

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION
M.Sc.A.

PAR
Jean-Philippe MARTIN

ÉVALUATION D'UNE TECHNIQUE DE COMPENSATION DU MOUVEMENT DES
ARTÈRES CORONAIRES À PARTIR D'UNE SÉQUENCE ANGIOGRAPHIQUE

MONTRÉAL, LE 14 MARS 2016



Jean-Philippe Martin, 2016



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Luc Duong, directeur de mémoire
Département de génie logiciel et des TI, École de technologie supérieure

M. Christian Desrosiers, codirecteur
Département de génie logiciel et des TI, École de technologie supérieure

Mme Sylvie Ratté, présidente du jury
Département de génie logiciel et des TI, École de technologie supérieure

M. Stéphane Coulombe, membre du jury
Département de génie logiciel et des TI, École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 12 FÉVRIER 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En me lançant dans l'aventure des études supérieures, je me doutais très peu de l'influence et de l'importance des gens que j'allais côtoyer durant ces deux années. Sans eux, la réalisation de ma maîtrise aurait été impossible.

Mes plus grands remerciements vont à mes deux directeurs de recherche, Luc Duong et Christian Desrosiers. Ensemble, ils forment un duo complet avec des connaissances remarquables. Ils ont réussi à me motiver, à me questionner et à repousser les limites de ma recherche jour après jour. Au-delà de toutes les connaissances techniques acquises grâce à eux, j'ai su développer un esprit critique, la capacité de synthétiser et une autonomie dans mes méthodologies de travail. Je suis redevable à mes directeurs pour ces compétences acquises qui me serviront durant toute ma carrière.

Je tiens aussi à remercier toute l'équipe du laboratoire d'imagerie interventionnelle. J'ai vécu une expérience inoubliable avec des gens ouverts d'esprits venant de partout dans le monde. Je remercie plus particulièrement Étienne Vachon et Faten M'hiri, deux brillants étudiants qui étaient toujours disponibles pour m'aider et partager leurs connaissances. Je suis aussi reconnaissant à toute l'équipe du Centre hospitalier universitaire Sainte-Justine qui nous a accueillis et partagé de précieuses séquences angiographiques afin que l'on puisse effectuer nos recherches avec des données de qualité.

Finalement, je ne peux passer sous silence la résilience de ma copine Sarah qui m'a encouragé dans mon projet de maîtrise, nous séparant par le fait même pendant deux années supplémentaires. Le chemin pour accomplir ma maîtrise a été particulièrement escarpé par moments. Je tiens à remercier ma famille et mes amis qui m'ont supporté et qui ont toujours été présents durant les moments difficiles.

Ce projet de recherche a été réalisé grâce au financement des subventions de l'École de technologie supérieure, du Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) et des Fonds de recherche du Québec – Nature et technologies (FRQNT).

ÉVALUATION D'UNE TECHNIQUE DE COMPENSATION DU MOUVEMENT DES ARTÈRES CORONAIRES À PARTIR D'UNE SÉQUENCE ANGIOGRAPHIQUE

Jean-Philippe MARTIN

RÉSUMÉ

Une méthode de compensation du mouvement cardiorespiratoire à partir d'un biplan ou d'un monoplan angiographique est proposée. Le mouvement est estimé à partir d'un recalage 3D/2D. Le modèle 3D des artères coronaires est extrait par triangulation à partir de deux vues angiographiques avant l'intervention minimalement invasive. Les paramètres des caméras sont d'abord calibrés par une optimisation non linéaire où l'erreur de reprojection est minimisée. La sélection des artères est réalisée manuellement et la correspondance se calcule à partir de l'intersection de la ligne centrale et la droite épipolaire sur la vue associée.

Avec le modèle 3D, le mouvement cardiorespiratoire est compensé à l'aide d'un filtre particulaire. Chaque particule du système correspond aux paramètres de déformations affines appliqués à la projection 2D. Cette projection est comparée à la distance du centre des artères observée sur les angiographies. Cette distance s'obtient par le traitement des images médicales avec une série de filtres. Un filtre de vascularité est d'abord appliqué, suivi par des filtres de débruitage et de binarisation. Finalement, la transformée de distance modifiée est calculée. Un algorithme est aussi présenté afin de segmenter les bifurcations des artères coronaires tout en minimisant le bruit.

Les particules sont échantillonnées en favorisant celles minimisant la distance entre les artères et les bifurcations. De manière itérative, le filtre de particules recommence le processus de génération, d'évaluation et d'échantillonnage des particules en contraignant davantage les paramètres de déformation.

Un simulateur de mouvement cardiorespiratoire est utilisé en deux temps. Il sert d'abord à construire un gabarit de paramètres de déformation servant à limiter l'espace de génération des particules du système durant tout le cycle cardiaque. Grâce aux positions 3D connues des artères, le simulateur sert aussi à mesurer et valider l'efficacité de la méthode de compensation du mouvement cardiorespiratoire suggérée.

Mots clés: compensation du mouvement, recalage 3D/2D, reconstruction 3D, gabarit de déformation, mouvement cardiorespiratoire, filtre particulaire, segmentation des bifurcations

EVALUATION OF A METHOD FOR CARDIORESPIRATORY MOTION COMPENSATION OF THE CORONARY ARTERIES FROM AN ANGIOGRAPHY

Jean-Philippe MARTIN

ABSTRACT

A method for cardiorespiratory motion compensation of the coronary arteries from a biplane or monoplane angiographic sequence is proposed. The motion is estimated from a 3D/2D registration. The 3D model of the coronary arteries is extracted by triangulation from two angiographic views before the minimally invasive surgery. The cameras parameters are first calibrated by a nonlinear optimization where the reprojection error is minimized. The selection of the arteries is performed manually and the correspondence is calculated from the intersection of the vessel centerline and the epipolar line on the associated view.

The cardiorespiratory motion is compensated using a particle filter and the 3D model. Each particle of the system contains an affine deformation used for a 2D projection. This projection is then evaluated with the distance from the artery's centerline observed in the angiographies. This distance is obtained by a combination of filters on the medical images. A vascularity filter is applied first, followed by a denoising and binarization filter. Finally, the modified version of the distance transform is calculated. An algorithm is also presented to segment the bifurcations of the coronary arteries while minimizing noise.

The particles are sampled favoring those minimizing the distance between the arteries and the bifurcation. The particles filter iteratively generate, evaluate and sample the particles with a larger constraint on the deformation parameters.

A realistic cardiorespiratory motion simulator is used for two different purposes. It is first used to construct a template deformation parameters for limiting the generation of particles in the system space throughout the cardiac cycle. With known 3D positions of the arteries, the simulator is also used to measure and validate the effectiveness of the suggested cardiorespiratory movement compensation method.

Keywords: motion compensation, 3D/2D registration, 3D reconstruction, template deformation, cardiorespiratory motion, particle filter, bifurcation filter

2.2.1	Observations de séquences cardiaques	41
2.3	Compensation du mouvement des artères coronaires	42
2.3.1	Traitement des images	44
2.3.1.1	Bifurcations	44
2.3.2	Génération des particules	48
2.3.3	Évaluation des particules	50
2.3.3.1	Projection des particules	50
2.3.3.2	Évaluation de la vraisemblance	51
2.3.4	Échantillonnage des particules	52
2.3.5	Estimation de la déformation à l'instant courant	53
2.3.6	Optimisation non linéaire	54
2.4	Mesure d'évaluation	54
2.4.1	Target-to-registration error (TRE)	54
2.4.1.1	Distance de Fréchet discrète	55
CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION		59
3.1	Ensembles de données	59
3.1.1	Simulateur radiologique	59
3.1.2	Patients CHUSJ	61
3.1.2.1	Erreur de reprojection	62
3.1.3	Modèle de déformation	62
3.2	Résultats à partir de deux plans	63
3.2.1	Données simulées	63
3.2.2	Données cliniques	64
3.2.2.1	Comparaison position/vélocité	65
3.2.2.2	Influence du nombre de particules et variabilité du modèle de déformation	67
3.2.2.3	Présentation qualitative de la compensation	70
3.2.3	Utilisation des bifurcations	71
3.2.4	Problèmes rencontrés	76
3.2.4.1	Complexité avec l'artère coronaire gauche	76
3.2.4.2	Utilisation des points terminaux	78
3.3	Résultats à partir d'un monoplan	78
3.3.1	Données cliniques	78
3.3.2	Apport des bifurcations	80
CONCLUSION		83
ANNEXE I RECONSTRUCTION 3D ET ERREURS DE REPROJECTION		87
ANNEXE II RÉSULTATS DE LA COMPENSATION DU MOUVEMENT DES ARTÈRES CORONAIRES		89
BIBLIOGRAPHIE		94

Algorithme 2.1	Compensation du mouvement cardiorespiratoire avec biplan.	43
Algorithme 2.2	Débruitage des bifurcations.	45

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Caractéristiques physiques des patients 61
Tableau 3.2	Erreur de reprojexion 62
Tableau 3.3	Distance de Fréchet selon le mode de compensation 67
Tableau 3.4	Distance de Fréchet en fonction du nombre de particules 68
Tableau 3.5	Paramètres du modèle de déformation global 70
Tableau 3.6	Comparaison de la distance de Fréchet entre une compensation biplan et monoplan 79

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Schéma du cœur. 7
Figure 1.2	Schéma des artères coronaires. 9
Figure 1.3	Ondes P.Q.R.S.T. de l'ECG. 10
Figure 1.4	C-Arm du CHU Sainte-Justine avec vues angiographiques en exemple. 12
Figure 1.5	Recalage 3D/2D par projection. 16
Figure 2.1	Diagramme complet de système de compensation du mouvement cardiorespiratoire. 26
Figure 2.2	Erreur de reprojexion et reconstruction 3D du patient 1. 31
Figure 2.3	Diagramme de la séquence de traitement de l'angiographie. 31
Figure 2.4	Comparaison entre l'image originale, la transformée de distance et la transformée de distance modifiée. 34
Figure 2.5	Comparaison entre le graphique de l'image originale, la transformée de distance et la transformée de distance modifiée. 34
Figure 2.6	Exemple d'étirement de contraste. 35
Figure 2.7	Transformée de distance modifiée, avec étirement de contraste de facteur 0.3 et 0.7 35
Figure 2.8	Comparaison de méthodes d'extraction de la ligne centrale. 37
Figure 2.9	Intersections de la droite épipolaire 40
Figure 2.10	Ligne centrale et initialisations de l'algorithme des bifurcations. 46
Figure 2.11	Première itération avec analyse des embranchements. 46
Figure 2.12	Deuxième itération avec analyse des embranchements. 47
Figure 2.13	Bifurcations conservées. 47
Figure 2.14	Schéma standard du filtre de particules. 48

Figure 2.15	Schéma simplifié du filtre de particules.	49
Figure 2.16	Distribution des résultats des particules avant et après l'échantillonnage.	53
Figure 2.17	Influence de la rotation, translation et mise à l'échelle sur la distance de Fréchet.	56
Figure 2.18	Outil d'extraction des artères coronaires pour le calcul de la distance de Fréchet.	57
Figure 3.1	Présentation des deux données simulées utilisées.	61
Figure 3.2	TRE 3D en fonction des particules et optimisations.	63
Figure 3.3	Filtres de segmentation.	64
Figure 3.4	Comparaison de l'utilisation de vélocité comparativement à la position avec 20000 particules sans optimisation.	66
Figure 3.5	Présentation de l'effet du nombre de particules sur le système de compensation par position sans optimisation.	68
Figure 3.6	Effet de la variabilité du modèle de déformation.	70
Figure 3.7	Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient #3.	71
Figure 3.8	Distance de Fréchet de l'apport des bifurcations sur les deux vues d'une séquence angiographique.	73
Figure 3.9	Distance de Fréchet de l'apport des bifurcations sur les deux vues d'une séquence angiographique.	75
Figure 3.10	Complexité de projection de l'artère coronaire gauche.	77
Figure 3.11	Distance de Fréchet pour la compensation monoplan.	80
Figure 3.12	Distance de Fréchet pour la compensation monoplan avec bifurcations.	81

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CMI	Chirurgie minimalement invasive
LCA	Artère coronaire gauche
RCA	Artère coronaire droite
SID	Distance source au détecteur
SOD	Distance source au patient

INTRODUCTION

Parmi les différentes causes de mortalités chez les Canadiens, les maladies du cœur figurent au deuxième rang selon Statistique Canada. En 2011, plus de 25 % des décès étaient causés par l'une des différentes cardiopathies. Les coûts attribués aux maladies cardiovasculaires se seraient élevés à 20.9 milliards en services médicaux et en perte de salaire pour le pays en 2010.

En tant que société, il est impératif de faire progresser la prévention et le traitement des maladies du cœur. Le bilan s'est amélioré au courant des dernières décennies avec de la prévention et en éduquant la population aux bienfaits des saines habitudes de vie. Dans les cas graves, les différents traitements des cardiopathies ont évolué vers des techniques moins invasives ayant un taux de succès élevé et un risque de complications postopératoires faible.

Plus spécifiquement, environ 1 % des nouveau-nés seraient atteints par l'une des quelque 40 cardiopathies congénitales recensées, selon Association *et coll.* (2004). Un certain nombre de ces cardiopathies touchent directement les artères coronaires et se classent parmi la sous-catégorie des coronaropathies.

Chez l'adulte, les coronaropathies se manifestent principalement par une ischémie myocardique, ce qui signifie une interruption ou une insuffisance de la circulation sanguine dans le muscle cardiaque, limitant ainsi l'apport des nutriments, de l'oxygène et de l'élimination des déchets. Non seulement cela entraîne une douleur thoracique au patient, les cas plus graves peuvent se solder par une insuffisance cardiaque, c'est-à-dire un débit sanguin insuffisant pouvant même causer la mort du patient.

Le traitement repose d'abord par la prise de médicaments. Si cela est insuffisant, il deviendra nécessaire d'avoir recours à une intervention chirurgicale. Les chirurgies minimalement invasives (CMI) sont des procédures interventionnelles qui ont connu un essor fulgurant au courant des deux dernières décennies. La popularité de cette technique s'explique par deux raisons.

D'abord, le taux de réussite des CMI se compare aux interventions traditionnelles. Ensuite, les traumatismes causés aux patients sont inférieurs dans le cas des CMI.

En effet, les avantages d'une intervention minimalement invasive sont grands pour le patient. Par exemple, pour une opération de la valve aortique, Cosgrove III et Sabik (1996) notent que les patients obtiennent leur congé d'hôpital plus rapidement puisqu'il n'y a pas de stress causé par une sternotomie médiane. De plus, l'incision étant minime, l'apparence esthétique de la cicatrice est mieux acceptée chez les patients, sans oublier que les risques d'infections sont nettement inférieurs.

L'angioplastie coronaire percutanée figure parmi les CMI fréquentes qui ont pour but de traiter les sténoses. Une sténose est un rétrécissement anormal du diamètre de l'artère en un point. Afin de recouvrir un diamètre normal, un cathéter est inséré à partir de l'artère fémorale au niveau de l'aîne et est acheminé jusqu'à la sténose. Une fois rendu, un ballon est dilaté afin d'élargir l'artère coronaire. Dans certains cas, il peut être nécessaire de poser une endoprothèse qui supportera de manière permanente l'artère.

Les avancées offertes par les CMI sont aussi accompagnées de lacunes non négligeables. D'abord, lors des CMI des artères coronaires, les cardiologues sont guidés à l'aide d'angiographie. Comme les vaisseaux sanguins sont invisibles sur les radiographies, il est nécessaire d'injecter un liquide opaque aux rayons X. Les radiations ionisantes et le liquide opaque injecté sont tous les deux néfastes pour le patient, particulièrement chez la clientèle pédiatrique. Le cardiologue doit alors réduire l'utilisation de ses outils de visualisation peropératoire afin de minimiser les risques portés au patient.

Lors des interventions, le cardiologue doit aussi effectuer la tâche de se reconstituer mentalement son emplacement courant et la cartographie 3D de l'anatomie du patient à l'aide d'une ou deux vues 2D présentées par l'angiographie. Avant l'intervention, il est fréquent que le patient se soumette à une tomodensitométrie ou une imagerie par résonance magnétique afin de mieux diagnostiquer la maladie. Respectivement, ces deux techniques exposent le patient à un très haut taux de radiation ou nécessitent la prise d'un puissant sédatif chez la clientèle pédiatrique.

Les appareils d'acquisition d'imageries s'améliorent constamment. Par exemple, sur les plus récents appareils d'angiographies, le bruit est largement réduit et la résolution est augmentée. De telles innovations sont bienvenues et aident le travail des cardiologues. Cependant, le coût élevé de ces appareils empêche les centres hospitaliers de rester constamment à la fine pointe de la technologie.

Le mouvement cardiaque, étant distinct pour chaque patient et difficilement perceptible sur les angiographies, engendre une complexité supplémentaire aux cardiologues. Avec une récupération précise du mouvement cardiaque d'un patient, il devient alors possible d'offrir des outils sophistiqués pour aider lors des chirurgies minimalement invasives.

La recherche présentée dans les chapitres suivants proposera une technique novatrice de compensation du mouvement cardiorespiratoire. De manière générale, la compensation du mouvement cardiorespiratoire consiste à récupérer le mouvement causé par la contraction cardiaque et la respiration du patient. Dans le cadre précis de cette recherche, le mouvement sera récupéré par l'observation de l'angiographie. De plus, un modèle 3D des artères coronaires du patient sera déformé afin de représenter soigneusement l'anatomie du patient en temps réel, en fonction de sa respiration et de son mouvement cardiaque.

Alors que d'autres recherches se penchent aussi sur la compensation du mouvement des artères coronaires, il est fréquent que celles-ci aient recours à une deuxième modalité d'imagerie (ex. : tomographie par ordinateur, résonance magnétique) afin d'extraire le modèle 3D. De plus, les techniques de recalage 3D/2D les plus précises sont généralement lentes et non appropriées pour une utilisation en temps réel tout en faisant abstraction à la mécanique du mouvement cardiaque. La recherche proposera une solution ne nécessitant pas de modalité d'imagerie supplémentaire tout en offrant une compensation précise à une vitesse rapprochant les 15 images par seconde. La recherche s'inspire des travaux de Hadida *et coll.* (2012) où la compensation du mouvement sera améliorée par l'ajout de l'information des bifurcations, de la segmentation des angiographies et de l'amélioration de l'implémentation du filtre de particules.

Les retombées de cette recherche sont diverses et visent l'objectif global d'améliorer les soins et la prévention des maladies cardiaques. Précisément, la récupération du mouvement cardiorespiratoire en paramètres de translation, de rotation et d'étirement s'intègre au sein d'un modèle cardiaque global où les anomalies pourraient être détectées automatiquement lors de l'étude des paramètres d'un patient. La valeur de ces différents paramètres, difficilement mesurable par les techniques actuelles, révèle un comportement anatomique important permettant le diagnostic de coronaropathies.

La représentation précise et en temps réel de l'anatomie 3D des artères coronaires facilite la navigation peropératoire du cardiologue, visant ainsi à réduire les erreurs lors CMI. À terme, l'objectif est d'arriver à limiter l'acquisition à une seule vue, réduisant ainsi de moitié la radiation soumise au patient.

La flexibilité de la technique proposée ne contraint pas son utilisation à une clientèle particulière. La compensation du mouvement cardiorespiratoire peut être utilisée à la fois avec les enfants, chez qui le diamètre des artères est plus fin et les mouvements beaucoup plus rapides que chez les adultes.

Le mémoire se divise en trois sections. En premier temps, l'état d'art et les connaissances requises pour effectuer la compensation du mouvement du mouvement cardiorespiratoire seront présentés. Les plus récentes recherches associées seront analysées minutieusement afin d'établir un point de comparaison avec la technique proposée.

La deuxième section portera sur la méthodologie. Deux thèmes principaux seront abordés. D'abord, il sera question d'une méthode de reconstruction 3D semi-automatique des artères coronaires basée sur la triangulation de correspondances entre deux vues angiographiques. Cette technique simple, rapide et précise présente une alternative favorable aux autres modalités d'imagerie 3D préopératoires. La méthode a pour avantage d'utiliser la même modalité interventionnelle, ce qui empêche de devoir segmenter et repositionner le modèle d'une modalité à l'autre.

La méthode de compensation du mouvement cardiorespiratoire sera ensuite décrite. La technique, basée sur un filtre de particules, récupère le mouvement en générant un très grand nombre de simulations à chaque moment de l'angiographie. Les étapes requises pour effectuer les simulations seront détaillées.

Afin d'évaluer une simulation, il est nécessaire de comparer le plan du modèle 3D projeté avec l'image observée. La qualité d'une simulation sera mesurée en calculant la distance de la projection avec la ligne centrale et les bifurcations. Cette mesure de distance nécessite que les images de la séquence angiographiques soient traitées séquentiellement par divers filtres. Les deux filtres principaux utilisés ont pour rôle de segmenter les structures tubulaires de l'angiographie et de calculer la distance la plus près vers le centre d'une artère pour tous les pixels. D'autres filtres intermédiaires sont aussi employés afin de diminuer le bruit contenu dans la segmentation des artères et afin d'isoler les principaux composants de l'image. Un algorithme de segmentation des principales bifurcations sera présenté. L'information contenue dans les bifurcations servira aussi à évaluer les simulations du filtre de particules.

Les résultats obtenus par cette méthodologie proposée seront finalement présentés. Afin de valider l'efficacité du système, un simulateur cardiorespiratoire a été employé afin de mesurer avec exactitude l'erreur en 3D de la compensation du mouvement des artères coronaires.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 L'anatomie du cœur

De manière générale, le cœur se divise en deux parties ayant deux rôles distincts. Ces deux parties se composent chacun d'une oreillette et d'un ventricule. Les oreillettes sont les cavités supérieures du cœur. L'échange du sang des veines vers les ventricules se passe par les oreillettes. Ensuite, le ventricule droit éjecte le sang vicié de dioxyde de carbone vers l'artère pulmonaire alors que le ventricule gauche a pour objectif d'acheminer le sang enrichi en oxygène vers l'aorte et les autres organes du corps. Le septum est la paroi séparant la partie gauche et droite du cœur afin d'éviter l'échange direct de sang.

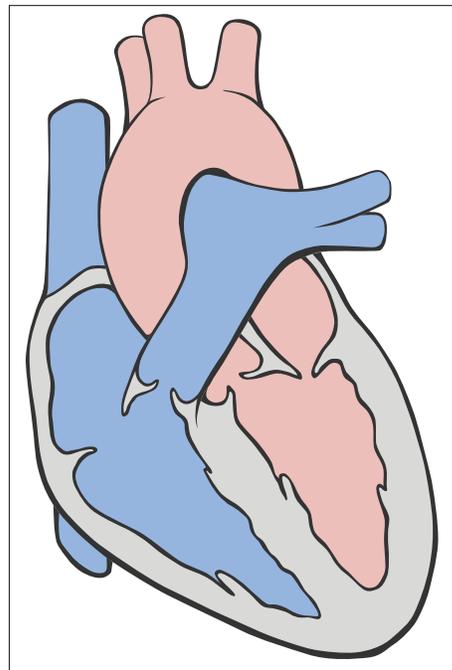


Figure 1.1 Schéma du cœur.
Tirée de Wikimedia (2015).

1.1.1 Cycle cardiaque

Le cœur agit alors comme une pompe se caractérisant par deux phases. La phase de relâchement se nomme la diastole et correspond au moment où la pression dans les ventricules est à son plus faible. Cette différence de pression force les valves entre les oreillettes et les ventricules à s'ouvrir, ce qui permet aux ventricules de se remplir de sang. À l'inverse, la systole correspond à la phase de compression et se manifeste par la force qui éjecte le sang du cœur. Le volume des ventricules étant compressé, la pression y augmente alors ce qui cause la fermeture des valves avec les oreillettes, mais l'ouverture de la valve pulmonaire et aortique.

1.1.2 Artères coronaires

Pour fonctionner, le cœur a lui-même besoin d'être alimenté en nutriments et oxygène. Pour se faire, le muscle cardiaque est irrigué par les artères coronaires. Ces artères recouvrent la surface du muscle cardiaque. Les artères coronaires débutent sur le côté gauche du cœur à la hauteur de l'aorte. L'artère coronaire gauche (LCA) et l'artère coronaire droite (RCA) sont les deux embranchements principaux qui composent l'ensemble des artères coronaires. La LCA est composée d'un tronc commun se subdivisant rapidement en deux, formant l'artère interventriculaire antérieure et l'artère circonflexe. De l'autre côté, la RCA se compose de deux artères principales, soit l'artère interventriculaire postérieure et l'artère rétroventriculaire.

Les artères coronaires sont des artères terminales et composent la seule source de sang pour le myocarde. Le blocage de ces artères peut alors avoir de graves conséquences pour le patient. Selon Kurotobi *et coll.* (2002), le diamètre des artères coronaires chez les enfants en santé peut être aussi fin que 1 mm.

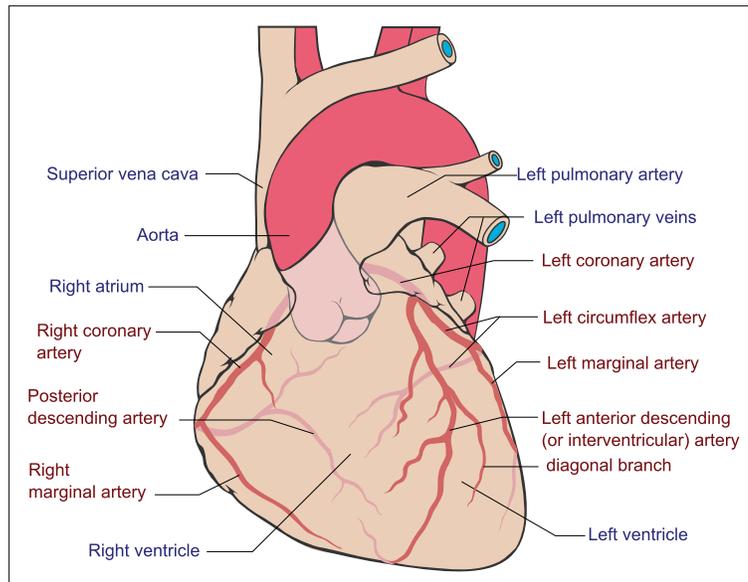


Figure 1.2 Schéma des artères coronaires.
Tirée de Wikipédia (2015a).

1.1.3 Électrocardiographie (ECG)

Le système électrique du cœur se compose de deux types de cellules, l'un pour dicter le rythme cardiaque et le second pour transmettre cette impulsion dans une séquence précise et synchronisée à l'ensemble du myocarde.

Un cycle cardiaque s'amorce à partir du nœud sinusal, qui est situé sur la paroi de l'atrium droit. La dépolarisation des cellules, qui s'effectue entre 70 et 100 fois par minute, a pour effet de créer un potentiel d'action, ce qui engendre une contraction du muscle cardiaque.

Chaque cellule comporte une propre impulsion électrique d'intensité et de direction variables. Chacune de ces impulsions peut être représentée comme des millions de vecteurs. Puisque la transmission de l'impulsion suit une séquence ordonnée, en effectuant la sommation de ces vecteurs à certains moments précis du cycle cardiaque, il est possible d'en extraire cinq vecteurs principaux suivant chacun un axe précis.

À l'aide d'électrodes apposées sur la peau du patient, il est possible de représenter graphiquement son activité électrique cardiaque. Cette étude se nomme l'électrocardiographie et trace

sous forme d'onde les variations du potentiel électrique. Les ondes nommées P, Q, R, S et T qui se dégagent de l'électrocardiogramme sont alors la représentation électrique des vecteurs principaux. Le graphique des ondes permet alors une représentation en trois dimensions des axes électriques du cœur et aide le médecin à déceler différentes pathologies cardiaques.

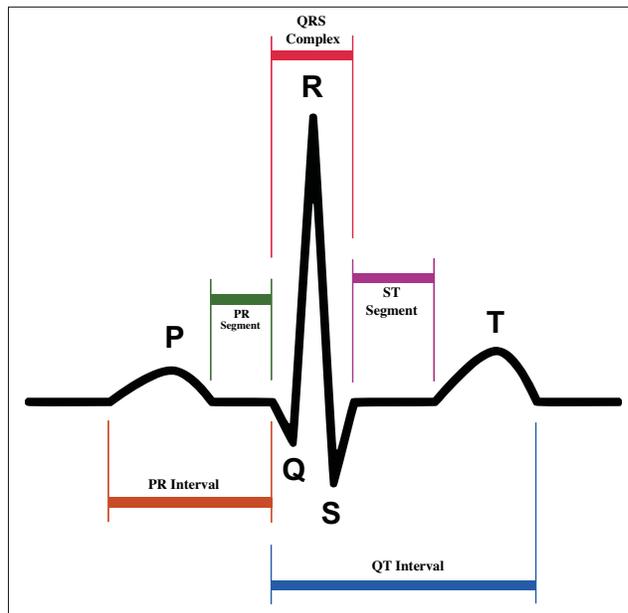


Figure 1.3 Ondes P.Q.R.S.T. de l'ECG.
Tirée de Wikipédia (2015b).

Dans le cadre de la compensation de mouvement, l'ECG revêt d'une grande importance puisqu'il devient possible d'induire une déformation attendue des artères coronaires en fonction de l'instant dans le cycle cardiaque. Par exemple, la systole ventriculaire commence au début du complexe QRS, alors que la systole de l'oreillette se fera au début de l'onde P. Bien que l'âge du patient et la fréquence cardiaque aient une influence sur la durée des différentes ondes, cette information permet tout de même d'anticiper les mouvements cardiaques à venir.

1.2 L'imagerie médicale

1.2.1 Principe des systèmes à rayons ionisants

Les modalités d'imagerie les plus répandues se basent sur les principes des champs magnétiques, de la radioactivité, des ultrasons et des rayons X. Pour toutes ces modalités d'imagerie, la complexité du mouvement cardiorespiratoire constitue un grand défi pour la compensation.

Avec les rayons X, l'imagerie des différentes structures anatomiques est rendue possible grâce à l'absorption photo-électrique de la matière. Le résultat est alors une distribution spatiale de l'absorption variant selon l'épaisseur et le type de matière. Ce principe s'exprime grâce à la loi de Beer-Lambert $I(\lambda, X) = I_0(\lambda) \cdot e^{-\alpha X}$ où X est la longueur du trajet optique, λ est la longueur d'onde, I_0 est l'intensité incidente (c'est-à-dire les rayons X dirigés vers le patient), et I est les intensités sortantes. Finalement, α représente le coefficient d'absorption qui varie en fonction de la matière (m^{-1}).

Si l'énergie du photon incident est suffisante, le milieu est ionisé, et la perte d'énergie se résulte par l'émission d'un photon caractéristique ayant comme signature un niveau d'intensité propre à chaque élément chimique. Il s'agit du phénomène d'absorption photo-électrique.

1.2.2 Angiographie

L'angiographie est une modalité d'imagerie médicale basée sur la fluoroscopie, adaptée pour les vaisseaux sanguins. Comme mentionnée précédemment, chacune des substances du corps possède un certain coefficient d'absorption. Par exemple, les muscles et le sang ayant un faible coefficient d'absorption, les intensités résultantes sont quasi imperceptibles. L'angiographie se penche sur ce problème et a pour objectif de faire ressortir les artères. Afin d'y parvenir, il est nécessaire de recourir à un liquide iodé ayant un meilleur coefficient d'absorption, on dit alors qu'il est radio-opaque. Une fois l'agent de contraste injecté dans le système vasculaire, la visibilité des artères coronaires est améliorée par l'intensité accrue des contrastes sur l'image médicale. Le liquide iodé n'est cependant effectif que pour quelques secondes, et est toxique

pour l'humain lorsqu'il est utilisé en grandes quantités. Pour ces raisons, il est alors nécessaire de l'utiliser qu'aux moments critiques de l'intervention. Pendant la majorité de l'intervention, le cardiologue doit alors se représenter mentalement la position de structures anatomiques du patient. La plus grande difficulté provient du fait que les organes subissent d'importantes déformations causées à la fois par le mouvement respiratoire et cardiaque.

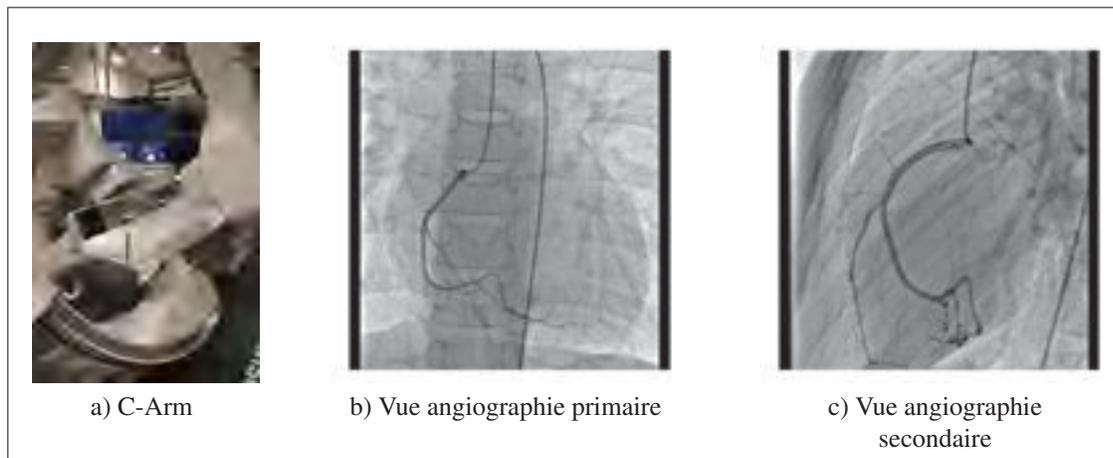


Figure 1.4 C-Arm du CHU Sainte-Justine avec vues angiographiques en exemple.

1.3 Mouvement des artères coronaires

Dans le contexte du mouvement des artères coronaires, il est important d'exposer les problèmes supplémentaires s'y dégageant qui ont pour conséquence de complexifier sa compensation. D'abord, le mouvement des artères coronaires est étroitement lié à la variation du volume sanguin dans les différentes cavités du cœur. Les déformations d'une artère différeront localement entre diverses positions sur le cœur. Une transformation affine globale pourra récupérer la déformation causée par la respiration ainsi qu'une estimation de la contraction cardiaque. Cependant, cette transformation globale ne pourra compenser l'intégralité des déformations locales. Pour se faire, il est nécessaire de récupérer une transformation non rigide pour un recalage précis. Aussi, les artères coronaires sont structurellement très fines, particulièrement chez les enfants en bas âge. Il est possible que certaines modalités d'imagerie et algorithmes

de segmentation n'arrivent pas à isoler les différentes artères dans leur intégralité. De plus, la grande variabilité de la topologie des artères coronaires empêche d'induire un modèle structural global. Différentes approches seront ensuite détaillées afin de présenter l'état de l'art dans le domaine de la compensation du mouvement des artères coronaires.

Selon Markelj *et coll.* (2012), l'amélioration du guidage lors de l'opération conduit à la fois à une réduction du traumatisme induit au patient et aussi à une augmentation de la précision de l'intervention. Leur revue de littérature exhaustive sur le recalage 2D/3D montre justement que les recherches des dernières années se concentrent à améliorer les différents outils de navigation pour les chirurgiens.

Il est cependant important de faire la distinction entre le recalage employé seul et la compensation du mouvement global. Bien que la compensation du mouvement incorpore souvent les techniques de recalage pour trouver la transformation qui projette les données vers un plan, celles-ci sont insuffisantes pour contrebalancer l'effet cyclique du mouvement cardiorespiratoire.

1.3.1 Modèle de déformation

Le modèle de déformation symbolise l'ensemble des transformations applicables à un modèle 3D statique. La succession de ces transformations représentera le dynamisme du cœur causé par la respiration et la contraction cardiaque. Un modèle de déformation trop simple sera incapable de reproduire la complexité du mouvement cardiorespiratoire, alors qu'un modèle trop complexe risque d'avoir peu de sens du point de vue anatomique, en plus d'avoir un grand nombre de paramètres à optimiser.

1.3.1.1 Modèle rigide

Le modèle rigide conserve la distance après les transformations entre chaque paire de points. Les transformations du modèle rigide se composent de translation, rotation et réflexion. Comme

les translations et rotations ont une signification anatomique, c'est le modèle qui est privilégié dans les recherches de Gouveia *et coll.* (2015), Aksoy *et coll.* (2013) et Wang *et coll.* (2014).

En ignorant la réflexion, qui n'a pas de sens anatomique, le modèle rigide se représente par un total de six paramètres en considération les trois axes de rotation et translation.

1.3.1.2 Modèle affine

Le modèle affine conserve le parallélisme après les transformations entre chaque paire de points. Le modèle affine est alors le modèle rigide auquel sont ajoutées les transformations de mise à l'échelle et de cisaillement. Alors que les rotations et translations permettent de compenser le mouvement respiratoire, la mise à l'échelle ajoute de la robustesse à la compensation du changement de volume du cœur lors de la contraction cardiaque.

Le modèle affine se représente quant à lui par un total de 12 paramètres avec l'inclusion des mises à l'échelle et cisaillement sur chacun des trois axes.

1.3.1.3 Planisphérique

Le modèle planisphérique, proposé par Declerck *et coll.* (1998) offre un moyen simple, à partir d'un petit nombre de paramètres, de modéliser le mouvement du ventricule gauche. La fonction a l'avantage d'être périodique, ce qui permet de supporter la cyclicité du mouvement cardiaque.

La première étape nécessite de faire passer les données représentant le ventricule gauche d'un système de coordonnées cartésiennes vers un système découlant d'une combinaison d'un système sphérique et cylindrique. Cette combinaison a pour but de pouvoir représenter la surface latérale du cœur qui a une grossière allure de cylindre et aussi l'apex (pointe du cœur), qui a une forme plutôt sphérique.

Ensuite, il est possible d'appliquer à ce nouveau système cinq paramètres, qui influenceront trois types de mouvement :

- a. Le mouvement radial qui décrit la contraction et la dilatation de la structure entière lors de la systole et diastole.
- b. Le mouvement de rotation apico-basale qui décrit la rotation à la pointe.
- c. Le mouvement d'élévation du cœur dans la direction longitudinale.

Un autre fait intéressant de cette étude est qu'à partir de données d'un patient et de l'algorithme Iterative Closest Point, il est possible de recouvrir une modélisation personnalisée du ventricule gauche. Les patients nécessitant une CMI possèdent souvent d'importantes différences avec les cas sains. Le fait que l'algorithme puisse s'adapter à différentes anomalies est alors un critère essentiel.

Par contre, cette approche se limite au ventricule gauche. Le ventricule droit et les oreillettes n'ont pas un mouvement exactement similaire. Il serait alors intéressant d'adapter ou d'analyser comment se comporte ce système avec les différentes cavités du cœur.

1.3.1.4 Modèle non rigide

Les modèles non rigides offrent une meilleure résistance au mouvement cardiaque qui est de nature élastique. Le modèle Thin plate spline (TPS) proposé par Bookstein (1989) est une technique dont l'objectif est de minimiser une fonction d'énergie basée sur une surface composée de splines passant par un ensemble de points.

Les TPS comportent certaines lacunes. D'abord, il est nécessaire d'établir un certain nombre de points de contrôle sur le modèle. Les poids obtenus suite à l'optimisation n'auront pas de signification physiologique.

Ce modèle pourrait servir suite à une première utilisation d'un modèle affine ou rigide plus général. Les TPS amélioreraient donc le recalage final présenté à l'utilisateur.

1.3.2 Recalage 3D/2D

En travaillant à la fois avec un modèle 3D et des images médicales 2D, il est essentiel de se rapporter à la même dimensionnalité (3D ou 2D) afin de pouvoir établir une correspondance. Le recalage par projection consiste à transformer le modèle 3D préopératoire de manière à ce que sa projection vers un plan minimise la distance avec les données acquises lors de l'intervention :

$$\hat{\mathcal{D}} = \arg \max_{\mathcal{D}} \sum_{j=1}^N CF^{2D}(\mathcal{P}_j(A^{\mathcal{D}}(\mathbf{x}_A^{3D})), B_j(\mathbf{x}_{B_j}^{2D})) \quad (1.1)$$

où $\hat{\mathcal{D}}$ correspond à la matrice de transformation finale, A le modèle 3D, B chacun des plans 2D, x sont chacun des points dans leur dimensionnalité respective et finalement \mathcal{P}_j est la projection des données dans un plan. La fonction de similitude permettant de comparer la projection du modèle 3D déformé sur le plan s'exprime par CF . L'équation 1.1 se visualise aussi par le schéma suivant :

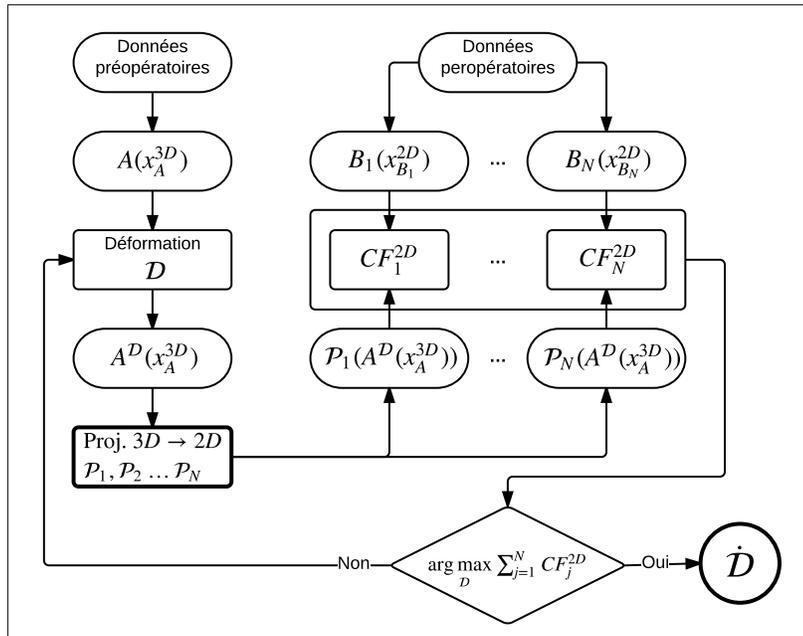


Figure 1.5 Recalage 3D/2D par projection.
Adapté de Markelj *et coll.* (2012).

La figure 1.5 montre que le modèle 3D A est obtenu à partir de données préopératoires. Ce modèle sera déformé à répétitions, tant que la transformation \mathcal{D} ne maximisera pas le recalage entre la projection du modèle 3D transformé et le modèle 2D segmenté à partir des données préopératoires. Cette étape se répète pour chaque instant de la séquence angiographique.

De nombreux facteurs influencent la qualité d'un recalage. À partir des images acquises, il est nécessaire d'y extraire les données contenues. Cette étape, communément appelée la segmentation des images médicales, doit se baser sur l'intensité, les caractéristiques ou les gradients de l'image. La qualité d'un recalage dépend directement de la qualité de la segmentation.

L'étape qui suit la segmentation est l'application d'une transformation sur le modèle 3D. À ce point, il s'agit explicitement de l'algorithme de recalage. Diverses techniques seront détaillées dans les sections suivantes.

Finalement, une fois le modèle 3D déformé, celui-ci est projeté sur un plan et la fonction de similitude CF compare ce plan avec les données de l'imagerie interventionnelle. La matrice de transformation est retenue au moment où la fonction de similitude atteint un optimum, autrement la transformation appliquée sur le modèle 3D sera ajustée de manière itérative.

1.3.2.1 Techniques de recalage et de compensation du mouvement

De nombreuses approches basent la compensation du mouvement à partir de la ligne centrale des artères coronaires extraite d'un algorithme de segmentation. Cette technique a été utilisée par Rivest-Henault *et coll.* (2012). La correspondance de la ligne centrale du modèle 3D est réalisée à l'aide d'une angiographie biplan. Leur méthodologie se divise principalement en deux parties. Tout d'abord, une transformation affine est trouvée afin de récupérer une déformation globale et ensuite, une technique de recalage non rigide est utilisée pour récupérer les déformations locales. Les images angiographiques sont automatiquement segmentées à partir d'une technique proposée par Schneider et Sundar (2010) qui se base sur un champ de vecteurs et la géométrie locale de l'image. Une fonction d'énergie globale de Sundar *et coll.* (2006) adaptée au biplan est ensuite minimisée pour récupérer les transformations de translation et rotation.

Une contrainte est ajoutée à la fonction d'énergie afin de s'assurer de la cohérence temporelle entre chaque séquence angiographique. Cette contrainte n'est pas ajoutée lors du recalage non rigide afin d'accélérer le temps de traitement. Neuf algorithmes d'optimisation sont par la suite utilisés afin de minimiser la fonction d'énergie.

Habert *et coll.* (2013) approchent le recalage avec une méthode probabiliste. La méthode utilise le maximum de vraisemblance avec une contrainte pour garder la cohérence dans le déplacement. L'objectif est qu'un ensemble de points se déplace de manière cohérente afin de s'aligner sur un autre ensemble. La solution est obtenue grâce à la technique d'espérance-maximisation. Il s'agit en d'autres termes de l'utilisation de l'algorithme Coherent Point Drift (CPD), qui a l'avantage de récupérer une transformation non rigide et auxquels deux contributions y sont insérées. Tout d'abord, une contrainte temporelle est ajoutée. De cette manière, entre chaque séquence angiographique, la déformation attendue doit s'approcher de celle au temps précédent. Deuxièmement, une contrainte spatiale est aussi ajoutée. Cette contrainte s'assure qu'il y a une cohérence dans la déformation au sein de la séquence elle-même. Il a été démontré que ces contraintes apportent de meilleurs résultats lors du recalage comparativement à l'utilisation de CPD seul. Par contre, le traitement du recalage nécessite un délai supplémentaire. De plus, cette technique aligne une séquence angiographique (2D/2D). Il serait intéressant de modifier l'algorithme et vérifier les résultats dans un contexte 3D/2D.

Du côté de Hadida *et coll.* (2012), comme les deux méthodes précédentes, le recalage est effectué sur la ligne centrale segmentée des artères coronaires. Bien que l'algorithme soit différent, l'approche employée est elle aussi probabiliste. Un modèle de Markov caché est utilisé, ce qui offre un alignement robuste grâce à une cohérence temporelle. La résolution de la séquence des paramètres d'optimisation la plus probable est obtenue à l'aide d'un filtre de particule. La technique proposée se distingue particulièrement par l'utilisation du modèle planisphérique afin de représenter le ventricule gauche. Par contre, ce modèle est aussi utilisé pour les autres cavités du cœur, ce qui force un mouvement qui n'est pas tout à fait juste au niveau des oreillettes et du ventricule droit. De plus, le gabarit de paramètres utilisé pour générer les particules est défini manuellement. Ce gabarit pourrait être généralisé par l'observation de différentes séquences

angiographiques de différents patients avec un nombre très élevé de particules ou en utilisant un algorithme de recalage 3D/2D (l'algorithme ICP par exemple).

Une recherche menée par Gouveia *et coll.* (2015) tente d'effectuer le recalage des artères avec une fonction de régression basée sur des caractéristiques des images. La fonction de régression se compose de six réseaux de neurones où chaque réseau tente d'estimer un paramètre de déformation. Les six paramètres correspondent aux trois axes de translation et rotation.

Pour l'apprentissage, 11 000 radiographies sont simulées par patient en faisant varier les paramètres de translation et rotation. Les caractéristiques sont ensuite extraites des images. L'analyse en composantes principales (PCA) des radiographies filtrées par une gaussienne ainsi que le centre géométrique des artères sont utilisés comme caractéristiques et serviront comme paramètres d'entrées au réseau de neurones.

Après l'apprentissage, la fonction de régression est ensuite utilisée pour estimer les angiographies durant les interventions. Le recalage de cas cliniques par cette technique offre une précision médiane du TRE d'environ 15 mm. Comme le mentionnent les auteurs de la recherche, la technique n'est pas suffisamment précise pour être utilisée durant une intervention, cependant elle peut servir pour estimer le recalage initial de la tomodensitométrie vers l'angiographie.

L'une des principales difficultés d'avoir recours à deux modalités d'imageries différentes est d'effectuer le recalage initial de l'un vers l'autre. Cette méthode pourrait aider à résoudre ce problème. Cependant, son utilité est plutôt limitée par le fait qu'elle n'est pas généralisable pour l'ensemble des patients.

L'étude menée par Aksoy *et coll.* (2013) a aussi pour objectif de récupérer les paramètres de transformation permettant de recaler le modèle 3D acquis d'une tomodensitométrie vers l'angiographie. L'approche est différente des autres recherches précédentes. Les paramètres de rotation et de translation sont indépendamment calculés. Le modèle 3D est projeté en faisant varier l'angle de rotation dans l'intervalle avoisinant la valeur contenue dans le fichier DICOM. Afin d'être invariantes à la translation, les transformations de Fourier discrètes sont comparées

à l'angiographie. Afin de calculer la translation, la transformée de distance de l'angiographie est calculée et le modèle est projeté en gardant les paramètres de rotation fixes. Les paramètres de translation seront par la suite optimisés en tentant de minimiser la distance de la projection. Les auteurs notent que le mouvement non rigide du cœur limite la qualité du recalage obtenu et suggèrent de limiter la compensation dans l'intervalle correspondant entre l'acquisition du modèle et de l'angiographie. Avec la présence d'une acquisition 4D, il serait possible de synchroniser les phases cardiaques du modèle 3D et de l'angiographie. Cependant, la rareté des acquisitions 4D rend peu probable l'usage d'une telle approche.

Alors que la majorité des recherches sur la compensation du mouvement cardiorespiratoire des artères coronaires estiment la déformation rigide en 3D et évaluent les paramètres sur la projection 2D, Wang *et coll.* (2014) abordent le problème en sens inverse. Le mouvement 2D est d'abord capturé sur les angiographies 2D en analysant le gradient sur le contour des structures anatomiques. Une formulation mathématique proposée permet de représenter le mouvement 3D à partir du mouvement observé 2D. L'avantage principal de cette méthode est qu'il n'est pas nécessaire de contraindre la recherche avec un gabarit de paramètres, comparativement à l'approche suggérée par Hadida *et coll.* (2012).

La compensation du mouvement des recherches précédentes est particulièrement utile pour les angioplasties, d'autres types d'interventions, comme les ablations par radiofréquences permettent l'utilisation de techniques différentes. Lorsque la chirurgie se situe au niveau des veines pulmonaires, les imageries sont moins influencées par le mouvement cardiaque, mais plus par le mouvement respiratoire. Brost *et coll.* (2010) proposent de compenser le mouvement respiratoire en effectuant le suivi du cathéter. L'embout du cathéter a une forme circulaire, ce qui facilite la segmentation et le suivi, sauf dans le cas particulier où l'acquisition est faite dans un angle précis où le cathéter pourrait apparaître comme une simple ligne. Ce cas précis n'est cependant pas problématique puisque l'utilisation du biplan rend cette situation particulière impossible au même moment sur les deux plans. La première étape consiste à extraire l'ellipse du cathéter. La segmentation nécessite une intervention de l'utilisateur, il doit sélectionner un point à l'intérieur de l'ellipse dans la première image de la séquence. Ensuite, la méthode

Fast-Marching avec contrainte circulaire retourne le modèle du cathéter. Sur les séquences suivantes, une zone d'intérêt est contrainte autour du modèle précédemment détecté. Par la suite, l'histogramme de la zone est égalisé et binarisé et la distance optimale séparant le modèle aux nouvelles caractéristiques extraites est calculée. Cette technique est très rapide et précise, mais peut difficilement être adaptée au mouvement des artères coronaires. Par contre, il est possible de s'inspirer de cette technique lors des interventions avec cathéter marqué, qui pourrait fournir une information supplémentaire de grande importance.

1.3.3 Construction d'un modèle de compensation cardiaque

Lors des chirurgies minimalement invasives, une acquisition 3D par tomodensitométrie est généralement favorisée avant l'opération afin d'aider le chirurgien à mieux s'orienter comparativement à une numérisation 4D. Bien que le 4D contient la déformation cardiorespiratoire, les cardiologues y ont peu recours afin d'éviter de soumettre le patient à une forte dose de radiation.

Afin de pallier ce problème, Baka *et coll.* (2013) tentent de généraliser un modèle de déformation à partir d'ensembles de données 4D. Un modèle de mouvement des artères coronaires est entraîné à partir d'un ensemble de données de plus de 150 acquisitions 4D de différents patients. La première étape consiste à segmenter la surface cardiaque des quatre cavités du cœur. Ensuite, les artères coronaires sont à leur tour segmentées à partir du filtre de Frangi. Un échantillonnage de 30 points sur la ligne centrale de chaque artère coronaire est conservé. Le déplacement des artères est calculé à partir de la fin de la diastole pour toute la séquence en comparant deux paires d'images d'une séquence voisine. Une mesure statistique est ensuite calculée pour l'ensemble des patients afin de généraliser un déplacement. Cette mesure de distance peut ensuite être ajoutée à un algorithme de recalage afin de contraindre la déformation sur le plan spatial. Avec la physiologie variant beaucoup d'un patient à l'autre et les diverses pathologies influençant le mouvement cardiaque, il est essentiel de s'assurer que le modèle général ne soit pas trop contraignant pour les cas ne représentant pas la norme.

1.3.4 Données biologiques du mouvement cardiaque

Afin de valider le modèle de déformation utilisé pour la recherche, celui-ci est comparé au déplacement moyen des artères coronaires durant le cycle cardiaque et respiratoire tiré de la littérature. Selon Shechter *et coll.* (2006), sur différents repères placés sur l'artère coronaire droite et gauche, le déplacement maximum causé par la contraction cardiaque est respectivement de 26.3 ± 3.1 mm et 12.1 ± 2.4 mm. Pour le mouvement induit par la respiration, le déplacement est de 7.2 ± 2.2 mm et 6.3 ± 1.6 mm.

1.4 Sommaire de la revue de littérature

L'intérêt scientifique porté sur la compensation du mouvement des artères coronaires démontre qu'il s'agit d'un sujet complexe, dont les retombées profiteraient grandement lors des chirurgies minimalement invasives. Les méthodes détaillées font face aux mêmes difficultés. D'abord, la diversité anatomique de la structure des artères coronaires et le rythme cardiaque diffèrent pour tous les individus. Chez la clientèle pédiatrique, la segmentation des artères coronaires sur les angiographies est compliquée par la finesse des vaisseaux et la vitesse élevée du rythme cardiaque.

Aussi, dans les rares cas où une tomodensitométrie préopératoire est disponible, les études précédentes ont dû se soumettre à la complexité de recalculer le modèle tiré de la tomodensitométrie vers l'angiographie.

Même en possession d'un modèle 3D recalculé sur l'angiographie, la compensation du mouvement apporte son lot de difficultés. Les caméras doivent être calibrées sans quoi il serait impossible d'évaluer les projections sur les plans 2D. Pour l'estimation du mouvement cardio-respiratoire, plusieurs études ont recours à un gabarit de mouvement qui contraint la recherche des paramètres. Ce gabarit doit être spécifique non seulement à un patient, mais aussi à un moment précis, c'est-à-dire son âge, la vitesse de sa respiration et de son cycle cardiaque. Il s'agit en fait d'un problème mal-posé, car la compensation du mouvement permettrait de déduire le gabarit, mais le gabarit lui-même est requis pour la compensation du mouvement.

En plus de toutes ces difficultés liées à la compensation du mouvement, une contrainte de temps est présente. Pour une utilisation peropératoire, les solutions proposées doivent nécessairement s'opérer dans un court laps de temps.

Dans le chapitre qui suit, une méthodologie sera détaillée afin de compenser le mouvement des artères coronaires sans tomodensitométrie préopératoire, évitant ainsi le problème de recalage initial. L'utilisation d'un gabarit de paramètres globaux fera en sorte de ne pas avoir à connaître les spécificités de chaque individu et écartera ainsi les erreurs de synchronisation avec le rythme cardiaque. Le gabarit convient à la fois pour les adultes et la clientèle pédiatrique. L'algorithme de compensation étant basé sur l'évaluation de simulations indépendantes, la possibilité de paralléliser le système donne alors espoir que la méthode suggérée puisse se réaliser en temps réel.

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

Le chapitre de méthodologie porte sur les techniques employées afin de réaliser la compensation du mouvement cardiorespiratoire à partir d'une séquence angiographique. Le portrait global se divise en quatre parties indépendantes utilisées conjointement.

Puisque le système de compensation nécessite la présence d'un modèle 3D, une méthode de reconstruction semi-automatique à partir de deux vues a été conçue dans le but d'être utilisable facilement par un technicien tout en proposant une reconstruction précise. Cette étape se déroule en phase préopératoire, ou après la première capture angiographique au début de l'intervention.

Durant l'intervention, à l'aide du modèle 3D, le système de compensation propose de récupérer le mouvement cardiorespiratoire en comparant des milliers de projections du modèle 3D sur l'angiographie. La mesure d'évaluation de la comparaison nécessite que l'angiographie soit segmentée de manière à pouvoir mesurer la diffusion entre les points projetés et le centre de l'artère. Un filtre de segmentation des structures tubulaires est d'abord appliqué aux angiographies, avant d'effectuer le débruitage, le seuillage et le calcul de la transformée de distance.

Des optimisations itératives et de descente du gradient sont appliquées après chacune des recherches du filtre de particules afin d'améliorer la récupération du mouvement cardiorespiratoire. De plus, la mesure d'évaluation du filtre de particules prend aussi en considération la superposition des bifurcations lors de la projection. Pour se faire, une technique de segmentation des bifurcations principales avec un nombre de faux positifs réduit sera présentée.

Finalement, un modèle de déformation générique a été conçu à partir d'un simulateur radiologique. L'objectif du modèle de déformation est de contraindre l'étendue de la recherche des paramètres dans le filtre de particule. Cette optimisation permet d'obtenir de meilleurs résultats dans un temps de calcul réduit. Il sera aussi expliqué comment il est possible de récupérer un

modèle de déformation personnalisé au patient lorsqu'il y a la présence d'une angiographie biplan d'un cycle cardiaque complet.

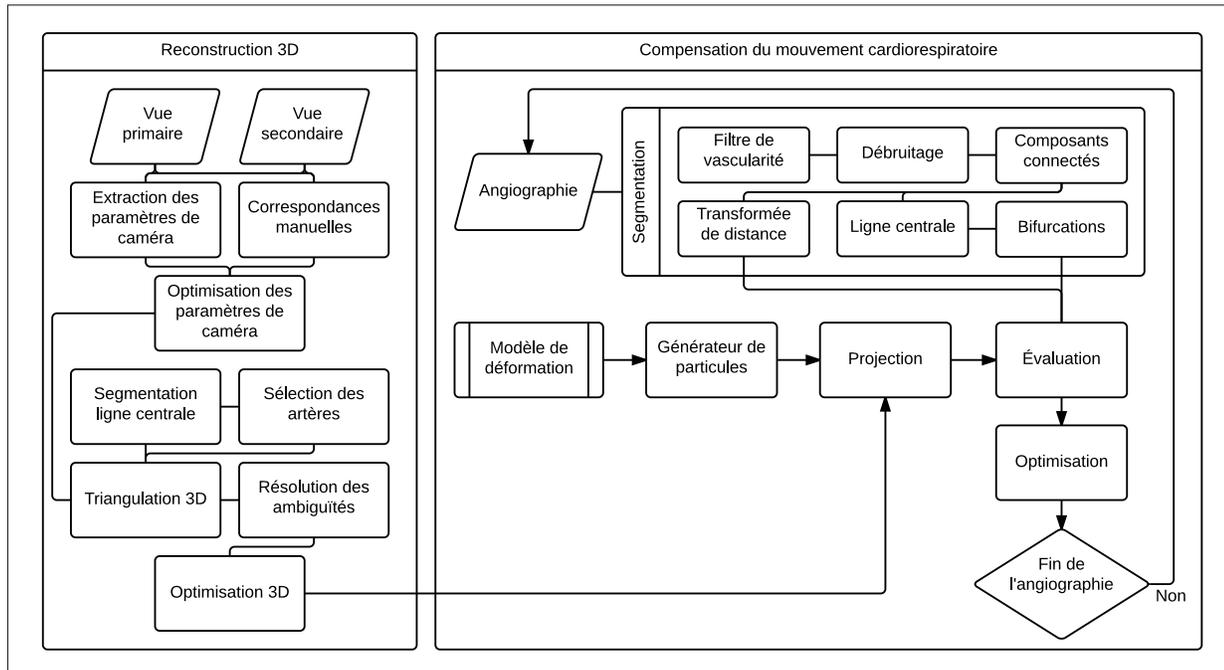


Figure 2.1 Diagramme complet de système de compensation du mouvement cardiorespiratoire.

2.1 Reconstruction 3D

Le système de compensation des artères coronaires nécessite au préalable un modèle 3D. De nombreux algorithmes ont recours à une tomodensitométrie 3D. Extraire ce modèle 3D à partir d'une telle modalité comporte cependant quatre problèmes majeurs :

- Puisque la tomodensitométrie induit une forte dose de radiation au patient, les cardiologues éviteront souvent cette modalité d'imagerie.
- Si le patient a été soumis à une tomodensitométrie, la segmentation de ses artères coronaires représente une tâche longue et très complexe.

- c. Si la segmentation de ses artères coronaires a été effectuée, l'alignement initial avec une vue angiographique représente en soi une autre difficulté à surmonter, puisqu'il s'agit de deux modalités différentes.
- d. Le patient est positionné différemment entre l'acquisition 3D et l'intervention. Il est alors nécessaire de transformer le modèle 3D afin de l'aligner par rapport à l'angiographie.

Afin de contourner ces quatre problèmes, une technique de reconstruction 3D semi-automatique des artères coronaires est développée afin de fournir l'algorithme de compensation du mouvement cardiorespiratoire. Les coordonnées 3D sont récupérées par triangulation à partir de points de correspondances sur deux vues angiographiques.

2.1.1 Paramètres des caméras

Pour les coordonnées 3D à partir de points 2D, il est nécessaire de posséder les paramètres des caméras ou de connaître la matrice fondamentale. Parmi les algorithmes pour estimer la matrice fondamentale, l'algorithme des 8 points nécessite une correspondance quasi parfaite, ce qui est manuellement impossible à réaliser. Pour les algorithmes tels RANSAC et LTS qui permettent une marge d'erreur, il serait nécessaire d'utiliser un très grand nombre de correspondances, ce qui est une fois de plus laborieux à effectuer manuellement.

Cependant, puisque les angiographies comportent une estimation des paramètres des caméras, il est possible de se baser sur ces valeurs avec quelques correspondances 2D approximatives afin d'optimiser les paramètres des caméras. L'objectif est alors de minimiser l'erreur de re-projection des coordonnées 3D obtenues par triangulation en optimisant les paramètres des caméras.

2.1.1.1 Estimation des paramètres

Par les fichiers DICOM, il est possible de récupérer une approximation des paramètres des caméras par les équations suivantes :

$$K_1 = \begin{bmatrix} \frac{SID_1}{IPS_1} & 0 & \frac{\text{largeur}}{2} \\ 0 & \frac{SID_1}{IPS_1} & \frac{\text{hauteur}}{2} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad K_2 = \begin{bmatrix} \frac{SID_2}{IPS_2} & 0 & \frac{\text{largeur}}{2} \\ 0 & \frac{SID_2}{IPS_2} & \frac{\text{hauteur}}{2} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

$$R_0 = \left(\left(\left(\begin{bmatrix} \cos PPA_1 & 0 & \sin PPA_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin PPA_1 & 0 & \cos PPA_1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & \cos PSA_1 & -\sin PSA_1 \\ 0 & \sin PSA_1 & \cos PSA_1 \end{bmatrix} \right) \cdot \left(\begin{bmatrix} \cos PPA_2 & 0 & \sin PPA_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin PPA_2 & 0 & \cos PPA_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & \cos PSA_2 & -\sin PSA_2 \\ 0 & \sin PSA_2 & \cos PSA_2 \end{bmatrix} \right) \right) \right)^T \quad (2.2)$$

$$T_0 = -R_0^T \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ SOD_1 \end{bmatrix} - R_0^T \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ SOD_2 \end{bmatrix} \right) \quad (2.3)$$

La variable SID correspond à la distance entre la source et le détecteur (en mm) alors que SOD correspond à la distance entre le détecteur et le patient. PSA et PPA correspondent respectivement aux angles dans les axes dorso-ventral et cranio-caudal. IPS représente la distance physique (en mm) entre chaque centre de pixel sur le capteur alors que la largeur et la hauteur correspondent à la longueur du capteur en pixel.

2.1.2 Triangulation 3D

Les paramètres des caméras n'étant pas précis, il devient nécessaire d'optimiser ses valeurs. L'utilisateur doit alors effectuer quelques correspondances entre au moins une paire de plans angiographiques. La correspondance peut s'effectuer sur n'importe quelle structure de l'image (artère, endoprothèse, guide), et peut aussi être effectuée dans plus d'une paire d'images, à la condition que les caméras n'aient pas bougé. Pour de bons résultats, les correspondances doivent être uniformément distribuées sur les deux plans afin d'éviter les distorsions dans l'optimisation des matrices de caméra.

En étant en possession d'une estimation des paramètres des caméras, il devient possible d'obtenir une approximation des coordonnées 3D par triangulation.

$$X \sim \tau(Y'_1, Y'_2, C_1, C_2) \quad (2.4)$$

$$C_1 = K_1, \quad C_2 = K_2 \cdot \begin{bmatrix} R_0 & T_0 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

La triangulation τ s'obtient à l'aide d'un ensemble de correspondances 2D sur deux images Y'_1 et Y'_2 et des matrices de caméra calculées à partir des équations 2.1, 2.2 et 2.3. Les coordonnées 3D seront finalement contenues dans la matrice X .

La fonction de triangulation utilisée est celle suggérée par Hartley et Zisserman (2003) qui calcule les coordonnées à partir de l'algorithme *Direct linear transformation*.

2.1.3 Optimisation des paramètres extrinsèques

En projetant les coordonnées 3D sur les plans, le manque de précision des paramètres des caméras risque de causer une grande divergence avec la position initiale spécifiée par l'utilisateur. Ce problème se corrige en minimisant l'erreur de reprojection.

2.1.3.1 Erreur de reprojection

L'erreur de reprojection se définit par la distance euclidienne entre la coordonnée 2D initiale utilisée lors de la triangulation et la coordonnée 2D du point 3D projeté obtenu à partir de l'équation 2.4.

$$\text{erreur}_i = \sqrt{(X_{i1} - Y_{i1})^2 + (X_{i2} - Y_{i2})^2} \quad (2.6)$$

2.1.3.2 Fonction d'optimisation

Afin d'optimiser les paramètres des caméras, l'algorithme de Nelder et Mead (1965) permettant l'optimisation multidimensionnelle et non linéaire à partir d'un simplexe a été utilisé.

L'algorithme nécessite de spécifier une estimation initiale, qui est fournie à partir des valeurs incluses dans les fichiers DICOM. En spécifiant qu'une caméra se situe à l'origine ($R = 0$, $T = 0$), il est donc nécessaire d'optimiser 14 paramètres, soit les 4 paramètres intrinsèques des deux caméras et les six paramètres extrinsèques (rotations et translations sur les trois axes) de la deuxième caméra.

Le critère d'optimisation est la minimisation de l'erreur de projection. À chaque itération, les coordonnées 3D sont alors projetées sur les deux plans avec les nouveaux paramètres des caméras et l'erreur de reprojection est mesurée à partir des coordonnées initiales.

L'algorithme de Nelder et Mead (1965) est sensible aux minimums locaux. Afin de les éviter, l'algorithme est alors répété et le meilleur résultat est conservé.

À la fin de l'optimisation, pour les modèles reconstruits, l'erreur de reprojection est sous-millimétrique, ce qui est une précision suffisante considérant qu'ils sont inférieurs aux diamètres des cathéters utilisés lors des interventions (4 French).

La figure 2.2 représente la correspondance posée et la topologie 3D récupérée. Les modèles des cinq patients se retrouvent à l'annexe I.

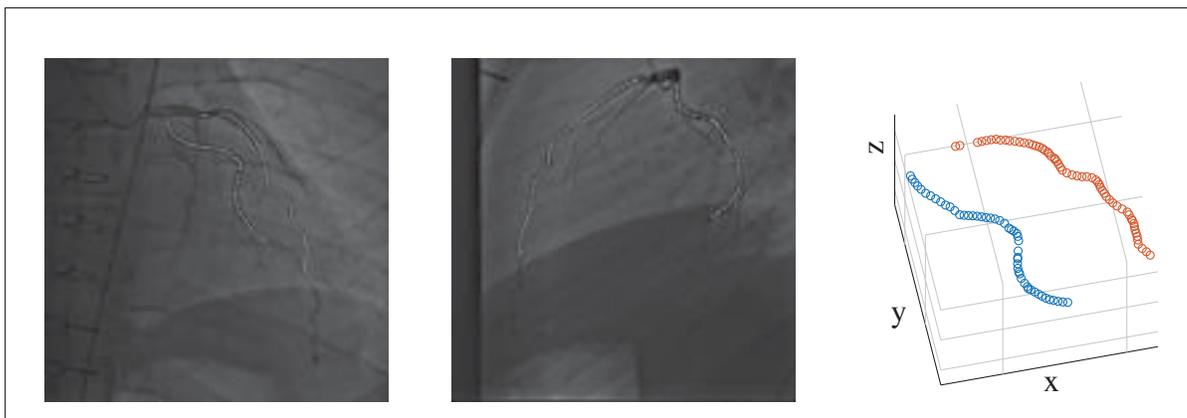


Figure 2.2 Erreur de reprojection et reconstruction 3D du patient 1.

2.1.4 Prétraitement de l'angiographie

La deuxième étape consiste à segmenter les lignes centrales des artères coronaires à partir du biplan angiographique. Afin de parvenir à ce résultat, cinq filtres sont appliqués de manière séquentielle.

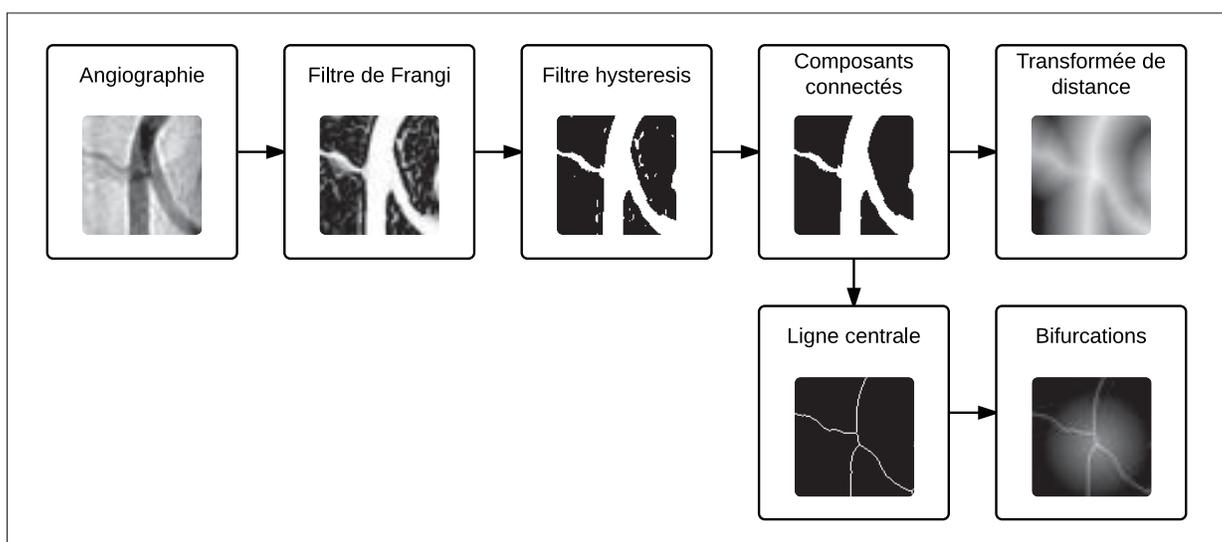


Figure 2.3 Diagramme de la séquence de traitement de l'angiographie.

Comme le montre la figure 2.3, l'angiographie est traitée par un total de cinq filtres. Pour la segmentation des vaisseaux, l'algorithme de Frangi *et coll.* (1998) analyse les valeurs propres de la matrice Hessienne à différentes échelles de l'image, ce qui permet d'y extraire les structures tubulaires de l'image.

L'étape suivante, le filtre d'hystérésis a deux objectifs : débruiter et binariser l'image. Deux seuils sont nécessaires, le premier spécifie la valeur minimale de la probabilité afin d'appartenir à une artère. L'image est binarisée à partir de ce seuil. En deuxième temps, pour chaque valeur positive de l'image binaire, seuls les regroupements comportant au moins un pixel supérieur au deuxième seuil seront conservés. Ce deuxième seuil a pour effet d'éliminer la majorité du bruit, mais aussi une partie des vaisseaux lorsque l'agent de contraste s'estompe.

Enfin, en analysant les différents composants connectés de l'image traitée par le filtre d'hystérésis, les ensembles les plus grands seront les vaisseaux sanguins. Les autres structures, comme le bruit restant ou les côtes seront largement plus petits. L'image est alors filtrée à nouveau en conservant uniquement les plus grandes structures de l'image.

La transformée de distance modifiée sera ensuite calculée à partir de cette image résultante.

2.1.4.1 Calcul de la transformée de distance modifiée

La transformée de distance, telle que définie par Borgefors (1986) converti une image binaire afin que chaque pixel contienne la distance minimale à parcourir avant d'atteindre un pixel non nul de l'image binaire source. En projetant un modèle 3D sur une transformée de distance, il est alors possible de calculer la diffusion entre l'angiographie et la projection et avoir ainsi une mesure de distance à minimiser.

Dans le contexte des artères coronaires, l'utilisation de la transformée de distance comporte une lacune principale : la variabilité du diamètre des artères n'est pas prise en considération. Avec la version originale de la transformée de distance, tous les pixels appartenant à une artère auront une distance de zéro. Puisque les coordonnées du modèle 3D ont été extraites à partir

du centre de l'artère, il est alors souhaitable que la distance la plus faible se situe uniquement au centre de l'artère.

Ce problème pourrait être évité en calculant la transformée de distance sur la ligne centrale au lieu de la segmentation des artères coronaires. Cependant, comme il sera décrit à la section 2.1.4.2, l'extraction de la ligne centrale comporte souvent des artefacts qui influenceront la qualité de la transformée de distance. De plus, si les bifurcations ne sont pas utilisées dans le système de compensation, il ne sera plus nécessaire d'extraire la ligne centrale, ce qui permet d'économiser du temps de calcul. Par exemple, l'algorithme de Siddiqi *et coll.* (2002) représente environ 20 % du temps de calcul (avec 10000 particules).

L'algorithme modifié résout ce problème. La transformée de distance originale est d'abord calculé pour les structures externes. Ensuite, une deuxième transformée de distance est calculée sur le complément de l'image pour les structures internes. Les valeurs nulles de la première transformée sont augmentées à 1. Les deux transformées sont ensuite soustraites. La transformée de distance finale est additionnée de la distance maximale des structures internes afin de ne pas obtenir de distance négative.

$$v_{i,j}^m = \max \left(\min_{(k,l) \in \text{mask}} (v_{i+k,j+1}^{m-1} + c(k,l)), 1 \right) - \min_{(k,l) \in 1-\text{mask}} (v_{i+k,j+1}^{m-1} + c(k,l)) \quad (2.7)$$

Dans l'équation 2.7, $v_{i,j}^m$ correspond à la distance à la coordonnée (i, j) à l'itération m et (k, l) correspondent à la coordonnée de l'image binaire. La distance euclidienne est représentée par $c(k, l)$. La segmentation des artères coronaires dans l'image binaire correspond au masque.

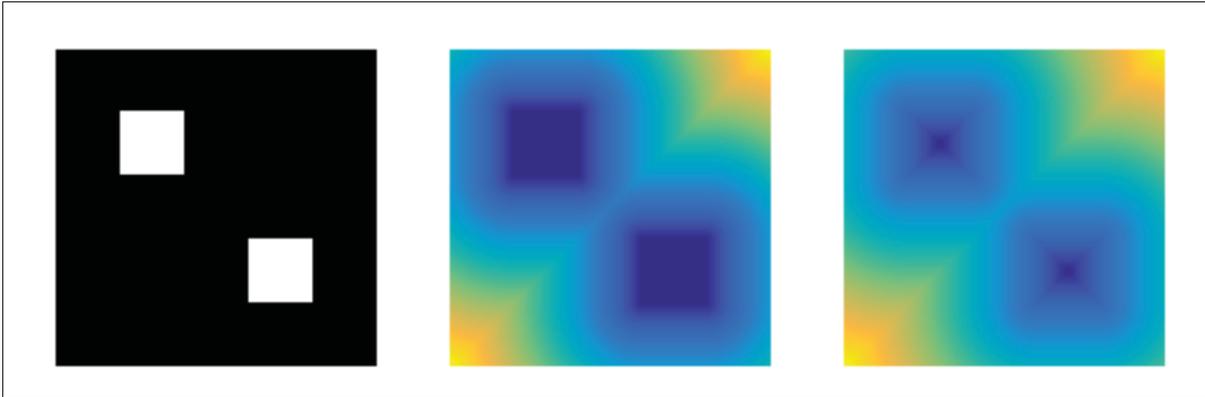


Figure 2.4 Comparaison entre l'image originale, la transformée de distance et la transformée de distance modifiée.

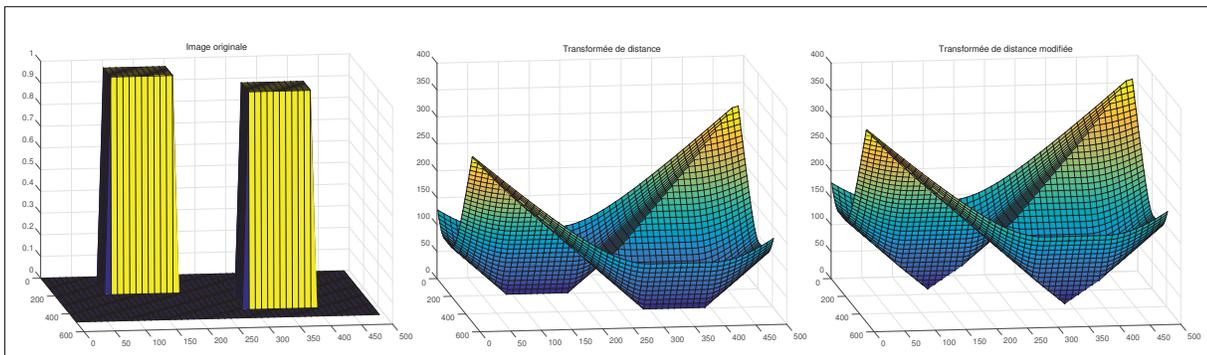


Figure 2.5 Comparaison entre le graphique de l'image originale, la transformée de distance et la transformée de distance modifiée.

Comme le montre la figure 2.5, la transformée de distance modifiée considère le diamètre des artères et minimisera la distance lorsque la projection sera effectuée au centre de la structure. Cependant, l'algorithme n'offre pas une grande flexibilité avec le coût de la fonction de distance. L'ajout d'un étirement de contraste sur la transformée de distance permet d'accentuer la pénalité en fonction de la distance. À partir d'un seuil δ , toutes les valeurs x supérieures auront la valeur de la distance maximale M , alors que toutes les valeurs inférieures seront redistribuées par $\frac{x*M}{\delta}$. La figure 2.6 représente graphiquement l'étirement de contraste. Pour la transformée de distance, lorsque les artères sont rapprochées, l'étirement de contraste limite l'association d'une projection à une mauvaise artère ou à du bruit.

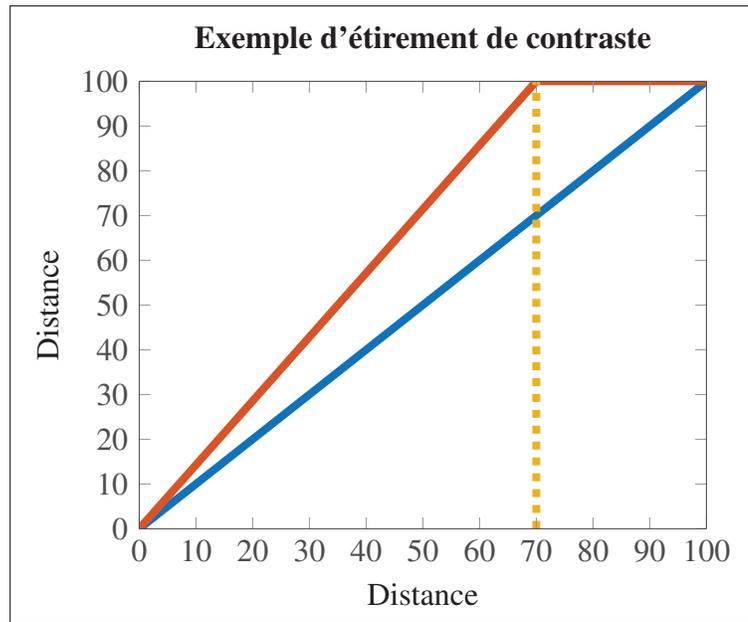


Figure 2.6 Exemple d'étirement de contraste.

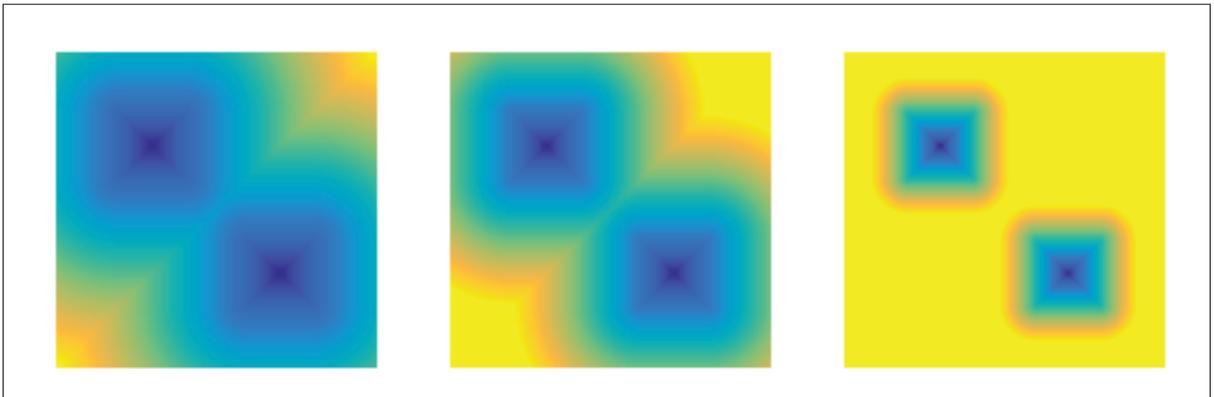


Figure 2.7 Transformée de distance modifiée, avec étirement de contraste de facteur 0.3 et 0.7. En jaune la distance est maximale et en bleu la distance est minimale.

2.1.4.2 Calcul de la ligne centrale

La ligne centrale correspond aux coordonnées géométriques situées à distance égale des extrémités de l'artère. Il existe différentes techniques de squelettisation pour obtenir le centre des artères. À partir de l'image binaire débruitée par le filtre d'hystérésis, il est possible d'obtenir le squelette par amincissement topologique. À chaque itération, cette méthode retire une

couche du contour des éléments sur l'image binaire. L'algorithme se termine lorsque l'élément possède une largeur d'un seul pixel. Cette méthode a pour désavantage de contenir un grand nombre d'artéfacts, c'est-à-dire qu'un grand nombre de branches indésirables se forment sur la ligne centrale. Afin de contrer ce problème, l'algorithme de squelettisation de Siddiqi *et coll.* (2002) est utilisé. Cet algorithme se base sur les *shock graphs* qui sont les points d'impact entre les champs de vecteur issus des contours des éléments de l'image.

L'algorithme de Siddiqi *et coll.* (2002) n'est quand même pas à l'abri des artéfacts avec l'image binaire débruitée. Cependant, il est possible de limiter le nombre d'artéfacts en utilisant plutôt la transformée de distance binarisée avec un seuil élevé se limitant ainsi aux pixels près du centre de l'artère. La figure 2.8 montre la comparaison entre les méthodes d'extraction de la ligne centrale.

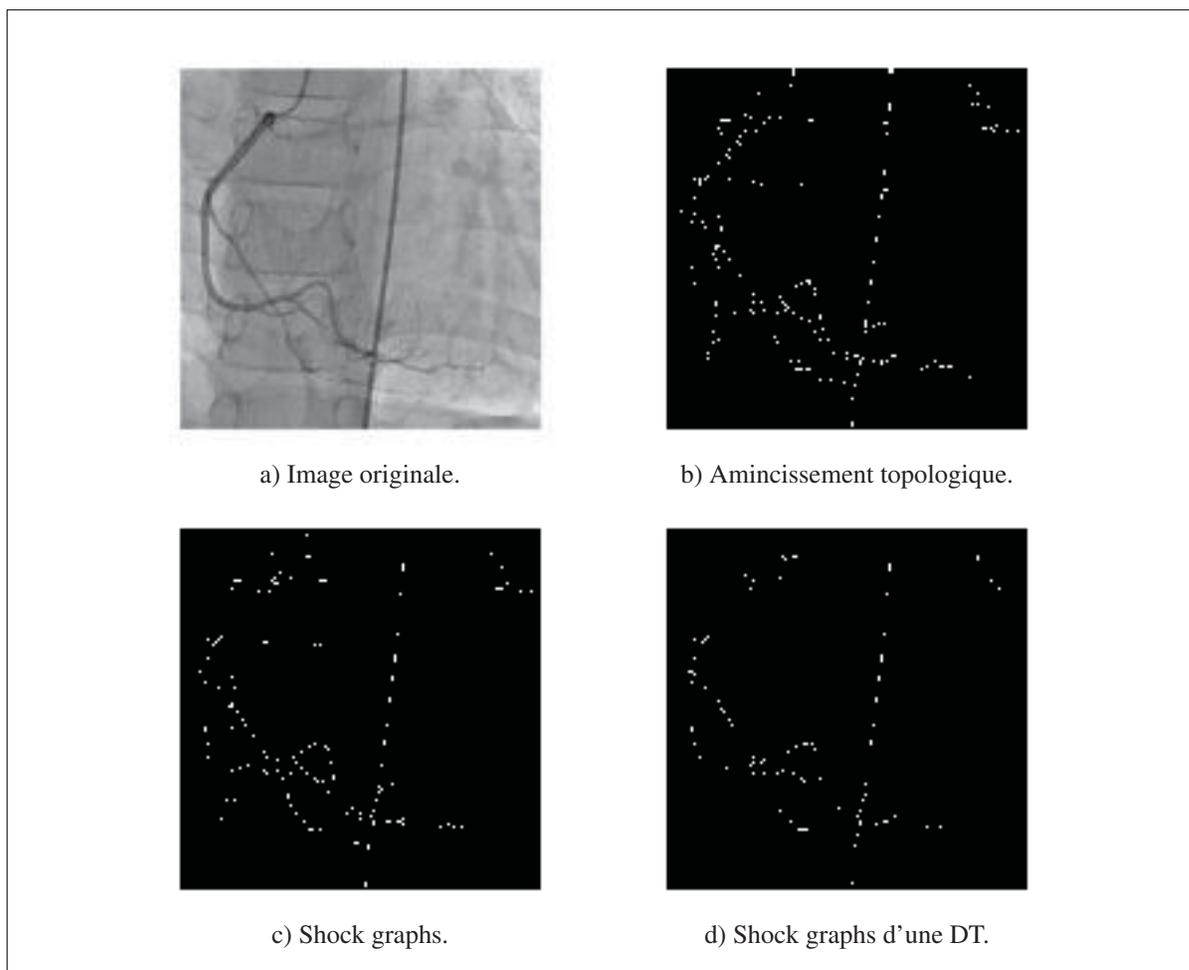


Figure 2.8 Comparaison de méthodes d'extraction de la ligne centrale.

2.1.5 Sélection des artères à segmenter

Une fois en possession de la ligne centrale et des bons paramètres des caméras, le reste de la technique décrite permet de facilement récupérer un grand nombre de points 3D sur différentes artères de manière semi-automatique. Pour extraire une artère, l'utilisateur a besoin de positionner le début et la fin, ainsi que différents repères intermédiaires afin d'éviter les ambiguïtés aux bifurcations des artères.

2.1.5.1 Association à la ligne centrale

Pour toute technique semi-automatique, il est important de simplifier la tâche à l'utilisateur. Dans ce cas-ci, au lieu de forcer l'utilisateur à placer des correspondances exactes sur lignes centrales des deux vues, il est demandé de placer des repères le plus près possible de la ligne centrale sur une seule vue. La position est automatiquement corrigée en s'associant à la position la plus près de la ligne centrale. Le seul requis demandé à l'utilisateur est que les repères soient ordonnés graduellement du début à la fin de l'artère.

La distance euclidienne est calculée entre la position d'un repère et la distance de chaque point de la ligne centrale. La nouvelle position du repère devient la position de la ligne centre ayant la distance la plus courte. Ainsi, tous les repères spécifiés par l'utilisateur seront sur la ligne centrale.

2.1.5.2 Minimisation de la distance entre les points

Lorsque l'utilisateur a annoté une artère, le graphe passant par le plus court chemin entre chaque repère est calculé. L'algorithme Dijkstra est utilisé pour résoudre ce problème. L'image de la ligne centrale est employée pour initialiser le graphe. Chaque pixel correspondant à un élément de la ligne centrale est associé à un nœud avec un coût de 1. Tous les autres pixels ont un coût avec une valeur infinie. Cette approche permet de s'assurer que le chemin le plus court passera assurément par la ligne centrale. Pour n repères, l'algorithme de Dijkstra est répété $n - 1$ fois en intercalant chaque repère comme départ et arrivé de l'algorithme. Chaque segment est finalement concaténé afin d'avoir l'artère complète.

Tous les pixels de l'artère sont échantillonnés afin de conserver le $1/5$ des points. Cet échantillonnage simplifie le modèle 3D et accélère le temps de calcul du système de compensation puisque le nombre de projections à effectuer et évaluer est diminué.

2.1.5.3 Intersection de la ligne centrale et la droite épipolaire

Avant de récupérer la position 3D de l'échantillonnage, il est nécessaire de trouver la position correspondante sur l'autre vue. À partir des paramètres des caméras optimisés, il est possible d'extraire la matrice fondamentale. Cette matrice fondamentale sert à tracer la droite épipolaire dans le second plan pour chaque point de l'échantillon. Les intersections entre la droite épipolaire et la ligne centrale sont extraites. Trois scénarios sont possibles :

Aucune intersection trouvée

Si aucune intersection n'est présente, cela signifie que cette partie d'artère était à l'extérieur du champ du capteur. Dans ce cas, le point est ignoré, car il sera impossible de trouver une position 3D par triangulation. Pour la création du modèle 3D, il est nécessaire que l'utilisateur choisisse une artère visible sur les deux vues.

Une seule intersection trouvée

Avec une seule intersection trouvée, la correspondance est directe et automatisée. Le point échantillonné sur la première vue correspond à l'intersection entre la droite épipolaire et la ligne centrale de la seconde vue.

Plus d'une intersection trouvée

Avec les structures complexes des artères coronaires, il est probable que plus d'une intersection soit trouvée. Dans ces cas, l'utilisateur doit sélectionner la bonne correspondance afin de résoudre l'ambiguïté.

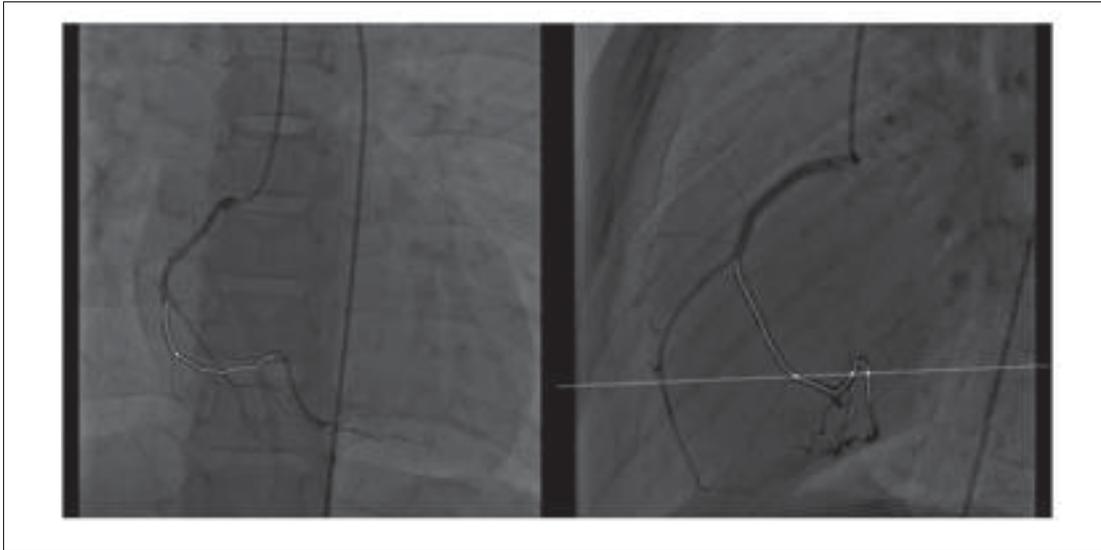


Figure 2.9 La droite épipolaire de la correspondance de gauche chevauche trois fois l'artère sur le second plan.

Une fois toutes correspondances trouvées entre les deux vues, la position 3D de chaque correspondance est calculée par triangulation.

2.1.6 Optimisation des points 3D

En projetant chacun des points 3D obtenus, il est possible de constater dans certains cas des erreurs entre la projection et la correspondance initiale. L'algorithme de Nelder-Mead employé précédemment pour l'optimisation des paramètres des caméras sera réutilisé. Cette fois-ci, l'objectif sera d'optimiser les coordonnées 3D elles-mêmes afin de minimiser les erreurs de reprojection.

Après l'optimisation, l'erreur de reprojection finale est recalculée pour chaque coordonnée 3D. Les points 3D ayant une erreur de reprojection supérieure à 2 mm seront rejetés du modèle 3D afin d'éviter qu'ils interfèrent sur la qualité du système de compensation du mouvement cardiaque.

2.2 Évaluation d'un gabarit de paramètres de déformation générique

Le gabarit de paramètres de déformation générique fournit la vitesse moyenne ainsi que l'écart-type de la translation, rotation et mise à l'échelle pour chaque instant du cycle cardiaque.

En soumettant un modèle 3D des artères coronaires à ce gabarit de déformation, il serait alors possible de reproduire un mouvement cardiaque global et réaliste. La variance a pour mandat de capturer les différences dans le mouvement entre les patients. Ces différences sont causées par de nombreux facteurs, dont l'âge, le sexe et les pathologies affectant le patient.

Dans la méthode de compensation présentée, le gabarit de paramètres est utilisé dans le but de contraindre les simulations du filtre de particules dans un espace réaliste. Cette restriction donne la possibilité de soit réduire le nombre de simulations, ou augmenter la probabilité d'en trouver une avec un degré de précision plus élevé.

2.2.1 Observations de séquences cardiaques

Afin d'estimer avec précision le mouvement des artères coronaires entre deux instants du cycle cardiaque, il est nécessaire de connaître la correspondance sur les positions des artères coronaires. De plus, comme le mouvement causé par la respiration est indépendant du mouvement cardiaque, il est important que celui-ci n'ait pas d'influence sur le gabarit de paramètres.

À l'aide du simulateur cardiorespiratoire de Segars *et coll.* (2010), la respiration peut être interrompu durant l'intégralité de la séquence angiographique, ce qui limite le mouvement à celui causé par les contractions des artères coronaires.

Différentes séquences angiographiques sont simulées à partir de modèles anatomiques différents. Afin de synchroniser chacune des phases cardiaques entre les différentes séquences, la durée d'un cycle est fixée à une seconde et l'échantillonnage est réalisé chaque $\frac{1}{15}$ seconde.

À chaque instant de la séquence angiographique, l'ensemble de points représentant les artères coronaires est recalé à partir de l'ensemble de l'instant précédent. L'algorithme utilisé pour obtenir la transformation affine est *Coherent point drift* de Myronenko et Song (2010).

Une fois toutes les séquences recalées, la vitesse moyenne et la variance sont mesurées pour chaque instant à partir de tous les modèles. Ces transformations composeront le gabarit de paramètres de déformation générique.

2.3 Compensation du mouvement des artères coronaires

En observant une séquence angiographique, il est possible de constater que la différence entre deux images successives est provoquée par la respiration et la contraction cardiaque. Le cœur suit un mouvement cyclique où la période varie en fonction de la vitesse de la respiration et du rythme cardiaque.

Les paramètres de déformations θ qui expriment le mouvement cardiorespiratoire au temps $t - 1$ peuvent être utilisés afin d'expliquer l'observation de l'angiographie \mathbf{I} au temps t suivant. En sachant le moment de la phase cardiaque au temps t et à l'aide d'un modèle cardiaque, les nouveaux paramètres de déformations peuvent être estimés.

Le problème est alors défini comme un processus stochastique, où les paramètres de déformations évolueront dans le temps selon un modèle stochastique/probabiliste. Afin de résoudre le problème, un filtre de particules est utilisé.

L'algorithme qui suit résume le processus complet de compensation du mouvement et chaque étape sera détaillée dans les sections qui suivent.

```

Input : Séquence angiographique I
Input : Modèle 3D des artères coronaires Y
Input : Nombre de particules N
Input : Gabarit de paramètres de déformation M
Input : Matrice des caméras C
Input : Translation et rotation de la caméra 2 T0, R0
1 X ← initialiser les particules à 0;
2 W ← initialiser les poids à 0;
3 foreach It dans I do
4   CC ← composants connectés(débruitage(filte de Frangi(It)));
5   DT ← transformée de distance modifiée(CC);
6   B ← bifurcations(ligne centrale(CC));
7   while i, convergence (D) do
8      $\theta$  ←  $\theta$  + génération aléatoire(M, i);
9     for j < N do
10      P1 ← projection du modèle(Y,  $\theta_j$ , C1);
11      P2 ← projection du modèle(Y, Xj, C2, T0, R0);
12      Wj ← évaluer la particule(P1, P2, DT1, DT2, B1, B2);
13    end
14    (W, index) ← échantillonnage probabiliste(W);
15    (X) ← sélection des meilleures particules(index);
16    (D) ← max(X);
17  end
18  X ← optimisation non linéaire(D);
19 end

```

Algorithme 2.1 : Compensation du mouvement cardiorespiratoire avec biplan.

L'utilisation d'un filtre de particules pour la compensation du mouvement cardiaque pendant une intervention est rendue possible grâce à l'extraction préliminaire du modèle 3D ainsi que la possession du gabarit de paramètres. Le calibrage des caméras a aussi été réalisé lors de la reconstruction du modèle 3D.

2.3.1 Traitement des images

À chaque instant de l'angiographie, la première étape est de traiter les deux images des bi-plans. Le processus complet est le même qui est utilisé lors de la reconstruction 3D (décrit à la figure 2.3). Cette fois-ci, les bifurcations seront elles aussi segmentées.

2.3.1.1 Bifurcations

L'une des hypothèses du système de compensation cardiovasculaire est que l'information des bifurcations peut contribuer à améliorer la récupération des paramètres de déformation en ajoutant un complément d'information à la transformée de distance. Par définition, une bifurcation correspond à un pixel de la ligne centrale où au moins trois de ses huit voisins font eux aussi partie de la ligne centrale.

La ligne centrale d'une artère coronaire, étant à la fois complexe et bruitée, provoque la génération d'un nombre très élevé de bifurcations indésirables. Un algorithme est alors suggéré afin d'éliminer les bifurcations dont les embranchements sont de petites tailles, ce qui évite de submerger les projections de bifurcations dans un ensemble contenant majoritairement des bifurcations indésirables.

De manière générale, l'algorithme analysera chaque bifurcation. Deux conditions décideront si une branche doit être élaguée. Premièrement, si une branche est orpheline, donc qui se termine avec un point terminal, sa longueur doit dépasser un certain seuil pour être conservé. Deuxièmement, la bifurcation sera aussi ignorée si la longueur moyenne des branches liées à

la bifurcation ne dépasse pas un second seuil. Ces conditions sont détaillées dans la section qui suit.

```

Input : Image binaire C de la ligne centrale
Input : Seuil minimum  $\alpha$  de la longueur médiane des embranchements
Input : Seuil minimum  $\beta$  de la longueur d'embranchement terminal
Output : Bifurcations Bfinal de la ligne centrale C
1 B  $\leftarrow$  bifurcations(C);
2 T  $\leftarrow$  pointsTerminaux(C);
3 D  $\leftarrow$  C \ B;
4 Bfinal  $\leftarrow$  [];
5 foreach Bi dans B do
6   G  $\leftarrow$  composantsConnectées(D + Bi);
7   Branches  $\leftarrow$  composantsConnectées(G - Bi - voisinage(Bi));
8   if médiane(Branches) <  $\alpha - 1$  then
9     continue;
10  end
11  foreach Branchesj dans Branches do
12    if Branchesj contenuDans(T) ET longueur(Branchesj) <  $\beta - 1$  then
13      continue B;
14    end
15  end
16  Bfinal  $\leftarrow$  [Bfinal, Bi];
17 end

```

Algorithme 2.2 : Débruitage des bifurcations.

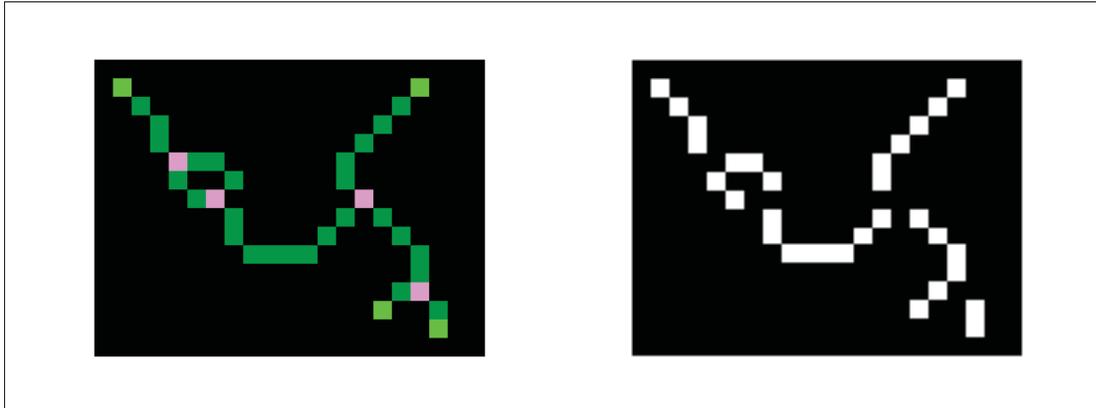


Figure 2.10 Ligne centrale et initialisations de l'algorithme des bifurcations.

Sur la figure 2.10, tous les pixels de l'image de gauche correspondent à la ligne centrale **C**, les bifurcations **B** sont en rose alors que les points terminaux **T** sont en vert pâle. À droite, l'image **D** correspond à toutes bifurcations soustraites de la ligne centrale. En détachant chaque embranchement, il sera par la suite plus facile d'isoler et d'analyser chacune des bifurcations.

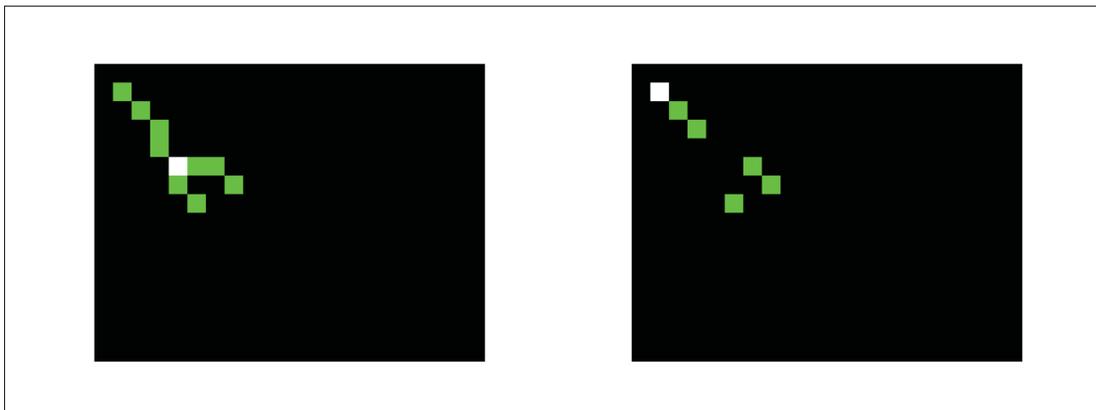


Figure 2.11 Première itération avec analyse des embranchements.

À chaque itération, une bifurcation est rajoutée à l'image **D** et le composant connecté contenant la bifurcation est isolé dans l'image **G** (image de gauche dans la figure 2.11). De cette image, la bifurcation et son voisinage sont retirés afin d'éviter que deux embranchements soient liés (image de droite dans la figure 2.11). Chaque composant connecté correspond à un embranchement. Il est ensuite possible de s'assurer que la longueur médiane dépasse un certain seuil

2.3.2 Génération des particules

Comme présenté à la ligne 8 de l'algorithme 2.1, chacune des particules représente un vecteur contenant les neuf paramètres de déformation affine $R_x, R_y, R_z, S_x, S_y, S_z, T_x, T_y, T_z$. L'ensemble des particules est transmis à chaque nouvelle itération. En fonction du temps t , le modèle de déformation ajoutera aux particules les valeurs moyennes de déformation correspondant au moment du cycle cardiaque actuel.

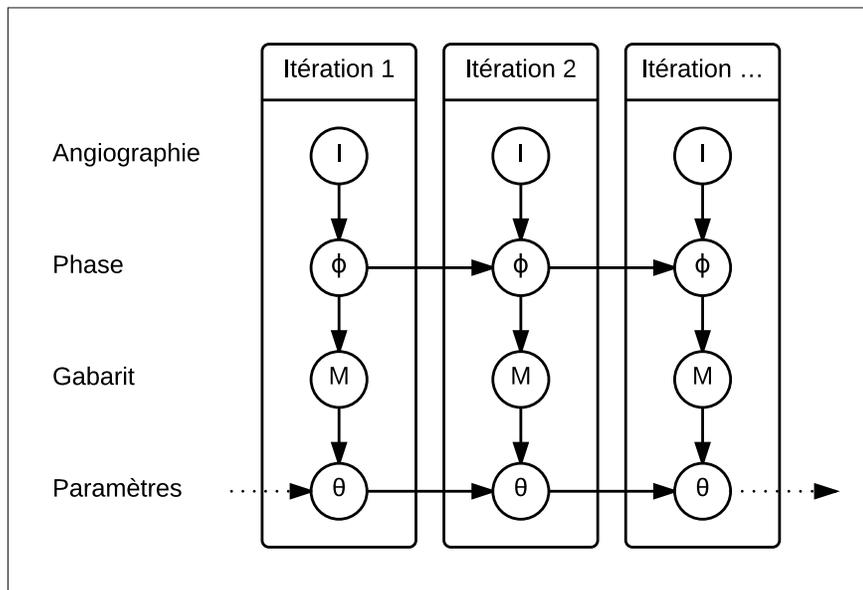


Figure 2.14 Schéma standard du filtre de particules.

Ce système est complexe et dépend d'un très grand nombre de variables. Si l'une d'elles s'avère imprécise, le système complet risque de devenir instable. Afin d'améliorer la génération de particules, la technique a été simplifiée. Le modèle de déformation passe désormais la valeur moyenne pour chaque paramètre, en s'assurant que l'étendue des particules couvre trois écarts-types, s'assurant ainsi de supporter la majorité des cas cliniques. Cette technique évite donc à devoir détecter le moment actuel de la phase cardiaque.

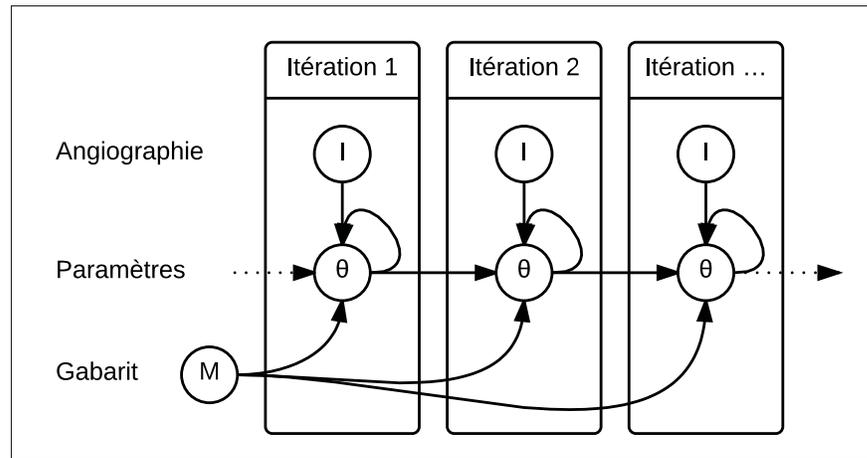


Figure 2.15 Schéma simplifié du filtre de particules.

De plus, contrairement aux filtres de particules standards, les particules seront réacheminées plus d'une fois à chaque itération, pour un nombre de répétitions maximum ou jusqu'à ce que l'amélioration ne dépasse plus un certain seuil λ . Pour chaque instant t durant la compensation du mouvement, le filtre de particules effectuera :

- a. À la première itération, les particules sont générées à l'aide du gabarit de déformation en suivant une loi normale.
- b. Les particules sont ensuite évaluées et échantillonnées.
- c. Pour chaque particule, les paramètres sont légèrement altérés suivant toujours une loi normale centrée où la variance est diminuée à chaque itération de l'optimisation.
- d. Les particules sont une fois de plus évaluées et échantillonnées.
- e. Si les résultats sont améliorés, l'opération « c » sera répétée, sinon les particules seront passées au temps $t + 1$.

Deux raisons expliquent l'amélioration des résultats par cette optimisation itérative. Le fait d'avoir plusieurs échantillonnages augmente les probabilités d'exclure les particules moins performantes. Aussi, les multiples générations de particules permettent des ajustements légers des paramètres de déformation afin de réduire la distance au centre des artères. Il est important

de limiter le nombre d'itérations de l'algorithme d'optimisation afin de ne pas éliminer toutes les particules qui offrent de moins bons résultats, mais qui pourraient être une bonne hypothèse.

2.3.3 Évaluation des particules

Afin de récupérer le mouvement cardiorespiratoire pour une itération, il est nécessaire d'évaluer chaque particule individuellement. Le poids w_i représente l'estimation de vraisemblance du recalage par la particule i . L'évaluation repose donc sur la comparaison entre la projection du modèle 3D et l'angiographie du plan projeté.

2.3.3.1 Projection des particules

Le modèle 3D est projeté pour chacune des particules qui ont été générées aléatoirement.

La projection s'effectue en quatre étapes afin d'appliquer une déformation locale au modèle 3D. Par l'équation 2.8, la rotation et la mise à l'échelle sont appliquées sur les points translétés du centroïde. Ensuite, par l'équation 2.9, la nouvelle translation est appliquée au modèle et est ajoutée à la rotation et à la mise à l'échelle par l'équation 2.10. Finalement, la projection sur le plan s'obtient par la multiplication de la matrice de calibration et des paramètres initiaux de rotation et translation sur les points 3D déformés (équation 2.11).

$$\underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{sR}} = \underbrace{\begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\text{Mise à l'échelle}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x & 0 \\ 0 & \sin \theta_x & \cos \theta_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\text{Rotation axe x}} \cdot \left(\underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{Points 3D}} - \underbrace{\begin{bmatrix} X_t \\ Y_t \\ Z_t \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{Centroïde}} \right) \quad (2.8)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_T = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & 0 & T_y \\ 0 & 0 & 1 & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\text{Translation}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} X_t \\ Y_t \\ Z_t \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{Centroïde}} \quad (2.9)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{sRT}} = \underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{sR}} + \underbrace{\begin{bmatrix} X_t \\ Y_t \\ Z_t \\ 1 \end{bmatrix}}_T \quad (2.10)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \frac{u}{w} \\ \frac{v}{w} \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{Point 2D}} = \underbrace{\begin{bmatrix} \alpha_u & s & u_c \\ 0 & a_v & v_c \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\text{Matrice de projection P}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f & 0 \end{bmatrix}}_{RT_0} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} r_{0,0} & r_{0,1} & r_{0,2} & t_x \\ r_{1,0} & r_{1,1} & r_{1,2} & t_y \\ r_{2,0} & r_{2,1} & r_{2,2} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{RT_0} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}}_{\text{sRT}} \quad (2.11)$$

2.3.3.2 Évaluation de la vraisemblance

Chaque particule projetée correspond à la déformation du modèle 3D des artères coronaires sur une représentation 2D. L'évaluation a pour objectif de comparer la déformation avec l'angiographie observée. Il est nécessaire d'assigner une mesure de similitude afin de filtrer les particules de manière à conserver celles qui reproduisent bien le mouvement et exclure celles offrant une vraisemblance peu élevée.

Les distances de l'artère et des bifurcations à leur centre sont toutes deux utilisées afin d'évaluer la particule. Dans les deux cas, les transformées de distance sont utilisées. Pour un quelconque pixel dans la transformée de distance, la valeur correspond à la distance minimale à parcourir

afin d'atteindre le centre d'une artère. Il est alors possible de calculer la somme de chaque point du modèle 3D projeté sur la transformée de distance.

En considérant un seul point projeté sur la transformée de distance, il est possible que celui-ci ait une petite distance en s'associant à une mauvaise artère. Cet effet peut se produire lorsque l'angle de la caméra superpose deux artères ou en présence de bruit, d'où l'importance du filtre de débruitage. Cette confusion est cependant mitigée avec la sommation de toutes les distances du modèle 3D, puisqu'il est improbable que tous les points se trouvent à être projetés sur une mauvaise artère.

$$S = \alpha \frac{1}{N_a} \sum_{i=1}^{N_a} DT_a((P_a)_i) + \beta \frac{1}{N_b} \sum_{i=1}^{N_b} DT_b((P_b)_i) \quad (2.12)$$

Dans l'équation 2.12, DT_a et DT_b correspondent respectivement aux transformées de distance des artères et des bifurcations, alors que $(P_a)_i$ et $(P_b)_i$ correspondent aux projections des artères et des bifurcations. α et β sont utilisés afin d'atténuer ou d'accentuer l'importance relative de la distance des artères ou des bifurcations dans l'évaluation de la similitude.

Lorsque la compensation est effectuée à partir d'un biplan, les deux vues sont évaluées indépendamment. Dans le but d'éviter que la compensation diverge, le résultat final sera celui de la vue ayant le résultat le plus faible.

2.3.4 Échantillonnage des particules

La phase d'échantillonnage des particules a pour but de filtrer les particules avec une faible similitude. Les valeurs de similitude $-S$ de chaque particule sont donc normalisées entre 0 et 1. La méthode d'échantillonnage est avec remise et la probabilité d'être tirée est proportionnelle à sa similitude. La valeur $-S$ est utilisée afin que les plus grandes distances avec les artères aient les plus petites probabilités d'être choisies.

Comme le montre la figure 2.16, un grand nombre de particules générées n'offre pas de bons résultats de compensation. Suite à l'échantillonnage, la majorité de ces particules sont délaissées pour d'autres offrant une meilleure vraisemblance.

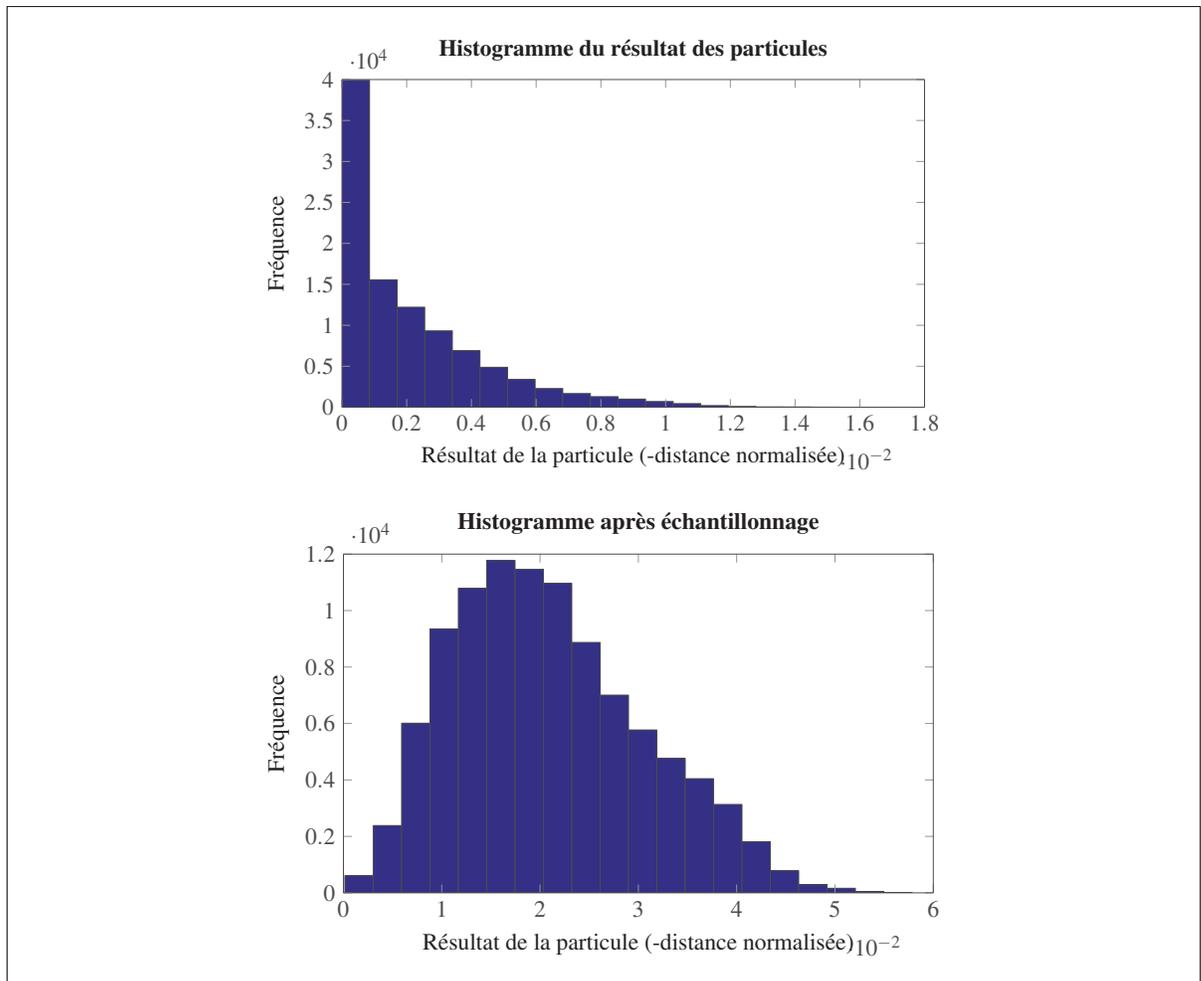


Figure 2.16 Distribution des résultats des particules avant et après l'échantillonnage.

2.3.5 Estimation de la déformation à l'instant courant

Pour connaître les paramètres de déformation à chaque instant dans la séquence angiographique, les particules échantillonnées sont ensuite triées en ordre croissant. La moyenne d'1 %

du nombre de particules est calculée et correspond aux paramètres de déformation de l'itération.

2.3.6 Optimisation non linéaire

Une dernière optimisation est effectuée à partir des paramètres de déformation calculés par le filtre de particule. Comme pour l'optimisation des paramètres de caméras et pour l'optimisation des paramètres 3D du modèle, l'algorithme de Nelder et Mead (1965) est aussi utilisé pour optimiser les paramètres de déformation.

Les paramètres à optimiser sont les différents paramètres de rotation, translation et mise à l'échelle et la fonction à minimiser est la valeur de similitude. L'algorithme de Nelder et Mead (1965) est bien adapté à ce cas puisque les paramètres initiaux proviennent d'une bonne estimation du filtre de particules et sont déjà près de l'optimum.

2.4 Mesure d'évaluation

Deux mesures d'évaluation seront utilisées afin de quantifier l'efficacité du système et de le comparer à d'autres techniques de la littérature. D'abord, la mesure Target-to-registration error (TRE) sera employée lorsque la correspondance des points entre l'angiographie et le modèle 3D est connue, c'est-à-dire lors de l'utilisation du simulateur angiographique. Aussi, la distance de Fréchet discrète de Eiter et Mannila (1994) servira à mesurer la similitude entre les artères projetées et celles extraites des angiographies.

2.4.1 Target-to-registration error (TRE)

$$\mathbf{TRE}(X, Y) = \|\tau(X) - Y\|_2 \quad (2.13)$$

Dans l'équation 2.13, $\tau(x)$ représente le modèle 3D. Les coordonnées attendues y s'obtiennent par le simulateur angiographique.

2.4.1.1 Distance de Fréchet discrète

Avec l'utilisation de données cliniques, la correspondance exacte entre le modèle 3D et l'angiographie est inconnue. Afin de l'obtenir, il serait nécessaire qu'un expert effectue la correspondance de chacun des points du modèle 3D à chaque image de la séquence angiographique. Cette opération serait beaucoup trop laborieuse à effectuer.

Afin de contrer ce problème, la distance de Fréchet discrète fournira une estimation de la similitude entre deux artères. L'artère du modèle 3D projeté étant connue, il devient alors uniquement nécessaire de définir le début et la fin de la correspondance sur l'angiographie. La distance de Fréchet correspond à la longueur minimale de séparation entre deux points qui leur permettrait de parcourir du début à la fin chacune des artères. Deux artères parfaitement superposées auront une distance de Fréchet nulle. L'effet d'une rotation, translation ou mise à l'échelle sur l'artère du modèle 3D est montré à la figure 2.17.

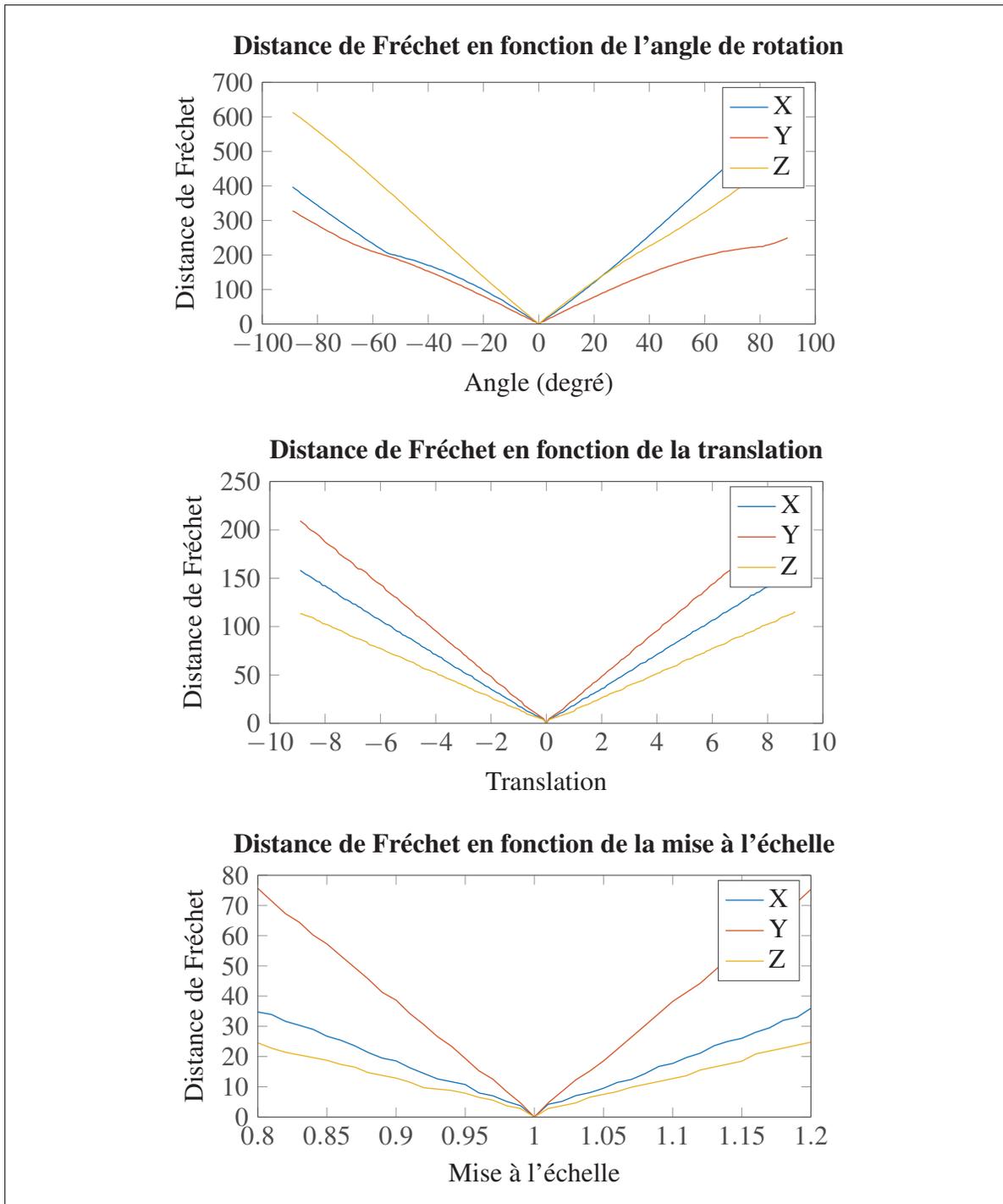


Figure 2.17 Influence de la rotation, translation et mise à l'échelle sur la distance de Fréchet.

Un outil MATLAB a été conçu afin d'extraire sur chaque image de chaque séquence les positions attendues des artères coronaires. Sur l'exemple qui suit, la courbe attendue est affichée en rose alors que la projection du modèle 3D est superposée en blanc.

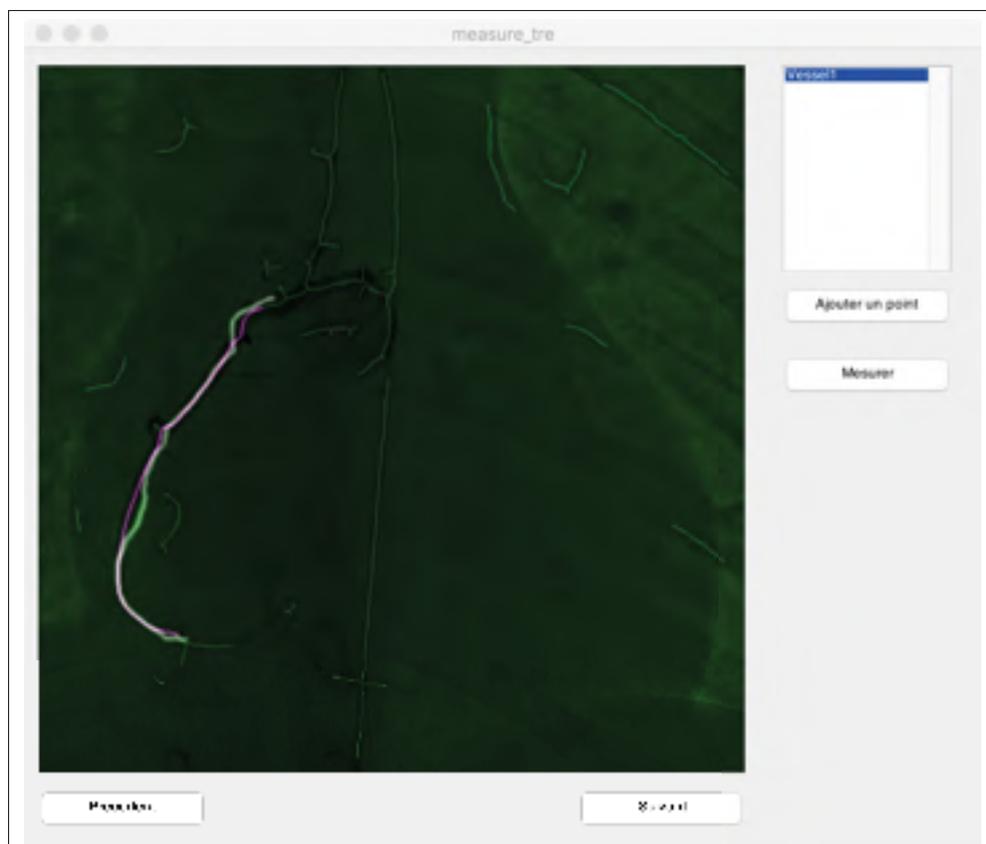


Figure 2.18 Outil d'extraction des artères coronaires pour le calcul de la distance de Fréchet.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre présente l'ensemble des résultats obtenus par le système de compensation du mouvement des artères coronaires. D'abord, les ensembles de données simulées et de patients utilisés seront présentés ainsi que les résultats des reconstructions 3D.

Un modèle de déformation générique est conçu afin de contraindre les paramètres de déformation du système. Ce modèle générique sera comparé aux données biologiques tirées de la littérature.

Les mesures d'évaluation du système seront ensuite décrites afin de quantifier l'efficacité du système en fonction des différents paramètres du filtre de particules.

Finalement, les résultats obtenus du système à partir d'un biplan et d'un monoplan angiographique seront présentés en montrant l'apport de l'utilisation des bifurcations et de différentes techniques d'optimisation.

3.1 Ensembles de données

3.1.1 Simulateur radiologique

Deux modèles 3D des artères coronaires ont été extraits du simulateur cardiorespiratoire XCAT, tiré de Segars *et coll.* (2010). Les deux modèles représentent le 50^e percentile des dimensions anatomiques chez l'adulte. Le modèle #1 et le modèle #2 constituent respectivement l'artère coronaire droite chez un homme et l'artère coronaire gauche chez une femme.

Pour chaque modèle, une simulation cardiorespiratoire a été générée avec les paramètres cardiaques et respiratoires par défaut du simulateur :

- Durée du cycle cardiaque : 1.0 seconde ;

- Durée de la fin de la systole à la fin de la diastole : 0.5 seconde ;
- Durée de la fin de la diastole au début de la phase de plateau : 0.192 seconde ;
- Durée de la phase de plateau : 0.115 seconde ;
- Durée de la fin de la phase de plateau à la fin de la phase rapide : 0.193 seconde ;
- Expansion du cœur :
 - x : 0 cm ;
 - y : 1.2 cm ;
 - z : 2.0 cm ;
- Déplacement du diaphragme : 2.0 cm ;
- Expansion de la poitrine : 1.2 cm ;

Pour chaque simulation, deux vues à LAO 40° et RAO 40° ont été générées. La figure suivante représente les deux plans à l'instant $t = 1$ ainsi que le modèle 3D associé.

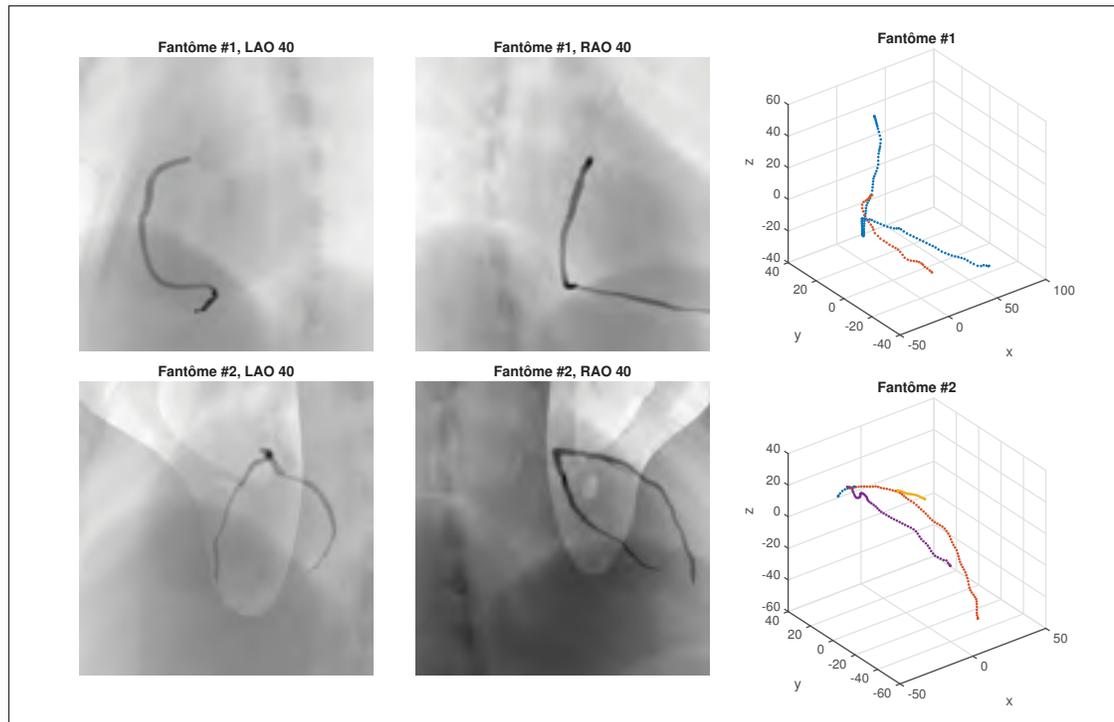


Figure 3.1 Présentation des deux données simulées utilisées.

3.1.2 Patients CHUSJ

Des patients de clientèle pédiatrique ont aussi été utilisés afin de valider le système de compensation du mouvement des artères coronaires. Les cinq patients retenus possèdent les caractéristiques suivantes :

Tableau 3.1 Caractéristiques physiques des patients

	Artère	SID 1 (mm)	SOD 1 (mm)	SID 2 (mm)	SOD 2 (mm)
Patient #1	RCA	930	690.0	1270	670.2
Patient #2	RCA	900	649.0	1320	740.9
Patient #3	RCA	900	649.4	1320	1000.2
Patient #4	LCA	930	699.1	970	681.7
Patient #5	LCA	900	730.1	1330	720.0

3.1.2.1 Erreur de reprojection

Les paramètres extrinsèques contenus dans les fichiers DICOM sont approximatifs et arrondis. Cette imprécision cause une importante erreur lors de la projection du modèle 3D. Les paramètres sont donc optimisés afin de minimiser l'erreur de reprojection. Cette imprécision sur le modèle 3D a un impact sur le système de compensation. Le tableau qui suit présente l'erreur pour chaque reconstruction 3D effectuée.

Tableau 3.2 Erreur de reprojection

	Moyenne (mm)	Minimum (mm)	Maxium (mm)	Écart-type
Patient #1	0.304	0.001	1.544	0.296
Patient #2	0.245	0.004	1.260	0.221
Patient #3	0.267	0.001	1.108	0.218
Patient #4	0.195	0.001	0.424	0.125
Patient #5	0.238	0.007	1.149	0.195

3.1.3 Modèle de déformation

Il est important de contraindre la recherche des paramètres de déformation afin de limiter le nombre de particules utilisées tout en conservant un bon recalage. Ce compromis est optimisé par l'utilisation d'un modèle de déformation.

Le modèle de déformation a été conçu à l'aide du simulateur cardiaque XCAT. Une simulation cardiaque normalisée sans la respiration a été générée à l'aide de cinq patients différents. Pour chaque séquence, les paramètres de transformation affine sont calculés par un recalage 3D avec l'algorithme Coherence Point Drift. La différence des paramètres est ensuite mesurée entre chaque itération, ce qui permet de récupérer les vitesses de la rotation, de la mise à l'échelle et de la translation pour chaque quinzième de seconde du cycle cardiaque (ou selon le nombre d'images par seconde simulées). La moyenne et la variance sont ensuite calculées pour chaque paramètre avec l'ensemble des vitesses, ce qui procure le mouvement global de la contraction cardiaque.

3.2 Résultats à partir de deux plans

La première phase d'expérimentation tentera de compenser le mouvement cardiaque à partir d'un biplan. À terme, l'objectif est de parvenir à compenser le mouvement à partir d'un monoplan. Cependant, pour valider le système, les données simulées et les données cliniques présenteront d'abord les résultats obtenus en fonction du nombre de particules, du modèle de compensation, des optimisations et de l'utilisation des bifurcations.

3.2.1 Données simulées

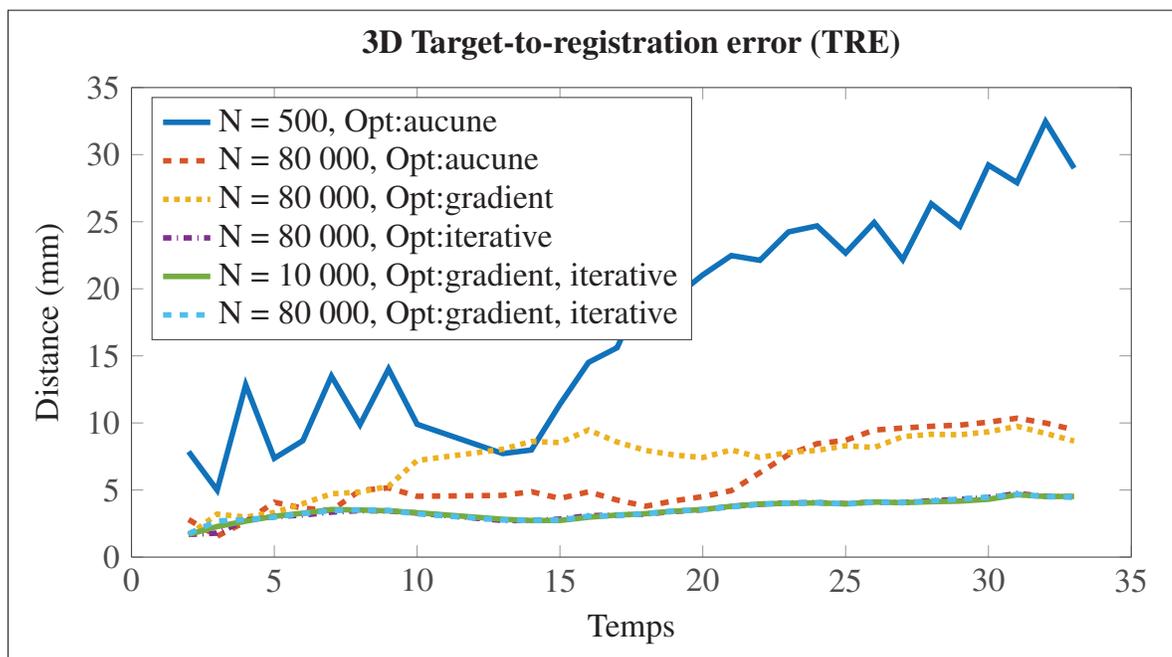


Figure 3.2 TRE 3D en fonction des particules et optimisations.

L'utilisation du simulateur a permis de prouver tôt dans la recherche que le système de compensation fonctionnait, mais surtout de cerner les variables qui ont la plus grande influence.

D'abord, le nombre de particules doit être suffisamment grand afin d'avoir un certain nombre de simulations qui représente bien la déformation, autrement la compensation divergera. Le nombre de particules comporte aussi une limite quant à l'apport au système. Par exemple,

l'utilisation d'un modèle de déformation affine ne permettra pas de représenter parfaitement la déformation élastique de la contraction cardiaque. Donc, l'imprécision de la compensation ne sera pas due au filtre de particules, mais plutôt à son modèle de déformation. Cela se reflète par la TRE qui oscille entre 1 et 4 mm, que ce soit avec 10000 ou 80000 particules. Les différentes optimisations procurent aussi un léger gain en précision. Cependant, leur apport se situe surtout au niveau de la robustesse, alors qu'ils limiteront le risque de diverger.

3.2.2 Données cliniques

Chaque séquence angiographique nécessite que les artères coronaires soient segmentées. Chaque image est traitée par une série de quatre filtres. Le premier filtre de Frangi extrait les structures tubulaires. Le filtre d'hystérésis seuille l'image afin de binariser la probabilité d'appartenir à un vaisseau. Le troisième filtre conserve les plus grands composants connectés, éliminant ainsi une grande partie du bruit. Finalement, la transformée de distance modifiée est calculé pour chaque artère trouvée.

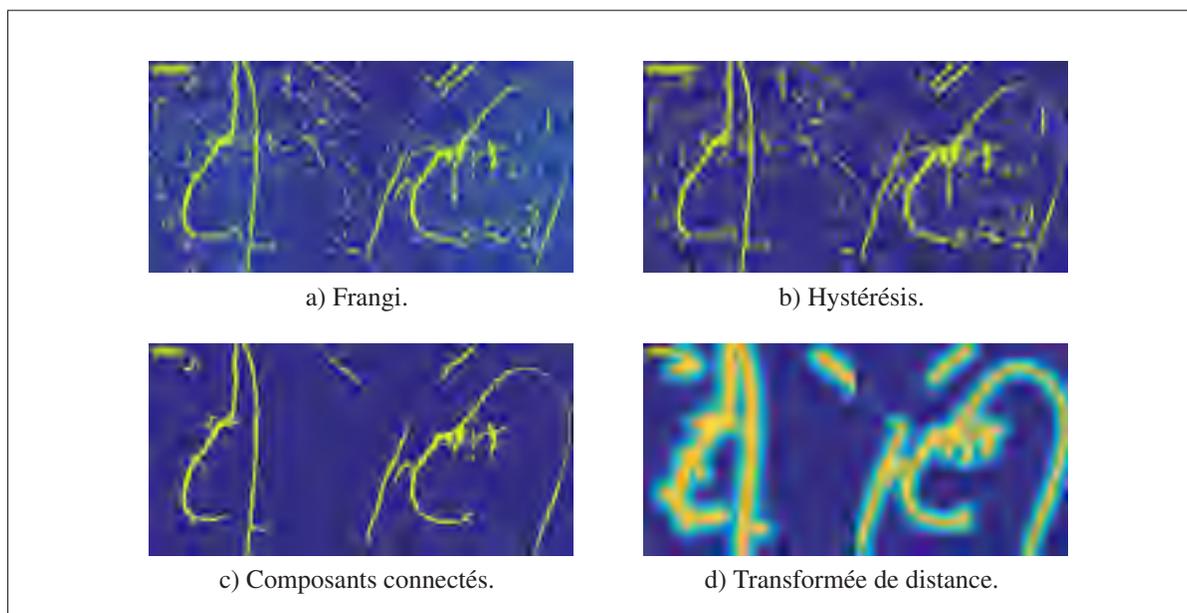


Figure 3.3 Filtres de segmentation.

3.2.2.1 Comparaison position/vélocité

Deux modes de générations de particules sont comparés. Le premier crée les paramètres des particules en variant directement la position alors que le second fait varier la vitesse des paramètres entre deux itérations. Par exemple, dans le cas où les rotations pour trois itérations seraient de 2° , 4° et 6° , la vitesse seraient alors constante à 2° .

Qualitativement, l'utilisation de la vitesse offre un meilleur rendu visuel puisque le déplacement est lisse entre chacune des itérations, comme en témoignent les graphiques d'évolution des paramètres. Cependant, l'utilisation directe de la position permet quant à elle de mieux récupérer en cas d'erreur.

Les deux techniques sont aussi comparées au niveau quantitatif. Pour le même nombre de particules, la figure suivante montre la distance de Fréchet discrète pour une séquence angiographique. La moyenne de cinq itérations a été utilisée pour chaque patient.

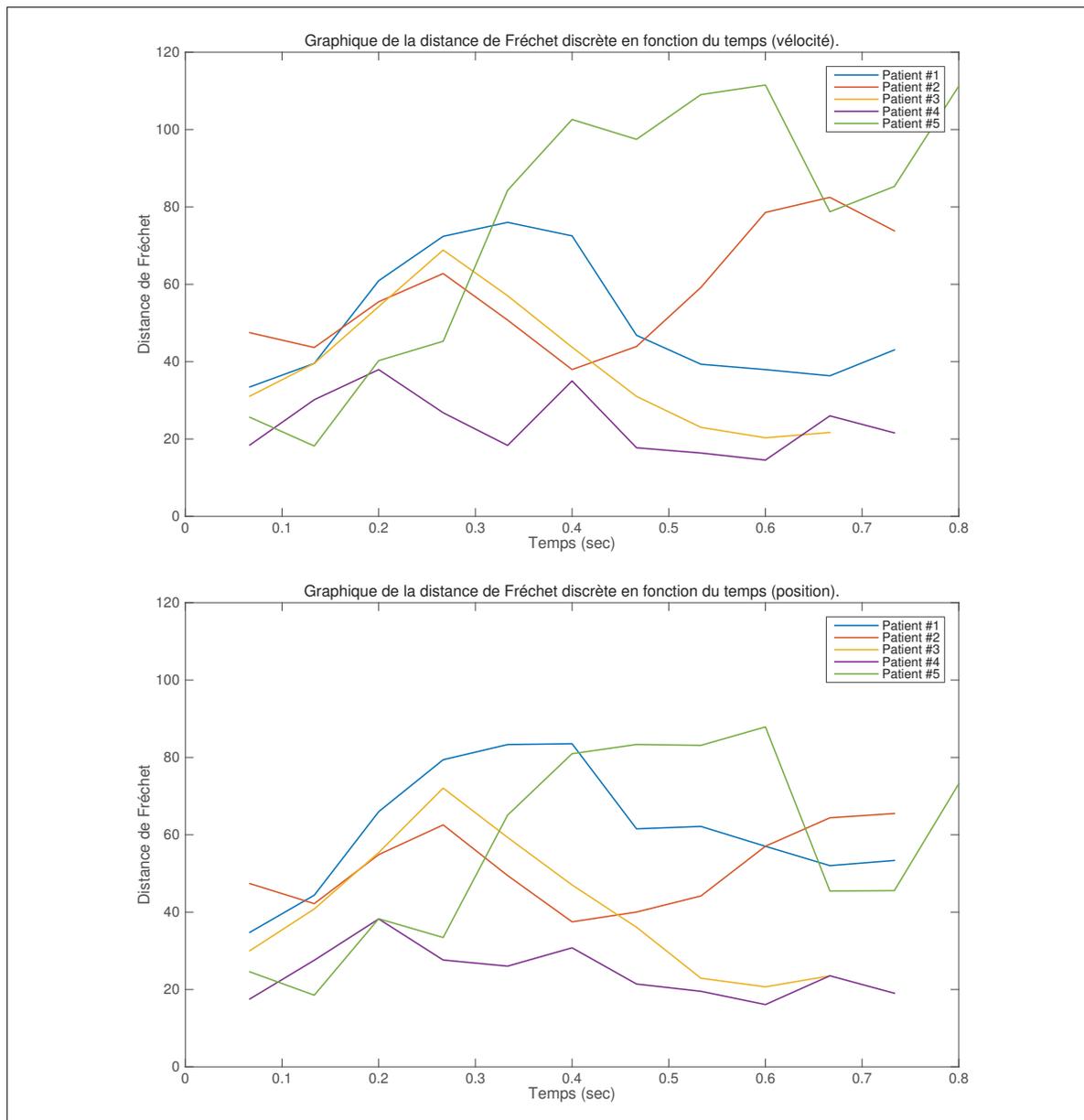


Figure 3.4 Comparaison de l'utilisation de vélocité comparativement à la position avec 25 000 particules sans optimisation. (haut : vue primaire par vélocité, bas : vue primaire par position).

La compensation du mouvement effectuée par la position n'apporte pas de gain significatif comparativement à la vélocité comme le démontre le tableau 3.3. Cependant, il est possible de remarquer la grande variabilité des résultats entre les différents patients. Cette différence s'explique par un certain nombre de facteurs. D'abord, si la compensation est effectuée sur

Tableau 3.3 Distance de Fréchet selon
le mode de compensation

	Vélocité		Position	
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
Patient #1	30.58	11.27	45.01	13.33
Patient #2	66.32	3.91	63.05	5.86
Patient #3	41.66	6.74	43.13	7.21
Patient #4	31.20	4.86	32.08	5.51
Patient #5	63.68	27.51	50.80	10.50
Moyenne	48.49	10.86	46.81	8.48

plus d'une artère à la fois (patient #2 et patient #5), il sera plus difficile d'atteindre une bonne compensation sur l'ensemble des vaisseaux. Aussi, dans les vues où les artères se superposent (patient #5), le modèle aura souvent tendance à se recalculer sur les mauvaises artères, comme en témoigne l'écart-type élevé. Plus les modèles seront simples (ex. : artère coronaire droite) et plus les vues présenteront les artères de manière isolée, plus les chances d'obtenir une bonne compensation du mouvement seront grandes.

3.2.2.2 Influence du nombre de particules et variabilité du modèle de déformation

L'une des variables les plus importantes du système est le nombre de particules utilisé. Plus le nombre de particules est élevé, plus la probabilité d'obtenir une bonne compensation est grande. En contrepartie, le temps de traitement est proportionnel au nombre de particules du système.

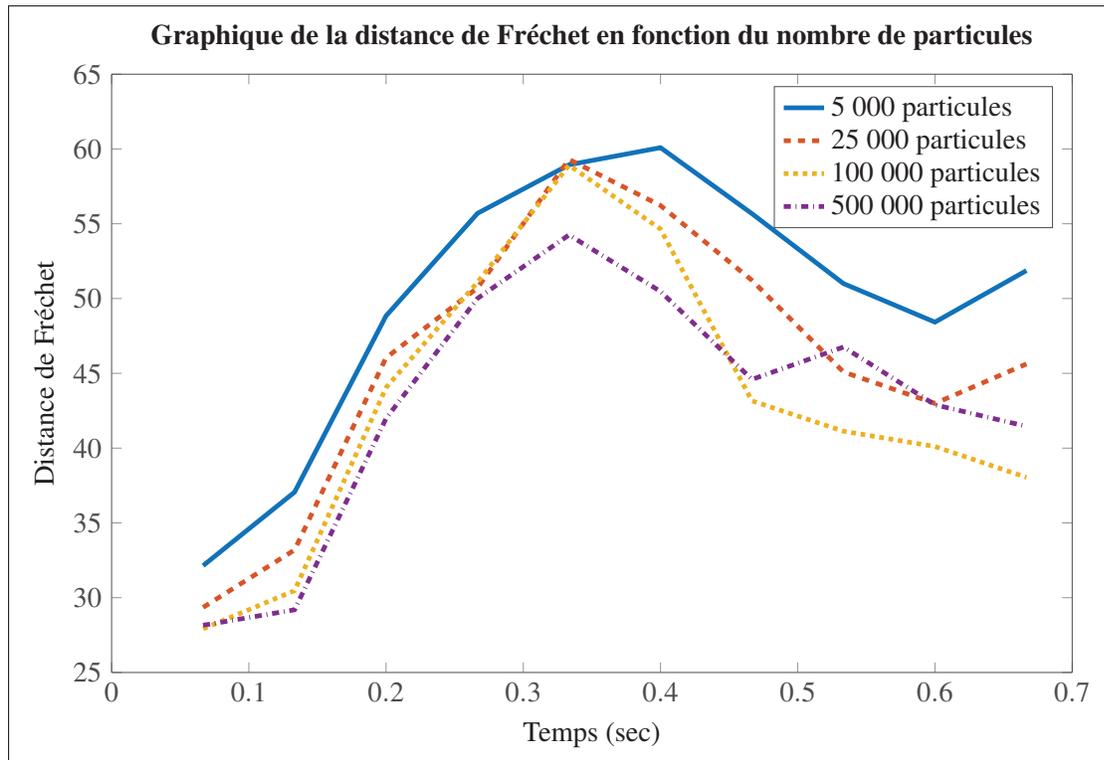


Figure 3.5 Présentation de l'effet du nombre de particules sur le système de compensation par position sans optimisation.

Tableau 3.4 Distance de Fréchet en fonction du nombre de particules

Nombre de particules	Moyenne	Écart-type
5000	52.49	12.08
25000	49.51	11.20
100000	47.10	9.03
500000	47.29	7.88

Le graphique et le tableau précédent démontrent un phénomène intéressant sur le système de compensation. Chaque entrée du graphique et du tableau représente la combinaison de 20 simulations pour les cinq patients. La mesure de Fréchet suit une tendance particulière pour tous les patients, où la distance est la plus grande autour de 0.3 sec, c'est-à-dire lorsque le cycle

cardiaque est à mi-chemin. Ce phénomène s'explique par la compensation affine qui ne permet pas de récupérer le mouvement élastique de la contraction cardiaque.

Aussi, l'écart-type diminue lorsque le nombre de particules utilisé est grand. Ceci s'explique par le fait que la probabilité de trouver une bonne solution est meilleure avec un grand nombre de particules et que cela diminue par le fait même les risques que le système diverge.

Même si l'utilisation d'un nombre de particules immensément élevé apporte un gain de précision d'environ 5 %, il serait nécessaire d'apporter des optimisations supplémentaires pour une utilisation en temps réel. Par exemple, il serait possible de paralléliser les étapes de traitement de l'angiographie et la génération et projection des particules. Pour le filtre de particules, un gain de performance est possible en déléguant les calculs matriciels à la carte graphique. Le calcul de 5000, 25 000 et 500 000 particules est respectivement de 0.7, 3.0 et 58.8 secondes, sans optimisation.

La variabilité du modèle de déformation a aussi un impact significatif sur la performance du système de déformation. Il est important que la variabilité du modèle soit assez grande afin de capturer la déformation entre deux images de la séquence. Cependant, si la variabilité est trop importante, le nombre de particules peut être insuffisant pour estimer la déformation.

Pour obtenir de bonnes performances du système, il est alors essentiel de choisir un compromis optimal entre le nombre de particules et la variabilité du modèle de déformation.

La figure 3.6 qui suit montre un exemple où le compromis du nombre de particules et de la variabilité du modèle est optimal, alors que les deux autres possèdent une variabilité trop petite et une trop grande. Une variabilité trop grande risque de faire diverger la compensation. À l'opposé, avec une faible variabilité, le mouvement du modèle sera trop lent et la cyclicité du mouvement cardiorespiratoire fera en sorte que le modèle et l'angiographie se réalignent, un peu comme le font les aiguilles d'une horloge.

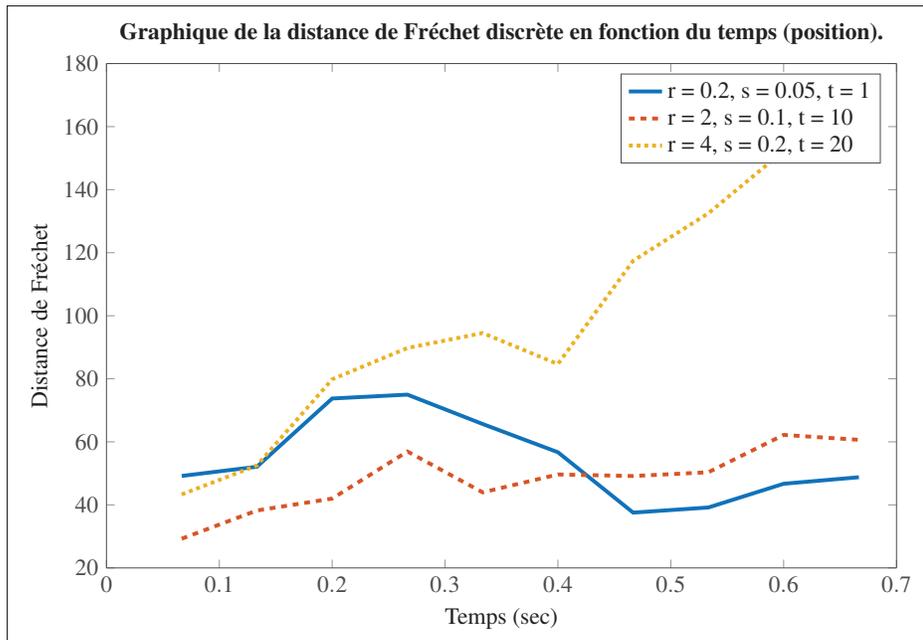


Figure 3.6 Effet de la variabilité du modèle de déformation. Les valeurs r , s et t représentent la différence entre la vitesse la plus grande et plus petite de la rotation, mise à l'échelle et translation.

Il est possible d'obtenir des résultats quantitatifs intéressants en utilisant les paramètres de vitesse suivants entre chaque itération :

Tableau 3.5 Paramètres du modèle de déformation global

	Moyenne			Variance		
	x	y	z	x	y	z
Rotation	2.0	2.0	2.0	0.10	0.10	0.10
Mise à l'échelle	0.1	0.1	0.1	0.01	0.01	0.01
Translation	10.0	30.0	10.0	0.80	0.80	0.80

3.2.2.3 Présentation qualitative de la compensation

Les résultats obtenus par le système de compensation du début à la fin des séquences angiographiques pour les cinq patients sont présentés dans l'annexe II. La figure 3.7 montre un aperçu

des résultats obtenus pour le patient #3. La méthode proposée de compensation du mouvement des artères coronaires offre des résultats avec un mouvement réaliste pour les expérimentations réalisées avec les cinq patients. Comme avec le patient #3, lorsque l'agent de contraste est bien apparent, que le modèle est simple et que les vues ne présentent pas de superposition d'artères, la compensation sera fidèle à l'angiographie observée.

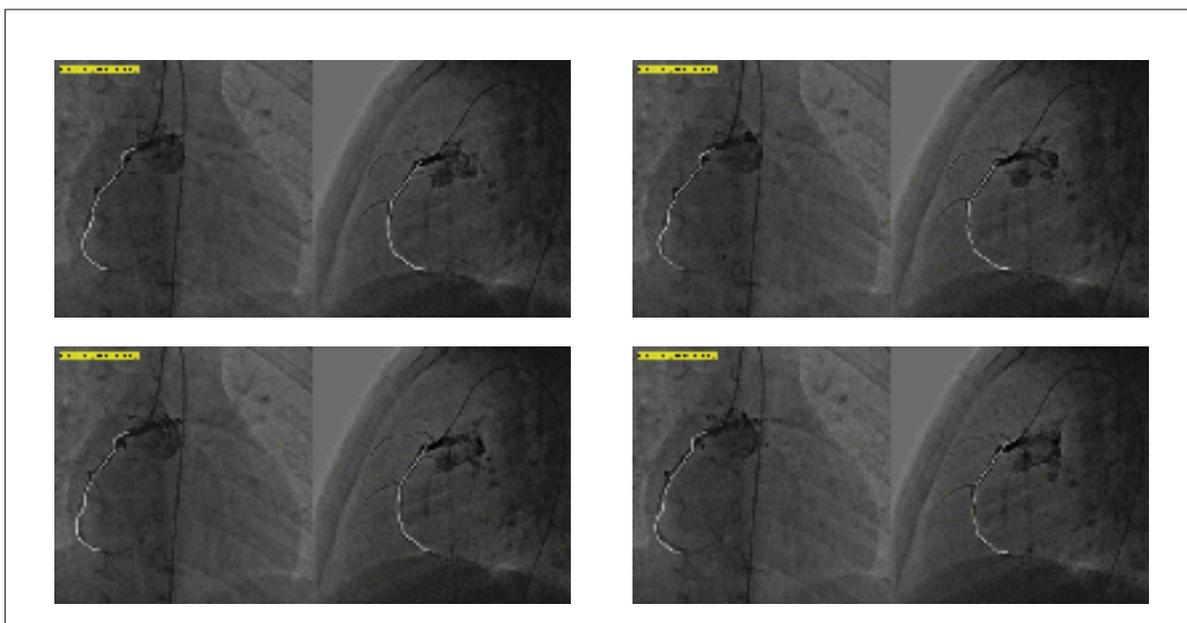


Figure 3.7 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient #3. Les deux vues au même instant sont présentées sur chaque image (en haut à gauche : $t = 31$, en haut à droite : $t = 32$, en bas à gauche : $t = 33$, en bas à droite : $t = 34$).

3.2.3 Utilisation des bifurcations

Les bifurcations étant connues sur les modèles 3D, il est possible de segmenter les séquences angiographiques afin d'utiliser l'information des bifurcations pour aider à compenser le mouvement cardiorespiratoire.

La principale difficulté dans la segmentation des bifurcations est de minimiser le bruit durant toute la séquence angiographique. L'obtention des bifurcations nécessite la succession de plu-

sieurs filtres de segmentation où chaque paramètre doit être optimal afin de garder un nombre de faux positifs bas.

Les modèles 3D étant généralement simples, le nombre de bifurcations présent est alors largement inférieur comparativement aux séquences angiographiques. Ceci s'explique par le bruit présent sur les séquences angiographiques, mais aussi puisque la projection des artères sur un plan 2D peut donner l'illusion que deux artères situées à des endroits opposés se chevauchent.

L'exemple qui suit présente la segmentation des bifurcations pour l'angiographie du patient #2 au début, au milieu et à la fin de la séquence. Les bifurcations détectées sur les images 2D sont représentées par les surfaces vertes alors que les points roses correspondent aux projections 3D des bifurcations du modèle 3D.

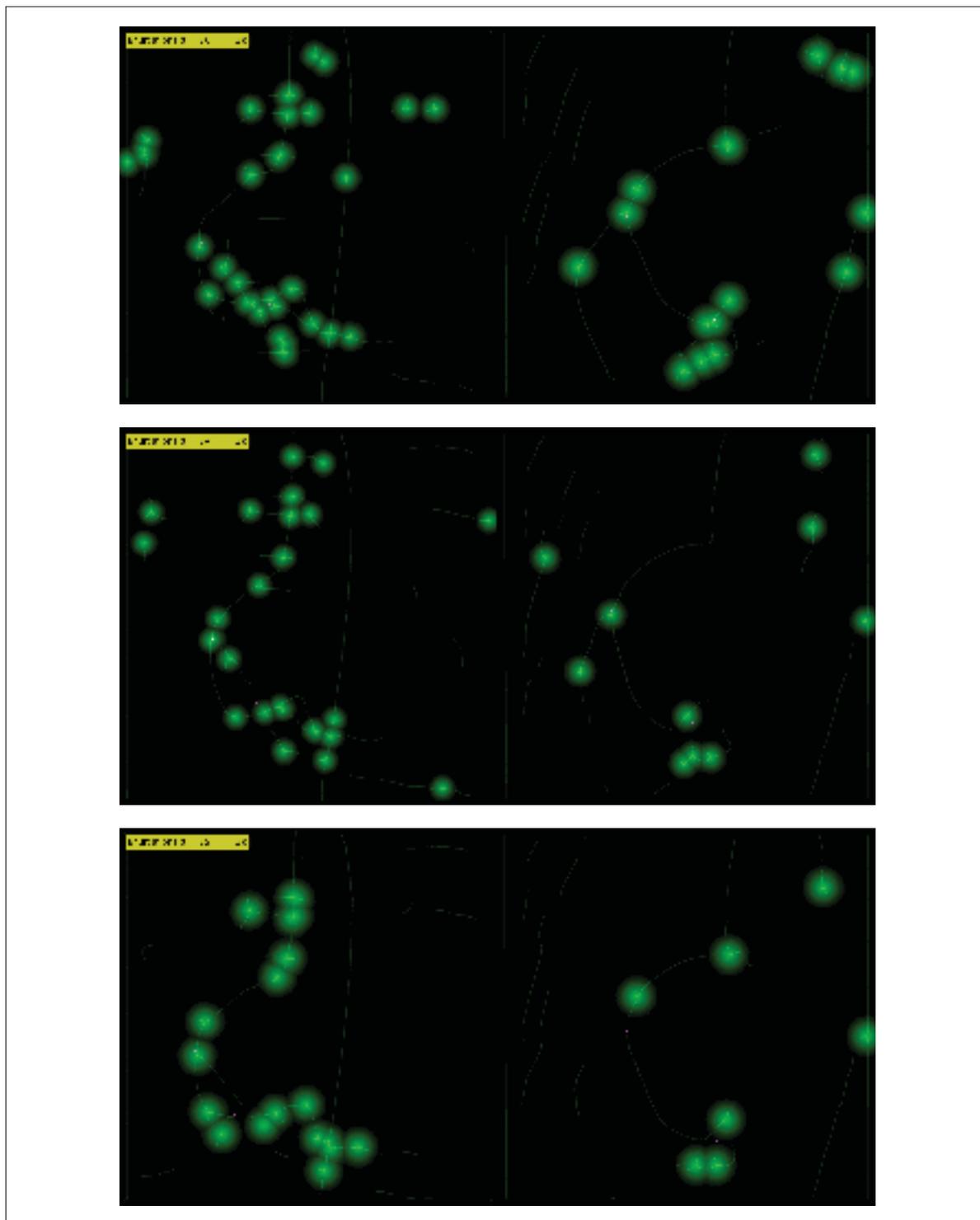


Figure 3.8 Distance de Fréchet de l'apport des bifurcations sur les deux vues d'une séquence angiographique.

Au fil de la séquence angiographique, la diminution progressive de l'agent de contraste dans les artères réduira la qualité de la segmentation de celles-ci. La ligne centrale, qui dépend de cette segmentation, risque d'avoir des coupures en certaines zones. La conséquence de cet effet s'exprime par des bifurcations non détectées. Si le système ne parvient pas à détecter les bifurcations associées du modèle 3D, la compensation risque de fournir des résultats erronés, basée sur du bruit.

Les modèles 3D utilisés sont trop simples pour avoir recours uniquement aux bifurcations lors de la compensation. Le patient #2 contient le modèle 3D le plus complexe avec seulement deux bifurcations. L'appariement de deux paires de bifurcations est insuffisant pour récupérer les paramètres affines de déformation. Les bifurcations sont donc utilisées conjointement avec la projection des artères. Le paramètre α est donc introduit et correspond à l'apport des bifurcations dans le système. Par exemple, $\alpha = 0.7$, signifie que les bifurcations contribueront pour 30 % de la compensation, et la projection des artères pour 70 %.

Le graphique suivant démontre l'apport de l'utilisation des bifurcations lors de la compensation du mouvement cardiorespiratoire. La distance de Fréchet est mesurée sur chaque vue de la séquence angiographique. Pour chaque valeur α mesurée, 40 simulations ont été réalisées.

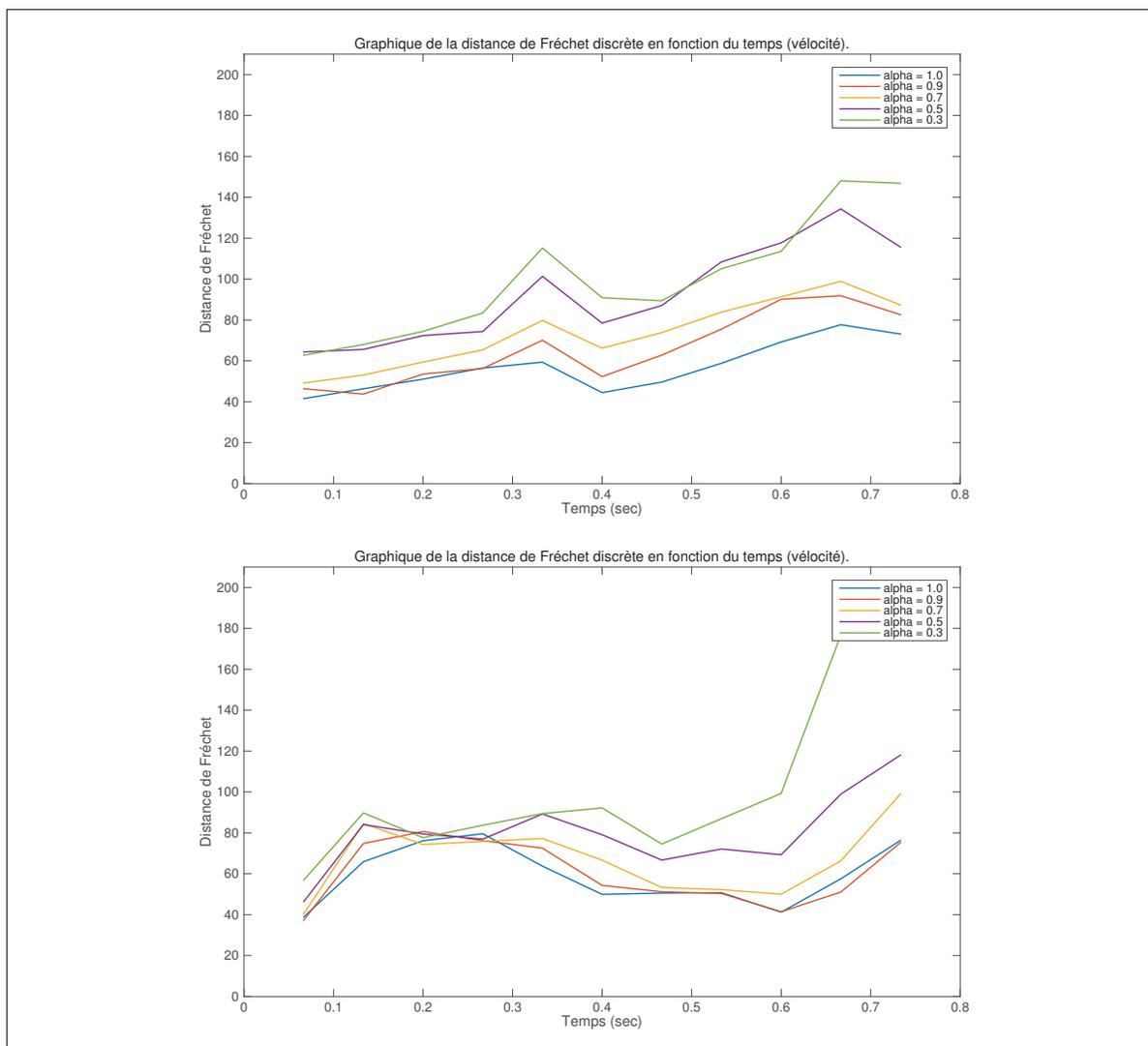


Figure 3.9 Distance de Fréchet de l'apport des bifurcations sur les deux vues d'une séquence angiographique. (en haut : vue primaire, en bas : vue secondaire)

Durant une séquence angiographique à deux vues, l'apport des bifurcations est mitigé. Pour toutes les simulations, les résultats sont meilleurs avec $\alpha = 1.0$, c'est-à-dire sans aucune utilisation des bifurcations. Plus la séquence avance, plus la divergence augmente avec l'utilisation des bifurcations. Ce phénomène est attribuable à la dégradation de la qualité de la segmentation au fil de la séquence. Les résultats seraient améliorés si la qualité de la segmentation demeurait constante. Ceci pourrait être réalisable avec un filtre à paramètre dynamique, c'est-à-dire que les paramètres pourraient varier durant la séquence angiographique. Aussi, en augmentant le

nombre de bifurcations sur le modèle 3D, l'impact d'une mauvaise association 2D/3D serait amoindri sur le système. Pour ces raisons, il est important de toujours considérer l'utilisation des bifurcations malgré des résultats au deçà des attentes.

3.2.4 Problèmes rencontrés

3.2.4.1 Complexité avec l'artère coronaire gauche

La complexité de l'artère coronaire gauche porte une difficulté particulière au système de compensation lorsque l'angle d'acquisition est porté à un angle particulier.

À certains angles d'acquisition, il arrive que les différents vaisseaux semblent proches ou même se superposer. Dans ces cas, il peut arriver que l'artère « saute » et confonde les bonnes artères si la variance du modèle de déformation est trop grande. Dans l'exemple qui suit, il est possible d'observer ce phénomène sur l'image de gauche à l'itération 49.



Figure 3.10 Complexité de projection de l'artère coronaire gauche. La superposition des artères donne l'impression qu'il y a une bifurcation de quatre artères. Le modèle 3D devrait compenser les deux artères du haut (comme le démontrent les deux premières images), alors qu'il y a un décalage à la dernière image.

3.2.4.2 Utilisation des points terminaux

En plus d'utiliser les bifurcations, les points terminaux auraient pu fournir une information importante pour l'évaluation des particules. Cependant, en combinant la circulation sanguine et la durée limitée de l'agent de contraste, le point terminal segmenté à deux instants consécutifs ne représentera pas nécessairement la même localisation sur l'artère coronaire. À l'opposé, le point terminal du modèle 3D sera toujours le même. Cette disparité cause un problème important d'alignement lors de la projection du modèle 3D.

3.3 Résultats à partir d'un monoplan

Il est intéressant d'expérimenter l'utilisation d'une seule vue pour la compensation du mouvement cardiaque. En coupant une source, il serait possible de diminuer de moitié la radiation soumise au patient. Même s'il a été démontré qu'il était possible de récupérer un mouvement 3D à partir d'un biplan, il reste à prouver qu'il est aussi possible de récupérer un mouvement 3D réaliste à partir d'une seule vue. Avec les données simulées et les données cliniques, la compensation sera calculée cette fois-ci en se fiant à une seule vue et le résultat sera mesuré sur la seconde.

3.3.1 Données cliniques

Lors de la compensation du mouvement à partir d'un monoplan, l'évaluation des particules minimise la distance de la projection aux artères sur la vue offrant les moins bons résultats. Puisque le monoplan comporte une seule vue, la distance sera minimisée sur elle-même et il est donc normal que le recalage sur cette vue soit meilleur que sur celle en biplan. Le tableau 3.6 montre que cet effet s'applique pour quatre des cinq patients. Cependant, ce qui est intéressant d'analyser, c'est la qualité du recalage sur la deuxième vue, celle qui n'était pas visible au monoplan.

Le tableau 3.6 et la figure 3.11 montrent que la qualité de la compensation monoplan offre des résultats beaucoup moins précis qu'avec le biplan. Ce résultat est prévisible, car il existe

Tableau 3.6 Comparaison de la distance de Fréchet entre une compensation biplan et monoplan

Patient	Biplan		Monoplan	
	Vue 1 (visible)	Vue 2 (visible)	Vue 1 (visible)	Vue 2 (cachée)
Patient #1	55.95	29.01	31.97	79.04
Patient #2	54.38	64.86	34.45	136.54
Patient #3	36.97	43.69	42.65	134.06
Patient #4	29.75	44.43	26.65	194.82
Patient #5	54.03	43.54	50.79	93.94
Moyenne	46.22	45.10	37.30	127.68

plusieurs déformations affines qui permettent une bonne compensation sur une vue, mais ces déformations ont des résultats variables dans un autre plan. Comme le gabarit de paramètres de déformation est général, il n'existe aucune information adaptée au mouvement particulier du patient. Avec des séquences angiographiques suffisamment longues, il serait possible d'évaluer un premier cycle cardiaque à l'aide d'un biplan et ensuite d'extrapoler le mouvement pour les cycles cardiaques suivants avec le monoplan.

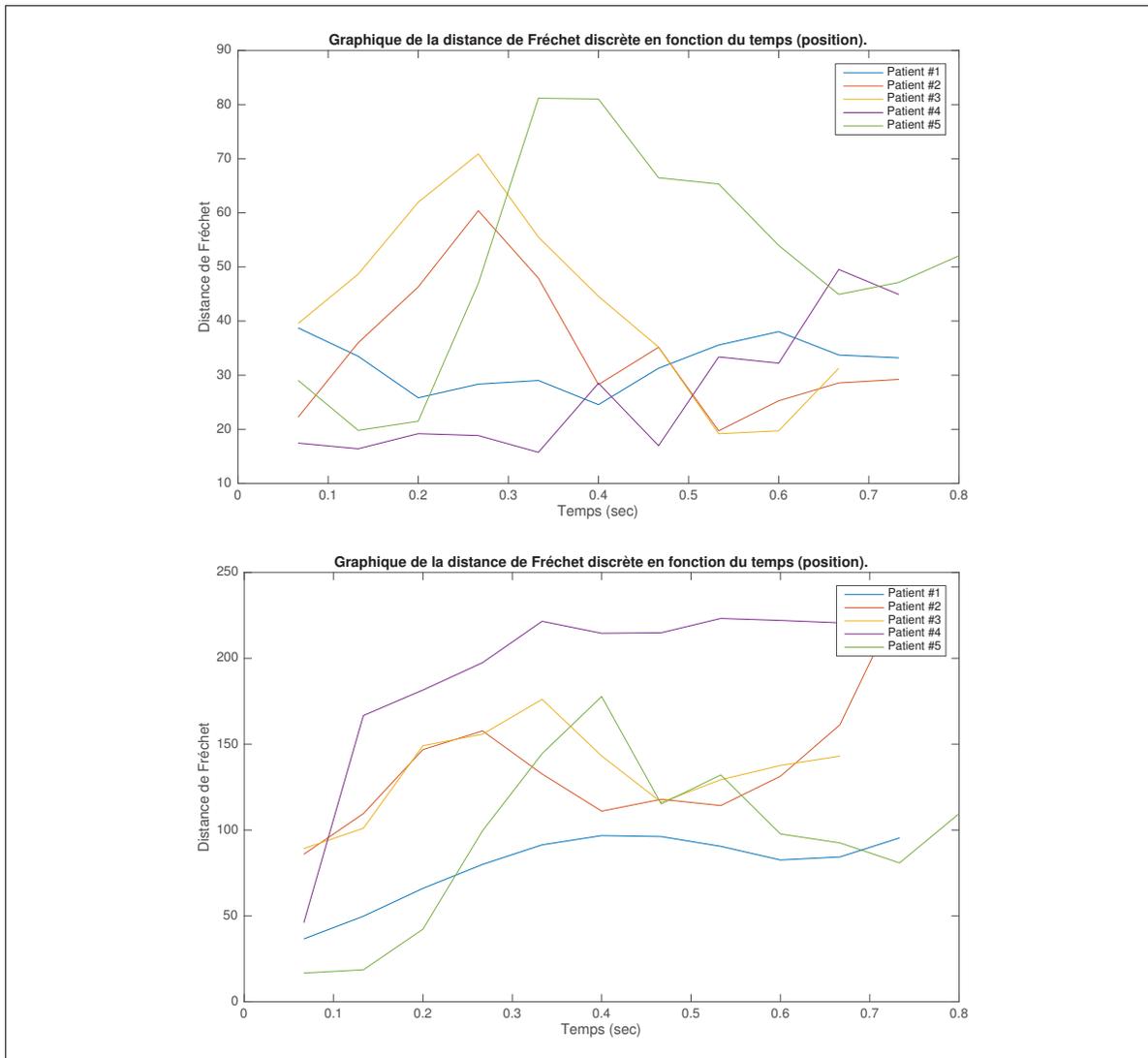


Figure 3.11 Distance de Fréchet pour la compensation monoplan (en haut : vue primaire, en bas : vue prédite).

3.3.2 Apport des bifurcations

L'utilisation des bifurcations pour la compensation du mouvement à partir d'un monoplan apporte des résultats quelque peu différents d'un biplan. Pour chaque valeur α testée, 10 expérimentations ont été effectuées. Pour la première fois, avec une faible participation des bifurcations ($\alpha = 0.95$), la compensation a été plus précise que lorsque les bifurcations sont ignorées

($\alpha = 1.00$) sur la vue non visible. Cependant, pour toute valeur $\alpha < 0.80$, les résultats sur la vue non visible divergeaient complètement.

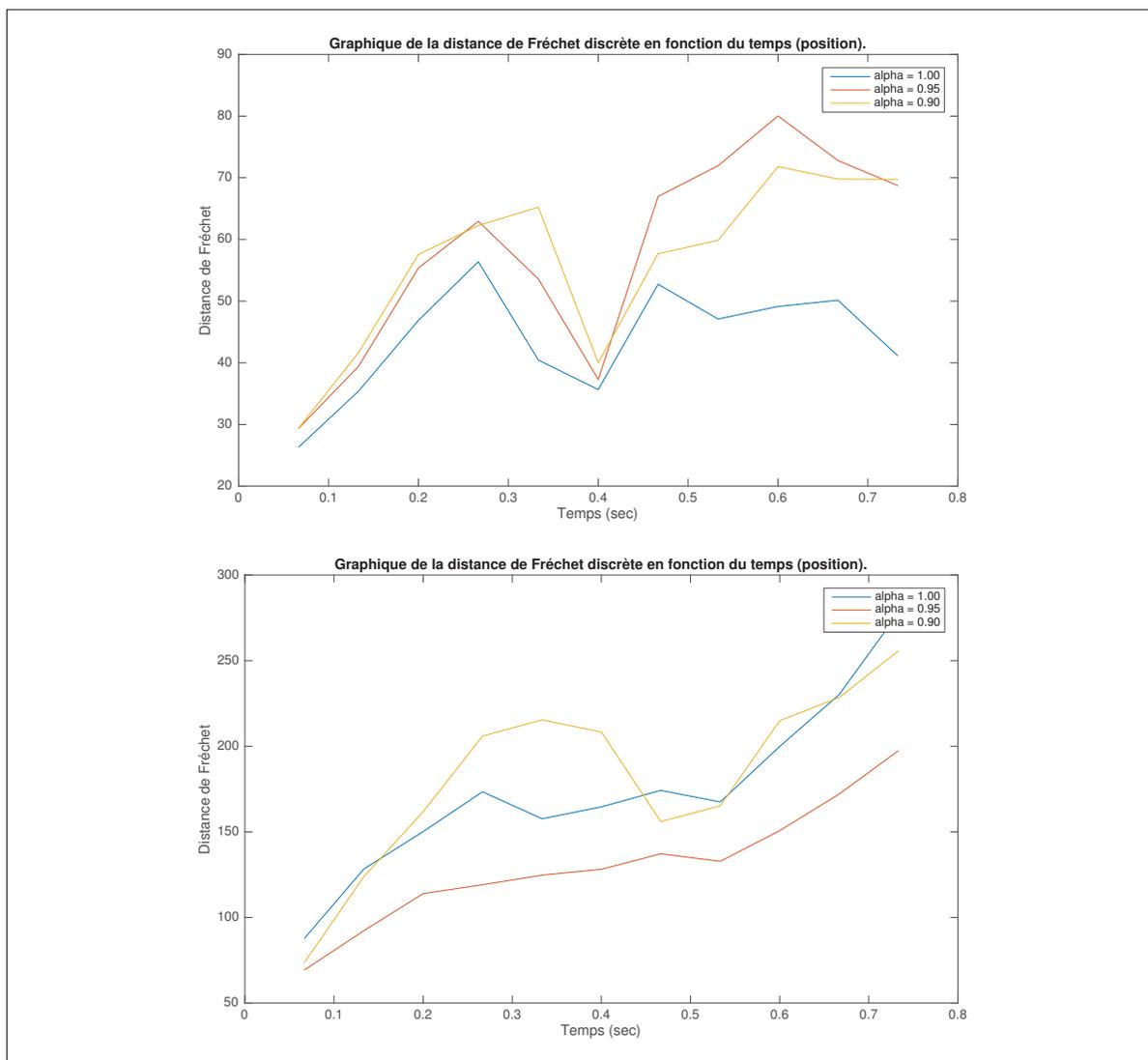


Figure 3.12 Distance de Fréchet pour la compensation monoplan avec bifurcations (en haut : vue primaire, en bas : vue prédite).

CONCLUSION

Les travaux de cette recherche se sont penchés sur la compensation du mouvement cardiorespiratoire. Il a été démontré qu'à partir d'une séquence angiographique que la méthode proposée trouve les différents paramètres de transformation exprimant le mouvement respiratoire et de la contraction cardiaque.

Afin de réaliser cet objectif, il était d'abord nécessaire de posséder un modèle 3D des artères coronaires du patient. Afin d'éviter les problèmes associés à la segmentation et au recalage initial provenant d'une autre modalité d'imagerie, une méthode de reconstruction 3D semi-automatique à partir d'un biplan angiographique est détaillée.

La première étape de la reconstruction 3D est d'apposer des correspondances structurelles sur les deux vues angiographiques. À l'aide des paramètres DICOM définissant les positions géométriques des capteurs, les coordonnées 3D des correspondances sont mesurées par triangulation. Les paramètres des caméras sont ensuite optimisés en minimisant l'erreur de reprojection.

Une fois en possession de paramètres de caméras précis, l'utilisateur trace sur une angiographie les différentes artères qu'il souhaite extraire. Chaque artère est ensuite échantillonnée et la matrice fondamentale est calculée à partir des paramètres des deux caméras. Sur la seconde vue du biplan, la ligne centrale y est segmentée. La correspondance équivaut à l'intersection entre la droite épipolaire et la ligne centrale. Dans les cas où il y aurait plus d'une intersection, l'utilisateur est appelé à résoudre l'ambiguïté en sélectionnant la bonne correspondance.

La position 3D de chaque correspondance est une fois de plus mesurée par triangulation. Une deuxième optimisation est ensuite effectuée, cette fois-ci en tentant de minimiser l'erreur de reprojection des positions 3D elles-mêmes. À la fin de cette optimisation, les positions 3D initiales dans l'espace de l'angiographie seront connues.

Avant de procéder à la compensation du mouvement cardiovasculaire, l'étude du mouvement a été effectuée à partir d'un simulateur. Ce simulateur permet de connaître à tous moments du cycle cardiaque les positions 3D des artères coronaires. À l'aide de l'algorithme Coherence

Point Drift, les vitesses des paramètres de transformation affine ont été récupérées pour cinq modèles anatomiques différents. Ces mesures servent à contraindre les simulations effectuées lors de la compensation du mouvement cardiorespiratoire.

La compensation du mouvement cardiorespiratoire des artères coronaires est quant à elle effectuée à l'aide d'un filtre de particules. Les images angiographiques sont d'abord segmentées par un filtre de vascularité et un filtre de débruitage. Les plus grands composants connectés sont conservés. De cette segmentation, la transformée de distance est mesurée et la ligne centrale est extraite. Les bifurcations des artères sont aussi isolées. Ces segmentations serviront à évaluer chacune des particules générées. Le critère d'évaluation cherche à minimiser la distance de la projection du modèle 3D au centre des artères et des bifurcations.

Deux optimisations ont été intégrées au filtre de particules. La première approche est itérative. Pour une même itération, les particules sont réutilisées à partir des résultats précédents, tout en diminuant l'étendue des paramètres de déformation. La deuxième approche effectue une optimisation à l'aide de la méthode de Nelder-Mead à la fin de chaque itération sur les neuf paramètres de déformation.

Cette méthode a été validée à partir du simulateur cardiorespiratoire. Il a été possible de mesurer l'erreur de la compensation à la fois en 3D et en 2D puisque les correspondances du modèle du simulateur sont connues. Pour les données cliniques, comme les correspondances peuvent difficilement être établies, la distance de Fréchet a été utilisée afin d'estimer la qualité de la compensation.

Cette recherche a été inspirée des travaux présentés par Hadida *et coll.* (2012). À l'exception du filtre de particule, la méthodologie diffère dans le but de résoudre les principales lacunes du système. D'abord, en remplaçant la segmentation d'une tomographie par une reconstruction 3D, cela a permis de pallier le manque de données et les difficultés de recalage initial.

Ensuite, le gabarit de vitesse des paramètres de déformation a un impact sur la qualité de la compensation. En définissant manuellement les courbes du gabarit pour ses séquences d'expé-

rimentation, Hadida *et coll.* (2012) a influencé positivement les résultats de la compensation en contraignant la génération des particules. Ces courbes risquent cependant de ne pas être généralisables à la majorité des patients. En utilisant les moyennes et la variance des paramètres de déformation tirées de l'étude du simulateur, il a été possible de définir un gabarit par un modèle faisant abstraction aux particularités d'un patient. Afin de compenser le manque de précision du modèle général comparativement au gabarit tracé manuellement, il a été nécessaire d'utiliser environ cent fois plus de particules ($N = 20000$, comparativement à $N = 200$). Malgré ce nombre largement supérieur, l'évaluation de l'ensemble des particules demeure quatre fois plus rapide (sous la seconde pour $N = 20000$ particules). Ce gain de performance est obtenu par le remplacement de la fonction de similitude des cosinus par la distance de la projection de la ligne centrale.

Les techniques de segmentation de l'angiographie, l'utilisation de l'information des bifurcations et les optimisations intégrées au filtre de particules sont d'autres nouveautés proposées dans la recherche permettant l'amélioration de la compensation du mouvement cardiorespiratoire.

Cette recherche ouvre la voie à de nombreux travaux futurs. Dans le cadre d'une utilisation aux fins d'aide à la navigation peropératoire, il serait important d'y intégrer un modèle de déformation non rigide afin d'améliorer le rendu des artères et réduire l'erreur de recalage.

Comme la qualité de la compensation par monoplan est limitée, il serait intéressant d'améliorer l'algorithme en y incluant l'analyse préliminaire d'un cycle cardiaque à l'aide d'un biplan. Les caractéristiques du mouvement cardiaque du patient pourront être réutilisées avec le monoplan. Durant la compensation à l'aide d'un monoplan, les résultats pourraient aussi être améliorés en y incluant une image biplan à une certaine fréquence (ex. : deux fois par seconde).

La compensation du mouvement cardiorespiratoire effectué par le filtre de particules a pour seule connaissance l'itération qui la précède. En acceptant de présenter la compensation une itération en retard (0.067 seconde avec 15 images par seconde), il serait possible de connaître la déformation qui suivra. Cette connaissance du futur a une valeur immense puisqu'elle per-

mettrait d'éliminer un bon nombre de déformations à l'instant courant, sachant qu'ils n'ont pas de signification à l'itération suivante.

Bien que l'utilisation des bifurcations ait eu un apport mitigé lors de la compensation, il serait intéressant d'améliorer les outils de segmentation afin d'y réduire le bruit et le nombre de fausses bifurcations détectées. Avec de bonnes segmentations et pour les artères plus complexes (LCA), il serait intéressant d'utiliser exclusivement l'information des bifurcations pour l'évaluation des particules. En retirant la transformée de distance des artères, cela éviterait les cas où certaines projections seraient associées aux mauvaises artères.

Avec la variation temporelle de l'agent de contraste injecté, il serait aussi intéressant de développer une technique qui ajusterait automatiquement les paramètres des différents filtres de segmentation afin de maximiser la qualité de la segmentation durant toute la durée de l'angiographie.

ANNEXE I

RECONSTRUCTION 3D ET ERREURS DE REPROJECTION

1. Patient 2

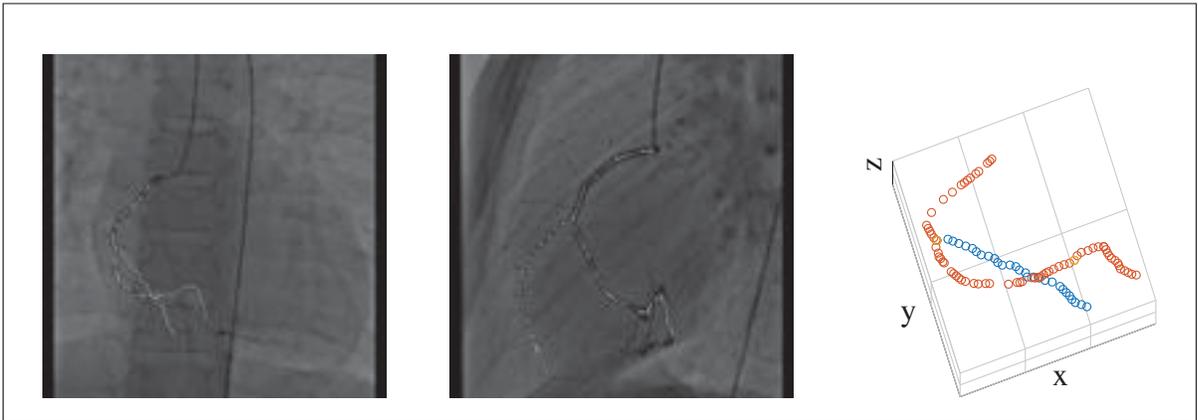


Figure-A I-1 Erreur de reprojection et reconstruction 3D du patient 2.

2. Patient 3

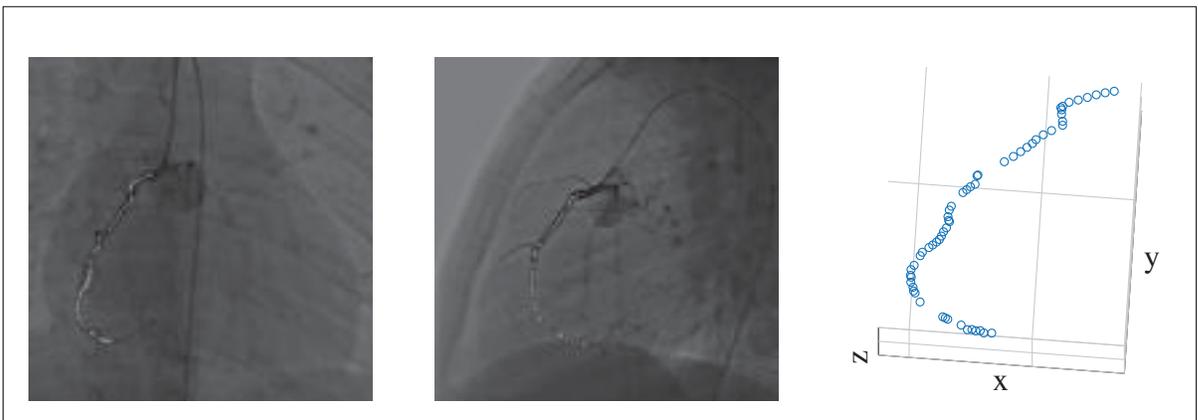


Figure-A I-2 Erreur de reprojection et reconstruction 3D du patient 3.

3. Patient 4



Figure-A I-3 Erreur de reprojection et reconstruction 3D du patient 4.

4. Patient 5

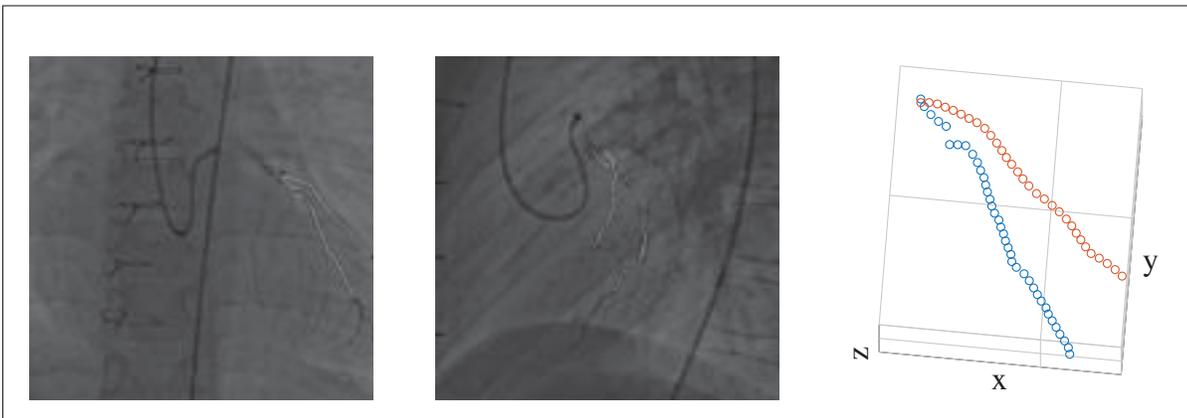


Figure-A I-4 Erreur de reprojection et reconstruction 3D du patient 5.

ANNEXE II

RÉSULTATS DE LA COMPENSATION DU MOUVEMENT DES ARTÈRES CORONAIRES

1. Patient 1

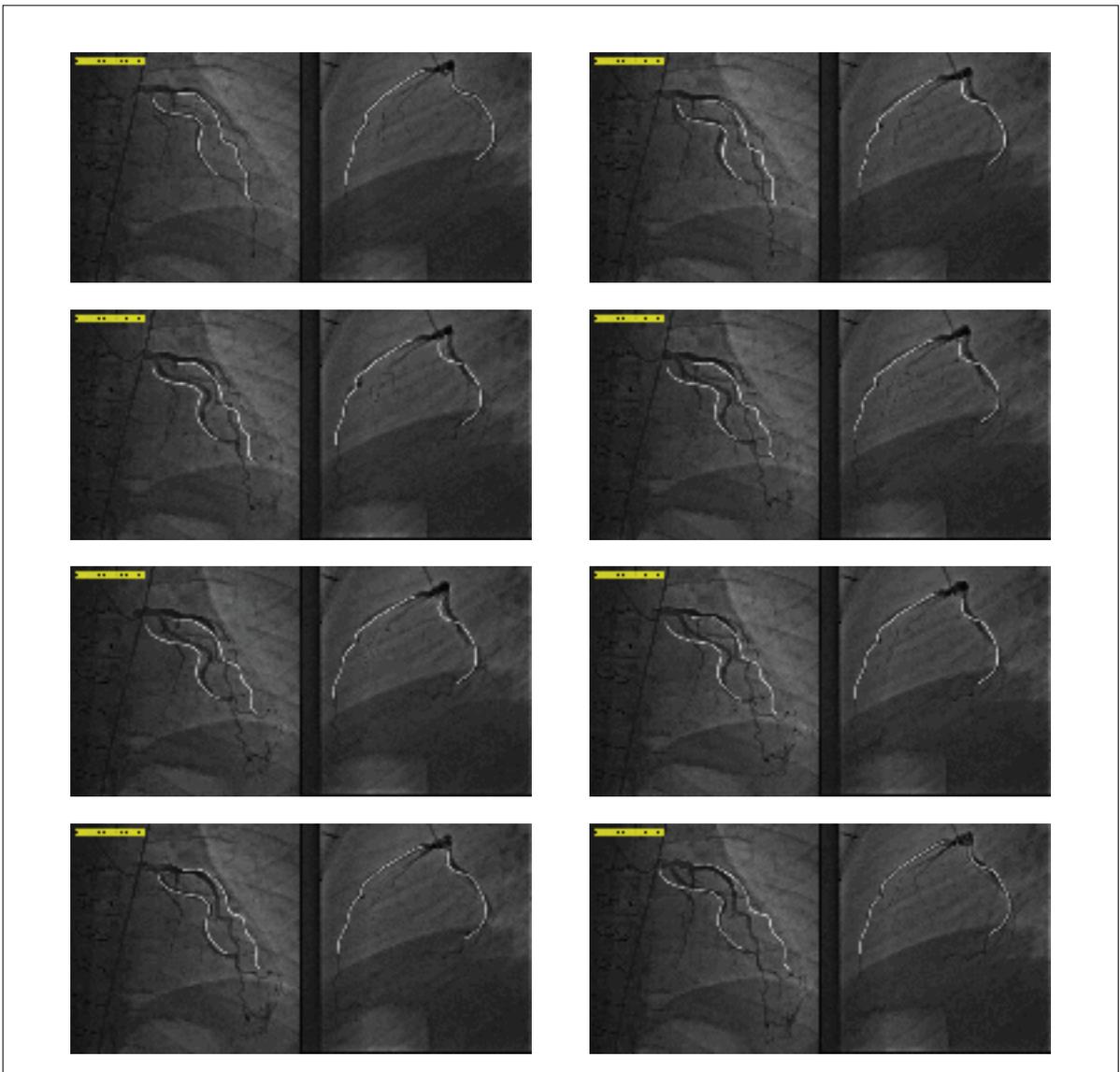


Figure-A II-1 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient 1.

2. Patient 2

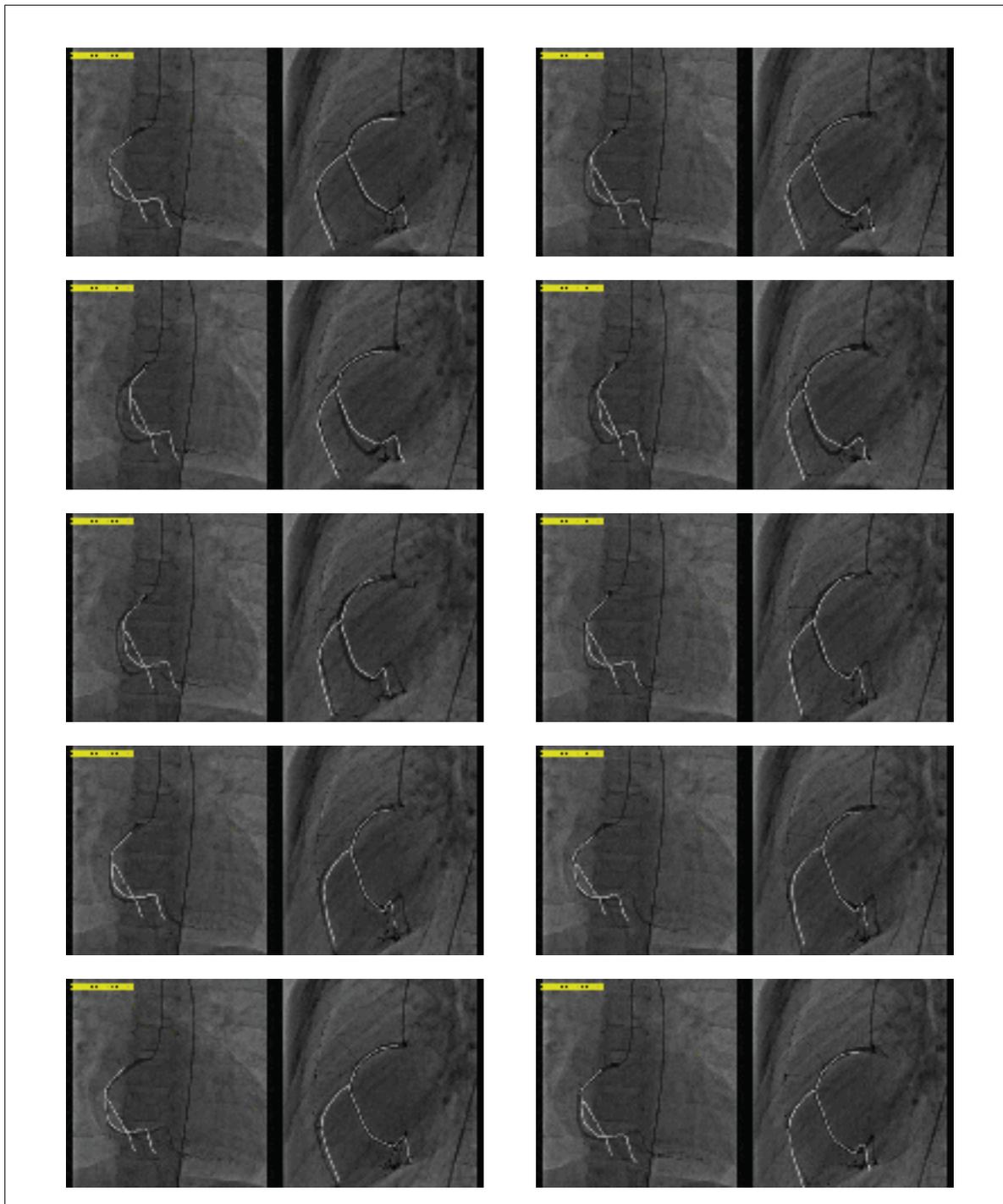


Figure-A II-2 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient 2.

3. Patient 3

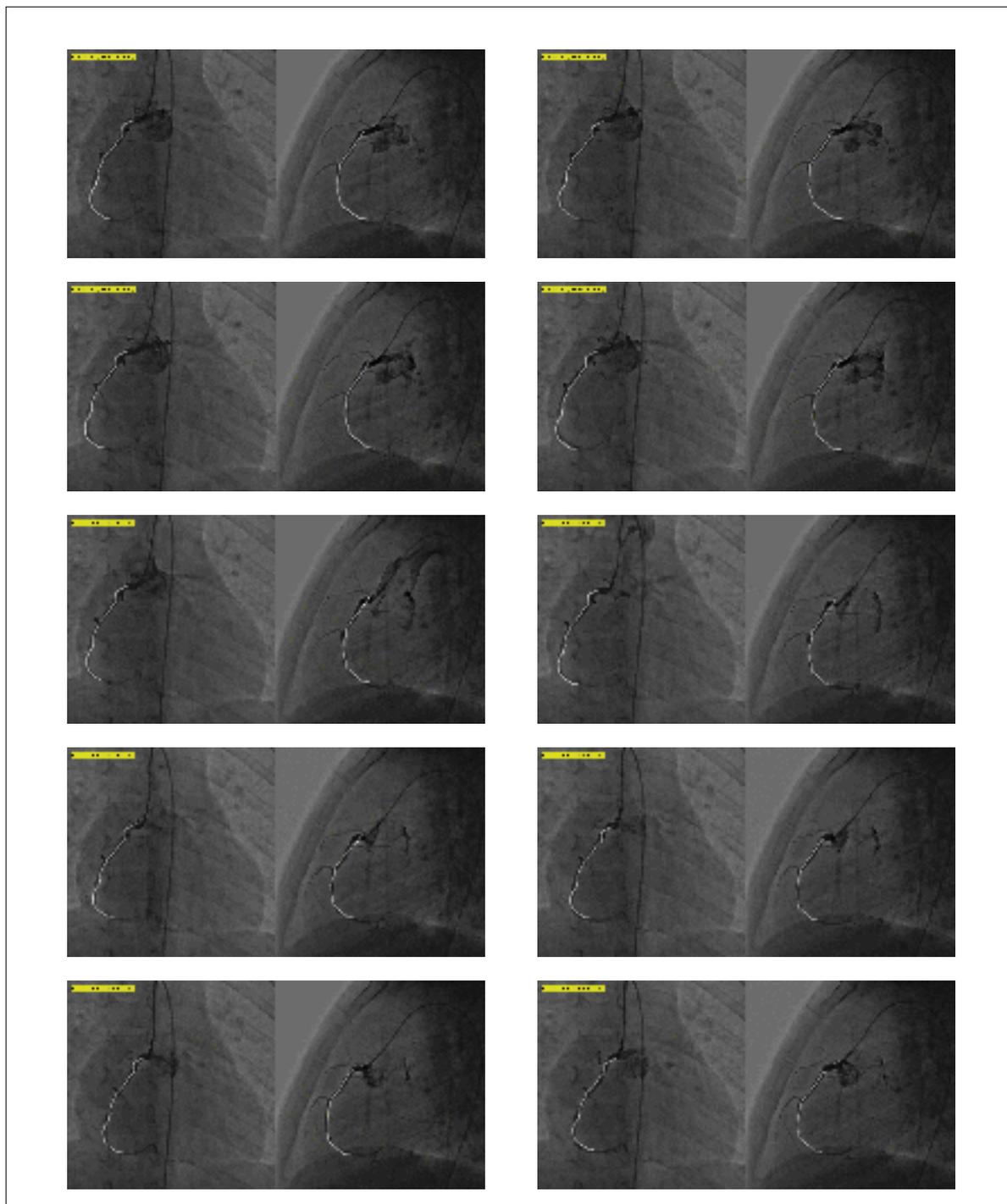


Figure-A II-3 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient 3.

4. Patient 4

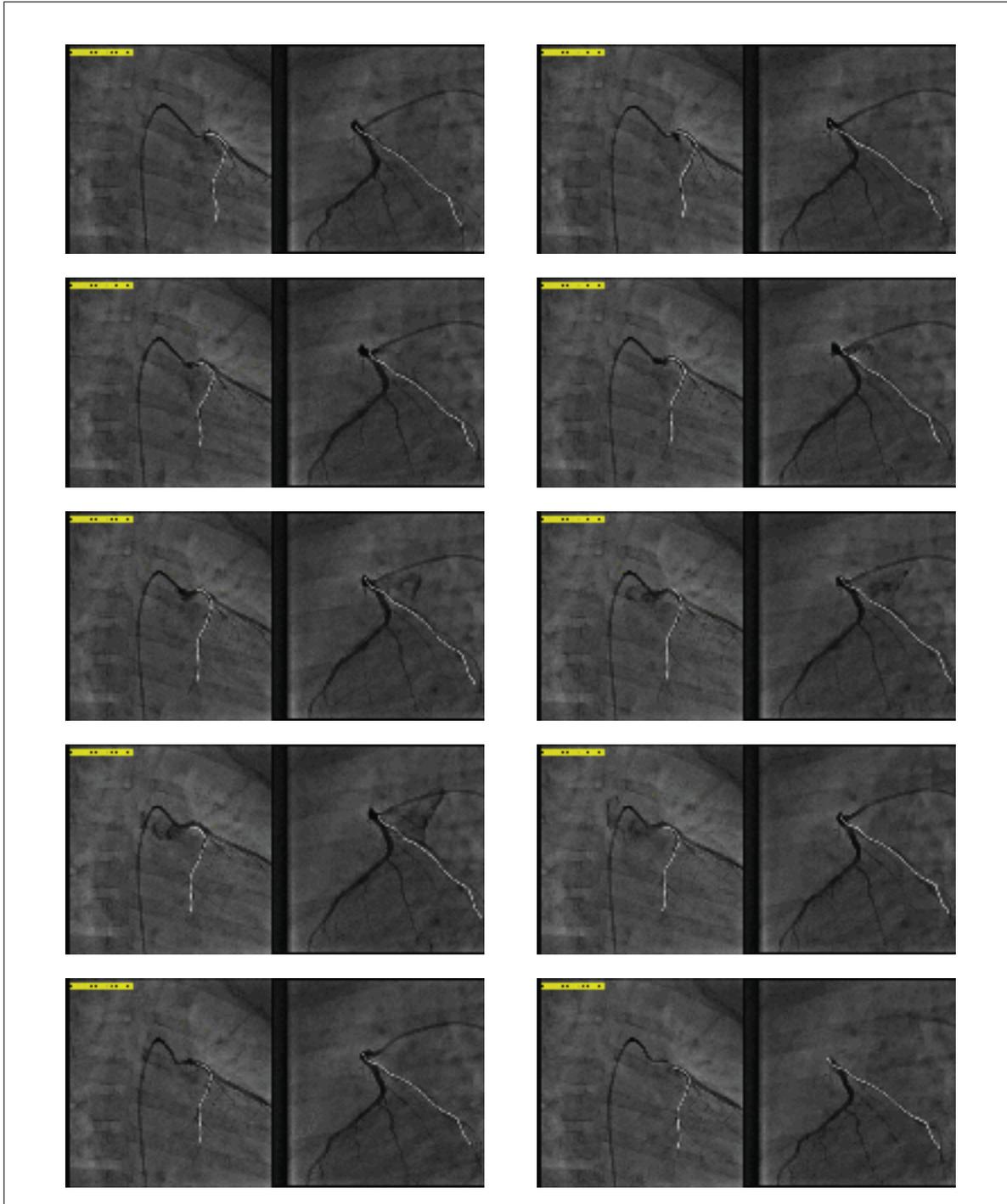


Figure-A II-4 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient 4.

5. Patient 5

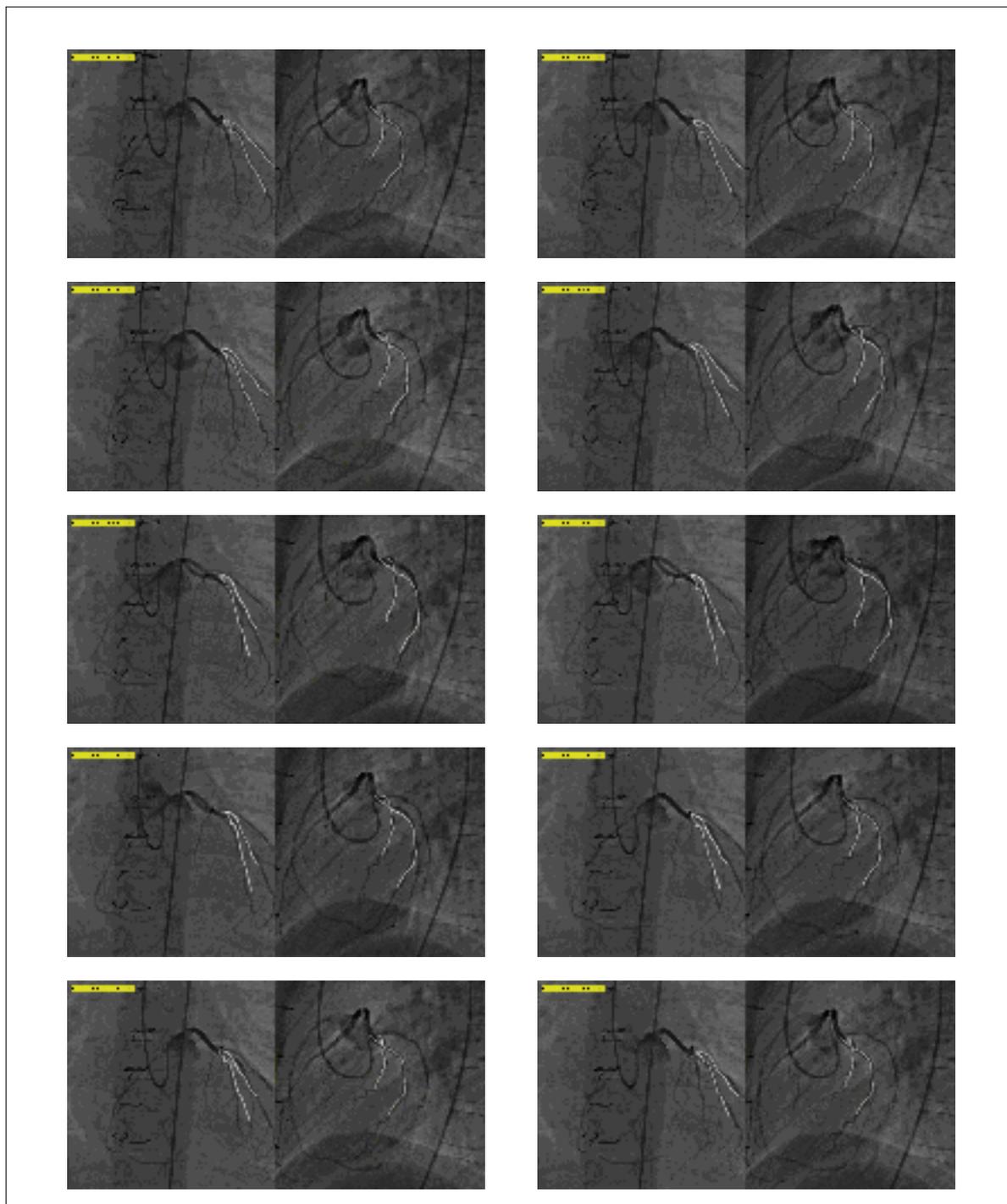


Figure-A II-5 Compensation du mouvement cardiorespiratoire du patient 5.

BIBLIOGRAPHIE

- Achenbach, S., T. Giesler, D. Ropers, S. Ulzheimer, H. Derlien, C. Schulte, E. Wenkel, W. Moshage, W. Bautz, W. G. Daniel, et coll. 2001. « Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography ». *Circulation*, vol. 103, n° 21, p. 2535–2538.
- Aksoy, T., S. Demirci, M. Degertekin, N. Navab, et G. Unal. 2013. « Template-based CTA X-ray angio rigid registration of coronary arteries in frequency domain ». In *SPIE Medical Imaging*. p. 867127–867127. International Society for Optics and Photonics.
- Association, A. H. et coll. 2004. « Congenital heart defects in children fact sheet ». *Retrieved May*, vol. 4, p. 2004.
- Baka, N., C. Metz, C. Schultz, L. Neefjes, R. van Geuns, B. Lelieveldt, W. Niessen, T. van Walsum, et M. de Bruijne. 2013. « Statistical coronary motion models for 2D+ t/3D registration of X-ray coronary angiography and CTA ». *Medical image analysis*, vol. 17, n° 6, p. 698—709.
- Bookstein, F. L. 1989. « Principal warps : Thin-plate splines and the decomposition of deformations ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, vol. 11, n° 6, p. 567–585.
- Borgefors, G. 1986. « Distance transformations in digital images ». *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 34, n° 3, p. 344–371.
- Brenner, D. J. et E. J. Hall. 2007. « Computed tomography—an increasing source of radiation exposure ». *New England Journal of Medicine*, vol. 357, n° 22, p. 2277–2284.
- Brost, A., R. Liao, N. Strobel, et J. Hornegger. 2010. « Respiratory motion compensation by model-based catheter tracking during EP procedures ». *Medical Image Analysis*, vol. 14, n° 5, p. 695–706.
- Cosgrove III, D. M. et J. F. Sabik. 1996. « Minimally invasive approach for aortic valve operations ». *The Annals of Thoracic Surgery*, vol. 62, n° 2, p. 596–597.
- Declerck, J., J. Feldmar, et N. Ayache. 1998. « Definition of a four-dimensional continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of left-ventricle motion ». *Medical Image Analysis*, vol. 2, n° 2, p. 197–213.
- Eiter, T. et H. Mannila. 1994. *Computing discrete fréchet distance*. Technical report. 7 p.
- Frangi, A. F., W. J. Niessen, K. L. Vincken, et M. A. Viergever. 1998. Multiscale vessel enhancement filtering. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98*, p. 130–137. Springer.

- Gouveia, A. R., C. Metz, L. Freire, P. Almeida, et S. Klein. 2015. « Registration-by-regression of coronary CTA and X-ray angiography ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization*, p. 1–13.
- Habert, S., P. Khurd, et C. Chéd'hotel. 2013. « Registration of multiple temporally related point sets using a novel variant of the coherent point drift algorithm : Application to coronary tree matching ». In *SPIE Medical Imaging*. p. 86690M–86690M. International Society for Optics and Photonics.
- Hadida, J. 2012. « Modèle stochastique de compensation du mouvement cardiaque lors d'interventions percutanées des artères coronaires ». PhD thesis, École de technologie supérieure.
- Hadida, J., C. Desrosiers, et L. Duong. 2012. Stochastic 3d motion compensation of coronary arteries from monoplane angiograms. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012*, p. 651–658. Springer.
- Hartley, R. et A. Zisserman, 2003. *Multiple view geometry in computer vision*.
- Kurotobi, S., T. Nagai, N. Kawakami, et T. Sano. 2002. « Coronary diameter in normal infants, children and patients with Kawasaki disease ». *Pediatrics international*, vol. 44, n° 1, p. 1–4.
- Markelj, P., D. Tomaževič, B. Likar, et F. Pernuš. 2012. « A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions ». *Medical image analysis*, vol. 16, n° 3, p. 642–661.
- Myronenko, A. et X. Song. 2010. « Point set registration : Coherent point drift ». *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 32, n° 12, p. 2262–2275.
- Nelder, J. A. et R. Mead. 1965. « A simplex method for function minimization ». *The computer journal*, vol. 7, n° 4, p. 308–313.
- Rivest-Henault, D., H. Sundar, et M. Cheriet. 2012. « Nonrigid 2D/3D registration of coronary artery models with live fluoroscopy for guidance of cardiac interventions ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 31, n° 8, p. 1557–1572.
- Schneider, M. et H. Sundar. 2010. « Automatic global vessel segmentation and catheter removal using local geometry information and vector field integration ». In *Biomedical Imaging : From Nano to Macro, 2010 IEEE International Symposium on*. p. 45–48. IEEE.
- Segars, W., G. Sturgeon, S. Mendonca, J. Grimes, et B. M. Tsui. 2010. « 4D XCAT phantom for multimodality imaging research ». *Medical physics*, vol. 37, n° 9, p. 4902–4915.
- Shechter, G., J. R. Resar, et E. R. McVeigh. 2006. « Displacement and velocity of the coronary arteries : cardiac and respiratory motion ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 25, n° 3, p. 369–375.

- Siddiqi, K., S. Bouix, A. Tannenbaum, et S. W. Zucker. 2002. « Hamilton-jacobi skeletons ». *International Journal of Computer Vision*, vol. 48, n° 3, p. 215–231.
- Sundar, H., A. Khamene, C. Xu, F. Sauer, et C. Davatzikos. 2006. « A novel 2D-3D registration algorithm for aligning fluoro images with 3D pre-op CT/MR images ». In *Medical Imaging*. p. 61412K–61412K. International Society for Optics and Photonics.
- Wang, J., A. Borsdorf, B. Heigl, T. Kohler, et J. Hornegger. 2014. « Gradient-Based Differential Approach for 3-D Motion Compensation in Interventional 2-D/3-D Image Fusion ». In *3D Vision (3DV), 2014 2nd International Conference on*. p. 293–300. IEEE.
- Wikimédia. 2015. « Heart circulation diagram — Wikimedia commons ». <https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3AHeart_circulation_diagram.svg>. En ligne, consulté le 4 décembre 2015.
- Wikipédia. 2015a. « Coronary circulation — Wikipedia, The Free Encyclopedia ». <https://en.wikipedia.org/wiki/Coronary_circulation>. En ligne, consulté le 4 décembre 2015.
- Wikipédia. 2015b. « Electrocardiography — Wikipedia, The Free Encyclopedia ». <<https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>>. En ligne, consulté le 4 décembre 2015.