facilement travailler sur plusieurs anatomies différentes. Le projet s'inscrit en plein dans les besoins actuels en cardiologie structurelle, étant

donné qu'il facilite le transfert de connaissances et de compétences pour des interventions complexes mais bénéfiques pour le patient et les ressources de l'hôpital. Il sera nécessaire de corroborer ces affirmations en effectuant une étude de validation du simulateur amélioré auprès de plus de cardiologues.

RÉFÉRENCES

- Afonina, E. V., Levaya, M. N., & Levy, I. S. (2019). *Modelling of Flexible Elements*.
- Aggarwal, S., Choudhury, E., Ladha, S., Kapoor, P., & Kiran, U. (2016). Simulation in cardiac catheterization laboratory : Need of the hour to improve the clinical skills. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 19(3), 521-526. <https://doi.org/10.4103/0971-9784.185548>
- Aiger, D., & Cohen-Or, D. (1998). Real-Time Ultrasound Imaging Simulation. *Real-Time Imaging*, 4(4), 263-274. <https://doi.org/10.1006/rtim.1997.0089>
- Aluru, J. S., Barsouk, A., Saginala, K., Rawla, P., & Barsouk, A. (2022). Valvular Heart Disease Epidemiology. *Medical Sciences*, 10(2), 32. <https://doi.org/10.3390/medsci10020032>
- Amin, A., Salsamendi, J., & Sullivan, T. (2019). High-Fidelity Endovascular Simulation. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, 22(1), 7-13. <https://doi.org/10.1053/J.TVIR.2018.10.003>
- Axtell, A. L., Bhambhani, V., Moonsamy, P., Healy, E. W., Picard, M. H., Sundt, T. M., & Wasfy, J. H. (2019). Surgery is Not Associated with Improved Survival Compared to Medical Therapy in Isolated Severe Tricuspid Regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology*, 74(6), 715-725. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2019.04.028>
- Baier, P. A., Baier-Saip, J. A., Schilling, K., & Oliveira, J. C. (2016). Simulator for Minimally Invasive Vascular Interventions : Hardware and Software. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 25(2), 108-128. https://doi.org/10.1162/PRES_a_00250
- Ben-Ali, W. (2022). Tricuspid regurgitation: actual and future managment.
- Burger, B., Bettinghausen, S., Radle, M., & Hesser, J. (2013). Real-Time GPU-Based Ultrasound Simulation Using Deformable Mesh Models. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 32(3), 609-618. <https://doi.org/10.1109/TMI.2012.2234474>
- CAE Healthcare, (s. d.). CathLabVR TM Interventional Simulator—PDF Catalogs, *Technical Documentation*. Consulté 1 avril 2024, à l'adresse <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/cae-healthcare/cathlabvr-interventional-simulator/79760-148522.html>
- Chaer, R. A., DeRubertis, B. G., Lin, S. C., Bush, H. L., Karwowski, J. K., Birk, D., Morrissey, N. J., Faries, P. L., McKinsey, J. F., & Kent, K. C. (2006). Simulation Improves Resident

- Performance in Catheter-Based Intervention : Results of a Randomized, Controlled Study. *Annals of Surgery*, 244(3), 343-352. <https://doi.org/10.1097/01.sla.0000234932.88487.75>
- Chen, G. C., Lin, C. H., Li, C. M., Hsieh, K. S., Du, Y. C., & Chen, T. (2016). Virtual-reality simulator system for double interventional cardiac catheterization using haptic force producer with visual feedback. *Computers & Electrical Engineering*, 53, 230-243. <https://doi.org/10.1016/J.COMPELECENG.2015.11.013>
- Chhatrwalla AK, Vemulapalli S, Holmes DR Jr, Dai D, Li Z, Ailawadi G, Glower D, Kar S, Mack MJ, Rymer J, Kosinski AS, Sorajja P. Institutional Experience With Transcatheter Mitral Valve Repair and Clinical Outcomes: Insights From the TVT Registry. *JACC Cardiovasc Interv*. 2019 Jul 22;12(14):1342-1352. doi: 10.1016/j.jcin.2019.02.039. PMID: 31320029.
- Corcione, N., Berni, A., Ferraro, P., Morello, A., Cimmino, M., Albanese, M., Nestola, L., Bardi, L., Pepe, M., Giordano, S., Biondi-Zoccai, G., Rigattieri, S., Giovannelli, F., & Giordano, A. (2022). Transcatheter aortic valve implantation with the novel-generation Navitor device : Procedural and early outcomes. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 100(1), 114-119. <https://doi.org/10.1002/ccd.30179>
- Cotin, S. (2008). *Computer Based Interactive Medical Simulation* [Thesis, Université des Sciences et Technologie de Lille - Lille I]. <https://theses.hal.science/tel-00839511>
- Dawson, S. L., Cotin, S., Meglan, D., Shaffer, D. W., & Ferrell, M. A. (2000). *Equipment and Technology Designing a Computer-Based Simulator for Interventional Cardiology Training*. 51, 522-527. [https://doi.org/10.1002/1522-726X\(200012\)51:4<522::AID-CCD30>3.0.CO;2-7](https://doi.org/10.1002/1522-726X(200012)51:4<522::AID-CCD30>3.0.CO;2-7)
- De Ponti, R., Marazzi, R., Ghiringhelli, S., Salerno-Uriarte, J. A., Calkins, H., & Cheng, A. (2011). Superiority of Simulator-Based Training Compared With Conventional Training Methodologies in the Performance of Transseptal Catheterization. *Journal of the American College of Cardiology*, 58(4), 359-363. <https://doi.org/10.1016/J.JACC.2011.02.063>
- Delhomme, C., Urena, M., Zouaghi, O., Campelo-Parada, F., Ohlmann, P., Rioufol, G., Van Belle, E., Pinaud, F., Meneveau, N., Staat, P., Morel, O., Derimay, F., Vincent, F., Rouleau, F., Brochet, E., Chong-Nguyen, C., & Himbert, D. (2023). Transcatheter aortic valve implantation using the SAPIEN 3 valve to treat aortic regurgitation : The French multicentre

- S3AR study. *Archives of Cardiovascular Diseases*, 116(2), 98-105.
<https://doi.org/10.1016/j.acvd.2022.12.003>
- Demir, O. M., Regazzoli, D., Mangieri, A., Ancona, M. B., Mitomo, S., Weisz, G., Colombo, A., & Latib, A. (2018). Transcatheter Tricuspid Valve Replacement : Principles and Design. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 5. <https://doi.org/10.3389/FCVM.2018.00129>
- Douedi, S., & Douedi, H. (2024). Mitral Regurgitation. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553135/>
- Duratti, L., Wang, F., Samur, E., & Bleuler, H. (2008). A real-time simulator for interventional radiology. *Proceedings of the 2008 ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology - VRST '08*, 105. <https://doi.org/10.1145/1450579.1450602>
- Escobar-Castillejos, D., Noguez, J., Cárdenas-Ovando, R. A., Neri, L., Gonzalez-Nucamendi, A., & Robledo-Rella, V. (2020). Using Game Engines for Visuo-Haptic Learning Simulations. *Applied Sciences* 2020, Vol. 10, Page 4553, 10(13), 4553. <https://doi.org/10.3390/APP10134553>
- Golamari, R., Shams, P., & Bhattacharya, P. T. (2024). Tricuspid Stenosis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499990/>
- Green, S. M., Klein, A. J., Pancholy, S., Rao, S. V., Steinberg, D., Lipner, R., Marshall, J., & Messenger, J. C. (2014). The current state of medical simulation in interventional cardiology : A clinical document from the Society for Cardiovascular Angiography and Intervention's (SCAI) Simulation Committee. *Catheterization and Cardiovascular Interventions: Official Journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*, 83(1), 37-46. <https://doi.org/10.1002/ccd.25048>
- Guo, S., Yu, M., Song, Y., & Zhang, L. (2017). The virtual reality simulator-based catheter training system with haptic feedback. *2017 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, ICMA 2017*, 922-926. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2017.8015939>
- Haiser, A., Aydin, A., Kunduzi, B., Ahmed, K., & Dasgupta, P. (2022). A Systematic Review of Simulation-Based Training in Vascular Surgery. *Journal of Surgical Research*, 279, 409-419. <https://doi.org/10.1016/J.JSS.2022.05.009>

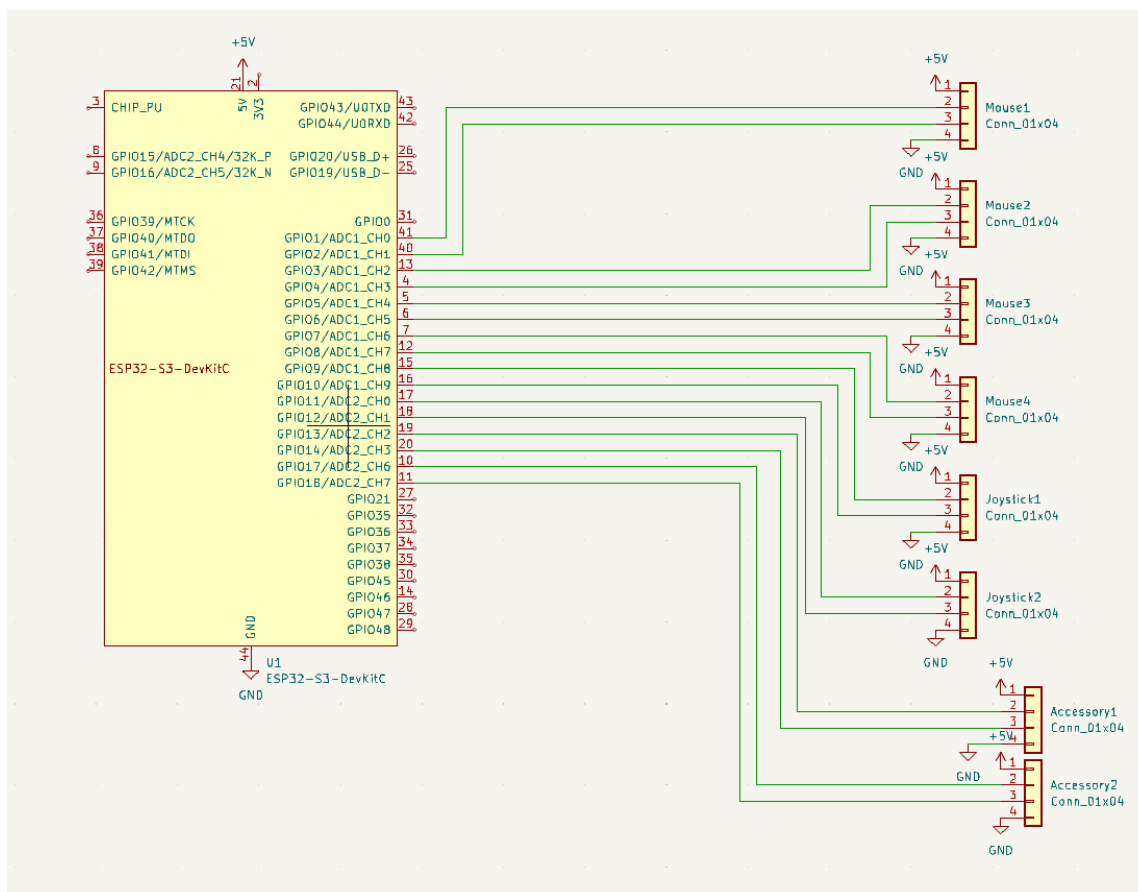
- Herz, C., Pace, D. F., Nam, H. H., Lasso, A., Dinh, P., Flynn, M., Cianciulli, A., Golland, P., & Jolley, M. A. (2021). Segmentation of Tricuspid Valve Leaflets From Transthoracic 3D Echocardiograms of Children With Hypoplastic Left Heart Syndrome Using Deep Learning. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 8. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.735587>
- Institute of Health Economics. (s. d.). Consulté 18 mars 2024, à l'adresse <https://www.ihe.ca/publications/heart-valve-disease-in-canada-recommended-components-for-a-national-strategy>
- Jensen, J., & Nikolov, S. I. (2000). *Fast simulation of ultrasound images*. 2, 1721-1724 vol.2. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2000.921654>
- Kervyn, G. (2022). *The First Open Source 3d Atlas of Human Anatomy*.
- Kong, F., Wilson, N., & Shadden, S. (2021). A deep-learning approach for direct whole-heart mesh reconstruction. *Medical image analysis*, 74, 102222. <https://doi.org/10.1016/j.media.2021.102222>
- Korzeniowski, P., White, R. J., & Bello, F. (2018). VCSim3 : A VR simulator for cardiovascular interventions. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 13(1), 135-149. <https://doi.org/10.1007/S11548-017-1679-1>
- Lenoir, J., Cotin, S., Duriez, C., & Neumann, P. (2006). Interactive physically-based simulation of catheter and guidewire. *Computers & Graphics*, 30(3), 416-422. <https://doi.org/10.1016/j.cag.2006.02.013>
- Li, S., Qin, J., Guo, J., Chui, Y. P., & Heng, P. A. (2011). A novel FEM-based numerical solver for interactive catheter simulation in virtual catheterization. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/815246>
- Lin, S.-I., Miura, M., Maisano, F., Zuber, M., Gavazzoni, M., Ho, E. C., Pozzoli, A., & Taramasso, M. (2019). *Transcatheter Edge-to-edge Repair of Severe Tricuspid Regurgitation*. <https://www.uscjournal.com/articles/transcatheter-edge-edge-repair-severe-tricuspid-regurgitation>
- Luboz, V., Blazewski, R., Gould, D., & Bello, F. (2009). Real-time guidewire simulation in complex vascular models. *The Visual Computer*, 25(9), 827-834. <https://doi.org/10.1007/s00371-009-0312-x>

- Mahboobi, S. K., & Ahmed, A. A. (2024). Tricuspid Valve Repair. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559179/>
- Mentice. (s.d). Replicator Pro Flow Systems. Consulté le 1 avril, à <https://www.mentice.com/flow-systems/replicator-pro>
- Mentice. (s.d). VIST G7 Simulators. Consulté 1 avril 2024, à <https://www.mentice.com/simulator/vist-g7>
- Merril, G. L. (2000). *Interventional radiology interface apparatus and method* (United States Brevet US6106301A). <https://patents.google.com/patent/US6106301A/en?q=US6106301>
- Ning, X.-P., Cao, J.-Y., Li, M.-X., Wang, H., Li, N., Song, Z.-G., Xu, Z.-Y., Han, L., Zhou, G.-W., Liu, X.-H., Gong, D.-J., Qiao, F., & Lu, F.-L. (2022). Transjugular Transcatheter Tricuspid Valve Implantation of LuX-Valve Bioprosthesis in a Preclinical Model. *Journal of Cardiovascular Translational Research*. <https://doi.org/10.1007/s12265-022-10325-x>
- Oh, N. A., Kampaktsis, P. N., Gallo, M., Guariento, A., Weixler, V., Staffa, S. J., Avgerinos, D. V., Colli, A., & Doulamis, I. P. (2021). An updated meta-analysis of MitraClip versus surgery for mitral regurgitation. *Annals of Cardiothoracic Surgery*, 10(1), Article 1. <https://doi.org/10.21037/acs-2020-mv-24>
- Ohlsson, F. (2009). *Interventional simulation device* (United States Brevet US7520749B2). <https://patents.google.com/patent/US7520749B2/en?q=US-7520749-B2>
- Philips, (s.d). Philips S7-3T Pediatric TEE Transducer. Consulté le 1 avril 2024, à <https://jakenmedical.com/philips-s7-3t-pediatric-tee-transducer/>
- Postolache, A., Sperlongano, S., & Lancellotti, P. (2023). TAVI after More Than 20 Years. *Journal of Clinical Medicine*, 12(17), 5645. <https://doi.org/10.3390/jcm12175645>
- Ramli, H. R., Misron, N., Iqbal Saripan, M., & Bello, F. (2019). A Novel Haptic Interface for the Simulation of Endovascular Interventions. In H. Kajimoto, D. Lee, S.-Y. Kim, M. Konyo, & K.-U. Kyung (Éds.), *Haptic Interaction* (p. 178-182). Springer. https://doi.org/10.1007/978-981-13-3194-7_39

- Reichl, T., Passenger, J., Acosta, O., & Salvado, O. (2009). Ultrasound goes GPU : Real-time simulation using CUDA. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*, 7261. <https://doi.org/10.1117/12.812486>
- Santaló-Corcoy, M., Corbin, D., Tastet, O., Lesage, F., Modine, T., Asgar, A., & Ben Ali, W. (2023). TAVI-PREP : A Deep Learning-Based Tool for Automated Measurements Extraction in TAVI Planning. *Diagnostics*, 13(20), 3181. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13203181>
- Shah, S. N., & Sharma, S. (2024). Mitral Stenosis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK430742/>
- Shams, R., Hartley, R., & Navab, N. (2008). Real-Time Simulation of Medical Ultrasound from CT Images. In D. Metaxas, L. Axel, G. Fichtinger, & G. Székely (Éds.), *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2008* (p. 734-741). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-540-85990-1_88
- SIMULANDS, (s.d) SimuPulse Aortic. Consulté le 1 avril 2024, à https://simulands.com/products_pulse_aortic.php
- Spillmann, J., & Teschner, M. (2007). CORDE : Cosserat rod elements for the dynamic simulation of one-dimensional elastic objects. *Eurographics/ACM SIGGRAPH*, 63-72.
- SurgicalScience, (s.d) ANGIO Mentor. Consulté le 1 avril 2024, à <https://surgicalscience.com/simulators/angio-mentor/>
- Tang, W., Wan, T. R., Gould, D. A., How, T., & John, N. W. (2012). A Stable and Real-Time Nonlinear Elastic Approach to Simulating Guidewire and Catheter Insertions Based on Cosserat Rod. *undefined*, 59(8), 2211-2218. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2199319>
- Tricuspid Valve Anatomy: Overview, Gross Anatomy, Microscopic Anatomy*. (2019). <https://emedicine.medscape.com/article/1923232-overview?form=fpf>
- Vecerina, I., Zoethout, J., & Betrisey, S. (2005). *Device for determining the longitudinal and angular position of a rotationally symmetrical apparatus* (European Union Brevet EP1574825A1). <https://patents.google.com/patent/EP1574825A1/fr?q=P+1574825>
- Wang, F., Duratti, L., Samur, E., Spaelter, U., & Bleuler, H. (2007). A computer-based real-time simulation of interventional radiology. *Annual International Conference of the IEEE*

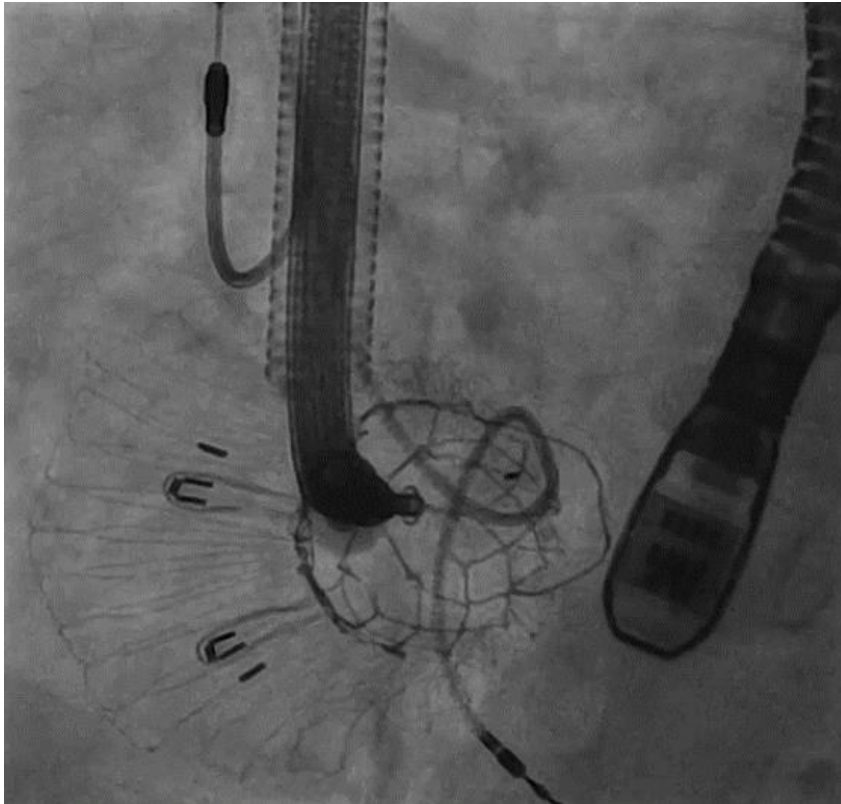
- Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2007, 1742-1745.*
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352647>
- Webb, J. G., Chuang, A. (Ming-yu), Meier, D., von Bardeleben, R. S., Kodali, S. K., Smith, R. L., Hausleiter, J., Ong, G., Boone, R., Ruf, T., George, I., Szerlip, M., Năbauer, M., Ali, F. M., Moss, R., Kreidel, F., Bapat, V., Schnitzler, K., Ye, J., ... Fam, N. P. (2022). Transcatheter Tricuspid Valve Replacement With the EVOQUE System: 1-Year Outcomes of a Multicenter, First-in-Human Experience. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 15(5), 481-491. <https://doi.org/10.1016/j.jcin.2022.01.280>
- Wenn, P., & Zeltser, R. (2024). Aortic Valve Disease. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542205/>
- Xu, L., & Liu, Q. (2018). Real-time inextensible surgical thread simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 13(7), 1019-1035.
<https://doi.org/10.1007/S11548-018-1739-1/FIGURES/20>
- Zhang, Y., Lu, F., Li, W., Chen, S., Li, M., Zhang, X., Pan, C., Qiao, F., Zhou, D., Pan, W., & Ge, J. (s. d.). *A first-in-human study of transjugular transcatheter tricuspid valve replacement with the LuX-Valve Plus system.* <https://doi.org/10.4244/EIJ-D-22-00517>
- Zhu, Q. M., & Berry, N. (2023). Tricuspid Regurgitation: Disease State and Advances in Percutaneous Therapy. *European Cardiology Review*, 18, e55.
<https://doi.org/10.15420/ecr.2023.09>
- Zimmermann, J. M., Steffen, O. J., Vicentini, L., Schmid Daners, M., Taramasso, M., Maisano, F., & Meboldt, M. (2020). Novel augmented physical simulator for the training of transcatheter cardiovascular interventions. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 95(6), 1202-1209. <https://doi.org/10.1002/CCD.28493>

ANNEXE A SCHÉMA ÉLECTRIQUE DE SUIVI DES INSTRUMENTS



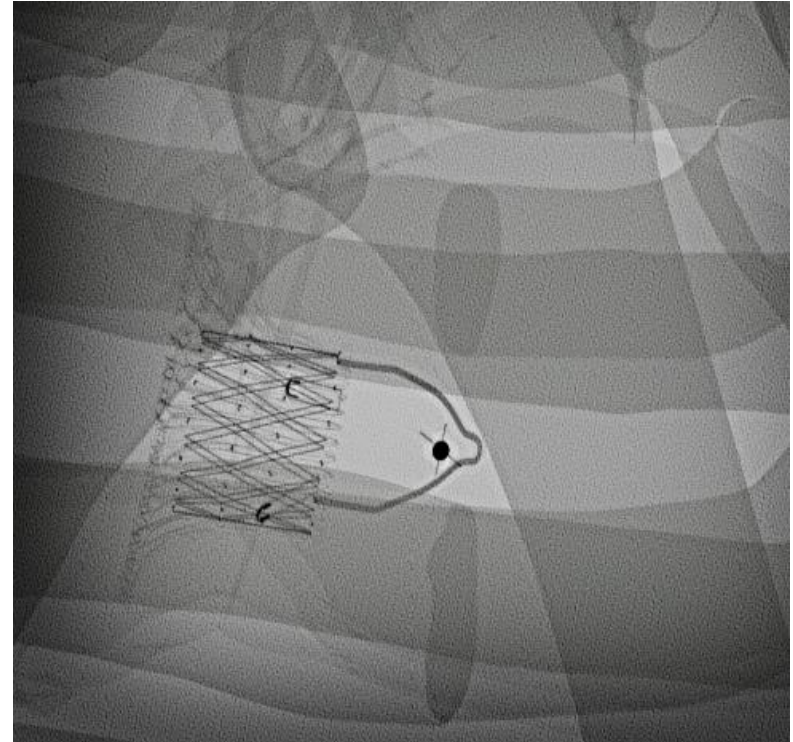
ANNEXE B COMPARAISONS AVEC FLUOROSCOPIE RÉELLE

Réel



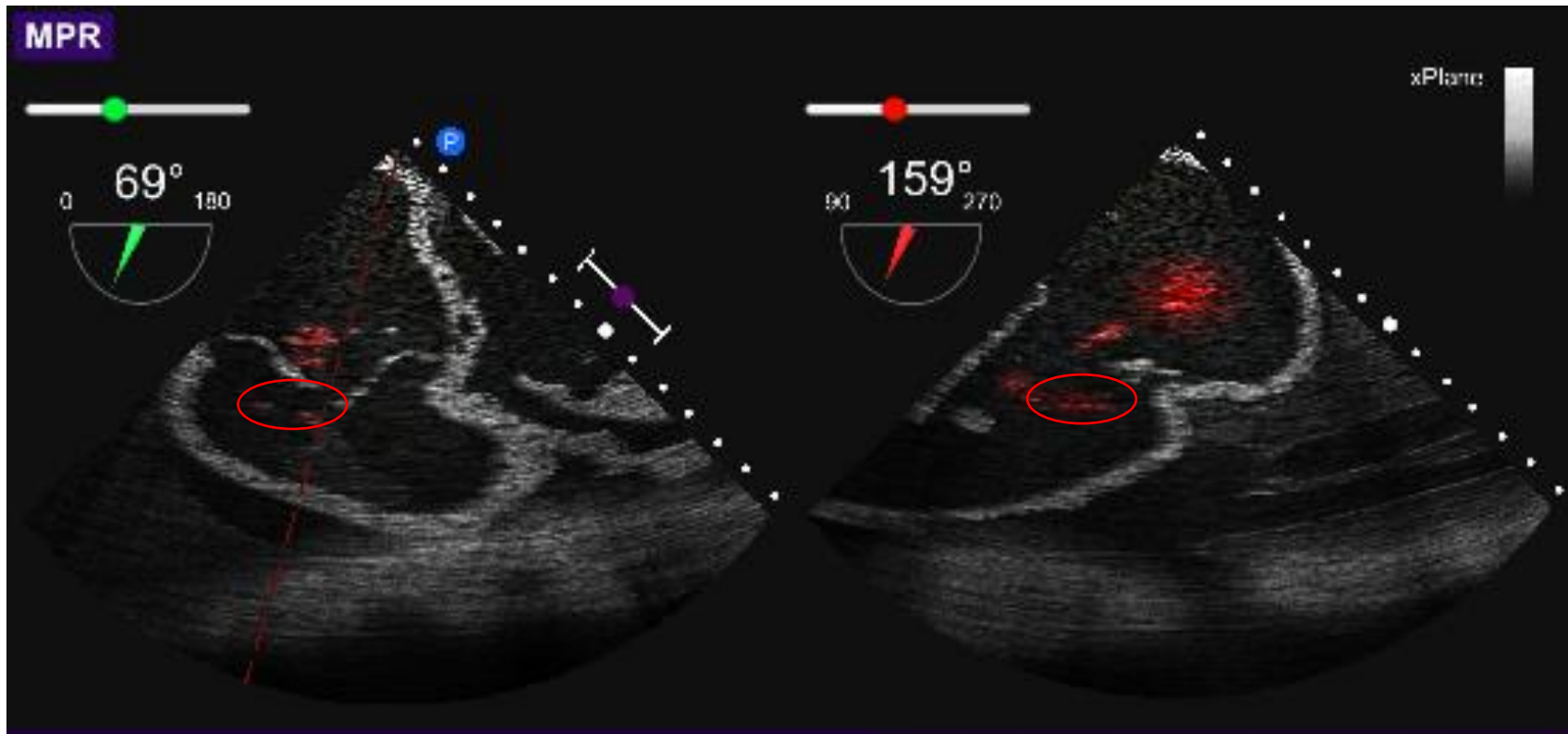
Simulation



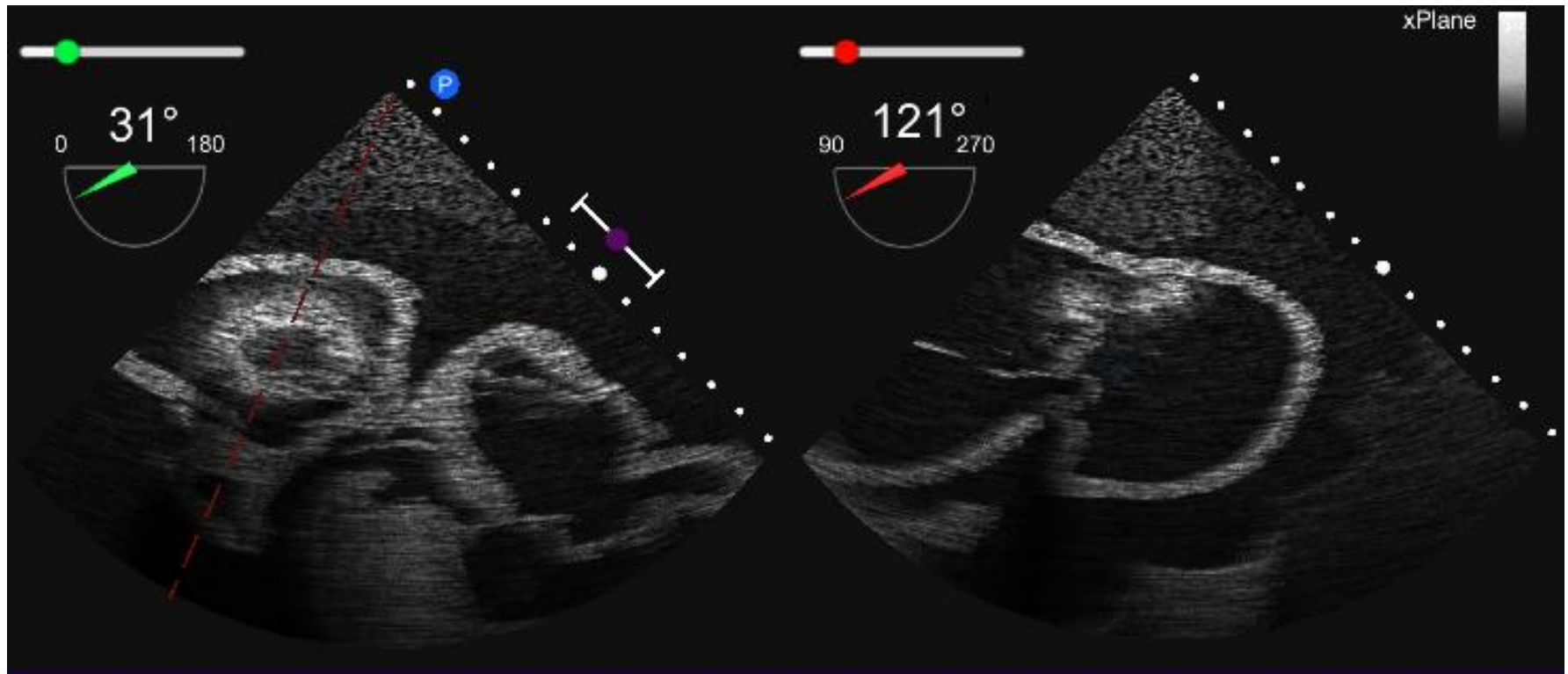
Réel**Simulation**

ANNEXE C VUES ETO SIMULÉES SUPPLÉMENTAIRES

Les deux clips de la valve sont visibles en rouge sur la vue de gauche. Un des clips est visible sur la vue de droite.



La vue transgastrique une fois la valve totalement déployée est montrée ci-dessous.



ANNEXE D QUESTIONNAIRE DE RÉTROACTION

Formulaire feedback simulateur LuX

Le but de ce formulaire est de collecter des données pour tester la pertinence pédagogique du simulateur.

Une étude de type 5-point Likert Scale est utilisée. L'étude est réalisée dans le cadre du projet de maîtrise à Polytechnique Montréal de Enzo Delamarre



1. Les modèles 3D anatomiques (cœur, veines, etc.) sont réalistes visuellement

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

2. Les mouvements des structures anatomiques (battement cardiaque, respiration, etc.) sont réalistes visuellement

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

3. Le déplacement de la table et la rotation du C-Arm sont réalistes

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

4. L'insertion physique des instruments est réaliste et semblable aux sensations ressenties dans le cathlab

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

5. Les déformations du cathéter en mouvement sont réalistes

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

6. Le délai entre la manipulation du fil de guide/cathéter physique et le déplacement de sa version virtuelle est réaliste

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

7. Commentaires libres sur les instruments (réalisme, sensations,...)

8. L'interface retranscrit adéquatement les éléments visuels présent sur les écrans pendant l'intervention

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

9. En général, le déploiement de la valve visible sur la fluoroscopie est visuellement réaliste

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

10. La vue de fluoroscopie est réaliste et fonctionnelle

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

11. Toutes les étapes de l'implantation d'une valve LuX peuvent être simulées

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

12. Le simulateur est assez réaliste dans son ensemble pour être utile à des fins de formations, entraînement ou perfectionnement

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

13. Le fait de pouvoir s'entraîner sur l'anatomie spécifique au patient directement présente un avantage

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

14. Le catheter LuX répliqué est semblable au réel et les fonctions des roulettes sont retranscrites en temps réel

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

15. Les vues d'ETO sont réalistes et fonctionnelles, les structures anatomiques sont distinguables

Une seule réponse possible.

- ☐ Pas du tout d'accord
☐ Pas d'accord
☐ Neutre
☐ D'accord
☐ Tout à fait d'accord

16. Commentaires libres sur le simulateur en général
