

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, CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE L'INFORMATION  
M. Sc. A.

PAR  
Étienne VACHON

CALIBRAGE D'UN SYSTÈME ANGIOGRAPHIQUE BIPLAN POUR LA  
RECONSTRUCTION 3D DES ARTÈRES PULMONAIRES

MONTRÉAL, LE 20 NOVEMBRE 2015



Étienne Vachon, 2015



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 (ETS)

M. Éric Granger, président du jury  
Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure (ETS)

Mme. Sylvie Ratté, membre du jury  
Département de Génie Logiciel et des TI, École de technologie supérieure (ETS)

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

LE 23 OCTOBRE 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche le Prof. Luc Duong pour son support, ses conseils, sa grande disponibilité et sa générosité. Il a su me guider dans mes recherches et me transmettre son savoir et sa passion. Je le remercie également, très sincèrement pour m'avoir offert l'opportunité de poursuivre mes études aux cycles supérieurs au sein d'un laboratoire exceptionnelle. De plus, je remercie les professeurs Éric Granger et Sylvie Ratté d'avoir accepté d'évaluer mon travail en faisant partie du jury.

Je remercie tous les membres du LIVE et du LiNCS, tant professeurs qu'étudiants que j'ai côtoyés et avec qui j'ai eu la chance et le plaisir d'échanger et d'évoluer. Merci Erick Velazquez, Faten M'Hiri, Jean-Phillipe Martin, Edgar Cano Garcia, Kuldeep Kumar, Atefeh Abdolmanafi, Alpa Jayesh Shah, Otilia Alejandro, Ruth Reategui, Laura E Hernandez, Amirmahdi Akhlaqi, Jean-Phillipe Morin, Lina Gundelwein, Prof. Christian Desrosiers et plusieurs autres. De plus, je témoigne de sincères remerciements à M. Samuel Docquier, M. Patrice Dion, M. Olivier Rufiange et M. Alain Lemay qui font un excellent travail au sein du département LOG/TI pour nous offrir un environnement technologique de premier plan.

Je remercie également toute l'équipe de cathétérisme cardiaque du CHU Sainte-Justine, tout particulièrement le Dr Joaquim Miró, qui nous a accueilli et nous a permis d'assister à plusieurs interventions. Je les remercie d'avoir pris le temps de nous expliquer le contexte clinique et de répondre à nos questions.

Finalement, je remercie chaleureusement ma famille pour leur support et leur présence ainsi que pour s'être toujours soucie de ma réussite. Enfin je remercie ma conjointe Marie-Pier Bolduc pour son soutien sans faille et sans qui je ne serais pas la personne que je suis aujourd'hui.

Ce projet de recherche a été réalisé grâce au financement des subventions à la Découverte du Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) et des Fonds de recherche du Québec - Nature et Technologies (FRQNT).



# CALIBRAGE D'UN SYSTÈME ANGIOGRAPHIQUE BIPLAN POUR LA RECONSTRUCTION 3D DES ARTÈRES PULMONAIRES

Étienne VACHON

## RÉSUMÉ

Les cardiopathies congénitales sont des malformations cardiaques présentes dès la naissance. Parmi les malformations couramment rencontrées, plusieurs touchent les artères pulmonaires. Pour valider un diagnostic et dans certains cas, procéder à des actions thérapeutiques, une intervention percutanée est généralement menée. Les cardiologues insèrent un cathéter qui est guidé vers la zone d'intervention au travers du système veineux et un agent de contraste est injecté, ce qui permet de visualiser les artères. Toutefois, une visualisation 2D comporte certaines limites et oblige les cardiologues à reconstruire une image mentale de la structure vasculaire, ce qui rend la tâche très dépendante de l'expérience du clinicien. Afin d'améliorer les conditions d'interventions, des techniques de reconstruction 3D sont développées. Toutefois, à notre connaissance aucun travail n'a été réalisé pour le cas particulier des artères pulmonaires, les travaux existants se concentrant sur les artères coronaires. L'une des problématiques associées à la reconstruction 3D est la nécessité d'avoir un système calibré. Dans le cas des artères coronaires, plusieurs travaux utilisent les bifurcations de l'arbre coronarien comme correspondances afin de calibrer le système. Toutefois, dans le cas des artères pulmonaires, il y a généralement pas ou peu de bifurcations identifiables. Dans ce mémoire, nous développons et évaluons une nouvelle technique utilisée afin de calibrer un système angiographique biplan à l'aide d'un guide marqué présent au sein des artères d'un patient. Cette méthode a l'avantage de permettre de calibrer le système lorsqu'il n'est pas possible d'identifier suffisamment de correspondances au sein même des structures vasculaires et ce en utilisant un instrument chirurgical faisant d'ores et déjà partie des protocoles opératoires. Toutefois, l'intervention d'un utilisateur est requis afin de saisir la position des marqueurs au sein des images. Les résultats obtenus par la méthode proposée, obtenus en simulation et sur des données cliniques réelles sont prometteurs. Il a été démontré en simulation qu'il est possible d'obtenir un calibrage permettant la reconstruction 3D du guide à une transformation géométrique près. De plus, une diminution notable de l'erreur de reprojection (RMS) de la reconstruction 3D du guide à moins de 0.5 mm de précision a été observée pour 3 des 4 cas réels étudiés.

**Mot-clés :** Calibrage biplan, optimisation non linéaire, reconstruction 3D, artères pulmonaires





## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE.....	5
1.1 Anatomie des artères pulmonaires .....	5
1.2 Physiopathologie, symptômes et traitements .....	5
1.2.1 Persistance du canal artériel.....	6
1.2.2 Sténose pulmonaire .....	8
1.3 L'angiographie par rayons X et ses techniques d'acquisitions.....	9
1.4 Reconstruction 3D à partir d'un système biplan .....	10
1.4.1 Segmentation des structures vasculaires.....	11
1.4.2 Extraction de la ligne centrale .....	12
1.4.3 Correspondances.....	12
1.4.4 Calibrage .....	13
1.4.5 Reconstruction du lumen des artères .....	15
1.5 Sommaire de la revue de littérature .....	15
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE .....	19
2.1 Modélisation de la géométrie du système angiographique biplan .....	19
2.1.1 Description du modèle de caméra à sténopé et de ses liens avec la caméra angiographique .....	20
2.1.2 Système angiographique biplan et les paramètres extrinsèques .....	22
2.1.3 Lien entre les métadonnées DICOM et les paramètres des caméras .....	24
2.1.4 Géométrie épipolaire .....	26
2.2 Calibrage du système angiographie biplan .....	30
2.2.1 Segmentation, extraction de la ligne centrale du guide et identification des marqueurs.....	33
2.2.2 Calcul de correspondances sur le guide .....	34
2.2.2.1 Correspondances par plus court chemin .....	34
2.2.2.2 Contrainte de la tangente épipolaire .....	39
2.2.3 Processus d'optimisation des paramètres de projection .....	41
2.2.3.1 Initialisation, paramètres et contraintes d'optimisations.....	41
2.2.3.2 Amélioration itérative de la géométrie du système .....	44
2.3 Évaluation de la méthode proposée .....	47
2.3.1 Simulation de la forme du guide en 3D.....	48
2.3.1.1 Génération du guide .....	48
2.3.1.2 Mesure de l'erreur de calibrage .....	48
2.3.2 Évaluation avec des données cliniques .....	50
CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION .....	51
3.1 Simulation du guide en 3D .....	51

3.1.1	Expérimentation 1 : impact d'une erreur sur un paramètre .....	51
3.1.2	Expérimentation 2 : correction d'une erreur sur l'ensemble paramètres ..	56
3.2	Évaluation avec des données cliniques .....	62
CONCLUSION.....		71
ANNEXE I	SOMMAIRE DES CHAMPS DICOM.....	73
ANNEXE II	CALCUL DE LA MATRICE FONDAMENTAL .....	75
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....		77

## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Vue antérieure (frontale) du cœur ouvert..... 6
Figure 1.2	Vue antérieure (frontale) du cœur ouvert présentant une persistance du canal artériel. .... 7
Figure 1.3	Angiographique biplan des artères pulmonaires ..... 9
Figure 2.1	Salle hybride d'interventions cardiaques pédiatriques du CHU Sainte-Justine ..... 20
Figure 2.2	Représentation d'une caméra à sténopé..... 21
Figure 2.3	Modèle de caméra angiographique : (a) relation entre la source, le point principal et le détecteur, (b) relation entre deux caméras ..... 23
Figure 2.4	Plans et références patient : (a) Plan transverse et axe RAO/LAO, (b) Plan sagittale et axe CRA/CAU ..... 26
Figure 2.5	Droites et plan épipolaire ..... 27
Figure 2.6	Guide marqué tel que vu lors d'un examen angiographique ..... 31
Figure 2.7	Processus de calibrage d'un système angiographique biplan ..... 32
Figure 2.8	Carte de distances, un ton foncé représente une courte distance et inversement un ton clair est une grande distance. Les marqueurs dont la correspondance est connue sont utilisés afin de décaler les points du guide afin de corriger partiellement l'erreur de calibrage (a) avant décalage, (b) après décalage ..... 37
Figure 2.9	Tangence épipolaire : le plan épipolaire est tangent à la courbe formée par le guide au point $\mathbf{X}$ . Considérant la projection de cette courbe dans les images 1 et 2. La droite épipolaire $l$ est tangente au point $\mathbf{x}$ dans l'image 1 et $l'$ est tangente au point $\mathbf{x}'$ dans l'image 2 ..... 40
Figure 2.10	Approximation de la tangente au point $u_i$ de la courbe $C$ par la méthode de différence centrale ..... 40
Figure 3.1	Évolution de l'erreur de reprojection en fonction d'une erreur sur un des paramètres : (a) $SID_1$ , (b) $SID_2$ , (c) $c_{1,x}$ , (d) $c_{2,x}$ , (e) $c_{1,y}$ , (f) $c_{2,y}$ , (g) $SOD_1$ , (h) $SOD_2$ , (i) $\theta_1$ , (j) $\phi_1$ , (k) $\theta_2$ et (l) $\phi_2$ ..... 53

Figure 3.2	Évolution de la distance point-droite épipolaire en fonction d'une erreur sur un des paramètres : (a) $SID_1$ , (b) $SID_2$ , (c) $c_{1,x}$ , (d) $c_{2,x}$ , (e) $c_{1,y}$ , (f) $c_{2,y}$ , (g) $SOD_1$ , (h) $SOD_2$ , (i) $\theta_1$ , (j) $\phi_1$ , (k) $\theta_2$ et (l) $\phi_2$ .....	54
Figure 3.3	Évolution de la distance de Fréchet en fonction d'une erreur sur un des paramètres soit : (a) $SID_1$ , (b) $SID_2$ , (c) $c_{1,x}$ , (d) $c_{2,x}$ , (e) $c_{1,y}$ , (f) $c_{2,y}$ , (g) $SOD_1$ , (h) $SOD_2$ , (i) $\theta_1$ , (j) $\phi_1$ , (k) $\theta_2$ et (l) $\phi_2$ .....	55
Figure 3.4	Moyenne de l'erreur de reprojection (RMS) vs erreur sur les paramètres de calibrage pour 20 simulations par % de l'erreur .....	57
Figure 3.5	Moyenne de la distance point-droite épipolaire vs erreur sur les paramètres de calibrage pour 20 simulations par % de l'erreur .....	58
Figure 3.6	Moyenne de la distance de Fréchet vs erreur sur les paramètres de calibrage pour 20 simulations par % de l'erreur.....	59
Figure 3.7	Exemples de résultats d'une reconstruction 3D de la ligne centrale du guide suite au processus de calibrage par rapport à la position réelle du guide pour une erreur initiale maximale de $\approx$ (a) 0.32%, (b) 0.72%, (c) 1.64%, (d) 3.73%, (e) 8.48%, (f) 19.31%, (g) 43.94% et de (h) 100% de $\pm \pi/30$ rad, $\pm 100$ mm, $\pm 10$ pixels pour les paramètres qui sont respectivement des angles, des distances physiques et des coordonnées .....	60
Figure 3.8	Moyenne de la distance de Fréchet vs erreur sur les paramètres de calibrage pour 20 simulations par % de l'erreur suite à une translation ou un redimensionnement et une translation .....	61
Figure 3.9	Vue biplan avant calibrage d'une paire d'images de chacun des cas étudiés, la ligne centrale de chacun des guides, les correspondances connues et leur projection dans la vue opposée a été mise en évidence (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4 .....	63
Figure 3.10	Vue biplan après calibrage d'une paire d'images de chacun des cas étudiés, la ligne centrale de chacun des guides (en bleu) et la reprojection du guide reconstruit en 3D (en rouge), les correspondances connues et leur projection dans la vue opposée a été mise en évidence (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4 .....	64
Figure 3.11	Mesure de l'erreur de reprojection (RMS) et de la distance point-droite épipolaire au carré pour chacun des patients : (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4, l'erreur a été évaluée	

	sur les marqueurs seulement et de façon globale sur l'ensemble des correspondances établies .....	65
Figure 3.12	Mesure de l'erreur de reprojection (RMS) et de la distance point-droite épipolaire au carré pour chacun des patients pour le patient #4 <i>en utilisant des bornes deux fois plus grandes que les bornes initiales</i> . L'erreur a été évaluée sur les marqueurs seulement et de façon globale sur l'ensemble des correspondances établies .....	66
Figure 3.13	Exemple de reconstruction 3D du guide pour : (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4 .....	68
Figure 3.14	Exemple de carte de distance provenant du calibrage du patient #4 pour laquelle il est possible d'observer le phénomène de vallée .....	69



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CRA	Crâniale
CAU	Caudale
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ECG	Électrocardiogramme
IPS	<i>Imager Pixel Spacing</i>
LAO	<i>Left Anterior Oblique</i>
MLE	<i>Maximum-Likelihood Estimation</i>
OMS	Organisation mondiale de la santé
PCA	Persistance du canal artériel
PPA	<i>Positioner Primary Angle</i>
PSA	<i>Positioner Secondary Angle</i>
RANSAC	<i>RANdom SAmples Consensus</i>
RAO	<i>Right Anterior Oblique</i>
RPM	Robust Point Matching
SIFT	<i>Scale-Invariant Feature Transform</i>
SID	<i>Source Image Distance</i>
SOD	<i>Source Object Distance</i>
SP	Sténose Pulmonaire
VD	Ventricule Droit
VG	Ventricule Gauche





## INTRODUCTION

L'Organisation mondiale de la santé (OMS) rapporte que les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde (Mendis *et al.*, 2014). Ces troubles qui affectent le cœur et les vaisseaux sanguins peuvent être séparés en plusieurs groupes. Parmi ceux-ci se trouvent les cardiopathies congénitales, c'est-à-dire les malformations de la structure du cœur déjà présentes à la naissance. Selon l'*American Heart Association*, entre 0.4% et 1% des nouveau-nés sont touchés par une des formes de cardiopathie (Go *et al.*, 2014). Parmi les malformations couramment rencontrées, plusieurs touchent les artères pulmonaires. Le plus souvent il s'agit d'une sténose située au niveau de la valve pulmonaire ou directement au sein de l'artère. Ceci peut se produire de manière isolée ou en association avec une malformation plus complexe.

Afin de valider un diagnostic et dans certains cas procéder à des actions thérapeutiques, une intervention percutanée est généralement menée. Grossman et Baim (2006) indiquent qu'une intervention par cathétérisme est recommandée afin de confirmer la présence d'une situation suspectée en raison de symptômes cliniques et de déterminer sa sévérité et la présence ou l'absence d'autres conditions. Une intervention par cathétérisme est également préférée à la chirurgie à cœur ouvert lorsque la situation le permet, le risque pour le patient étant moins important, l'hospitalisation de plus courte durée et le rétablissement plus rapide. Lors de ce type d'intervention, un cathéter est guidé vers la zone d'intervention à travers le système veineux où un agent de contraste est injecté et se mélange au sang. Grâce aux propriétés radio-opaques de ce produit, le système vasculaire devient visible sur les clichés radiographiques ; il s'agit d'une angiographie. Dans le cas des opérations pédiatriques traitant des cardiopathies congénitales, ces clichés sont idéalement acquis à l'aide d'un système biplan qui permet de capturer des images de deux points de vue différents de façon quasi simultanés (Qureshi *et al.*, 2000).

Une acquisition biplan a l'avantage de diminuer la quantité d'agents de contraste employé, qui peut être toxique lorsqu'utilisée en grandes quantités (van der Molen *et al.*, 2004; L'Espérance *et al.*, 2013). De plus, le biplan a également comme avantage de faciliter l'évaluation de la structure cardiaque sous étude. Les deux plans permettent aux chirurgiens de se construire une image mentale plus complète de la géométrie réelle des artères et de mieux percevoir la profondeur (Sievert *et al.*, 2014). Néanmoins, bien que le biplan peut faciliter cette évaluation une partie importante de l'information à propos de la forme 3D réel des artères est perdue suite aux projections 2D. Seuls des médecins expérimentés sont en mesure d'associer l'information des différentes vues et de faire une évaluation appropriée. Cependant, cette évaluation demeure

subjective et est exposée à de la variabilité intra et inter observateur comme l'a démontré Moer *et al.* (2003) dans le cas de l'évaluation d'angiographies des coronaires.

Afin de résoudre ce problème, plusieurs approches sont explorées. Notamment, il y a celle de la reconstruction 3D. Une reconstruction 3D aurait, entre autres l'avantage de présenter la structure des artères de façon intuitive facilitant la navigation. De plus, celle-ci permettrait d'obtenir des mesures et une évaluation plus précise et moins biaisée par l'expérience de la structure à l'étude. Plusieurs approches utilisant deux vues ou plus ont été proposées pour le cas particulier des artères coronaires, mais aucune solution optimale n'a encore été développée pour un usage dans un contexte interventionnel (Blondel *et al.*, 2006; Andriotis *et al.*, 2008; Yang *et al.*, 2009; Liao *et al.*, 2010). Les problèmes sous-jacents à la reconstruction 3D de ce type de structures, le contexte et la méthode d'acquisition des images peuvent expliquer cette absence de solution. De plus, à notre connaissance, aucun travail n'a été réalisé en ce qui concerne les particularités d'une reconstruction 3D impliquant les artères pulmonaires.

Un de ces problèmes est le calibrage du système d'acquisition angiographique. Afin de réaliser une reconstruction 3D, le processus physique de projection est modélisé mathématiquement puis inversé ; le calibrage du système déterminant les paramètres du modèle mathématique. Un point important à mentionner à propos du calibrage d'un système angiographique est que les méthodes conventionnelles utilisant un objet de calibrage fonctionnent, mais elles sont peu utilisées puisqu'elles perturbent les protocoles cliniques qui sont déjà suffisamment chargés (Cheriet et Meunier, 1999). Afin de pallier cette limitation, Cheriet et Meunier (1999) et Chen et Carroll (2000) entre autres, proposent d'utiliser les bifurcations de l'arbre coronaire comme point de correspondance afin de calibrer le système. Cheriet et Meunier (1999) proposent également, dans l'éventualité où le nombre de bifurcations est insuffisant au sein d'une seule paire d'images, d'utiliser l'aspect temporel d'une séquence angiographique en tirant avantage du déplacement des coronaires induit par le mouvement cardio-respiratoire afin d'augmenter le nombre de bifurcations. Par contre, cette méthode n'est pas applicable dans le cas des artères pulmonaires. Lors d'une angiographie des artères pulmonaires, il y a peu ou pas de bifurcations clairement identifiables dans les différents plans en raison de la structure anatomique de ces artères.

Notre projet de recherche a donc comme objectif principal le développement et l'évaluation d'une méthode permettant de calibrer un système angiographique biplan dans le cadre d'une opération percutanée des artères pulmonaires. Afin d'y parvenir, nous formulons l'hypothèse qu'un guide marqué, un instrument chirurgical utilisé lors des opérations percutanées, peut être utilisé comme objet sur lequel il est possible d'établir les correspondances nécessaire au cali-

brage. Nous avons l'intuition que la structure continue du guide et la présence de marqueurs, pouvant servir d'ancrages, peuvent faciliter l'identification d'un nombre suffisant de correspondances et aider à la convergence d'un algorithme de calibrage si une estimation initiale des paramètres est connue. De plus, l'utilisation d'un guide comme objet de calibrage adresse les limitations des approches existences soulevées précédemment. Le guide fait déjà partie intégrante de plusieurs procédures minimisant ainsi les changements aux protocoles opératoires et sa structure et sa radio-opacité assurent un minimum de correspondances. Comme objectif secondaire, nous souhaitons évaluer l'apport en robustesse de l'utilisation de l'aspect temporel d'une séquence angiographique, en utilisant le guide à différents moments d'une séquence d'acquisition pour bénéficier comme le propose Cheriet et Meunier (1999) du mouvement cardio-respiratoire afin d'augmenter le nombre de correspondances.

L'objectif principal se divise en quatre étapes distinctes. La première est la segmentation du guide et l'identification de ses marqueurs où le défi est d'identifier et d'extraire les pixels composant le guide par rapport à ceux composant le reste de l'image. La seconde étape est l'extraction de la ligne centrale du guide, cette étape permet en quelque sorte de définir le squelette du guide. Ensuite, la troisième et la quatrième étape sont utilisées de façon itérative afin de calibrer le système. À la troisième étape, un ensemble de correspondances entre les plans sont définies le long de la ligne centrale du guide. Enfin, la quatrième étape consiste à optimiser les paramètres du système en minimisant l'erreur de reprojection des points 3D formés à partir des correspondances précédemment identifiées.

Afin de valider l'approche proposée, notre processus de validation expérimentale est composé de deux parties. La première partie consiste à évaluer de façon théorique le modèle de calibrage à l'aide de simulations. Ensuite, la seconde partie a pour objectif d'évaluer la validité clinique de notre modèle de calibrage au moyen de données réelles.

Le contenu de ce mémoire est présenté en trois chapitres. Le premier commence par une brève présentation de l'anatomie des artères pulmonaires et des principales cardiopathies congénitales qui les affectent et, par la suite, présente une revue des connaissances sur la reconstruction 3D des artères à partir d'angiographies afin de permettre de mieux comprendre dans quel contexte se situe le problème de calibration. Le second chapitre présente la méthodologie développée afin de calibrer le système angiographique à l'aide d'une séquence d'images biplan dans laquelle se trouve un guide marqué ainsi que le plan de validation adopté. Le troisième chapitre présente et discute des résultats obtenus par la méthode proposée. Enfin, le mémoire se termine par une conclusion où les avantages et inconvénients de la méthode développée sont

présentés et où des pistes quant aux travaux futurs envisagés pour améliorer et poursuivre le travail réalisé sont proposées.

## CHAPITRE 1

### REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une introduction des notions de cardiologie et d'imagerie médicale nécessaire à la compréhension du contenu de ce mémoire, puis l'état de l'art des connaissances associées à la reconstruction 3D de structures vasculaires à partir d'angiographies cardiaques. Ce chapitre est organisé comme suit : la section 1.1 présente l'anatomie des artères pulmonaires et la section 1.2 présente les malformations qui y sont associées. Puis, la section 1.3 présente l'examen angiographique et les modalités d'acquisitions qui y sont associées. La section 1.4 expose les différentes étapes du processus de reconstruction 3D de structures vasculaires pour un système angiographique. Enfin, la section 1.5 présente un sommaire critique de la littérature.

#### 1.1 Anatomie des artères pulmonaires

Les artères pulmonaires ont pour origine le ventricule droit (VD), dont elles sont séparées par la valve pulmonaire. Comme illustré à la figure 1.1, le tronc de l'artère pulmonaire se divise sous la crosse de l'aorte en deux branches et donne naissance à l'artère pulmonaire gauche et à l'artère pulmonaire droite. Chacune de ces artères se dirige vers un poumon, puis à l'entrée de ces derniers, elles se divisent à nouveau en trois branches pour la droite et en deux pour la gauche, qui se subdivisent encore et encore jusqu'à l'atteinte des capillaires qui réoxygèneront le sang. L'artère pulmonaire a donc comme principale fonction de transporter le sang désoxygéné du cœur vers les poumons.

La longueur et le diamètre des artères pulmonaires sont variables en fonction de l'âge. Toutefois, de façon qualitative, l'artère pulmonaire gauche est plus courte et plus petite que la droite. Cela s'explique d'une part par la position du cœur dans la cage thoracique et d'autre part par le fait que la gauche dessert seulement deux lobes pulmonaires comparativement à trois pour l'artère pulmonaire droite.

#### 1.2 Physiopathologie, symptômes et traitements

Les cardiopathies congénitales désignent un ensemble de problèmes présents dès la naissance qui consiste en une formation anormale du cœur ou de l'un des gros vaisseaux. Selon un rapport de l'*American Heart Association* (Go *et al.*, 2014) l'incidence, c'est-à-dire le risque pour un nouveau-né d'être atteint d'une cardiopathie, est évalué entre 4 et 10 pour 1000 naissances avec un regroupement autour de 8 pour 1000 aux États-Unis.

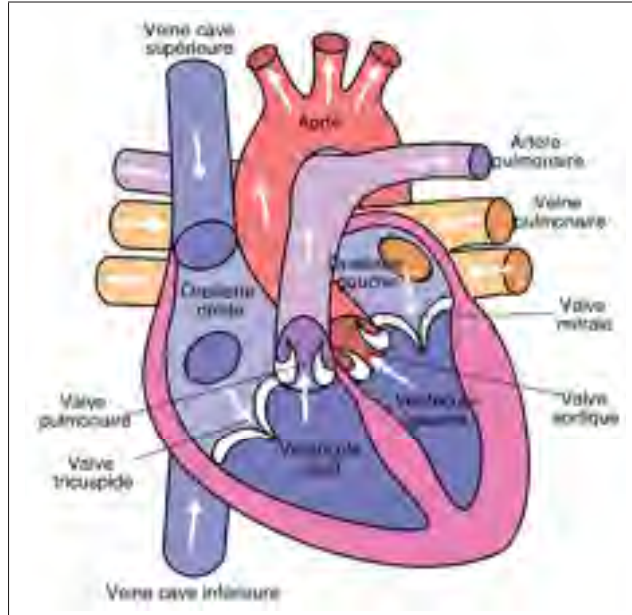


Figure 1.1 Vue antérieure (frontale) du cœur ouvert.

Adaptée de [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Heart\\_labelled\\_large.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Heart_labelled_large.png), par Eric Pierce

Parmi les malformations couramment rencontrées, plusieurs touchent les artères pulmonaires et peuvent, dans certains cas, être traitées par cathétérisme. On dénote, entre autres, (a) la persistance du canal artériel (PCA) qui a une incidence moyenne de 1 pour 1250 naissances et (b) la sténose pulmonaire (SP), qui elle, a une incidence moyenne de 1 pour 1375. Cette dernière est d'ailleurs rencontrée chez 10% de tous les patients porteurs d'une autre forme de cardiopathie congénitale (Hoffman et Kaplan, 2002).

### 1.2.1 Persistance du canal artériel

Le canal artériel est le vaisseau reliant l'artère pulmonaire gauche à l'aorte descendante au cours de la vie fœtale (Voir figure 1.2). Normalement, le canal artériel sert à rediriger le sang déjà oxygéné par la mère, du circuit pulmonaire vers le reste du corps tout en évitant de passer par les poumons du fœtus. La persistance du canal artériel survient lorsque le canal ne se ferme pas suite à la naissance. Le résultat est une communication persistante entre l'aorte et l'artère pulmonaire qui permet à une portion de sang oxygéné provenant de la partie gauche du cœur de retourner directement dans le circuit menant au poumon. Cet état peut amener à une dilatation du ventricule gauche (VG) et à de l'insuffisance cardiaque gauche, c'est-à-dire

une incapacité à propulser de façon adéquate le sang oxygéné dans l'organisme ; à moins que des complications surviennent et que des maladies vasculaires pulmonaires se développent, le côté droit du cœur reste normal. Si ces complications surviennent, il est possible d'être face à un syndrome d'Eisenmenger où la circulation dans le canal artériel est inversée. Du sang désoxygéné passe de l'artère pulmonaire à l'aorte typiquement associée à une cyanose des pieds (Schneider et Moore, 2006).

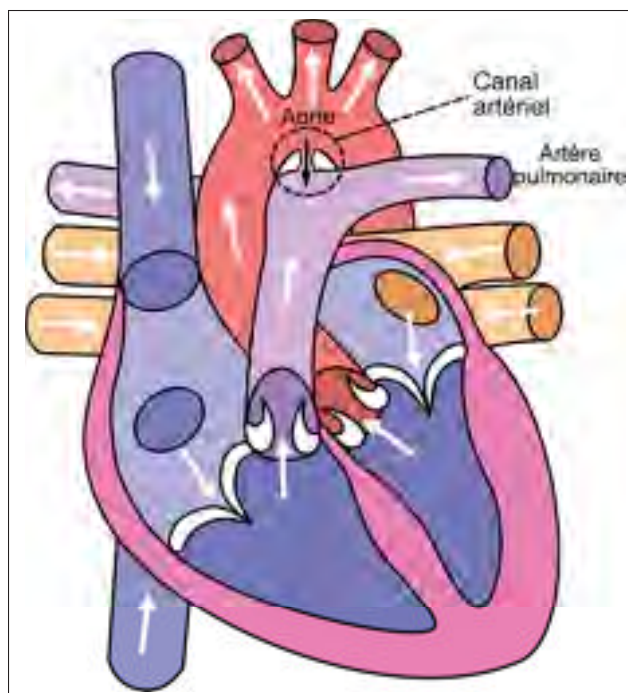


Figure 1.2 Vue antérieure (frontale) du cœur ouvert présentant une persistance du canal artériel.

Adaptée de [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Heart\\_labelled\\_large.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Heart_labelled_large.png), par Eric Pierce

Les principaux symptômes d'une PCA chez un patient sont une diminution de sa capacité cardiaque et pulmonaire, s'exprimant fréquemment par une dyspnée (Guyton et Hall, 2005). Toutefois, les symptômes seront différents en fonction de la taille du PCA et de l'âge du patient. Les enfants présentant une petite lésion seront généralement asymptomatiques. Ceux présentant une lésion de taille moyenne peuvent sentir de la fatigue, des palpitations et de la dyspnée à l'adolescence ou à l'âge adulte. Le flux turbulent du sang peut également mener à une infection de l'intima de l'artère (endartérite). Finalement, les patients présentant une lésion importante

développent tôt une insuffisance cardiaque avec de la tachycardie, des problèmes de croissance et des infections récurrentes des voies respiratoires inférieures.

La PCA, même asymptomatique, est généralement traitée de façon à être fermée, en raison des risques constants d'endartérite et du peu de complications associées aux mesures correctives. Chez les nouveau-nés, des médicaments peuvent être utilisés de façon à tenter de déclencher la fermeture du canal artériel. Sinon, il est possible de traiter la PCA de façon chirurgicale soit en liant ou en coupant le canal artériel lors d'une opération à cœur ouvert ou encore par l'insertion d'une prothèse par cathétérisme venant occlure le canal artériel.

### **1.2.2 Sténose pulmonaire**

Une sténose pulmonaire est un rétrécissement de la voie d'éjection du ventricule droit. En cas d'obstruction totale, soit qu'aucune communication n'a lieu entre le VD et l'artère pulmonaire, nous parlerons plutôt d'atrésie. La forme la plus fréquente de sténose pulmonaire (> 90%) est celle se situant au niveau de la valve. Les autres formes consistent en une obstruction à l'intérieur du VD (subvalvulaire) ou en une obstruction de la vasculature de l'artère pulmonaire (supravalvulaire), cette dernière pouvant avoir lieu dans le tronc de l'artère, à la bifurcation entre l'artère pulmonaire gauche et droite ou dans une branche distale. Comme mentionné précédemment, la sténose pulmonaire est rencontrée chez 10% des porteurs d'une autre cardiopathie congénitale. De plus, la sténose subvalvulaire peut faire partie intégrante d'une pathologie plus grave, soit la tétralogie de Fallot, qui est un ensemble de quatre malformations résultant d'une même erreur du développement embryonnaire (Lilly, 2007).

La conséquence d'une sténose pulmonaire est l'obstruction de la voie d'éjection du ventricule droit, ce qui augmente la pression à l'intérieur de celui-ci et peut mener au développement d'une hypertrophie du VD. Les enfants possédant une sténose de sévérité légère à modérée seront généralement asymptomatiques et le diagnostic sera souvent établi à la suite de la découverte d'un souffle lors d'un examen de routine. Les sténoses sévères causeront souvent une dyspnée lors de l'effort ainsi qu'une intolérance à l'effort. Lors d'une décompensation, il peut apparaître des ballonnements abdominaux ainsi qu'un œdème des membres inférieures (Lilly, 2007; Robbins *et al.*, 2010).

Les sténoses légères ne progressent généralement pas et ne requièrent généralement aucun traitement. Les sténoses modérées et sévères au niveau de la valve peuvent être traitées grâce à l'utilisation du cathétérisme cardiaque ou un ballonnet afin de réduire la sténose.



### 1.3 L'angiographie par rayons X et ses techniques d'acquisitions

L'angiographie est une technique dédiée à l'étude des vaisseaux sanguins. Le principe est de rendre visible une région du système vasculaire en injectant un produit de contraste radio-opaque (Voir figure 1.3). Ce produit est injecté à l'aide d'un cathéter inséré dans le corps du patient par un vaisseau approprié et préalablement guidé par fluoroscopie jusqu'à la zone d'intervention. Conjointement à l'injection de produit de contraste, une série de radiographies sont acquises créant une séquence d'images, communément appelé ciné-angiographie. Plusieurs techniques d'acquisitions sont utilisées dans un contexte interventionnel afin d'acquérir des ciné-angiographies. La suite de cette section présente trois de ces techniques soit l'acquisition monoplan, rotationnelle et biplan.

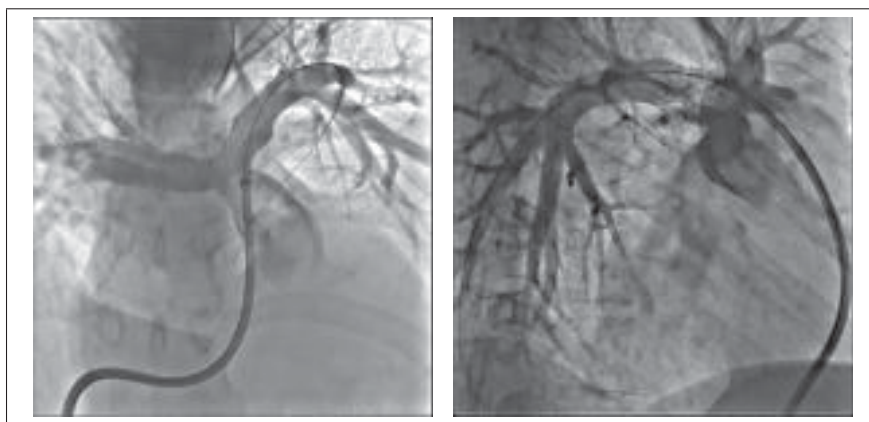


Figure 1.3 Angiographie biplan des artères pulmonaires

La première technique, l'acquisition monoplan consiste à la prise d'une ciné-angiographie des artères d'un seul point de vue, à un angle de caméra fixe pendant toute la durée de l'acquisition. La séquence ainsi obtenue permet au clinicien d'évaluer, à partir de la vue 2D et de son expérience, la situation du patient et de sélectionner le traitement approprié. Toutefois, une seule vue ne permet pas toujours de discerner avec certitude les bifurcations des superpositions et de quantifier de façon suffisamment précise le diamètre, la longueur et l'orientation des vaisseaux ; permettant par exemple de choisir lors d'une valvuloplastie une taille adéquate de ballonnet, un mauvais choix pouvant entraîner des conséquences négatives (Nichols *et al.*, 1989). Une pratique courante afin de pallier ce problème est de réaliser plusieurs captures à différents angles. Cependant, chaque nouvelle capture augmente la durée de l'opération, la quantité de radiation reçue en plus de nécessiter une nouvelle injection de produit de contraste pouvant endommager les reins si injectés en trop grande quantité (L'Espérance *et al.*, 2013).

La seconde technique, l'acquisition rotationnelle consiste à capturer des images angiographiques à intervalles réguliers tout en pivotant le système d'imagerie de type *C-arm* autour du patient. Le principal avantage de cette méthode est l'obtention d'un ensemble d'images angiographiques à différents angles de la structure vasculaire du patient ce qui permet de lever de possibles ambiguïtés rencontrées lors des acquisitions monoplan au niveau des bifurcations et des superpositions de vaisseaux. Toutefois, les images n'étant pas acquises simultanément, le problème de mise en correspondance de points dans différentes vues nécessaires à la triangulation d'un point 3D est complexifié par le mouvement cardiaque et respiratoire faisant varier l'emplacement des vaisseaux dans l'espace.

La dernière technique d'acquisition, le biplan, utilise un système muni de deux sources radiographiques qui permet de capturer simultanément, à deux angles différents, les structures vasculaires d'un patient. L'acquisition biplan est la technique ayant reçu le plus d'attention dans la littérature en ce qui a trait à la reconstruction 3D. De plus, les recommandations de l'*American Heart Association* (Feltz *et al.*, 2011) concernant les interventions cardiaques percutanées pour les maladies cardiaques pédiatriques qualifient d'essentielle l'utilisation du biplan pour certaines interventions, particulièrement chez les patients de petite taille. Le biplan permet au clinicien de se construire mentalement une représentation 3D de la zone étudiée. Ces recommandations ont également pour effet d'assurer la disponibilité d'appareils d'angiographie biplan dans un grand nombre de centres hospitaliers pédiatriques. De plus, l'acquisition de deux vues simultanées du même objet assure la présence de correspondances entre les deux plans nécessaires à la reconstruction 3D. Un inconvénient du modèle biplan soulevé dans la littérature dans le cas de la reconstruction 3D des artères coronaires (Liao *et al.*, 2010), est qu'une seule paire d'images n'est pas toujours suffisante pour effectuer une reconstruction 3D complète et précise principalement due à la propagation de l'agent de contraste, le faible contraste de l'image et la possible superposition de vaisseaux. Néanmoins, une sélection judicieuse des angles d'acquisitions permettrait de limiter le problème de superposition.

#### **1.4 Reconstruction 3D à partir d'un système biplan**

Un processus typique de reconstruction 3D à partir d'un système angiographique biplanaire est généralement composé de trois phases (Hartley *et al.*, 1992). Toutefois, dans le cas de reconstruction d'une structure vasculaire telle que les artères coronaires ou pulmonaires, le processus varie légèrement afin de s'adapter aux difficultés particulières de ce genre de problème. Dans un premier temps, les artères sont segmentées, puis la ligne centrale est extraite. Ensuite, des correspondances sont établies entre les deux plans permettant de calibrer le système et de re-

construire le squelette des artères. Finalement, le lumen des artères est déterminé et reconstruit. Chacune de ces phases et la littérature qui y est associée seront présentées du point de vue d'une reconstruction des artères coronaires puisqu'à notre connaissance aucun travail du genre n'a été effectué pour le cas particulier des artères pulmonaires. Toutefois, les limites et les lacunes qui pourraient être rencontrées lors de l'application de ces techniques au cas de la reconstruction 3D des artères pulmonaires seront relevées.

#### 1.4.1 Segmentation des structures vasculaires

La segmentation consiste à extraire et à isoler un ensemble de pixels ayant un lien entre eux du reste de l'image. Il s'agit d'une étape essentielle afin d'être en mesure de déterminer de façon précise la position des artères dans les images et de mesurer leur diamètre. La segmentation automatique de structures vasculaires dans des angiographies au rayon X est un problème non résolu posant de nombreux défis, particulièrement dans le cas d'une population pédiatrique (M'hiri *et al.*, 2012).

Ce problème a reçu beaucoup d'attention de la littérature et beaucoup d'approches ont été explorées. La revue de la littérature réalisée par Lesage *et al.* (2009) présente un grand nombre de ces approches. Toutefois, la littérature touchant à la reconstruction 3D se concentre principalement sur l'utilisation d'une catégorie de techniques se basant sur des particularités géométriques locales tirant avantage de la structure tubulaire des vaisseaux. Cette approche développée successivement par les travaux de Lorenz *et al.* (1997); Sato *et al.* (1997); Frangi *et al.* (1998) utilise les valeurs et vecteurs propres de la matrice hessienne calculés à différentes échelles grâce à une convolution gaussienne de différents écarts types afin d'assigner une probabilité d'appartenance à une structure tubulaire à chacun des pixels d'une image. Les résultats obtenus par cette méthode sont généralement insuffisants pour être utilisés directement et sont raffinés à l'aide de diverses opérations. Par exemple, Shechter *et al.* (2003) l'utilisent comme contrainte dans un outil de segmentation semi-interactif, Blondel *et al.* (2006) et Liao *et al.* (2010) effectuent un double seuillage et une élimination des petits composants. Ces opérations n'adressent toutefois pas les défauts intrinsèques du filtre comme le fait qu'il ne considère pas la connectivité des pixels. Des approches plus récentes telles celle de M'hiri *et al.* (2012) ou de Xiao *et al.* (2013) utilisent le résultat du filtre hessien comme information a priori à des méthodes prenant également en compte le caractère connecté et continu des artères plutôt que comme résultat intermédiaire de la segmentation semblent prometteuses, mais des études quantitatives sur un ensemble suffisamment grand et varié de données n'est pas encore disponible dans la littérature.

### 1.4.2 Extraction de la ligne centrale

L'extraction de la ligne centrale joue un rôle essentiel dans le processus de reconstruction 3D. L'objectif est de réduire les artères à un ensemble de lignes tout en conservant leurs connectivités et leur structure topologique. La ligne centrale est en quelque sorte le squelette de l'artère. La précision de son extraction combinée à la connaissance de la géométrie du système assure une reconstruction spatiale précise de l'arbre vasculaire.

Plusieurs approches sont utilisées, mais les méthodes semi-automatiques sont les plus communes bien qu'elles peuvent être assujettis à de la variabilité intra et extra observateur (Messenger *et al.*, 2000). Hoffmann *et al.* (2000) par exemple, utilisent une méthode où plusieurs points le long de chaque vaisseau doivent être identifiés, l'arbre vasculaire et les bifurcations sont ensuite déterminés automatiquement. Andriotis *et al.* (2008) quant à eux une technique similaire, mais où il est seulement nécessaire d'identifier les bifurcations. Des méthodes automatiques reposant sur le résultat de la segmentation sont également utilisées, Liao *et al.* (2010) utilise un algorithme d'amincissement topologique, mais des discontinuités apparaissent nécessitant l'utilisation d'un algorithme de jointure de ligne dont le résultat peut ne pas respecter la forme curviligne d'une artère. De plus, des changements brusques dans la forme de l'artère causés par une lésion, telle une sténose, risquent de disparaître dans le processus. La technique proposée par Blondel *et al.* (2006) souffre elle aussi de problèmes similaires. Celle-ci consiste à relier les maximums locaux issus du filtre de Frangi utilisé lors de la segmentation (Voir section 1.4.1, p. 11) afin de définir la ligne centrale. Cependant, bien que les maximums représentent une forte probabilité d'appartenir à la ligne centrale, rien ne le garantit.

### 1.4.3 Correspondances

L'étape de mise en correspondance a pour objectif d'identifier des éléments, communément des points ou des lignes présentes sur les différents plans et ayant la même origine dans l'espace. Une identification précise d'un ensemble de correspondances permet de calibrer le système de caméras (Voir section 1.4.4), puis de calculer leurs positions dans l'espace.

La présence de bruit ou encore de motifs répétitifs au sein des images peut être une source d'ambiguïtés lors de l'identification de correspondances. Des contraintes sont généralement utilisées afin de réduire le nombre potentiel de candidats pour un élément à faire correspondre. En outre, il y a les contraintes géométriques découlant du système d'imagerie dont fait partie la contrainte épipolaire discutée à la section 2.1.4. Cette contrainte, nécessitant la connaissance du calibrage du système ou du moins, d'une approximation, permet de transformer la recherche

en considérant seulement les candidats dans le voisinage de la droite épipolaire plutôt que dans l'ensemble de l'image. Par exemple, Shechter *et al.* (2003) utilisent la contrainte épipolaire afin de contraindre un algorithme de programmation dynamique utilisant une stratégie de recherche dans un graphe avec l'objectif d'établir une correspondance point à point entre deux B-splines cubiques formés à partir des lignes centrales des artères présentées dans les deux vues. Blondel *et al.* (2006) quant à eux, utilise la contrainte épipolaire afin de réduire le nombre de candidats couplé à une fonction d'énergie afin d'optimiser globalement les correspondances et lever l'ambiguïté entre différents candidats résidant sur la même droite épipolaire.

La littérature en vision par ordinateur fournit également plusieurs techniques afin d'identifier des points clés dans différentes images, de les décrire et de les appairer entre eux via une mesure de similitude. Par exemple, SIFT pour *Scale-invariant feature transform* (Lowe, 1999, 2004) est un algorithme permettant la détection de points d'intérêts ayant les caractéristiques d'être robuste aux distorsions géométriques et aux changements d'échelle ou de luminance. Toutefois, de par la nature et le contenu des images angiographiques les techniques basées sur la détection et la description de caractéristiques sont peu efficaces celles-ci ayant été développées principalement pour une utilisation au sein d'images naturelles.

Une solution afin de palier à l'absence de méthodes efficaces au problème de correspondance au sein d'images angiographique proposé par Cheriet et Meunier (1999) est de définir manuellement un ensemble de correspondances. Andriotis *et al.* (2008) utilise également cette méthode, il identifie les bifurcations de l'arbre vasculaire qui sont, par la suite, utilisées pour extraire automatiquement la ligne centrale des vaisseaux. Cette façon de procéder peut être adéquate pour une reconstruction hors ligne, mais dans le cas de la reconstruction 3D dans un contexte interventionnelle l'identification d'un nombre suffisamment grand de correspondances dans un laps de temps raisonnable pourrait être problématique. Cependant, dans le cadre d'une reconstruction des artères pulmonaires, le principal problème réside plutôt dans le fait que le nombre de bifurcations nécessaires au calibrage risque d'être insuffisant. Aussi, des techniques ne requérant pas de correspondances telles que celle proposée par Habert *et al.* (2012) basée sur les cônes projectifs pourrait être une solution intéressante. Toutefois, l'utilisation de cette méthode ne permet pas de résoudre le problème de calibrage qui doit être résolu de façon indépendante.

#### 1.4.4 Calibrage

Le calibrage de caméras avec l'objectif d'effectuer une reconstruction 3D d'objets est un sujet qui a reçu beaucoup d'attention dans le domaine de la vision par ordinateur puisque beaucoup d'applications bénéficient d'une connaissance précise des paramètres de capture. Les tech-

niques de calibrage sont généralement séparées en deux catégories, celles réalisées hors ligne, c'est-à-dire que les paramètres sont déterminés lorsque les caméras ne sont pas en mode opérationnel et la seconde catégorie regroupe les techniques d'autocalibrage où le calibrage est effectué à partir d'informations directement présentes dans les images opérationnelles.

Les méthodes de calibrage hors lignes sont techniquement moins exigeantes que les méthodes d'autocalibration puisqu'elles peuvent être réalisées dans des conditions contrôlées, par exemple dans des conditions lumineuses prédéterminées et avec un objet de calibrage connu. Un exemple d'algorithme de calibrage hors ligne est présenté par Hartley et Zisserman (2003, p. 181). Cette technique permet d'estimer la matrice de projection  $P$  d'une caméra si un minimum de 6 points correspondant entre l'espace et le plan sont connus. Les travaux de Shechter *et al.* (2005); Blondel *et al.* (2006); Liao *et al.* (2010) sur la reconstruction 3D des artères coronaires sont des exemples de ce qui a été réalisé en utilisant des techniques de calibration hors ligne. Toutefois, les techniques nécessitant un calibrage hors ligne sont peu adaptées à une utilisation clinique intensive. Bien que certaines configurations par défaut soient utilisées dans certaines interventions, le praticien modifie régulièrement les paramètres du système de caméras afin d'adapter l'acquisition aux particularités rencontrées chez un patient. Il serait toutefois possible en théorie d'utiliser un objet de calibrage au cours d'une intervention, mais en pratique les chirurgiens jugent que cela perturberait les protocoles cliniques qui sont déjà suffisamment chargés (Cheriet et Meunier, 1999).

Les méthodes d'autocalibrations ne nécessitent aucune intervention extérieure et ne requièrent pas l'utilisation d'un objet de calibration. Elles reposent entièrement sur l'information contenue dans les images capturées par les caméras. La plupart des techniques utilisent des points de correspondances afin de déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras (Faugeras *et al.*, 1992; Hartley et Zisserman, 2003). La qualité de la calibration repose donc sur la précision et la justesse des correspondances. Les travaux de Torr et Murray (1993) ont toutefois démontrés que lorsqu'un ensemble suffisamment grand de correspondances est disponible et que la majorité sont justes, l'algorithme RANSAC (RANdom SAmple Consensus) (Fischler et Bolles, 1981) permet d'estimer avec précision les paramètres du système. Toutefois, dans le cas d'images angiographiques, le nombre de correspondances suffisantes pour recourir à RANSAC n'est pas assuré. C'est pourquoi, les techniques telles celles de Cheriet et Meunier (1999) et de Yang *et al.* (2009) prennent avantage du fait que les systèmes angiographiques enregistrent les paramètres d'acquisition des caméras dans des fichiers image au format DICOM. La précision de ces valeurs, principalement due à l'imprécision mécanique du système, n'est pas suffisante pour effectuer une reconstruction 3D avec la précision recherchée.

Elles constituent toutefois une bonne estimation des paramètres réels du système. Cette estimation des paramètres du système sont utilisés pour initialiser un algorithme d'optimisation non linéaire afin de minimiser une fonction représentant l'erreur de reprojection de points de correspondances. Les résultats obtenus par ces méthodes permettent d'effectuer une reconstruction avec une précision sous-millimétrique, ce qui correspond à la précision recherchée. Toutefois, cette méthode repose, comme les autres méthodes présentées, sur l'identification d'un nombre suffisant de correspondances.

#### **1.4.5 Reconstruction du lumen des artères**

L'étape de reconstruction du lumen, l'enveloppe de l'artère a pour objectif d'ajouter du volume à la reconstruction 3D, jusqu'ici uniquement représenté par sa ligne centrale. Pour y parvenir, Andriotis *et al.* (2008) utilise la ligne centrale pour dans un premier temps déterminer l'emplacement de la frontière des artères et dans un second temps, il mesure la distance entre la ligne centrale du modèle 3D et un rayon partant de la source et frappant le plan à l'endroit où le vecteur normal à la ligne centrale 3D également projetée sur le plan rencontre la frontière de l'artère. Cette méthode considère toutefois que la coupe transversale des artères est de forme circulaire, ce qui ne reflète pas dans la majorité des cas la réalité. Yang *et al.* (2009) propose une méthode considérant une coupe transversale de forme ellipsoïde plus fidèle à la réalité. Cette méthode utilise la géométrie du système et les deux projections afin de déterminer les paramètres d'une ellipse pour chaque point du modèle 3D. L'ellipse est ensuite utilisée pour définir un ensemble de points à la surface de l'artère. L'utilisation d'une ellipse plutôt que d'un cercle comme forme de la coupe transversale amène plus de précision, mais ne reflète toujours pas le caractère irrégulier de la forme des artères ou dans certains cas une forme concave devrait être observée, dans un cas d'une occlusion partielle par exemple.

### **1.5 Sommaire de la revue de littérature**

Cette revue des connaissances et de la littérature a dans un premier temps permis de présenter l'anatomie des artères pulmonaires et les cardiopathies les plus fréquentes qui peuvent les affecter. Ensuite, l'angiographie par rayons X et ses différentes techniques d'acquisitions ont été introduites. Enfin, les différentes étapes d'un processus de reconstruction 3D de structures vasculaires à partir d'angiographiques a été explorées.

Un des premiers constats établis est que la littérature n'aborde pas le problème de reconstruction des artères pulmonaires. Elle aborde toutefois celui de la reconstruction des artères coronaires, très similaires sous certains aspects, mais très différentes dans d'autres. Par exemple,

les artères coronaires contiennent un certain nombre de bifurcations ; les techniques de mise en correspondances développés se servent donc de ce fait afin de faciliter le processus. Cependant, les artères pulmonaires présentent peu de bifurcations identifiables simultanément dans les différents plans en raison de la superposition des artères lors de leur projection dans les vues 2D. D'un autre côté, lors d'une reconstruction 3D des coronaires l'ensemble de l'arbre est généralement reconstruit alors que dans le cas des artères pulmonaires une solution de reconstruction 3D aurait avantage de cibler une seule zone d'intérêt, et ce pour plusieurs raisons. Tout d'abord, il peut être difficile de distinguer les branches des artères en raison de leurs superpositions lors de l'injection du produit de contraste. C'est d'ailleurs pourquoi en pratique l'injection est effectuée de façon ciblée près de la zone à étudier. De plus, d'un point de vue plus technique la reconstruction d'une seule zone d'intérêt peut simplifier de façon non négligeable. Par exemple, si une zone d'intérêt est spécifiée, l'étape de segmentation devrait être facilitée puisqu'un a priori important pourrait être posé sur le contenu de l'image.

Un second constat est l'absence de techniques s'adressant à une population pédiatrique, ou du moins testées sur une telle population. Plusieurs cardiopathies congénitales sont dépistées et traitées à un jeune âge ; le développement de techniques de reconstruction 3D s'adressant directement à cette population est particulièrement importante puisque les problèmes rencontrés chez l'adulte au niveau de la navigation et de l'évaluation de la taille des structures anatomiques sont encore plus grands chez l'enfant en raison de leurs tailles réduites et la nécessité de considérer la croissance future de l'enfant.

Au niveau du processus de reconstruction 3D à proprement parlé, les méthodes intéressantes tant en temps de calcul qu'en précision de la reconstruction contiennent une étape semi-automatique ce qui est peu compatible avec une utilisation interventionnelle intensive. Néanmoins, les travaux réalisés sur certaines des étapes du processus de reconstruction progressent dans la bonne direction.

Pour ce qui est de la segmentation, les travaux de M'hiri *et al.* (2012) et de Xiao *et al.* (2013) semblent très prometteur. Un point faible de ce genre de technique est qu'elles ne cherchent pas à segmenter des artères, mais des structures tubulaires quelconques. Dans le cas particulier des artères pulmonaires, cela pourrait être particulièrement problématique lors de la segmentation des artères pulmonaires principales puisqu'en raison de leur diamètre imposant, leur structure s'éloigne de la forme tubulaire.

Les méthodes automatiques utilisées au niveau de la mise en correspondances, tel celle de Blondel *et al.* (2006), cherchent généralement des bifurcations, puis les appariant grâce à la



géométrie épipolaire du système. Bien que cela donne des résultats intéressants dans le cas des artères coronaires, la présence d'une seule bifurcation rend l'utilisation de cette technique impossible dans le cas des artères pulmonaires. Il est toutefois possible d'utiliser la contrainte épipolaire afin de contraindre un autre type d'algorithme. Par exemple, il pourrait être intéressant d'explorer l'utilisation de l'algorithme *Robust Point Matching* (RPM) développé par Gold *et al.* (1998) et Chui et Rangarajan (2003) permettant d'associer deux ensembles de points en fonction de divers critères.

Les méthodes de calibrage présentes dans la littérature sont matures, mais celles pouvant être utilisées dans un contexte interventionnel c'est-à-dire, utilisant les informations présentes dans l'image afin de récupérer la géométrie du système requiert toutes de connaître un ensemble de correspondances entre les images. La solution au problème de calibrage se situe donc essentiellement au niveau de la résolution du problème de correspondances.

Les techniques de reconstruction du lumen à partir d'une paire d'images angiographiques bi-plan sont assez bien développées. Cependant, des améliorations ultérieures pourraient être limitées de par la modalité d'acquisition, le nombre de vues étant insuffisant afin de lever toute l'ambiguïté. Toutefois, la reconstruction étant faite à partir d'une seule paire d'images, il serait intéressant d'utiliser plusieurs paires d'images de la séquence afin d'étudier la constante des mesures du lumen dans le temps et de potentiellement améliorer la reconstruction.



## CHAPITRE 2

### MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre expose les différents éléments méthodologiques employés afin de reconstruire en trois dimensions un segment d'intérêt d'une artère pulmonaire à partir d'une séquence angiographique biplan.

Dans un premier temps, la section 2.1 introduit le modèle mathématique et la géométrie du système angiographique biplan utilisés afin de reproduire le phénomène physique de projection à l'origine des images angiographiques. Ce modèle sera ensuite utilisé dans les sections subséquentes de ce chapitre.

Dans un second temps, la section 2.2 présente la méthode employée dans le but d'optimiser les paramètres projectifs des caméras et de calibrer le système. Les paramètres contenus dans les métadonnées des images angiographiques au format DICOM sont utilisés afin de contraindre l'espace de recherche et pour initialiser l'algorithme d'optimisation itératif. À chaque itération, des correspondances sont établies entre les plans en utilisant un guide marqué présent dans les images angiographiques. Les marqueurs du guide, préalablement identifiés manuellement sur un ensemble d'images, permettent à un algorithme du plus court chemin combiné à l'utilisation de la géométrie épipolaire de définir des correspondances probables le long du guide. À partir de ces correspondances, la position en trois dimensions du guide est calculée pour chacune des paires d'images puis l'algorithme Levenberg-Marquart (Levenberg, 1944; Marquardt, 1963) est utilisé afin d'optimiser les paramètres de caméra de façon à minimiser l'erreur de reprojection du guide.

Enfin, la dernière section de ce chapitre présente la démarche d'évaluation développée afin de valider le fonctionnement des méthodes proposées.

#### **2.1 Modélisation de la géométrie du système angiographique biplan**

Cette section présente le fonctionnement du système angiographique biplan du CHU Sainte-Justine (*Voir* figure 2.1). Tout d'abord, la sous-section 2.1.1 introduit le concept de caméras, les paramètres intrinsèques et les principales équations qui s'y rattachent ; un module d'acquisition d'images radiographiques étant représenté selon un modèle analogue. Puis, la sous-section 2.1.2 présente le système biplan et les paramètres extrinsèques servant à décrire la relation dans l'espace entre les deux modules d'acquisition. Ensuite, la section 2.1.3 fait le rapprochement

entre les métadonnées présentes dans les fichiers images DICOM et les paramètres des caméras. Finalement, la section 2.1.4 introduit différents éléments de la géométrie épipolaire.



Figure 2.1 Salle hybride d'interventions cardiaques pédiatriques du CHU Sainte-Justine

### 2.1.1 Description du modèle de caméra à sténopé et de ses liens avec la caméra angiographique

Le modèle d'acquisition des images angiographiques est basé sur la géométrie projective et s'apparente au modèle de formation des caméras à sténopé très présent dans la littérature en vision par ordinateur (Hartley et Zisserman, 2003; Yang *et al.*, 2009). Le modèle de la caméra à sténopé, tel que présenté à la figure 2.2, est le modèle le plus simple et le plus spécialisé des modèles de caméra projective. Les caractéristiques de ce modèle servant de base à des modèles de caméra plus complexe telle que celui de la caméra radiographique (Hartley et Zisserman, 2003).

Pour une caméra projective à sténopé, un point  $\mathbf{X} = (X, Y, Z)^T$  de l'espace euclidien  $\mathbb{R}^3$  correspond à un point  $\mathbf{x} = (x, y)^T$  du plan euclidien  $\mathbb{R}^2$  se trouvant à l'intersection de la ligne formée par le point  $\mathbf{X}$  et le centre de la caméra ( $\mathbf{C}$ ) avec le plan image. L'équation décrivant cette relation se présente comme suit :

$$[X, Y, Z]^T \mapsto \left[ f \cdot \frac{X}{Z}, f \cdot \frac{Y}{Z} \right]^T = [x, y]^T \quad (2.1)$$

où  $f$  est la distance focale et correspond, dans le cas d'une caméra à sténopé, à la profondeur en  $z$  du plan image.

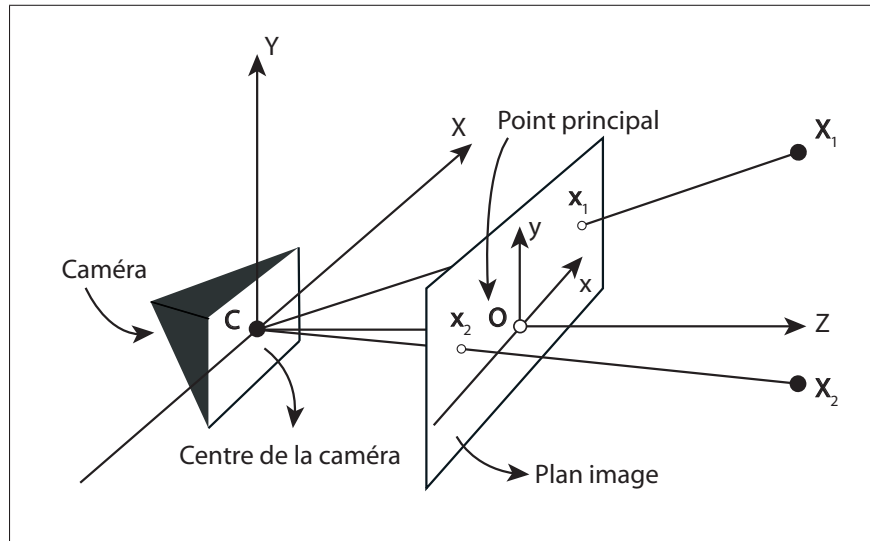


Figure 2.2 Représentation d'une caméra à sténopé

La formation d'une image angiographique se fait de façon analogue à celle formée par une caméra à sténopé. Toutefois, le modèle de formation des images angiographiques est quelque peu plus complexe que le modèle à sténopé. En effet, la formulation (2.1) considère que la projection  $(c_x, c_y)^T$  du point principal  $\mathbf{O}$  se situe à l'origine de l'image  $((c_x, c_y)^T = (0, 0)^T)$ . Toutefois, ce n'est pas nécessairement le cas pour une image angiographique. Aussi, contrairement à une caméra à sténopé, l'image angiographique se forme sur un plan image se trouvant derrière le sujet. De plus, le modèle du sténopé présume que les coordonnées d'une image sont des mesures euclidiennes d'une même échelle horizontale et verticale, alors qu'en réalité les coordonnées sont généralement exprimées en pixel dont la forme n'est pas nécessairement carrée. L'équation de la formation des images angiographiques prenant en considération les points soulevés ci-haut est présentée sous une forme homogène :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{SID}{\alpha_x} & s & c_x & 0 \\ 0 & \frac{SID}{\alpha_y} & c_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

ainsi la distance focale vaut :

$$f_x = \frac{SID}{\alpha_x} \quad \text{et} \quad f_y = \frac{SID}{\alpha_y}, \quad (2.3)$$

où  $SID$  est tiré de l'anglais *source image distance* est la distance entre la source des rayons  $\mathbf{X}$  et le détecteur,  $\alpha_x$  et  $\alpha_y$  représente la distance horizontale et verticale entre deux pixels et  $s$  est le cisaillement ou *skew* en anglais. Ce paramètre considère la non-orthogonalité des axes  $(x, y)$  et est généralement négligé, il prend donc une valeur nulle. Les points  $\mathbf{X}$  et  $\mathbf{x}$  exprimés en coordonnées homogènes sont notés  $\mathbf{X} = (x, y, z, 1)^T$  et  $\mathbf{x} = (x, y, 1)^T$ . De plus la matrice  $3 \times 4$  présentée à l'équation peut être écrite  $K[I \mid \mathbf{0}]$ , la matrice  $K$  est la *matrice de calibrage de la caméra* qui contient les paramètres intrinsèques à la caméra.  $[I \mid \mathbf{0}]$  est une matrice identité  $3 \times 3$  et  $\mathbf{0}$  est le vecteur zéro soit une colonne entièrement composée de zéros ce qui signifie que la caméra est située à l'origine de l'espace euclidien et qu'elle est orientée de façon à ce qu'elle regarde vers l'axe des  $Z$ . L'introduction de cette notation permet de formuler l'équation 2.2 de façon plus compacte soit :

$$\mathbf{x} = K[I \mid \mathbf{0}]\mathbf{X}. \quad (2.4)$$

### 2.1.2 Système angiographique biplan et les paramètres extrinsèques

Le système d'acquisition angiographique du CHU Sainte-Justine est composé de deux C-Arm nommés ainsi en raison de la forme en  $C$  de la structure reliant la source radiographique au détecteur permettant de capter les rayons  $\mathbf{X}$  et de les transformer en images numériques (*Voir figure 2.1*). L'axe de chacun des C-Arm reliant la source au détecteur est défini comme l'axe de radiation. En théorie ces axes se croisent à un isocentre fixe et les C-Arm peuvent effectuer des rotations selon tous les degrés de liberté autour de cet isocentre. Chacun des C-Arm peut également effectuer une translation sur leur axe de radiation. Le système angiographique biplan permet donc d'effectuer des acquisitions quasi simultanées d'images de structures anatomiques de différents points de vue.

Afin de représenter un système de caméras, il est nécessaire de définir le référentiel dans lequel ces caméras se trouvent c'est-à-dire, la direction et l'origine de l'espace de travail. Ce sont les paramètres  $R$  et  $t$  dit extrinsèques qui définissent la position et l'orientation d'une caméra dans l'espace de travail (*Voir figure 2.3b*). En fait, les paramètres extrinsèques définissent la transformation de l'espace de travail permettant de passer à l'espace de la caméra. La matrice des paramètres extrinsèques prend la forme d'une transformation rigide ; elle se compose de

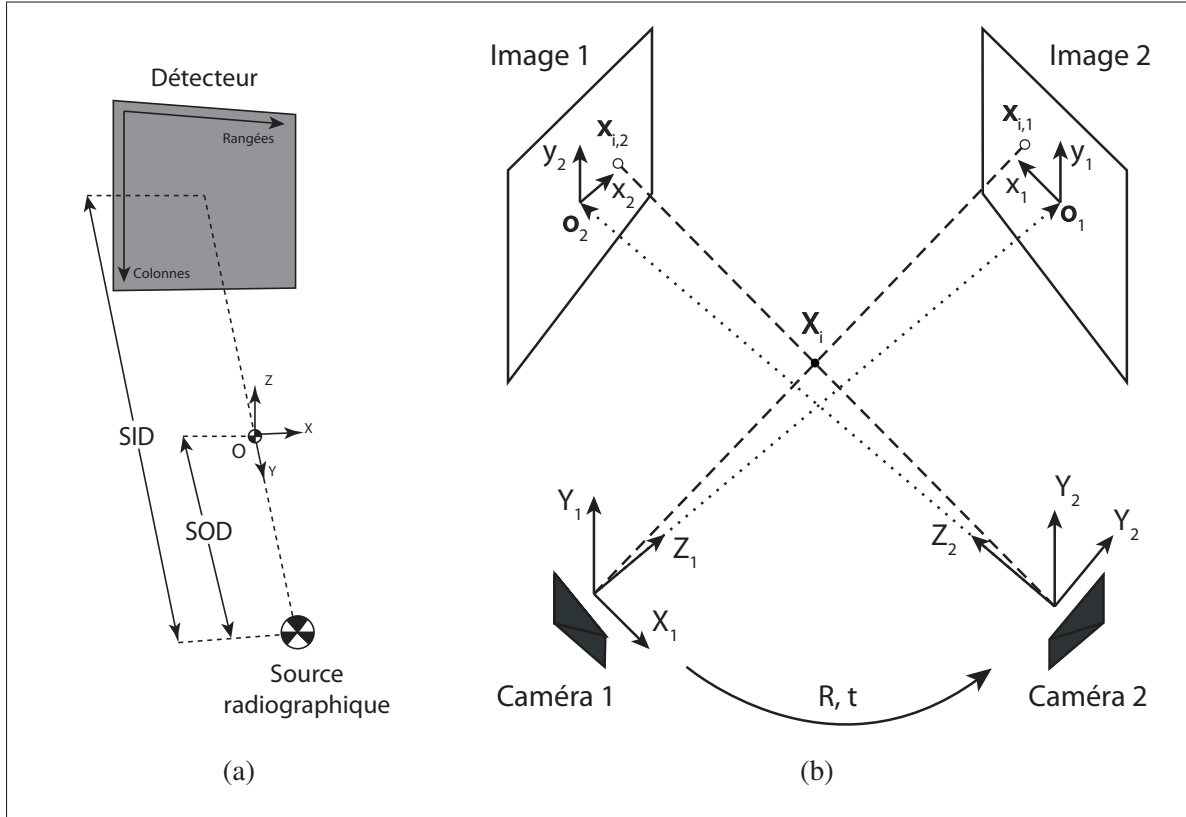


Figure 2.3 Modèle de caméra angiographique : (a) relation entre la source, le point principal et le détecteur, (b) relation entre deux caméras

la matrice de rotation  $3 \times 3$  et d'un vecteur de translation  $3 \times 1$ . Sous sa forme homogène, la matrice des paramètres extrinsèques se présente comme suit :

$$\left[ \begin{array}{c|c} R & t \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{c|c} R & 0 \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] \times \left[ \begin{array}{c|c} I & t \\ \hline 0 & 1 \end{array} \right] = \left[ \begin{array}{ccc|c} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} & 0 \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} & 0 \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \times \left[ \begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & t_1 \\ 0 & 1 & 0 & t_2 \\ 0 & 0 & 1 & t_3 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]. \quad (2.5)$$

La présentation des paramètres extrinsèques et des paramètres intrinsèques à la section 2.1.1 permet l'introduction de la matrice de projection  $P$  qui transforme un point 3D de l'espace de travail en un point 2D image d'une caméra. En reprenant l'équation 2.4, on formule :

$$\mathbf{x} = P\mathbf{X} = K[R | t]\mathbf{X}, \quad (2.6)$$

où  $[R | t]$  remplace  $[I | \mathbf{0}]$ , ce qui signifie que lorsqu'une caméra possède les paramètres  $R = I$  et  $t = [0 \ 0 \ 0]^T$  elle a la même orientation et est située à l'origine de l'espace de travail. En ce sens, il est pratique d'établir le référentiel de l'espace de travail de façon à ce qu'il concorde à celui d'une des caméras. Ainsi, la position et l'orientation de la seconde caméra sont exprimées par rapport à la première. Ce qui permet dans un système biplan d'exprimer l'opération de projection comme suit :

$$P_1 = K_1[I | \mathbf{0}] \quad \text{et} \quad P_2 = K_2[R | t]. \quad (2.7)$$

### 2.1.3 Lien entre les métadonnées DICOM et les paramètres des caméras

Le modèle de caméras, les paramètres intrinsèques et extrinsèques étant maintenant connus, il est nécessaire de faire le rapprochement entre ces paramètres et les métadonnées contenues dans les images au format DICOM provenant du système angiographique (*Voir ANNEXE I, p. 73*). En effet, lorsqu'une série d'images est acquise, des informations concernant le système angiographique sont ajoutées au fichier image. Toutefois, ces informations ne correspondent pas exactement aux paramètres des caméras introduits précédemment d'où la nécessité de faire le lien entre eux. Il est également important de mentionner que la précision des valeurs contenues dans les fichiers DICOM est limitée, plusieurs paramètres étant arrondis au millimètre ou au degré le plus près. Ce degré de précision est suffisant pour l'utilisation normale du système angiographique, mais insuffisant dans le cadre d'une reconstruction 3D ; le système n'étant pas initialement conçu pour cet usage et rend nécessaire la correction du calibrage tel que présenté à la section 2.2.

Premièrement, les paramètres de la *matrice de calibrage de la caméra*  $K$ .  $\alpha_x$ ,  $\alpha_y$  sont contenus dans le champ *IPS* pour *Imager Pixel Spacing*. Le paramètre *SID* est quant à lui, naturellement présent parmi les métadonnées. Enfin  $c_x$  et  $c_y$  sont inconnus, ils sont donc estimés comme étant situés au centre de l'image soit :

$$c_x = \frac{\text{largeur}}{2} \quad \text{et} \quad c_y = \frac{\text{hauteur}}{2}. \quad (2.8)$$



La rotation d'une caméra est définie à partir de deux angles : l'angle de rotation primaire PPA (*Positioner Primary Angle*) noté  $\theta$  et l'angle secondaire PSA (*Positioner Secondary Angle*) noté  $\phi$ . Ces angles sont définis dans le repère du patient, il est donc nécessaire de les transformer de façon à exprimer la rotation en fonction de l'une des caméras.

Lorsque les angles  $\theta$  et  $\phi$  sont nuls, le détecteur et la source sont alignés sur l'axe antéro-postérieur du patient c'est-à-dire que le patient fait face au détecteur et que la source se trouve dans son dos. Une variation de l'angle  $\theta$  entraîne un déplacement du détecteur et de la source dans le plan transverse du patient, c'est-à-dire le plan séparant le patient horizontalement (*Voir figure 2.4a*). Une valeur positive correspond à un mouvement dans la direction LAO (*Left Anterior Oblique*) le détecteur se retrouvant à la gauche du patient alors qu'une valeur négative se fait dans la direction RAO (*Right Anterior Oblique*). Une variation de l'angle  $\phi$  correspond à un déplacement dans le plan sagittal, c'est-à-dire le plan séparant verticalement le patient (*Voir figure 2.4b*). Une valeur positive correspond à un mouvement du détecteur dans la direction CRA (crâniale), soit vers la tête et une valeur négative un mouvement CAU (caudale), soit vers les pieds.

Les particularités des angles  $\theta$  et  $\phi$  étant expliquées, il est possible de former la matrice de rotation  $R$  qui exprime la relation entre les deux caméras tout en considérant le changement de référentiel soit :

$$R = R_y(-\theta_2)R_x(-\phi_2)R_y(\theta_1)R_x(\phi_1), \quad (2.9)$$

où  $\theta_1$  et  $\phi_1$  proviennent de la première caméra et  $\theta_2$  et  $\phi_2$  de la seconde et où  $R_x$  et  $R_y$  représentent respectivement une rotation dans un espace euclidien 3D autour des axes  $x$  et  $y$ . Enfin, le vecteur de translation  $t$  se forme quant à lui de la façon suivante :

$$t = -R ([0 \ 0 \ SOD_1]^T - R^T [0 \ 0 \ SOD_2]^T). \quad (2.10)$$

Le terme  $R$  est la matrice de rotation calculée précédemment à l'équation 2.9 et  $SOD_1$ ,  $SOD_2$  (*Source Object Distance*) correspondent à la distance entre l'isocentre et la source de leur système de caméras respectif (*Voir figure 2.3a*).

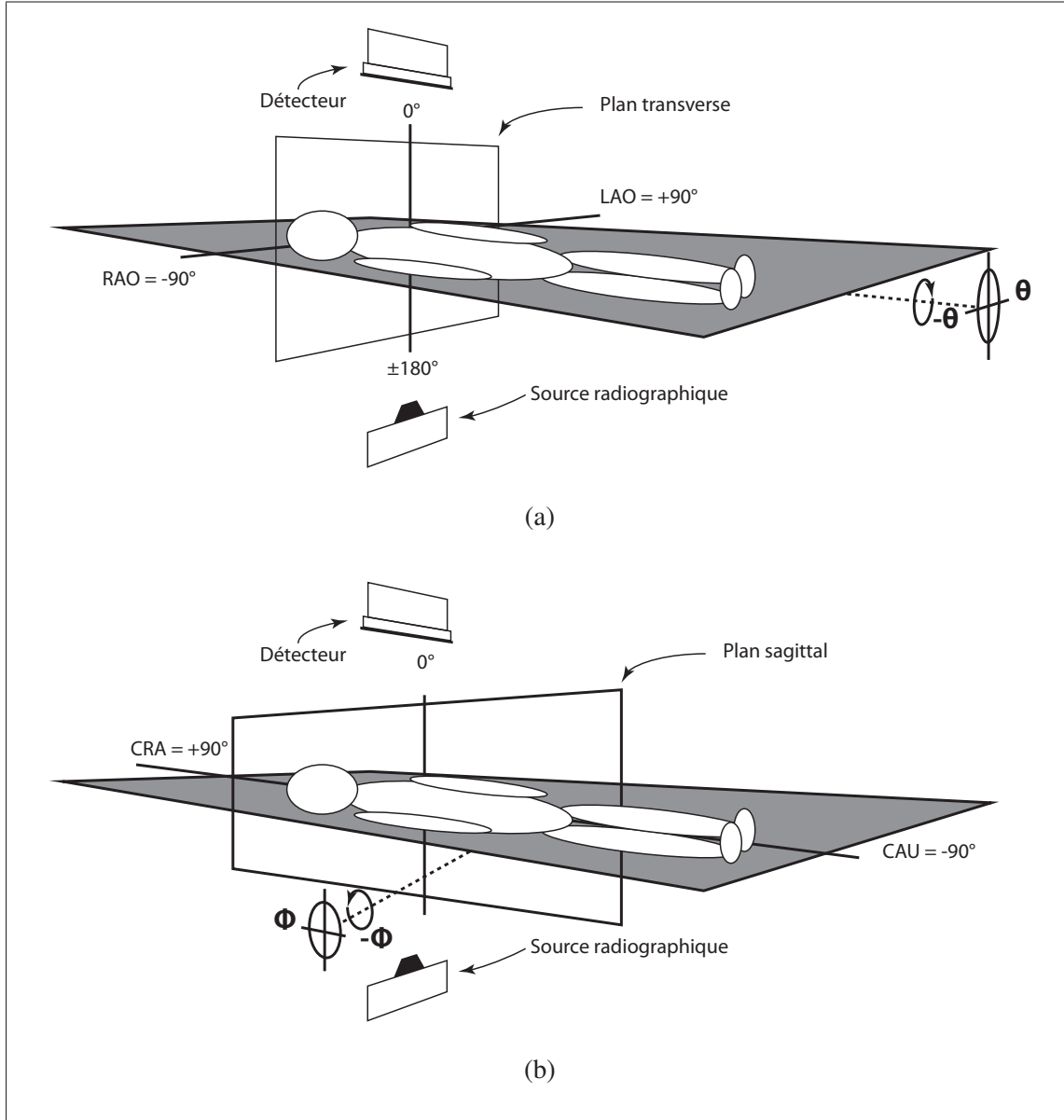


Figure 2.4 Plans et références patient : (a) Plan transverse et axe RAO/LAO, (b) Plan sagittale et axe CRA/CAU

### 2.1.4 Géométrie épipolaire

La géométrie épipolaire est un modèle mathématique décrivant la relation géométrique entre différentes projections d'une même scène acquise de différents points de vue. Elle permet de décrire la dépendance entre les pixels de différentes images en termes de correspondances, où une correspondance est un même point de l'espace observé dans chacune des images. De plus, lorsque le calibrage des caméras est connu, la géométrie épipolaire permet de restituer à par-

tir de correspondances l'information tridimensionnelle. Toutefois, les relations établies par la géométrie épipolaire sont fondées sur l'hypothèse que les caméras du système appartiennent à la famille de caméras héritant de la caméra à sténopé comme dans le cas des caméras angiographique (Voir section 2.1, p. 19).

En considérant une paire d'images, la géométrie épipolaire énonce que pour chacun des points  $\mathbf{x}$  dans la première image, il existe une droite épipolaire  $l'$  correspondante dans la seconde image :

$$l' = F\mathbf{x}, \quad (2.11)$$

où une droite épipolaire est l'intersection du plan épipolaire ( $\pi$ ) avec un des plans images. Toutes les droites épipolaires d'une image s'intersectent à l'épipole de cette image, notée  $e'$  pour la première image et  $e$  pour la seconde. Les épipoles correspondent à l'intersection des plans images et de la droite reliant les centres des caméras  $C$  et  $C'$  (Voir figure 2.5).  $F$  est la *matrice fondamentale* définissant algébriquement la géométrie épipolaire et regroupant la relation entre deux caméras. La matrice fondamentale peut facilement être calculée à partir des matrices de projection  $P_1$  et  $P_2$  des caméras (Voir ANNEXE II, p. 75).

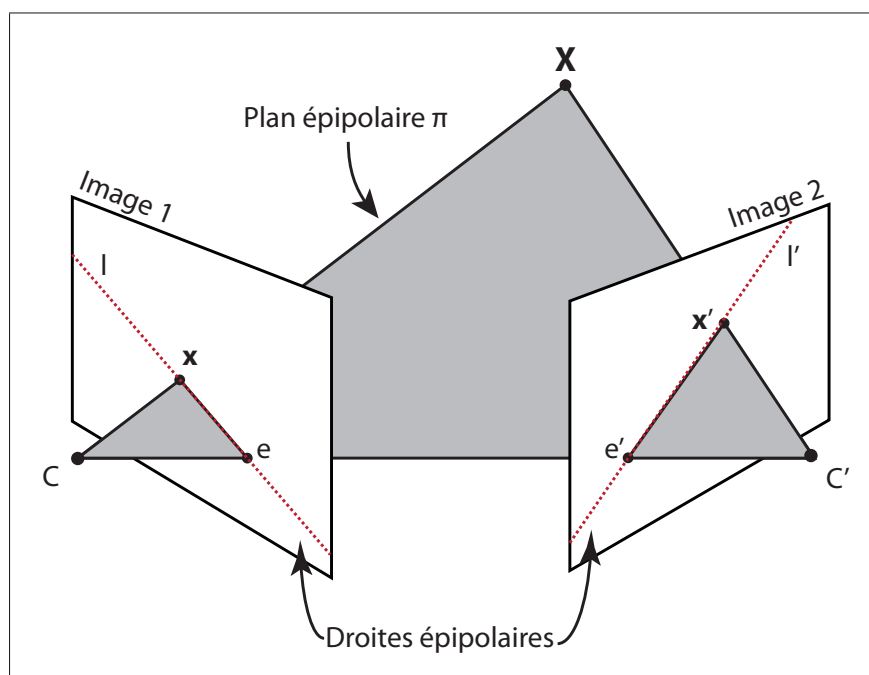


Figure 2.5 Droites et plan épipolaire

Une propriété associée à  $F$  est que si  $F$  contient les informations relatives à un couple d'images  $(X, Y)$ , alors  $F^T$  contient les informations relatives à un couple  $(Y, X)$ . Alors inversement à l'équation (2.11), pour l'ensemble des points  $\mathbf{x}'$  de la seconde image, la droite épipolaire  $l$  dans la première image est :

$$l = F^T \mathbf{x}'. \quad (2.12)$$

Lorsqu'un point  $\mathbf{x}'$  se trouve directement sur la droite épipolaire  $l'$  formé par  $\mathbf{x}$  et que inversement  $\mathbf{x}$  se trouve sur la droite épipolaire  $l$  formée par  $\mathbf{x}'$  alors la contrainte épipolaire présentée à l'équation (2.13) est respectée.

$$\mathbf{x}'^T F \mathbf{x} = 0. \quad (2.13)$$

Le respect de cette contrainte signifie que les droites épipolaires d'une correspondance  $\mathbf{x} \leftrightarrow \mathbf{x}'$  s'intersectent dans l'espace. À l'intersection de ces droites épipolaires se trouve  $X$  qui est le point 3D, dont la projection dans les images, est  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{x}'$ . Cependant, il est rare qu'une paire de points respectent exactement la contrainte épipolaire. En d'autres mots, il n'y a pas de point  $\mathbf{X}$  satisfaisant parfaitement les équations  $\mathbf{x} = P_1 \mathbf{X}$ ,  $\mathbf{x}' = P_2 \mathbf{X}$ . Parmi les sources erreurs potentielles pouvant amener au non-respect de la contrainte épipolaire, on retrouve entre autres l'aspect discret des images limitant la précision de la mesure à  $\pm$  la taille d'un pixel, la calibration des caméras, la précision de l'identification des correspondances, etc.

Puisqu'il n'existe pas de point  $\mathbf{X}$  satisfaisant la contrainte épipolaire, un système d'équations linéaires est construit afin d'estimer  $\mathbf{X}$  (Faugeras, 1993). La relation entre un point 3D, ses correspondances et une matrice de projection  $i$  ( $i=1,2$ ) est exprimée grâce aux équations suivantes :

$$A_i \mathbf{X} = b_i \rightarrow \begin{cases} \begin{bmatrix} p_{1,1} \\ p_{1,2} \\ p_{1,3} \end{bmatrix} \mathbf{X} - \mathbf{x} \begin{bmatrix} p_{3,1} \\ p_{3,2} \\ p_{3,3} \end{bmatrix} \mathbf{X} + p_{14} - \mathbf{x} p_{34} = 0 \\ \begin{bmatrix} p_{2,1} \\ p_{2,2} \\ p_{2,3} \end{bmatrix} \mathbf{X} - \mathbf{x}' \begin{bmatrix} p_{3,1} \\ p_{3,2} \\ p_{3,3} \end{bmatrix} \mathbf{X} + p_{2,4} - \mathbf{x}' p_{3,4} = 0 \end{cases} \quad (2.14)$$

où  $p_{m,n}$  est une valeur de la matrice de projection à la ligne  $m$  et à la colonne  $n$ . Les variables  $A_i$  et  $b_k$  permettent quant à eux d'exprimer ce système d'équations sous une forme simplifiée ou  $A_i$  regroupe les termes desquels  $\mathbf{X}$  a été mis en évidence et où  $b_i$  regroupe les termes restants. Une fois ces équations construites pour les deux matrices de projection  $P_1$  et  $P_2$  elles sont réunies dans un seul système d'équations :

$$A\mathbf{X} = b. \quad (2.15)$$

En assumant que le rang de la matrice  $A$  est de 3, ce qui est normalement le cas, la résolution de ce système d'équations permet d'obtenir  $\mathbf{X}$ , ainsi :

$$\mathbf{X} = (A^T A)^{-1} A^T b. \quad (2.16)$$

Afin de mesurer la précision du point 3D calculé, l'erreur de reprojection est utilisée, c'est-à-dire la distance entre les points 2D originaux  $\mathbf{x}$  et  $\mathbf{x}'$  et les projections  $\hat{\mathbf{x}}$  et  $\hat{\mathbf{x}'}$  du point 3D calculé. Pour un ensemble de points 2D, l'erreur de reprojection est :

$$\sum_{i=1}^n d(\mathbf{x}_i, \hat{\mathbf{x}}_i)^2 + d(\mathbf{x}'_i, \hat{\mathbf{x}}'_i)^2 \quad (2.17)$$

où  $d(*, *)$  est la distance euclidienne. Ainsi, les correspondances peuvent être interprétées comme des images imparfaites d'un point de l'espace et l'erreur de reprojection quantifie leur écart par rapport aux véritables projections (Hartley et Zisserman, 2003).

## 2.2 Calibrage du système angiographie biplan

Lors d'une reconstruction 3D, on cherche à inverser le processus physique de projection à l'origine des images angiographiques tel que décrit dans la section 2.1. Une connaissance précise des paramètres de caméras tant intrinsèques, qu'extrinsèques ayant été utilisés lors de la capture des images est donc une condition *sine qua non* à la reconstruction 3D. Toutefois, les paramètres des caméras obtenus du système d'acquisition angiographique du CHU Sainte-Justine possèdent une précision insuffisante en regard de la précision de reconstruction souhaitée. Il s'avère donc nécessaire de procéder au calibrage du système. Cette section présente donc les différentes étapes et algorithmes utilisés afin d'optimiser les paramètres projectifs, intrinsèques et extrinsèques des caméras.

Afin de calibrer le système, un guide marqué est utilisé. Un guide (*Voir figure 2.6*) est un instrument radio-opaque muni d'une extrémité spiralée flexible permettant à un cathétériseur de naviguer dans le réseau vasculaire de son patient. Le guide une fois en place fait littéralement office de rail sur lequel l'équipement nécessaire à l'opération telle qu'un cathéter, un ballon angioplastique ou encore une endoprothèse (*stent*) est guidée jusqu'à la zone d'intervention. Régulièrement distribués, les marqueurs se retrouvent à l'une des extrémités d'un guide marqué. Ils servent, entre autres, à établir le facteur de grossissement des images angiographiques, ce qui permet la mesure des structures anatomiques.

Plusieurs raisons motivent l'utilisation d'un guide marqué comme objet de calibrage. Dans un premier temps, les techniques existantes comportent plusieurs lacunes. Par exemple, l'utilisation d'une mire de calibrage<sup>1</sup> (Rougee *et al.*, 1993; Kerrien *et al.*, 1998) nécessite de perturber le déroulement normal de l'opération à chaque changement de position des caméras. Une autre méthode proposée par Cheriet et Meunier (1999) permet de calibrer le système en utilisant les bifurcations de l'arbre coronarien comme correspondances. Cependant, dans le cas des artères pulmonaires il est difficile voir impossible d'identifier suffisamment de correspondances uniques. De plus, cette méthode présume que les images sont acquises simultanément alors que ce n'est pas le cas. Les artères se déplaçant et se déformant légèrement entre les deux acquisitions et peut ainsi introduire des erreurs dans le calibrage du système.

---

1. calibration phantom



Figure 2.6 Guide marqué tel que vu lors d'un examen angiographique

La méthode proposée quant à elle peut être réalisée en minimisant les changements aux protocoles opératoires. Le guide faisant déjà partie intégrante de plusieurs procédures. Les marqueurs étant radio-opaque, donc bien visibles, assurent la présence d'un minimum de correspondances et qui en plus, peuvent être utilisés afin d'en estimer un plus grand ensemble lorsque couplés à la structure continue du guide. Enfin, le guide étant présent dans toutes les images d'une séquence. Il est possible d'utiliser l'aspect temporel et le mouvement associé afin d'augmenter le nombre de correspondances et de diminuer l'impact associé au fait que les images ne soient pas acquises simultanément.

La Figure 2.7 donne un aperçu des étapes de la méthode proposée qui est décrite dans la suite de cette section. Dans un premier temps, la sous-section 2.2.1 présente l'étape de segmentation du guide, de l'extraction de sa ligne centrale et de l'identification des marqueurs. Ensuite, la sous-section 2.2.2 présente la méthode permettant d'établir un ensemble de correspondances entre les plans. Enfin, la sous-section 2.2.3 présente le processus d'optimisation des paramètres de projection où sont combinés l'algorithme de correspondances et l'algorithme d'optimisation non linéaire. Ceux-ci sont utilisés afin de faire varier les paramètres des caméras et itération après itération de tendre vers une solution minimisant l'erreur de reprojection du guide.

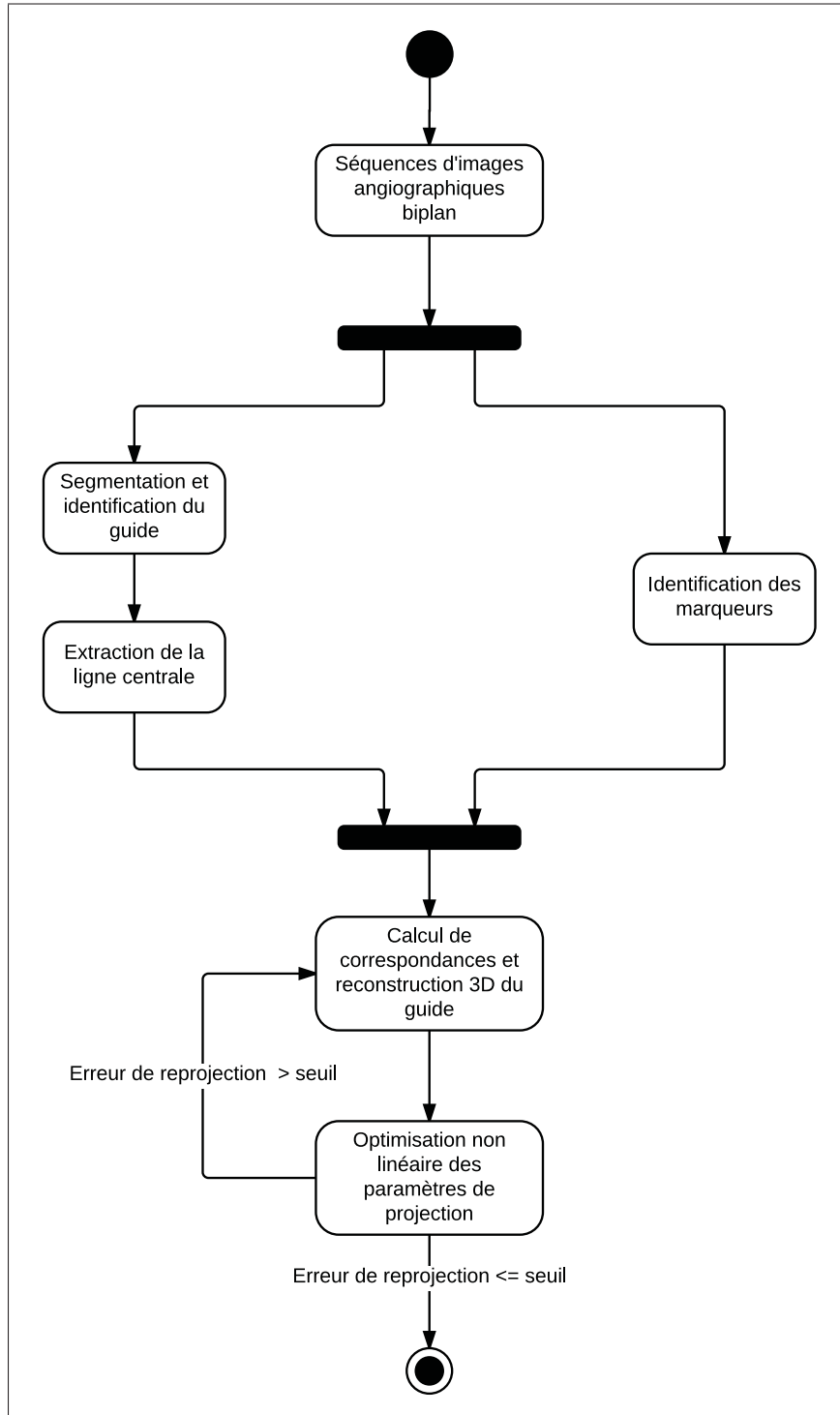


Figure 2.7 Processus de calibrage d'un système angiographique biplan



### 2.2.1 Segmentation, extraction de la ligne centrale du guide et identification des marqueurs

Tout d'abord, avant d'être en mesure de calibrer le système angiographique, il est nécessaire de segmenter et d'identifier le guide marqué puis de déterminer la position de sa ligne centrale. Toutes les erreurs commises au cours de cette étape seront propagées aux étapes subséquentes et peuvent être une source d'erreurs au niveau du calibrage final.

La segmentation du guide débute par l'application d'un filtre multiéchelles basé sur les valeurs propres de la matrice hessienne. Ce filtre initialement proposé par Frangi *et al.* (1998) afin de rehausser les vaisseaux sanguins dans des images angiographiques s'avère également adéquat dans le cas d'un guide. Concrètement, le *filtre de Frangi* permet d'obtenir une mesure de tubularité, c'est-à-dire, la probabilité pour un pixel d'appartenir à une structure tubulaire (Voir section 1.4.1, p. 11). Cependant, le filtre de Frangi est insuffisant, car en plus du guide, les images angiographiques contiennent souvent d'autres structures tubulaires comme un cathéter, des fils de sutures d'opérations précédentes, des côtes, etc. Afin de poursuivre la segmentation, une opération de seuillage est effectuée pour chacun des pixels de l'image :

$$I(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(x, y) \geq \text{seuil} \\ 0 & \text{si } I(x, y) < \text{seuil} \end{cases} \quad (2.18)$$

Cette opération a pour objectif de retirer les pixels les moins susceptibles d'appartenir à une structure tubulaire et de binariser l'image. Enfin, on complète la segmentation en procédant à une analyse des composants connectés de façon à conserver seulement le composant prédominant qui devrait correspondre au guide. Cependant, si des problèmes surviennent et que la segmentation est mauvaise, un opérateur peut intervenir. En effet, la segmentation du guide est supervisée de façon à assurer sa qualité. L'opérateur peut intervenir afin de modifier le seuil qui, par défaut, est de 0.25 ; il peut également intervenir sur l'image binarisée et déconnecter certains segments. Toutefois, le rôle primaire de l'opérateur est l'identification des marqueurs du guide. Une fois une image segmentée, le masque de segmentation est superposé sur l'image originale et est présenté à l'opérateur qui indique l'emplacement de chacun des marqueurs en débutant par celui se trouvant le plus près de l'extrémité. Ce faisant, l'opérateur indique également le sens du guide.

Une fois le guide correctement segmenté, il est nécessaire d'en extraire la ligne centrale. L'extraction de la ligne centrale du guide ne présente pas exactement les mêmes défis que ceux

rattachés à l'extraction de la ligne centrale de vaisseaux sanguins (*Voir* section 1.4.2, p. 12), le guide étant une structure continue de taille constante et sans bifurcations. Néanmoins, la précision de son extraction est tout aussi importante considérant qu'elle servira dans le calibrage du système. Le processus d'extraction utilise l'algorithme développé par Bouix *et al.* (2005) reposant principalement sur un algorithme de squelettisation utilisant les équations de Hamilton-Jacobi (Siddiqi *et al.*, 2002). L'algorithme utilise le flux extérieure moyen<sup>2</sup> afin de faire la distinction entre les points faisant partie du squelette de ceux qui n'en font pas partie combiné à une procédure d'amincissement préservant la topologie de la forme.

### 2.2.2 Calcul de correspondances sur le guide

Une fois la segmentation et l'extraction de la ligne centrale effectuée, l'étape suivante est le calcul de correspondances et la reconstruction 3D de la ligne centrale du guide. L'objectif de cette étape n'est pas l'obtention de correspondances parfaites ni d'une reconstruction 3D parfaite. Il s'agit plutôt de définir un ensemble d'hypothèses de correspondances et donc une hypothèse de reconstruction 3D. Cette hypothèse est ensuite utilisée afin d'optimiser les paramètres de projection (*Voir* section 2.2.3, p. 41). Ensuite, de nouvelles correspondances sont calculées puis sont de nouveau utilisées afin d'optimiser les paramètres de projections. Ces étapes sont répétées jusqu'à ce que l'erreur de reprojection (*Voir* équation 2.17) se stabilise ou atteigne un seuil prédéfini.

Afin de s'assurer que le processus d'optimisation converge, plusieurs contraintes sont considérées lors de la formulation d'une solution au problème de correspondances. Tout d'abord, la section 2.2.2.1 présente une méthode permettant de formuler le problème de correspondance comme un problème de recherche d'un chemin dans un graphe et d'améliorer globalement le calibrage. Puis, la section 2.2.2.2 traite de l'ajout d'une contrainte supplémentaire, considérant les points de la courbe formés par le guide dans chacune des images lorsque ceux-ci sont tangents au plan épipolaire.

#### 2.2.2.1 Correspondances par plus court chemin

En limitant la recherche de correspondances au guide, la recherche d'une correspondance pour un point donné est réduite à une recherche dans une seule dimension plutôt que deux si l'image entière était considérée. Aussi, puisque le guide est une structure continue et que son orientation est connue (*Voir* section 2.2.1), il est possible de contraindre la recherche de façon à assurer la progression des correspondances le long du guide. Ainsi si un pixel  $u_n$  correspond à  $u'_n$

---

2. Average outward flux

alors  $u_{n+1}$  peut seulement correspondre à un pixel  $u'_{n+m}$  où  $m \geq 0$ . De plus, la présence de correspondances connues telles que celles définies à la section 2.2.1 couplées à la géométrie épipolaire (Voir section 2.1.4) permet de contraindre davantage le problème en limitant les correspondantes candidates à celles près de la droite épipolaire formée par le point à faire correspondre.

Les métadonnées issues des fichiers DICOM bien qu'imparfaites, permettent d'obtenir une estimation initiale des paramètres et donc du calibrage du système de caméras angiographique (Voir section 2.1.3). Ces paramètres sont utilisés lors de la première utilisation de l'algorithme de correspondances, par la suite les paramètres modifiés issus du processus d'optimisation sont utilisés (Voir section 2.2.3).

Une estimation des paramètres de calibrage permet pour chaque point du guide  $\mathbf{x}_i$  de la première image, de calculer une droite épipolaire  $l'_i$  (Voir équation 2.11). Pour chacune de ces droites, la distance entre chacun des points du guide  $\mathbf{x}'_j$  de la seconde image est calculée. Pour un point et une droite, la distance est :

$$d(\mathbf{x}, l) = \left| \frac{av + bw + c}{\sqrt{a^2 + b^2}} \right| \quad \text{où} \quad \begin{cases} l = ax + bx + c \\ \mathbf{x} = [v, w]^T \end{cases} \quad (2.19)$$

Ainsi, une carte de distances  $CD$  de taille  $m$  par  $n$  est créée où  $m$  et  $n$  sont le nombre de pixels définissant la ligne centrale du guide dans chacune des images. Chaque élément de la carte  $CD(i, j)$  correspond donc à la distance entre une droite épipolaire  $l'_i$  et un point  $\mathbf{x}'_j$ . Ce faisant, il est possible d'exprimer le problème de correspondance comme un problème de recherche d'un chemin monotone dans un graphe Faugeras (1993).

Cependant, le calibrage n'étant pas parfait, les correspondances créées de cette façon ne le sont pas non plus. C'est pourquoi les correspondances marquées manuellement (Voir section 2.2.1), sont utilisées afin de corriger en partie l'erreur occasionnée par l'imprécision du calibrage. Cette correction permet de tendre vers une mise en correspondance plus près de la réalité et permet également au processus d'optimisation de converger vers une bonne solution.

Avec comme objectif de corriger les correspondances, le décalage en  $x$  et en  $y$  entre chacune des droites épipolaires  $l'_i$  et chacun des points  $\mathbf{x}'_j$  connus est calculé :

$$\Delta_x(\mathbf{x}, l) = \frac{b(bv - aw) - ac}{a^2 + b^2} \quad \text{et} \quad \Delta_y(\mathbf{x}, l) = \frac{a(-bv + aw) - ac}{a^2 + b^2} \quad \text{où} \quad \begin{cases} l = ax + bx + c \\ \mathbf{x} = [v, w]^T \end{cases} \quad (2.20)$$

Ensuite, chacun des points du guide est décalé en fonction du décalage des deux correspondances connues les plus rapprochées, et ce proportionnellement à la distance séparant un point de ces correspondances. Pour un point  $\mathbf{x}'_j$  et deux correspondances connues à une distance euclidienne  $d_1$  et  $d_2$  et dont le décalage respectif avec leur droite épipolaire est  $\Delta_1$  et  $\Delta_2$ ,  $\mathbf{x}'_j$  est décalé de :

$$\Delta_{\mathbf{x}'_j} = - \left( \Delta_1 \left( 1 - \frac{d_1}{d_1 + d_2} \right) + \Delta_2 \left( 1 - \frac{d_2}{d_1 + d_2} \right) \right). \quad (2.21)$$

Ainsi, plus un point  $\mathbf{x}'_j$  est près de l'une des correspondances connues, plus le poids de cette correspondance est importante dans le calcul du décalage. Une fois le décalage calculé pour l'ensemble des points, la nouvelle position de chacun d'entre eux est obtenue :

$$\hat{\mathbf{x}}'_j = \mathbf{x}'_j + \Delta_{\mathbf{x}'_j}. \quad (2.22)$$

Puis, en utilisant l'équation (2.19), une carte de distances prenant compte du décalage issus des correspondances connues est formé. La figure 2.8 présente un exemple d'une carte de distances avant et après décalage où il est possible de visualiser l'influence des correspondances connues.

Comme mentionné précédemment, cette carte de distance permet de formuler le problème de correspondances comme un problème de recherche d'un chemin dans un graphe pondéré et dirigé. Ainsi, un graphe  $G$  est construit de façon à respecter la contrainte de continuité. C'est-à-dire que pour qu'un sommet du graphe  $s = CD(i, j)$  soit relié à un sommet  $s' = CD(i', j')$  et représente chemin possible alors :

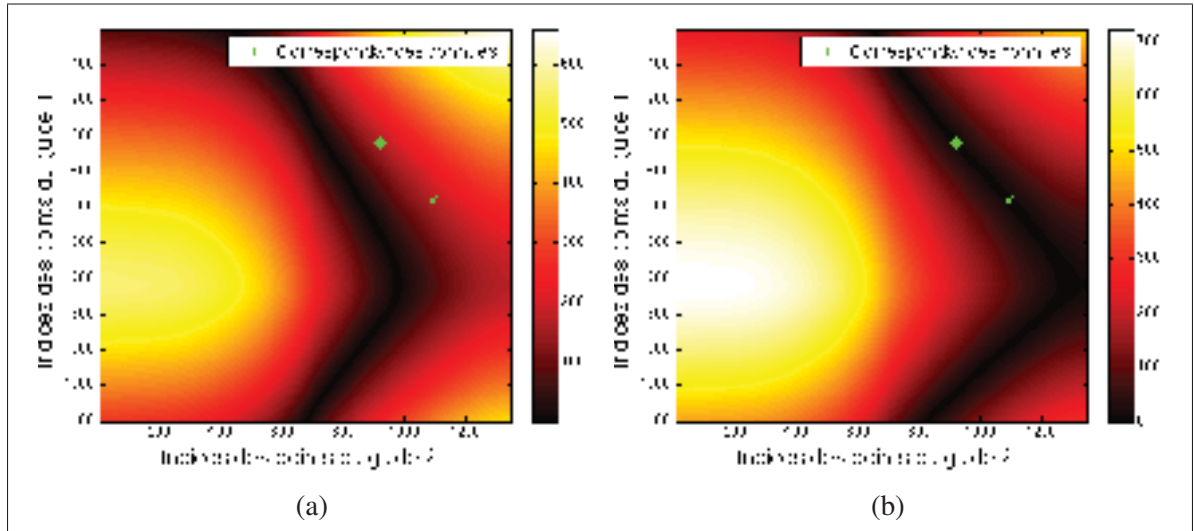


Figure 2.8 Carte de distances, un ton foncé représente une courte distance et inversement un ton clair est une grande distance. Les marqueurs dont la correspondance est connue sont utilisés afin de décaler les points du guide afin de corriger partiellement l'erreur de calibrage (a) avant décalage, (b) après décalage

$$(i, j) < (i', j') \leftrightarrow \begin{cases} i' = i + 1 \text{ et } j' = j + 1 \\ \text{ou } i' = i \text{ et } j' = j + 1 \\ \text{ou } i' = i + 1 \text{ et } j' = j \end{cases} \quad (2.23)$$

Le coût de l'arc ( $A$ ) permettant de passer d'un sommet à un autre est normalisé entre 0 et 1 soit :

$$C(A_{s \rightarrow s'}) = \frac{CD(i, j)}{\max(CD)} \quad (2.24)$$

Enfin, le chemin minimum reliant l'origine ( $CD_o$ ) à la destination ( $CD_d$ ) est trouvé en utilisant l'algorithme du plus court chemin développé par Dijkstra (1959) et défini l'ensemble des correspondances. Toutefois, le chemin ne débute pas nécessairement à  $CD_o = (1, 1)$  et ne se

termine pas non plus nécessairement à  $CD_d = (m, n)$ , la portion visible du guide au sein d'une image ne correspondant pas exactement à celle visible dans la deuxième image.

Afin de déterminer l'origine et la destination du problème du plus court chemin, plusieurs points sont considérés et une heuristique est utilisée afin de les sélectionner.  $CD_o$  est recherché le long de la première colonne et de la première rangée de  $CD$  qui sont conjointement représentés sous la forme d'une fonction discrète  $F_o(x) = [CD(m..1, 1), CD(1, 2..n)]$ .  $F_o(x)$  est ensuite lissée à l'aide d'une moyenne mobile d'intervalle 5 puis les maximums de la fonction sont extraits. C'est d'ailleurs en raison de l'extraction de ces maximums que les deux côtés de  $CD$  sont joints en une seule fonction. L'extraction indépendante des maximums pour chacun des côtés pourrait entraîner la détection d'un faux maximum à l'origine. Enfin, un pointage est calculé pour chacun des maximums :

$$\text{pointage}(F_o(x)) = F_o(x) + \frac{\Delta_p * (1 - e^{0.25})}{dim} \begin{cases} dim = m \text{ ou } n \\ \Delta_p = 1 - (i \text{ ou } j) \end{cases} \quad \forall x \in \text{maximums}, \quad (2.25)$$

où l'origine est définie comme le point où le pointage est le plus élevé.  $\Delta_p$  est la distance en  $m$  ou  $n$  entre  $CD(1, 1)$  et le maximum évalué. Le pointage correspond à la valeur du maximum auquel s'ajoute un terme qui pénalise l'éloignement de  $CD(1, 1)$ . En effet, bien que l'origine du graphe n'est pas nécessairement en  $CD(1, 1)$ , il est raisonnable de croire qu'il est dans son voisinage puisque les caméras angiographiques capturent une scène commune. Pour la même raison, il est raisonnable de croire que  $CD_d$  est dans le voisinage de  $CD_d(m, n)$ . De façon analogue à  $CD_o$ ,  $CD_d$  est recherchée le long de la dernière colonne et de la dernière rangée de  $CD$  qui sont également représentées sous la forme d'une fonction discrète  $F_d(x) = [CD(1..m, n), CD(m, (n - 1)..1)]$ .

$$\text{pointage}(F_d(x)) = F_d(x) + \frac{\Delta_q * (1 - e^{0.25})}{dim} \begin{cases} dim = m \text{ ou } n \\ \Delta_q = m - i \text{ ou } n - j \end{cases} \quad \forall x \in \text{maximums}. \quad (2.26)$$

L'équation (2.26) établit le pointage pour les points maximaux de  $F_d(x)$ .  $\Delta_q$  est la distance entre le maximum évalué et  $CD(m, n)$ . Ainsi, le pointage correspondant à la valeur  $F_d(x)$  à laquelle est ajoutée une pénalité proportionnelle à sa distance avec  $CD(m, n)$ .

### 2.2.2.2 Contrainte de la tangente épipolaire

La contrainte de la tangente épipolaire telle que décrite par Hartley et Zisserman (2003) est que pour les points d'une courbe située dans l'espace et où le plan épipolaire y est tangent, les droites épipolaires correspondantes dans chacun des plans image est tangent à la projection de la courbe en ces points (*Voir figure 2.9*). C'est-à-dire que si une droite épipolaire est tangente à un point d'une courbe dans une des projections alors la droite épipolaire correspondant à ce point sera également tangente à la courbe dans les autres projections. Les points des courbes tangents aux droites épipolaires peuvent donc être utilisés comme correspondances (Porrill et Pollard, 1991). Ainsi, cette contrainte a pour objectif d'identifier un point supplémentaire défini par cette contrainte et de l'utiliser comme *correspondances connues* supplémentaires au sein de l'algorithme développé à la section 2.2.2.1.

Toutefois, cette contrainte est considérée dans l'algorithme de correspondances seulement lorsque l'erreur de reprojection atteint un certain seuil. Le calibrage du système ayant un impact sur le positionnement des droites épipolaires, une utilisation trop précaire de cette contrainte pourrait avoir un impact négatif sur l'établissement des correspondances et sur la convergence du processus d'optimisation.

La première étape afin d'identifier ces points est de calculer l'angle de la tangente en chacun des points de la courbe  $C$  que représente la ligne centrale du guide dans chacune des vues. Puisque  $C$  est une courbe discrète composée de pixels, une solution numérique soit la méthode de différence centrale est utilisée afin d'obtenir une estimation de la pente en chacun des points :

$$C'(u_i) \approx \frac{C(u_{i+1}) - C(u_{i-1})}{\Delta x} \quad (2.27)$$

où  $\Delta x$  est la distance en  $x$  entre  $u_{i+1}$  et  $u_{i-1}$ . La figure 2.10 donne un aperçu géométrique de la méthode de différence centrale.

Ensuite, un algorithme de programmation dynamique est utilisé afin de trouver la séquence de 9 pixels minimisant la différence d'angle avec les droites épipolaires dont la distance est

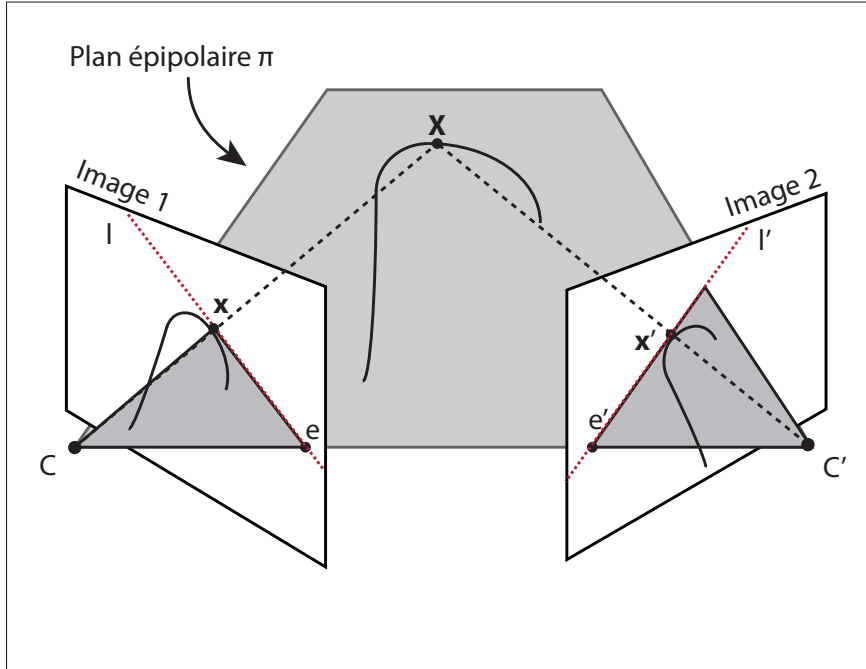


Figure 2.9 Tangence épipolaire : le plan épipolaire est tangent à la courbe formée par le guide au point  $X$ . Considérant la projection de cette courbe dans les images 1 et 2. La droite épipolaire  $l$  est tangente au point  $x$  dans l'image 1 et  $l'$  est tangente au point  $x'$  dans l'image 2

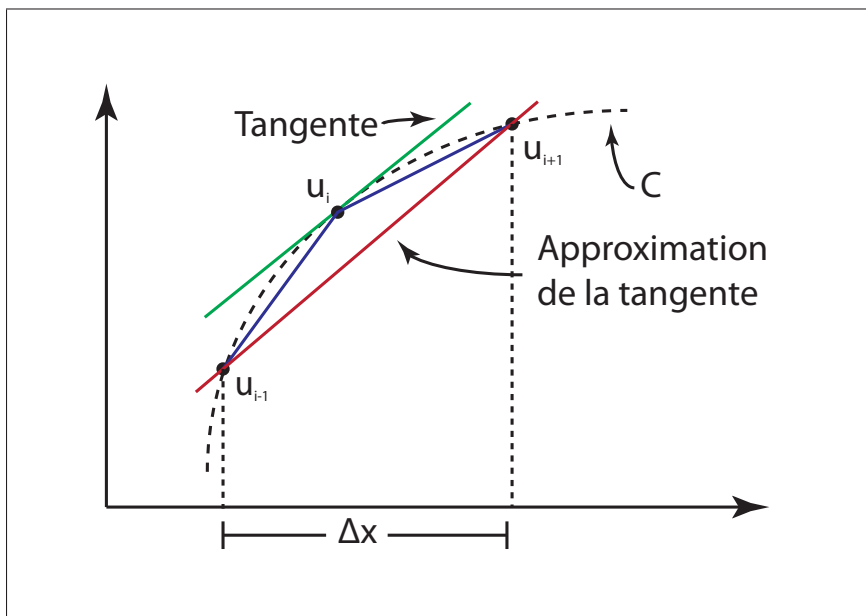


Figure 2.10 Approximation de la tangente au point  $u_i$  de la courbe  $C$  par la méthode de différence centrale



au maximum de 2 fois le décalage moyen des correspondances connues (*Voir* section 2.2.2.1). Enfin, si la différence d'angle moyen de la séquence trouvée est inférieure à  $\pi/16$  rad, ce qui correspond à autoriser une erreur d'environ 3% dans la mesure de l'angle de la courbe, alors le point et la droite épipolaire situés au milieu de la séquence sont considérés comme formant une correspondance.

### 2.2.3 Processus d'optimisation des paramètres de projection

L'objectif du processus d'optimisation est de déterminer les paramètres de calibrage minimisant l'erreur de reprojection du guide. C'est-à-dire, la distance géométrique entre les points appartenant au guide et les points images correspondant à la reprojection dans chacun des plans des points 3D issus de ces mêmes points (*Voir* équation 2.17) et ce globalement pour un ensemble de positions du guide au sein d'une séquence d'acquisition.

Une des problématiques réside dans le fait que, pour minimiser cette erreur, les paramètres des caméras sont modifiés. La position des points 3D et l'erreur de reprojection associée sont calculées afin d'évaluer l'impact des changements. Toutefois, le calcul des points 3D en plus de reposer sur le calibrage du système repose également sur l'identification de correspondance entre les différentes images qui dépend également du calibrage (*Voir* section 2.2.2). Il y a donc une dépendance cyclique ; le calibrage dépend des correspondances et les correspondances dépendent du calibrage. De plus, les images d'une paire d'images ne sont pas acquises exactement au même moment, même si le temps entre leur acquisition est au maximum de l'ordre d'une milliseconde il s'agit d'un temps suffisant pour noter un déplacement du guide lors de certaines phases du cycle cardiaques. Afin de résoudre ces problèmes, l'algorithme 1 est proposé. Dans la suite de cette section, le détail de ses différentes étapes est exposé.

#### 2.2.3.1 Initialisation, paramètres et contraintes d'optimisations

Tout d'abord, le processus d'optimisation considère une séquence, contenant un guide marqué, acquise dans la même configuration de caméra qu'une angiographie du segment d'artères pulmonaires pour laquelle une reconstruction 3D est souhaitée. La ligne centrale du guide a été extraite et la position de ses marqueurs ont été identifiés (*Voir* figure 2.2.1) et ce, pour un ensemble de couples d'images correspondant à environ un cycle cardiaque.

Ensuite, les valeurs sauvegardées au sein des images au format DICOM (*Voir* section 2.1.3) sont utilisées afin d'initialiser les paramètres. Les paramètres à optimiser appartenant aux matrices de projection  $P_1$  et  $P_2$  sont  $SID_1$ ,  $SID_2$ ,  $c_{1,x}$ ,  $c_{1,y}$ ,  $c_{2,x}$ ,  $c_{2,y}$  dans le cas des paramètres

---

**Algorithm 1** Optimisation des paramètres de projection
 

---

**Entrée:** Lignes centrales du guide pour  $n$  couples d'images  $L_1\{1..n\}, L_2\{1..n\}$   
 Positions des marqueurs du guide pour  $n$  couples d'images  $M_1\{1..n\}, M_2\{1..n\}$   
 Les paramètres initiaux du système radiographique :  $SID_1, SID_2, c_{1,x}, c_{1,y}, c_{2,x}, c_{2,y}, t_x, t_y, t_z, \omega_\alpha, \omega_\beta, \omega_\gamma$

**Sortie:** Les paramètres optimisés :  $SID_1, SID_2, c_{1,x}, c_{1,y}, c_{2,x}, c_{2,y}, t_x, t_y, t_z, \omega_\alpha, \omega_\beta, \omega_\gamma$

- 1:  $bornes := \text{définirBornes}(SID_1, SID_2, c_{1,x}, c_{1,y}, c_{2,x}, c_{2,y}, t_x, t_y, t_z, \omega_\alpha, \omega_\beta, \omega_\gamma)$
- 2:  $P_1, P_2 \leftrightarrow SID_1, SID_2, c_{1,x}, c_{1,y}, c_{2,x}, c_{2,y}, t_x, t_y, t_z, \omega_\alpha, \omega_\beta, \omega_\gamma$
- 3:  $erreur := \infty$
- 4:  $continue := \text{vrai}$
- 5: **tant que**  $continue$  **fait**
- 6:    $correspondances := \{\emptyset\}$
- 7:   **si**  $erreur > 5$  **alors**
- 8:      $idx := \text{rand}(1, n)$
- 9:      $correspondances := \text{calculerCorrespondances}(L_1\{n\}, L_2\{n\}, M_1\{n\}, M_2\{n\}, P_1, P_2)$
- 10:   **sinon**
- 11:     **pour**  $idx := 1..n$  **fait**
- 12:        $correspondances.\text{ajouter}(\text{calculerCorrespondances}(L_1\{n\}, L_2\{n\}, M_1\{n\}, M_2\{n\}, P_1, P_2))$
- 13:     **fin pour**
- 14:   **fin si**
- 15:
- 16:    $points3D := \text{calculerPts3D}(correspondances, P_1, P_2)$
- 17:    $P_1, P_2 := \text{LM\_optimisation}(correspondances, points3D, P_1, P_2)$
- 18:    $nErreur := \text{calculerErreurResiduel}(correspondances, P_1, P_2)$
- 19:   **si**  $nErreur > 0.3$  **et**  $|erreur - nErreur| > 0.01$  **alors**
- 20:      $erreur := nErreur$
- 21:   **sinon**
- 22:      $continue := \text{faux}$
- 23:   **fin si**
- 24: **fin tant que**

---

intrinsèques, le cisaillement  $s$  étant négligé et considéré comme étant à 0 et  $t_x, t_y, t_z, \omega_\alpha, \omega_\beta, \omega_\gamma$  dans le cas des paramètres extrinsèques. La matrice de rotation  $R$  étant représentée grâce à la formulation de Rodrigues (1840) par le vecteur  $\vec{\omega}$  soit :

$$R \mapsto \vec{\omega} = [\alpha, \beta, \gamma]^T. \quad (2.28)$$

En effet, bien que  $R$  soit composé de 9 éléments, plusieurs d'entre eux sont dépendants,  $R$  ne disposant que de trois degrés de liberté. Une optimisation indépendante de chacun de ses paramètres pourrait donner une solution ne faisant physiquement aucun sens. Cette représentation a également l'avantage de réduire le nombre de variables à optimiser soit 3 comparativement à 9 si la forme initiale serait conservée au sein du processus d'optimisation. En utilisant la formulation tirée de Hartley et Zisserman (2003, A4.3.2)  $\vec{\omega}$  se calcule à partir des opérations suivantes :

- 1) La résolution de cette équation permet d'obtenir  $\frac{\vec{\omega}}{\|\vec{\omega}\|}$ , qui est un vecteur unitaire définissant un axe de rotation :

$$(R - I_{3 \times 3}) \frac{\vec{\omega}}{\|\vec{\omega}\|} = [0, 0, 0]^T \quad (2.29)$$

- 2) Ensuite, l'angle de rotation  $\theta$  est obtenu grâce à :

$$\theta = \text{atan2} \left( \frac{\frac{\vec{\omega}}{\|\vec{\omega}\|}^T [r_{3,2} - r_{2,3}, r_{1,3} - r_{3,1}, r_{2,1} - r_{1,2}]^T}{2}, \frac{\text{trace}(R) - 1}{2} \right) \quad (2.30)$$

où  $r_{m,n}$  est une valeur de la matrice de rotation  $R$  à la ligne  $m$  et à la colonne  $n$  telle que présentée à l'équation (2.5).

- 3) Enfin, dans la formulation de Rodrigues  $\theta = \|\vec{\omega}\|$  le vecteur  $\vec{\omega}$  est donc équivalent à  $\frac{\vec{\omega}}{\|\vec{\omega}\|} \theta$ .

Concrètement, la formulation de Rodrigues permet de représenter une rotation dans l'espace selon la représentation axe-angle et d'incorporer l'information de l'axe et de l'angle au sein du même vecteur. L'axe de rotation étant  $\frac{\vec{\omega}}{\|\vec{\omega}\|}$  et l'angle  $\theta$  est  $\|\vec{\omega}\|$ . Ce faisant, il est inversement possible d'obtenir  $R$  à partir de  $\vec{\omega}$  l'équation suivante :

$$R = I_{3 \times 3} + \frac{\sin(\theta)}{\theta} [\vec{\omega}]_{\times} + \frac{1 - \cos(\theta)}{\theta^2} [\vec{\omega}]_{\times}^2 \quad (2.31)$$

$[\omega]_{\times}$  étant une matrice antisymétrique composée à partir des éléments de  $\omega$  soit :

$$[\vec{\omega}]_{\times} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_3 & \omega_2 \\ \omega_3 & 0 & -\omega_1 \\ -\omega_2 & \omega_1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.32)$$

Enfin, pour chacun des paramètres à optimiser, il est nécessaire de définir une borne supérieure et inférieure de façon à limiter la variation des paramètres au voisinage des valeurs initiales et ainsi réduire l'espace de recherche. En effet, bien que les paramètres présents au sein des fichiers DICOM ne soient pas exacts, ils constituent tout de même une approximation raisonnable de ceux-ci. En limitant l'espace de recherche à leur voisinage, il est non seulement possible de diminuer le temps de calcul, mais également de diminuer le risque de divergence du processus d'optimisation.

Les bornes sont définies en fonction de considérations physiques associées à chacun des paramètres et de l'unité avec laquelle une valeur est représentée. Une part de l'erreur étant attribuable à l'arrondissement de la valeur des paramètres afin de se conformer à l'unité définie dans le standard DICOM et une seconde part étant attribuable à une erreur de mesure. Ce faisant nous faisons l'hypothèse que les paramètres réels du système se trouvent dans un voisinage rapproché de ce qui est énoncé dans le DICOM. Ainsi pour les paramètres  $SID_1$ ,  $SID_2$  la variation est de  $\pm 2$  millimètres, pour  $\omega_\alpha$ ,  $\omega_\beta$  et  $\omega_\gamma$  exprimés en degré, les bornes sont situées à  $\pm 3^\circ$  de leur valeur initiale ce qui correspond à une variation de  $\pm 1^\circ$  des paramètres  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\phi_1$ , et  $\phi_2$  à l'origine de la matrice  $R$  (Voir équation 2.9). Les bornes concernant les paramètres  $c_{1,x}$ ,  $c_{1,y}$ ,  $c_{2,x}$  et  $c_{2,y}$  sont définis afin de considérer un écart maximum de  $\pm 2$  pixels. Enfin, pour les paramètres  $t_x$ ,  $t_y$ ,  $t_z$  la variation permise est de  $\pm 40$  millimètres. Il s'agit d'un écart beaucoup plus considérable que celui permis pour les autres paramètres, mais le vecteur de translation est formé d'une combinaison de d'autres paramètres et ce faisant est sujet à une erreur potentiellement plus élevé.

### 2.2.3.2 Amélioration itérative de la géométrie du système

Une fois le processus initialisé, l'optimisation à proprement parler peut débuter et consiste en la répétition de deux étapes jusqu'à convergence soit le calcul des correspondances et l'optimisation non linéaire des paramètres.

Pour chaque itération, un ensemble de correspondances  $\mathbf{x}_{1,i} \leftrightarrow \mathbf{x}_{2,i}$  est établis à l'aide de la méthode d'écrite à la section 2.2.2 et des paramètres de calibrage résultant de l'itération pré-

cédente ou des fichiers DICOM si il s'agit de la première itération. Dans un souci de performance, des correspondances sont initialement créées pour un seul couple d'images sélectionné aléatoirement, l'ensemble des couples est considéré seulement lorsque l'erreur de reprojection moyenne atteint un certain seuil à partir duquel il est souhaitable d'optimiser les paramètres plus finement et plus précisément. En effet, lorsque l'erreur de reprojection moyenne est relativement grande ( $> 5$  pixels) les modifications apportées aux paramètres de calibrage sont plutôt grossiers et l'utilisation de l'ensemble des couples d'images à ce stade n'est donc pas nécessaire et ne fait qu'ajouter de la complexité.

Ensuite, pour l'ensemble des  $n$  couple de correspondances, une estimation  $\tilde{\mathbf{X}}_i$  de la position du point 3D est calculée en utilisant la méthode décrite à la section 2.1.4. Puis, la fonction objective suivante est minimisée :

$$\begin{aligned} \min \mathbf{F}(R, \vec{t}, SID_j, c_{j,x}, c_{j,y}) = & \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^2 \left\| \mathbf{x}_{j,i} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i \right\|^2 \\ & + \varpi \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=1}^2 \left\| \frac{\mathbf{x}_{j,i+1} - \mathbf{x}_{j,i}}{\|\mathbf{x}_{j,i+1} - \mathbf{x}_{j,i}\|} - \frac{P_j \tilde{\mathbf{X}}_{i+1} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i}{\|P_j \tilde{\mathbf{X}}_{i+1} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i\|} \right\|^2, \end{aligned} \quad (2.33)$$

où  $P_j \tilde{\mathbf{X}}_i$  est la projection du point  $\tilde{\mathbf{X}}_i$  sur le plan de l'image 1 ou 2, conformément aux équations (2.6) et (2.7) et  $\varpi$  est un facteur de pondération permettant de contrôler l'influence du facteur directionnelle. Par conséquent, la première partie de l'équation établit la distance entre la projection de  $\tilde{\mathbf{X}}_i$  et le point attendu  $\mathbf{x}_{j,i}$  et la seconde partie est la différence entre la direction d'un vecteur reliant deux points successif  $\mathbf{x}_{j,i}$  et  $\mathbf{x}_{j,i+1}$  et la direction du vecteur résultant de la projection des points correspondants  $\tilde{\mathbf{X}}_i$  et  $\tilde{\mathbf{X}}_{i+1}$  (Yang *et al.*, 2009). Il s'agit donc d'un problème de minimisation non linéaire résolu à l'aide de l'algorithme de Levenberg-Marquart (Levenberg, 1944; Marquardt, 1963). L'implémentation de Lourakis (2005) *levmar* est utilisé.

L'algorithme de Levenberg-Marquart (LM) permet de fournir une solution à un problème de minimisation des moindres carrés non linéaire où plusieurs variables sont impliquées. LM est un algorithme adaptatif utilisant de façon alternative l'algorithme de Gauss-Newton et l'algorithme du gradient. L'utilisation de LM nécessite le calcul de la matrice jacobienne qui est la matrice des dérivées partielles du premier ordre d'une fonction vectorielle. Mais tout d'abord, afin de faciliter son calcul, l'équation (2.33) est réduite de façon à représenter une somme des composants des différences en  $x$  et  $y$  entre un point  $\mathbf{x}_{j,i}$  et un point image  $P_j \tilde{\mathbf{X}}_i$  pour la première

partie de l'équation et des différences en  $x$  et  $y$  dans la direction du vecteur pour la seconde. Ainsi, pour la première partie de l'équation, si un seul point est considéré :

$$\left\| \mathbf{x} - P\tilde{\mathbf{X}} \right\|^2 = \left\| \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tilde{x} \\ \tilde{y} \end{bmatrix} \right\|^2 = \left\| \begin{bmatrix} d_{1x} \\ d_{1y} \end{bmatrix} \right\|^2 = \sqrt{d_{1x}^2 + d_{1y}^2}^2 = d_{1x}^2 + d_{1y}^2. \quad (2.34)$$

De la même façon, pour la seconde partie de l'équation :

$$\begin{aligned} \varpi \left\| \frac{\mathbf{x}_{j,i+1} - \mathbf{x}_{j,i}}{\|\mathbf{x}_{j,i+1} - \mathbf{x}_{j,i}\|} - \frac{P_j \tilde{\mathbf{X}}_{i+1} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i}{\|P_j \tilde{\mathbf{X}}_{i+1} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i\|} \right\|^2 &= \varpi \left\| \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \tilde{x} \\ \tilde{y} \end{bmatrix} \right\|^2 \\ &= \varpi \left\| \begin{bmatrix} d_{2x} \\ d_{2y} \end{bmatrix} \right\|^2 = \varpi \sqrt{d_{2x}^2 + d_{2y}^2}^2 = \varpi d_{2x}^2 + \varpi d_{2y}^2. \end{aligned} \quad (2.35)$$

Ainsi, si l'ensemble des différences à minimiser de l'équation (2.33) sont représentés de façon explicite :

$$\mathbf{F}(R, \vec{t}, SID_j, c_{j,x}, c_{j,y}) = \begin{bmatrix} d_{1,1,1x}^2 \\ d_{1,1,1y}^2 \\ \varpi d_{1,1,2x}^2 \\ \varpi d_{1,1,2y}^2 \\ \vdots \\ d_{j,i,1x}^2 \\ d_{j,i,1y}^2 \\ \varpi d_{j,i,2x}^2 \\ \varpi d_{j,i,2y}^2 \end{bmatrix}. \quad (2.36)$$

Ainsi, la matrice jacobienne de l'équation de projection (2.7) est définie en  $x$  et en  $y$  pour chacune des parties de l'équation :

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\delta 1x}{\delta SID_1} & \frac{\delta 1x}{\delta SID_2} & \frac{\delta 1x}{\delta c_{1,x}} & \frac{\delta 1x}{\delta c_{1,y}} & \frac{\delta 1x}{\delta c_{2,x}} & \frac{\delta 1x}{\delta c_{2,y}} & \frac{\delta 1x}{\delta t_x} & \frac{\delta 1x}{\delta t_y} & \frac{\delta 1x}{\delta t_z} & \frac{\delta 1x}{\delta \omega_\alpha} & \frac{\delta 1x}{\delta \omega_\beta} & \frac{\delta 1x}{\delta \omega_\gamma} \\ \frac{\delta 1y}{\delta SID_1} & \frac{\delta 1y}{\delta SID_2} & \frac{\delta 1y}{\delta c_{1,x}} & \frac{\delta 1y}{\delta c_{1,y}} & \frac{\delta 1y}{\delta c_{2,x}} & \frac{\delta 1y}{\delta c_{2,y}} & \frac{\delta 1y}{\delta t_x} & \frac{\delta 1y}{\delta t_y} & \frac{\delta 1y}{\delta t_z} & \frac{\delta 1y}{\delta \omega_\alpha} & \frac{\delta 1y}{\delta \omega_\beta} & \frac{\delta 1y}{\delta \omega_\gamma} \\ \frac{\delta 2x}{\delta SID_1} & \frac{\delta 2x}{\delta SID_2} & \frac{\delta 2x}{\delta c_{1,x}} & \frac{\delta 2x}{\delta c_{1,y}} & \frac{\delta 2x}{\delta c_{2,x}} & \frac{\delta 2x}{\delta c_{2,y}} & \frac{\delta 2x}{\delta t_x} & \frac{\delta 2x}{\delta t_y} & \frac{\delta 2x}{\delta t_z} & \frac{\delta 2x}{\delta \omega_\alpha} & \frac{\delta 2x}{\delta \omega_\beta} & \frac{\delta 2x}{\delta \omega_\gamma} \\ \frac{\delta 2y}{\delta SID_1} & \frac{\delta 2y}{\delta SID_2} & \frac{\delta 2y}{\delta c_{1,x}} & \frac{\delta 2y}{\delta c_{1,y}} & \frac{\delta 2y}{\delta c_{2,x}} & \frac{\delta 2y}{\delta c_{2,y}} & \frac{\delta 2y}{\delta t_x} & \frac{\delta 2y}{\delta t_y} & \frac{\delta 2y}{\delta t_z} & \frac{\delta 2y}{\delta \omega_\alpha} & \frac{\delta 2y}{\delta \omega_\beta} & \frac{\delta 2y}{\delta \omega_\gamma} \end{bmatrix}. \quad (2.37)$$

Enfin, une fois les paramètres optimisés et qu'une nouvelle version de  $P_1$  et  $P_2$  est obtenu, le résidu de l'erreur quadratique moyenne (RMS) aussi appelée erreur résiduelle est calculé soit :

$$\epsilon_{res} = \frac{1}{\sqrt{4n}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^2 \left\| \mathbf{x}_{j,i} - P_j \tilde{\mathbf{X}}_i \right\|^2}. \quad (2.38)$$

Cette erreur mesure la différence moyenne entre un point connu  $\mathbf{x}_{j,i}$  et la projection du point  $\tilde{\mathbf{X}}_i$  lui correspondant. Ensuite, si cette erreur est au-dessus du seuil de 0.3 et que la différence entre l'erreur de l'itération précédente est également au-dessus de 0.01 alors une nouvelle itération a lieu en considérant les nouvelles valeurs des paramètres contenus dans  $P_1$  et  $P_2$ . Toutefois, si ces seuils ne sont pas rencontrés, le processus d'optimisation prend fin.

### 2.3 Évaluation de la méthode proposée

Cette section présente le plan d'expérimentation développé afin de valider l'approche proposée pour corriger les paramètres de calibrage d'un système angiographique biplan. L'évaluation proposée est divisée en deux parties. La première partie dont les détails sont présentés à la section 2.3.1 a pour objectif d'évaluer de façon théorique le modèle de calibrage à l'aide de simulations. Ensuite, la seconde partie des évaluations présentée à la section 2.3.2 a pour objectif d'évaluer la validité clinique de notre modèle de calibrage au moyen de données réelles.

### 2.3.1 Simulation de la forme du guide en 3D

Cette évaluation consiste à conduire un ensemble de simulation au moyen d'un guide synthétique placé dans l'espace puis projeté sur les plans dans des conditions similaires à ce qui est rencontré lors de l'utilisation de données réelles. Ceci revient à supposer dans un premier temps l'exactitude de la segmentation et de l'extraction de la ligne centrale du guide afin d'évaluer exclusivement le processus d'optimisation des paramètres des caméras.

#### 2.3.1.1 Génération du guide

La première étape consiste à simuler la ligne centrale du guide dans l'espace prenant une forme similaire à ce qui peut être rencontré lors d'une intervention. Pour ce faire, une série de points est définie dans l'espace 3D. Puis, une courbe *spline* d'ordre 3 est interpolée à partir de ces points définissant ainsi la position du guide dans l'espace. Ensuite, afin de simuler le déplacement du guide dans l'espace induit par le mouvement cardio-respiratoire la *spline* est déformée de façon graduelle en appliquant déplacement inférieure-supérieure. Ainsi un ensemble de *splines* représentant le guide dans l'espace à différents instants est créé.

Dans un second temps, les guides 3D sont projetés sur les plans images afin de simuler une acquisition angiographique (Voir équation 2.7). Les paramètres des sources radiographiques pour la simulation angiographique sont issus d'une séquence réelle. Aux fins de l'expérimentation, ces paramètres sont considérés comme exacts puisqu'ils sont à l'origine des projections images du guide.

#### 2.3.1.2 Mesure de l'erreur de calibrage

Le processus d'optimisation du calibrage est évalué de façon quantitative à l'aide de la mesure de deux erreurs. La première erreur est **l'erreur quadratique moyenne (RMS)** de la reprojection (Voir équation 2.38). Cette erreur permet de mesurer la précision du calibrage en fonction de la distance entre les points du guide et de leur reprojection. Cette erreur est entre autres utilisée par Chen et Carroll (2000); Zhang (2000); Yang *et al.* (2009) et est généralement la seule erreur évaluée dans le cas d'une reconstruction 3D puisque la géométrie réelle de l'objet 3D n'est généralement pas connue.

La seconde mesure de l'erreur, est la **distance point-droite au carré moyenne** définie par Hartley *et al.* (1992) comme étant :



$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n d(\mathbf{x}'_i, F\mathbf{x}_i)^2 + d(\mathbf{x}, F^T \mathbf{x}'_i)^2, \quad (2.39)$$

où  $d(\mathbf{x}, l)$  est la distance en pixels entre une droite épipolaire et le point correspondant dans la seconde image, pour chacun des points dans les deux images. Une distance nulle entre un point et une droite épipolaire signifie que la contrainte épipolaire est respectée (Voir équation 2.13). En contrepartie, une distance non nulle signifie que les droites épipolaires pour une paire de points correspondants ne se rencontrent pas dans l'espace. Cette mesure est donc un indicateur de l'incertitude du système quant à son respect de la géométrie épipolaire qui le définit.

Enfin, la troisième et dernière mesure d'erreur utilisée est la **distance de Fréchet** (Alt et Godau, 1995). La distance de Fréchet est une mesure de similarité entre deux courbes tenant compte de l'emplacement et de l'ordre des points le long des courbes. Alt et Godau (1995) illustre la distance de Fréchet de la façon suivante (Traduction libre) :

Supposons un homme qui promène son chien, chacun marchant sur l'une des courbes. Ils sont tous deux autorisés à contrôler leur vitesse, mais ils ne peuvent pas revenir en arrière. La distance de Fréchet entre les courbes est la longueur de la laisse la plus courte nécessaire pour traverser les deux courbes de cette façon.

L'équation (2.40) définit la distance de Fréchet de façon mathématique.

$$F(A, B) = \inf_{\alpha, \beta} \max_{t \in [0,1]} \|\mathbf{A}(\alpha(t)) - \mathbf{B}(\beta(t))\| \quad (2.40)$$

$A$  et  $B$  sont des courbes et la distance entre  $A$  et  $B$  à un temps  $t$  est la différence entre  $\mathbf{A}(\alpha(t))$  et  $\mathbf{B}(\beta(t))$ . La distance de Fréchet correspond pour l'ensemble des paramétrisations possibles de  $\alpha$  et  $\beta$  ou pour l'ensemble des *marches* possible, à sélectionner celle où la longueur maximale de la *laisse* est minimisée.

L'utilisation de la distance de Fréchet comme mesure de l'erreur est possible puisque la courbe 3D définissant la reconstruction parfaite est connue. De plus, cette mesure reflètera de manière plus fidèle la précision de la reconstruction 3D que les seules mesures de l'erreur de projection et de la distance point-droite.

### 2.3.2 Évaluation avec des données cliniques

Après avoir testé une première fois la validité de notre algorithme de calibrage et ses limites grâce à la simulation, le processus de calibrage est testé de nouveau, cette fois-ci à l'aide de données cliniques. L'ensemble des étapes telles que présentées à la figure 2.7 est donc réalisé.

Les données utilisées proviennent d'opérations réalisées sur quatre patients au CHU Sainte-Justine et ont été acquises à l'aide d'un C-arm Infinix de Toshiba. Une séquence d'images contenant un guide a été sélectionnée pour chacun des patients. Chacune des séquences contient un guide dont la forme et la position sont différentes au sein des images. La position et l'orientation du système angiographique des interventions présentent certaines similarités. Chacune des interventions avait pour objectif d'intervenir sur les artères pulmonaires, pour lesquels des vues standards sont définies. Cependant, les paramètres présentent tout de même une certaine variabilité en raison de l'unicité de chacune des interventions.

Pour évaluer le processus de calibrage, tout comme en simulation, l'**erreur quadratique moyenne (RMS)** de la reprojection et la **distance point-droite au carré moyenne** sont utilisées. Toutefois, puisque la géométrie 3D réelle du guide n'est pas connue il n'est pas possible d'utiliser l'erreur de Fréchet. Une évaluation purement qualitative de la reconstruction en 3D de la ligne centrale du guide sera donc effectuée.

## CHAPITRE 3

### RÉSULTATS ET DISCUSSION

Dans ce chapitre, l'ensemble des tests effectués est décrit et les résultats obtenus sont discutés. Tout d'abord, la section 3.1 présente un ensemble de tests effectués en simulation visant à étudier certains aspects de notre méthode de calibrage au sein d'un environnement contrôlé. Puis, la section 3.2 présente les tests conduits à l'aide de données cliniques réelles.

#### 3.1 Simulation du guide en 3D

##### 3.1.1 Expérimentation 1 : impact d'une erreur sur un paramètre

La première des expérimentations menées à partir du guide simulé a pour objectif de mesurer l'impact d'une erreur sur l'un des paramètres du système angiographique en considérant une connaissance parfaite des correspondances. Les erreurs (reprojection et Fréchet) sont mesurées en considérant une erreur de  $\pm 10$  unités de mesure sur un des paramètres, pour l'ensemble des paramètres.

Les résultats quantitatifs de cette expérience sont présentés aux figures 3.1 pour l'erreur de reprojection, 3.2 pour la distance point-droite épipolaire et 3.3 pour la distance de Fréchet.

L'expérience démontre tout d'abord une corrélation entre les différentes mesures. Les erreurs augmentent en fonction de l'erreur apportée au paramètre mesuré. Cependant, il n'y a pas une corrélation parfaite comme le démontre la présence d'une anomalie pour les paramètres  $SOD_1$  et  $SOD_2$ . Puisqu'il s'agit du même type de paramètres, une erreur 3D (distance de Fréchet) de même amplitude était attendue comme c'est le cas avec l'erreur de reprojection et la distance point-droite épipolaire. Il est toutefois possible d'expliquer cette anomalie en observant l'équation (Voir équation 2.10) qui définit  $t$ . En effet,  $t$  est formé entre autres à partir de  $SOD_1$  et  $SOD_2$ , toutefois  $SOD_2$  impacte seulement le composant  $t_z$  du vecteur de translation contrairement à  $SOD_1$  qui impacte l'ensemble des composants du vecteur. Une erreur sur  $SOD_1$  a pour effet de modifier la position de la deuxième caméra dans l'espace de travail. Une reconstruction 3D du guide est donc décalée dans l'espace. De façon analogue, une modification de  $SOD_2$  déplace aussi la seconde caméra dans l'espace. En revanche, l'erreur introduite est relativement faible par rapport à la valeur totale de  $SOD_2$  ( $\approx 1\%$  pour une erreur de 10 mm) et contrairement à  $SOD_1$  seul le composant  $t_z$  est affecté. La trajectoire du rayon X

partant de la source radiographique pour se rendre au détecteur varie donc peu ce qui explique la distance de Fréchet observée.

Cette expérience montre également que ce sont les paramètres extrinsèques qui introduisent la plus grande erreur. Dans le cas présent, c'est  $SOD_1$  qui est à l'origine de la plus grande erreur, vraisemblablement pour les raisons évoquées précédemment. Ensuite, ce sont les paramètres définissant  $R$  soit  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\phi_1$  et  $\phi_2$ . Une variation de ces paramètres modifie la direction vers laquelle pointe la caméra 2 ainsi que sa position par rapport à la caméra 1,  $R$  ayant un impact sur  $t$  tout comme  $SOD_1$  et  $SOD_2$  (Voir équation 2.10). Les paramètres intrinsèques introduisent également une erreur non négligeable, mais plusieurs fois inférieure à celle des paramètres extrinsèques. L'erreur maximale induite par un des paramètres intrinsèques ne dépasse pas 1 mm dans le cas de la distance de Fréchet et 0.37 mm ( $\approx 3$  pixels avec un *pixel spacing* de 0.1221 mm) pour l'erreur de reprojection, contrairement aux paramètres extrinsèques où la Distance de Fréchet maximal atteint les 10 mm et l'erreur de reprojection les 1.2 mm.

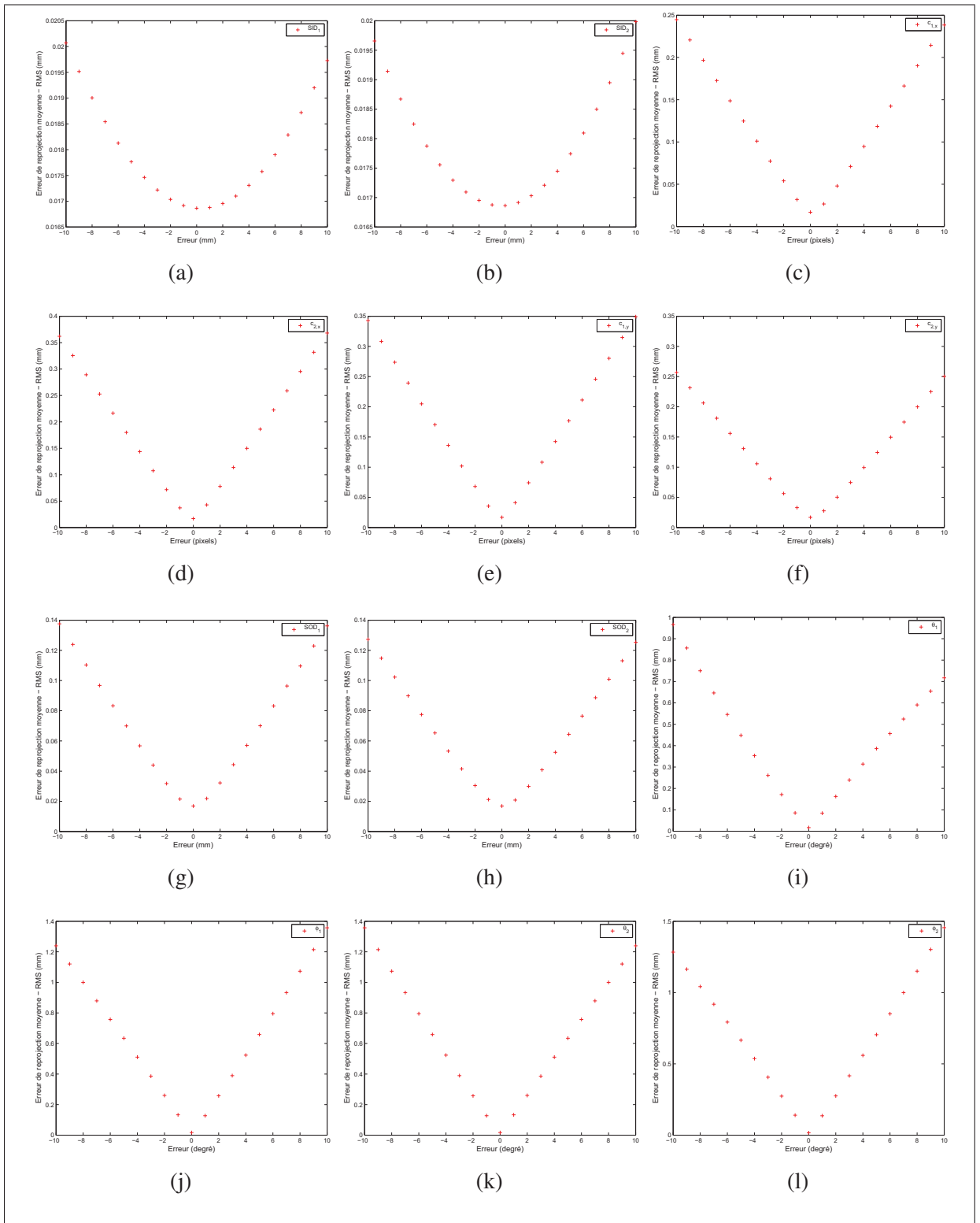


Figure 3.1 Évolution de l'erreur de reprojection en fonction d'une erreur sur un des paramètres : (a)  $SID_1$ , (b)  $SID_2$ , (c)  $c_{1,x}$ , (d)  $c_{2,x}$ , (e)  $c_{1,y}$ , (f)  $c_{2,y}$ , (g)  $SOD_1$ , (h)  $SOD_2$ , (i)  $\theta_1$ , (j)  $\phi_1$ , (k)  $\theta_2$  et (l)  $\phi_2$

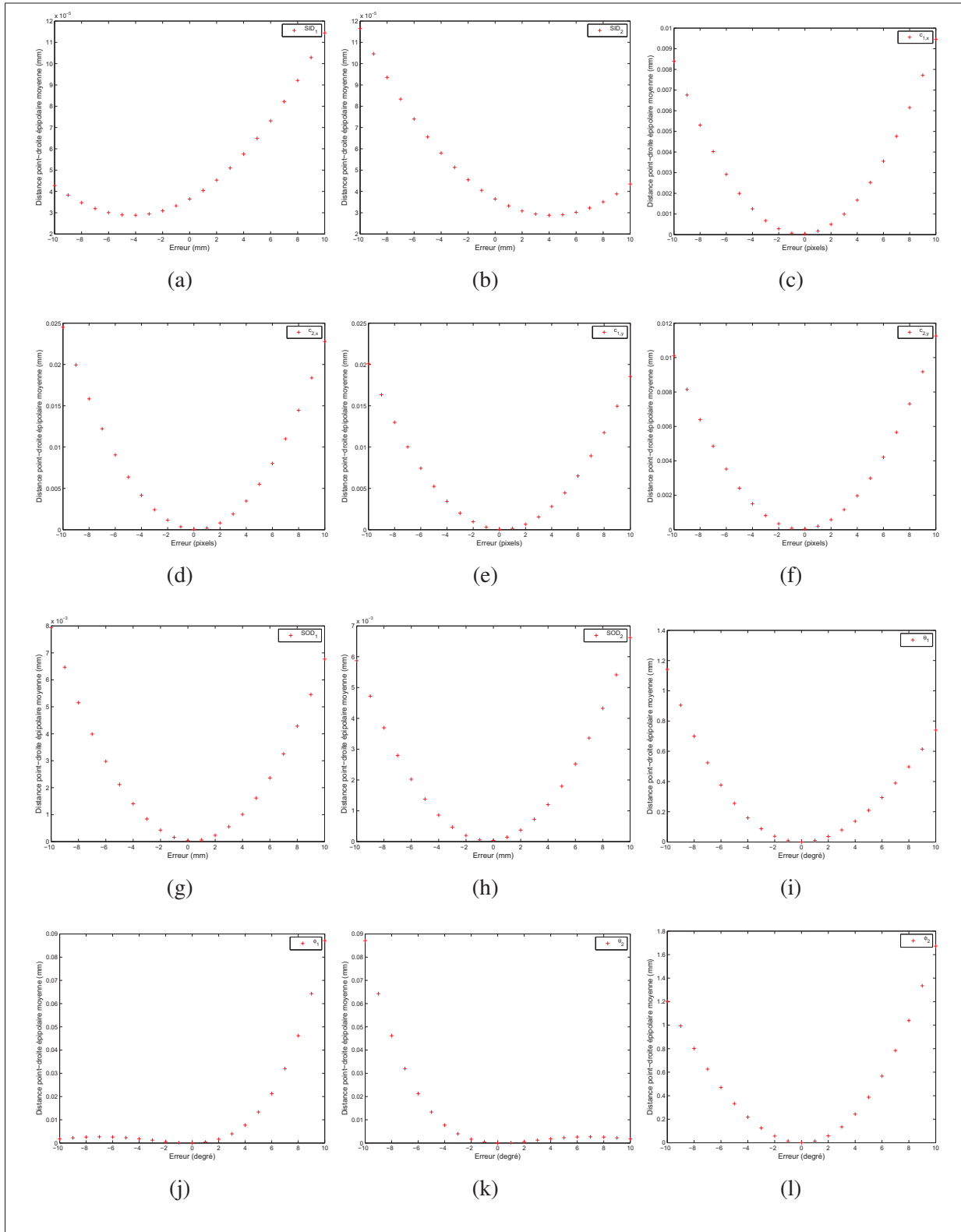


Figure 3.2 Évolution de la distance point-droite épipolaire en fonction d'une erreur sur un des paramètres : (a)  $SID_1$ , (b)  $SID_2$ , (c)  $c_{1,x}$ , (d)  $c_{2,x}$ , (e)  $c_{1,y}$ , (f)  $c_{2,y}$ , (g)  $SOD_1$ , (h)  $SOD_2$ , (i)  $\theta_1$ , (j)  $\phi_1$ , (k)  $\theta_2$  et (l)  $\phi_2$

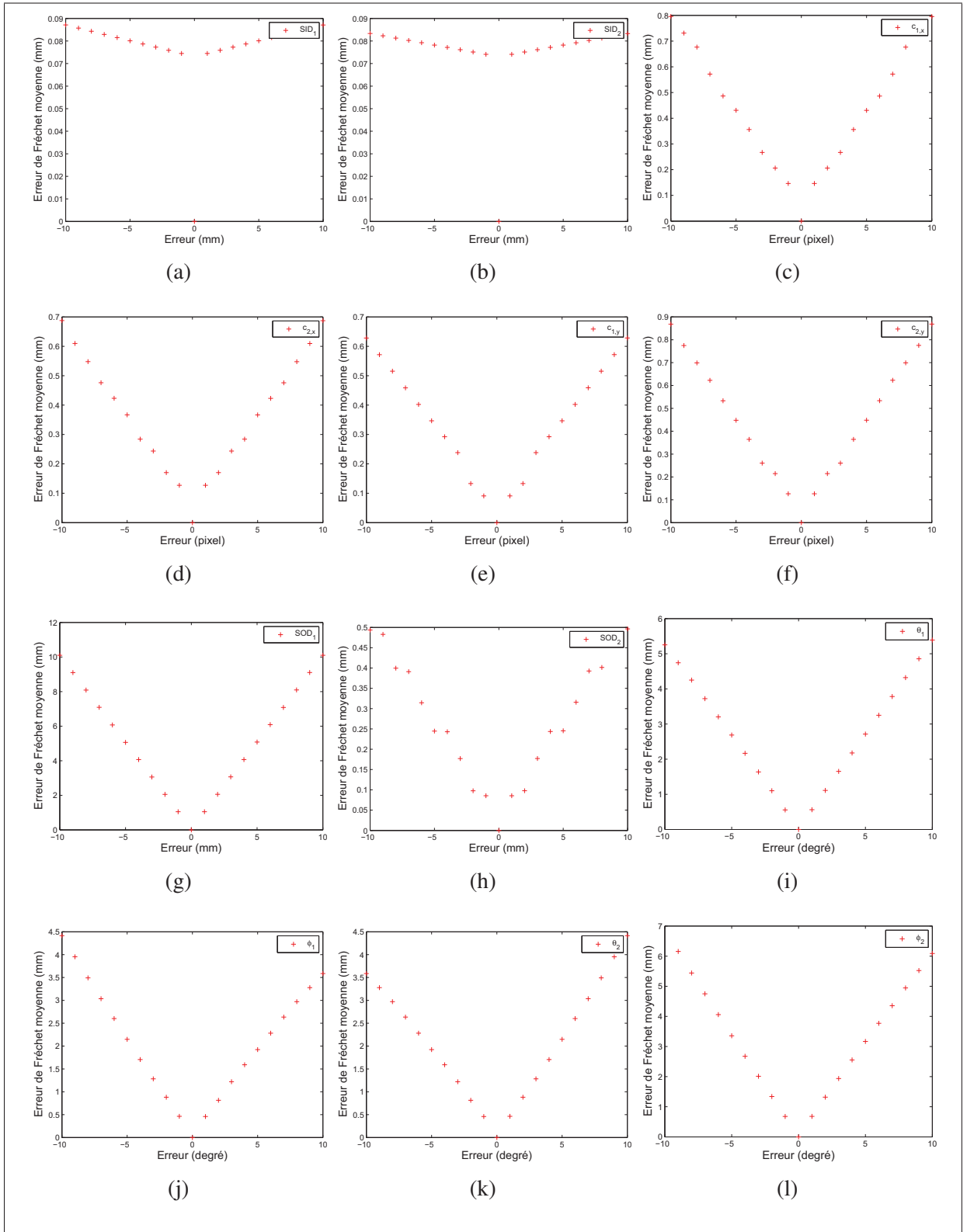


Figure 3.3 Évolution de la distance de Fréchet en fonction d'une erreur sur un des paramètres soit : (a)  $SID_1$ , (b)  $SID_2$ , (c)  $c_{1,x}$ , (d)  $c_{2,x}$ , (e)  $c_{1,y}$ , (f)  $c_{2,y}$ , (g)  $SOD_1$ , (h)  $SOD_2$ , (i)  $\theta_1$ , (j)  $\phi_1$ , (k)  $\theta_2$  et (l)  $\phi_2$

### 3.1.2 Expérimentation 2 : correction d'une erreur sur l'ensemble paramètres

La seconde expérimentation menée à partir du guide simulé a pour premier objectif de déterminer la robustesse de notre processus de calibrage face à l'ajout d'une erreur sur l'ensemble des paramètres à optimiser. Ensuite, cette expérimentation a comme second objectif de valider si l'utilisation de l'aspect temporel d'une séquence angiographie, en utilisant le guide à différents moments d'une séquence d'acquisition améliore la robustesse du processus de calibrage lorsqu'une erreur sur les paramètres est présente.

Pour ce faire, une erreur est introduite sur chacun des paramètres à optimiser et le processus de calibrage est tenu en utilisant 1, 3, 5, 7 ou 9 images de la séquence et où 8 marqueurs sont identifiés le long du guide pour chacune des images de la séquence. Afin de considérer différentes distributions de l'erreur au sein des paramètres, l'expérimentation est reproduite 20 fois pour chaque niveau d'erreur. L'erreur attribuée à un paramètre étant sélectionné aléatoirement à l'intérieur d'un domaine défini comme un pourcentage de l'erreur maximale qui est  $\pm \pi/30$  rad,  $\pm 100$  mm,  $\pm 10$  pixels pour les paramètres qui sont respectivement des angles, des distances physiques et des coordonnées. Enfin, l'erreur de reprojection (RMS), la distance point-droite épipolaire et la distance de Fréchet sont ensuite mesurées en considérant l'ensemble des images de la séquence, soit 16.

Les résultats quantitatifs de cette expérimentation sont présentés aux figures 3.4 à 3.6 et la figure 3.7 présente des résultats qualitatifs. Sur chacune de ces figures se trouve l'erreur initiale, mesurée en utilisant les *correspondances réelles* afin d'avoir une erreur initiale non biaisée par l'algorithme de mise en correspondance. Évidemment, ce faisant nous supposons connaître les correspondances ce qui induit également une certaine forme de biais, mais puisque celui-ci nous est en quelque sorte défavorable, l'erreur initiale établit de cette façon étant inférieure à celle mesurée lors de la première itération de notre algorithme, nous la jugeons plus appropriée. De plus, il est important de mentionner que l'erreur mesurée lorsque les paramètres de calibrage sont sans erreur n'est pas égale à 0 en raison du passage au domaine discret que sont les pixels, où dans la simulation, 1 pixel correspond à 0.1221 mm.

Ensuite, en observant plus attentivement les résultats aux figures 3.4 et 3.5, il est possible de constater que les erreurs sont minimisées en dessous d'une taille significative ( $< 0.1221/2$  mm) et ce peu importe le niveau d'erreur et le nombre d'images utilisées. Toutefois, en ce qui concerne la distance de Fréchet (*Voir* figure 3.6) l'erreur ne varie pas de façon significative.



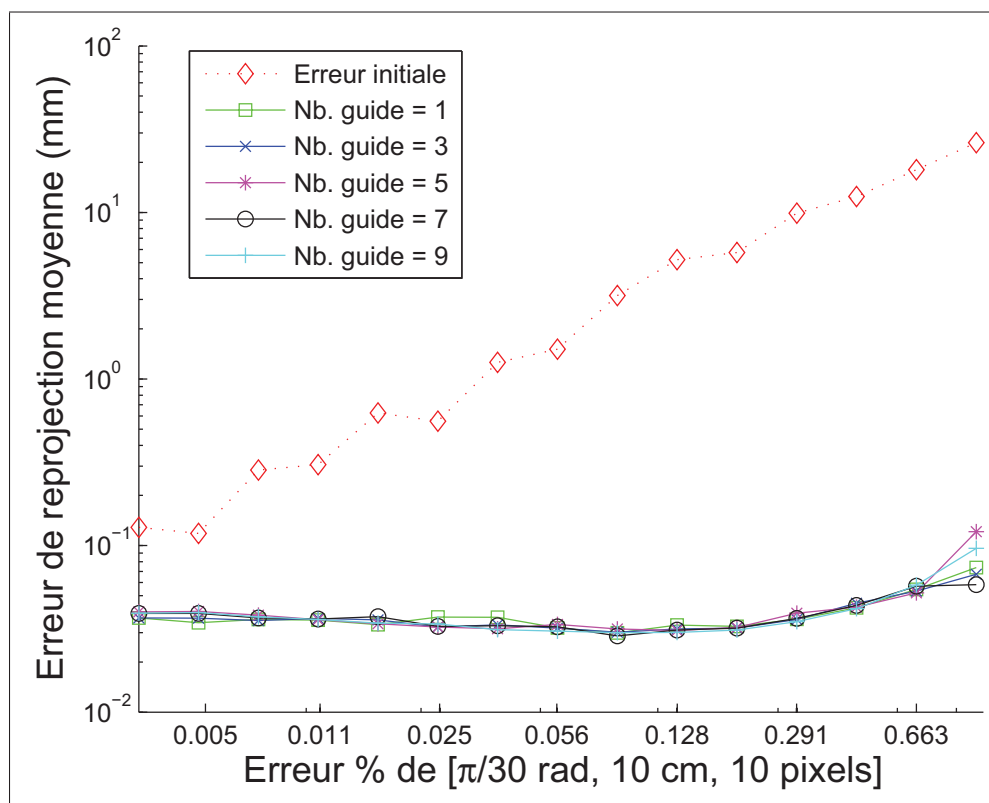


Figure 3.4 Moyenne de l'erreur de reprojection (RMS) vs erreur sur les paramètres de calibration pour 20 simulations par % de l'erreur

Les résultats montrent que, premièrement, le nombre de couples d'images utilisés ne semble pas avoir d'impact significatif sur le calibrage. Notre hypothèse comme quoi le mouvement du guide peut être utilisé afin d'augmenter la robustesse du calibrage en ajoutant des contraintes au système semble à première vue être invalide. Il n'est pas impossible que dans certaines configurations du guide et du système angiographique l'hypothèse soit valide, mais, puisque dans le cas présent ce n'est pas le cas, il est possible de statuer que la composante temporelle n'ajoute pas de contraintes ayant un impact sur le calibrage de façon systématique. L'explication la plus plausible est que le guide à un temps  $t$  définit relativement bien l'espace où il se trouve ainsi que son voisinage immédiat et que le mouvement et la déformation du guide dans le temps ne sont pas suffisants pour contraindre davantage le système ; le déplacement du guide se faisant majoritairement dans un seul plan 3D.

Deuxièmement, en regard de l'erreur de reprojection et de la distance point-droite épipolaire le système est calibré avec un bon niveau de précision. Toutefois, la distance de Fréchet, elle semble dire le contraire. L'analyse des résultats qualitatifs (Voir figure 3.7) où la position réelle

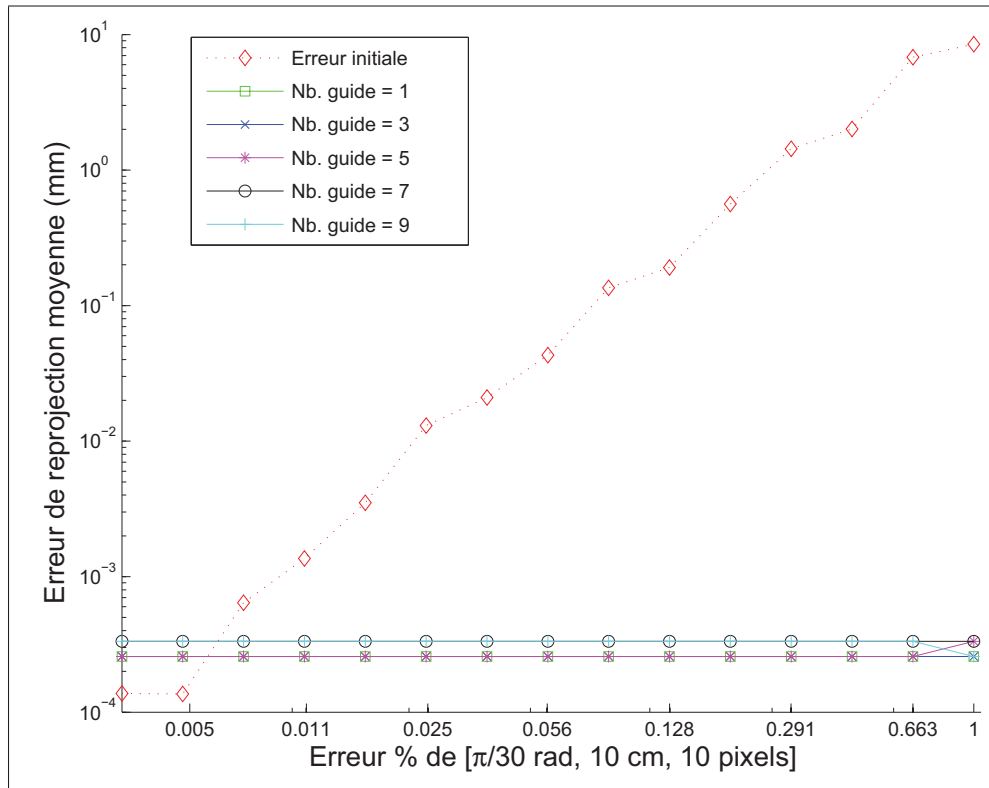


Figure 3.5 Moyenne de la distance point-droite épipolaire vs erreur sur les paramètres de calibration pour 20 simulations par % de l'erreur

du guide et sa position suite au processus de calibration est montrée permet de mieux comprendre le phénomène qui est observé. En effet, la figure 3.7 montre que le guide s'est déplacé dans l'espace. Le processus de calibration utilisant le guide ne semble donc pas offrir suffisamment de contraintes afin de retrouver les paramètres exacts du système angiographiques et ce peu importe le niveau d'erreurs présent sur les paramètres. Il s'agit cependant d'un résultat attendu en raison de l'ambiguïté associée à la reconstruction 3D. Hartley et Zisserman (2003) énonce que : « Sans une certaine connaissance de la géométrie d'une scène par rapport à des coordonnées 3D, il n'est généralement pas possible de reconstruire la position absolue ou l'orientation d'une scène à partir d'une paire de vues [...] » (Traduction libre). Dans le cas présent nous n'avons pas d'informations sur la position absolue du guide dans l'espace, mais nous avons une estimation des paramètres des caméras. Cette estimation rend possible la recherche d'une solution permettant de reconstruire le guide en 3D dans le voisinage de sa position réelle et où le décalage augmente avec l'erreur tel qu'il est possible de l'observer à la figure 3.7.

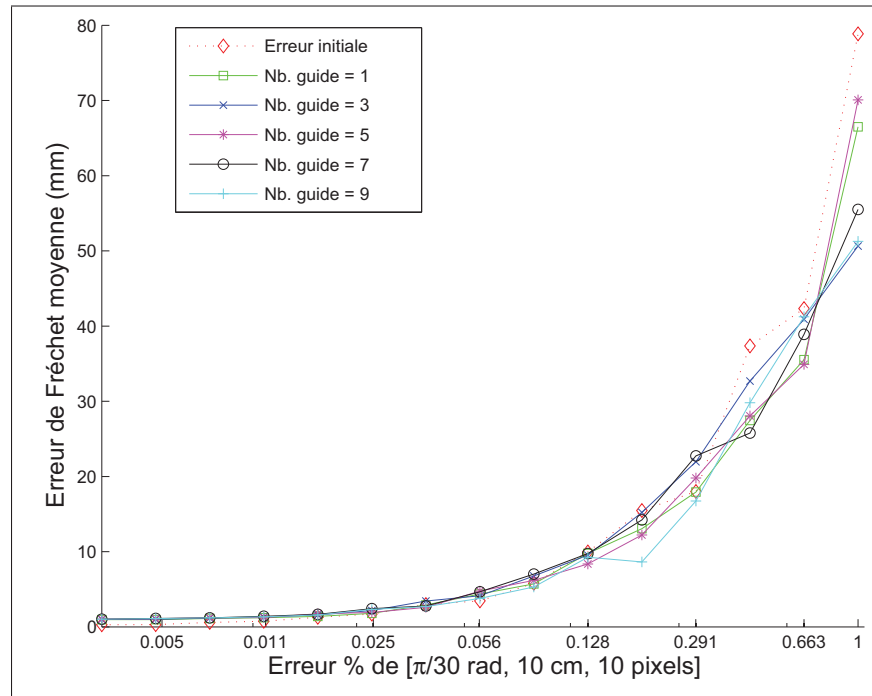


Figure 3.6 Moyenne de la distance de Fréchet vs erreur sur les paramètres de calibration pour 20 simulations par % de l'erreur

Néanmoins, une reconstruction 3D relative peut être suffisante dans plusieurs cas de figure c'est pourquoi, dans cette optique, nous avons effectué des mesures supplémentaires à l'aide de la distance de Fréchet afin de pouvoir mieux juger de la qualité du calibrage. La première mesure supplémentaire a été faite après avoir effectué une translation uniforme du guide dans l'espace en utilisant une correspondance connue pour établir la distance et la seconde après avoir redimensionné le guide en utilisant deux correspondances connues pour établir un facteur d'échelle et d'une translation. Ces résultats sont présentés à la figure 3.8.

Ces résultats confirment que l'erreur mesurée précédemment (Voir figure 3.6) était principalement dû au fait que le guide se déplace dans l'espace de référence telle que les résultats qualitatifs le laissent croire et dans une seconde mesure, par une différence de dimension. De plus, le guide a peut-être également subi une rotation qui, ici, n'est pas considérée, celle-ci étant plus difficile à évaluer. Néanmoins, lorsque la translation et le facteur d'échelle sont corrigés, le calibrage à partir du guide semble donc offrir une précision de reconstruction où la distance de Fréchet moyenne est inférieure à 1 mm pour une distribution des erreurs de l'ordre de  $\approx 19\%$  de  $\pm \pi/30$  rad,  $\pm 100$  mm,  $\pm 10$  pixels pour les paramètres qui sont respectivement des angles, des distances physiques et des coordonnées.

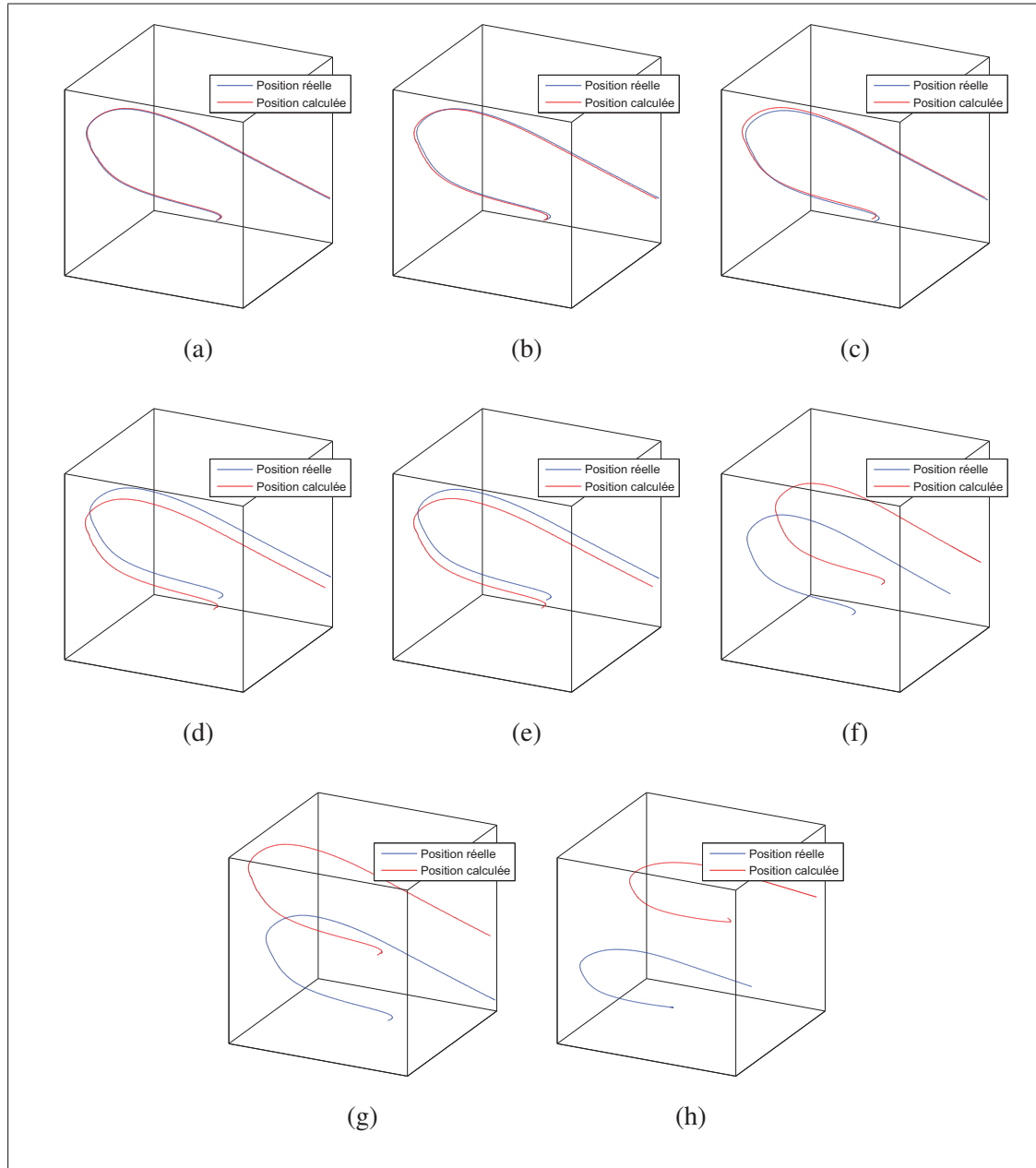


Figure 3.7 Exemples de résultats d'une reconstruction 3D de la ligne centrale du guide suite au processus de calibration par rapport à la position réelle du guide pour une erreur initiale maximale de  $\approx$  (a) 0.32%, (b) 0.72%, (c) 1.64%, (d) 3.73%, (e) 8.48%, (f) 19.31%, (g) 43.94% et de (h) 100% de  $\pm \pi/30$  rad,  $\pm 100$  mm,  $\pm 10$  pixels pour les paramètres qui sont respectivement des angles, des distances physiques et des coordonnées

De plus, ces résultats montrent également qu'il y a un changement dans le facteur d'échelle du guide lorsque l'erreur augmente, ou d'une autre perspective lorsque le guide s'éloigne de sa position réelle. L'augmentation de la distance de Fréchet lorsque l'erreur sur les para-

mètres est faible est sans doute principalement dû à la méthode de redimensionnement celle-ci ayant été appliquée de façon uniforme à l'ensemble du guide alors qu'en réalité le facteur devrait augmenter ou diminuer lorsque la reconstruction s'éloigne de la position réelle du guide. D'ailleurs, le fait que l'apport du redimensionnement réduise la distance à partir d'un certain niveau d'erreur semble confirmer cette affirmation, la différence d'échelle entre le guide réel et la reconstruction semblant atteindre un certain seuil critique ou un redimensionnement même inadéquat réduit l'erreur.

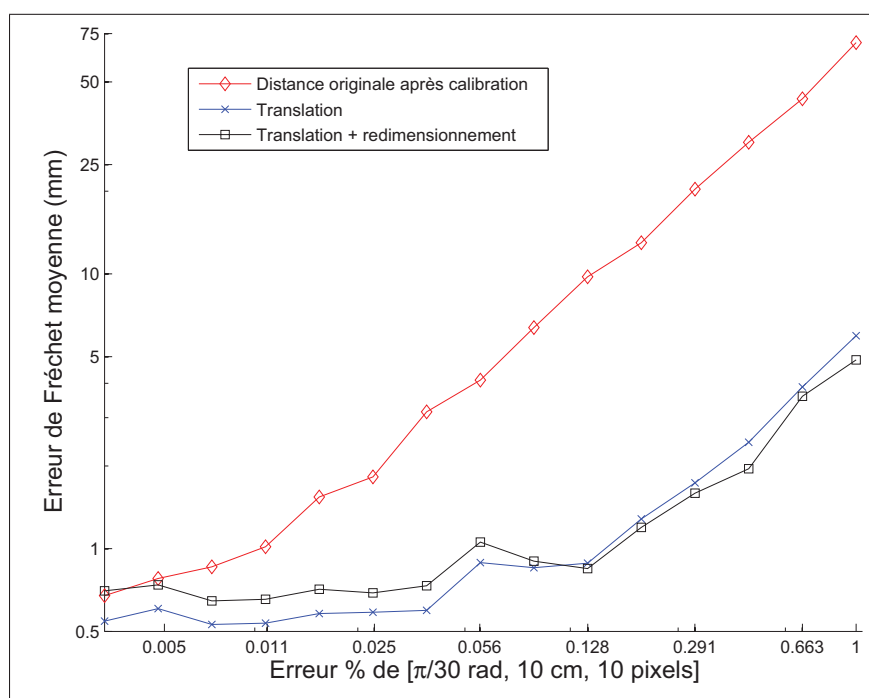


Figure 3.8 Moyenne de la distance de Fréchet vs erreur sur les paramètres de calibration pour 20 simulations par % de l'erreur suite à une translation ou un redimensionnement et une translation

### 3.2 Évaluation avec des données cliniques

L'évaluation de notre méthode sur des données cliniques réelles pose certaines limitations puisqu'il n'est pas possible de comparer le résultat d'une reconstruction 3D obtenu suite au calibrage. Néanmoins, il est possible d'évaluer en partie le résultat du calibrage quantitativement selon des considérations touchant à la géométrie épipolaire en évaluant l'erreur quadratique moyenne de la reprojection (RMS) (Voir équation 2.38) et la distance point-droite épipolaire carrée moyenne (Voir équation 2.39). Il est également possible de faire une évaluation qualitative de la reconstruction 3D de la ligne centrale du guide qui pourrait permettre soulever certains points de discussion.

Tel que mentionné précédemment, l'évaluation a été réalisée sur quatre patients. La figure 3.9 présente pour chacun d'entre eux une image de chacun des plans. Sur chacune de ces images, la ligne centrale du guide tel qu'elle a été extraite est mise en évidence ainsi que la position des marqueurs et s'il y a lieu, de l'extrémité du guide. De plus, la droite épipolaire qui correspond à chacun des points identifiés a été projetée dans la vue opposée afin de pouvoir qualitativement évaluer l'erreur de calibrage initial. De la même façon, la figure 3.10 présente les mêmes images suite au processus de calibrage auxquels la reprojection du segment de guide reconstruction a été ajoutée.

Les résultats quantitatifs sont présentés à la figure 3.11. Pour chaque patient, l'erreur RMS et la distance point-droite épipolaire carrée ont été évaluées de façon indépendante sur les marqueurs puis sur l'ensemble des correspondances tel qu'établi par notre algorithme. Le tableau 3.1 présente les valeurs initiales de ces erreurs pour les marqueurs. Enfin, la figure 3.13 présente un ensemble typique de reconstructions 3D de la ligne centrale du guide, trois pour chaque patient où chaque reconstruction correspond à une image différente de la séquence.

Tableau 3.1 Erreur initiale sur les correspondances connues

# Patient	Erreur RMS moyenne (mm)	Distance point-droite épipolaire au carrée moyenne (mm)
1	0.8977	447.30
2	1.2726	7.4285
3	3.3711	52.1596
4	2.2470	45.6074

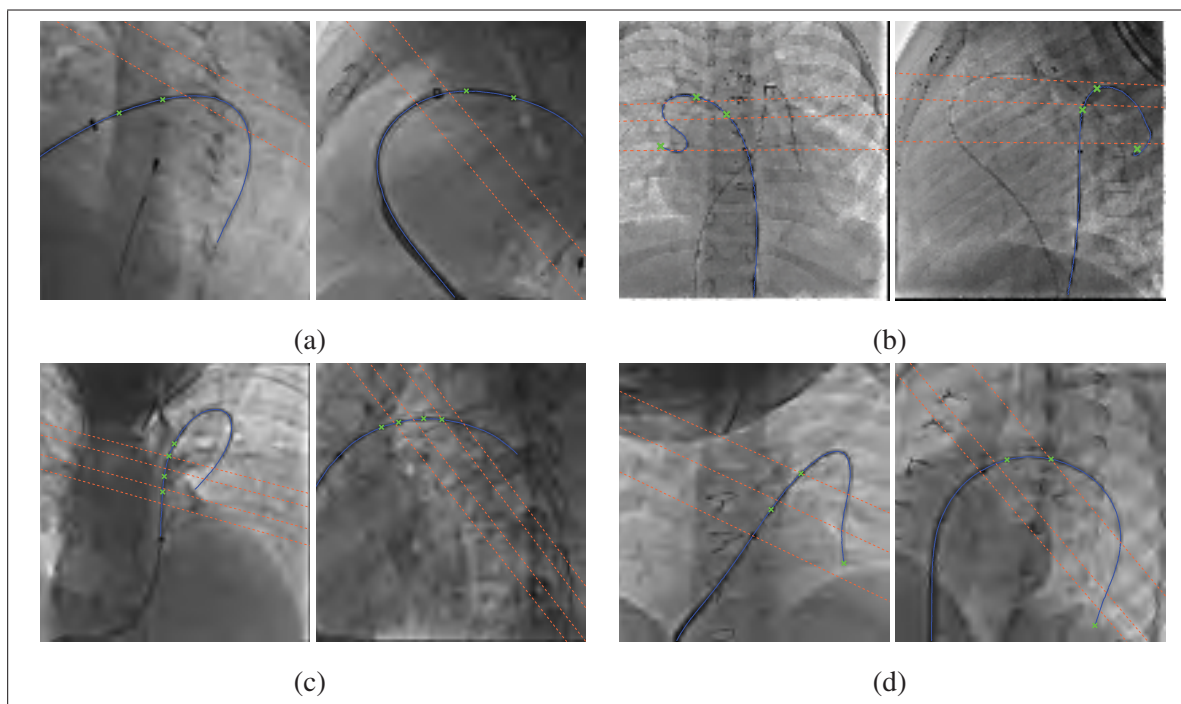


Figure 3.9 Vue biplan avant calibrage d'une paire d'images de chacun des cas étudiés, la ligne centrale de chacun des guides, les correspondances connues et leur projection dans la vue opposée a été mise en évidence (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4

Les résultats obtenus sont globalement encourageants, il y a une diminution visuelle notable de la distance entre les droites épipolaires et leur correspondance respective comparativement à avant le calibrage. Nous observons toutefois quelques ratés particulièrement en ce qui concerne le patient #4. Tout d'abord, à la figure 3.10d, nous remarquons que les droites épipolaires ne sont toujours pas alignées sur leurs correspondances, malgré une diminution de la distance les séparant. De plus, la reprojection de la reconstruction 3D du guide présente également des problèmes. D'abord, sur l'image de gauche, nous remarquons que la projection passe à un moment sous le guide ce qui, sur l'image de droite, correspond à l'endroit où la projection du guide semble se replier sur lui même. Le lieu de ce manquement est aussi l'endroit où le plan épipolaire semble être tangent au guide dans l'espace 3D et constitue en quelque sorte une singularité. Toutefois, notre méthodologie (Voir figure 2.2.2.2) tentait de tirer avantage des propriétés de cette singularité, ces résultats permettent donc de mettre en évidence un manque de robustesse de notre méthode qui ne réussit pas, dans ce cas-ci à utiliser la contrainte de la tangente épipolaire pour identifier le point dans chacune des vues se trouvant à la tangente de ce plan.

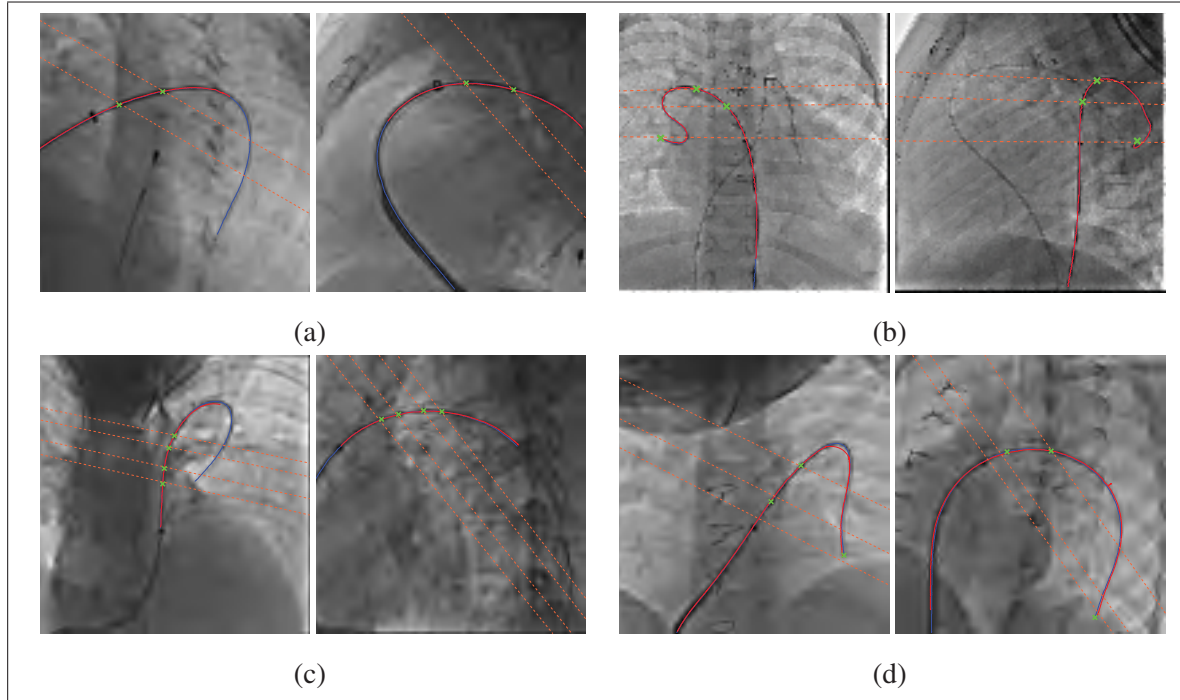


Figure 3.10 Vue biplan après calibrage d'une paire d'images de chacun des cas étudiés, la ligne centrale de chacun des guides (en bleu) et la reprojction du guide reconstruit en 3D (en rouge), les correspondances connues et leur projection dans la vue opposée a été mise en évidence (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4

Les résultats quantitatifs sont également très intéressants. Tout d'abord, bien que l'utilisation de plusieurs couples d'images de la même séquence n'a pas amélioré les résultats obtenus en simulation, nous souhaitons tester l'influence de ce nombre d'images sur des données réelles dans lesquels il y a une incertitude sur la segmentation, l'identification de la ligne centrale et la position des marqueurs, ce qui n'était pas le cas en simulation. L'avantage d'utiliser plusieurs vues se résume à ajouter un plus grand nombre de correspondances ce qui pour citer Hartley et Zisserman (2003) « [...] intuitivement, on attend que lorsque le nombre de mesures ( correspondances ) augmente, le modèle estimé devrait se rapprocher de plus en plus des vraies valeurs sans bruit » (Traduction libre). Cette affirmation semble être vrai pour le patient #1 (Voir figure 3.10a) où l'utilisation de plus d'une vue diminue l'erreur mesurée sur les marqueurs d'un peu moins de la moitié cependant ce n'est pas le cas pour les autres patients. Toutefois, dans notre cas lorsque l'on ajoute un couple d'images nous ajoutons un ensemble de correspondances qui sont très dépendantes l'une de l'autre et particulièrement des marqueurs, ce qui rend plus difficile la tâche de trouver un optimum global reflétant la réalité. Une façon différente d'exploiter l'aspect temporel pourrait être de procéder un peu comme le fait RANSAC (Fischler et



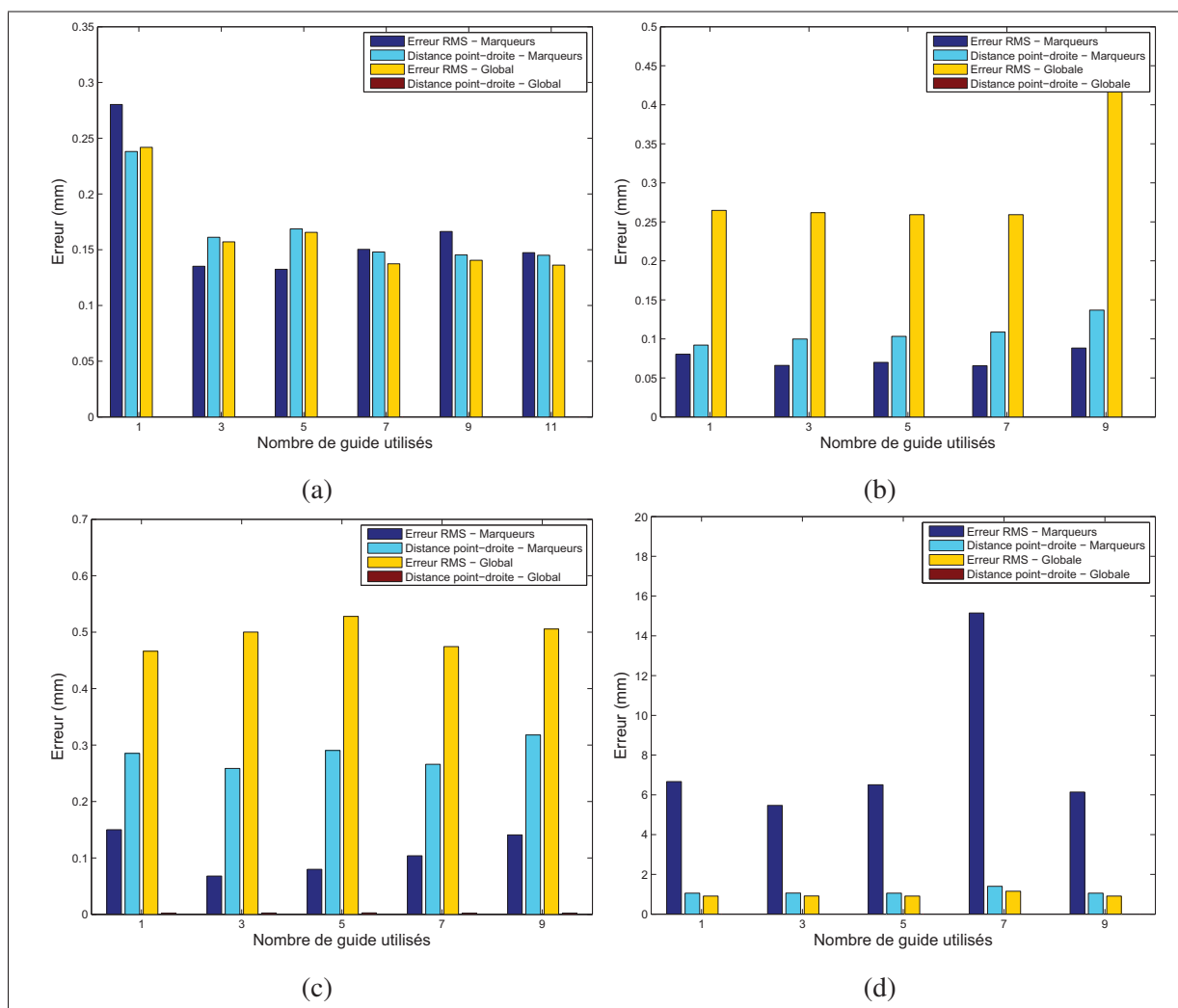


Figure 3.11 Mesure de l'erreur de reprojection (RMS) et de la distance point-droite épipolaire au carré pour chacun des patients : (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4, l'erreur a été évaluée sur les marqueurs seulement et de façon globale sur l'ensemble des correspondances établies

Bolles, 1981) en effectuant un ensemble de calibrage pour trouver un consensus, mais utilisant les couples d'images comme unité plutôt que les correspondances en elle-même.

Les résultats quantitatifs permettent également de constater que pour le patient #1 l'erreur RMS globale et l'erreur RMS uniquement mesurée sur les marqueurs sont très semblables. Ceci laisse croire que le calibrage est bon pour l'ensemble de la section reconstruit comparativement aux patients #2 et #3 où l'erreur RMS globale est supérieure à celle mesurée sur les marqueurs. Une différence au niveau de ces erreurs pourrait être un indice d'une augmentation de l'incertitude du calibrage en fonction de l'éloignement avec les marqueurs. En ce qui

concerne les distances point-droite épipolaires, la distance globale est sur tous les patients sans exception pratiquement nulle comparativement à celle sur les marqueurs qui ne l'est pas. Ce résultat s'explique par la façon dont nous construisons les correspondances, nous cherchons un chemin qui minimise cette distance. L'erreur sur les marqueurs est plus élevée, car bien que le chemin passe par ceux-ci l'optimisation qui s'en suit (*Voir équation 2.33*) n'accorde pas plus d'importance aux correspondances connues. Enfin, les résultats pour le patient #4 contrastent beaucoup avec ceux des autres patients en étant beaucoup moins bons et les points soulevés jusqu'à maintenant n'expliquent pas ces résultats. Nous avons donc fait l'hypothèse que les bornes fixées dans la méthodologie étaient peut-être trop petites et que nous avons sous-estimé l'erreur que pouvait avoir un paramètre. Nous avons donc effectué un nouveau calibrage pour le patient #4 en doublant les bornes initiales. La figure 3.12 présente le résultat de ce second calibrage, ce qui permet de constater que l'erreur a été considérablement réduite par rapport au premier calibrage bien qu'elle ne soit toujours pas au niveau de celle mesurée sur les autres patients. Ceci semble confirmer que pour ce cas-ci les bornes initiales étaient trop petites et les sont peut-être encore, cependant il a été démontré en simulation que si l'on s'éloigne trop de la valeur réelle des paramètres la reconstruction 3D subira des déformations géométriques en d'autres mots il y a une plus grande incertitude associée à cette reconstruction.

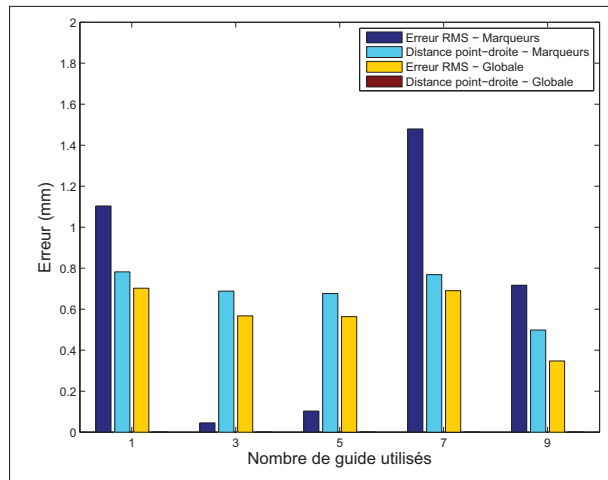


Figure 3.12 Mesure de l'erreur de reprojection (RMS) et de la distance point-droite épipolaire au carré pour chacun des patients pour le patient #4 *en utilisant des bornes deux fois plus grandes que les bornes initiales*. L'erreur a été évaluée sur les marqueurs seulement et de façon globale sur l'ensemble des correspondances établies

Ces résultats ne sont pas aisés à mettre en perspective par rapport à la littérature existante et ce pour plusieurs raisons. Tout d'abord, il n'existe pas de bases de données publiques d'an-

giographies biplan destinées à évaluer la précision d'un calibrage. Ainsi, chaque auteur utilise sa propre base de données afin de tester son approche et présenter ses résultats. De plus, il n'est pas possible d'implémenter et de mesurer la performance de ces différents algorithmes sur notre propre base de données puisque ceux-ci ne sont pas conçus pour effectuer un calibrage en utilisant un guide ou des artères pulmonaires. Il est tout de même possible de faire une certaine comparaison des résultats quantitatifs obtenus dans les différentes études en comparant la mesure d'erreur obtenue. Cependant, il est ici aussi important de mettre ces résultats en perspective, car les mesures d'erreurs fournies ne le sont que pour les points ayant servi à l'optimisation, ce qui peut correspondre dans le cas de notre étude aux mesures obtenues sur les marqueurs. De plus, les différentes optimisations ont été faites sur des images de résolution différente. Il est donc important de considérer la taille des pixels puisqu'un pixel d'une plus grande dimension résultera en une erreur plus importante indépendamment de la méthode de calibrage. Ainsi, Cheriet et Meunier (1999) rapporte une erreur RMS de 0.3 mm pour une taille de pixels de 0.35 mm et Yang *et al.* (2009) une erreur de RMS de 0.259 mm pour des pixels de 0.2 mm. Nos résultats, où l'erreur RMS sur les marqueurs varie de 0.08 mm à 0.3 mm pour les patients 1 à 3, ont quant à eux été obtenus avec une taille de pixel de 0.1221 mm. Ceux-ci sont donc d'une précision comparable à ceux de la littérature.

Enfin, les résultats de reconstructions 3D de la ligne de guides (Voir figure 3.13). Tout d'abord, les reconstructions des patients #1 et #3 sont dans l'ensemble bonnes et ne présentent rien de bien particulier. Toutefois, les reconstructions des guides des patients #2 et #4 sont beaucoup plus intéressantes. En effet, il est possible de voir sur la reconstruction du centre pour le patient #2 et sur l'ensemble des reconstructions du patient #4 qu'un segment du guide est droit et coupe en quelque sorte la forme filaire continue du guide. Il s'agit d'une autre manifestation du problème discuté précédemment lors de l'analyse de la reprojection du guide pour le patient #4. En plus de ce qui a déjà été discuté, ce problème survient également en raison de la façon dont nous établissons les correspondances. Notre algorithme du plus court chemin contraint une recherche *par en avant* afin d'assurer l'ordre des correspondances sur le guide. Toutefois il est possible pour un point dans une vue de servir de correspondances à plusieurs points dans la seconde, ce qui est une situation possible si le guide varie en profondeur dans une vue et pas dans l'autre. Toutefois, la singularité présente à l'endroit où le plan épipolaire est tangent au guide dans les deux vues crée une forme de vallée dans le graphe où le chemin le plus court pour la traverser est de conserver pour une des deux images le même point ce qui, une fois, en 3D engendre le phénomène observé. La figure 3.14 présente un exemple de carte de distance tiré du calibrage du patient #4 où une vallée est présente.

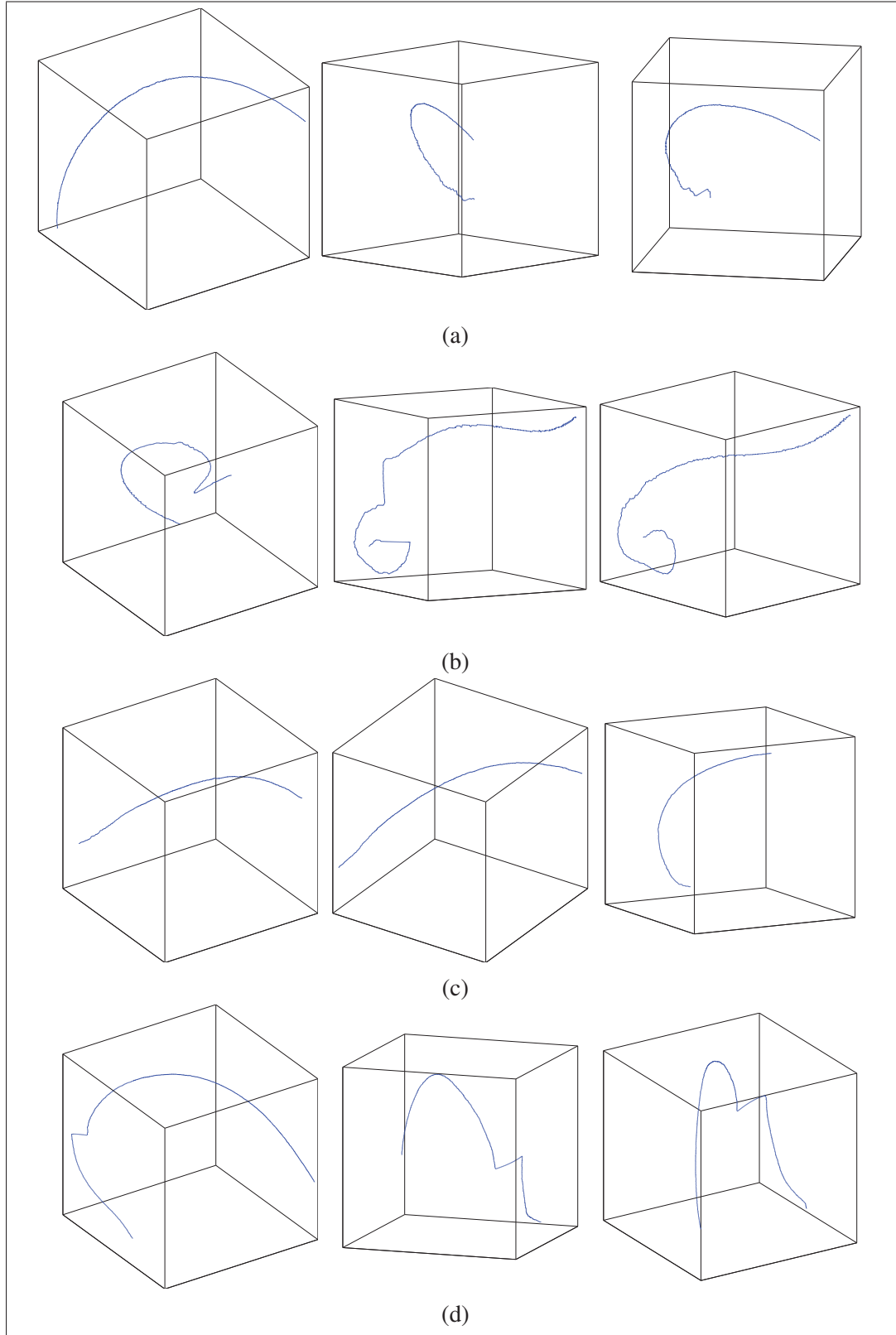


Figure 3.13 Exemple de reconstruction 3D du guide pour : (a) patient #1, (b) patient #2, (c) patient #3, (d) patient #4

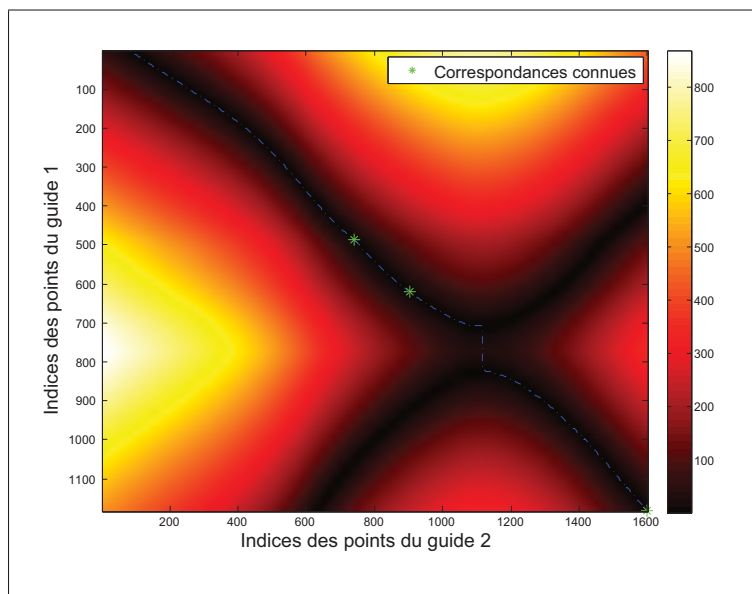


Figure 3.14 Exemple de carte de distance provenant du calibrage du patient #4 pour laquelle il est possible d'observer le phénomène de vallée



## CONCLUSION

Ce mémoire a porté sur la conception et l'évaluation d'une méthode permettant de calibrer un système angiographique biplan dans le contexte d'une utilisation dans le cadre d'une opération percutanée des artères pulmonaires. Pour ce faire, nous avons proposé une méthodologie utilisant un guide marqué comme objet de calibrage afin d'établir des correspondances entre les vues et ainsi calibrer le système. Il s'agit à notre connaissance du seul travail considérant spécifiquement le problème de calibrage dans l'optique d'une reconstruction 3D des artères pulmonaires en contexte interventionnel.

Nous avons évalué notre approche à l'aide de simulations et avec des données cliniques réelles. La simulation a tout d'abord permis de montrer certaines limites de notre approche qui permet de calibrer le système et d'effectuer une reconstruction 3D, mais seulement à une transformation géométrique près. L'utilisation de bornes peut toutefois permettre de limiter l'importance de la transformation en limitant le domaine des paramètres. Cependant, comme cela a été démontré lors des tests sur des données réelles la taille des bornes fixée initialement dans la méthodologie était insuffisante pour l'un des cas évalués. C'est pourquoi il serait judicieux de mieux caractériser l'erreur réelle sur les paramètres en réalisant par exemple, un ensemble de calibrage hors ligne à l'aide d'un objet de calibrage de dimension connu. De plus, la simulation nous a permis dans un premier temps d'évaluer si l'utilisation de l'aspect temporel d'une séquence angiographique permettait de contraindre davantage le système et d'augmenter la robustesse du calibrage obtenu. Puis, dans un second temps, la simulation n'ayant pas montré une augmentation de la robustesse du calibrage, nous avons évalué l'aspect temporel avec des données réelles selon l'hypothèse que l'ajout de correspondances pourrait permettre de pallier à l'incertitude associée à la segmentation, l'extraction de la ligne centrale et l'identification des marqueurs. Toutefois, contrairement aux résultats obtenus en simulation, l'évaluation sur les données réelles n'a pas permis de répondre de façon claire à cette question. Un des cas étudiés présente bien une amélioration lorsque plus d'un couple d'images est utilisé, mais les autres cas ne présentent pas d'amélioration remarquable ; un échantillon plus grand serait donc nécessaire pour conclure. De plus, nous croyons qu'il serait peut-être intéressant d'explorer une façon différente d'exploiter l'aspect temporel par exemple, en procédant un peu comme le fait RANSAC (Fischler et Bolles, 1981) en effectuant un ensemble de calibrages afin de trouver un consensus, mais en utilisant les couples d'images comme unité plutôt que les correspondances en elles-mêmes.

Les résultats obtenus lors de l'utilisation de données cliniques réelles ont également permis de mettre en évidence certaines limitations techniques associées à notre approche. Notamment, l'identification d'une correspondance à l'aide de la contrainte de la tangente épipolaire échoue certaines situations. C'est aussi le cas de l'établissement de correspondances dans le voisinage du plan épipolaire. Une piste de solution potentielle à ce problème pourrait être d'apporter une pénalité grandissante lors de la recherche des correspondances si un point est utilisé plusieurs fois à titre de correspondances. Il serait également intéressant de considérer la forme en 3D du guide formé par ces correspondances, notamment sa courbure. Néanmoins, les résultats obtenus au cours de cette étude démontrent la faisabilité d'un calibrage à l'aide d'un guide marqué et démontrent une amélioration notable du calibrage pour les cas étudiés.

Pour terminer, plusieurs autres aspects méthodologiques concernant le calibrage à l'aide d'un guide marqué pourraient être considérés. Il serait entre autres pertinent d'étudier la possibilité de contraindre la dimension du guide dans l'espace en se servant de la distance entre ses marqueurs et/ou encore de la dimension de son diamètre. Un guide angiographique marqué est un instrument dont les dimensions sont connues avec un bon niveau de précision, d'ailleurs le guide marqué est d'ores et déjà utilisé comme objet de calibrage 2D pour déterminer le facteur d'échelle local et mesurer des structures anatomiques (Koning *et al.*, 2001). De plus, des travaux récents (Weisz *et al.*, 2013) démontrent la faisabilité d'utiliser un système magnétique de positionnement afin de déterminer la position et l'orientation réelle en 3D d'un guide et d'un cathéter lors d'une angiographie. Il serait très intéressant d'étudier la possibilité d'utiliser la position 3D du guide tel que fourni par cette méthode afin d'effectuer le calibrage. Ce faisant le problème pourrait être grandement simplifié et pourrait potentiellement permettre d'obtenir des résultats très robustes.



## ANNEXE I

### SOMMAIRE DES CHAMPS DICOM

Le standard DICOM est défini par la National Electrical Manufacturers Association *et al.* (1998). Il a pour objectif de standardiser la façon dont les images de nature médicale sont manipulées, stockées, imprimées et transmises entre différents appareils d'imagerie médicale. Pour ce faire, il définit à la fois un format de fichier et un protocole de transmission. Chaque information contenue dans une image DICOM, des métadonnées aux pixels, est contenue dans un champ identifié de façon unique grâce à une étiquette tel un dictionnaire. L'étiquette est constituée de la façon suivante : (numéro de groupe, numéro d'élément).

Le tableau I-1 dresse la liste des champs DICOM utilisés dans le cadre de ce mémoire, cependant un fichier DICOM en contient beaucoup plus.

Tableau-A I-1 Sommaire des champs DICOM

<b>Étiquette</b>	<b>Nom du champ</b>	<b>Acronyme</b>	<b>Unité</b>
(0018,1110)	<i>Distance Source to Detector</i> ou <i>Source Image Distance</i>	<i>SID</i>	mm
(0018, 1111)	<i>Distance Source to Patient</i> ou <i>Source Object Distance</i>	<i>SOD</i>	mm
(0018, 1114)	<i>Estimated Radiographic Magnification Factor</i>	<i>ERMF</i>	
(0018, 1149)	<i>Field of View Dimensions</i>		mm
(0018, 1164)	<i>Imager Pixel Spacing</i>	<i>IPS</i>	mm/pixel
(0018, 1510)	<i>Positioner Primary Angle</i>	<i>PPA</i>	degré
(0018, 1511)	<i>Positioner Secondary Angle</i>	<i>PSA</i>	degré
(0028, 0008)	<i>Number of Frames</i>		
(0028, 0010)	<i>Rows</i>		pixel
(0028, 0011)	<i>Columns</i>		pixel
(7079, 1046)*			degré

\* Le champ (7079, 1046) fait partie des champs de type privé c'est-à-dire qu'il n'est pas directement défini dans le standard DICOM et son contenu est laissé à la discrétion du constructeur de l'appareil d'imagerie. La définition exacte du contenu de ce champ n'est pas connue, mais il a été déterminé expérimentalement que ce champ contient des angles pouvant indiquer que l'image contenue dans le fichier DICOM a subi une réflexion par rapport à son orientation

d'acquisition. Il peut donc s'avérer nécessaire de réorienter l'image avant de travailler avec elle.

Les orientations rencontrées sont :

- a. L'orientation normale où l'angle est  $0^\circ$  dans le cas de la première caméra et de  $90^\circ$  pour la seconde. L'image contenue dans le fichier DICOM est donc correctement orientée.
- b. Une orientation où l'angle de la première caméra est de  $0^\circ$  et la deuxième est à  $270^\circ$ . L'image est mal orientée, il est nécessaire d'effectuer une réflexion de l'image selon l'axe des  $Y$  afin de retrouver l'image selon son orientation d'acquisition.

## ANNEXE II

### CALCUL DE LA MATRICE FONDAMENTAL

La matrice fondamentale  $F$  peut être calculée à partir des matrices de projection  $P_1$  et  $P_2$ . Plusieurs méthodes existent pour réaliser ce calcul, toutefois, celle proposée par Hartley et Zisserman (2003) est parmi les plus élégantes. Cette méthode exprime chacun des termes de  $F$  à l'aide du déterminant d'une matrice  $4 \times 4$  composé de lignes des matrices de projection.

$P_1$  et  $P_2$  sont tout d'abord exprimées en fonction de leurs rangées :

$$P_1 = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix}, \quad P_2 = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{bmatrix}. \quad (\text{A II-1})$$

Ensuite, pour chacun des termes  $F_{j,i}$  de la matrice fondamentale :

$$F = \begin{bmatrix} f_{1,1} & f_{1,2} & f_{1,3} \\ f_{2,1} & f_{2,2} & f_{2,3} \\ f_{3,1} & f_{3,2} & f_{3,3} \end{bmatrix}, \quad (\text{A II-2})$$

une matrice  $4 \times 4$  est formée des lignes des matrices  $P_1$  et  $P_2$  mais, en excluant les lignes  $a$  et  $b$  correspondant au terme calculé dans  $F$ . Le déterminant de cette matrice  $\pm 1$ , selon le terme, permet de former  $F$ . Hartley et Zisserman énonce la forme générale suivante :

$$F_{ji} = (-1)^{i+j} \det \begin{bmatrix} \sim a^i \\ \sim b^i \end{bmatrix}, \quad (\text{A II-3})$$

le signe  $\sim$  signifiant que  $a^i$  ou  $b^i$  est omis représentant ainsi les lignes restantes. Par exemple, l'équation (A II-4) représente le calcul du terme  $F_{11}$ .

$$F_{11} = (-1)^{1+1} \det \begin{bmatrix} a_2 \\ a_3 \\ b_2 \\ b_3 \end{bmatrix} \quad (\text{A II-4})$$



## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alt, Helmut et Michael Godau. 1995. « Computing the Fréchet distance between two polygonal curves ». *International Journal of Computational Geometry & Applications*, vol. 5, n° 01n02, p. 75–91.
- Andriotis, Adamantios, Ali Zifan, Manolis Gavaises, Panos Liatsis, Ioannis Pantos, Andreas Theodorakakos, Efstathios P Efstathopoulos, et Demosthenes Katritsis. 2008. « A new method of three-dimensional coronary artery reconstruction from X-ray angiography : Validation against a virtual phantom and multislice computed tomography ». *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, vol. 71, n° 1, p. 28–43.
- Blondel, Christophe, Grégoire Malandain, Régis Vaillant, et Nicholas Ayache. 2006. « Reconstruction of coronary arteries from a single rotational X-ray projection sequence ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 25, n° 5, p. 653–663.
- Bouix, Sylvain, Kaleem Siddiqi, et Allen Tannenbaum. 2005. « Flux driven automatic center-line extraction ». *Medical Image Analysis*, vol. 9, n° 3, p. 209–221.
- Chen, S James et John D Carroll. 2000. « 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 19, n° 4, p. 318–336.
- Cheriet, F et J Meunier. 1999. « Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction ». *Computerized medical imaging and graphics*, vol. 23, n° 3, p. 133–141.
- Chui, Haili et Anand Rangarajan. 2003. « A new point matching algorithm for non-rigid registration ». *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 89, n° 2, p. 114–141.
- Dijkstra, Edsger W. 1959. « A note on two problems in connexion with graphs ». *Numerische mathematik*, vol. 1, n° 1, p. 269–271.
- Faugeras, Olivier, 1993. *Three-dimensional computer vision : a geometric viewpoint*. MIT press.
- Faugeras, Olivier D, Q-T Luong, et Stephen J Maybank. 1992. « Camera self-calibration : Theory and experiments ». In *Computer Vision—ECCV'92*. p. 321–334. Springer.
- Feltes, Timothy F, Emile Bacha, Robert H Beekman, John P Cheatham, Jeffrey A Feinstein, Antoinette S Gomes, Ziyad M Hijazi, Frank F Ing, Michael De Moor, W Robert Morrow, et al. 2011. « Indications for cardiac catheterization and intervention in pediatric cardiac disease a scientific statement from the American Heart Association ». *Circulation*, vol. 123, n° 22, p. 2607–2652.
- Fischler, Martin A et Robert C Bolles. 1981. « Random sample consensus : a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography ». *Communications of the ACM*, vol. 24, n° 6, p. 381–395.

- Frangi, Alejandro F, Wiro J Niessen, Koen L Vincken, et Max A Viergever. 1998. Multiscale vessel enhancement filtering. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI'98*, p. 130–137. Springer.
- Go, Alan S, Dariush Mozaffarian, Véronique L Roger, Emelia J Benjamin, Jarett D Berry, Michael J Blaha, Shifan Dai, Earl S Ford, Caroline S Fox, Sheila Franco, et al. 2014. « Heart disease and stroke statistics–2014 update : a report from the American Heart Association. ». *Circulation*, vol. 129, n° 3, p. e28.
- Gold, Steven, Anand Rangarajan, Chien-Ping Lu, Suguna Pappu, et Eric Mjolsness. 1998. « New algorithms for 2D and 3D point matching : Pose estimation and correspondence ». *Pattern recognition*, vol. 31, n° 8, p. 1019–1031.
- Grossman, William et Donald S Baim, 2006. *Grossman's cardiac catheterization, angiography, and intervention*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Guytonm, Arthur C. et John E Hall, 2005. *Textbook of Medical Physiology : With STUDENT CONSULT Online Access, 11e (Guyton Physiology)*. Saunders.
- Habert, Severine, Nagib Dahdah, et Farida Cheriet. 2012. « A novel method for an automatic 3D reconstruction of coronary arteries from angiographic images ». In *Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2012 11th International Conference on*. p. 484–489. IEEE.
- Hartley, Richard et Andrew Zisserman, 2003. *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge university press.
- Hartley, Richard, Rajiv Gupta, et Tom Chang. 1992. « Stereo from uncalibrated cameras ». In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1992. Proceedings CVPR'92., 1992 IEEE Computer Society Conference on*. p. 761–764. IEEE.
- Hoffman, Julien IE et Samuel Kaplan. 2002. « The incidence of congenital heart disease ». *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 39, n° 12, p. 1890–1900.
- Hoffmann, Kenneth R, Anindya Sen, Li Lan, Kok-Gee Chua, Jacqueline Esthappan, et Marco Mazzucco. 2000. « A system for determination of 3D vessel tree centerlines from biplane images ». *The International Journal of Cardiac Imaging*, vol. 16, n° 5, p. 315–330.
- Kerrien, Erwan, Regis Vaillant, Laurent Launay, Marie-Odile Berger, Eric Maurincomme, et Luc Picard. 1998. « Machine precision assessment in 3D/2D digital subtracted angiography image registration ». In *Medical Imaging'98*. p. 39–49. International Society for Optics and Photonics.
- Koning, G, E Hekking, JS Kemppainen, GA Richardson, MT Rothman, et JHC Reiber. 2001. « Suitability of the cordis stabilizer™ marker guide wire for quantitative coronary angiography calibration : an in vitro and in vivo study ». *Catheterization and cardiovascular interventions*, vol. 52, n° 3, p. 334–341.

- Lesage, David, Elsa D Angelini, Isabelle Bloch, et Gareth Funka-Lea. 2009. « A review of 3D vessel lumen segmentation techniques : Models, features and extraction schemes ». *Medical image analysis*, vol. 13, n° 6, p. 819–845.
- L'Espérance, Sylvain, Brigitte Larocque, Martin Coulombe, Marc Rhainds, Yves Lacasse, et CHU UETMIS. 2013. « Prévention de la néphropathie induite par les agents de contraste iodés lors d'une intervention radiologique ».
- Levenberg, Kenneth. 1944. « A method for the solution of certain problems in least squares ». *Quarterly of applied mathematics*, vol. 2, p. 164–168.
- Liao, Rui, Duong Luc, Yiyong Sun, et Klaus Kirchberg. 2010. « 3-D reconstruction of the coronary artery tree from multiple views of a rotational X-ray angiography ». *The international journal of cardiovascular imaging*, vol. 26, n° 7, p. 733–749.
- Lilly, Leonard S, 2007. *Pathophysiology of heart disease : a collaborative project of medical students and faculty*. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Lorenz, Cristian, I-C Carlsen, Thorsten M Buzug, Carola Fassnacht, et Jürgen Weese. 1997. « Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2D and 3D medical images ». In *CVRMed-MRCAS'97*. p. 233–242. Springer.
- Lourakis, Manolis IA. 2005. « A brief description of the Levenberg-Marquardt algorithm implemented by levmar ». *Foundation of Research and Technology*, vol. 4, p. 1–6.
- Lowe, David G. 1999. « Object recognition from local scale-invariant features ». In *Computer vision, 1999. The proceedings of the seventh IEEE international conference on*. p. 1150–1157. Ieee.
- Lowe, David G. 2004. « Distinctive image features from scale-invariant keypoints ». *International journal of computer vision*, vol. 60, n° 2, p. 91–110.
- Marquardt, Donald W. 1963. « An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters ». *Journal of the Society for Industrial & Applied Mathematics*, vol. 11, n° 2, p. 431–441.
- Mendis, Shanthy, Tim Armstrong, Douglas Bettcher, Francesco Branca, Jeremy Lauer, Cecile Mace, Vladimir Poznyak, Leanne Riley, Vera Da Costa E Silva, et Gretchen Stevens, 2014. *Global status report on noncommunicable diseases 2014 : "attaining the nine global noncommunicable diseases tergets ; a shared responsibility"*. World Health Organization.
- Messenger, John C, SY James Chen, John D Carroll, JEB Burchenal, Kathy Kioussopoulos, et Bertron M Groves. 2000. « 3D coronary reconstruction from routine single-plane coronary angiograms : clinical validation and quantitative analysis of the right coronary artery in 100 patients ». *The International Journal of Cardiac Imaging*, vol. 16, n° 6, p. 413–427.

- M'hiri, Faten, Ngan Le T Hoang, Luc Duong, et Mohamed Cheriet. 2012. « A new adaptive framework for tubular structures segmentation in X-ray angiography ». In *Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2012 11th International Conference on*. p. 496–500. IEEE.
- Moer, Rasmus, Anton WM van Weert, Yngvar Myreng, et Per Mølstad. 2003. « Variability of quantitative coronary angiography : an evaluation of on-site versus core laboratory analysis ». *The international journal of cardiovascular imaging*, vol. 19, n° 6, p. 457–464.
- National Electrical Manufacturers Association, American College of Radiology, et al., 1998. *Digital imaging and communications in medicine (DICOM)*. National Electrical Manufacturers Association.
- Nichols, Allen B, Rachel Smith, Andrew D Berke, Richard A Shlofmitz, et Eric R Powers. 1989. « Importance of balloon size in coronary angioplasty ». *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 13, n° 5, p. 1094–1100.
- Porrill, John et Stephen Pollard. 1991. « Curve matching and stereo calibration ». *Image and Vision Computing*, vol. 9, n° 1, p. 45–50.
- Qureshi, Shakeel A, Andrew N Redington, Christopher Wren, Inga Ostman-Smith, Raman Patel, John L Gibbs, et Joe de Giovanni. 2000. « Recommendations of the British Paediatric Cardiac Association for therapeutic cardiac catheterisation in congenital cardiac disease ». *Cardiology in the Young*, vol. 10, n° 06, p. 649–667.
- Robbins, Stanley Leonard, Vinay Kumar, et al., 2010. *Robbins and Cotran pathologic basis of disease*. Saunders/Elsevier Philadelphia.
- Rodrigues, Olinde. 1840. Des lois géométriques qui régissent les déplacements d'un système solide dans l'espace : et de la variation des coordonnées provenant de ces déplacements considérés indépendamment des causes qui peuvent les produire. p. 380–440.
- Rougee, Anne, Catherine L Picard, Yves L Troussel, et Cyril Ponchut. 1993. « Geometrical calibration for 3D X-ray imaging ». In *Medical Imaging 1993*. p. 161–169. International Society for Optics and Photonics.
- Sato, Yoshinobu, Shin Nakajima, Hideki Atsumi, Thomas Koller, Guido Gerig, Shigeyuki Yoshida, et Ron Kikinis. 1997. « 3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images ». In *CVRMed-MRCAS'97*. p. 213–222. Springer.
- Schneider, Douglas J et John W Moore. 2006. « Patent ductus arteriosus ». *Circulation*, vol. 114, n° 17, p. 1873–1882.
- Shechter, Guy, Frédéric Devernay, Eve Coste-Manière, Arshed Quyyumi, et Elliot R McVeigh. 2003. « Three-dimensional motion tracking of coronary arteries in biplane cineangiograms ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 22, n° 4, p. 493–503.



- Shechter, Guy, Barak Shechter, Jon R Resar, et Rafael Beyar. 2005. « Prospective motion correction of X-ray images for coronary interventions ». *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 24, n° 4, p. 441–450.
- Siddiqi, Kaleem, Sylvain Bouix, Allen Tannenbaum, et Steven W Zucker. 2002. « Hamilton-jacobi skeletons ». *International Journal of Computer Vision*, vol. 48, n° 3, p. 215–231.
- Sievert, Horst, Shakeel A Qureshi, Neil Wilson, et Ziyad M Hijazi, 2014. *Interventions in Structural, Valvular and Congenital Heart Disease*. CRC Press.
- Torr, Philip HS et David W Murray. 1993. « Outlier detection and motion segmentation ». In *Optical Tools for Manufacturing and Advanced Automation*. p. 432–443. International Society for Optics and Photonics.
- van der Molen, Aart J, Henrik S Thomsen, Sameh K Morcos, Members of Contrast Media Safety Committee of European Society of Urogenital Radiology (ESUR, et al. 2004. « Effect of iodinated contrast media on thyroid function in adults ». *European radiology*, vol. 14, n° 5, p. 902–907.
- Weisz, Giora, Nathaniel R Smilowitz, Jeffrey W Moses, LeRoy E Rabbani, Michael B Collins, Adrian Herscovici, Andreas Jeron, Martin B Leon, et Andreas Luchner. 2013. « Magnetic positioning system in coronary angiography and percutaneous intervention ». *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, vol. 82, n° 7, p. 1084–1090.
- Xiao, Ruoxiu, Jian Yang, Mahima Goyal, Yue Liu, et Yongtian Wang. 2013. « Automatic vasculature identification in coronary angiograms by adaptive geometrical tracking ». *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2013.
- Yang, Jian, Yongtian Wang, Yue Liu, Songyuan Tang, et Wufan Chen. 2009. « Novel approach for 3-D reconstruction of coronary arteries from two uncalibrated angiographic images ». *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 18, n° 7, p. 1563–1572.
- Zhang, Zhengyou. 2000. « A flexible new technique for camera calibration ». *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 22, n° 11, p. 1330–1334.