



HAL
open science

Vers un système de navigation 3D en neuroradiologie interventionnelle

Sébastien Gorges

► **To cite this version:**

Sébastien Gorges. Vers un système de navigation 3D en neuroradiologie interventionnelle. Modélisation et simulation. Université Henri Poincaré - Nancy I, 2007. Français. NNT: . tel-00165960

HAL Id: tel-00165960

<https://theses.hal.science/tel-00165960>

Submitted on 2 Aug 2007

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

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

Vers un système de navigation 3D en neuroradiologie interventionnelle

THÈSE

présentée et soutenue publiquement le le 10 mai 2007

pour l'obtention du

Doctorat de l'université Henri Poincaré – Nancy 1
(spécialité informatique)

par

Sébastien Gorges

Composition du jury

<i>Président :</i>	Marie-Christine Haton	Professeur d'université, U.H.P Nancy I
<i>Rapporteurs :</i>	Jocelyne Troccaz Jean-Marc Lavest	Directeur de recherche, CNRS, Grenoble Professeur d'université, Clermont I
<i>Examineurs :</i>	Marie-Odile Berger René Anxionnat Yves Troussset Pierre Jannin Erwan Kerrien	Chargé de recherche INRIA, Nancy (Directrice de thèse) Professeur d'université, Faculté de Médecine, U.H.P Nancy I Docteur Ingénieur, GE Healthcare, Buc Chargé de recherche INSERM, Rennes Chargé de recherche INRIA, Nancy

Mis en page avec la classe thloria.

Remerciements

Je tiens à remercier :

- Marie-Odile Berger, ma directrice de thèse, qui m'a orienté durant ces trois années de thèse, à la fois avec rigueur et avec passion.

- Jocelyne Troccaz et Jean-Marc Lavest, qui ont jugé ce travail de thèse et contribué à l'amélioration du manuscrit en tant que rapporteurs, avec l'expérience qui est la leur.

- Francois Kotian, Manager de l'équipe AMA de GE, qui m'a apporté tout son soutien pendant ce travail et particulièrement durant la phase de rédaction du manuscrit.

- Yves Troussel, pour sa qualité d'écoute, sa disponibilité et les multiples orientations qu'il a donné à cette thèse.

- Erwan Kerrien, pour ses nombreux conseils, son enthousiasme et le sérieux de son encadrement.

- Jérémie Pescatore, qui a porté un oeil critique et innovant sur ce travail.

- Pierre Jannin, qui a accepté d'être membre du jury de thèse.

- Marie-Christine Haton, pour l'honneur qu'elle m'a fait d'être la présidente de mon jury.

- le Professeur Anxionnat, membre du jury, qui a suivi avec intérêt mon travail et participé activement à l'évaluation clinique des techniques développées dans le cadre de cette thèse.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance aux Professeurs Luc Picard et Serge Bracard, qui ont apporté à ce travail leurs visions modernes de la neuroradiologie interventionnelle.

Je tiens à remercier chaleureusement les membres de l'équipe MAGRIT du LORIA, merci à Gilles, Erwan, Michael, les Nicolas et Frédérique pour les bons moments partagés. Je retiendrai l'ambiance formidable de cette équipe.

Merci à mes collègues thésards du LORIA et de GE, Vincent A., Nisar, Farid, Gero, Bénédicte, Nicolas N., Nicolas P., les Paul et les autres.

Merci également à mes collègues de GE qui m'ont souvent apporté une aide précieuse. Merci à Regis, auteur de renom de la lib Regis, à Vincent B, spécialiste du filtre orienté et enfin merci à Yves, Jérémie, Cyril, Jean, Laurence, Laurent Launay et François pour toutes les discussions que nous avons pu avoir.

Je remercie les amis de Nancy, de Grenoble et d'ailleurs qui m'ont supporté et encouragé durant ces trois années. Merci à Eve et Arnaud, fans de la première heure et aux jardiniers Claire et Mohamed, Aude et Adrien, Mickael, Boris. Merci aussi à ma belle-famille, Claire, Jean-Michel, Maude et Edith.

Je remercie tout spécialement mes parents et mon frère qui m'ont toujours encouragé et soutenu dans mes études.

Enfin, merci à Emmanuelle.

A Emmanuelle

Table des matières

Introduction	1
1 La neuroradiologie interventionnelle	3
1.1 Les principes de la neuroradiologie interventionnelle	3
1.2 Un peu d'anatomie cérébrale	3
1.2.1 Le cerveau	4
1.2.2 Les matières du cerveau et ses structures	4
1.2.3 Le système vasculaire cérébral	5
1.2.4 Les pathologies vasculaires	5
1.3 Description de la machine d'angiographie	8
1.3.1 Modèle densitométrique de formation des images à rayons X	9
1.3.2 Les détecteurs images	10
1.3.3 Modélisation géométrique des images à rayons X	10
1.3.4 Les données capteurs	14
1.3.5 Liens entre les données capteurs et les paramètres d'acquisitions	16
1.3.6 L'angiographie numérique soustraite - DSA	17
1.3.7 Image d'angiographie numérisée 3D à rayons X - 3DXA	18
1.3.8 Imageries fluoroscopiques et roadmap 2D	21
1.4 Autres modalités	23
1.4.1 Le tomodensitomètre ou "scanner"	23
1.4.2 L'IRM	25
1.4.3 Conclusion	25
1.5 La pratique médicale	26
1.5.1 Les outils médicaux	26
1.5.2 Le cathétérisme des artères	26
1.5.3 Le traitement des pathologies cérébro-vasculaires	27
1.6 La problématique	31
1.6.1 Les besoins et les problèmes à résoudre	31
1.6.2 Notre contribution	33
2 Calibrage d'un arceau vasculaire	35
2.1 Introduction	35
2.2 Etude préliminaire de la machine d'angiographie	36

2.2.1	Introduction	36
2.2.2	Précision du positionnement de la chaîne image	36
2.2.3	Caractérisation des déformations	38
2.2.4	Origine des déformations de la caméra RX	39
2.2.5	En conclusion sur l'étude préliminaire de l'arceau	40
2.3	Calibrage classique de la matrice de projection	41
2.3.1	Procédure linéaire	41
2.3.2	Extraction des paramètres intrinsèques et extrinsèques	42
2.3.3	Procédure itérative	43
2.3.4	Instabilité des paramètres intrinsèques	43
2.3.5	Application au calibrage d'un système à rayons X	44
2.4	Mise en œuvre du calibrage classique	45
2.4.1	Choix d'un critère d'erreur	45
2.4.2	Estimation de l'erreur sur des données expérimentales	46
2.5	Le calibrage multi-image	47
2.5.1	Le principe	47
2.5.2	Minimisation du critère	48
2.5.3	Application au cas d'une caméra RX	48
2.6	Mise en œuvre du calibrage multi-image	48
2.6.1	Choix d'un critère d'erreur	49
2.6.2	Nombre d'images nécessaires au calibrage multi-image	49
2.6.3	Estimation de la précision par bootstrap	49
2.6.4	Estimation de la précision par simulation Monte Carlo	51
2.6.5	Test d'égalité des paramètres intrinsèques sur données expérimentales	53
2.7	Conclusion	53
3	Calibrage planaire des paramètres intrinsèques	55
3.1	Introduction	55
3.2	L'homographie 2D	55
3.2.1	Introduction	55
3.2.2	Définition et notations	56
3.2.3	Lien entre l'homographie planaire et les paramètres du modèle sténopé	56
3.2.4	Estimation de \mathbf{H}	57
3.3	Utiliser l'homographie pour le calibrage des paramètres intrinsèques	57
3.3.1	Le calibrage de Zhang	57
3.3.2	Calibrage des paramètres intrinsèques d'une caméra en rotation	58
3.3.3	La rectification planaire en ligne sur un système RX	59
3.3.4	Plan de travail	60
3.4	Le calibrage avec une Mire planaire Fixée au Tube RX (ou le calibrage MFT)	60
3.4.1	Les paramètres de \mathbf{H}	60
3.4.2	Extraction des paramètres intrinsèques de \mathbf{H}	61
3.5	Mise en œuvre du calibrage MFT	62

3.5.1	Protocole expérimental	62
3.5.2	Précision du calibrage MFT versus multi-image	63
3.5.3	En conclusion sur le calibrage MFT	63
3.6	Le calibrage avec une Mire planaire Fixée au Détecteur (ou le calibrage MFD)	63
3.6.1	Les paramètres de \mathbf{H}	64
3.6.2	Extraction des paramètres intrinsèques	65
3.7	Mise en œuvre du calibrage MFD	65
3.7.1	Descriptif de la mire	67
3.7.2	Calibrage de la distance d^*	67
3.7.3	Erreur engendrée par les approximations faites sur π	67
3.7.4	Evaluation de la précision du calibrage MFD sur données synthétiques	68
3.7.5	Rigidité de la fixation dans les conditions réelles	69
3.7.6	Calibrage MFD versus calibrage multi-image	71
3.7.7	En synthèse sur le calibrage MFD	71
3.8	Conclusion	71
4	Recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position	73
4.1	Introduction	73
4.2	Le recalage 3D-2D basé image	73
4.2.1	Les critères iconiques	73
4.2.2	Les critères basés primitives	74
4.2.3	Conclusion sur les méthodes basées images	74
4.3	Les méthodes de recalage utilisant les capteurs machine	75
4.3.1	Le principe des méthodes basées capteurs	75
4.3.2	Les modèles de mouvement de l'arceau	76
4.3.3	En conclusion sur les travaux antérieurs	78
4.4	Caractérisation mécanique de l'arceau vasculaire	79
4.4.1	Conditions expérimentales	80
4.4.2	Comportement des paramètres internes	80
4.4.3	Comportement des paramètres de la rotation	81
4.4.4	Analyse mécanique de l'arceau	82
4.5	Les modèles de l'arceau pour le recalage 3D-2D	83
4.5.1	Proposition de deux modèles paramétriques de l'arceau	83
4.5.2	Calibrage des modèles	84
4.5.3	Sélection d'un modèle de l'arceau	85
4.6	Validation de la précision du modèle \mathcal{M}_f	86
4.6.1	Les orientations pour le calibrage de \mathcal{M}_f	86
4.6.2	SID fixe	86
4.6.3	SID variable	87
4.6.4	Perception visuelle de l'erreur sur fantôme vasculaire	88
4.7	Conclusion	91

5	Fluoroscopie augmentée : validation et intérêt clinique	93
5.1	Introduction	93
5.2	Les systèmes médicaux de Réalité Augmentée (RA)	93
5.2.1	Quelques systèmes existants	93
5.2.2	La mise en correspondance des données	95
5.2.3	La visualisation de la fusion	96
5.2.4	Intérêt clinique des systèmes de RA	97
5.2.5	Conclusion	98
5.3	Description de la fluoroscopie augmentée	98
5.3.1	Définition de fluoroscopie augmentée	98
5.3.2	Le prototype de fluoroscopie augmentée en routine clinique	98
5.3.3	Les avantages	99
5.3.4	Une procédure médicale adaptée	100
5.3.5	Les hypothèses	100
5.3.6	Conclusion	100
5.4	Mise en œuvre dans des conditions cliniques	100
5.4.1	Grille d'évaluation	100
5.4.2	Données cliniques et de calibrage	101
5.4.3	Résultats	102
5.4.4	Conclusion sur la mise en œuvre clinique	104
5.5	Utilisation du prototype sur un cas clinique	104
5.5.1	Description du traitement	104
5.5.2	Résultats	107
5.5.3	Synthèse	109
5.6	Conclusion sur la fluoroscopie augmentée	112
6	Détection temporelle du guide dans les images fluoroscopiques	113
6.1	Introduction	113
6.2	Le guide dans les images fluoroscopiques	114
6.3	Le principe général du suivi de courbe	114
6.3.1	Les méthodes utilisant un modèle de forme ou "shape matching"	114
6.3.2	Les méthodes utilisant un modèle d'état (filtre Bayésien)	115
6.3.3	Les méthodes utilisant les contours actifs	116
6.3.4	Conclusion sur les méthodes de suivi	117
6.4	Suivre le guide dans les images fluoroscopiques	117
6.4.1	Le rehaussement des structures linéaires	117
6.4.2	Suivi temporel du guide	119
6.4.3	Synthèse	120
6.5	Détection du guide avec cohérence temporelle	121
6.5.1	Vue générale de l'algorithme	121
6.5.2	Extraction des points du guide	121
6.5.3	Le chaînage	123

6.5.4	Régularisation de la courbe	126
6.5.5	Conclusion	126
6.6	Mise en œuvre de la détection du guide dans les images fluoroscopiques	126
6.6.1	Les données collectées	126
6.6.2	Segmentation manuelle des experts	127
6.6.3	Evaluation de l'algorithme	128
6.6.4	Synthèse	133
6.7	Conclusion	133
7	Etude préliminaire pour une reconstruction 3D du guide	135
7.1	Introduction	135
7.2	Les contraintes techniques de la machine bi-plan	135
7.3	Reconstruction mono-plan versus bi-plan	136
7.4	Les travaux antérieurs pour la reconstruction de courbes	136
7.4.1	Reconstruction d'une courbe avec contrainte épipolaire	136
7.4.2	Les approches purement 3D	137
7.4.3	Conclusion	138
7.5	Plan de travail	138
7.6	Evaluation et expériences pour la reconstruction du guide	139
7.6.1	Erreur 3D de reconstruction	139
7.6.2	Reconstruction du guide sur un fantôme de tête	143
7.6.3	Effet du décalage temporel	145
7.6.4	Expérience clinique	145
7.7	Synthèse et perspectives pour la reconstruction du guide	148
7.8	Conclusion	152
	Conclusion	153
1	Apports de la thèse	153
2	Perspectives	154
	Annexes	157
	A La matrice de projection à partir des modèles de l'arceau	159
	B Fluoroscopie augmentée versus roadmap 2D	161
	C Validation temporelle du recalage 3D-2D	165
	Bibliographie	171
	Liste des publications	181

Table des figures

1.1	Image IRM montrant les différents tissus du cerveau	4
1.2	Vascularisation artérielle du cerveau. Artères carotides internes (A) (droite et gauche), artères cérébrales antérieures (B) (droite et gauche), artère communicante postérieure (G), artères cérébrales postérieures (E) (droite et gauche), artère communicante antérieure (C), tronc basilaire (F) et vertébrales droite et gauche (H), artères cérébrales moyennes (D) (droite et gauche).	6
1.3	Schéma d'un anévrisme sacculaire et de son collet (2) : la rupture du sac (1) provoque l'écoulement du sang (3) dans les cavités cérébrales.	7
1.4	Représentation schématique d'une MAV.	8
1.5	La machine d'angiographie	9
1.6	Le capteur numérique	11
1.7	La projection perspective dans le cas d'une caméra optique et d'un système RX. La distance focale f est de l'ordre du mètre pour un système RX et de l'ordre du centimètre pour une caméra optique.	12
1.8	Le modèle géométrique d'une caméra : l'objet imagé se situe entre le point focal et le plan image. L'image RX est vue par l'observateur depuis l'arrière du détecteur image.	13
1.9	Les déplacements de l'arceau	15
1.10	Extrait d'une séquence d'angiographie soustraite (DSA) d'une artère carotide gauche de face 19	
1.11	Extrait d'une séquence d'angiographie soustraite (DSA) d'une artère vertébrale droite de face	20
1.12	Images 3DXA : MIP, volume rendering en mode surface et transparence	22
1.13	Image fluoroscopique annotée brute (a) et soustraite (b) extraite d'une séquence de navigation d'un guide pour le traitement d'un anévrisme. L'extrémité radio-opaque du guide et les outils déjà déployés (coils : voir la section 1.5.1 consacrée aux micro-outils) sont particulièrement visibles	23
1.14	Capture d'une séquence de roadmap 2D : l'image masque est construite par intégration des images injectées puis soustraite à l'image courante pour former l'image de roadmap 2D. 24	
1.15	Traitement d'un anévrisme	29
1.16	Images angiographiques durant une embolisation de MAV	30
2.1	Variation de positions des marqueurs pour un mouvement autour du P	39
2.2	Variation de positions des marqueurs pour un mouvement autour du C	40
2.3	Les origines possibles des déformations de l'arceau : l'arceau lui-même (1), le bras d'attache de l'arceau (2) au système, le bras d'attache du capteur plan (3) et du tube RX (4)	41
2.4	La mire hélice	44
2.5	Image RX de l'hélice $P = 75^\circ$ et $C = 30^\circ$ et $SID = 120$ cm	45
2.6	Influence du nombre d'images sur les paramètres intrinsèques	50
3.1	Homographie induite par un plan : $\mathbf{H} = \mathbf{H}_1^{-1}\mathbf{H}_2$	56

3.2	Représentation schématique 1D de la rectification planaire de Navab. Soit M_1 la matrice de projection de la position 1 connue a priori et D le déplacement rigide de l'arceau déterminé via des capteurs, alors la matrice de projection M_2 de la position 2 est donnée par $M_2 = HM_1D$, où H est l'homographie planaire mesurée via la mire fixée au tube RX.	59
3.3	La mire est fixée au tube RX. Les transformations et repères sont décrits depuis un repère fixe donné par la mire planaire. Dans ce cas de figure, la position du point focal reste fixe. Les déformations du système engendrent une rotation du repère caméra R et une variation de paramètres intrinsèques (menant à la matrice K_2 dans la position 2).	61
3.4	Evaluation du calibrage MFT pour des paramètres intrinsèques pris autour du P	62
3.5	La mire est fixée au capteur plan. Les transformations et repères sont décrits depuis un repère fixe donné par la mire planaire. L'orientation du repère de la caméra reste fixe. Les déformations du système engendrent une translation du repère caméra t et une variation de paramètres intrinsèques (menant à la matrice K_2 dans la position 2).	64
3.6	La mire planaire	66
3.7	Evaluation du calibrage MFT pour des paramètres intrinsèques pris autour du P	72
4.1	Les déplacements D_P et D_C de l'arceau vasculaire.	75
4.2	Le modèle de Dumay	77
4.3	Effets des déformations mécaniques. Variation du point principal (u_0, v_0) (a) et de la distance focale (b) pendant un mouvement d'arceau.	80
4.4	Translation résiduelle de la chaîne image due aux déformations mécaniques	83
4.5	L'image 3DXA en rouge superposée aux images fluoroscopique du fantôme : image fluoroscopique injectée originale (a,c) et zoom de la superposition de la 3DXA à l'image fluoroscopique (b,d). (a,b) a été prise avec un arceau positionné à $P = 8.8^\circ$ et $C = 41.1^\circ$ tandis que (c,d) à $P = -40.4^\circ$ et $C = 28.8^\circ$. Les flèches montrent quelques petites erreurs visibles.	92
5.1	Exemple de système de réalité augmentée dans le domaine médical : projection des images pré-opératoires sur l'optique du microscope [EKJ+00] (système MAGI)	94
5.2	Fluoroscopie augmentée : image brute (a), roadmap 2D (c), vue transparente (b) et surfacique (d). Le guide a été manuellement colorié en vert	99
5.3	Exemple de 3DXA superposée à une image DSA prise en début de traitement.	101
5.4	Cas où le guide est légèrement en dehors des vaisseaux : roadmap 2D (a) et FA-3D (b). Les flèches montrent les erreurs. Le même phénomène est observé dans les deux applications, ce qui prouve que la qualité du recalage n'est pas à l'origine de l'erreur.	103
5.5	Visibilité du guide : FA-3D en mode surface (a) et transparent (b). L'extrémité du guide (au bout de la flèche) ne peut être détectée dans l'image (a)	105
5.6	Images acquises pendant le traitement : 3DXA (a), DSA avant (b) et après (c) le traitement ($P = 52^\circ$, $C = 8^\circ$ et $SID=1023$).	106
5.7	Superposition de la 3DXA à l'image DSA avec le recalage fourni par les capteurs de positions : temps $t_0 + 17$ minutes. Les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 4, 5 et 17 pixels.	108
5.8	Erreur maximale de recalage 3D-2D pendant le procédure clinique (10 pixels=2 mm).	108
5.9	Images de fluoro-scopie augmentée acquises pendant le déploiement des coils	110
5.10	Séquence de fluoro-scopie utilisée pour la navigation du guide.	111
6.1	Le filtrage directionnel : exemples de 29 orientations de filtres de longueur 21 pixels. La bande blanche (largeur=3 pixels) correspond à la valeur 2 et les bandes noires (largeur=3 pixels) à la valeur -1. Tiré de [Bis06]	118
6.2	Les différentes étapes pour la détection temporelle du guide.	122
6.3	Extraction des points dans les images fluoroscopiques avant (gauche) et après (droite) traitement.	123
6.4	Les étapes du chaînage avec intégration temporelle.	125
6.5	Résultats de la détection sur quelques images extraites de la séquence 1 : images originales à gauche et courbe détectée superposée en blanc à droite.	129

6.6	Résultats de la détection sur quelques images extraites de la séquence 2 : images originales à gauche et courbe détectée superposée en blanc à droite.	130
6.7	Résultats de la détection sur quelques images extraites de la séquence 3 : images originales à gauche et courbe détectée superposée en blanc à droite.	131
6.8	Superposition de la courbe segmentée sur les images fluoroscopiques au niveau des erreurs maximales.	132
7.1	Superposition 3D des reconstructions stéréo du guide (en couleur) à la reconstruction tomographique du guide en T_3 (en blanc), les matrices de projections étant fournies par le recalage 3D-2D basé capteur. Les images sont présentées selon 3 points de vue différents. Ils ont été sélectionnés afin d'avoir une bonne compréhension de la forme globale du guide et ils ne correspondent pas aux incidences utilisées pour la reconstruction. Le guide en jaune, vert et rouge correspond à la reconstruction stéréo du guide respectivement en T_1 , T_2 et T_3 .141	
7.2	Zoom sur l'extrémité distale du guide pour les positions T_1 (a), T_2 (b) et T_3 (c). L'annotation "hélice" indique que la reconstruction a été effectuée avec des matrices obtenues via un calibrage classique. L'annotation "modèle" indique que la reconstruction a été effectuée avec un recalage basé capteur. Les erreurs visibles au niveau des extrémités sont également annotées.	142
7.3	Exemple de coupe oblique prise avec le guide en T_2 . La tache blanche correspond à la reconstruction tomographique du guide, le point rouge représente la reconstruction stéréo produite avec les matrices de références et le point bleu la reconstruction produite avec les matrices du recalage 3D-2D basé capteur.	143
7.4	Exemple de l'effet du décalage temporel. La droite épipolaire dans l'image de gauche correspond au point rouge de l'image de droite. A gauche : le point P_g est l'extrémité du guide observée dans les images tandis que le point P_{id} est le point où devrait se situer le guide pour être en phase avec l'image de droite. A droite : le point P_d est situé à l'extrémité du guide.	146
7.5	Perte de l'extrémité du guide lors de l'appariement 2D-2D : en vert les portions de courbes qui ont un correspondant dans chacune des images et en bleu la portion de courbe qui n'est pas appariée. Les droites épipolaires en rouge (dans l'image de droite) qui correspondent aux points rouge (de l'image de gauche) ne trouvent pas de point candidat pour l'appariement 2D-2D.	147
7.6	Perte d'une portion de guide lors de l'appariement 2D-2D : en vert les portions de courbes qui ont un correspondant dans chacune des images et en bleu la portion de courbe qui n'est pas appariée. La droite épipolaire en rouge (dans l'image de droite) qui correspond au point rouge (de l'image de gauche) ne trouve pas de point candidat pour l'appariement 2D-2D.	148
7.7	Exemple d'intégration du guide avec la 3DXA : le guide en début et en fin de navigation est montré selon deux points de vue différents. Dans la vue du bas, la reconstruction du guide est irrégulière et certaines parties du guide apparaissent à l'extérieur des vaisseaux.	149
B.1	Patient 1. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)	162
B.2	Patient 2. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)	163
B.3	Patient 3. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)	164
C.1	DSA temps to (début de traitement) : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 5, 4 et 3 pixels	166
C.2	DSA temps to + 7 minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 6, 6 et 15 pixels	167
C.3	DSA temps to + 17 minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 4, 5 et 17 pixels	168

C.4 DSA temps $t_0 + 36$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 7, 4 et 14 pixels	169
C.5 DSA temps $t_0 + 45$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 8, 4 et 10 pixels	170

Introduction

La neuroradiologie interventionnelle est la technique de référence pour diagnostiquer et traiter les pathologies vasculaires intracérébrales. Cette pratique permet un traitement par voie endovasculaire de manière peu invasive pour le patient.

La machine d'angiographie à rayons X est actuellement le moyen d'imagerie de cette discipline médicale par excellence. Avec cette machine, on peut acquérir par exemple une image 3D montrant les artères du patient (ou image 3DXA). Par contre, le contrôle visuel du déploiement des outils dans le réseau artériel est effectué avec une imagerie temps réel en 2D (ou imagerie fluoroscopique). Afin de comprendre avec précision le positionnement 3D de l'outil, le médecin effectue une fusion mentale entre ses connaissances anatomiques, les images 3D pré-opératoires existantes (IRM, 3DXA ...) et les images fluoroscopiques montrant les outils. Une amélioration de la technique serait de mettre en relation les informations volumétriques pré-opératoires avec les informations de positionnement de l'outil en temps réel durant le traitement du patient. Cette approche soulève des problèmes de recalage d'images, de calibrage de la machine, d'extraction d'information des images et de positionnement 3D des outils.

Cette thèse a pour ambition de contribuer à cet objectif en proposant un ensemble d'outils qui devraient permettre une utilisation de la 3D durant le traitement du patient. La nature de cette thèse (financement CIFRE avec GE Healthcare) a été influencée par le lien fort qui existe entre la société GE Healthcare, le service de neuroradiologie diagnostique et thérapeutique de Nancy dirigé par les professeurs Luc Picard puis Serge Bracard et le projet Magrit de l'INRIA-LORIA de Nancy. Cette collaboration a débuté en 1993 par la thèse de Laurent Launay [Lau96] et s'est poursuivie par la thèse de Erwan Kerrien [Ker00] en 1996 pour enfin rendre possible notre travail sur la navigation 3D. Notre travail a profité des expériences riches de ces projets passés. Cette collaboration a permis la conception de solutions nouvelles qui ont pu être mises en œuvre dans le service de neuroradiologie diagnostique et thérapeutique de Nancy et qui sont prêtes à entrer dans une phase de développement industriel. Une telle collaboration rend possible une réelle amélioration de la pratique médicale sur le terrain au bénéfice du patient.

Ce manuscrit est organisé selon 7 chapitres :

- Dans le premier chapitre, nous décrivons les principes généraux de la neuroradiologie interventionnelle, présentons les techniques d'imagerie, les problèmes de recherche et donnons nos contributions plus en détail.
- Nous avons utilisé les méthodes issues de la vision par ordinateur pour évaluer le comportement de la machine d'angiographie. Dans le chapitre 2, nous décrivons la méthode de calibrage classique et montrons ses limites pour ce problème. Le calibrage multi-image est ensuite présenté et évalué pour l'étude de la machine.
- Dans le chapitre 3, nous proposons une méthode originale basée sur l'emploi d'une mire planaire pour la caractérisation des déformations subies par la machine d'angiographie.
- Le chapitre 4 est dédié au problème du recalage 3D-2D entre l'image 3DXA et l'image fluoroscopique. Comme les deux images sont acquises sur la même machine, les capteurs de la machine peuvent être employés pour déterminer le recalage. Les méthodes de calibrage développées ont été utilisées pour caractériser mécaniquement la machine. Nous avons exploité ces mesures pour mettre en place une méthode de recalage 3D-2D précise.
- Dans le chapitre 5, nous présentons une nouvelle technique de guidage basé sur l'intégration de la 3DXA avec l'imagerie fluoroscopique. Une évaluation quantitative et perceptive de la technique a été menée sur le terrain clinique.
- En concertation avec les praticiens, nous avons identifié qu'il serait intéressant de positionner le

guide¹ dans un modèle 3D pré-opératoire. Une fois le problème du recalage résolu, la détection du guide dans les images fluoroscopiques est une étape nécessaire pour la reconstruction de celui-ci. Nous proposons dans le chapitre 6 un algorithme original et robuste de détection du guide dans les images fluoroscopiques.

- Quelques semaines avant la fin de notre thèse un nouveau système d'angiographie bi-plan (équipé de deux chaînes images) a été installé à Nancy. Dans le chapitre 7, nous initions une première étude de la reconstruction 3D du guide à partir des images du système bi-plan.
- Enfin, nous concluons sur les résultats de nos travaux et discutons les perspectives de ce travail.

¹Le guide est un long fil très fin recouvert de platine en son extrémité distale qui est utilisé pour guider le cathéter jusqu'à la pathologie

Chapitre 1

La neuroradiologie interventionnelle

L'objectif de ce chapitre est d'introduire le lecteur au domaine de la neuroradiologie interventionnelle tant à un niveau technologique que médical afin d'appréhender les objectifs de notre travail. Après avoir exposé succinctement les principes de la discipline, nous présentons les grandes lignes de l'anatomie vasculaire intracérébrale et les principales pathologies en cause. Ensuite, le processus de formation des images et sa modélisation sont explicités avant de détailler les différentes techniques d'imagerie disponibles sur une machine d'angiographie.

Une fois ces bases techniques et médicales posées, nous définissons les différentes problématiques de recherche identifiées et les contributions que nous avons apportées.

1.1 Les principes de la neuroradiologie interventionnelle

Les avancées dans le domaine de la radiologie couplées avec les innovations faites sur la taille des instruments chirurgicaux ont permis un développement rapide des procédures de radiologie interventionnelle. Le principe consiste à traiter les pathologies vasculaires, de manière minimallement invasive en guidant le geste par l'image. Pour arriver à ce but, le réseau artériel du patient est utilisé pour mener des micro-outils jusqu'à la pathologie incriminée. Le cathétérisme², inventé dans les années 1970, est à l'origine de la pratique. La neuroradiologie interventionnelle a pour objectif le traitement des pathologies situées dans le rachis ou dans le cerveau du patient. Classiquement une procédure consiste à guider un cathéter jusqu'à la pathologie afin de déployer des micro-outils médicaux dans la pathologie. Ce genre de procédure peut se diviser en deux sous-phases :

1. La navigation : le radiologue déplace un cathéter jusqu'à la pathologie. Il lui arrive d'utiliser un guide pour les cas de navigation complexe. Un guide est une sorte de long fil très fin d'un diamètre extrêmement petit (quelques centaines de microns) avec lequel il est aisé de se déplacer dans les vaisseaux.
2. Le traitement : le cathéter sert de conduit pour apporter des micro-outils thérapeutiques jusqu'à la pathologie. Les outils sont ensuite déployés pour traiter le patient.

Le traitement des pathologies vasculaires nécessite une technicité élevée (du geste et du matériel d'imagerie) et une miniaturisation des outils. Le besoin de précision est élevé en neuroradiologie puisque le praticien se déplace avec des micro-cathéters dans des vaisseaux dont le diamètre est parfois inférieur au millimètre. Afin de comprendre les besoins qui sont associés à la neuroradiologie interventionnelle, nous présentons l'anatomie et les pathologies du système vasculaire.

1.2 Un peu d'anatomie cérébrale

Cette partie n'a aucunement la prétention d'être un traité d'anatomie vasculaire ni d'être exhaustive quant à la description donnée. Elle présente très succinctement un certain nombre de structures cérébrales

²Le cathétérisme est un acte médical consistant à introduire un dispositif dans la lumière d'un organe tubulaire creux.

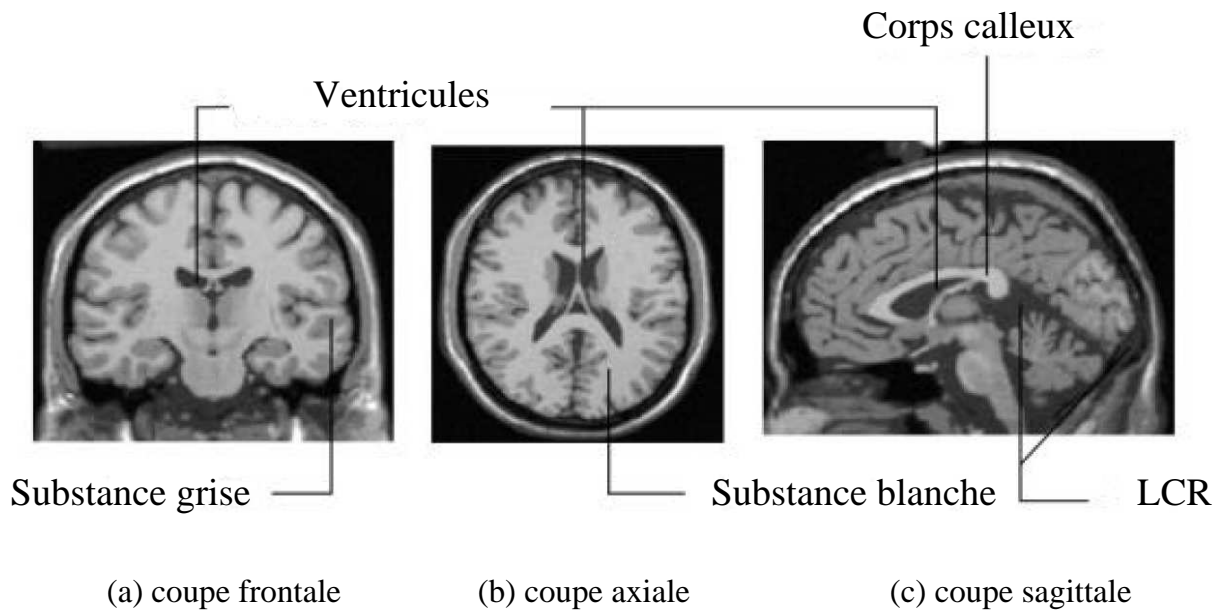


FIG. 1.1 – Image IRM montrant les différents tissus du cerveau

anatomiques et vasculaires ayant une importance dans la compréhension de la pratique médicale nous intéressent. Pour un traité d'anatomie cérébrale complet, le lecteur pourra se référer à des ouvrages d'anatomie comme par exemple [Duv92]. Un nombre important de sources est également disponible et largement diffusé sur le web, citons l'excellent site web de l'université de l'Iowa "virtual hospital" ³.

1.2.1 Le cerveau

Le cerveau est la partie la plus volumineuse du système nerveux central (SNC)⁴. Son poids varie entre 1,2 et 1,4 kg. Il est placé dans la boîte crânienne qui est elle-même composée d'os et recouverte de peau et de tissus mous. Il se situe dans une enceinte liquidienne, le liquide céphalo-rachidien (ou LCR) qui a la particularité de pénétrer également à l'intérieur du cerveau par de profondes cavités nommées ventricules. Il est constitué de deux hémisphères principaux qui sont vascularisés par un réseau formé d'artères et de veines. Par l'intermédiaire de nerfs le cerveau est relié aux systèmes nerveux périphériques assurant la transmission de l'information avec les organes.

Les hémisphères sont reliés par différentes structures cérébrales comme le corps calleux ou le thalamus (voir figure 1.1). Le corps calleux assure la plupart du transfert d'information entre les deux hémisphères.

1.2.2 Les matières du cerveau et ses structures

Le cerveau est, d'un point de vue qualitatif, constitué de trois substances principales que l'on nomme tissus par abus de langage :

- La substance blanche. La substance blanche est constituée de gaines de myéline qui entourent les axones. La myéline est pour sa grande part un lipide formant l'essentiel de la gaine des axones des neurones groupés en faisceaux.
- La substance grise. La substance grise forme les cellules nerveuses et plus particulièrement les corps cellulaires des neurones et les synapses.
- Le LCR. La composition du LCR est très proche de celle de l'eau.

³<http://www.vh.org/Providers/Textbooks/BrainAnatomy/BrainAnatomy.html>

⁴Le système nerveux central est formé du cerveau, du tronc cérébral et du cervelet.

La substance grise qui enrobe le cerveau forme une surface de 4 à 5 mm d'épaisseur. Elle est le siège principal des activations neuronales lors de tâches cognitives. Ce ruban est appelé cortex (ou ruban cortical). Il est caractérisé par de nombreuses dépressions (ou encore sillons). Les plus profondes définissent les lobes cérébraux (frontal, pariétal, temporal et occipital) et sont pénétrées par le LCR. Les moins profondes, sillons secondaires, délimitent les circonvolutions (ou gyri). Le LCR pénètre également le système ventriculaire qui est composé de quatre cavités communicant entre elles. On retrouve également de la substance grise dans des structures plus profondes comme les noyaux gris centraux sous corticaux.

1.2.3 Le système vasculaire cérébral

L'activité cérébrale nécessite un apport en oxygène dont l'acheminement est assuré par le système vasculaire cérébral. Les échanges gazeux avec les tissus du cerveau ont lieu au niveau des capillaires qui sont les plus petits vaisseaux de ce système. Le système vasculaire cérébral se décompose en deux sous-systèmes, le système carotidien et le système vertébro-basilaire tous deux symétriques par rapport au plan inter-hémisphérique. La situation respective de ces deux systèmes est montrée de manière schématique sur la figure 1.2 :

- Le système carotidien, qui naît de l'artère sous-clavière, comprend les deux artères carotides internes gauche et droite. Il irrigue surtout la partie antérieure du cerveau. Chaque carotide interne naît d'une carotide primitive, sur la partie latérale du cou, à proximité de l'angle de la mâchoire. Peu après un passage appelé siphon carotidien qui marque son entrée dans la boîte crânienne, elle donne naissance à l'artère ophtalmique, puis se divise en trois branches dont les deux principales sont l'artère cérébrale antérieure et l'artère cérébrale moyenne.
- Le système vertébro-basilaire comprend les deux artères vertébrales gauche et droite. Il irrigue la partie postérieure et inférieure du cerveau. A la base du cerveau, les deux artères vertébrales fusionnent pour donner naissance au tronc basilaire qui rejoint le polygone de Willis.

Ces deux sous-systèmes s'anastomosent à la base du cerveau pour constituer le polygone (ou cercle) de Willis, d'où partent les principales branches destinées aux différentes parties du cerveau. Le polygone de Willis a un rôle prépondérant dans la vascularisation des zones du cerveau. En pratique, il permet de suppléer la circulation du sang lors de la présence d'une pathologie occlusive dans le système artériel ou lors d'une hémorragie.

1.2.4 Les pathologies vasculaires

Les deux pathologies les plus fréquentes dans le système vasculaire cérébral et dont le traitement est assuré par voie endovasculaire sont les anévrismes et les malformations artério-veineuses (ou MAV). Nous décrivons brièvement ces deux pathologies dans la suite.

Les anévrismes

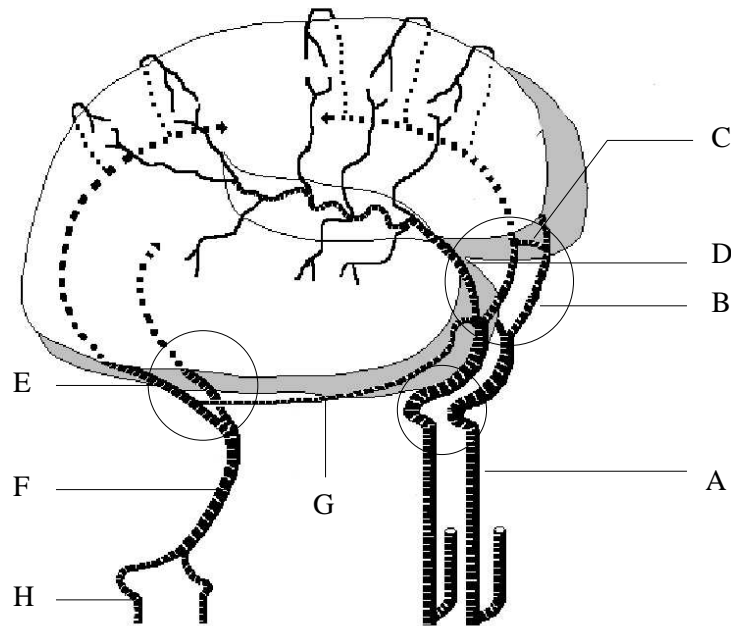
Un anévrisme (ou anévrisme) est une dilatation segmentaire de la paroi d'une artère aboutissant à la formation d'une cavité qui peut prendre des tailles variables. Bien que la formation des anévrismes soit encore assez mal connue, on identifie trois facteurs principaux menant à la genèse de la pathologie :

- Une anomalie de la paroi de l'artère qui provoque au fur et à mesure des années la dilatation de l'artère. Cette anomalie est le plus souvent congénitale.
- L'athérome⁵ qui modifie la structure de la paroi artérielle.
- L'hypertension artérielle qui contribue à la fragilisation des parois des vaisseaux.

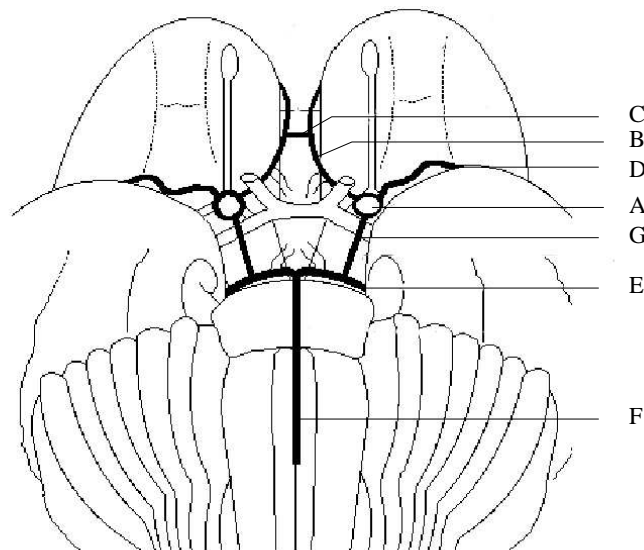
Dans le cerveau, on trouve essentiellement des anévrismes de type sacculaire c'est-à-dire dont la cavité est en forme de sac (c'est le sac anévrisimal). Le sac, rempli de sang et de caillots, communique avec la lumière de l'artère au moyen d'une zone rétrécie que l'on nomme le collet. La taille de l'anévrisme dépend de sa localisation, de l'âge du patient et de sa pression vasculaire. Son diamètre varie de quelques millimètres à plusieurs centimètres.

Le risque principal lié aux anévrismes est la rupture du sac anévrisimal qui entraîne une hémorragie. Avant sa rupture, un anévrisme peut se manifester par des signes secondaires. Un sac anévrisimal de taille

⁵dépôt de lipides sur la paroi interne des artères



(a) Vaisseaux du cerveau : les cercles indiquent les zones à fort risque d'apparition d'anévrismes



(b) Le polygone de Willis

FIG. 1.2 – Vascularisation artérielle du cerveau. Artères carotides internes (A) (droite et gauche), artères cérébrales antérieures (B) (droite et gauche), artère communicante postérieure (G), artères cérébrales postérieures (E) (droite et gauche), artère communicante antérieure (C), tronc basilaire (F) et vertébrales droite et gauche (H), artères cérébrales moyennes (D) (droite et gauche).

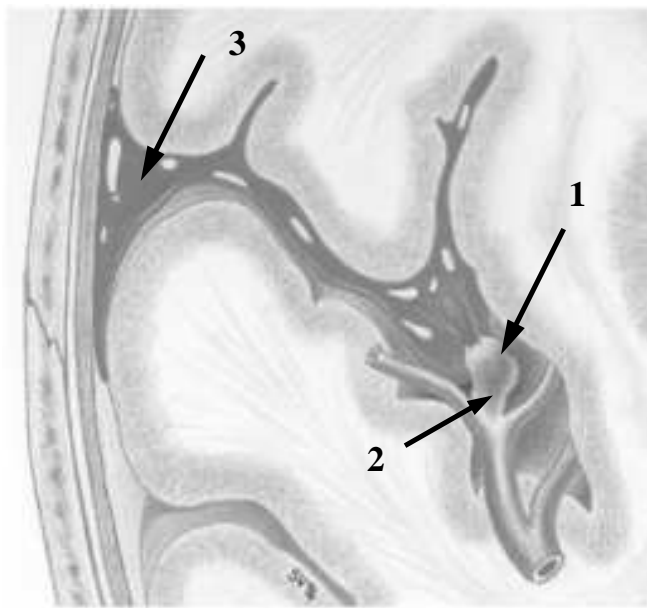


FIG. 1.3 – Schéma d'un anévrisme sacculaire et de son collet (2) : la rupture du sac (1) provoque l'écoulement du sang (3) dans les cavités cérébrales.

importante peut compresser des structures proches provoquant alors des céphalées chez le patient. Dans tous les cas, la survenue d'une rupture d'anévrisme constitue une urgence, de par le risque de décès rapide du patient. Nous donnons une représentation schématique d'un anévrisme dans la figure 1.3.

En général, les anévrismes ont plutôt une situation centrale dans le cerveau proche du polygone de Willis et plus précisément au niveau des bifurcations artérielles (voir figure 1.2.a) :

- au niveau des bifurcations de l'artère communicante antérieure et de l'artère cérébrale moyenne
- ou au niveau de la jonction entre le tronc basilaire et les artères cérébrales postérieures.

Les malformations artério-veineuses

Le terme de malformation artério-veineuse cérébrale (MAV) ou angiome cérébral désigne une malformation vasculaire entre les artères et les veines du cerveau. La MAV se caractérise par l'enchevêtrement anormal de vaisseaux (ou nidus) drainé par des vaisseaux efférents. Le nidus réalise en pratique un court-circuit entre les artères et les veines qui fait que la pression du sang est anormalement élevée dans le nidus exposant le patient à un saignement. Par ailleurs, la MAV provoque des modifications hémodynamiques notables qui peuvent provoquer par hémio-détournement des conséquences cliniques sur les tissus cérébraux. Le volume de la MAV est variable de quelques millimètres à quelques centimètres de diamètres. Une MAV est représentée dans la figure 1.4.

Sur le plan clinique, une MAV peut entraîner la survenue de céphalées, d'états épileptiques, d'accidents hémorragiques et parfois un déficit neurologique. Le risque principal des MAV reste la rupture et donc l'hémorragie. Cette hémorragie peut être grave d'un point de vue fonctionnel et causer le décès du patient.

La localisation des MAV est beaucoup plus fréquente dans le cerveau que dans le cervelet et contrairement aux anévrismes, les MAV n'apparaissent pas dans des zones préférentielles. Elles ont même plutôt tendance à être localisées de manière périphérique.

Les deux principales pathologies que sont les anévrismes et les MAV sont prises en charge de manière routinière par la neuroradiologie interventionnelle. Pour diagnostiquer et traiter ces pathologies, le neuroradiologue utilise la machine d'angiographie.

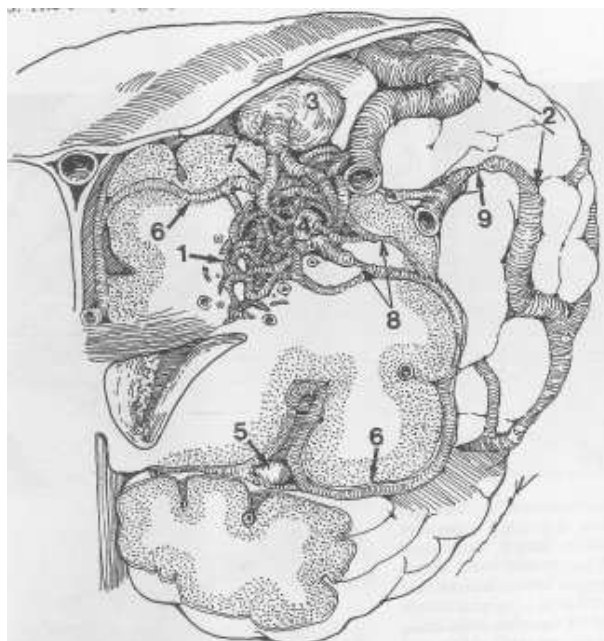


FIG. 1.4 – Le nidus(1) est formé d’un enchevêtrement de petits vaisseaux. Ce nidus est alimenté par des artères afférentes (6 et 8) et se draine dans des veines dilatées (2 et 3), il peut contenir des anévrismes (4) qui le fragilisent. La présence de ce nidus est responsable de modifications hémodynamiques et peut entraîner la formation d’anévrismes à distance (5) et de rétrécissement des veines (9).

1.3 Description de la machine d’angiographie

La machine d’angiographie permet d’obtenir des images à rayons X (ou RX) de l’arbre vasculaire du patient. Nous présentons ici les composants de la machine utilisée pendant nos travaux (voir la figure 1.5).

La machine d’angiographie est composée :

- d’une chaîne image (ou arceau vasculaire) formée d’un tube RX et d’un détecteur d’image qui sont fixés à chaque extrémité d’un arceau en forme de C. L’arceau est conçu pour couvrir une gamme d’incidence la plus large possible autour du patient. Il est courant pendant un examen que le radiologue bouge cet arceau en fonction de l’information qu’il souhaite obtenir. Le détecteur d’image est fixé à un ascenseur qui peut être activé afin de modifier la distance entre le tube RX et le détecteur.
- d’un socle en forme de L. Sur l’extrémité supérieure du L repose la chaîne image que nous venons de décrire. Le L est fixé au sol et peut tourner au niveau de sa base selon un axe vertical. La rotation du L n’est en pratique pas utilisée en neuroradiologie interventionnelle et ne sera pas prise en compte dans ce manuscrit.
- d’une table sur laquelle repose le patient. La table peut se translater selon trois degrés de liberté afin de positionner le patient le mieux possible par rapport à la chaîne image.
- d’un système informatique permettant la visualisation, le traitement et la sauvegarde des images.

La machine avec laquelle nous avons mené nos expérimentations est un système Innova 4100 GE Healthcare. Cette machine a évolué durant nos travaux d’un mode mono-plan c’est-à-dire seulement composée d’une unique chaîne image vers une configuration bi-plan quelques mois avant la fin de nos travaux. En mode bi-plan une chaîne image latérale fixée au plafond est ajoutée à la machine en complément de la chaîne image que nous venons de présenter (c’est-à-dire la chaîne image frontale). Elle possède aussi deux degrés de liberté en rotation. La présence des deux chaînes image dans une zone restreinte réduit l’espacement angulaire des deux arceaux. La chaîne latérale est montée sur un système de rails permettant si nécessaire le parquage de l’arceau latéral. Le système fonctionne alors en mode mono-plan.

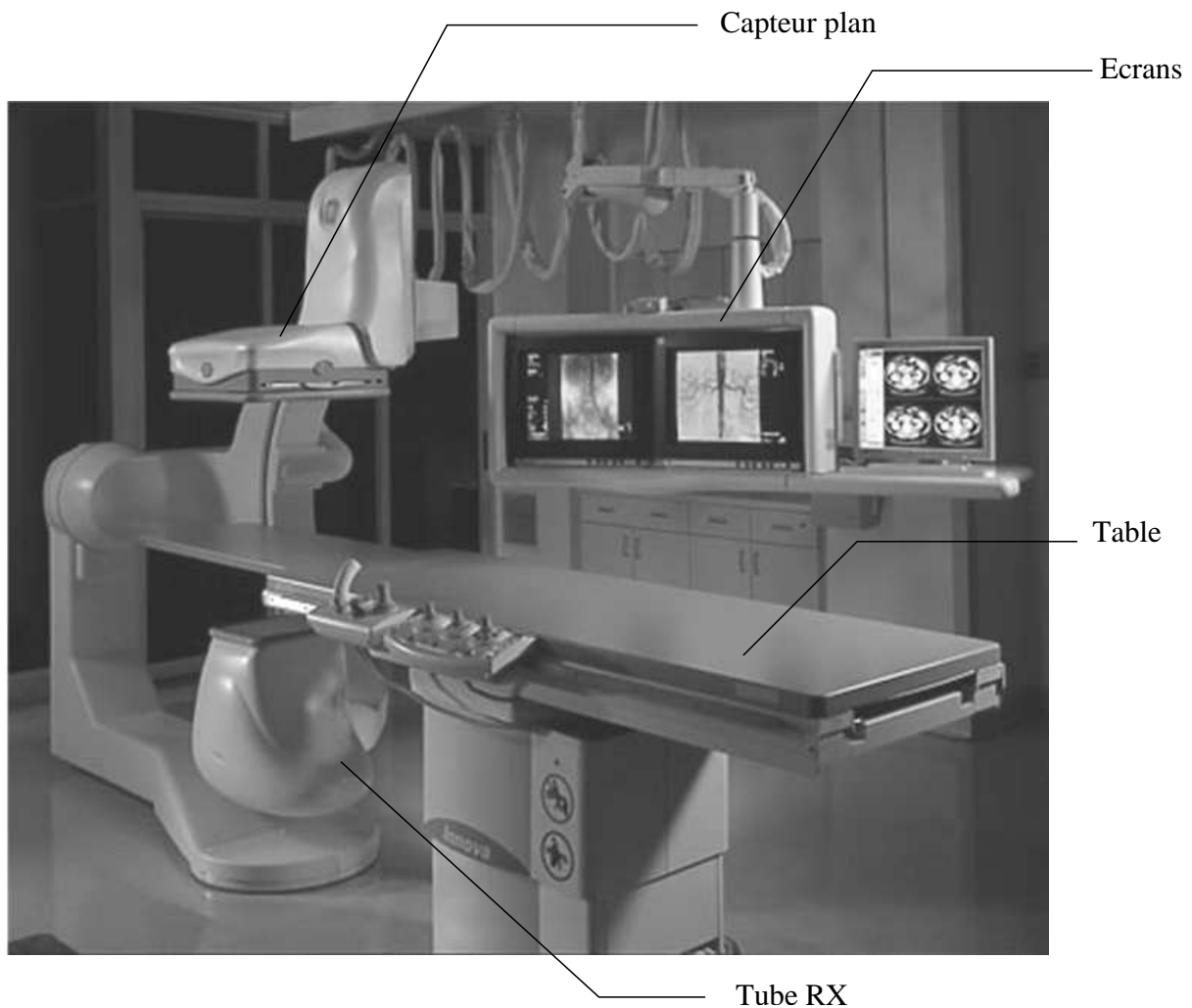


FIG. 1.5 – La machine d'angiographie

Avec ce système, les images acquises sont numérisées selon une matrice de taille allant de 1000×1000 à 500×500 . Le détecteur image possède quatre valeurs de zoom : on les identifie par le diamètre des zones correspondantes sur le détecteur, soit 40, 30, 20 et 16 cm.

1.3.1 Modèle densitométrique de formation des images à rayons X

L'angiographie numérique est basée sur le principe de l'absorption partielle des rayons X découvert par Röntgen à la fin du XIX^{ème} siècle. Les rayonnements X sont générés par un tube RX, traversent partiellement la matière et arrivent sur un capteur d'images. Nous présentons ici les principes de la formation d'une image à rayons X. Pour plus de détails, le lecteur pourra se référer à l'ouvrage de Webb [Web88].

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques d'énergie suffisamment grande pour qu'une partie du rayonnement traverse les objets tandis que le reste interagit avec le milieu traversé. En radiologie deux types d'interaction sont prépondérants :

- L'absorption : le rayonnement heurte un atome de la matière et son énergie sert à éjecter un électron (effet photo-électrique). L'absorption, qui est fonction de la masse atomique des atomes traversés, est la source de l'imagerie RX. La modification de la matière par éjection d'un électron a un effet néfaste sur l'organisme, c'est pourquoi on essaie toujours de minimiser la dose de rayons X utilisée.

- La diffusion : contrairement à l'absorption, le rayonnement diffusé tend à réduire la qualité de l'image. On essaie de réduire son impact sur la qualité de l'image radiologique en utilisant une grille anti-diffusante fixée sur le capteur image.

En pratique, le rayonnement transmis est mesuré par le capteur image ; il est à l'origine de la formation des images RX. Afin de procéder à la modélisation densitométrique de l'interaction entre la matière et le rayonnement X, quelques hypothèses simplificatrices doivent être formulées :

- Le foyer est supposé ponctuel. En réalité, le foyer a une taille non nulle ce qui induit un flou géométrique dans les images.
- Le faisceau incident est supposé monochromatique.
- Le phénomène de diffusion est supposé négligeable.
- Les rayons X se propagent en ligne droite à travers les objets qu'ils traversent.

Dans ces conditions, on peut exprimer l'intensité I résultante mesurée en un point $p(i, j)$ du capteur en fonction de l'intensité I_0 de faisceau émise par le tube à rayons X :

$$I(i, j) = I_0 e^{-\int_L \mu(x) dx}$$

Avec $\mu(x)$ la fonction représentant le coefficient linéaire d'absorption de la matière traversée, L l'équation de la droite de propagation du faisceau reliant le foyer au point p . L'image RX qui se forme sur le détecteur est une mesure de l'intensité résultante I et donc, de manière indirecte, des coefficients linéaires d'absorption de la matière traversée par le rayon.

1.3.2 Les détecteurs images

Le film radiologique avec la plaque phosphorescente fut historiquement le premier des détecteurs de rayons X. Il a occupé une place importante dans les services de radiologie mais a été progressivement remplacé par les intensificateurs d'images (ou II) puis par les capteurs plats numériques qui offrent une meilleure qualité d'image pour une dose inférieure. Les II et les capteurs plats numériques que nous présentons ci-dessous sont tous bidimensionnels :

- Le principe des II consiste, dans un premier temps, à transformer le faisceau de rayons X émergent en un faisceau d'électrons par l'utilisation d'une plaque phosphorescente associée à une photo-catode. Le faisceau d'électrons est ensuite collimaté et accéléré par l'utilisation d'un champ magnétique vers une deuxième plaque de phosphore. A ce stade la lumière est 10 000 fois plus intense que lors de la première transformation. Enfin, la lumière est captée par une caméra vidéo numérique ou par une caméra analogique couplée à un convertisseur analogique numérique. Ce type de détecteur présente l'inconvénient de produire une image RX entachée d'une distorsion géométrique. Cette distorsion est due d'une part à la courbure d'entrée de l'II et d'autre part à la présence du champ magnétique terrestre qui influe sur la déviation des électrons à l'intérieur de l'II.
- Les capteurs numériques à panneau plat (voir figure 1.6) sont des matrices bidimensionnelles constituées de micro-capteurs. Chaque micro-capteur de la matrice correspond en première interprétation à un pixel de l'image numérique. Dans la technologie utilisée par GE Healthcare, les micro-capteurs sont formés d'un scintillateur constitué de iodure de sodium (CsI/TL) et d'une couche de silicium amorphe. Le scintillateur permet la transformation des rayons X en lumière, tandis que le silicium amorphe donne une mesure en électrons de la lumière reçue. La miniaturisation de ces éléments permet l'obtention d'un détecteur de quelque centimètres d'épaisseur. La matrice se décline en largeurs de 20, 30 et 40 cm dans les solutions proposées par GE Healthcare.

Le capteur numérique remplace progressivement l'II dans les produits récemment développés. En effet, les capteurs numériques ont une sensibilité supérieure aux RX et permettent une réduction de la dose reçue par le patient. De plus, les phénomènes parasites de distorsion propres aux II sont inexistantes avec le capteur plat. Par conséquent, ce type de détecteur, bien que plus onéreux, offre une qualité d'image supérieure à l'intensificateur d'images.

1.3.3 Modélisation géométrique des images à rayons X

La formation géométrique des images RX est classiquement approximée par une fonction de projection perspective dite *modèle de caméra sténopé* associée à une fonction de distorsion [ZLW⁺90, Lau96, Ker00].

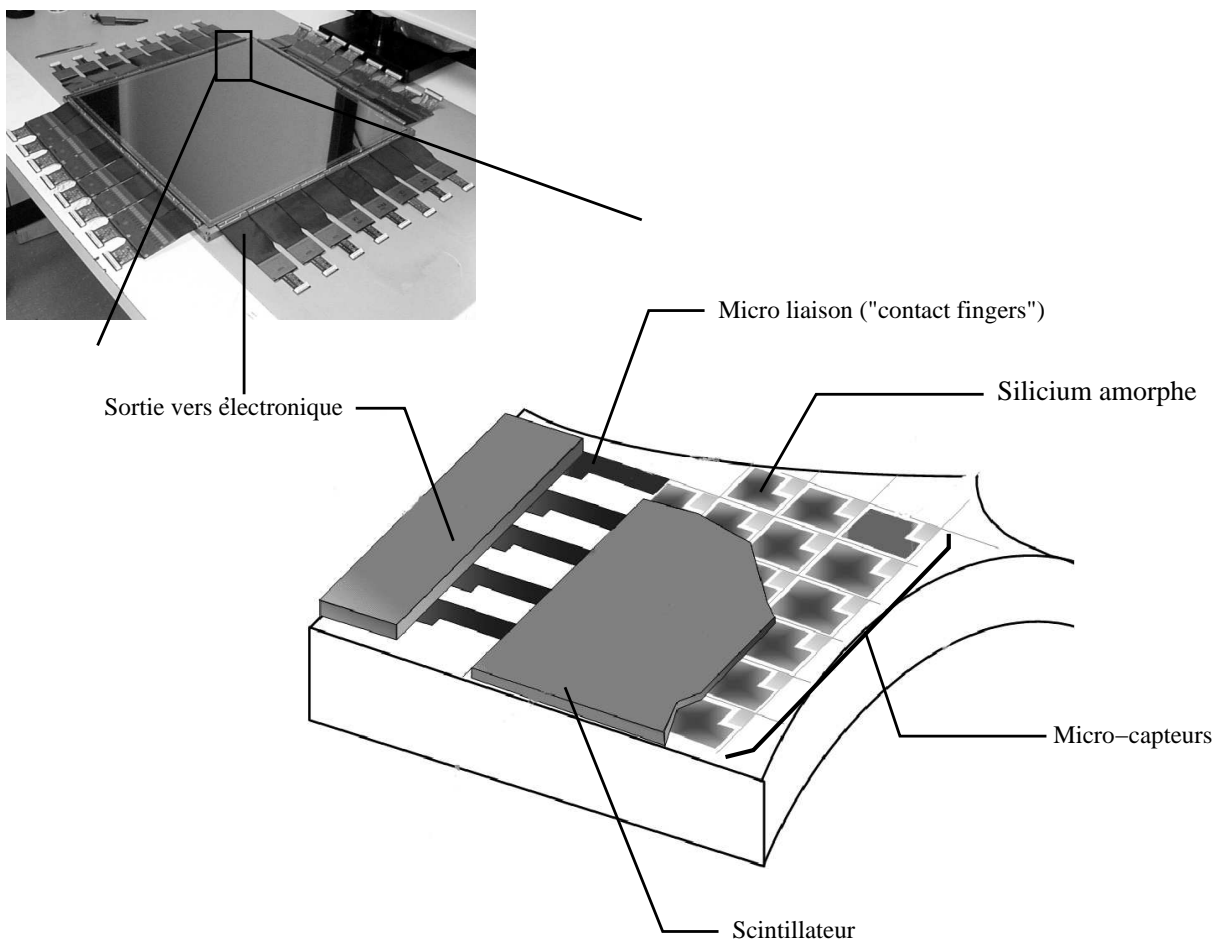


FIG. 1.6 – Le capteur numérique

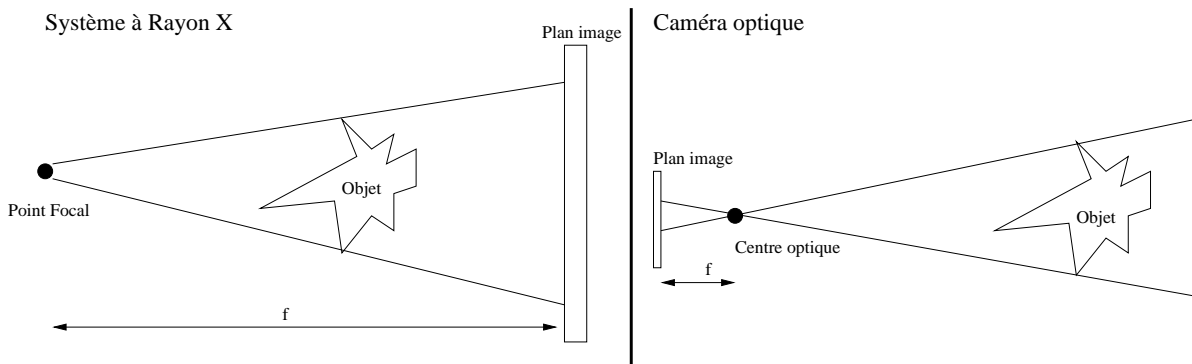


FIG. 1.7 – La projection perspective dans le cas d’une caméra optique et d’un système RX. La distance focale f est de l’ordre du mètre pour un système RX et de l’ordre du centimètre pour une caméra optique.

Nous utilisons un arceau vasculaire équipé avec un détecteur à panneau plat ce qui signifie que nos images RX sont sans distorsion. La modélisation de la chaîne image peut donc se limiter au modèle de caméra sténopé. Ce modèle a l’avantage d’être simple puisqu’il résume en une matrice de taille 3×4 le positionnement, l’orientation et les caractéristiques internes de l’arceau lors de la formation de l’image. La matrice de projection permet de déduire des informations tridimensionnelles à partir des coordonnées image ou bien à l’inverse des informations bidimensionnelles à partir d’informations tridimensionnelles.

Description du modèle sténopé

Le modèle sténopé est le plus simple des objectifs photographiques. Tous les rayons lumineux sont concentrés de manière idéale en un unique point et impressionnent le film au fond de la chambre noire. Dans son extension à la modélisation d’un système RX, le point focal du tube RX est supposé ponctuel ; l’objet est magnifié et n’est pas inversé dans l’image RX. La figure 1.7 illustre le modèle de projection perspective dans le cas d’une caméra optique et d’un système RX.

La projection perspective peut être exprimée comme une combinaison de deux transformations intermédiaires : dans un premier temps, les coordonnées du point P exprimées dans le repère de la scène R_{monde} sont transformées dans le repère de la caméra R_{cam} en fonction de la position et de l’orientation de la caméra (paramètres extrinsèques) puis, ce point est projeté sur le plan image en fonction des caractéristiques internes de la caméra (paramètres intrinsèques).

Le modèle sténopé ainsi que les différents repères impliqués dans les transformations intermédiaires sont représentés sur la figure 1.8. L’origine F de R_{cam} est le centre de projection (ou encore le point focal). L’axe optique (z_c) est perpendiculaire au plan de projection c’est-à-dire au plan image. Les axes x_c et y_c de R_{cam} sont parallèles respectivement aux lignes et aux colonnes du plan image.

R_{image} est le repère bidimensionnel associé au plan image. Le point O de coordonnées (u_0, v_0) dans R_{image} (ou point principal) est la projection du point focal sur le plan image. La distance FO est la distance focale f de la caméra.

L’unité de mesure dans R_{cam} et R_{monde} est le mètre tandis que l’unité de mesure dans R_{image} est le pixel.

Les paramètres d’acquisition

Il est possible d’associer un ensemble de paramètres modélisant la formation géométrique de l’image RX pour chacune des deux transformations intermédiaires. Nous définissons dans cette section ces deux ensembles de paramètres.

Si le point P a pour coordonnées $(X, Y, Z)^T$ dans le R_{monde} , ses coordonnées $(X_c, Y_c, Z_c)^T$ dans R_{cam}

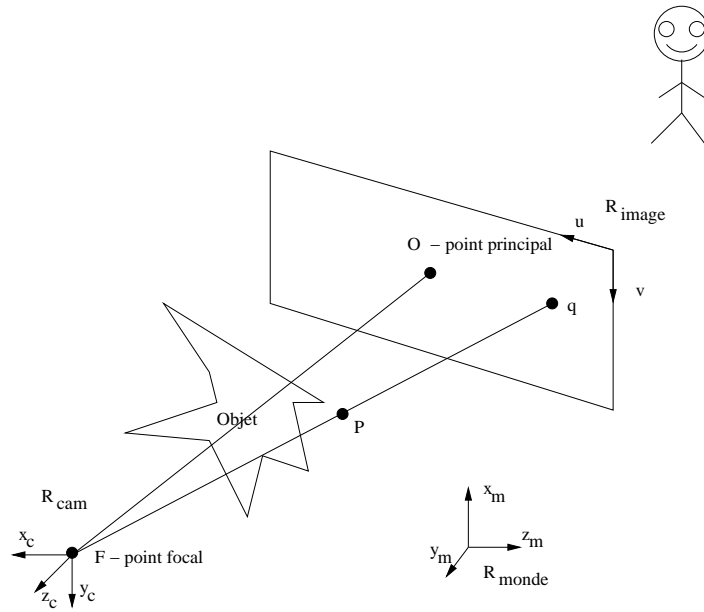


FIG. 1.8 – Le modèle géométrique d'une caméra : l'objet imagé se situe entre le point focal et le plan image. L'image RX est vue par l'observateur depuis l'arrière du détecteur image.

sont données par la relation :

$$\begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \end{bmatrix} = \mathbf{R} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \mathbf{T} = [\mathbf{R}|\mathbf{T}] \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

où $[\mathbf{R}|\mathbf{T}]$ exprime le déplacement rigide entre les deux repères (rotation et translation). La matrice \mathbf{R} est plus communément exprimée en fonction des angles de rotation γ , β et ζ respectivement autour des axes x_m , y_m et z_m de R_{monde} :

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\zeta & -\sin\zeta \\ 0 & \sin\zeta & \cos\zeta \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

Ces angles sont également appelés *angles d'Euler*.

Les paramètres du changement de repère sont donc au nombre de six :

- γ , β et ζ : les trois angles d'Euler représentant la matrice \mathbf{R} .
- t_x , t_y et t_z les composantes du vecteur translation \mathbf{T} .

Ces paramètres définissant l'orientation et la position de l'arceau vasculaire dans le repère monde sont les paramètres extrinsèques. La matrice $\mathbf{E} = [\mathbf{R}|\mathbf{T}]$ est aussi appelée matrice des paramètres extrinsèques.

La projection q du point P dans le plan image a pour coordonnées homogènes dans R_{cam} (voir figure 1.8) :

$$\begin{bmatrix} sx \\ sy \\ sz \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1/f & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

où f est la distance focale en unité métrique.

Les points image sont mesurés en pixel dans le repère bidimensionnel associé à l'image R_{image} . Dans R_{image} , les coordonnées pixels du point q sont donc données par l'équation :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

où k_u est le facteur d'échelle vertical (pixel/mm) et k_v le facteur d'échelle horizontal. (u_0, v_0) sont les coordonnées du point principal dans R_{image} (voir figure 1.8). Les pixels du détecteur plan de notre système étant carrés, on peut écrire : $k = k_u = k_v$. D'après les équations (1.3) , (1.4) et les simplifications faites sur les paramètres nous avons finalement :

$$\begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \end{bmatrix} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \\ Z_C \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

où la matrice \mathbf{K} est la matrice des paramètres intrinsèques ($\alpha = kf$, u_0 et v_0). Il est à noter que dans le cas du calibrage d'une caméra optique, ces paramètres ne sont théoriquement pas fonction du point de vue et définissent le fonctionnement interne de la caméra. Cependant, nous verrons dans la section 2.2 que cette hypothèse n'est pas valide avec un arceau vasculaire.

La matrice de projection

En combinant les équations (1.1) et (1.5), nous avons l'expression de la matrice de projection perspective \mathbf{M} en fonction des paramètres intrinsèques \mathbf{K} et extrinsèques $\mathbf{E} = [\mathbf{R}|\mathbf{T}]$ de la caméra :

$$\mathbf{M} = \mathbf{K}[\mathbf{R}|\mathbf{T}] = \mathbf{K}\mathbf{E} \quad (1.6)$$

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

$$q \propto \mathbf{M}P \quad \text{c'est-à-dire} \quad \begin{bmatrix} su \\ sv \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

Pour la suite, nous appellerons *paramètres d'acquisition* les paramètres intrinsèques et extrinsèques qui sont extraits de la matrice de projection.

1.3.4 Les données capteurs

Les capteurs peuvent être séparés en deux sous-ensembles de capteurs que nous définissons ci-dessous : les capteurs de position et les capteurs d'état. Durant une grande partie de nos travaux, la machine utilisée pour nos expérimentations était équipée d'un unique arceau : l'arceau frontal. Dans la suite, la description des intervalles angulaires est donnée pour l'arceau frontal lorsque l'arceau latéral est parqué.

Les capteurs de position

Lors d'une procédure clinique, il est courant que l'arceau soit orienté de diverses manières pour faciliter la visualisation des images 2D. Un point de vue adapté assure une meilleure compréhension de l'agencement des vaisseaux sanguins en évitant les superpositions de structures. Classiquement, cette orientation est définie par deux angles anatomiques qui donnent le degré de rotation de l'arceau autour de deux axes. Les angles de rotation sont (voir la figure 1.9) :

- L'angle gauche-droite (ou RAO-LAO, Right Left Antero-posterior également noté P dans la suite). Pour un $P > 0$ le capteur image se situe à gauche du patient et inversement à droite du patient pour un $P < 0$. Les angles pris lors d'une procédure clinique sont compris entre -90^0 et $+90^0$ lorsqu'un patient est allongé sur la table.

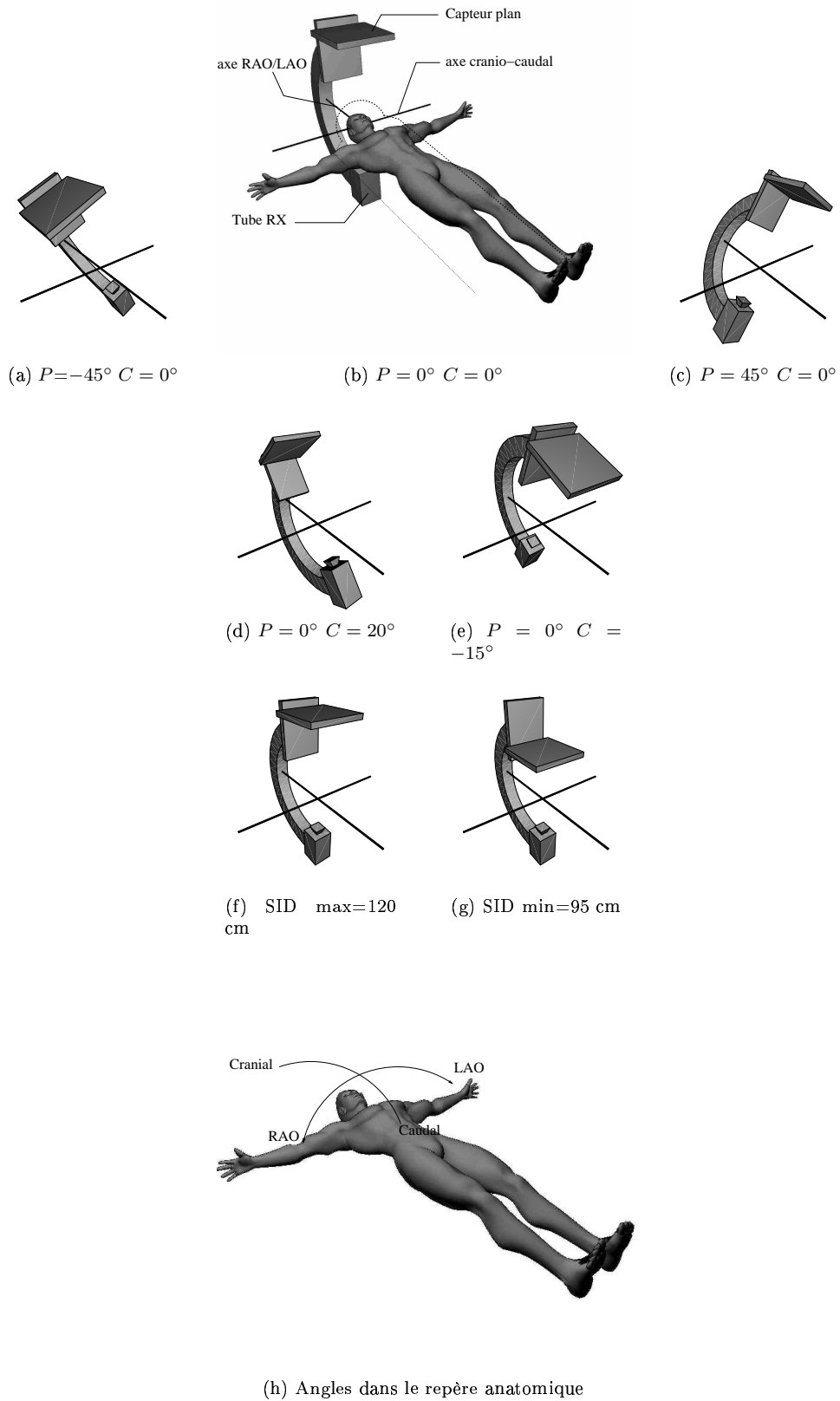


FIG. 1.9 – Les déplacements de l'arceau

- L’angle cranio-caudal (ou CRA-CAU aussi noté C dans ce manuscrit). Lorsque $C > 0$ on parle de vue craniale (le tube est derrière la tête du patient) et inversement de vue caudale (le tube est vers les pieds du patient) pour un $C < 0$. Les valeurs atteignables pour des rotations autour de l’axe du C sont plus petites et comprises entre -25^0 et $+30^0$.

On atteint une position d’arceau particulière lorsqu’il est orienté selon les angles $C = 0$ et $P = \pm 90^\circ$, c’est la position de profil gauche ou profil droite. La position $P = C = 0$ est usuellement appelée position antéro-postérieure ou position de face.

Le radiologue a également la possibilité d’ajuster la distance entre le détecteur et le tube RX en translatant le détecteur plat plus ou moins près du tube RX. Les figures 1.9.f et 1.9.g montrent respectivement la distance minimale (95 cm) et maximale (118 cm) autorisées avec l’arceau. Cette distance est plus communément appelée SID (ou Source to Image Distance).

Les angles C , P et la SID sont mesurés en temps réel par les capteurs de position de l’arceau vasculaire. Les angles sont donnés avec une précision de ± 0.1 degré et la SID avec une précision de ± 2 mm.

Il existe également des capteurs qui mesurent les translations de la table sur laquelle repose le patient. Kerrien a montré dans sa thèse [Ker00] que ces capteurs de table n’apportaient pas une information suffisamment précise pour être utilisée dans les applications médicales de recalage. Dans notre travail de thèse, nous ne prenons pas en compte ces capteurs. Nous verrons un peu plus tard les incidences de cet élément sur notre travail et présenterons l’adaptation du protocole médical qu’il a nécessité. Par ailleurs, la machine dans une version future incorporera des capteurs plus performants qui pourront être exploités.

Les capteurs d’état

Les capteurs d’état ne mesurent pas une distance ou un angle mais indiquent l’état de certains paramètres du tube et/ou du détecteur plan lors de l’acquisition de l’image RX. L’état de ces paramètres est pris selon un ensemble de valeurs prédéfinies dans le cadre de protocoles d’acquisition. Ces protocoles sont optimisés pour maximiser la qualité dans l’image RX tout en minimisant la dose reçue par le patient.

Un groupe de paramètres permet de régler le tube RX (kV, mA, etc ...) et agit au niveau de la qualité de l’image (contraste, bruit, dose).

Le radiologue peut aussi ajuster le champ de vue (ou FOV, Field Of View) de l’image RX. Les FOV disponibles sont au nombre de quatre : 16, 20, 30 et 40 cm. Le changement de FOV correspond à une transformation numérique (notée \mathbf{A}) de la matrice image originale captée par le détecteur plan. La résolution spatiale de l’image est variable et fonction de la FOV sélectionnée. Le pixel mesure par exemple 0.2 mm pour un champ de 20 et 0.4 mm pour un champ de 40. La matrice image originale est de taille 1000x1000 mais peut être réduite à une taille de 500x500.

Soit $p_s^{FOV_1}$ et $p_s^{FOV_2}$ la taille du pixel dans l’image pour FOV_1 et FOV_2 . Notons R_{FOV_1} et R_{FOV_2} la taille de l’image en FOV_1 et FOV_2 (par exemple $R_{FOV_1}=1000$ pour une FOV de 20). \mathbf{A} est alors donnée par :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & R_{FOV_2}/2 - \lambda R_{FOV_1}/2 \\ 0 & \lambda & R_{FOV_2}/2 - \lambda R_{FOV_1}/2 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

où $\lambda = \frac{p_s^{FOV_1}}{p_s^{FOV_2}}$.

Nous isolons, dans la section suivante, les données capteurs qui ont une influence sur la géométrie d’acquisition et faisons le lien entre les informations fournies par les capteurs et les paramètres intrinsèques et extrinsèques.

1.3.5 Liens entre les données capteurs et les paramètres d’acquisitions

Mis à part le changement de FOV que nous venons de décrire, les capteurs d’état n’ont a priori pas d’influence sur les paramètres d’acquisition de la machine d’angiographie. GE Healthcare nous indique que l’état de chauffe du filament peut mener à une légère déviation du point focal (3/10 de millimètre au maximum dans le plan parallèle au plan image). Dans ce manuscrit, nous considérons que le tube a atteint son niveau de chauffage optimal et négligeons ce phénomène.

Par ailleurs, il existe un lien entre les paramètres d'acquisition et les capteurs de position de l'arceau. Dumay [DRJ94] a été le premier à utiliser ce lien pour déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la position courante de l'arceau par la connaissance des angles de rotation. Dans [DRJ94], les paramètres intrinsèques de l'arceau sont constants. Il suppose aussi que le mouvement de l'arceau est composé de rotations indépendantes autour des axes RAO/LAO et CRA/CAU qui se coupent en un point appelé isocentre. Ainsi, les données capteurs (C et P) sont utilisées pour estimer le mouvement rigide de l'arceau depuis une position de référence et permettent le calcul des paramètres extrinsèques de la position courante.

En décrivant le travail de Dumay, nous venons d'introduire la notion de *modèle paramétrique* de l'arceau qui lie les données capteurs aux paramètres intrinsèques et extrinsèques. Dans le modèle de Dumay, les paramètres du modèle sont les axes de rotations connus a priori. Ce modèle est malheureusement trop simple pour mener à une détermination précise des paramètres d'acquisition. Il existe dans la littérature des modèles plus sophistiqués [KVL⁺98, CNMR02] que nous présenterons en détails dans la section 4.3.

Ces modèles font l'hypothèse de la constance des paramètres intrinsèques. Cependant, l'arceau vasculaire est une structure mécanique complexe qui peut se déformer sous l'action de son propre poids et des orientations prises. Les paramètres intrinsèques de l'arceau sont potentiellement fonction de son orientation. Aussi, le mouvement de l'arceau n'est pas forcément composé que de rotations autour d'axes constants. Un modèle paramétrique doit incorporer ces phénomènes pour être mécaniquement réaliste et mener à une détermination précise du recalage.

1.3.6 L'angiographie numérique soustraite - DSA

La formation des images DSA

L'angiographie est le nom donné à la technique permettant d'obtenir des images à rayons X des vaisseaux sanguins d'un patient. Les vaisseaux sanguins ne peuvent pas apparaître sur les images RX conventionnelles car leurs coefficients d'absorption sont voisins de ceux des structures osseuses environnantes. L'injection d'un produit de contraste fortement opaque aux RX pendant l'acquisition de l'image permet de faire apparaître les vaisseaux sanguins. En pratique l'acquisition montre une série d'images dans lesquelles on voit le produit de contraste se propager dans l'arbre vasculaire puis disparaître.

Cependant, la prédominance de l'os dans l'image rend le contraste des petits vaisseaux faible et rend l'interprétation des images difficiles. Pour pallier cette limitation, les images de la séquence sont logarithmiquement soustraites à une image masque ne présentant que les structures osseuses. Comme il existe un petit délai avant que l'injection du produit de contraste soit effective, la première image de la séquence (ne contenant que les structures osseuses) est soustraite au reste de la série.

Soit $\mu(x)$ la fonction d'atténuation dans l'organe avant injection, $c(x, t)$ le coefficient d'absorption du produit de contraste dans les artères et $\mu(x) + c(x, t)$ sa valeur au temps t de l'injection. En notant I l'image opacifiée et I_m l'image masque, on obtient :

$$I_s(t) = \log I_m - \log I = - \int_L (\mu(x) + c(x, t)) dx - (- \int_L \mu(x) dx)$$

$$I_s(t) = - \int_L c(x, t) dx$$

Les équations de la soustraction montrent que la contribution de l'os dans la formation de l'image soustraite $I_s(t)$ est annulée.

En pratique, l'image contient une part de bruit qui est plus importante dans les zones de l'image où le niveau de gris est faible. Une soustraction logarithmique dans ces zones de l'image a plutôt tendance à augmenter le bruit dans l'image soustraite résultante. La loi logarithmique est ajustée en fonction des niveaux de gris des images pour éviter ce phénomène. Pour les niveaux de gris faibles, la forme de la fonction est linéaire tandis que la fonction reprend une forme logarithmique pour les niveaux de gris à plus fortes valeurs.

La mise en œuvre

Dans le but de n'opacifier que localement la région d'intérêt lors de l'injection, un cathéter est guidé jusqu'à l'artère qui irrigue principalement la zone. Une telle technique permet de limiter la quantité de produit de contraste injecté et donne un meilleur contraste des vaisseaux par rapport à une injection plus distale. On parle alors d'angiographie carotidienne (gauche ou droite) si l'injection est effectuée à partir de l'artère carotide (gauche ou droite) et d'angiographie vertébrale (gauche ou droite) dans le cas d'une injection à partir de l'artère vertébrale (gauche et droite)⁶. Pour monter le cathéter jusqu'au cerveau, le neuroradiologue utilise une artère, accessible par palpation, qu'il va ponctionner (généralement l'artère fémorale).

Les phases dans une séquence d'angiographie

Comme nous l'avons précédemment décrit, une acquisition DSA consiste en une série d'images à rayons X dans lesquelles on voit le produit de contraste remplir les vaisseaux puis disparaître. Une séquence DSA dure entre 10 et 15 s en général mais peut varier en fonction de l'anatomie du patient et plus particulièrement de la pathologie imagée. L'acquisition DSA peut se découper en trois phases :

1. Une phase artérielle, où les artères sont opacifiées. On peut distinguer deux temps dans la phase artérielle. Un temps précoce, où seules les grosses artères sont opacifiées et un temps tardif où toutes les artères sont remplies de produit de contraste
2. Une phase parenchymateuse, où le produit de contraste circule dans les capillaires afin de rendre possible les échanges gazeux avec les tissus.
3. Une phase veineuse, où le produit de contraste restant est drainé par les veines. Durant cette phase, les veines apparaissent tandis que les artères disparaissent.

Les figures 1.10 et 1.11 présentent respectivement une séquence DSA pour une injection carotidienne et vertébrale ainsi que les trois phases vasculaires. Les images DSA sont acquises à une cadence de 3 images par seconde⁷ ce qui représente environ une trentaine d'images pour une série DSA complète. Un volume d'environ 10 ml est injecté lors d'une acquisition. En mode bi-plan les images face et profil sont acquises de manière simultanée limitant ainsi la quantité de produit de contraste injectée.

1.3.7 Image d'angiographie numérisée 3D à rayons X - 3DXA

En fonctionnement mono-plan (ou lorsque le plan latéral est parqué), la chaîne image frontale a la particularité de pouvoir tourner à haute vitesse autour du patient. Durant cette rotation des images peuvent être acquises par le système à une cadence de 30 images par seconde. Lorsqu'un produit de contraste est injecté pendant cette acquisition rotationnelle, on obtient un ensemble d'images RX montrant les vaisseaux du patient selon des points de vue différents. Une visualisation en boucle de ces images donne déjà une première interprétation quant à l'anatomie 3D de l'arbre vasculaire du patient. Sur la machine d'angiographie INNOVA 4100 de GE Healthcare l'acquisition rotationnelle est assurée par une rotation rapide à 40 degrés/s, qui produit un ensemble de 150 images. Afin d'assurer une cadence d'acquisition aussi élevée, les images sont acquises avec une dose réduite par rapport aux images DSA.

L'acquisition rotationnelle sur les arceaux vasculaires fixes a la particularité d'être très répétable. Cela signifie que si on effectue deux acquisitions rotationnelles à la suite, les images RX de la deuxième acquisition seront acquises exactement aux mêmes positions d'arceau que celles de la première acquisition.

Avec une répétabilité parfaite, la géométrie d'acquisition de chaque image provenant de l'acquisition rotationnelle peut être prédéterminée lors d'une procédure de calibrage. Une telle procédure sert à déterminer pour chaque image de l'acquisition rotationnelle la matrice de projection qui projette un point de l'espace 3D vers l'espace 2D de l'image RX. Les matrices de projection associées à l'ensemble des images RX permettent la construction d'une image 3D de l'arbre vasculaire du patient par l'utilisation d'algorithmes de reconstruction tomographique. Il existe plusieurs sortes de reconstruction tomographique, le

⁶soit 4 axes : 2 axes vertébraux gauche et droite et 2 axes carotidiens gauche et droite

⁷sur une machine d'angiographie Innova, GE Healthcare

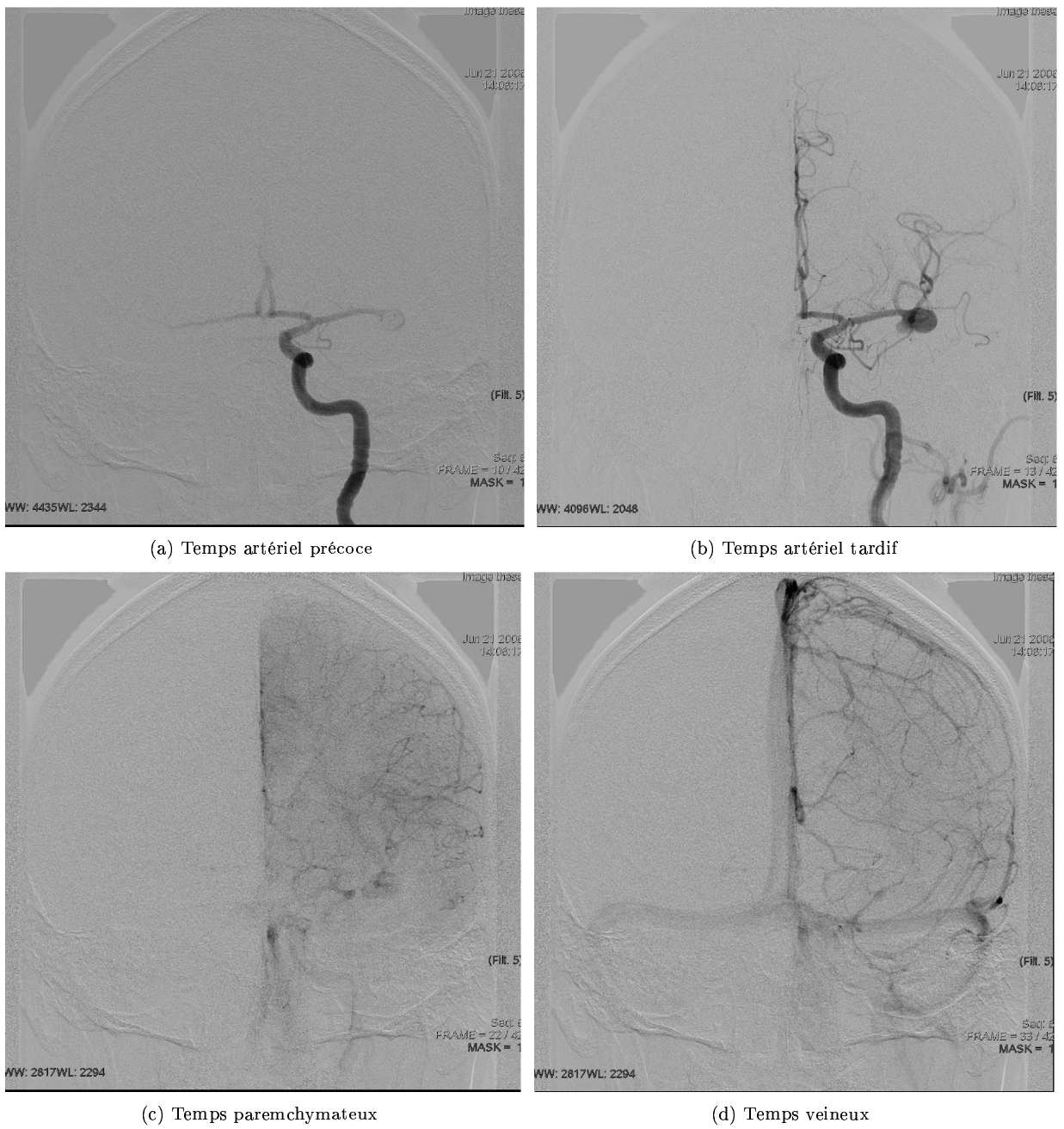


FIG. 1.10 – Extrait d'une séquence d'angiographie soustraite (DSA) d'une artère carotide gauche de face

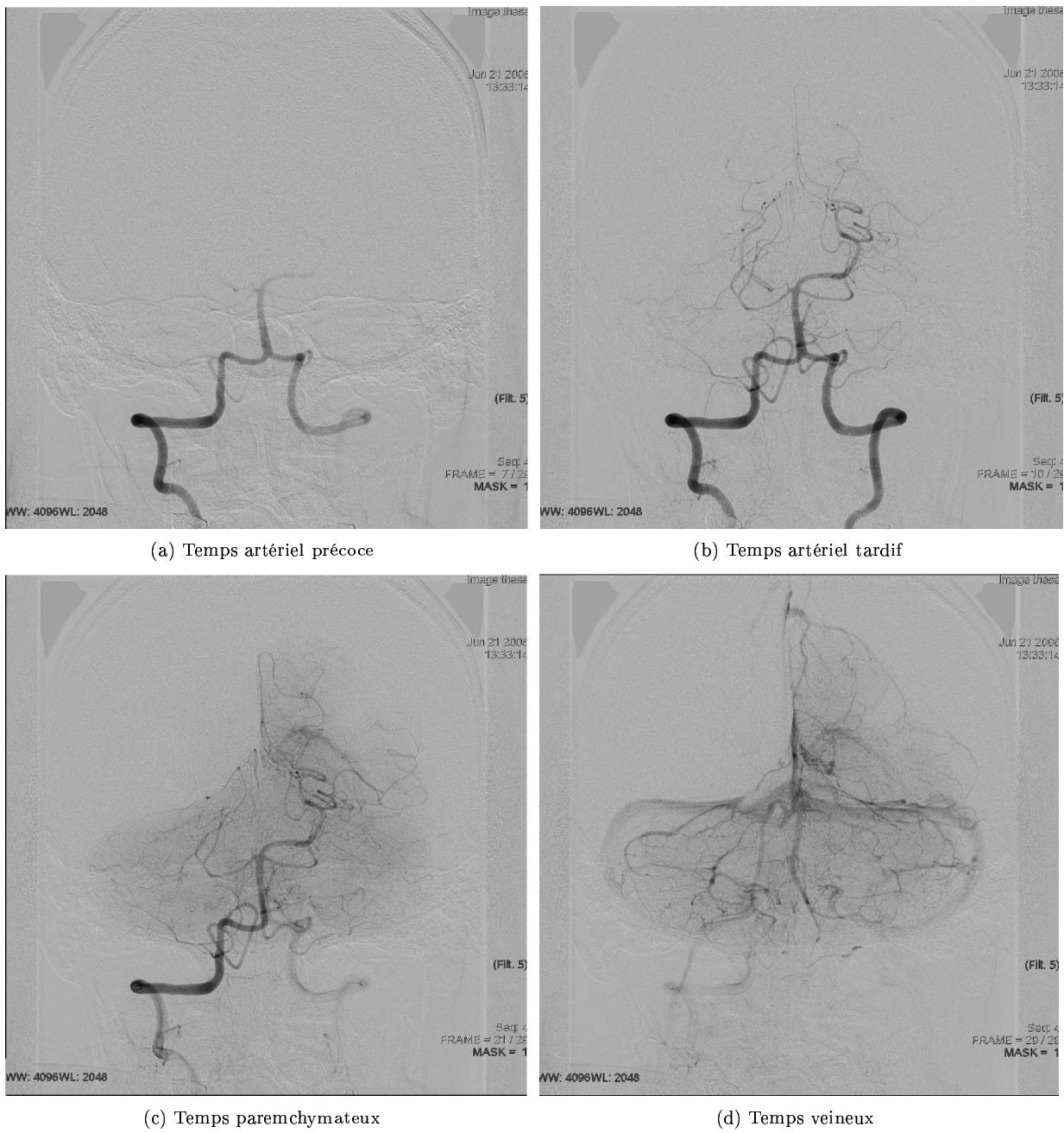


FIG. 1.11 – Extrait d'une séquence d'angiographie soustraite (DSA) d'une artère vertébrale droite de face

lecteur pourra se référer à la thèse de Laurent Launay pour plus de détails [Lau96]. A ce jour, l'algorithme de reconstruction tomographique de notre système [RT06] est basé sur une version adaptée de l'algorithme de Feldkamp [FDK84].

La reconstruction produit ainsi un volume en voxels isotropes cubiques. Contrairement aux images DSA, l'image 3DXA ne permet pas l'observation des phases artérielles, parenchymateuses et veineuses. En effet, l'arbre vasculaire est saturé en produit de contraste durant toute l'acquisition rotationnelle afin d'assurer la constance de l'information imagée. La DSA reste donc la modalité de référence pour étudier la dynamique d'écoulement dans le réseau artériel. Anxionnat et al ont montré dans [ABD⁺01] que la 3DXA permet une meilleure compréhension de l'architecture des pathologies. Elle est maintenant utilisée en pratique clinique pour le diagnostic et le suivi des pathologies vasculaires.

Au service de neuroradiologie du CHU de Nancy, le volume 3D peut être affiché sur une station Advantage Window (AW) GE Healthcare selon différents modes de rendu. Ils sont tous basés sur le même principe : un faisceau de droites parallèles rencontre les voxels du modèle 3D dans une direction de visée. Une énergie est calculée pour chaque droite et renvoyée pour former les niveaux de gris de l'image 2D. Les modes principaux de visualisation sont :

- La vue RX. La contribution de chaque voxel est sommée selon la droite de projection.
- La vue MIP (pour Maximum Intensity Projection) représente les voxels dont l'intensité est maximale selon les droites de projection.
- La vue de surface. Lorsqu'un voxel supérieur à un seuil est rencontré le long de la droite de projection, le calcul énergétique est stoppé. La valeur de l'énergie est fonction du niveau de gris du voxel rencontré et de la normale en ces voxels.
- Le rendu volumique (ou VR pour Volume Rendering) permet de visualiser le volume avec différents niveaux d'opacité en fonction des niveaux de gris des voxels rencontrés par les faisceaux de droites et des normales en chacun de ces voxels. Par des jeux de seuils sur les niveaux de gris, on peut sélectionner l'information que l'on souhaite visualiser et colorer les objets.
- La vue de coupe. L'utilisateur a la possibilité de sélectionner des plans de coupe épaisse dans n'importe quelle direction de l'espace.

On trouve également un navigateur virtuel permettant une visualisation de type endovasculaire (caméra virtuelle à l'intérieur des vaisseaux) ainsi que des outils de mesure 3D et de post-traitement. L'orientation du modèle 3D est ajustée manuellement par le radiologue pour obtenir une bonne compréhension de la pathologie.

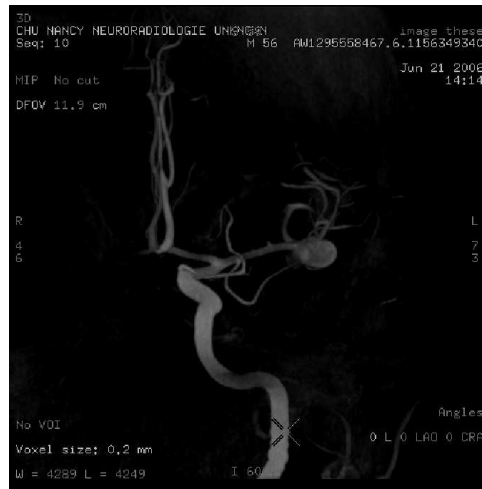
1.3.8 Imageries fluoroscopiques et roadmap 2D

Les images fluoroscopiques sont généralement utilisées par le radiologue pour obtenir une visualisation temps réel des structures anatomiques du patient ou des outils en cours de déploiement. Ce sont des images acquises à une dose plus faible que les images DSA, ce qui rend leur contenu assez bruité. Typiquement, la cadence d'acquisition est de 15 à 30 images par seconde, ce qui assure une visualisation continue sans impression de saccade dans les séries. Il est à noter que l'utilisation des capteurs plats, plus sensibles aux RX, a permis de réduire considérablement la dose par rapport aux intensificateurs d'images. Néanmoins, comme les procédures interventionnelles sont assez longues, la dose reçue par le patient reste non négligeable et fait partie des paramètres que le radiologue s'efforce de minimiser avec le volume de produit de contraste injecté.

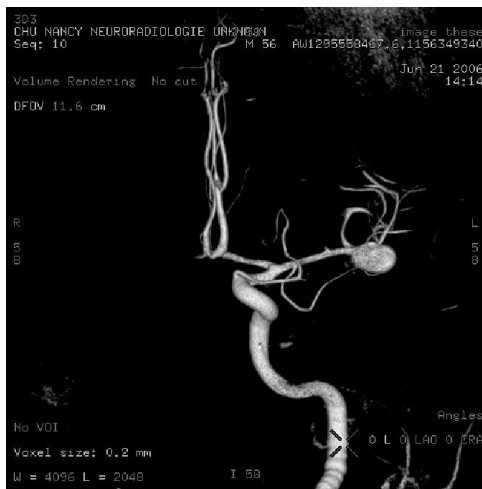
En neuroradiologie interventionnelle, les images fluoroscopiques sont la base de la pratique médicale. En effet, c'est le seul moyen dont dispose le radiologue pour contrôler ce qu'il est en train de faire à l'intérieur des vaisseaux cérébraux du patient.

Les images fluoroscopiques à l'état brut ne montrent que les objets à fort contraste, comme les os ou le guide, qui sont localisés dans la zone d'intérêt imagée. La figure 1.13.a montre un exemple de ce type d'image. On observe un guide superposé aux structures osseuses du crâne et un tube d'intubation. Ces images ne sont pas très souvent utilisées en routine clinique. L'information portée par les structures osseuses est peu pertinente et a tendance à gêner le radiologue dans l'interprétation des images.

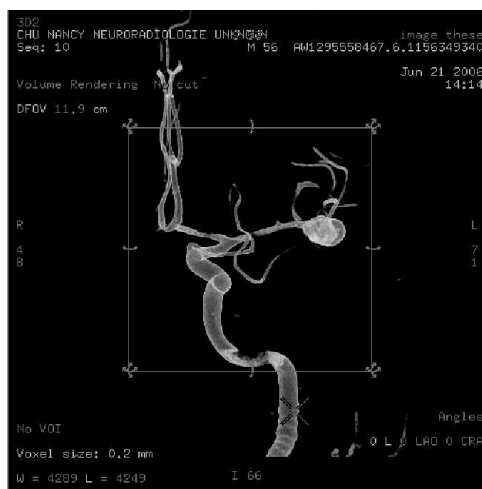
Pour lever cette contrainte, un mode de visualisation que le radiologue appelle *fluorocopie soustraite* est utilisé. Ce mode permet la soustraction des structures osseuses (première image de la séquence) à



(a) Vue MIP



(b) Vue de surface



(c) Volume Rendering en mode transparence

FIG. 1.12 – Images 3DXA : MIP, volume rendering en mode surface et transparence

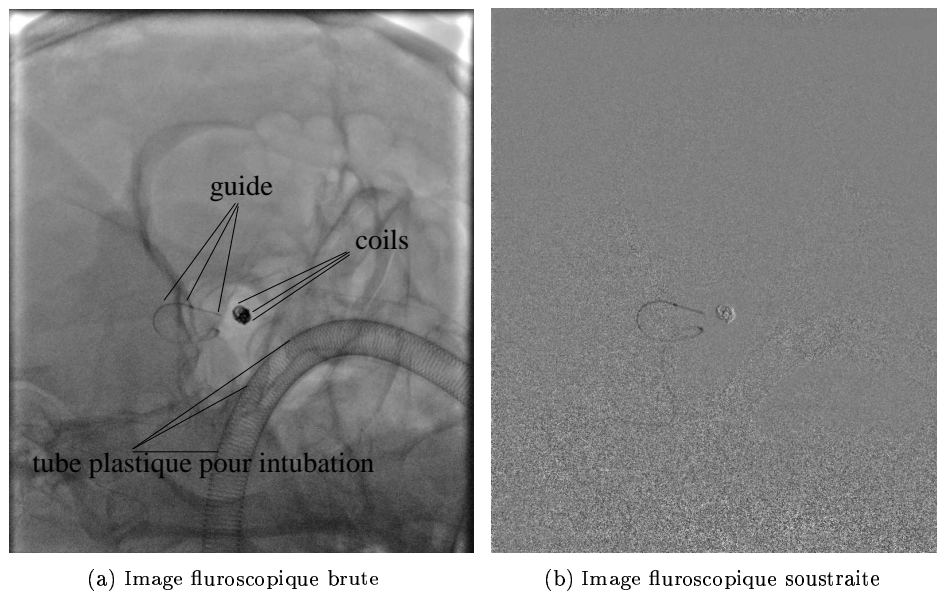


FIG. 1.13 – Image fluoroscopique annotée brute (a) et soustraite (b) extraite d'une séquence de navigation d'un guide pour le traitement d'un anévrisme. L'extrémité radio-opaque du guide et les outils déjà déployés (coils : voir la section 1.5.1 consacrée aux micro-outils) sont particulièrement visibles

l'image fluoroscopique. Une image de fluoroscopie soustraite montrant le guide est donnée dans la figure 1.13.b.

On pourra remarquer que les vaisseaux du patient ne sont pas visibles directement avec ces images et que le radiologue doit situer lui-même mentalement l'outil par rapport à l'arbre vasculaire du patient. Il peut effectuer des micro-injections de produit de contraste pour s'aider. Ces micro-injections réhaussent les vaisseaux dans les images fluoroscopiques et montrent localement le flot artériel. Cependant, le produit disparaît très rapidement des artères. Pour montrer les vaisseaux par rapport à la position de l'outil sur une plus longue période, les images fluoroscopiques temps réel sont soustraites à une image masque montrant la carte 2D des vaisseaux du patient. Cette application, communément appelée roadmap 2D, est montrée dans la figure 1.14. Pour créer l'image masque montrant la carte 2D des vaisseaux, une série d'images fluoroscopiques injectées est acquise. La série est ensuite utilisée pour créer une image de maximum d'opacification, c'est l'image masque qui est soustraite aux images fluoroscopiques.

En mode bi-plan, le radiologue a également la possibilité d'obtenir des images fluoroscopiques simultanées du plan frontal et latéral, ce sont des images bi-plans.

1.4 Autres modalités

Il existe d'autres modalités pratiquées en routine clinique pour diagnostiquer les pathologies cérébrales. Nous présentons succinctement dans la suite les deux principales modalités que sont l'image scanographique (scanner) et l'image par résonance magnétique (ou IRM).

1.4.1 Le tomodensitomètre ou "scanner"

Le scanner repose sur l'acquisition de coupes grâce à un ensemble formé d'un tube à rayons X et d'un détecteur linéaire tournant à haute vitesse autour du patient. L'image scanner est basée sur l'atténuation des rayons X dans le corps du patient. L'utilisation d'algorithmes de reconstruction associés à un calibrage de la chaîne image, permet la reconstruction de coupe des zones traversées. L'empilement de coupes consécutives donne une information volumétrique sur l'anatomie du patient. Pour une matrice 512×512 ,

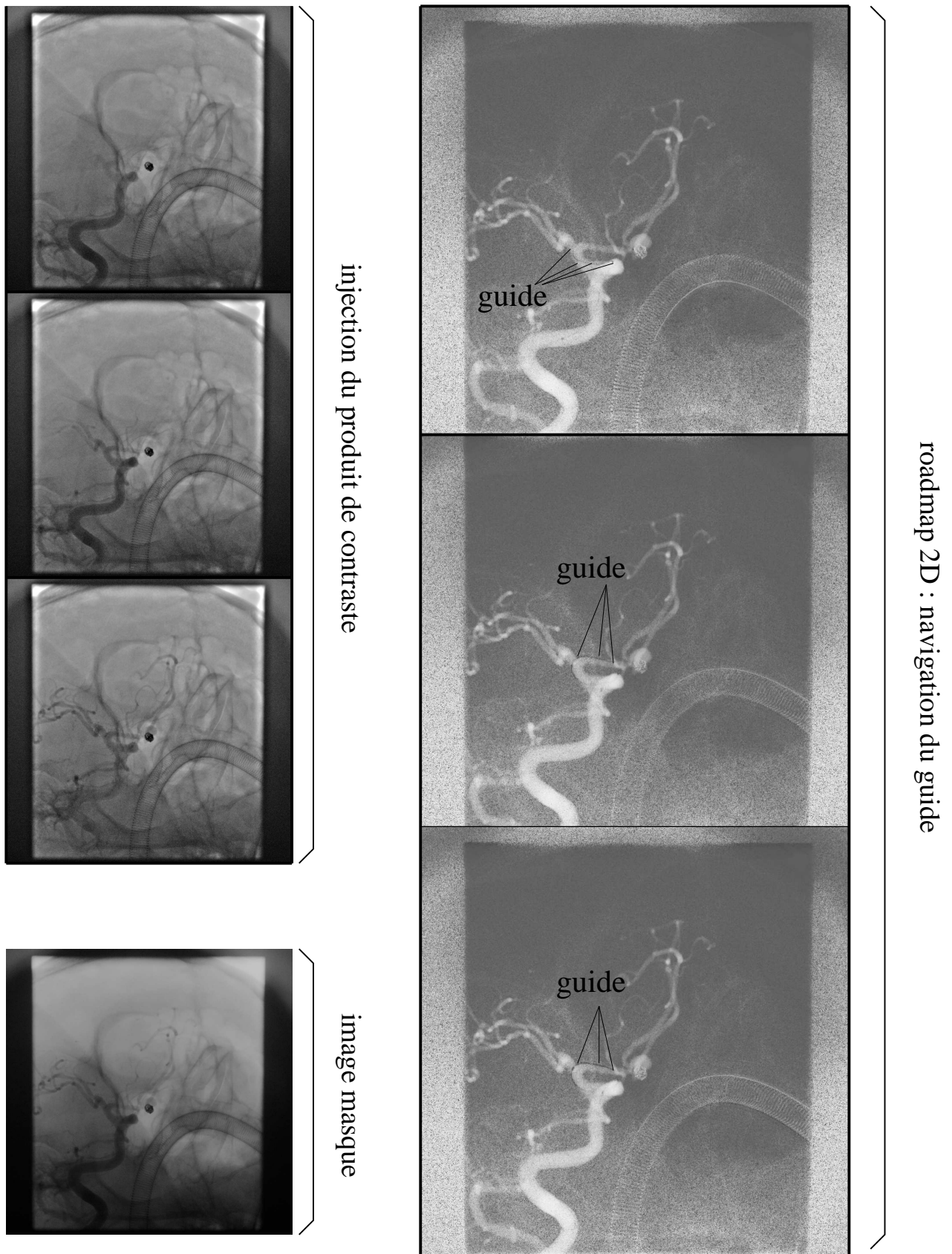


FIG. 1.14 – Capture d’une séquence de roadmap 2D : l’image masque est construite par intégration des images injectées puis soustraite à l’image courante pour former l’image de roadmap 2D.

cette résolution est typiquement de l'ordre de 0.6 mm dans le plan de coupe et de 1 mm selon l'axe perpendiculaire à ce plan.

On parle de scanner angiographique (ou angio-scan) lorsque l'acquisition est couplée à l'injection d'un produit de contraste montrant le système vasculaire du patient.

Le scanner est utilisé en routine clinique pour le diagnostic des pathologies cérébrales. Il permet, en plus de fournir une image des vaisseaux, de diagnostiquer les hémorragies cérébrales et offre une résolution densitométrique meilleure que l'angiographie à rayons X. Cependant, le scanner n'est pas utilisé en interventionnel car, dans son fonctionnement temps réel, il ne permet que l'obtention d'une image en coupe qui n'est pas suffisante pour le guidage du geste (sauf certains cas particuliers comme les ponctions à base d'aiguilles). De plus, le scanner reste une technique irradiante et propose un volume anisotrope de résolution spatiale inférieure à la 3DXA.

1.4.2 L'IRM

L'IRM repose sur la mise en résonance, grâce à l'action d'un champ magnétique, des protons qui sont en grande quantité dans le corps humain. A l'arrêt de ce phénomène, ces protons restituent un signal qui est mesuré et dont l'amplitude est différente selon la structure dans laquelle ils se situent. La localisation spatiale du signal mesuré est obtenue en ajoutant un gradient directionnel au champ magnétique de base. Des techniques de traitement du signal utilisant les algorithmes de transformée de Fourier permettent de localiser l'événement. Pour de plus amples explications, le lecteur peut consulter l'ouvrage de [Web88].

Les séquences de base (T1 ou T2) offrent une excellente visualisation et une bonne différenciation des tissus du cerveau. On peut facilement discerner les substances blanche, grise, le LCR et éventuellement les tissus pathologiques du patient. Néanmoins, les vaisseaux du patient ne sont pas visibles dans ces séquences. La visualisation des vaisseaux nécessite la réalisation des acquisitions IRM avec un protocole spécifique. Il existe deux grandes familles de techniques pour l'angiographie IRM (ou MRA) :

1. imagerie de flux (par conséquent des flux sanguins) dans les images de coupes.
2. injection d'un agent de contraste (le gadolinium) qui produit un signal fortement intense dans les images IRM.

L'IRM présente un intérêt certain pour le diagnostic et le suivi des pathologies vasculaires tout en évitant d'irradier le patient. En plus de montrer les vaisseaux, de telles images permettent d'observer les tissus cérébraux et leurs vascularisations. Néanmoins, la taille de la matrice d'acquisition est réduite : 256×256 pour une épaisseur de coupe comprise entre 0.8 mm et 1.5 mm.

Il existe une autre technique appelée IRM fonctionnelle qui permet la visualisation des zones d'activités cérébrales du patient en rapport avec la tâche donnée. La vascularisation de ces zones et la situation de la pathologie vasculaire par rapport aux zones fonctionnelles est un élément important dans la stratégie thérapeutique.

1.4.3 Conclusion

L'angiographie à rayons X 2D et 3D est la modalité de référence en neuroradiologie pour visualiser les petits vaisseaux et pour observer la dynamique de propagation du flux sanguin. C'est la modalité qui offre la meilleure résolution temporelle et spatiale.

L'IRM a des spécificités qui pourraient être plus employées en neuroradiologie interventionnelle. Les avantages naturels de l'IRM sont la caractérisation multi-paramétriques des tissus, la visualisation des flots et l'obtention d'une image 3D sans irradiation. L'IRM ouverte [Sea95] est évaluée pour des procédures de biopsies et d'ablations. Cependant, plusieurs obstacles limitent son utilisation en interventionnel : l'incompatibilité des instruments avec le champ magnétique, le manque d'accès au patient et le prix élevé de la machine (pour des procédures qui ne justifient pas ce coût).

Cependant, l'IRM apporte des informations qui ne sont pas présentes dans les images 3DXA comme la visualisation des structures sous-corticales et anatomiques ou encore la vascularisation et la perfusion des tissus. L'IRM fonctionnelle contient des informations qui peuvent aider le médecin dans l'accomplissement de son geste thérapeutique. L'IRM a une résolution densitométrique bien supérieure au scanner et à la 3DXA. Actuellement aucun processus de fusion multi-modale n'est utilisé en routine clinique pour intégrer

ces informations et les utiliser durant le geste thérapeutique. Pourtant, cette fusion pourrait pallier les désavantages de l'IRM ouverte en proposant une imagerie 3D multi-modale qui complète la 3DXA.

1.5 La pratique médicale

Dans le cas d'une procédure clinique, le radiologue utilise les techniques d'imagerie mises à sa disposition sur la machine d'angiographie pour diagnostiquer puis traiter les pathologies vasculaires. Selon la pathologie incriminée les images ainsi que les outils utilisés ne sont pas les mêmes. Nous étudions plus en détail dans cette partie les techniques mises en œuvre (imagerie et outils médicaux) pour le traitement des MAV et des anévrismes.

1.5.1 Les outils médicaux

Nous commençons par quelques définitions ou rappels des outils utilisés en neuroradiologie interventionnelle. Il en existe plusieurs sortes :

- **Le cathéter** est un long tube creux, fin et flexible que l'on peut introduire dans les vaisseaux sanguins du patient. Le cathéter est utilisé pour transporter des micro-outils jusqu'à la pathologie en les faisant glisser dans sa partie creuse. Le micro-cathéter est un cathéter dont le diamètre est extrêmement petit (inférieur au millimètre). Il est utilisé pour naviguer dans les artères du système vasculaire cérébral. Le cathéter est manipulé par le radiologue par sa partie proximale. Il mesure entre 70 cm et 1.2 m. Le cathéter n'est pas radio-opaque, un marqueur est situé sur son extrémité distale pour permettre de le visualiser dans les images par rayons X. Certains cathéter possèdent un deuxième marqueur situé un peu en amont pour donner une information sur l'orientation de l'extrémité du cathéter.
- **Le guide** est long fil très fin composé de polymères (quelques centaines de microns de diamètre) mais qui est assez rigide pour qu'une direction soit donnée par le radiologue sur sa partie distale. Il est en général utilisé dans les cas complexes de navigation. Une fois le guide en place, le micro-cathéter n'a plus qu'à être glissé le long du guide pour atteindre la cible. Le guide étant très fin, il est peu radio-opaque. Il est courant que le contraste de son extrémité (2 à 3 cm) soit renforcé par l'ajout d'un matériau radio-opaque.
- **Le coil** (signifie bobine en anglais) est un outil utilisé pour soigner les anévrismes sacculaires. C'est une sorte de ressort qui est mené jusqu'à l'anévrisme, déployé dans sa poche puis largué. Le coil est étiré sur toute sa longueur pour rentrer dans le cathéter ; il retrouve sa forme de ressort une fois déployé. En pratique, le radiologue remplit l'anévrisme de coils (de longueurs et de diamètres variables) jusqu'à ce qu'il soit suffisamment plein et que le sang ne rentre plus dans la poche.
- **Le trispan** est un outil utilisé pour le traitement des anévrismes ne présentant pas ou peu de collet. Son armature ressemble à un parapluie ouvert. Il est déployé juste à l'entrée des anévrismes pour retenir les coils qui vont être déployés.
- **Le stent** est une sorte de tube. Comme le coil, il est tourné sur lui-même afin d'être glissé dans le cathéter. Le stent est très utile pour remodeler une artère endommagée ou sténosée. Comme il est également peu visible aux RX, des marqueurs sont placés sur sa longueur.
- **L'hystoacryl** est un produit qui polymérise et se durcit au contact du sang. L'hystoacryl est utilisé principalement pour le traitement des MAV. Mélangé à du produit de contraste, l'hystoacryl est visible aux RX.

1.5.2 Le cathétérisme des artères

Les artères porteuses

Pour le traitement des MAV ou des anévrismes, le radiologue procède dans un premier temps au cathétérisme des artères afférentes menant au cerveau. Les tâches accomplies par le radiologue sont décrites dans ce qui suit :

1. La première tâche consiste à la pose d'un désilet. C'est un tuyau court et fortement rigide qui est introduit par ponction au niveau de l'artère fémorale. Il sert à préparer l'abord artériel pour faciliter

le passage des guides et des cathéters. C'est à partir du désilet que seront introduits tous les autres outils. Il reste en place durant tout l'examen.

2. La seconde tâche est le cathétérisme de l'axe porteur. Un cathéter porteur est introduit dans le désilet et poussé jusqu'à l'artère abdominale puis l'aorte et enfin, l'artère sous-clavière. A partir de l'artère sous-clavière le radiologue peut pousser le cathéter jusqu'à l'une des quatre artères (les artères vertébrales gauche/droite et les artères carotidiennes gauche/droite). Ce cathéter sera ensuite utilisé lors des phases de navigation plus complexes (dans les artères cérébrales) pour glisser dans sa lumière d'autres cathéters plus petits : les micro-cathéters. Nous détaillons le principe dans la prochaine section.

Durant ces deux phases, le guidage des outils est effectué sous contrôle fluoroscopique. Selon la zone du corps dans laquelle se situe l'outil, des images de fluoroscopie brutes, soustraites ou en roadmap 2D sont utilisées. Comme la taille des artères est assez importante (de l'ordre du cm) et l'anatomie 3D des vaisseaux assez simple à interpréter, ces deux phases ne posent pas de grande difficulté aux radiologues entraînés.

Les artères cérébrales

La taille des artères étant de plus en plus petite au fur et à mesure que l'on explore le cerveau, un micro-cathéter est nécessaire pour atteindre la pathologie : on parle alors de micro-cathétérisme. Afin d'aider le guidage du micro-cathéter, le praticien utilise souvent un guide qu'il glisse à l'intérieur du micro-cathéter. Ce guide est avancé plus en amont dans l'arbre vasculaire puis le micro-cathéter est poussé le long de ce guide. La structure très fine et rigide du guide facilite la navigation dans les petites artères dont la forme est parfois complexe. Pour effectuer le micro-cathétérisme, le praticien utilise des images de roadmap 2D et/ou des images de fluoroscopie soustraite couplées à des micro-injections. Il arrive que l'incidence de l'arceau soit modifiée afin de faciliter la visualisation des structures par rapport au guide (lorsqu'un système mono-plan est utilisé pour la procédure). La navigation dans les artères cérébrales est une tâche très délicate pour le neuroradiologue. Les artères sont petites et les superpositions de structures assez nombreuses. Pour amener le guide et le micro-cathéter à l'endroit voulu, le neuroradiologue utilise à la fois ses connaissances anatomiques (dans l'espace 3D), les images pré-opératoires 2D et 3D ainsi que les images de roadmap 2D.

1.5.3 Le traitement des pathologies cérébro-vasculaires

Les anévrismes

Il est assez courant que le patient subisse un scanner (et parfois une IRM) avant le traitement. Dans ce cas, la position de l'anévrisme est déjà connue et le radiologue effectue une série DSA face et profil de l'axe portant la pathologie. Afin de détecter un éventuel anévrisme en miroir ⁸, une série DSA face et profil est également effectuée sur l'axe opposé (gauche ou droite).

Pour une suspicion d'un anévrisme (qui n'a pas été encore localisé), on effectue une acquisition DSA face et profil pour chacun des quatre axes afin de le repérer. Une acquisition 3DXA est enfin effectuée en injectant du produit de contraste dans l'axe qui porte l'anévrisme.

La stratégie de traitement est ensuite définie en se basant sur les images acquises :

- L'image 3DXA est manipulée afin de bien comprendre l'anatomie 3D de l'anévrisme ainsi que les artères qui arrivent et partent de l'anévrisme. Le praticien porte une attention particulière aux artères qu'il serait susceptible d'emboliser (boucher) par son traitement. Il existe des méthodes semi-automatiques pour aider le radiologue durant cette phase [WNRB98].
- Des mesures 3D sont prises dans les coupes de l'image 3DXA. Les mesures de la taille du collet et du sac anévrisimal ont une importance particulière. Ces mesures sont utilisées pour déterminer la taille des coils à utiliser et pour décider si il faut utiliser un trispan pour les anévrismes à faible collet.

⁸une symétrie peut exister dans l'apparition des anévrismes.

- Les angles optimaux de la machine d’angiographie, permettant un dégagement des structures cérébrales et du collet, sont sélectionnés à partir de la 3DXA. Ces angles sont reproduits sur la machine d’angiographie et une série DSA est acquise.

Le traitement est effectué selon cette orientation de machine préalablement déterminée. Les artères menant à l’anévrisme sont micro-cathétérisées (voir ci-dessus la section 1.5.2). Le cathéter est utilisé pour placer plusieurs coils dans le sac anévrisimal. Pour faire cheminer les coils, le radiologue utilise des images temps réel de type roadmap 2D. Il vérifie aussi le bon déploiement des coils avec les images de roadmap 2D. Durant le traitement, des séries DSA sont acquises afin de vérifier l’efficacité du traitement et décider de l’arrêt ou non du geste thérapeutique. Il faut que l’amas de coils soit suffisamment compact pour que le sang ne rentre pas à l’intérieur de la poche de l’anévrisme. Le radiologue vérifie que :

1. les coils sont déployés dans le sac anévrisimal de manière optimale ;
2. les coils ne dépassent pas du sac ;
3. les coils remplissent tout le sac ;
4. les coils ne bouchent pas d’artère.

Une fois le traitement fini, le radiologue effectue une acquisition de face, de profil et une 3DXA de contrôle. La figure 1.15 montre les images produites aux différents temps du traitement. Pour les traitements simples d’anévrismes, un système mono-plan est suffisant pour effectuer la procédure médicale. Cependant, lorsque le chemin menant à l’anévrisme présente des formes compliquées (superposition ou fortes courbures des artères) un système bi-plan est employé.

Après le traitement, l’IRM angiographique est utilisée pour suivre l’évolution du patient au cours du temps.

Les MAV

Le diagnostic des malformations artério-veineuses est le plus souvent effectué avec une technique d’imagerie IRM. L’IRM précise les rapports de la MAV avec les tissus cérébraux et fournit des informations assez précises sur la localisation, la forme et la taille du nidus sans irradier le patient. Le diagnostic peut également être effectué avec une angiographie RX qui permet à la fois la localisation de la MAV et son étude hémodynamique.

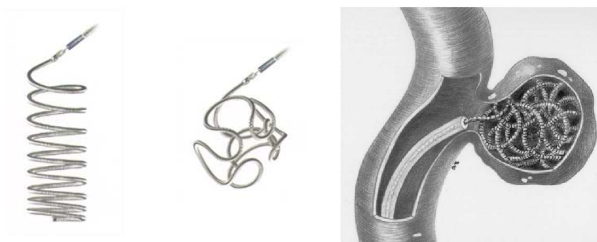
Pour le traitement des MAV, on effectue également des séries DSA dans chacun des quatre axes. Ces acquisitions présentent un état des lieux du comportement hémodynamique de la MAV avant le traitement. Ces images autorisent une étude approfondie de l’angioarchitecture de la MAV tout en permettant une intégration des flots sanguins. Cette information temporelle s’avère très utile pour déterminer les artères afférentes et les veines drainantes du nidus.

Le radiologue détermine une artère irriguant le nidus de la MAV et situe un micro-cathéter à l’entrée du nidus (voir section 1.5.2 pour la technique). Il procède ensuite par embolisations successives du nidus, le plus souvent avec des images bi-plans. Une embolisation consiste à injecter de l’histoacryl dans le nidus afin de stopper son irrigation en obstruant les vaisseaux qui le composent. Préalablement à l’injection, le radiologue simule l’embolisation en injectant des micro-volumes de produit de contraste pour tester le comportement hémodynamique du nidus. Il vérifie également que des artères saines ne vont pas être embolisées. En pratique, l’embolisation est effectuée pour plusieurs artères afférentes.

En fin d’examen, des séries DSA sont acquises et comparées aux séries de début d’examen pour mesurer l’impact du traitement. Plusieurs séances sont nécessaires pour effectuer un traitement complet. Il faut laisser au cerveau un temps d’adapation entre les embolisations.

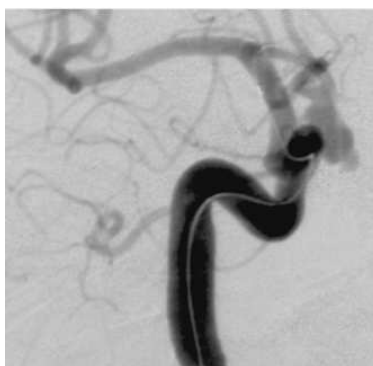
L’embolisation est complétée si nécessaire par des séances de radiothérapie qui consistent à irradier avec des rayons X à forte dose le résidu du nidus. L’IRM, les images DSA et la 3DXA sont utilisées pour effectuer un détournement précis du nidus afin de planifier la dose et la localisation des irradiations. Le lecteur peut lire la thèse de René Anxionnat qui traite du détournement dans un contexte multi-modal [Anx03].

Cependant, contrairement au traitement des anévrismes, l’acquisition 3DXA n’est pas réalisée de manière systématique pour le traitement des MAV par embolisation. La 3DXA permet d’avoir une meilleure compréhension de la structure 3D de la pathologie mais ne restitue pas l’aspect temporel du drainage.

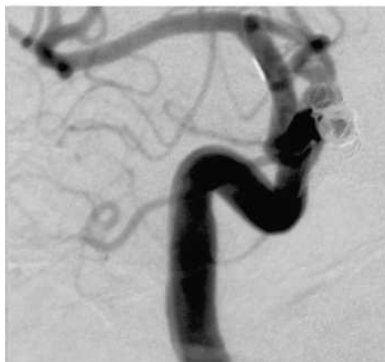


(a) Le coil ressort et le coil matrice)

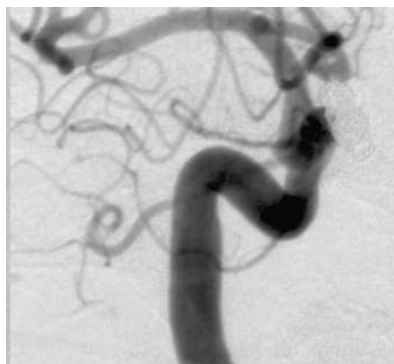
(b) Coils déployés



(c) DSA avant le traitement



(d) DSA pendant le traitement



(e) DSA après le traitement

FIG. 1.15 – Traitement d'un anévrisme

De plus, la dynamique compliquée des MAV rend les acquisitions 3DXA difficiles en routine clinique, le nidus est souvent peu contrasté ou mal reconstruit.

La figure 1.16 présente une série d'acquisitions DSA prises durant l'embolisation d'une MAV.

1.6 La problématique

Nous décrivons dans cette section, la problématique qui a motivé nos recherches dans le domaine de la neuroradiologie interventionnelle. Notre ambition est l'amélioration des techniques d'imagerie temps réel utilisées pour le traitement des pathologies vasculaires intra-cérébrales.

1.6.1 Les besoins et les problèmes à résoudre

La définition des besoins et des problèmes de recherche découle naturellement de la description des procédures médicales que nous venons de donner.

Les limites de la fluoroscopie

Durant le traitement des pathologies vasculaires, le neuroradiologue utilise principalement des images de fluoroscopie soustraites ou de roadmap 2D. L'image fluoroscopique est l'unique représentation du monde réel dont dispose le médecin. Or, celle-ci présente des limitations qui sont bien connues en neuroradiologie interventionnelle :

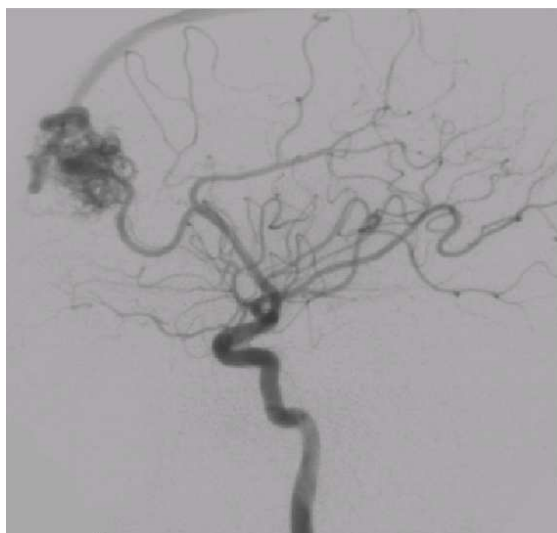
- la qualité image est réduite par rapport à une image DSA du fait de la faible dose utilisée ;
- tout changement de position de la chaîne image rend l'image de soustraction ou de roadmap 2D inutilisable ; l'image masque doit être acquise une nouvelle fois, nécessitant ainsi une nouvelle injection de produit de contraste dans le cas du roadmap 2D ;
- les tissus et les zones fonctionnelles ne sont pas visibles dans l'image fluoroscopique ;
- enfin, les images fluoroscopiques sont des images de projection dans lesquelles la superposition des structures peut rendre la morphologie de l'arbre vasculaire difficile à apprécier. Le neuroradiologue effectue une reconstruction mentale des instruments qu'il manipule.

Un perfectionnement de la pratique serait d'utiliser les informations volumétriques contenues dans les images pré-opératoires pendant le traitement pour suppléer la technique de fluoroscopie utilisée classiquement.

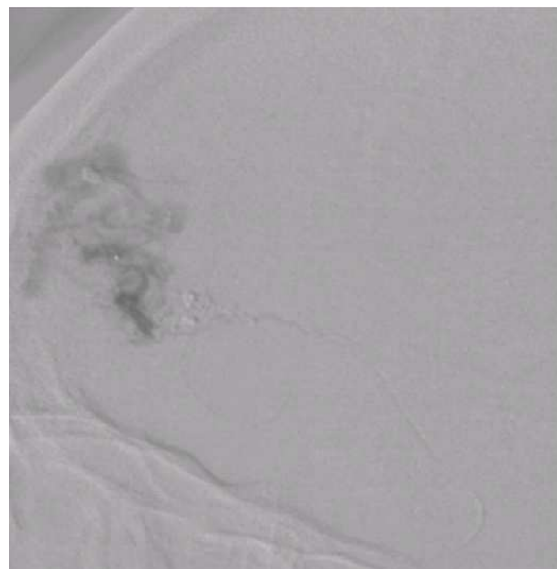
Vers un système de réalité augmentée multi-modalité

Un ensemble d'images 3D pré-opératoires (IRM, scanner et 3DXA) du patient sont disponibles la plupart du temps et elles portent des informations qui ne sont pas visibles directement par le médecin durant l'intervention. L'image 3DXA contient des informations sur l'anatomie vasculaire 3D du patient qui peuvent être complétées par les informations tissulaires et éventuellement fonctionnelles de l'image IRM. Utiliser ses informations 3D (vaisseaux sanguins, tissus, zones fonctionnelles ...) en plus des informations portées par l'image fluoroscopique améliorerait la technique. Cela nécessite le recalage préalable des différents modèles 3D (recalage 3D-3D des images 3DXA et IRM) et le recalage 3D-2D du modèle 3D avec les images fluoroscopiques. Les radiologues ayant l'habitude de naviguer dans des artères qui ont un diamètre de l'ordre de quelques millimètres (les artères carotides : 4-5 mm, vertébrale-tronc basilaire : 4 mm et cérébrales : 2 mm), les erreurs devront être compatibles avec cette taille d'artère (soit une erreur maximale d'environ 2 mm).

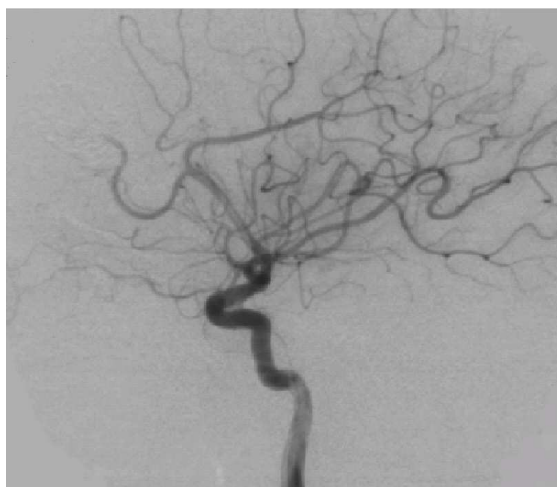
Dans la suite de ce manuscrit, on appellera système de réalité augmentée, un système qui a pour objectif la fusion et le rendu d'images pré-opératoires avec des informations du monde réel (images pré-opératoires, positionnement 3D d'un pointeur...). Dans notre cadre d'application, le monde réel est représenté par les images fluoroscopiques.



(a) DSA avant le traitement : une MAV est visible à gauche de l'image



(b) DSA pendant le traitement : l'histoacryl remplit le nidus de la MAV



(c) DSA après le traitement : le sang ne remplit plus le nidus de la MAV

FIG. 1.16 – Images angiographiques durant une embolisation de MAV

Intégrer 3D et imagerie fluoroscopique

Certaines des limitations du roadmap 2D pourraient être levées par l'intégration d'un modèle 3D avec l'image fluoroscopique. Par exemple, une augmentation de l'image fluoroscopique avec les vaisseaux du patient serait particulièrement intéressante pour les phases de navigation du guide et du cathéter. En effet, le radiologue aurait la possibilité de visualiser directement l'anatomie 3D du patient mise en relation avec le guide (ou le cathéter) qu'il observe dans l'image. Au niveau des régions à forte densité de vaisseaux ou près de bifurcations, il appréhenderait mieux l'anatomie 3D du patient. Par ailleurs, durant le traitement lui-même (c'est-à-dire lors de la pose du coil ou de l'embolisation par histoacril) le radiologue pourrait vérifier le placement des outils thérapeutiques par rapport à la pathologie et les zones fonctionnelles.

La résolution de ce problème consiste en grande partie à fournir un algorithme de recalage 3D-2D. En pratique, et dans beaucoup d'applications, le système vasculaire du patient est considéré rigide tandis que le bougé patient est inexistant (patient sous anesthésie générale). Ainsi, la résolution de ce problème revient à retrouver les paramètres intrinsèques et extrinsèques de l'arceau. Dans le cas d'un recalage entre l'image 3DXA et les images fluoroscopiques, les capteurs de positions peuvent être utilisés pour fournir ces paramètres. Cependant, les études passées (voir section 1.3.5) montrent que, pour que le recalage soit précis, les déformations subies par l'arceau doivent être prises en compte.

Néanmoins, bien que cette intégration puisse apporter une amélioration, l'information de position et d'orientation de l'outil sera toujours contenue dans l'espace projectif de l'image fluoroscopique ce qui induit la perte d'une dimension.

Vers une image 3D+t (ou de navigation 3D)

Durant les phases de navigation ou de traitement, les neuroradiologues reconstruisent mentalement les outils qu'ils manipulent en utilisant leurs connaissances anatomiques et les images pré-opératoires. Il semble donc naturel de leur fournir une technique de navigation temps réel situant les informations pré-opératoires et les outils directement dans l'espace 3D. Le modèle 3D contiendrait toutes les informations susceptibles d'aider le radiologue dans l'accomplissement de son geste : les vaisseaux sanguins du patient (3DXA), une information tissulaire (IRM et IRM fonctionnelle), tandis que les outils (cathéter, guide, coils ou histoacril) seraient juxtaposés en temps réel à ce modèle.

Lors des phases de traitement, cette image 3D+t permettrait au radiologue de décider de l'embolisation ou non d'une pathologie en fonction des zones vascularisées par les vaisseaux. Par ailleurs, la visualisation des flux d'histoacril (ou de produit de contraste) dans l'image 3D serait d'une grande aide pour le traitement des MAV. En concertation avec les praticiens, il a été décidé que l'outil le plus pertinent à suivre était le guide. En effet, le guide est l'outil qui est choisi lors des tâches de navigations difficiles, nécessitant un apport d'information 3D. L'extrémité distale du guide (2 à 3 cm) donne les informations utiles : une orientation et la position de son point final. Pour les phases de navigation, une image 3D+t permettrait au radiologue de situer son guide/cathéter directement en 3D par rapport aux vaisseaux du patient et faciliterait le guidage.

Bien que les avancées faites dans le domaine des capteurs électro-magnétiques soient impressionnantes, la précision des capteurs (de l'ordre du millimètre) et leurs tailles (diamètre de 0.8 mm pour une longueur de 0.5 cm) ne sont pas encore suffisantes pour une utilisation en neuroradiologie interventionnelle. Par contre, dans l'hypothèse où le problème de recalage 3D-2D (entre l'image fluoroscopique et le modèle 3D) est résolu, le suivi temporel de l'outil dans les images fluoroscopiques permettrait un positionnement 3D de l'outil.

Visualisation des images fusionnées

La manière dont les données fusionnées vont être présentées est en elle-même un problème à part entière. Il est par exemple primordial que l'outil reconstruit soit clairement visible dans les images fusionnées et de manière non saccadée. Par ailleurs, les informations fusionnées devront probablement être segmentées pour éviter les superpositions.

Valider les solutions

Certains travaux [JEH02, EJH⁺04, SBHN06] tendent également à montrer que la manière dont est présentée l'information (mode de rendu volumique) peut générer de l'imprécision. Il est primordial que les nouvelles techniques soient évaluées sur le terrain de manière tant quantitative que perceptive pour valider l'intérêt clinique des solutions par rapport à la pratique courante. Le développement d'un prototype en collaboration avec les médecins doit permettre la validation de la conception au fur et à mesure des avancées.

1.6.2 Notre contribution

Dans ce travail, nous avons choisi d'utiliser l'image 3DXA comme modèle 3D et d'imaginer comment une intégration à l'imagerie fluoroscopique temps réel pourrait améliorer la pratique. La difficulté principale est le développement d'un algorithme de recalage 3D-2D. Dans un travail à plus long terme, l'image 3DXA pourra servir de point d'ancrage pour l'intégration de l'IRM à l'image fluoroscopique (par un recalage 3D-3D c'est-à-dire IRM-3DXA). Nos contributions peuvent se regrouper selon six parties qui font le plan détaillé de cette thèse :

Les besoins en neuroradiologie interventionnelle

Dans ce premier chapitre, nous avons dressé un état des lieux de la pratique en neuroradiologie interventionnelle. Ce constat nous a aidé à définir nos problématiques de recherche dont l'objet est l'amélioration des techniques de navigation actuelle par l'utilisation de l'image 3DXA. Une grande partie du travail consiste à développer un algorithme de recalage 3D-2D efficace, véritable pierre angulaire des applications ultérieures.

Calibrage des paramètres d'acquisition

Nous avons fait le choix d'utiliser les capteurs de positions pour produire un recalage 3D-2D entre l'image fluoroscopique et le modèle 3D. Une approche basée capteurs de position requiert une étude préliminaire de l'arceau afin de proposer un recalage précis, reproduisant le comportement effectif de l'arceau. Ainsi, l'objet du chapitre 2 est de développer des méthodes robustes de calibrage permettant une mesure fiable des paramètres intrinsèques et extrinsèques. Ces méthodes présentent un intérêt pour la compréhension et l'analyse du comportement de l'arceau.

Dans ce contexte, la première contribution est d'adapter les méthodes de calibrage multi-image à notre problème de mesure robuste des paramètres d'acquisition d'un arceau vasculaire. Bien que cette idée soit inspirée par le travail de Lavest [LVD98] sur une caméra optique, c'est la première fois qu'elle est envisagée pour le calibrage des paramètres intrinsèques de l'arceau vasculaire d'une machine d'angiographie. Nous avons décrit la méthode de calibrage multi-images et présenté ces résultats à la conférence CARS'05⁹ [1].

Ce type de calibrage, bien que très précis, nécessite l'acquisition d'un nombre important d'images ce qui peut être contraignant dans un contexte clinique et industriel. Pour limiter le nombre d'images nécessaire à la calibration fiable des paramètres d'acquisition du système, nous avons développé une méthode originale dédiée à la mesure des paramètres intrinsèques du système vasculaire. Cette méthode est basée sur l'utilisation d'une mire planaire fixée rigidement au plan image de l'arceau. Nous avons donné les fondements théoriques de cette approche avec une étude de précision à la conférence internationale SPIE Medical Imaging 06¹⁰ [3]. La méthode a également fait l'objet d'un brevet [6]. Le chapitre 3 donne une description de cette méthode.

Recalage 3D/2D basé capteurs

Nous montrons dans le chapitre 4 que les recalages basés machine existants ne représentent pas le comportement physique de l'arceau. Par conséquent, nous utilisons nos méthodes de calibrage robustes pour étudier le comportement mécanique de l'arceau vasculaire et les déformations subies. La connaissance

⁹Computer Assisted Radiology and Surgery

¹⁰The international Society for Optical Engineering

a posteriori de ces caractéristiques nous a permis de construire deux modèles réalistes de comportement de l'arceau qui ont fait l'objet d'une étude de précision. Un article sur ce travail a été présenté lors de la conférence internationale MICCAI'05¹¹ [2]. Les modèles de l'arceau ont également été brevetés [5]. Le chapitre 4 reprend cet article et donne une description plus détaillée de la procédure de calibrage.

Validation clinique de la fluoroscopie augmentée

Très peu de systèmes de réalité augmentée sont mis en place et évalués sur site clinique. Pourtant, c'est une étape primordiale pour valider les hypothèses faites et mesurer l'apport des solutions de type réalité augmentée sur la pratique clinique. Dans notre travail, nous avons mis en place sur le terrain clinique un prototype permettant l'augmentation des images fluoroscopiques avec le modèle 3D des vaisseaux (fluoroscopie augmentée). La validité de notre système s'est appuyée sur trois hypothèses. La première est relative à la rigidité du système vasculaire cérébral. La deuxième est que le patient ne bouge pas puisque sous anesthésie générale. Ces deux hypothèses semblent assez valides puisqu'elles sont déjà faites pour l'application de roadmap 2D utilisée en routine clinique depuis au moins une quinzaine d'année. La dernière est que la précision millimétrique de notre algorithme de recalage est suffisante pour l'application de fluoroscopie augmentée. Ces aspects ont tous été validés en contexte clinique. Une grille d'évaluation a été mise en place et l'intérêt de la fluoroscopie augmentée par rapport à l'application classique de roadmap 2D a été évaluée. Les résultats de l'évaluation tant au niveau de la précision du recalage que de l'apport clinique ont fait l'objet d'un article et été présentés oralement au workshop AMI-ARCS'06¹² satellite de MICCAI'06 [4]. Nous présentons ces résultats et analysons l'emploi qui a été fait de la technique sur un cas clinique dans le chapitre 5.

Détection robuste de guide

Pour l'application de navigation 3D, les praticiens ont montré un grand intérêt pour le suivi et la reconstruction de guide. Si le recalage entre les images fluoroscopiques et l'image 3DXA est résolu, le suivi 2D du guide dans des images fluoroscopiques bi-plans peut être utilisé pour produire une reconstruction et un repositionnement du guide en 3D.

Notre contribution dans ce domaine a été de proposer des méthodes de suivi 2D de guide qui soient robustes et autonomes (sans interaction manuelle). Ce n'était pas le cas des méthodes existantes. La précision du suivi a été validée sur un jeu de données provenant de trois patients différents et comparée à une segmentation fournie par des experts. La méthode et les résultats sont présentés dans le chapitre 6.

Ce travail n'a pas fait l'objet de publication ni de brevet et a été classé confidentiel par la société GE Healthcare.

Reconstruction 3D du guide

Deux mois avant la fin de notre travail de thèse, un système bi-plan a été installé à Nancy. Nous initions, dans le chapitre 7, la première étude de faisabilité de la reconstruction du guide avec ce nouveau système intégrant nos travaux sur la détection du guide et le recalage 3D-2D. Après avoir montré les limites des approches classiques de reconstruction nous proposons des orientations de travail pour améliorer la reconstruction du guide en 3D.

¹¹International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention

¹²Augmented environments for Medical Imaging and Computer-aided Surgery

Chapitre 2

Calibrage d'un arceau vasculaire

2.1 Introduction

Le problème du recalage entre l'image 3DXA et l'image fluoroscopique est de déterminer la matrice de projection qui correspond à l'incidence de la machine d'angiographie¹³. Il existe à GE Healthcare une procédure de calibrage de cette matrice qui repose sur l'emploi d'une mire opaque aux rayons X. Malheureusement, nous ne pouvons pas connaître à l'avance l'incidence dans laquelle l'image fluoroscopique va être acquise. Il nous faut donc être capable de produire cette matrice pour toute incidence possible de l'arceau prise durant un examen clinique.

Par ailleurs, l'environnement matériel dans lequel nous travaillons est totalement contrôlé. La gamme d'incidences et de distances focales atteignables par l'arceau est connue et les valeurs sont mesurées en temps réel par les capteurs de position. Il est donc possible d'utiliser les capteurs de position pour déterminer la matrice de projection de la machine. Deux approches différentes sont envisageables :

- Une première approche serait de mettre en œuvre un schéma d'interpolation utilisant les données capteur et des positions d'arceau calibrées. A priori cette approche requiert un nombre important de positions de calibrage et l'interpolation purement numérique ne permet pas l'analyse des phénomènes mécaniques liés à l'arceau.
- La deuxième solution consiste à construire un modèle paramétrique du comportement mécanique de l'arceau [DRJ94, KVL⁺98, CNMR02]. En effet, comme nous l'avons exposé dans la section 1.3.5, il existe un lien naturel entre les paramètres de la matrice de projection (intrinsèques et extrinsèques) et les données capteurs du système. Cependant, cette relation n'est pas directe du fait des déformations subies par le système. La résolution de ce problème de recalage nécessite donc une compréhension mécanique du comportement de l'arceau. Dans le contexte industriel de cette thèse, nous avons préféré cette dernière approche qui vise à fournir un modèle et un ensemble d'outils de métrologie aux ingénieurs.

Dans notre travail, nous avons utilisé des techniques issues du monde de la vision par ordinateur pour caractériser mécaniquement l'arceau. La mesure des paramètres intrinsèques et extrinsèques pour plusieurs orientations de l'arceau devrait nous permettre de comprendre et de modéliser les différents phénomènes. Dans ce contexte, l'objectif de ce chapitre est de produire une méthode de calibrage permettant la détermination précise des paramètres intrinsèques et extrinsèques.

Ce chapitre est organisé de la manière suivante. Dans la section 2.2 nous commençons par donner une évaluation préliminaire de l'arceau vasculaire. Nous présentons dans la section 2.3, la procédure de calibrage qui est classiquement utilisée pour déterminer la matrice de projection. Dans la section 2.4, nous évaluons la précision de la méthode pour la détermination des paramètres intrinsèques et extrinsèques. Nous montrons les limites de la méthode dans notre cadre d'application. Nous donnons ensuite une description du calibrage multi-image qui a été utilisé pour réduire le bruit sur les paramètres dans la section 2.5. La précision de cette approche est évaluée dans la section 2.6. Enfin, nous donnons nos conclusions dans la section 2.7 sur le calibrage de la machine en vue d'une mesure précise des paramètres intrinsèques et

¹³Sous l'hypothèse de rigidité des vaisseaux du patient et d'un bougé patient nul.

extrinsèques.

2.2 Etude préliminaire de la machine d'angiographie

2.2.1 Introduction

Nous commençons dans cette section par prouver la faisabilité d'un recalage 3D-2D utilisant les capteurs de la machine. Ensuite, nous donnons une première estimation des déformations qui sont à l'origine d'une modification de la géométrie interne de la caméra. Ces valeurs vont nous guider pour la sélection d'une méthode de calibrage qui ait la précision nécessaire pour l'étude du comportement mécanique de l'arceau.

2.2.2 Précision du positionnement de la chaîne image

Le recalage basé capteur implique qu'un modèle paramétrique de l'arceau soit calibré avant l'examen (hors ligne). Pour que ce modèle soit utilisable pendant l'examen, il faut que le comportement de la machine soit le même dans la phase de calibrage et pendant l'examen. En d'autres termes, la machine doit être répétable. On sait qu'en pratique il peut exister une petite erreur de répétabilité du fait de l'imprécision des capteurs. Dans cette section, nous allons évaluer les effets que cela provoque sur la précision de la projection.

Nous avons choisi de mesurer l'effet d'une erreur de positionnement dans le plan image pour mettre en balance cette erreur avec la précision du recalage 3D-2D. Nous utilisons un ensemble d'images RX d'une mire composée de points de calibrage que nous allons comparer après avoir détecté les points dans les images RX. Les points de la mire, qui est présentée plus en détails dans la section 2.3.5, occupe la région d'intérêt 3D utilisée en clinique. Dans le cas d'un positionnement parfait de la chaîne image (arceau répétable et données de position fiables) et pour une série d'images acquises dans les mêmes conditions (position d'arceau, fantôme et dose identiques), nous devrions détecter exactement les mêmes points de calibrage. En pratique, ce n'est pas le cas car les images sont bruitées et le positionnement de l'arceau n'est pas parfait.

Erreur de détections des points

De par la technologie du détecteur et la nature du rayonnement, l'acquisition de l'image RX est entachée d'un bruit. Nous évaluons dans une expérience préliminaire l'influence de ce bruit sur les mesures de positionnement de la chaîne image.

Pour cette expérience, nous avons sélectionné le protocole qui représente la dose maximale mise à notre disposition pour l'acquisition d'images RX : le protocole d'acquisition DSA. On positionne l'arceau en $\mathcal{P}_0 = \{C = P = 0, \text{SID}=117 \text{ cm et champ de vue } 20 \text{ cm}\}$ ¹⁴ et on acquiert 100 images de manière continue sans bouger la mire ni l'arceau. On détecte les points de calibrage dans la série d'images afin de calculer les distances moyennes, maximales et la variance des points à leurs valeurs moyennes.

Les résultats de cette expérimentation sont présentés dans le tableau 2.1. Le bruit de détection est en moyenne de 0.02 pixel. Cela montre que le bruit de mesure (engendré par le détecteur) n'a qu'une influence très limitée sur la localisation spatiale des marqueurs dans l'image.

moy	σ	max
0.02	0.005	0.04

TAB. 2.1 – Erreur de détection des points (en pixel). La taille pixel est de 0.2 mm.

¹⁴Un champ de vue de 20 correspond à une taille pixel de 0.2 mm

moy	σ	max
1.78	1.18	5.83

TAB. 2.2 – Répétabilité de la chaîne image pour la position antéro-postérieure (en pixels). La taille pixel est de 0.2 mm.

	SID		
	114.5 cm	104.5 cm	95 cm
moy	3.05	2.9	3
σ	2.0	1.75	1.85
max	5.0	4.85	5.1

TAB. 2.3 – Statistiques sur l'erreur de positionnement en fonction de la SID (en pixels). La taille pixel est de 0.2 mm.

Erreur de positionnement pour la position antéro-postérieure

Nous avons évalué avec quelle précision l'arceau peut se positionner dans une position connue \mathcal{P}_0 (position antéro-postérieure et SID=120 cm) via les capteurs de position. Nous avons choisi cette position (dans notre première série de mesures) car elle est régulièrement utilisée en routine clinique.

L'expérience a consisté à acquérir une image RX de la mire à \mathcal{P}_0 puis à déplacer l'arceau dans une nouvelle orientation (différente à chaque fois). Ensuite, on ramène l'arceau à la position \mathcal{P}_0 afin d'acquérir une image RX. On effectue cette manipulation de façon à acquérir un ensemble de 15 images. Les mouvements d'arceau effectués entre deux acquisitions d'images tendent à imiter les mouvements d'arceau effectués lors d'un examen médical : acquisition rotationnelle, petits ajustements de l'arceau, acquisition de face et de profil.

Les points de calibrage sont détectés dans toutes les images et les images sont prises deux à deux pour calculer les distances entre les différents points. Nous reportons dans le tableau 2.2 la valeur moyenne, maximale et la variances des mesures d'erreur.

Les résultats indiquent que l'arceau est capable de se positionner dans la position antéro-postérieure via ses capteurs de position avec une erreur qui est en moyenne égale à 1.8 pixels dans le plan image (soit 0.36 millimètre pour un champ de vue de 20 cm). L'imprécision peut atteindre 5.8 pixels (1.1 millimètres) dans le cas le plus défavorable. Si cette position avait été calibrée et utilisée pour proposer un recalage 3D-2D durant l'examen, les points du modèle 3D auraient donc été projetés avec une erreur maximale de 1.1 millimètre. Afin de caractériser l'erreur dans une position arbitraire et pour différentes valeurs de focale, nous avons procédé à une seconde série d'expérimentations.

Erreur de positionnement d'une position quelconque

Dans cette expérimentation, le but est d'évaluer l'erreur de positionnement de l'arceau pour des distances focales multiples et pour un ensemble d'orientations qui sont représentatives des orientations atteignables durant un examen. Soit l'ensemble de positions d'arceau défini par $\mathcal{P}_{C,P} = \mathcal{P}_C \cup \mathcal{P}_P$, où :

- $\mathcal{P}_C = \{(C, P) \mid P = 0 \ \& \ C \in [-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]\}$
- $\mathcal{P}_P = \{(C, P) \mid C = 0 \ \& \ P \in [-90^\circ, -60^\circ, -40^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 40^\circ, 60^\circ, 90^\circ]\}$.

Pour chaque position de l'ensemble $\mathcal{P}_{C,P}$, à SID fixe, 3 images DSA de la mire RX sont acquises. Entre chaque acquisition, l'arceau a été bougé vers une autre incidence. Pour chaque paire d'images possibles prises à la même position d'arceau, nous calculons la distance moyenne entre les points détectés.

La même procédure a été menée pour 3 valeurs de SID différentes : SID=114,5 cm, 104.5 cm et 95 cm. Les statistiques calculées sur l'ensemble des positions sont reportées dans la table 2.3. Les résultats sont plus défavorables que pour les mesures effectuées pour la position antéro-postérieure à focale fixe. L'erreur est en moyenne de 3 ± 2 pixels (soit 0.6 millimètre \pm 0.4 mm).

Ces expérimentations prouvent que l'arceau présente une constance mécanique qui l'autorise à se positionner dans une position connue avec une précision qui est en moyenne de 0.6 millimètre dans le

plan image. Dans l'hypothèse où le recalage 3D-2D serait basé sur une procédure de calibrage, toute matrice de projection déterminée par l'utilisation des capteurs de position sera entachée de cette erreur. Cette valeur est donc à considérer comme la précision limite des approches basées capteurs. Sachant que le radiologue a l'habitude de naviguer dans des vaisseaux qui ont une taille de l'ordre du millimètre, ces expérimentations prouvent que le recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position est compatible avec la pratique médicale. En effet, les erreurs maximales de positionnement du tableau 2.3 sont inférieures ou égales au millimètre.

2.2.3 Caractérisation des déformations

Les déformations subies par l'arceau sont à l'origine d'une modification de la géométrie interne de la caméra et donc des paramètres intrinsèques. Afin de démontrer qu'il existe des modifications non-négligeables de la géométrie interne de la caméra, nous avons procédé à une première série d'expérimentations. Quatre billes radio-opaques ont été fixées sur la face supérieure du tube à rayons X. Plusieurs images RX ont ensuite été acquises pour différentes orientations de l'arceau vasculaire. Comme les marqueurs sont fixés au tube RX, il en résulte que toute variation de la position des marqueurs dans les images RX sera provoquée par une modification de la géométrie interne de la caméra. Ces expérimentations ont été effectuées en champ de 20 cm (taille du pixel=0.2 mm) pour des orientations prises autour de l'axe du P ($P \in [-110^\circ; +110^\circ]$) tandis que la valeur d'angle du C était nulle.

Pour chaque position d'étude nous détectons les points dans l'image RX. On segmente par un seuillage et une analyse de forme les tâches représentant les points 2D avant de calculer leurs barycentres. On affine ensuite les coordonnées du barycentre en incorporant dans le calcul le niveau de gris de chaque pixel entourant le barycentre de la tâche. Le calcul des coordonnées du $k^{\text{ème}}$ point 2D q_k (u_k, v_k) de l'image RX est alors donné par :

$$u_k = \frac{\sum_{i,j \in \mathcal{V}} [I_{max} - I(i,j)]i}{\sum_{i,j \in \mathcal{V}} I_{max} - I(i,j)} \quad v_k = \frac{\sum_{i,j \in \mathcal{V}} [I_{max} - I(i,j)]j}{\sum_{i,j \in \mathcal{V}} I_{max} - I(i,j)}$$

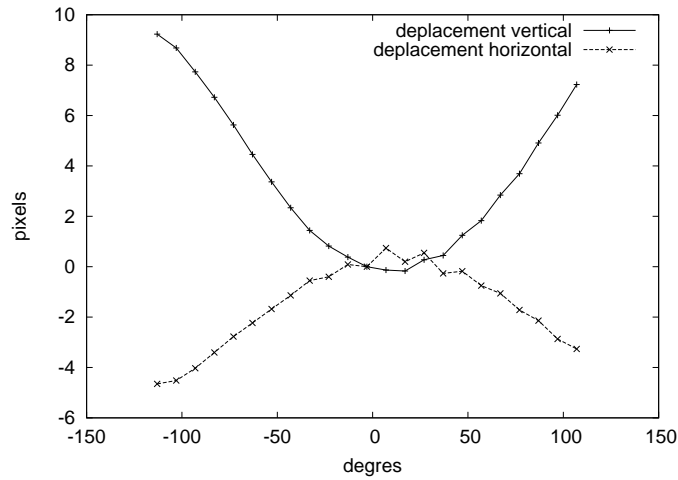
où \mathcal{V} est une fenêtre centrée autour du barycentre et I_{max} l'intensité maximum de l'image mesurée dans la fenêtre.

Nous avons calculé le déplacement moyen des marqueurs depuis leurs positions détectées dans l'image acquise en position antéro-postérieure ($P = C = O$). Nous avons également déterminé pour chaque image la distance moyenne entre les marqueurs. Les résultats sont reportés dans la figure 2.1. Il apparaît qu'il existe une déviation des marqueurs qui est principalement horizontale. La déviation maximale peut atteindre jusqu'à 2 mm dans la direction horizontale et jusqu'à 1 mm dans la direction verticale. Les mesures de distance inter-marqueur montrent également un petit changement d'agrandissement dans l'image (effet de l'ordre du 1/2 pixel dans l'image). Ces résultats démontrent qu'il existe une variation du point principal et de la distance focale en fonction du point de vue pris par l'arceau.

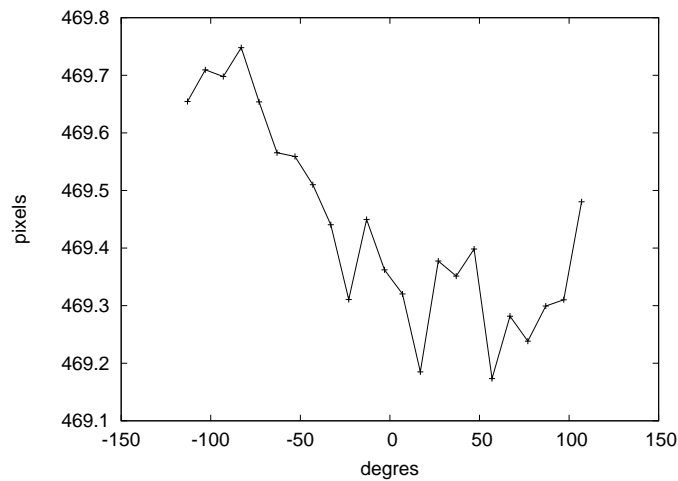
La même expérience a été menée pour un mouvement d'arceau autour du C (soit $C \in [-30^\circ; +30^\circ]$ et $P = 0^\circ$). Nous donnons les résultats dans la figure 2.2. Les variations sont beaucoup plus faibles pour cet axe de rotation. L'amplitude des déplacements maximum est de l'ordre du pixel soit 0.2 mm. La distance inter-marqueur montre une petite évolution de l'agrandissement en fonction du point de vue (différence de 0.2 mm). L'effet des déformations sur les marqueurs n'est vraisemblablement pas visible pour cet axe à cause des faibles valeurs d'angles atteignables avec l'arceau autour de l'axe du C .

Nous venons de montrer par cette série simple d'expérimentations que la géométrie interne de la caméra RX est modifiée par l'effet des déformations mécaniques subies par notre système. L'allure lisse des courbes des figures 2.1 et 2.2 tend à prouver que le phénomène de déformation est continu et modélisable en vue d'un recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position.

Dans la section suivante, nous expliquons les causes mécaniques qui peuvent être à l'origine des ces déformations.



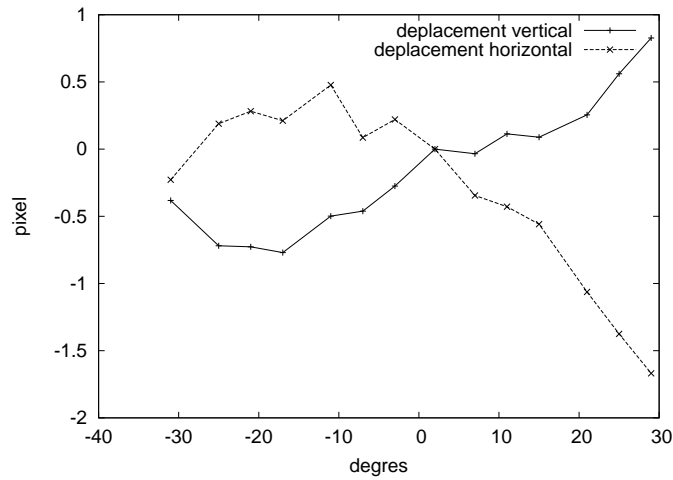
(a) Déplacement moyen 2D des marqueurs

(b) Distance moyenne entre les marqueurs en fonction de l'angle du P FIG. 2.1 – Variation de positions des marqueurs pour un mouvement autour du P

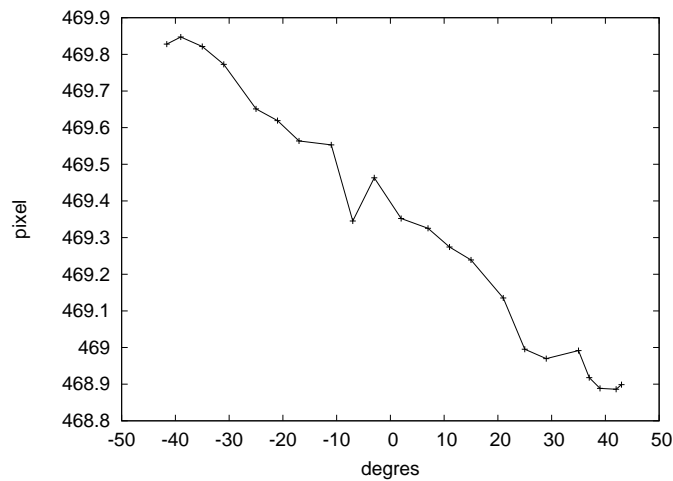
2.2.4 Origine des déformations de la caméra RX

Dans le cas d'un système à rayons X, le centre optique est défini par le foyer du tube à rayons X. Les paramètres intrinsèques dépendent de la distance et de l'orientation relative du capteur plan par rapport au tube RX. Ils sont aussi dépendants des propriétés de l'image comme la taille du pixel ou la taille du capteur plan. Le patient est positionné entre le tube et le capteur image. Le patient doit être facilement accessible par le médecin ce qui impose une distance focale de grande taille (1.2 mètres). A cause de la grande valeur de la distance focale, l'arceau a tendance à se déformer sous l'action du poids du tube RX et du capteur plan ainsi que de son propre poids. Nous donnons les causes possibles de ces déformations (voir figure 2.3) :

1. Le bras d'attache liant l'arceau au système a tendance à se tordre sous le poids de l'arceau. Cette déformation est fonction de l'orientation prise par l'arceau. Cela provoque un mouvement global de la chaîne image.
2. L'arceau lui-même subit des torsions mécaniques par l'effet de son propre poids. Des modèles mécaniques par éléments finis (étude interne à GE Healthcare) ont montré que les torsions de l'arceau



(a) Déplacement moyen 2D des marqueurs

(b) Distance moyenne entre les marqueurs en fonction de l'angle du C FIG. 2.2 – Variation de positions des marqueurs pour un mouvement autour du C

étaient négligeables (de l'ordre du dixième de millimètre au maximum).

3. Le bras d'attache liant le tube RX à l'arceau subit de fortes contraintes du fait du poids élevé du tube RX.
4. Le bras d'attache liant le capteur plan à l'arceau peut également se déformer. Cependant, de par sa conception mécanique, cette attache est plus rigide que le bras du tube RX.

Ces contraintes sont à l'origine de déformations non-rigides qui mènent à des modifications de la structure interne de la caméra en fonction du point de vue pris par l'arceau. Ces déformations peuvent également affecter le modèle de mouvement de l'arceau vasculaire.

2.2.5 En conclusion sur l'étude préliminaire de l'arceau

Les mesures de positionnement ont montré que le comportement de l'arceau était répétable ce qui confirme une certaine constance mécanique de l'arceau et prouve la faisabilité d'un recalage basé capteur.

Nous avons prouvé par la mise en place d'une série d'expérimentations simples, que l'effet des déformations mécaniques sur la structure de la caméra RX était visible et a priori non-négligeable. Afin de

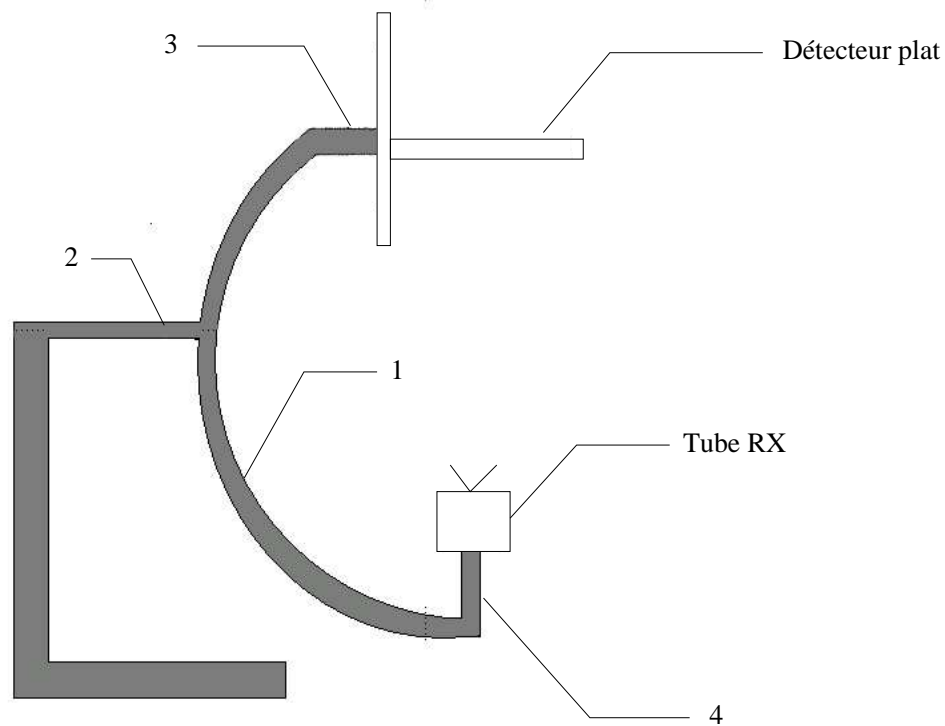


FIG. 2.3 – Les origines possibles des déformations de l’arceau : l’arceau lui-même (1), le bras d’attache de l’arceau (2) au système, le bras d’attache du capteur plan (3) et du tube RX (4)

proposer un recalage 3D-2D basé sur un modèle paramétrique de l’arceau utilisant les données capteurs, nous devons mesurer précisément leurs effets sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques.

Nous allons maintenant présenter les moyens dont nous disposons pour calibrer les paramètres intrinsèques et extrinsèques en vue de l’étude mécanique du comportement de l’arceau.

2.3 Calibrage classique de la matrice de projection

Les méthodes de calibrage (dites photogrammétriques) [Fau93, Tsa87, Zha00] consistent à utiliser un objet (ou fantôme de calibrage) dont on connaît exactement les caractéristiques 3D ou 2D dans un repère attaché à l’objet. La répartition des primitives dans l’espace 3D est choisie pour que leur projection dans l’image couvre une zone la plus large possible tout en ayant une dispersion 3D importante. D’une manière générale, les primitives sont des points mais dans certains cas il peut s’agir de droites [Vai90] ou d’ellipses [TA94].

Pour le calibrage de systèmes RX, les fantômes employés sont basés sur l’emploi de primitives points. De par la conception de la mire, les coordonnées 3D des points sont connues dans un repère associé à l’objet. Par un traitement approprié des images de la mire, on connaît à la fois la position des points et leurs projections 2D dans l’image. Par la suite, nous rappelons comment estimer la matrice de projection à partir de l’ensemble des points 3D et 2D appariés [Tos87, Fau93]. Nous rappelons que le calibrage permet la détermination de la matrice de projection pour un dispositif de caméra complet. Le changement d’un des éléments nécessitera un nouveau calibrage.

2.3.1 Procédure linéaire

Un point $P_i=(X_i, Y_i, Z_i)^T$ de la mire et sa projection en $q_i=(u_i, v_i)^T$ permettent d’écrire deux équations. L’estimation de la matrice M (voir équation 1.7) est alors possible par la résolution du système

linéaire suivant :

$$\begin{bmatrix} X_i & Y_i & Z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_i X_i & -u_i Y_i & -u_i Z_i & -u_i \\ 0 & 0 & 0 & 1X_i & Y_i & Z_i & 1 & -v_i X_i & -v_i Y_i & -v_i Z_i & -v_i \\ \vdots & & & & & & & & & & & \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ m_{13} \\ m_{14} \\ m_{21} \\ m_{22} \\ m_{23} \\ m_{24} \\ m_{31} \\ m_{32} \\ m_{33} \\ m_{34} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vdots \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

où l'on obtient $2n$ combinaisons linéaires des coefficients m_{ij} de la matrice de projection \mathbf{M} si l'on dispose de n points de calibrage. Il faut au minimum 6 points non coplanaires pour résoudre le système puisqu'il est composé de 11 paramètres indépendants.

Il est possible de trouver une solution, au sens des moindres carrés, en formant le pseudo-inverse de la matrice associée au système. Cependant, comme \mathbf{M} est définie à une constante multiplicative près, une contrainte de minimisation doit être posée sur le système. La contrainte la plus simple à mettre en œuvre consiste à imposer $m_{34} = 1$.

Toscani et Faugeras dans [Tos87] utilisent les caractéristiques géométriques de la matrice de projection pour contraindre la résolution du système avec la relation $m_{31}^2 + m_{32}^2 + m_{33}^2 = 1$.

2.3.2 Extraction des paramètres intrinsèques et extrinsèques

Une fois la matrice \mathbf{M} calibrée, il est possible d'en extraire les paramètres intrinsèques et extrinsèques. En identifiant chacun de ses coefficients en fonction du produit $\mathbf{K}[\mathbf{R}|\mathbf{T}]$, en imposant une valeur positive à α et $m_{31}^2 + m_{32}^2 + m_{33}^2 = 1$, on a alors :

$$\begin{aligned} \vec{r}_3 &= \vec{m}_3 \\ u_0 &= \vec{m}_1 \cdot \vec{m}_3 \\ v_0 &= \vec{m}_2 \cdot \vec{m}_3 \\ \alpha_u &= \|\vec{m}_1 \wedge \vec{m}_3\| \\ \alpha_v &= \|\vec{m}_2 \wedge \vec{m}_3\| \\ \vec{r}_1 &= \frac{1}{\alpha} (\vec{m}_1 - u_0 \vec{m}_3) \\ \vec{r}_2 &= \frac{1}{\alpha} (\vec{m}_2 - v_0 \vec{m}_3) \\ t_x &= \frac{1}{\alpha} (m_{14} - u_0 m_{34}) \\ t_y &= \frac{1}{\alpha} (m_{24} - v_0 m_{34}) \\ tz &= m_{34} \end{aligned} \quad (2.2)$$

avec $\vec{m}_i = (m_{i1}, m_{i2}, m_{i3})^T$ et $\vec{r}_i = (r_{i1}, r_{i2}, r_{i3})^T$ la $i^{\text{ème}}$ ligne de la matrice \mathbf{R} . Dans le cas d'un pixel carré on peut fixer $\alpha = (\alpha_u + \alpha_v)/2$.

2.3.3 Procédure itérative

Il est également possible d'estimer directement les paramètres intrinsèques et extrinsèques par une procédure de minimisation itérative. L'avantage de ce genre d'approche est qu'on peut effectuer l'optimisation sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques directement. On peut également imposer la contrainte d'orthogonalité sur \mathbf{R} . Faugeras a montré dans [Fau93] qu'une telle procédure améliore le calibrage lorsque les données de mesure présentent un bruit. Ce type de méthode permet d'effectuer une minimisation directement sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques. Le critère le plus courant est l'erreur quadratique de reprojection \mathcal{E}_r :

$$\mathcal{E}_r(\mathbf{M}) = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n \|\mathbf{M}P_i - q_i\|^2 \quad (2.3)$$

où n est le nombre de points, q_i est le $i^{\text{ème}}$ point détecté dans l'image et $\mathbf{M}P_i$ la projection du $i^{\text{ème}}$ point 3D du modèle parfait de la mire avec la matrice \mathbf{M} . En fonction des hypothèses faites sur le modèle de projection conique, nous pouvons avoir une procédure de minimisation à :

- 9 paramètres : les 3 paramètres intrinsèques (u_0, v_0 et α) et les 6 paramètres extrinsèques ;
- 6 paramètres : u_0, v_0 et α sont fixés et la minimisation est faite sur les paramètres extrinsèques.

Dans le cas du calibrage d'un système RX, Rougée dans [RPTP93] montre que, lorsque le nombre de points est réduit (30 points), la procédure de minimisation itérative fournit de meilleurs résultats que la procédure linéaire.

Comme le nombre de paramètres à optimiser n'est pas très élevé et que le nombre de points utilisés en pratique est de l'ordre de la trentaine, une procédure de minimisation (Newton, descente de gradient ...) donne de très bons résultats en terme de précision et de temps de convergence [RPTP93].

2.3.4 Instabilité des paramètres intrinsèques

Il est connu en vision par ordinateur [PS90, HM95, PH02] que les paramètres intrinsèques sont entachés d'une erreur de mesure alors même que l'erreur de reprojection de la matrice ayant servi à leur extraction est faible. Ce bruit est particulièrement important au niveau des paramètres intrinsèques. Or, ces paramètres nous intéressent particulièrement car ils caractérisent la géométrie interne de la caméra RX.

Puget et al ont calculé [PS90] l'erreur commise sur les paramètres intrinsèques en fonction de l'erreur commise sur les paramètres de \mathbf{M} . Par exemple, l'erreur commise sur le point principal ($\Delta u_0, \Delta v_0$) est donnée par :

$$\begin{cases} \Delta u_0 = \Delta \vec{m}_1 \cdot |\vec{m}_3| + \Delta \vec{m}_3 \cdot |\vec{m}_1| \\ \Delta v_0 = \Delta \vec{m}_2 \cdot |\vec{m}_3| + \Delta \vec{m}_3 \cdot |\vec{m}_2| \end{cases} \quad (2.4)$$

où $\Delta \vec{m}_i = (\Delta m_{i,1}, \Delta m_{i,2}, \Delta m_{i,3})^T$ est l'erreur sur le vecteur \vec{m} et $|\vec{m}_i| = (|m_{i,1}|, |m_{i,2}|, |m_{i,3}|)^T$. Une analyse géométrique similaire (avec le produit vectoriel) est formulée pour le calcul de l'erreur sur la distance focale (voir [PS90]). En pratique, l'estimation des éléments de \mathbf{M} est bruitée de part le bruit 2D et 3D affectant les mesures utilisées pour le calibrage. Comme le montre l'équation 2.4, ce bruit sur les éléments de \mathbf{M} se propage de manière non-linéaire sur les paramètres du point principal. De plus, les paramètres intrinsèques et extrinsèques peuvent se compenser lors de l'estimation afin de minimiser l'erreur de reprojection. Une erreur sur le point principal peut se combler par une rotation du repère caméra. Dans le cas d'une caméra optique, ces phénomènes peuvent mener à des variations statistiques de paramètres intrinsèques d'une vingtaine de pixels [PS90, PH02].

Dans notre travail, nous voulons utiliser le calibrage afin de déterminer une mesure des paramètres intrinsèques et extrinsèques pour une position donnée de l'arceau. L'imprécision de cette mesure devra être déterminée afin de conclure quant à l'intérêt de cette méthode pour caractériser les déformations de l'arceau.

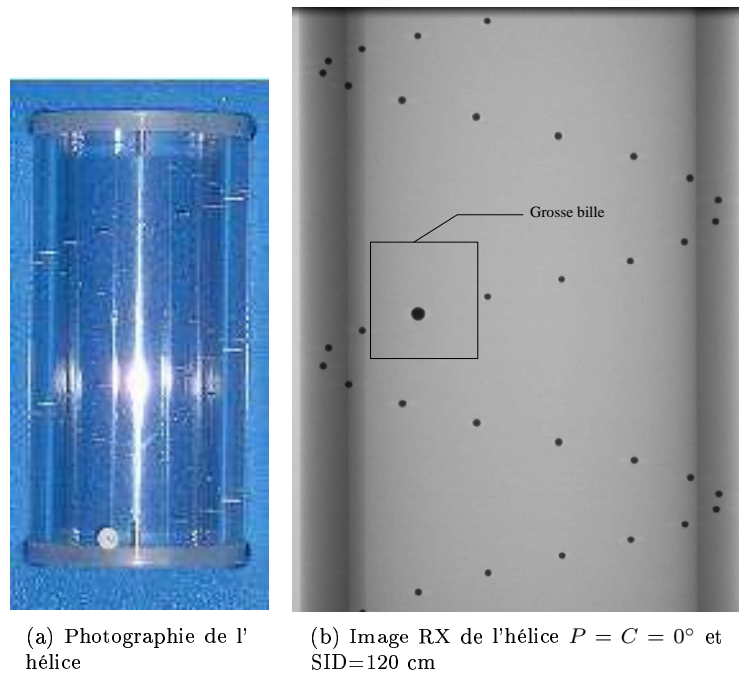


FIG. 2.4 – La mire hélice

2.3.5 Application au calibrage d'un système à rayons X

Calibrage de la 3DXA

Il existe dans la littérature un certain nombre de travaux qui visent à appairer un ensemble de points 3D et 2D pour déterminer la matrice de projection d'une machine d'angiographie [RPTP93, KKdBA95, NMH⁺96, FFH96]. La construction de la mire facilite l'appariement des points 3D et 2D par traitement d'images. La répartition des points sur la mire évite au maximum la superposition des projections dans l'image pour ne pas provoquer de mauvais appariements qui pourraient mener à une détermination inexacte de la matrice.

Pour le calibrage de l'acquisition rotationnelle, GE Healthcare a développé une mire composée d'un cylindre en plastique sur lequel sont portées des billes en métal disposées en hélice [RPTP93] (voir figure 2.4.a). Une des billes de l'hélice est plus grosse que les autres afin de servir d'origine lors de la détection 2D. Cette hélice permet d'avoir une trentaine de points visibles dans l'image (figure 2.4.b). Pour chaque image de l'acquisition rotationnelle, les points 2D sont détectés, appariés avec les points du modèle 3D et utilisés pour déterminer la matrice M . Cet algorithme permet la détermination des matrices de projection d'une acquisition rotationnelle avec une erreur résiduelle de reprojection de 0.1 ± 0.01 pixel.

Extension au calibrage d'une position arbitraire

Les procédures de calibrage ont historiquement été conçues et développées dans le but de reconstruire une image 3DXA à partir d'un ensemble d'images de projection acquises avec un angle $C = 0^\circ$. Dans cette configuration, les points ne se superposent pas dans l'image 2D et leur appariement avec le modèle 3D de l'hélice est simplifié (l'axe de l'hélice est confondu avec l'axe de rotation du P). La mise en œuvre du calibrage est plus difficile lorsque le C est différent de 0. La figure 2.5 montre une image acquise pour une orientation oblique. Certains points se superposent et l'arrangement des billes dans l'image rend difficile la numérotation à partir de la grosse bille détectée.

Le calibrage utilisé pour la 3DXA a du être adapté à ce problème. Dans cette nouvelle procédure une image de la mire hélice (voir figure 2.4) est acquise dans un premier temps pour une position d'arceau de référence, qui peut être calibrée avec l'algorithme utilisé pour le calibrage de la 3DXA. Dans un second



FIG. 2.5 – Image RX de l'hélice $P = 75^\circ$ et $C = 30^\circ$ et $SID = 120$ cm

temps, l'arceau est déplacé jusqu'à la position de calibrage (aussi appelée position d'étude) et une image de la mire hélice est acquise (voir la figure 2.5 pour un exemple d'image). Dans le but de calibrer la position d'étude, une estimation de la matrice de projection \mathbf{M} de cette position est déterminée à partir des données capteurs et de la matrice de projection de la position de référence. Le lecteur trouvera plus d'informations sur la détermination de la matrice de projection à partir des données capteurs dans la section 4.3 du chapitre 4. Pour effectuer cette première estimation, nous utilisons le modèle de Dumay [DRJ94]. L'estimation de \mathbf{M} est ensuite employée pour faciliter l'appariement entre les points du modèle 3D et les points 2D détectés. Enfin, la matrice de projection de la position courante est déterminée à partir des appariements.

Nous avons validé l'efficacité de cette approche sur site clinique en calibrant un ensemble de positions représentant les positions atteignables par l'arceau ($P \in [-100^\circ; 100^\circ]$ et $C \in [-30^\circ; 30^\circ]$). Le résidu est comparable à celui obtenu pour le calibrage de la 3DXA (soit 0.1 pixel).

2.4 Mise en œuvre du calibrage classique

La procédure classique de calibrage de la matrice de projection peut être utilisée pour déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques de l'arceau vasculaire. Dans ce travail, nous avons sélectionné la minimisation à 9 paramètres qui permet une optimisation directe sur les paramètres recherchés. Nous allons évaluer dans la mise en œuvre si cette méthode permet d'obtenir des paramètres précis.

2.4.1 Choix d'un critère d'erreur

Les expériences préliminaires, reportées dans la section 2.2, ont démontré que la géométrie interne de la caméra RX était dépendante du point de vue de l'arceau (pour des mouvements d'arceau autour du P). Les paramètres intrinsèques calibrés doivent être suffisamment précis pour démontrer cette variation. Afin de caractériser la méthode de calibrage, nous avons donc choisi comme critère d'erreur l'erreur faite sur les paramètres intrinsèques. Par ailleurs, si le bruit sur les paramètres intrinsèques est faible, la compensation entre les paramètres intrinsèques et extrinsèques sera limitée et permettra également une détermination fiable des paramètres extrinsèques.

Dans l'expérience suivante, nous avons estimé, pour différentes positions prises autour du P , les valeurs de paramètres intrinsèques ainsi que la variance expérimentale associée à la mesure (pour 5 positions différentes). Les mesures doivent être suffisamment précises pour détecter une variation des paramètres intrinsèques (pour des positions suffisamment éloignées) et éventuellement observer l'égalité des paramètres entre les positions.

Dans ce travail, nous faisons l'hypothèse simplificatrice d'indépendance des paramètres intrinsèques et utilisons un test de χ^2 . Soit $X_i = (\alpha, u_0, v_0)$ le vecteur formé par les paramètres intrinsèques de la position i et Λ_{X_i} sa matrice de covariance expérimentale (matrice diagonale). Alors, le test de χ^2 entre deux positions d'arceau i et j est donné par :

$$\chi^2 = (X_i - X_j)(\Lambda_{X_i} + \Lambda_{X_j})^{-1}(X_i - X_j)^T < k^2$$

On note $P_{\chi^2}(k, r) = P(\chi < k)$, la probabilité que χ soit inférieur à une valeur k et r le degré de liberté. En pratique, on choisit une probabilité raisonnable de $P_{\chi^2}(k, r)$ (par exemple, $P_{\chi^2}(k, r) = 95\%$), et une table de χ^2 fournit une valeur de k en fonction de cette probabilité et de r (pour $r = 3$ et $P_{\chi^2}(k, r) = 95\%$, on lit dans la table $k^2 = 7.8$). Pour une valeur de χ^2 inférieure à k^2 , l'hypothèse d'égalité des distributions ne peut être rejetée.

2.4.2 Estimation de l'erreur sur des données expérimentales

Dans cette expérience, nous mesurons sur des données expérimentales l'erreur faite sur les paramètres intrinsèques lorsqu'un calibrage classique est employé.

Protocole expérimental

Une série de 50 images est acquise pour une position fixe d'arceau. Entre chaque acquisition, la mire hélice est bougée en rotation et en translation pour faire varier les paramètres extrinsèques. Nous calibrons ensuite de manière séparée les différentes images avec la méthode de calibrage classique (minimisation à 9 paramètres sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques). Comme les images sont acquises à position fixe d'arceau, les paramètres intrinsèques devraient théoriquement être identiques pour chaque image.

Dans le but d'évaluer l'incertitude de cette mesure, nous calculons les valeurs moyennes et l'écart type de chaque paramètre intrinsèque. On détermine également l'écart maximal à la valeur moyenne d_{max} .

Cette expérience est répétée pour 5 positions différentes d'arceau ($\mathcal{P}_t = \{P \in [-80^\circ, -40^\circ, 0^\circ, 40^\circ, +80^\circ], C = 0^\circ \text{ et } SID=117 \text{ cm}\}$). Les résultats sont résumés dans le tableau 2.4.

Imprécision des mesures

Cette expérience montre que le point principal est connu avec une incertitude de 6 à 11 pixels (soit une moyenne de 7.1 pixels). L'erreur maximum est comprise entre 10 et 24 pixels. Cela représente une erreur de 2 à 4.8 millimètres dans le plan image. Or, nous avons vu dans la section 2.2, que les modifications de la géométrie interne de la caméra provoquaient des variations de positionnement pouvant aller jusqu'à 2 millimètres dans le plan image. Il nous apparaît donc difficile d'utiliser cette méthode de calibrage pour caractériser ces variations.

La distance focale est connue avec une erreur de 7.8 pixels en moyenne et de 12 pixels au maximum (2,6 millimètres). Comme la taille de distance focale (1,2 mètre) est assez grande, l'erreur de mesure est assez faible (soit une erreur relative de 0.2%).

Test d'égalité des distributions

Pour chaque paire de positions, nous avons calculé le test de χ^2 . Les résultats sont reportés dans la table 2.5. Ces résultats indiquent que l'hypothèse d'égalité des paramètres ne peut être rejetée pour l'ensemble des positions prises deux à deux, sauf pour le test concernant la position 1 et 3 (qui sont éloignées l'une de l'autre). D'un point de vue statistique la mesure des paramètres intrinsèques avec une unique image RX de la mire n'est pas suffisamment précise pour permettre l'observation d'une variation. La mesure du point principal est potentiellement entachée d'une erreur de 7.1 pixels en moyenne et la distance focale de 7.8 pixels. Nous donnons un moyen de réduire ce bruit dans la prochaine section.

Position no 1 : $P = -80^\circ$			
	α	u_o	v_o
moyenne	5983.7	499.3	518.7
écart type	6.8	7.1	5.9
d_{max}	14.8	22.8	19.8
Position no 2 : $P = -40^\circ$			
	α	u_o	v_o
moyenne	5981.1	482.7	515.0
écart type	12.2	11.1	6.8
d_{max}	31.2	24.8	15.9
Position no 3 : $P = 0^\circ$			
	α	u_o	v_o
moyenne	5991.0	473.6	510.7
écart type	7.9	6.6	4.1
d_{max}	13.1	13.6	9.8
Position no 4 : $P = 40^\circ$			
	α	u_o	v_o
moyenne	5986.6	476.5	510.2
écart type	6.6	8.7	4.1
d_{max}	13.9	16.6	13.6
Position no 5 : $P = 80^\circ$			
	α	u_o	v_o
moyenne	5983.0	488.2	512.3
écart type	5.7	7.1	4.5
d_{max}	15.3	20.0	21.7

TAB. 2.4 – Incertitude sur les paramètres intrinsèques dans le cas d'un calibrage classique. La taille pixel est de 0.2 mm

2.5 Le calibrage multi-image

2.5.1 Le principe

Pour réduire le bruit sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques, une solution est de combiner plusieurs images de la même mire [LVD98, PH02]. Avec une caméra optique, le point de vue de la caméra est modifié entre chaque acquisition. Dans ce cas, les paramètres intrinsèques sont communs à toutes les images et les paramètres extrinsèques varient d'une image à l'autre. La méthode consiste à déterminer simultanément les paramètres intrinsèques et extrinsèques de toutes les images tout en gardant communs les paramètres intrinsèques. Pour cela, on cherche à minimiser l'erreur globale de reprojection \mathcal{R}_m :

$$\mathcal{R}_m = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N \mathcal{E}_r(\mathbf{M}_i) \quad \text{avec} \quad \mathbf{M}_i = \mathbf{K}\mathbf{E}_i \quad (2.5)$$

où N est le nombre d'images acquises, $\mathcal{E}_r(\mathbf{M}_i)$ l'erreur de reprojection associée à la matrice \mathbf{M}_i modélisant la formation de l'image numéro i et \mathbf{K} la matrice des paramètres intrinsèques commune à toutes les images (voir équation 2.3). Le nombre de paramètres à estimer est de $3 + 6N$, soit 3 paramètres intrinsèques et $6N$ paramètres extrinsèques.

L'intérêt de cette méthode est qu'elle utilise simultanément l'ensemble des images de la mire et permet d'éviter le phénomène de compensation entre les paramètres intrinsèques et extrinsèques de chaque image.

(i,j)	$\chi^2(i,j)$
(1,2)	1.8
(1,3)	8.8
(1,4)	5.6
(1,5)	2.0
(2,3)	1.3
(2,4)	0.7
(2,5)	0.3
(3,4)	0.3
(3,5)	3.0
(4,5)	1.4

TAB. 2.5 – Test de $\chi^2(i,j)$ des paramètres intrinsèques estimés par calibrage classique et pris pour les positions d'arceau i et j . La table de χ^2 fournit la valeur $k^2 = 7.8$ pour un $P_{\chi^2}(k,r) = 95\%$ et $r = 3$.

2.5.2 Minimisation du critère

On peut simplement utiliser une méthode numérique de minimisation : descente de Newton, plus fort gradient, gradient conjugué... Cependant, le nombre important de paramètres à estimer limite l'efficacité de ce type de méthode en terme de temps de convergence. Nous avons utilisé une minimisation basée sur l'algorithme de Levenberg-Marquart qui converge plus rapidement.

2.5.3 Application au cas d'une caméra RX

Dans notre application, les paramètres intrinsèques sont fonction de l'orientation de l'arceau. Pour une orientation donnée d'arceau, nous proposons de bouger l'hélice (en rotation et en translation) entre chaque acquisition d'images pour faire varier les paramètres extrinsèques alors que les paramètres intrinsèques restent identiques.

Pour des raisons techniques, les mouvements que nous effectuons avec l'hélice sont contraints. Comme nous l'avons vu dans la section 2.3.5, pour un $C \neq 0$ les points se superposent et la numérotation est rendue plus difficile. Lors de l'acquisition multi-image, nous devons faire face aux mêmes problèmes de numérotation et d'appariement. L'hélice peut être bougée selon trois degrés de liberté en rotation et trois degrés de liberté en translation. Les mouvements en translation n'engendrent pas d'images 2D complexes et ne posent pas de problèmes pour l'appariement des points 3D et 2D. Par ailleurs, on peut confondre l'axe principal de l'hélice avec l'axe v du repère image lors de la mise en œuvre pour simplifier la projection des points. Dans ce cas, les mouvements d'hélice en rotation autour de cet axe n'engendrent pas de superpositions ni de formes de projection complexe des points du modèle. Cependant, les rotations autour des deux autres axes sont à l'origine d'images que nous ne pouvons pas exploiter. Nous nous limiterons donc à des mouvements en translation (1 degré de liberté) et en rotation autour de l'axe principal de l'hélice (1 degré de liberté) lors de l'acquisition multi-image. Nous montrons dans la mise en œuvre que cette limitation ne détériore pas la précision du calibrage (voir section 2.6.4).

2.6 Mise en œuvre du calibrage multi-image

Nous cherchons dans cette série d'expérimentations à évaluer la précision du calibrage multi-image. Dans un premier temps, nous déterminons le nombre d'images qu'il est nécessaire d'acquérir pour avoir un estimé stable des paramètres intrinsèques. Nous étudions ensuite la précision des paramètres intrinsèques, via les techniques de *bootstrap* et de simulation Monte Carlo. Enfin, nous vérifions sur des données expérimentales que ce niveau de précision est suffisant dans notre contexte.

2.6.1 Choix d'un critère d'erreur

Comme exposé dans la section 2.4.1, nous avons choisi l'erreur faite sur les paramètres intrinsèques comme critère de précision. Nous employons un test de χ^2 pour évaluer l'hypothèse d'égalité des distributions pour différentes positions d'arceau.

2.6.2 Nombre d'images nécessaires au calibrage multi-image

L'objectif de cette première expérience est d'analyser de manière expérimentale l'influence du nombre d'images sur la détermination des paramètres intrinsèques.

L'arceau est placé à la position \mathcal{P}_0 (position antéro-postérieure et SID=120 cm). Une acquisition multi-image ($N = 50$) est effectuée avec la mire hélice. Nous faisons varier le nombre d'images utilisées pour le calibrage de 1 à 50. Nous commençons par tirer au hasard une image et effectuons un premier calibrage. Afin d'augmenter le nombre d'images utilisées pour le calibrage, nous tirons au hasard une image supplémentaire dans l'ensemble de départ. Les résultats, reportés sur la figure 2.6, montrent les valeurs de paramètres intrinsèques en fonction du nombre d'images utilisées pour effectuer le calibrage multi-images.

Il apparaît que la valeur du point principal (u_0, v_0) converge vers une valeur stable (soit $u_0 = 474$ et $v_0 = 511$) pour un nombre d'images égal à 30. A partir de 30 images, l'ajout d'images supplémentaires ne change pas l'estimé du point principal (la différence est inférieure à 0.5 pixel entre le point principal déterminé avec $N=30$ et $N=50$, soit une variation de 0.1 %). Il n'est donc pas nécessaire d'acquérir plus de 30 images pour avoir un estimé stable de ce paramètre.

Les résultats que nous reportons dans la figure 2.6 démontrent qu'il est plus difficile d'atteindre une valeur stable pour la distance focale. Pour $N = 50$ images la distance focale est égale 5991 pixels soit un différentiel de 3 pixels avec la valeur des paramètres intrinsèques pour $N=50$ images. Une erreur de 3 pixels sur la distance focale représente une variation de 0.05% de la distance totale et une erreur inférieure à 0.5 pixel dans le plan image (Cf. thèse Kerrien [Ker00]). Pour les applications médicales que nous visons, cette erreur peut être considérée comme négligeable.

Cette expérience montre que le calibrage multi-image d'un système à rayons X effectué avec une mire hélice converge vers une valeur stabilisée des paramètres intrinsèques pour 30 images. Il reste à estimer la précision associée à cette mesure, c'est l'objet des prochaines expérimentations.

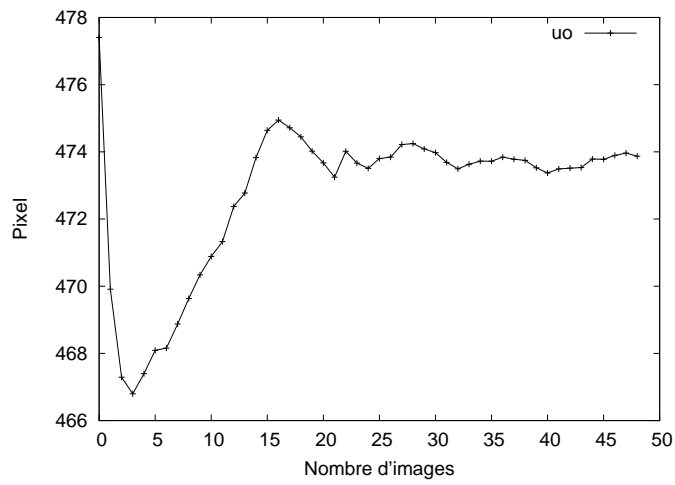
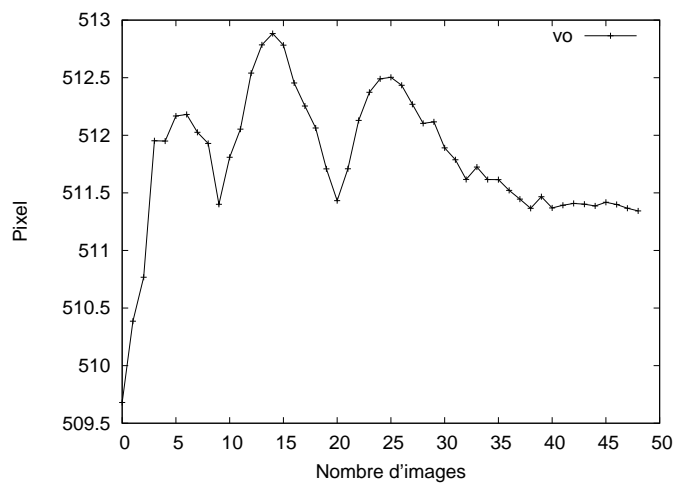
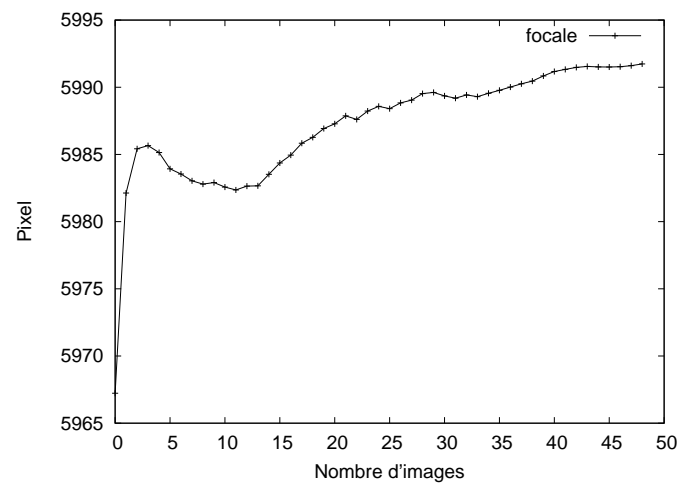
2.6.3 Estimation de la précision par bootstrap

Le calibrage multi-image nécessite l'acquisition d'un nombre important d'images RX. Il est difficile de constituer un échantillon suffisamment grand pour évaluer la variance sur les paramètres intrinsèques. Afin de générer un ensemble de 100 estimations indépendantes de paramètres intrinsèques, il faudrait acquérir 3000 images. Ce n'est pas envisageable dans notre contexte expérimental, la mire étant bougée manuellement. Nous avons utilisé la technique de bootstrap pour estimer la variance du calibrage multi-image. Les données de l'acquisition multi-image de l'expérience précédente ont été utilisés pour cette expérience.

Nous tirons 30 images au hasard dans le jeu de données de 50 images pris à la position antéro-postérieure \mathcal{P}_0 . Ensuite, nous effectuons un calibrage multi-images avec ce sous-ensemble d'images. Nous réitérons 100 fois ces deux opérations afin de créer un échantillon *bootstrap* représentatif des paramètres intrinsèques. On utilise ce jeu de paramètres intrinsèques pour approcher les valeurs moyennes et les écarts types des paramètres intrinsèques issus d'un calibrage multi-image basé sur 30 images.

Les résultats de cette expérience sont reportés dans le tableau 2.6. Ils montrent que l'erreur sur les paramètres intrinsèques est de 0.7 pixel lorsque ceux-ci sont déterminés avec un jeu de 30 images. Cette erreur est 10 fois plus petite que celle obtenue avec une méthode de calibrage classique.

Ce type d'expérimentation nous a permis d'évaluer l'erreur sur les paramètres intrinsèques. Par ailleurs, comme nous l'avons exposé dans la section 2.5.3, les mouvements de mire effectués entre chaque

(a) u_0 (b) v_0 

(c) Évolution de la focale

FIG. 2.6 – Influence du nombre d'images sur les paramètres intrinsèques

	u_o	v_o	α
Valeur du calibrage multi-images	473.9	511.2	5991.6
écart type	0.7	0.4	0.7

TAB. 2.6 – Evaluation par bootstrap de l’incertitude sur les paramètres intrinsèques provenant d’un calibrage multi-images ($N=30$)

acquisition d’image sont contraints afin d’autoriser une détection et un appariement des points du modèle 3D avec les points 2D détectés dans l’image. Il est possible que cela influence la détermination des paramètres intrinsèques et les mesures expérimentales de variance. Nous avons voulu, par une simulation de type Monte Carlo, vérifier que le modèle de mouvement de la mire (à savoir 1 rotation autour de l’axe principal de l’hélice et 3 translations) n’était pas à l’origine d’un bruit sur les paramètres intrinsèques.

2.6.4 Estimation de la précision par simulation Monte Carlo

Dans cette section, nous déterminons par une simulation Monte Carlo l’erreur faite sur les paramètres intrinsèques issus d’un calibrage multi-image ($N=30$).

Descriptif de la simulation

Nous simulons ici le processus bruité de projection des points d’une mire hélice sur le plan image de l’arceau pour une position donnée. L’ensemble des points appariés est ensuite utilisé pour effectuer le calibrage et tester la précision des paramètres.

Les images RX autorisent une vue par transparence de l’objet que l’on souhaite imager. L’axe principal de la mire hélice étant en pratique confondu avec l’axe de rotation du P , les images acquises pour différentes positions autour de cet axe sont comparables et présentent une forme quasi identique. Ainsi, ces images permettent un calibrage avec une précision similaire. Nous nous limiterons, dans les expérimentations qui suivent, à l’étude de la précision en position antéro-postérieure et nous étendrons cette précision à toutes les autres positions d’arceau.

Pour une position donnée de l’arceau, les paramètres intrinsèques sont connus a priori (soit $u_0=v_0=500$ pixels et $\alpha = 6000$ pixels) et l’orientation de l’arceau par rapport à la mire est totalement maîtrisée. La mire peut être bougée en rotation selon chacun des axes du repère monde. Les translations de la mire s’effectuent également le long des axes du repère monde de telle sorte qu’au moins une trentaine de points soit visible dans les images RX (amplitude des translations de l’ordre du centimètre). Nous utilisons un tirage aléatoire pour orienter et placer la mire entre deux acquisitions d’images.

Ainsi, connaissant les coordonnées des points de la mire dans l’espace 3D, il est possible de générer leurs projections dans le plan image avec une précision parfaite. Pour simuler une erreur de détection de ces points, nous ajoutons un bruit gaussien de 0.1 pixel aux coordonnées de ceux-ci. Ce niveau d’erreur est le résidu du calibrage lorsque l’arceau est calibré à une position quelconque. On interprète cette valeur comme le niveau de précision avec lequel est connu un point 2D en pratique.

Dans les expériences suivantes, nous avons utilisé ce processus pour générer un ensemble d’appariements 3D-2D pour différentes positions de la mire.

Validation des paramètres de la simulation

Dans cette première expérience, nous avons reproduit les manipulations de la section 2.4.2 par simulation et avons comparé l’erreur faite sur les paramètres intrinsèques à celle obtenue de manière expérimentale.

L’arceau a été placé en position antéro-postérieure et les projections des points de l’hélice ont été générées pour 100 positions différentes de la mire. Les appariements obtenus pour ces positions ont été utilisés pour déterminer les paramètres intrinsèques par un calibrage classique. Les valeurs moyennes, les écarts types et les distances maximales à la valeur vraie des paramètres intrinsèques (d_{max}) sont donnés dans la table 2.7.

	α	u_o	v_o
moyenne	6000.5	499.9	498.7
écart type	7.7	8.47	7.1
d_{max}	17.3	25.2	19.2

TAB. 2.7 – Estimation par simulation de l'incertitude sur les paramètres intrinsèques pour un calibrage classique.

	α	u_o	v_o
moyenne	6000.0	500.0	499.9
écart type	1.5	1.9	1.4
d_{max}	5.3	8.0	3.9

TAB. 2.8 – Estimation par simulation de l'incertitude sur les paramètres intrinsèques pour un calibrage multi-image ($N=30$ et mes mouvements de l'hélice sont libres (6 degrés de liberté))

Le niveau d'erreur des paramètres intrinsèques est comparable à celui donné dans la table 2.4. Nous rappelons que les données expérimentales de la section 2.4.2 permettent le calcul d'une erreur qui est en moyenne de 7.8 pixels pour la focale et de 7.1 pour le point principal (u_o, v_o). Un test de Fischer Snedecor ($p=0.95$) montre que l'hypothèse d'égalité entre les variances des paramètres intrinsèques obtenues par simulation et les variances moyennes expérimentales ne peut être rejetée.

Ces résultats confirment que les paramètres de la simulation sont assez réalistes.

Estimation du bruit sur les paramètres intrinsèques (mouvements libres)

Nous avons estimé de manière simulée la variance des paramètres intrinsèques déterminés par calibrage multi-image ($N=30$) lorsque les mouvements de la mire ne sont pas contraints (3 degrés de liberté en rotation et 3 degrés de liberté en translation). Les résultats de la simulation pour un ensemble de 100 tirages sont présentés dans la table 2.8.

L'erreur sur le point principal est de (1.9,1.4) pixels et de 1.5 pixels pour la distance focale. Ces résultats montrent que la technique de bootstrap a tendance à sous-estimer la variance sur les paramètres intrinsèques. Ce niveau de précision est tout de même 4 à 5 fois supérieur à celui obtenu avec les méthodes de calibrage classique. Nous allons maintenant vérifier que le type de mouvement imposé à la mire ne détériore pas la précision.

Estimation du bruit sur les paramètres intrinsèques (mouvements contraints)

Nous avons reproduit les conditions expérimentales de placements contraints de la mire (3 degrés de liberté en translation et 1 degré de liberté en rotation) et utilisé le calibrage multi-image pour déterminer les paramètres intrinsèques de l'arceau. Cette expérience a été répétée 100 fois afin de produire les statistiques de la table 2.9.

L'erreur est de (1.8,1.3) pixels pour le point principal et de 1.5 pixels pour la distance focale. Les variances obtenues avec des mouvements libres et contraints sont égales ainsi que les moyennes. Ces résultats démontrent que la précision du calibrage n'est pas dégradée dans nos conditions expérimentales particulières.

Conclusion

Les simulations de type Monte Carlo et les techniques de bootstrap ne donnent pas des mesures de variances égales dans les expériences que nous avons menées. Nous pensons qu'il est probable que le bootstrap ait tendance à sous évaluer l'erreur faite sur les paramètres intrinsèques. Dans la suite de ce

	α	u_o	v_o
moyenne	5999.9	500.0	499.9
écart type	1.5	1.8	1.3
d_{max}	5.4	8.1	3.9

TAB. 2.9 – Estimation par simulation de l’incertitude sur les paramètres intrinsèques pour un calibrage multi-image ($N=30$ et mouvements contraints de l’hélice)

manuscrit, nous retenons l’erreur la plus haute (celle de la simulation) et considérons que les paramètres intrinsèques obtenus par calibrage multi-image sont potentiellement entachés d’une erreur de 2 pixels.

2.6.5 Test d’égalité des paramètres intrinsèques sur données expérimentales

L’objectif de cette expérimentation est de vérifier que le niveau de précision des paramètres intrinsèques obtenus par calibrage multi-image est suffisant pour observer des variations de paramètres intrinsèques. Nous avons procédé à un calibrage multi-images ($N=30$), pour chaque position d’arceau de l’ensemble \mathcal{P}_t défini par : $\{P \in [-80^\circ, -40^\circ, 0^\circ, 40^\circ, +80^\circ], C = 0^\circ \text{ et } \text{SID}=117 \text{ cm}\}$.

Position no 1 : $P = -80^\circ$,			
	α	u_o	v_o
valeur	5984.6	501.1	515.0
Position no 2 : $P = -40^\circ$,			
	α	u_o	v_o
valeur	5982.7	485.6	510.1
Position no 3 : $P = 0^\circ$,			
	α	u_o	v_o
valeur	5979.6	476.5	509.3
Position no 4 : $P = 40^\circ$,			
	α	u_o	v_o
valeur	5979.8	478.4	507.2
Position no 5 : $P = 80^\circ$,			
	α	u_o	v_o
valeur	5980.2	494.2	511.8

TAB. 2.10 – Calibrage multi-images des paramètres intrinsèques pour des positions prises autour du P .

Nous avons testé l’hypothèse d’égalité des distributions pour les différentes positions de l’arceau en considérant un bruit de 2 pixels sur chacun des paramètres intrinsèques. Les résultats sont donnés dans le tableau 2.11.

Ils indiquent que l’hypothèse d’égalité des paramètres est rejetée pour l’ensemble des positions sauf pour le test entre la position 3 et 4. Ces résultats démontrent qu’il est possible d’observer les modifications des paramètres intrinsèques avec ce niveau de précision. La précision de la mesure est également suffisante pour observer l’égalité des paramètres pour deux positions.

2.7 Conclusion

Il a été démontré dans l’étude préliminaire que l’imprécision des capteurs et l’effet des déformations n’engendre pas une erreur trop grande sur le positionnement de l’arceau. L’arceau peut être mis dans une position calibrée avec une erreur 2D de 0.6 millimètre. C’est la précision limite d’un recalage utilisant

(i,j)	$\chi^2(i,j)$
(1,2)	33.4
(1,3)	82.8
(1,4)	74.9
(1,5)	9.6
(2,3)	11.6
(2,4)	8.6
(2,5)	10.4
(3,4)	1.0
(3,5)	39.9
(4,5)	33.9

TAB. 2.11 – Test de $\chi^2(i,j)$ des paramètres intrinsèques estimés par calibrage multi-image et pris pour les positions d'arceau i et j . La table de χ^2 fournit la valeur $k^2 = 7.8$ pour un $P_{\chi^2}(k,r) = 95\%$ et $r = 3$.

les capteurs de position. Il a également été montré dans cette étude que l'arceau vasculaire subit des déformations provoquant des modifications de sa géométrie interne. Ces déformations ne peuvent a priori pas être négligées dans une procédure de recalage utilisant les capteurs de position.

Par ailleurs, nous avons évalué des méthodes de calibrage issues du monde de la vision par ordinateur dans l'objectif d'une étude mécanique de l'arceau. Les résultats indiquent que la méthode classique de calibrage n'est pas suffisamment précise pour l'évaluation des déformations subies par l'arceau (erreur de 0.5 cm pour la détermination du point principal). Nous avons donc mis en place une procédure de calibrage multi-image et montré son efficacité pour la détermination des paramètres intrinsèques. A notre connaissance, le calibrage multi-image est la méthode la plus précise pour connaître les paramètres du modèle sténopé. Il permet l'obtention du point principal avec une précision de l'ordre de 2 pixels soit 0.4 mm environ et l'observation des modifications de la géométrie interne de la caméra. Nous pensons aussi que, si le bruit sur les paramètres intrinsèques est faible, le bruit sur les paramètres extrinsèques sera limité. Cette méthode va nous permettre de comprendre et de modéliser le comportement de l'arceau en vue d'un recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position.

Chapitre 3

Calibrage planaire des paramètres intrinsèques

3.1 Introduction

Le calibrage multi-image nécessite de bouger l'hélice (en rotation et translation) entre chaque acquisition d'images. Pour que la technique soit applicable dans un contexte industriel ou clinique, il faudrait développer un robot qui permette l'automatisation des mouvements de la mire. Il pourrait être intéressant pour un industriel d'avoir à sa disposition un outil de mesure plus souple dans sa mise en œuvre lui permettant de déterminer les paramètres intrinsèques avec précision. Cela pourrait par exemple être utilisé pour certifier la constance mécanique de l'arceau sur la chaîne de production.

Avec la machine d'angiographie, les composants de la caméra (à savoir le tube RX et le détecteur d'image) sont accessibles de par la grande valeur de distance focale. Dans notre contexte d'application, il est donc possible de fixer une mire de calibrage sur le tube RX [NMS99] ou sur le détecteur d'image [TLF⁺01, LYJ02, SPS⁺04] de l'arceau. La fixation rigide de la mire sur l'un des composants permet une mesure des caractéristiques interne de la chaîne image en limitant l'influence des mouvements subies par la caméra. Nous avons vu par exemple dans les expériences préliminaires du chapitre précédent (voir section 2.2) qu'on est capable d'observer les variations de paramètres intrinsèques de la caméra en fixant des marqueurs sur le tube. Nous allons voir ici que la fixation de la mire sur le détecteur d'image est encore plus contraignante et permet une mesure des paramètres intrinsèques.

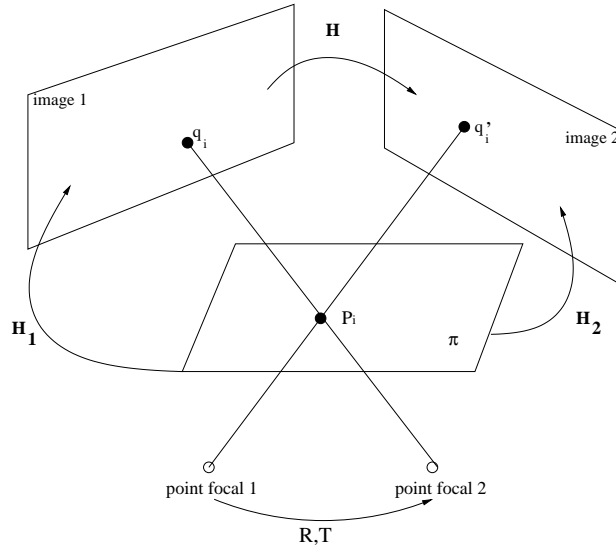
Dans ce chapitre, nous proposons une méthode originale de calibrage des paramètres intrinsèques de l'arceau lorsqu'une mire planaire est fixée au capteur d'image de l'arceau. Cette méthode utilise conjointement les paramètres de l'homographie planaire induite par le plan de la mire et une estimation des paramètres intrinsèques dans une position de référence.

Nous commençons par présenter dans la section 3.2 la notion d'homographie planaire. Nous exposons ensuite dans la section 3.3 comment cette transformation peut être employée pour déterminer les paramètres d'acquisition de l'arceau. Nous proposons dans la section 3.4 une méthode de calibrage des paramètres intrinsèques lorsque la mire est fixée au tube RX et montrons ses limites dans la section 3.5. Dans la section 3.6, nous proposons une seconde méthode lorsque la mire est fixée au capteur image et donnons dans la section 3.7 l'étude de précision qui a été menée. Enfin, nous présentons nos conclusions dans la section 3.8.

3.2 L'homographie 2D

3.2.1 Introduction

Nous avons choisi d'utiliser une mire planaire afin d'obtenir une méthode de calibrage qui soit simple d'utilisation et peu coûteuse pour un développement industriel. En effet, il est relativement aisé de construire une mire planaire tandis que la conception d'une mire 3D (comme l'hélice) requiert les services

FIG. 3.1 – Homographie induite par un plan : $\mathbf{H} = \mathbf{H}_1^{-1}\mathbf{H}_2$

coûteux d'une entreprise de métrologie. Par ailleurs, la transformation mathématique (ou homographie planaire \mathbf{H}) qui lie le plan de la mire au plan image présente des propriétés particulières qui peuvent être exploitées pour calibrer les paramètres intrinsèques et extrinsèques du modèle sténopé.

Nous commençons dans cette section par définir cette transformation ainsi que ses propriétés et finissons par présenter le moyen standard de la déterminer.

3.2.2 Définition et notations

Une homographie \mathbf{H} est une transformation linéaire bijective entre deux plans projectifs : la connaissance de \mathbf{H} permet le passage d'un plan à l'autre. Un point 2D défini par ses coordonnées homogènes $q_i = [x, y, 1]^T$ appartenant au plan π_1 peut être transformé vers un deuxième plan π_2 en un point $q'_i = [x', y', 1]^T$ donné par :

$$sq'_i = \mathbf{H}q_i \quad \text{c'est-à-dire} \quad s \begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{21} & h_{31} \\ h_{12} & h_{22} & h_{32} \\ h_{13} & h_{23} & h_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

où \mathbf{H} est une matrice de rang 3 inversible, définie à un facteur multiplicatif près et présentant 8 degrés de liberté. Les points q_i et q'_i peuvent appartenir au plan image de la caméra ou à un plan de la scène. Nous représentons de manière schématique différents exemples d'homographies dans la figure 3.1. Les homographies \mathbf{H}_1 et \mathbf{H}_2 relient le plan π aux deux plans images. L'homographie \mathbf{H} relie les deux plans images.

3.2.3 Lien entre l'homographie planaire et les paramètres du modèle sténopé

Dans le cas où un plan est imagé par deux caméras, la projection d'un point du plan dans l'image de la première caméra (image 1) est liée à sa projection dans l'image de la deuxième caméra (image 2) par une homographie planaire. Dans ce cas de figure, on dit que l'homographie planaire \mathbf{H} est induite par le plan (voir la figure 3.1).

\mathbf{H} peut être exprimée comme une fonction des paramètres extrinsèques et intrinsèques des caméras utilisées pour acquérir les deux images du plan π [HZ00]. Soit $\mathbf{M}_1 = \mathbf{K}_1[\mathbf{R}_1|\mathbf{T}_1]$ et $\mathbf{M}_2 = \mathbf{K}_2[\mathbf{R}_2|\mathbf{T}_2]$ les matrices de projection des 2 caméras utilisées pour acquérir les images du plan. Soit le plan $\pi = [\vec{n}^T, d]^T$

défini dans le repère monde par sa normale \vec{n} et d la distance du plan à l'origine du repère monde. \mathbf{H} est alors donnée par la relation :

$$\mathbf{H} = \mathbf{K}_2(\mathbf{R} - \mathbf{t}\vec{n}^T/d)\mathbf{K}_1^{-1} \quad (3.2)$$

où $[\mathbf{R}, \mathbf{t}]$ est la transformation rigide qui permet le passage du repère de la caméra 1 à celui de la caméra 2 c'est-à-dire :

$$[\mathbf{R}|\mathbf{t}] = [\mathbf{R}_2\mathbf{R}_1^{-1}|\mathbf{T}_2 - \mathbf{R}_2\mathbf{R}_1^{-1}\mathbf{T}_1] \quad (3.3)$$

3.2.4 Estimation de \mathbf{H}

Connaissant un ensemble de points 2D q_i et leurs correspondants q'_i , nous rappelons ici le moyen d'estimer \mathbf{H} [HZ00]. En remarquant que l'équation 3.1 peut être ré-écrite sous la forme d'un produit vectoriel qui s'annule car les vecteurs formés par q_i et Hq'_i sont colinéaires, on peut écrire :

$$q'_i \times \mathbf{H}q_i = 0 \quad (3.4)$$

On obtient ainsi un ensemble de 2 équations indépendantes qui peuvent être écrites sous la forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} 0^T & -q_i^T & y'_i q_i^T \\ q_i^T & 0^T & -x'_i q_i^T \end{bmatrix} h = 0 \quad (3.5)$$

Cette équation a une forme de type $\mathbf{A}_i h$, où \mathbf{A}_i est une matrice 2×9 et h un vecteur composé des éléments de \mathbf{H} , soit :

$$h = [h_{11}, h_{12}, h_{13}, h_{21}, h_{22}, h_{23}, h_{31}, h_{32}, h_{33}]^T$$

Alors le système linéaire $\mathbf{A}h$ peut être formé par empilement des équations 3.5 données par chacun des couples de points appariés. Le système a une solution si au moins quatre points sont détectés dans l'image. h étant défini à une constante multiplicative près, une contrainte additionnelle est nécessaire. Généralement, une condition sur la norme de h est utilisée, soit $\|h\|=1$. La solution de ce genre de système est le vecteur propre associé à la plus petite valeur propre du système $\mathbf{A}\mathbf{A}^T$. Hartley and Zisserman [HZ00] montrent que pour des raisons de conditionnement numérique les résultats sont plus stables si les données sont centrées et normalisées.

Il est également classique de procéder dans un second temps à une minimisation non linéaire du résidu :

$$\epsilon = \|\mathbf{H}q_i - q'_i\|^2 + \|\mathbf{H}^{-1}q'_i - q_i\|^2 \quad (3.6)$$

On pourra utiliser comme estimé initial la solution donnée par la résolution linéaire.

Dans cette section, nous avons présenté l'homographie planaire et montré la relation qui lie \mathbf{H} aux paramètres intrinsèques et extrinsèques. Nous avons également donné la méthode de référence pour déterminer \mathbf{H} à partir d'un ensemble de points 2D appariés. Nous présentons dans la prochaine section différents moyens d'utiliser une homographie pour déterminer les paramètres intrinsèques d'une caméra RX.

3.3 Utiliser l'homographie pour le calibrage des paramètres intrinsèques

Trois exemples de méthodes de calibrage qui utilisent \mathbf{H} pour déterminer les paramètres du modèle sténopé sont exposés ici. De cette description nous allons déduire un plan de travail pour ce chapitre.

3.3.1 Le calibrage de Zhang

La méthode de Zhang [Zha00] permet le calibrage des paramètres du modèle sténopé à partir d'une mire planaire qui est observée selon différents points de vue de la caméra (au moins deux). Les paramètres intrinsèques de la caméra doivent être constants entre les prises de vue (pas de changement de focale). De manière indifférente, c'est la caméra ou la mire qui est bougée entre les acquisitions.

Dans ce modèle, on suppose que le plan de la mire est confondu avec le plan $z=0$ du repère monde (c'est un moyen de fixer le repère de la scène). Ainsi, si $q = (x, y)^T$ est un projeté du point $P = (X, Y, Z)^T$ appartenant au plan π de la mire on peut écrire :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \propto \mathbf{H} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{avec} \quad \mathbf{H} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

où \mathbf{H} est une homographie planaire. r_1 , r_2 et t sont les première, deuxième et quatrième colonnes de la matrice des paramètres extrinsèques (voir section 1.3.3). Pour chacune des images, on peut déterminer \mathbf{H} avec des méthodes classiques d'estimation comme nous les avons données dans la section 3.2.4. En se rappelant que r_1 , r_2 sont orthogonaux et normés (c'est-à-dire $r_1^T r_2 = 0$ et $r_1^T r_1 = r_2^T r_2 = 1$), on peut écrire les contraintes suivantes pour chaque vue :

$$h_1^T \mathbf{K}^{-T} \mathbf{K}^{-1} h_2 = 0 \quad (3.8)$$

$$h_1^T \mathbf{K}^{-T} \mathbf{K}^{-1} h_1 = h_2^T \mathbf{K}^{-T} \mathbf{K}^{-1} h_2 \quad (3.9)$$

où h_i est la $i^{\text{ème}}$ colonne de la matrice \mathbf{H} .

A partir des équations 3.8 et 3.9 et des homographies mesurées, un système linéaire des coefficients du produit $\mathbf{K}^{-T} \mathbf{K}^{-1}$ peut être formé qui va permettre l'extraction des paramètres intrinsèques communs à toutes les images et dans un second temps des paramètres extrinsèques de chaque image.

Canero [Mor02] a utilisé cette méthode pour le calibrage des paramètres intrinsèques et extrinsèques de plusieurs positions d'un système RX. Le calibrage est utilisé pour produire une reconstruction géométrique des artères en imagerie cardiaque. Dans notre travail, cette méthode n'est pas adaptée à notre objectif car nous ne pouvons pas formuler l'hypothèse de constance des paramètres intrinsèques.

Le calibrage de Zhang nécessite la connaissances des coordonnées des marqueurs du plan de la mire. Nous allons maintenant présenter une méthode qui utilise l'homographie sans la connaissance des caractéristiques du plan pour prendre en compte les variations de paramètres intrinsèques.

3.3.2 Calibrage des paramètres intrinsèques d'une caméra en rotation

Il existe dans la littérature un ensemble de travaux [Har97, dAHR98, dAHH99] qui détermine les paramètres intrinsèques d'une caméra optique à partir de \mathbf{H} pour des mouvements spécifiques de la caméra. Dans [Har97, dAHR98, dAHH99], les mouvements de caméra sont composés uniquement de rotations autour du centre optique de la caméra. C'est un cas de figure qui peut se produire avec les caméras stationnaires qui filment les événements sportifs ou les caméras qui sont utilisées pour faire de la vidéo surveillance.

Dans cette modélisation, une homographie planaire \mathbf{H} est induite par le mouvement en rotation de la caméra. \mathbf{H} permet la transformation du plan image de la caméra dans une position 1 vers le plan image de la position 2. Ainsi, si \mathbf{K}_1 et \mathbf{K}_2 sont les paramètres intrinsèques de la position 1 et 2, alors Agapito et al [dAHR98, dAHH99] montrent que l'homographie \mathbf{H} est donnée par :

$$\mathbf{H} = \mathbf{K}_2 \mathbf{R} \mathbf{K}_1^{-1}$$

où \mathbf{R} est la rotation de la caméra entre la position 1 et 2. En notant $\mathbf{A} = \mathbf{K}_1^{-1} \mathbf{H}^{-1}$, on obtient alors :

$$\mathbf{A}^T \mathbf{A} = \mathbf{K}_2^{-T} \mathbf{R}^T \mathbf{R} \mathbf{K}_2^{-1} = \mathbf{K}_2^{-T} \mathbf{K}_2^{-1} = \begin{bmatrix} 1/\alpha_2^2 & 0 & -u_2/\alpha_2^2 \\ 0 & 1/\alpha_2^2 & -v_2/\alpha_2^2 \\ -u_2/\alpha_2^2 & -v_2/\alpha_2^2 & 1 + u_2^2/\alpha_2^2 + v_2^2/\alpha_2^2 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

où (u_2, v_2) et α_2 sont respectivement le point principal et la distance focale de la position 2. Connaissant \mathbf{H} et \mathbf{K}_1 , on peut extraire \mathbf{K}_2 de $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ [dAHR98, dAHH99].

Ce type de calibrage nécessite que le mouvement de la caméra soit une rotation autour du centre optique. En pratique, ce n'est jamais vraiment le cas. Agapito [dAHR98, dAHH99] indique que la méthode est valide si la distance entre le centre de rotation et le centre optique de la caméra est petite au regard de la distance de la caméra à la scène.

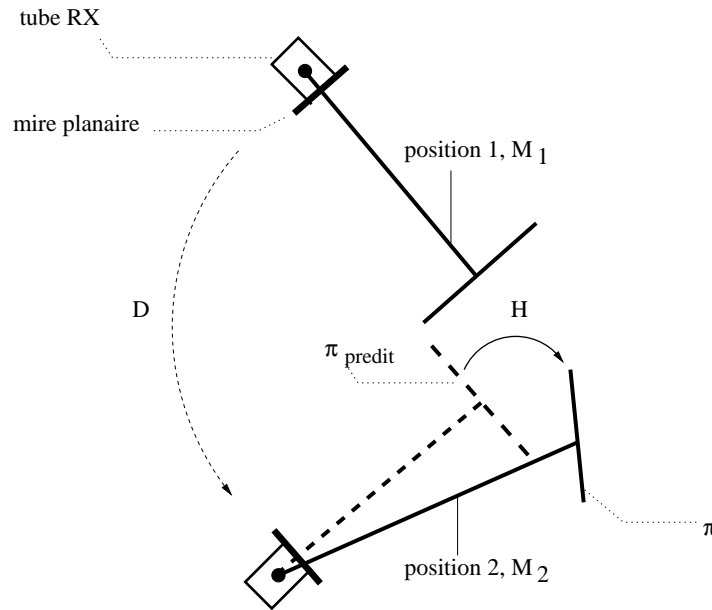


FIG. 3.2 – Représentation schématique 1D de la rectification planaire de Navab. Soit M_1 la matrice de projection de la position 1 connue a priori et \mathbf{D} le déplacement rigide de l'arceau déterminé via des capteurs, alors la matrice de projection M_2 de la position 2 est donnée par $M_2 = \mathbf{H}M_1\mathbf{D}$, où \mathbf{H} est l'homographie planaire mesurée via la mire fixée au tube RX.

Nous présentons dans la prochaine section, les travaux de [NMS99] qui propose de fixer une mire sur le tube RX afin de prendre en compte en ligne les variations de paramètres intrinsèques. La fixation de la mire sur le tube RX permet de s'affranchir de la modification des paramètres extrinsèques engendrée par un mouvement de l'arceau.

3.3.3 La rectification planaire en ligne sur un système RX

Dans [NMS99], Navab donne une méthode pour le calibrage de la matrice de projection d'un arceau vasculaire *mobile*. Les arceaux mobiles ne sont pas fixés au sol comme c'est le cas avec l'arceau fixe que nous utilisons dans notre travail. A cause du manque de stabilité mécanique de ces systèmes, il n'est pas possible de procéder à un calibrage avant l'examen (hors ligne). Navab [NMS99] a donc développé une méthode originale qui permet la détermination durant l'examen de la matrice de projection qui correspond à l'incidence courante de l'arceau. Il utilise conjointement des capteurs de mouvement et une mire planaire fixée au tube RX.

Nous donnons dans la figure 3.2 une vue d'ensemble de la méthode de Navab :

- Avant l'examen, la matrice de projection M_1 d'une position de référence (la position 1) est calibrée.
- Puis, des capteurs sont utilisés pour déterminer le mouvement \mathbf{D} de l'arceau depuis cette position vers la position courante (la position 2). Dans [NMS99], \mathbf{D} est déterminé à partir d'une caméra optique rigidement fixée au tube RX. On notera que cette transformation peut être également obtenue à partir d'un système de navigation calibré [MN03] ou des données capteur de la machine [DRJ94, CNMR02, KVL⁺98]. Connaissant M_1 et \mathbf{D} , il est possible de déterminer la matrice de projection de la position 2 sous l'hypothèse de constance des paramètres intrinsèques. Le plan image de cette position de caméra est noté π_{predict} dans la figure 3.2.
- Cependant, comme nous l'avons déjà exposé dans le chapitre précédent, l'arceau vasculaire subit des déformations qui modifient ses paramètres intrinsèques selon le point de vue pris. Afin de déterminer la matrice de projection de la position 2 à partir de \mathbf{D} , la variation des paramètres intrinsèques doit être prise en compte. Navab montre que cela revient à transformer le plan image π_{predict} vers

le plan image π . Cette transformation est une homographie \mathbf{H} déterminée par l'intermédiaire d'une mire planaire qui est rigidement attachée au tube à rayons X. Cela nécessite d'apparier les points de la mire détectés à la fois dans l'image de la position 1 et de la position 2.

Dans ce travail, en fixant une mire planaire sur le tube RX, \mathbf{H} est appliquée directement à la matrice de projection de la position de référence pour prendre en compte les variations de paramètres intrinsèques. L'homographie est utilisée de manière globale pour déterminer une matrice de projection mais pas employée pour extraire explicitement les valeurs des paramètres intrinsèques.

3.3.4 Plan de travail

Notre contribution dans ce chapitre est basée sur l'idée suivante. Si la mire est fixée au tube RX (ou au détecteur d'image), l'homographie \mathbf{H} mesurée entre deux images porte des indications sur les variations de paramètres intrinsèques. Nous avons développé dans le chapitre précédent une méthode (le calibrage multi-image) qui nous permet de mesurer avec précision les paramètres intrinsèques d'une position particulière. Ainsi, connaissant les paramètres intrinsèques d'une première position, nous proposons de déterminer les paramètres intrinsèques de la position courante de l'arceau uniquement par la connaissance de \mathbf{H} . Mis à part le calibrage de la position de référence, une seule image par position serait nécessaire pour calibrer les paramètres intrinsèques de l'arceau. En rendant \mathbf{H} uniquement fonction de la géométrie interne de la caméra, nous nous attendons à réduire les phénomènes de compensation qui s'opèrent classiquement lors des procédures de calibrage.

Nous supposons, dans la suite, que la position de référence (la position 1) correspond à la position pour laquelle les paramètres intrinsèques sont connus par le calibrage multi-image. La position d'étude (la position 2) est la position qui nous intéresse, pour laquelle nous souhaitons déterminer les paramètres intrinsèques.

Les contraintes ne sont pas les mêmes selon que la mire soit fixée au tube RX ou au détecteur d'image. En effet, lorsque la mire est fixée au tube, les mouvements de tube (fonction des paramètres extrinsèques) ont une influence sur la formation de l'image RX. Tandis que lorsque la mire est fixée au détecteur d'image, la formation de l'image RX est uniquement fonction des paramètres intrinsèques de la caméra. Nous analysons dans les sections suivantes les modifications apportées à l'équation 3.2 selon que la mire planaire soit fixée au tube RX ou au capteur image et nous montrons comment les paramètres intrinsèques de la positions 2 peuvent être extraits de \mathbf{H} .

3.4 Le calibrage avec une Mire planaire Fixée au Tube RX (ou le calibrage MFT)

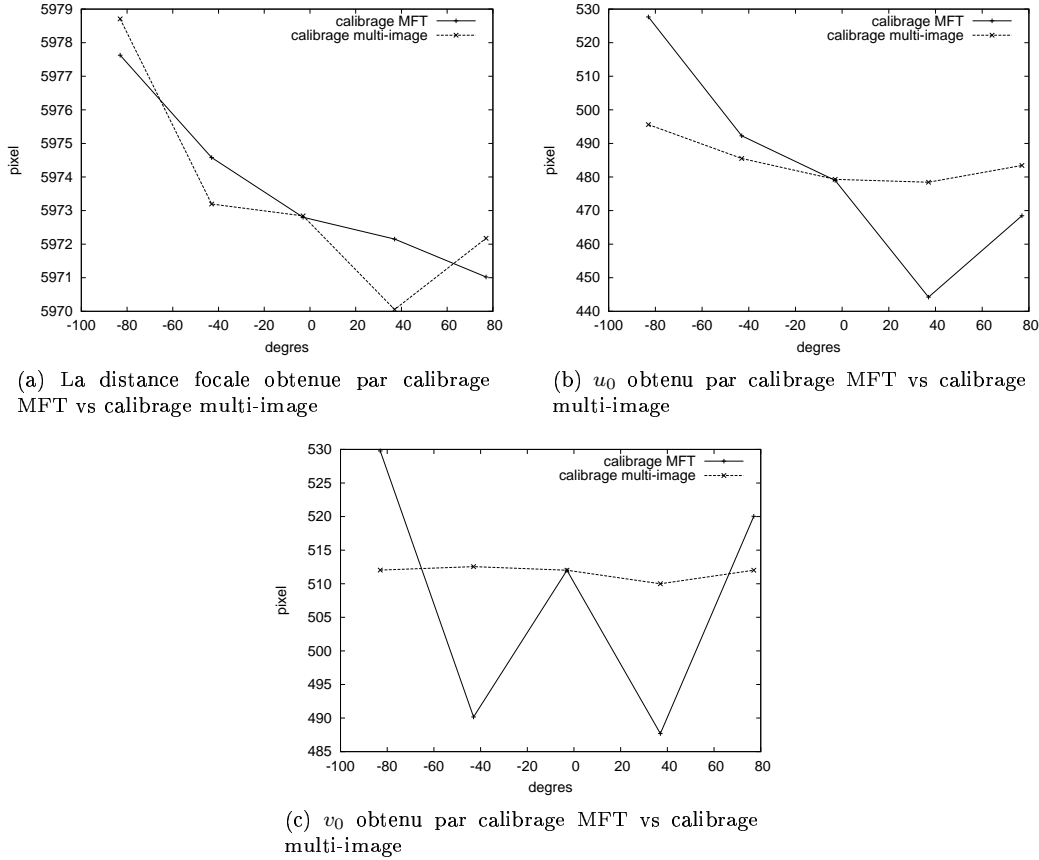
On considère dans la description suivante qu'une mire planaire composée de points radio-opaques est fixée rigidement au tube à rayons X. La figure 3.3 représente de manière schématique les transformations et les différents repères en cause. Dans cette figure, nous avons utilisé le repère mobile de la mire planaire (qui est lié au tube) pour exprimer les transformations et les différents repères en cause. Nous notons dans cette figure R_{cam1} et R_{cam2} les repères de la caméra lorsque l'arceau est respectivement en position 1 et 2.

3.4.1 Les paramètres de \mathbf{H}

De par les contraintes imposées et le choix du repère de description, le point focal est fixe dans R_{cam1} . Le passage du repère mire à R_{cam1} est constant et non-dépendant de la position de la caméra. Ainsi la partie translation de l'équation 3.2 est nulle (voir le schéma figure 3.3). En suivant les notations de l'équation 3.2, l'homographie induite est alors donnée par :

$$\mathbf{H} = \mathbf{K}_2 \mathbf{R} \mathbf{K}_1^{-1} \quad (3.11)$$

où \mathbf{R} est la rotation du repère caméra provoquée par les déformations de l'arceau et \mathbf{K}_2 les paramètres intrinsèques de la caméra dans la position 2.

FIG. 3.4 – Evaluation du calibrage MFT pour des paramètres intrinsèques pris autour du P

(voir équation 3.10) et V' le vecteur de taille 1×9 formé des éléments de $\mathbf{K}_2^{-T} \mathbf{K}_2^{-1}$, alors, les paramètres intrinsèques (u_2, v_2) et α_2 sont optimaux lorsque V est proportionnel à V' (voir équation 3.10) c'est-à-dire lorsque le résidu \mathcal{R} est nul :

$$(u_2, v_2, \alpha_2) = \operatorname{argmin}(\mathcal{R}) \quad \text{avec} \quad \mathcal{R} = \sum_{i=0}^9 \sum_{j=0}^9 \|V_i V_j' - V_j V_i'\|^2 \quad (3.12)$$

Nous utilisons une descente de gradient conjuguée pour minimiser le résidu et déterminer les paramètres intrinsèques de la position 2. Nous évaluons dans la prochaine section la précision de cette méthode.

3.5 Mise en œuvre du calibrage MFT

Notre objectif est d'évaluer la précision des paramètres intrinsèques extraits par calibrage MFT. Pour cela, nous comparons les paramètres intrinsèques obtenus via un calibrage MFT à ceux obtenus avec un calibrage multi-image.

3.5.1 Protocole expérimental

Il est assez facile de fixer rigidement des marqueurs sur le tube RX. Une fois le capot de protection du tube retiré, le tube RX apparaît. Une plaque en plexiglass rigide est rivetée sur la face supérieure du tube. Nous avons utilisé une colle puissante pour fixer quatre billes radio-opaques sur cette plaque.

Pour chaque position de l'ensemble \mathcal{P}_t , défini par $P \in [-80^\circ, -40^\circ, 0^\circ, 40^\circ, +80^\circ]$, $C = 0^\circ$ et $SID=117$ cm, nous avons acquis une image RX montrant la projection des marqueurs du plan. Pour chaque position de \mathcal{P}_t un calibrage multi-image ($N=30$) a été préalablement effectué afin de déterminer les paramètres intrinsèques des ces positions. Ce sont les paramètres intrinsèques de référence qui seront utilisés pour la mesure d'erreur.

La projection des marqueurs du plan a été détectée dans chacune des images avec la méthode décrite dans la section 2.2.3 et leurs coordonnées utilisées pour déterminer l'ensemble des homographies \mathbf{H} depuis la position antéro-postérieure. Les paramètres intrinsèques ont ensuite été déterminés pour chaque position de \mathcal{P}_t en utilisant les homographies et les paramètres intrinsèques de la position antéro-postérieure obtenus via le calibrage multi-image.

3.5.2 Précision du calibrage MFT versus multi-image

Nous donnons dans la figure 3.4 les paramètres intrinsèques obtenus par calibrage MFT et nous les comparons à ceux obtenus par calibrage multi-image. Les erreurs faites sur les paramètres intrinsèques avec calibrage MFT par rapport au calibrage multi-image sont données dans le tableau 3.1.

Tout d'abord, les courbes d'évolution du point principal ne sont pas monotones et témoignent d'un bruit de mesure sur les paramètres u_0 et v_0 . Il apparaît que le point principal est entaché d'une erreur qui est en moyenne de 17.7 ± 15 pixels pour le paramètre u_0 et 15.1 ± 22.4 pixels pour le paramètre v_0 . Ce niveau d'erreur est trop important pour permettre l'évaluation des déformations de l'arceau et n'est donc pas satisfaisant pour notre objectif. Cependant, la méthode s'avère être très précise pour ce qui est de la détermination de la distance focale. L'erreur est de 1.5 ± 0.7 pixels, ce qui représente une précision remarquable au vu de la grande taille de la distance focale. Ce niveau d'erreur est comparable à celui du calibrage multi-image.

	u_0	v_0	α
moyenne	17.7	14.1	1.5
écart type	15.1	9.8	0.7
maximum	34.2	22.4	2.1

TAB. 3.1 – Erreur (en pixel) sur les paramètres intrinsèques déterminés par calibrage MFT.

3.5.3 En conclusion sur le calibrage MFT

Le calibrage MFT permet la détermination de la distance focale avec une très grande précision. Cependant, il ne permet pas la mesure précise du point principal. L'homographie \mathbf{H} utilisée pour le calcul des paramètres intrinsèques n'est pas uniquement fonction de cet ensemble de paramètres. Nous n'avons donc pas retenu cette méthode pour notre objectif de mesure précise des paramètres intrinsèques.

Nous proposons de contraindre plus encore les paramètres de l'homographie afin d'annuler la rotation \mathbf{R} . Par le protocole expérimental, nous allons rendre \mathbf{H} uniquement dépendant des paramètres intrinsèques des 2 positions. Pour cela, nous attachons de manière rigide la mire 2D au détecteur image de la machine d'angiographie plutôt qu'au tube RX. Nous détaillons dans la suite les équations reliant les paramètres de l'homographie et d'acquisition des deux orientations d'arceau dans ce cas de figure.

3.6 Le calibrage avec une Mire planaire Fixée au Détecteur (ou le calibrage MFD)

On considère qu'une mire planaire a été rigidement attachée au détecteur plan de l'arceau vasculaire. La figure 3.5 présente de manière schématique les différentes transformations. Une nouvelle fois, nous avons choisi un repère fixe donné par le repère de la mire.

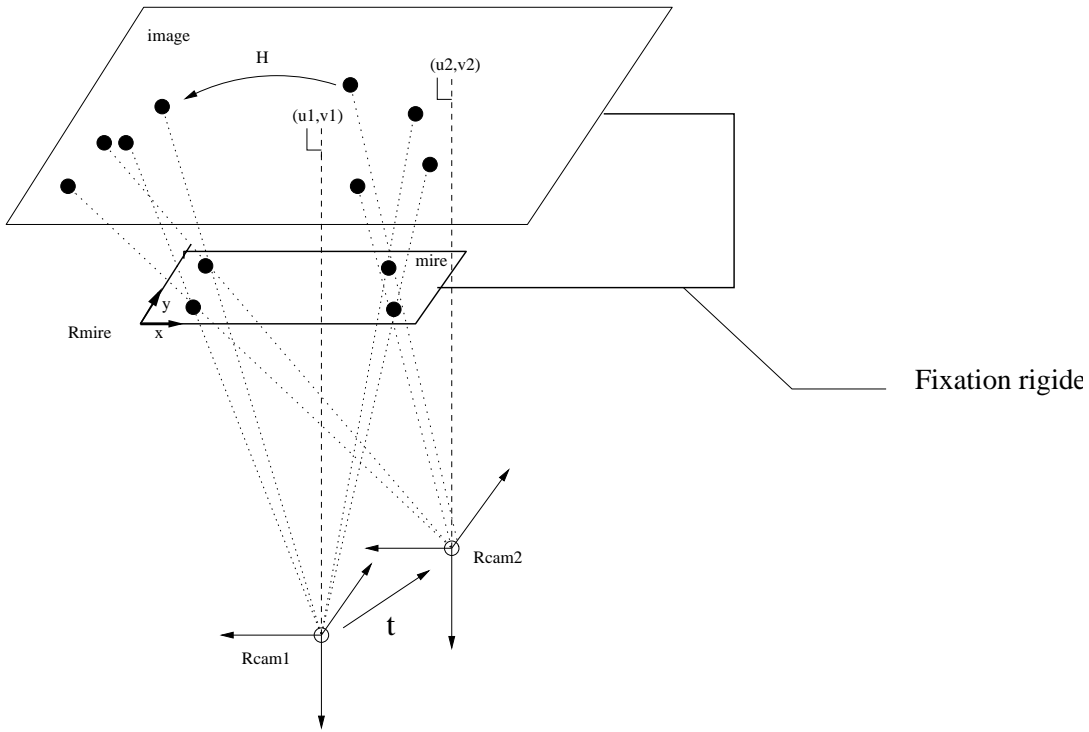


FIG. 3.5 – La mire est fixée au capteur plan. Les transformations et repères sont décrits depuis un repère fixe donné par la mire planaire. L'orientation du repère de la caméra reste fixe. Les déformations du système engendrent une translation du repère caméra t et une variation de paramètres intrinsèques (menant à la matrice \mathbf{K}_2 dans la position 2).

3.6.1 Les paramètres de \mathbf{H}

Dans ce cas de figure, l'orientation du repère de la caméra est constante quelle que soit la position prise par l'arceau. C'est uniquement la position du point focal qui varie en fonction des déformations subies par le système. Ainsi, la partie rotation \mathbf{R} de l'équation 3.2 est égale à l'identité et la translation t est proportionnelle à la variation des paramètres intrinsèques (voir schéma 3.5). L'équation 3.2 devient :

$$\mathbf{H} = \mathbf{K}_1(\mathbf{Id} - \mathbf{t}n^T/d)\mathbf{K}_2^{-1} \quad (3.13)$$

où $\mathbf{t} = s_p[u_2 - u_1, v_2 - v_1, \alpha_1 - \alpha_2]$.

Dans l'hypothèse où le plan de la mire est parallèle au plan image, on peut écrire le rapport n^T/d en fonction de la focale de la première position :

$$n^T/d \approx [0, 0, 1]/(s_p\alpha_1 - d^*) \quad (3.14)$$

où d^* (typiquement 30 cm) est la distance du plan de la mire au plan image (cette valeur est calibrée) et α_1 est la distance focale de la position 1. La validité de cette hypothèse est vérifiée dans la mise en œuvre que nous donnons dans la section 3.7.

En injectant l'équation (3.14) dans l'équation (3.13), \mathbf{H} devient :

$$\mathbf{H} \approx \begin{bmatrix} a & 0 & b \\ 0 & a & c \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

où

$$\begin{aligned}
a &= \frac{s_p \alpha_1 - d^*}{s_p \alpha_2 - d^*} \alpha_2 / \alpha_1 \\
b &= \frac{s_p \alpha_1 - d^*}{s_p \alpha_2 - d^*} \left[u_2 \left(1 - \frac{s_p (\alpha_1 - \alpha_2)}{s_p \alpha_1 - d^*} - u_1 \alpha_2 / \alpha_1 - \frac{s_p (u_2 - u_1) \alpha_2}{s_p \alpha_1 - d^*} \right) \right] \\
c &= \frac{s_p \alpha_1 - d^*}{s_p \alpha_2 - d^*} \left[v_2 \left(1 - \frac{s_p (\alpha_1 - \alpha_2)}{s_p \alpha_1 - d^*} - v_1 \alpha_2 / \alpha_1 - \frac{s_p (v_2 - v_1) \alpha_2}{s_p \alpha_1 - d^*} \right) \right]
\end{aligned} \tag{3.16}$$

Dans ce cas particulier, l'homographie induite par le plan est fonction de seulement 3 paramètres (a, b et c). Ces paramètres représentent la variation des paramètres intrinsèques de la position 1 à la position 2.

3.6.2 Extraction des paramètres intrinsèques

Pour déterminer \mathbf{K}_2 , nous procédons de la manière suivante. Nous détectons et apparions les marqueurs de la mire puis nous utilisons les techniques décrites dans la section 2.2.3 pour estimer \mathbf{H} . Connaissant \mathbf{H} et les paramètres intrinsèques de l'image 1, il est possible de déterminer les paramètres intrinsèques de l'image 2 à partir des équations 3.17 :

$$\begin{aligned}
\alpha_2 &= \frac{1}{s_p} \frac{d^* a}{\frac{d^*}{s_p} + a - 1} \\
u_2 &= \left[b \frac{\alpha_2}{a \alpha_1} - u_1 \left(\frac{s_p \alpha_2}{s_p \alpha_1 - d^*} - \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \right) \right] \left(\frac{1}{1 - \frac{s_p \alpha_1}{s_p \alpha_1 - d^*}} \right) \\
v_2 &= \left[c \frac{\alpha_2}{a \alpha_1} - v_1 \left(\frac{s_p \alpha_2}{s_p \alpha_1 - d^*} - \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \right) \right] \left(\frac{1}{1 - \frac{s_p \alpha_1}{s_p \alpha_1 - d^*}} \right)
\end{aligned} \tag{3.17}$$

A partir de cet estimé initial, nous optimisons le résidu de l'équation 3.6 avec les paramètres intrinsèques de la position 2 (u_2, v_2 et α_2) :

$$(u_2, v_2, \alpha_2) = \operatorname{argmin}(\epsilon)$$

où ϵ est donnée par l'équation 3.6

3.7 Mise en œuvre du calibrage MFD

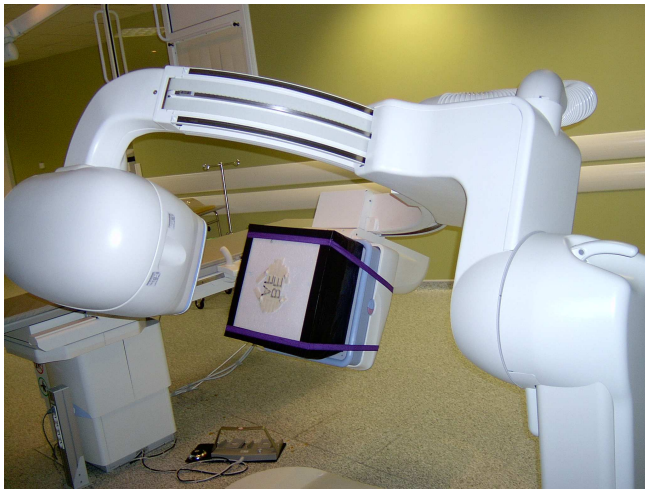
Dans cette série d'expérimentations, l'objectif est d'évaluer la précision des paramètres intrinsèques obtenus avec le calibrage MFD. Plusieurs sources d'erreur peuvent être à l'origine d'une imprécision sur les paramètres intrinsèques déterminés de cette manière. Nous listons ces sources d'erreurs dans ce qui suit :

1. La mesure de distance d^* entre le plan image et le plan de la mire est imprécise.
2. Le mauvais placement de la mire planaire (non fronto-parallèle) provoque une erreur de calcul sur les paramètres intrinsèques.
3. Les paramètres intrinsèques de la position de référence sont entachés d'un bruit qui se propage sur la détermination des paramètres intrinsèques de la position d'étude.
4. Le processus d'extraction des points 2D de la mire dans l'image RX est bruitée et se propage sur les paramètres intrinsèques.
5. Les conditions expérimentales de fixation rigide ne sont pas respectées.

Dans les expériences des prochaines sections nous évaluons chacune des sources possibles d'erreurs et comparons les paramètres intrinsèques obtenus par calibrage MFD à ceux obtenus par calibrage multi-image. Nous commençons par présenter la mire qui a été développée pour la mise en œuvre.



(a) Vue de la mire planaire



(b) Mire rigidement attachée au plan image



(c) Image RX de la mire : 4 points d'intérêt + 4 lettres

FIG. 3.6 – La mire planaire

3.7.1 Descriptif de la mire

Il est en pratique assez difficile d'attacher une mire sur le détecteur plat de l'arceau. La mire doit être suffisamment éloignée du plan image pour montrer une variation de position des marqueurs. De plus, le détecteur est moins accessible que le tube RX et contrairement à celui-ci ne présente pas d'attache apparente qui soit utilisable pour la fixation rigide d'une mire. Dans ce travail, nous n'avons pas pu modifier le système en soudant une attache sur le détecteur.

Nous avons donc conçu et réalisé spécifiquement une mire planaire pour cette application. La mire est un carré de 25 cm de côté. Des marqueurs radio-opaques aux RX ont été fixés sur un des côtés du carré (voir figure 3.6.a). Dans les expériences, la mire est plaqué sur le détecteur (et fixée avec l'aide de sangles) de telle manière que la face supérieure du cube soit fronto-parallèle au plan image (voir figure 3.6).

Les marqueurs sont un ensemble de quatre points situés sur les bords de l'image et de quatre lettres (B,E,A et F). En pratique, nous n'utilisons que les quatre points situés sur le bord de l'image pour déterminer l'homographie. Nous discutons et évaluons la rigidité de cette fixation dans la section 3.7.5.

3.7.2 Calibrage de la distance d^*

La distance d^* doit être déterminée pour permettre le calibrage MFD. C'est l'objet de cette expérience. Cette valeur est théoriquement constante quelle que soit l'orientation prise par l'arceau.

Pour trois valeurs de SID différentes (SID=120, 110 et 95 cm) nous avons procédé à un calibrage multi-image (N=30) lorsque l'arceau était à la position antéro-postérieure. Nous avons ensuite attaché la mire planaire au détecteur de l'arceau et avons acquis une image RX pour chaque SID. Pour chaque paire d'images possible, nous avons déterminé l'homographie associée.

Connaissant la valeur des paramètres intrinsèques de chaque position d'arceau (grâce au calibrage multi-image), l'équation 3.13 peut être utilisée pour déterminer la distance entre le plan image et le plan de la mire pour chacune des homographies mesurées. La distance moyenne déterminée de cette façon est de 29.6 ± 0.7 cm. Nous évaluons l'influence de cette imprécision dans l'expérience suivante.

3.7.3 Erreur engendrée par les approximations faites sur π

Lors d'une procédure de calibrage MFD, il est fort probable que la mire planaire ne soit pas parfaitement parallèle au capteur image et que la distance entre le plan de la mire et le plan image soit connue à une erreur près (± 0.7 centimètre). Dans cette expérience, nous évaluons l'influence de ces erreurs sur la précision du calibrage MFD.

Nous avons procédé par une simulation de type Monte Carlo. Nous considérons que les paramètres intrinsèques de l'arceau sont connus pour certaines orientations de celui-ci. Le tableau 3.2 présente les paramètres intrinsèques que nous avons choisis. Ces paramètres intrinsèques couvrent une gamme de valeurs réalistes au vu des mesures faites avec le calibrage multi-image dans la section 2.5.3 (voir le tableau 2.10). Notre simulation consiste dans un premier temps à bruite de manière uniforme les coordonnées dites parfaites de l'équation du plan π . La normale au plan est bruitée en utilisant le système de coordonnées sphériques. Le bruit sur les angles de la normale est de ± 5 degrés et le bruit sur la distance du plan de la mire au plan image est de ± 1 cm. A partir de cette valeur bruitée du plan π et de la connaissance des paramètres intrinsèques du tableau 3.2, on calcule l'ensemble des homographies planaires \mathbf{H} qui exprime la transformation des marqueurs de l'image i vers ceux de l'image de référence (position no 3 dans la table 3.2). Enfin, on extrait les paramètres intrinsèques de la matrice \mathbf{H} en supposant que le plan π respecte les hypothèses faites quant au placement parfait de la mire planaire.

Pour l'extraction des paramètres intrinsèques nous résolvons directement les équations 3.17. Ces deux étapes sont réitérées pour construire un nombre suffisant d'échantillons (150 échantillons). Nous avons calculé la distance des paramètres intrinsèques à leurs valeurs vraies pour l'ensemble des échantillons.

Les résultats sont reportés dans la table 3.3. L'erreur sur u_0 et v_0 est en moyenne inférieure au pixel. Elle peut atteindre 2.3 pixels au maximum. L'erreur est plus élevée pour ce qui est de la détermination de la focale. L'erreur est de 3.3 pixels en moyenne et peut atteindre jusqu'à 7.4 pixels. L'erreur relative de la distance focale nous apparaît une nouvelle fois négligeable. En résumé, les résultats indiquent

qu'un mauvais placement de la mire planaire a une influence limitée sur le bon calibrage des paramètres intrinsèques.

En conclusion, ces expériences prouvent que le positionnement de la mire et l'imprécision sur d^* a peu d'influence sur la détermination des paramètres intrinsèques. Dans les expériences qui suivent nous négligeons cette source d'erreur.

	Positions				
	1	2	3	4	5
u_0	520	515	500	490	480
v_0	500	490	520	505	500
α	5800	5880	5890	5805	5800

TAB. 3.2 – Les paramètres intrinsèques de la simulation (en pixel). La position no 3 est utilisée comme position de référence pour le calcul des homographies.

	moy	écart type	max
u_0	0.6	0.2	0.97
v_0	0.9	0.5	2.33
α	3.3	1.8	7.4

TAB. 3.3 – Erreur de mesure sur les paramètres intrinsèques lorsque le placement de la mire ne respecte pas les hypothèses (en pixel).

3.7.4 Evaluation de la précision du calibrage MFD sur données synthétiques

Dans cette expérience, nous évaluons l'erreur qui est faite sur les paramètres intrinsèques déterminés par calibrage MFD. Dans ce but, nous avons procédé par simulation et utilisé un ensemble de données synthétiques créées à partir d'une image réelle de la mire planaire. L'objectif ici est de montrer que les équations de l'homographie sont stables et permettent une extraction précise des paramètres intrinsèques.

Création des données synthétiques

Pour créer les données synthétiques, nous utilisons une image réelle de la mire RX qui a été acquise à la position $P = -80$ (la position de référence) et nous extrayons les marqueurs de l'image. Afin de simuler l'acquisition d'une seconde image pour une position différente d'arceau (position i ou position d'étude), nous transformons les points détectés par une homographie planaire \mathbf{H} . Enfin, les points sont bruités avec un bruit blanc gaussien de variance connue. Nous avons testé plusieurs valeurs de variance ($\sigma=0.1, 0.5$ et 1 pixel).

Pour générer une homographie \mathbf{H} qui soit réaliste, nous opérons de la manière suivante :

1. Nous prenons, pour la position de référence, les valeurs de paramètres intrinsèques déterminées par le calibrage multi-image (voir le tableau 2.10 : $u_0 = 501$, $v_0 = 515$ et $\alpha = 5984$).
2. Nous effectuons un tirage aléatoire pour déterminer les paramètres intrinsèques de la deuxième position. u_0, v_0 est pris dans l'intervalle $[460, 540]$ (à savoir ± 40 pixels autour de 500 pixels) et α dans l'intervalle $[5800, 6000]$ (à savoir la SID min et max du système).
3. Nous utilisons l'équation 3.16 pour générer \mathbf{H} à partir des paramètres intrinsèques des deux positions.

Nous avons utilisé ce moyen pour générer un ensemble de 300 appariements 2D-2D pour lesquels les paramètres intrinsèques correspondants à chaque image sont parfaitement connus.

	moyenne	écart type	max
σ 2D = 0.1 pixel			
u_0	1.6	1.1	6.1
v_0	1.5	1.1	5.1
α	2.1	1.7	8.3
σ 2D = 0.5 pixel			
u_0	1.9	1.4	7.3
v_0	1.8	1.3	6.3
α	7.84	6.3	35
σ 2D = 1 pixel			
u_0	2.2	1.59	7.5
v_0	2.3	1.8	9.7
α	15.9	11.4	57.4

Tab. 3.4 – Erreur de mesure sur les paramètres intrinsèques pour un calibrage MFD estimés sur données synthétiques.

Précision du calibrage MFD

Nous avons montré dans la section 2.6.4 que le bruit de mesure affectant les paramètres intrinsèques déterminés par un calibrage multi-image était toujours inférieur à 2 pixels. Dans cette expérience, nous analysons dans des conditions synthétiques l’effet de ce bruit sur la détermination des paramètres intrinsèques par calibrage MFD.

Pour cette étude, nous utilisons les données synthétiques (images RX et paramètres intrinsèques) dont nous avons décrit la construction dans la section précédente. Pour chacune des 300 images synthétiques :

1. Les paramètres intrinsèques de la position de référence sont bruités avec un bruit gaussien d’écart type 2 pixels.
2. Les paramètres intrinsèques de la position d’étude sont déterminés par calibrage MFD en utilisant les paramètres intrinsèques bruités de la position de référence et les appariements 2D-2D bruités.
3. La distance entre les paramètres calibrés et réels est déterminée. C’est la mesure d’erreur du calibrage.

Nous donnons dans la table 3.4, la valeur moyenne, la variance et la valeur maximale de l’erreur.

Pour le point principal, l’erreur va de 1.6 pixels pour un bruit 2D de 0.1 pixel à 2.5 pixels environ pour un bruit 2D de 1 pixel. On en déduit que l’erreur de détection ne perturbe pas l’estimation du point principal. Sachant que le bruit sur les paramètres intrinsèques est de 2 pixels, le calibrage MFD permet donc un calibrage précis du point principal.

L’erreur sur la distance focale est plus élevée. L’erreur varie de 2.1 pixels pour un bruit 2D de 0.1 pixel à 15.9 pixels pour un bruit 2D de 1 pixel. Cette variation montre que la distance focale est plus sensible au bruit que le point principal. La position des marqueurs de la mire dans l’image RX varie peu lorsqu’on change de focale. Ainsi, un bruit trop élevé sur ces points mène à une imprécision plus importante qu’avec le point principal. Néanmoins, si on considère la grande taille de la focale, cette erreur reste négligeable (soit une erreur de $15/6000=0.25\%$).

Cette expérience sur des données synthétiques tend à démontrer la faisabilité du calibrage MFD. Dans l’expérience suivante, nous allons mettre en œuvre la méthode de calibrage MFD dans des conditions expérimentales.

3.7.5 Rigidité de la fixation dans les conditions réelles

Le calibrage MFD s’appuie sur l’hypothèse de rigidité de la fixation qui lie la mire planaire au détecteur d’image de l’arceau. Nous avons donné dans la section 3.7.1, un descriptif de la mire développée pour le calibrage MFD. La solution que nous proposons ne nécessite pas de modification du système et est

simple à mettre en œuvre en pratique. Dans ces expériences nous allons évaluer si ce mode de fixation est suffisamment rigide ou non.

Descriptif des expérimentations

Soit deux positions d'arceau ($P = -40$ et $P = 40$) pour lesquelles nous avons pris à deux temps différents une image RX de la mire planaire lorsque celle-ci était fixée au détecteur. Les deux expérimentations, que nous nommons manipulation 1 et manipulation 2, ont été effectuées à plusieurs jours d'intervalles et après chaque expérience la mire a été détachée du détecteur. Par notre mode de fixation, la distance de la mire au détecteur et l'orientation de celle-ci devraient être semblables et non dépendantes du jour de l'expérimentation. Ainsi, les homographies mesurées devraient être strictement identiques sous l'hypothèse de rigidité et répétabilité de la fixation.

Mesure de l'homographie

Nous donnons dans le tableau 3.5 les 3 paramètres (a, b et c voir équations 3.16) des deux homographies $\mathbf{H}_{P=40-P=-40}$ mesurées dans les deux expériences :

Manipulation 1 : \mathbf{H}_1		
a	b	c
1.0005	6.7	0.12
Manipulation 2 : \mathbf{H}_2		
a	b	c
1.0001	4.9	0.54

TAB. 3.5 – Homographie $\mathbf{H}_{P=40-P=-40}$ déterminée à plusieurs jours d'intervalle

Nous déterminons l'erreur 2D entre les 2 homographies (soit respectivement \mathbf{H}_1 et \mathbf{H}_2 pour la manipulation 1 et 2) en utilisant les quatre points q de la mire situés sur le bord l'image pour la position $P=40$:

$$Err(\mathbf{H}_1, \mathbf{H}_2) = 1/4 \sum \|\mathbf{H}_1 q - \mathbf{H}_2 q\|$$

Nous trouvons une erreur 2D entre les deux homographies qui est de 1.9 ± 0.1 pixel. Cette erreur, principalement horizontale, montre que \mathbf{H} n'est pas stable et varie en fonction de la date de la mise en œuvre. Plusieurs raisons peuvent être à l'origine de cette erreur. D'un côté, il se peut que la manière dont nous plaçons la mire ne soit pas répétable. Dans ce cas, les mesures que nous faisons avec ce dispositif ne sont pas fiables et sont fonction du jour de l'expérience. De l'autre, il se peut que la mire bouge durant le mouvement de l'arceau. Les paramètres intrinsèques présenteront alors un biais de mesure. Nous allons maintenant mesurer l'effet de cette différence sur le calibrage MFD.

Calibrage MFD de la positions $P = 40$

Connaissant les paramètres intrinsèques de la position $P = -40$ (par calibrage multi-image), nous pouvons déterminer les paramètres intrinsèques de la position $P = 40$ par calibrage MFD en utilisant les images de la mire planaire de la première manipulation et celles de la deuxième manipulation.

Les résultats du calibrage MFD sont donnés dans la table 3.6 :

Manipulation 1			
$P = 40$	5972.6	463.7	510.8
Manipulation 2			
$P = 40$	5979.8	469.7	510.1

TAB. 3.6 – Les paramètres intrinsèques de la position $P = 40$ déterminés par calibrage MFD (en pixels).

	u_0	v_0	α
moyenne	5.1	1.02	2.76
écart type	3.9	0.9	2.9
maximum	10.1	1.7	6.2

TAB. 3.7 – Erreur (en pixel) sur les paramètres intrinsèques déterminés par calibrage MFD.

Le paramètre u_0 présente une différence de 6 pixels selon l'expérience que l'on considère. Cette erreur est non négligeable dans notre contexte d'application. Bien que la rigidité de la fixation ne soit pas totalement respectée, nous avons mis en œuvre le calibrage MFD dans des conditions expérimentales afin d'avoir une analyse supplémentaire sur la méthode.

3.7.6 Calibrage MFD versus calibrage multi-image

A la vue de notre dispositif, nous pensons que la mire glisse sous l'effet de son propre poids lorsqu'on l'éloigne de la position antéro-postérieure. En supposant que la mire soit bien plaquée sur la face supérieure du détecteur d'image, la force de gravité engendrerait une translation de celle-ci par rapport au plan image (à gauche ou à droite selon le type de mouvement de l'arceau). Nous avons choisi la position antéro-postérieure comme position de référence dans l'expérience qui suit afin de limiter les amplitudes des translations par rapport à la position de référence.

Nous avons pour chaque position de l'ensemble $\{C = 0 \text{ et } P \in \{-90, -40, 0, +40, +90\}\}$ pris une image RX de la mire planaire et procédé à un calibrage multi-image ($N=30$) pour les mêmes positions. Nous avons ensuite calculé l'ensemble des paramètres intrinsèques par calibrage MFD en prenant la position antéro-postérieure comme position de référence.

Les paramètres intrinsèques obtenus par calibrage MFD et multi-image sont donnés dans la figure 3.7. Tout d'abord, l'allure lisse des courbes démontre la stabilité de la méthode et le caractère non bruité de notre approche. Les courbes de la figure 3.7 montrent que le calibrage MFD permet d'apprécier les variations ou les non-variations de paramètres intrinsèques. Il apparaît que le paramètre v_0 et la distance focale sont quasiment constants quel que soit le point de vue pris par l'arceau. On peut également détecter une variation du paramètre u_0 .

De plus, on peut observer que plus on s'éloigne de la position de référence, plus la différence est importante entre les mesures obtenues via le calibrage MFD et celles obtenues par le calibrage multi-image. Les statistiques de l'erreur sont présentées dans la table 3.7. L'erreur est principalement visible pour le paramètre u_0 . Cela confirme la possibilité d'une translation de la mire qui serait fonction du point de vue. Dans la mesure où nous n'avons pas les moyens de développer une fixation plus rigide, nous n'avons pas mené d'analyse plus fine des résultats expérimentaux avec cette fixation. Le développement d'une attache spécifique s'avère nécessaire pour ce type de calibrage.

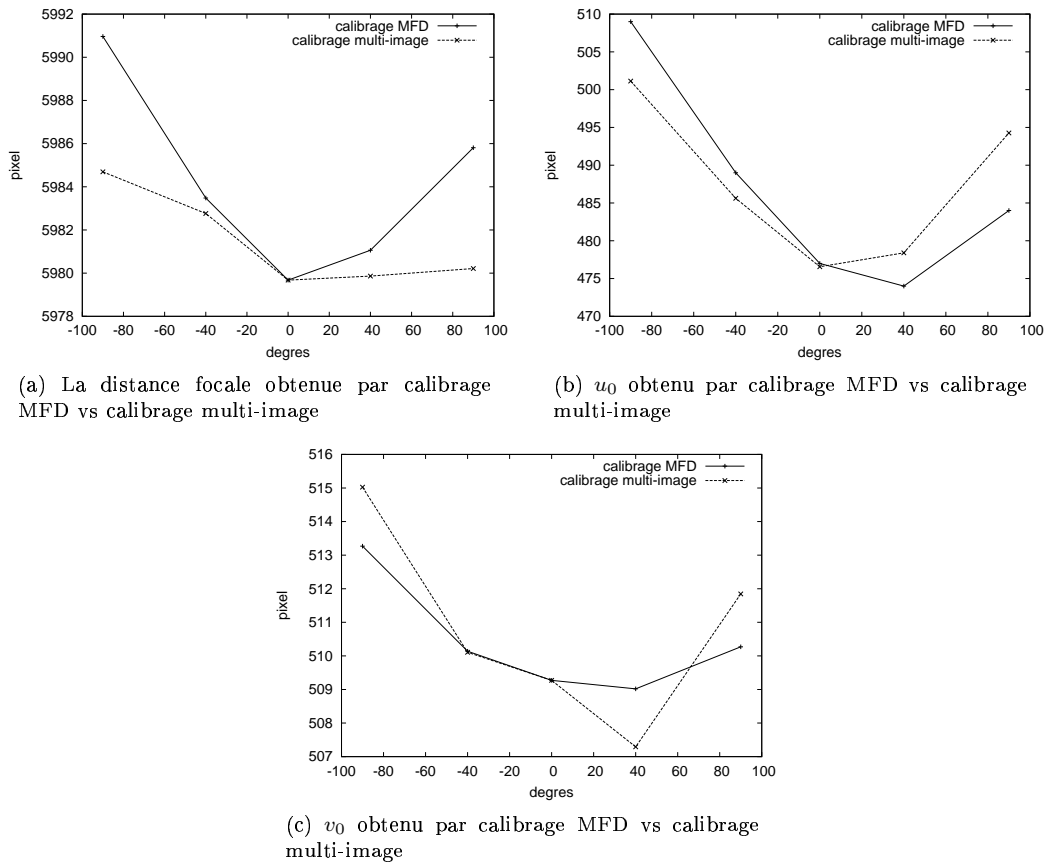
3.7.7 En synthèse sur le calibrage MFD

Les expériences sur données synthétiques ont montré que le calibrage MFD est une méthode plutôt stable pour la détermination des paramètres intrinsèques de l'arceau vasculaire. L'erreur est en moyenne de 1.5-2.5 pixels pour le point principal et de 3-15 pixels pour la distance focale.

La mise en œuvre dans les conditions expérimentales a démontré que l'attache utilisée n'autorise pas une fixation rigide de la mire planaire au plan image. Un mouvement de la mire sous l'effet de son poids est ainsi provoqué lorsqu'on éloigne l'arceau de la position antéro-postérieure. Ce bougé de mire biaise l'estimation que nous pouvons avoir des paramètres intrinsèques.

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons cherché à développer une méthode de calibrage planaire des paramètres intrinsèques. Nous avons tiré parti de la grande taille de notre caméra pour attacher une mire sur les

FIG. 3.7 – Evaluation du calibrage MFT pour des paramètres intrinsèques pris autour du P

constituants de la chaîne image. Nous avons analysé les équations de l’homographie selon que la mire est fixée sur le tube RX ou au plan image du détecteur. Nous avons montré dans une première mise en œuvre que la fixation de la mire sur le tube RX ne permet pas une mesure précise du point principal.

Nous avons alors proposé d’attacher la mire au capteur d’images de manière rigide afin de contraindre les paramètres de l’homographie. Nous avons évalué la précision de la méthode sur des images synthétiques et montré que le niveau d’erreur est faible. Néanmoins, la mise en œuvre sur site clinique a montré une faiblesse de la méthode lié à la difficulté d’attacher une mire de manière rigide sur le détecteur. N’ayant pas pu modifier le système, nous avons essayé de limiter l’influence de ce mouvement par le protocole expérimental. Les résultats se sont avérés insuffisamment précis.

Dans le cadre de notre travail, nous n’avons pas pu apporter de modification physique sur le système pour améliorer la rigidité de l’attache. Dans le cas où un industriel voudrait utiliser cette méthode, il devrait mettre en œuvre une fixation réellement rigide en modifiant le système.

Chapitre 4

Recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position

4.1 Introduction

Nous avons montré dans les chapitres précédents que les paramètres intrinsèques sont fonction du point de vue de l'arceau. A priori ce phénomène a une influence non-négligeable et devra être pris en compte dans les méthodes de recalage utilisant les capteurs de position. A ce stade de notre travail, nous n'avons pas encore étudié comment peuvent être modélisés les déplacements de l'arceau.

Dans ce chapitre, nous complétons les mesures de paramètres intrinsèques par une étude des paramètres extrinsèques en fonction de l'orientation prise par l'arceau. Nous utilisons le calibrage multi-image pour caractériser les mouvements de l'arceau. De ces observations, nous isolons les caractéristiques mécaniques principales de l'arceau et proposons des modèles pour le recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position.

Nous justifions dans la section 4.2 le choix d'un recalage basé capteurs après une description succincte des méthodes de recalage 3D-2D basées images. Nous exposons ensuite dans la section 4.3 les travaux antérieurs sur le recalage basé capteurs. Puis, dans la section 4.4 nous reportons et analysons les mesures effectuées avec la méthode de calibrage multi-image. A partir de ces mesures, nous construisons des modèles paramétriques de l'arceau et donnons un moyen de les calibrer dans la section 4.5. Après avoir sélectionné le modèle le plus performant, nous donnons dans la section 4.6 les expériences menées. Nous terminons par nos conclusions dans la section 4.7.

4.2 Le recalage 3D-2D basé image

Dans l'hypothèse d'une rigidité de l'organe, le problème du recalage 3D-2D basé image est résolu en retrouvant la matrice de projection qui aligne une image 2D avec la projection d'un modèle 3D à partir des informations portées par les images. Dans tous les travaux, les paramètres intrinsèques sont supposés connus : le point principal u_0, v_0 est choisi au centre de l'image et α est égal à la SID donnée par le système. Connaissant ces 3 paramètres, la transformation est au final une transformation rigide à 6 degrés de liberté. En pratique, le volume est itérativement positionné et orienté jusqu'à ce que la mesure d'un score de similarité entre les images soit optimale.

On trouve deux familles de critères de similarité : les critères basés primitives et les critères iconiques. Des approches hybrides sont également décrites [TLSP03, LYJ03]. Dans la suite, nous présentons succinctement ces deux grandes familles de critères.

4.2.1 Les critères iconiques

Dans les approches iconiques, l'image 2D entière (ou une région d'intérêt) est comparée à une image synthétique DRR (pour "Digitally Reconstructed Radiography") générée à partir de l'image 3D et de l'es-

timisation courante des paramètres de la transformation. L'avantage de ce genre de méthode est qu'aucune segmentation n'est requise. La difficulté réside dans le calcul du critère.

De nombreux critères de similarité existent pour comparer les images DRR et l'image à rayons X : score de corrélation, basé gradient, flot optique [KBM⁺99], entropie, information mutuelle [ZGNW01]. On trouve dans [PWL⁺98, PBH⁺01] une comparaison de ces critères pour le recalage entre une image 3D scanner du rachis et une image rayon X. Hipwell dans [HPM⁺03] évalue également ces critères pour le recalage 3D-2D entre des images DSA et IRM. Un recalage à partir d'un score basé gradient a été utilisé dans [BCH⁺04] pour mettre en correspondance une image 3DXA avec une image DSA. La précision est de l'ordre de 1.3 mm (mesure d'erreur 3D) pour un taux de succès du recalage de 85 %.

Comme une image DRR doit être générée pour chaque itération, l'algorithme d'optimisation de ce genre d'approche est plutôt lent. Il existe des techniques pour accélérer la rapidité du calcul de l'image DRR [BSF⁺05].

4.2.2 Les critères basés primitives

Dans cette approche, des primitives sont extraites des deux images (image 3D et 2D) et utilisées pour le calcul du score de similarité. En imagerie vasculaire, ce sont typiquement les lignes centrales des vaisseaux qui sont utilisées. Ces lignes centrales sont extraites à la fois dans les images 3D et 2D. Dans [ALP94], Alperin et al utilisent un algorithme de suivi de vaisseaux qui fonctionne après une initialisation manuelle fournie par deux points sur les vaisseaux. La même procédure est effectuée sur l'image MIP de l'IRM. Dans [KWN98], un algorithme similaire est utilisé pour détecter les lignes centrales 3D. Le squelette 2D est ensuite extrait localement en utilisant la projection des indices 3D pour définir une zone d'extraction. Dans [FMA⁺97, LBP98] un filtrage multi-échelle basé sur le hessien est utilisé pour extraire les primitives 3D et 2D. Enfin, dans [SKX⁺06], les lignes centrales 3D sont segmentées par un algorithme combinant un seuillage, une croissance de région et une érosion par morphologie mathématique. Les lignes centrales 2D ne sont pas calculées explicitement, les auteurs proposent de segmenter les vaisseaux sans extraire les lignes centrales et calculer une carte de distance 2D [SKX⁺06].

Une fois les primitives extraites, elles sont appariées avec des techniques de type ICP ("Iterative Closest Point") dans les méthodes de [ALP94, FMA⁺97, LBP98, LBP98]. Dans [SKX⁺06], l'appariement est lu dans la carte de distance.

La dernière étape consiste à projeter les lignes centrales 3D et donner un critère de distance aux lignes centrales 2D afin de calculer la similarité entre les images. Dans la majorité des travaux [FMA⁺97, GKWT98, LSB91, LBP98], le critère est basé sur une somme des distances au point le plus proche. Des pondérations prenant en compte l'orientation de la ligne sont ajoutées dans [FMA⁺97, LBP98, SKX⁺06].

Dans les approches basées primitives, seules les primitives 3D détectées sont projetées en 2D et utilisées pour le calcul du score. L'algorithme qui compare de manière itérative les primitives 3D projetées et 2D détectées est ainsi beaucoup plus rapide qu'une approche iconique.

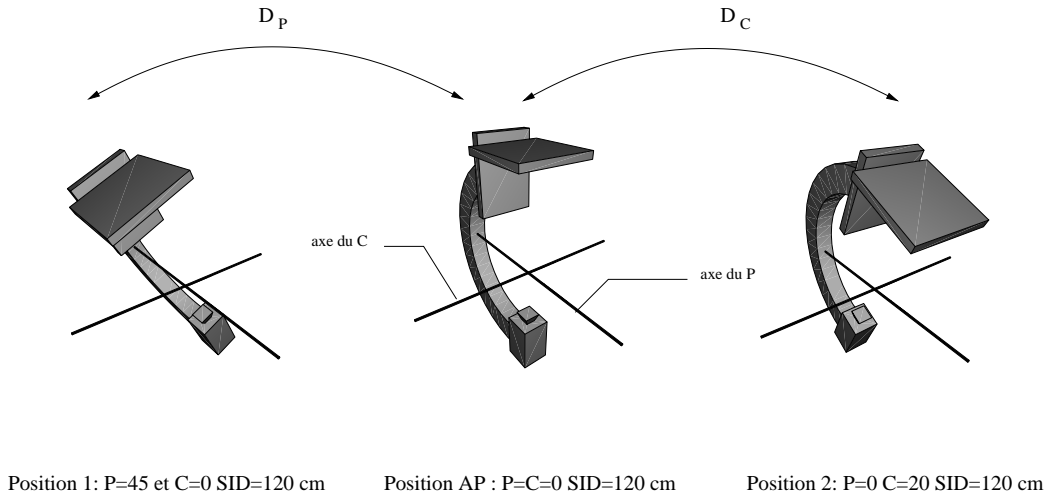
La plupart de ces travaux sont validés sur fantômes ; on trouve assez peu d'études sur des images cliniques. L'erreur rapportée est de 2.77 mm dans [FMA⁺97].

4.2.3 Conclusion sur les méthodes basées images

On trouve dans [MHH⁺05] une comparaison des méthodes iconiques et basées primitives pour le recalage d'une image angiographie IRM avec une image à rayons X. La précision est d'environ 1.7 mm pour les approches iconiques avec un taux de succès d'environ 90% et de 2.8 mm pour les approches basées primitives avec un taux de succès d'environ 75%¹⁵. Par ailleurs, le travail [MHH⁺05] montre que le nombre de vaisseaux (qui est important dans les images cliniques) génère de l'imprécision lorsqu'on utilise les méthodes basées primitives. Une segmentation des vaisseaux principaux est suggérée, ce qui laisse présager une intervention manuelle de l'utilisateur.

Dans notre contexte d'application, les approches basées images présentent l'avantage de fournir une solution même dans le cas où le patient bouge entre l'acquisition de l'image 3DXA et l'acquisition des images fluoroscopiques. Néanmoins, ces méthodes requièrent l'injection d'un produit de contraste dans

¹⁵C'est une mesure d'erreur 3D.

FIG. 4.1 – Les déplacements D_P et D_C de l'arceau vasculaire.

les images fluoroscopiques. Les images fluoroscopiques contiennent une information commune aux images 3D seulement si un produit de contraste est injecté lors de l'acquisition. Par ailleurs, les méthodes basées images demandent l'intervention de l'utilisateur et ne garantissent pas le succès du recalage. De plus, le temps moyen du recalage peut être une limitation dans un contexte clinique.

Aussi, nous avons préféré utiliser une méthode de recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position de la machine d'angiographie. Avec cette solution, nous sommes capables de fournir un recalage en temps réel et sans injection de produit de contraste. De plus, le recalage basé capteur peut être utilisé pour fournir une initialisation aux méthodes de recalage basé image.

4.3 Les méthodes de recalage utilisant les capteurs machine

L'objectif des méthodes basées capteurs est de déterminer la matrice de projection M à partir des données capteurs de position uniquement (c'est-à-dire les angles P et C ainsi que la distance SID). On trouve dans la littérature [DRJ94, KVL⁺98, CNMR02] assez peu de travaux utilisant ce genre d'approche. Nous commençons par présenter le principe général commun à toutes les méthodes et détaillons ensuite pour chacune des approches les différences de modélisation.

4.3.1 Le principe des méthodes basées capteurs

Tous les travaux antérieurs reposent sur l'hypothèse de constance des paramètres intrinsèques et la connaissance des paramètres extrinsèques dans une position de référence. Le point principal (u_0, v_0) est supposé invariant et la distance focale ne dépend que de la SID. Si α_{ref} est la distance focale dans la position de référence alors K_{SID} est donnée par :

$$K_{SID} = \begin{bmatrix} \alpha_i & 0 & u_0 \\ 0 & \alpha_i & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

où la distance focale α_i de la position courante est donnée par : $\alpha_i = \alpha_{ref} + \frac{\Delta SID}{s_p}$ avec s_p la taille pixel, α_{ref} la distance focale correspondant à la position de référence et ΔSID la variation de SID entre la position de référence et la position courante.

Les paramètres extrinsèques E_0 sont connus (ou calibrés) dans une position de référence. Pour déterminer les paramètres extrinsèques $E_{C,P}$ dans une position quelconque, le mouvement de l'arceau est

modélisé comme un déplacement rigide \mathbf{D} depuis cette position :

$$\mathbf{E}_{C,P} = \mathbf{E}_0 \mathbf{D}$$

Dans tous les travaux, les mouvements autour de l'axe du P et du C sont indépendants. Le déplacement est donné par $\mathbf{D} = \mathbf{D}_C \mathbf{D}_P$ avec \mathbf{D}_P le déplacement autour de l'axe du P et \mathbf{D}_C le déplacement autour de l'axe du C . Le schéma 4.1 présente de manière schématique ces deux transformations.

Dans le plus simple des modèles [DRJ94], les déplacements de l'arceau sont des rotations autour des axes du P et du C connus a priori. Dans [KVL⁺98, CNMR02], les axes sont calibrés et les déplacements ne sont pas uniquement composés de rotations. Nous montrons les différentes manières de modéliser le mouvement dans la prochaine section.

4.3.2 Les modèles de mouvement de l'arceau

Nous donnons dans cette section les différents modèles de déplacements de l'arceau ainsi que les procédures de calibrage employées pour déterminer les paramètres.

Le modèle de Dumay [DRJ94]

Dans [DRJ94], l'arceau est modélisé dans sa représentation mécanique la plus simple. Les axes de rotations sont connus a priori et s'intersectent en un point unique appelé isocentre. Dans ce modèle, il est supposé que les axes de rotations sont parfaitement alignés avec les axes du repère caméra lorsque l'arceau est en position antéro-postérieure. La figure 4.2 présente les axes de rotations et les repères en cause.

Dans le travail de [DRJ94], le repère monde est défini par le repère othonormé R_{Dumay} . Ce repère est formé par les vecteurs directeurs de l'axe du P (u_P), du C (u_C) et par leur produit vectoriel ($u_L = u_C \times u_P$) dont l'origine est localisée à l'isocentre. A partir des hypothèses formulées, les paramètres extrinsèques \mathbf{E}_0 de la position de référence sont connus a priori :

$$\mathbf{E}_0 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -SOD \end{bmatrix}$$

où la SOD (pour Source to Object Distance) est la distance de l'isocentre au point focal.

On peut ainsi déterminer les paramètres extrinsèques $\mathbf{E}_{C,P}$ de la position courante par la connaissance des capteurs d'angle uniquement (voir la figure 4.2) :

$$\mathbf{E}_{C,P} = \mathbf{E}_0 \mathbf{D}_C \mathbf{D}_P = \mathbf{E}_0 \begin{bmatrix} \cos(C) & 0 & -\sin(C) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin(C) & 0 & \cos(C) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(P) & -\sin(P) & 0 \\ 0 & \sin(P) & \cos(P) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Dans l'approche de Dumay aucune calibration n'est nécessaire. Les axes de rotation et la position de l'isocentre sont connus a priori¹⁶. Le point principal peut être pris au milieu de l'image et la distance focale dans la position de référence peut être égale à la valeur maximale de SID (soit 120 centimètres).

Les hypothèses sont ici trop approximatives pour produire une détermination précise de la matrice de projection. Néanmoins, l'approche de Dumay est une méthode efficace pour fournir un estimé initial aux méthodes de recalage basées images. Ce modèle peut également s'avérer utile pour produire une reconstruction 3D approximative d'outils ou de vaisseaux détectés dans des images bi-plan.

Le modèle de Cañero [CNMR02]

Cañero [CNMR02] propose de calibrer les paramètres du modèle de Dumay (à savoir la SOD et \mathbf{E}_0 , voir figure 4.2) afin d'améliorer la précision du recalage 3D-2D. Cependant, bien que calibré, le modèle

¹⁶La SOD est de 720 millimètres sur le système Innova de GE Healthcare.

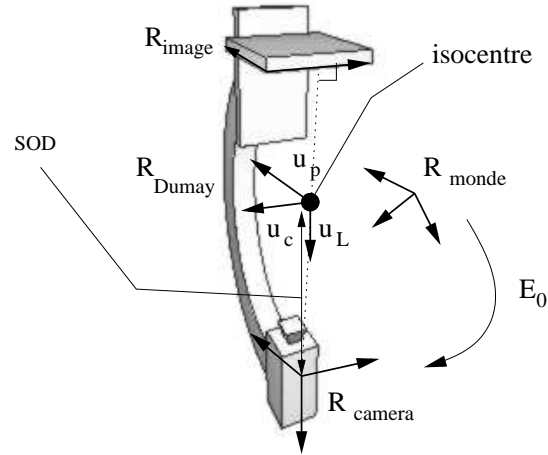


FIG. 4.2 – Le modèle de Dumay

de Dumay ne permet pas l'obtention d'une précision satisfaisante : l'erreur mesurée est de 23 pixels dans le plan image. Cañero propose alors de relâcher les contraintes sur les paramètres du modèle de Dumay pour améliorer la précision du recalage. Nous présentons les modifications apportées :

1. Les axes de rotations ($u_{\vec{C}}$ et $u_{\vec{P}}$) qui définissent le repère de Dumay ne sont pas alignés avec le plan du repère image lorsque l'arceau est en position antéro-postérieure. De façon identique, l'axe z du repère de la caméra n'est pas confondu avec le vecteur $v_{\vec{L}}$ de R_{Dumay} dans cette même position. Ainsi, R_{Dumay} est réorienté dans l'espace Euclidien par une transformation rigide $[R_b | t_b]$.
2. Afin de prendre en compte le phénomène de non-intersection entre les 2 axes de rotation $u_{\vec{P}}$ et $u_{\vec{C}}$, un déplacement ϵ est ajouté selon l'axe $u_{\vec{L}}$ de R_{Dumay} .
3. La contrainte d'orthogonalité entre les axes de rotations est également relâchée. Une matrice de rotation R_o est ajoutée aux paramètres du modèle et permet de réorienter $u_{\vec{C}}$ par rapport à $u_{\vec{P}}$.

Une méthodologie est proposée pour calibrer chacun des paramètres du modèle [CNMR02]. Les paramètres à estimer sont ceux du modèle de Dumay ainsi que les différentes rotations et translations que nous venons de décrire. Pour effectuer le calibrage, Cañero dispose d'un ensemble de positions d'arceau pour lesquelles une image d'une mire planaire a été acquise à SID fixe :

1. Les paramètres intrinsèques (considérés fixes) sont déterminés par un calibrage de Zhang [Zha00].
2. Une procédure de minimisation itérative est effectuée. Le critère d'erreur est l'erreur moyenne de reprojection entre les points de la mire planaire et les points projetés avec les paramètres intrinsèques et extrinsèques fournis par le modèle.

L'erreur donnée par Cañero est de l'ordre de 6 pixels dans le plan image ce qui présente une amélioration par rapport au modèle de Dumay. Le calibrage et la validation sont faits avec une mire planaire, limitant les orientations atteignables (mesures effectuées dans $[-30^\circ, +30^\circ]$ pour le P et dans $[-20^\circ, +30^\circ]$ pour le C). Ainsi, les valeurs de précision données dans [CNMR02] sont plutôt une borne inférieure de l'erreur. Pour des orientations supérieures à $P=30^\circ$ l'erreur devrait certainement croître.

Le modèle de Cañero est basé sur des considérations qui ne représentent pas forcément le comportement réel de l'arceau. L'utilisation d'un critère global lors du calibrage des paramètres du modèle permet certainement de minimiser les erreurs de modélisation.

Le modèle de Kerrien [KVL⁺98, Ker00]

Kerrien et al dans [KVL⁺98, Ker00] proposent un modèle de déplacement a priori plus proche du comportement mécanique de l'arceau. Dans ce modèle, les axes de rotation ne se coupent pas à l'isocentre et ne sont pas orthogonaux. Un axe de rotation de l'arceau est défini par son vecteur unitaire \vec{v} et par un point fixe O (exprimé dans le repère monde) : (O_C, \vec{u}_C) et (O_P, \vec{u}_P) , respectivement les axes de rotation de l'arceau autour du P et du C . Connaissant les paramètres des axes de rotation et les angles donnés par les capteurs, Kerrien est capable de reconstruire les mouvements rigides \mathbf{D}_C et \mathbf{D}_P .

Il montre que le mouvement de l'arceau autour de l'axe du P n'est pas modélisable comme une simple rotation. Il existe une translation résiduelle \mathbf{T}_r à ajouter au déplacement rigide dont la norme $\lambda(P)$ est fonction de l'angle P et dont la direction est colinéaire à l'axe de rotation du P , c'est-à-dire :

$$\mathbf{T}_r = \lambda(P)\vec{u}_P$$

où l'évolution de λ est modélisée par une fonction linéaire, soit $\lambda(P) = \lambda_0 + \lambda_1 P$. Enfin, les paramètres extrinsèques $\mathbf{E}_{C,P}$ d'une position quelconque sont donnés par :

$$\mathbf{E}_{C,P} = \mathbf{E}_0 \mathbf{D}_C (\mathbf{D}_P + \mathbf{T}_r)$$

Une procédure séquentielle est donnée pour calibrer les paramètres de ce modèle :

1. Le point principal est pris au centre de l'image.
2. La distance focale est calibrée à partir d'images d'une mire 3D prises pour trois SID différentes.
3. Une position de référence (la position antéro-postérieure) est calibrée afin de déterminer $\mathbf{E}_0 = [\mathbf{R}_0 | \mathbf{T}_0]$.
4. Les axes moyens de rotation autour du P (O_C, \vec{u}_C) et du C (O_P, \vec{u}_P) sont déterminés à partir de plusieurs positions de calibrage utilisant une mire 3D. Un ensemble de positions est pris avec un $C = 0$ et un P variable ; un deuxième ensemble de positions avec un $P = 0$ et un C variable.
5. La fonction λ est estimée à partir de mesures des paramètres extrinsèques selon l'axe du P .

Pour effectuer ces mesures, Kerrien utilise une méthode de calibrage des paramètres intrinsèques et extrinsèques qui a été adaptée. Dans un premier temps, il détermine une distance focale moyenne sur un jeu de plusieurs positions d'arceau. Ensuite, il calibre les paramètres extrinsèques des positions de calibrage en fixant le point principal au milieu de l'image et avec la valeur moyenne de la distance focale (minimisation à 6 paramètres, voir section 2.3.3). Or, nous savons que ces mesures sont bruitées par le phénomène de compensation qui existe entre les deux jeux de paramètres. Ce bruit va se propager sur les paramètres du modèle. De plus, Kerrien et al montrent que la précision atteinte n'est pas suffisante pour le recalage 3D/2D et proposent de procéder à une deuxième étape de recalage basé image [KBM⁺99].

4.3.3 En conclusion sur les travaux antérieurs

Les hypothèses faites pour chacun des modèles et les différents paramètres en jeu sont récapitulés dans le tableau 4.1.

Des trois modèles, le modèle le plus réaliste d'un point de vue mécanique est celui de Kerrien [KVL⁺98, Ker00] qui ajoute une translation supplémentaire de la chaîne image au modèle de rotation de l'arceau. Cependant, il est difficile de conclure sur l'origine du manque de précision de son modèle. Plusieurs raisons à cette imprécision sont envisageables. Il est possible que le modèle de mouvement de l'arceau ne soit pas tout à fait représentatif mécaniquement. Il se peut aussi que l'hypothèse de constance des paramètres intrinsèques engendre une trop grande imprécision. Il est aussi possible que le calibrage proposé soit peu précis du fait de la procédure utilisée.

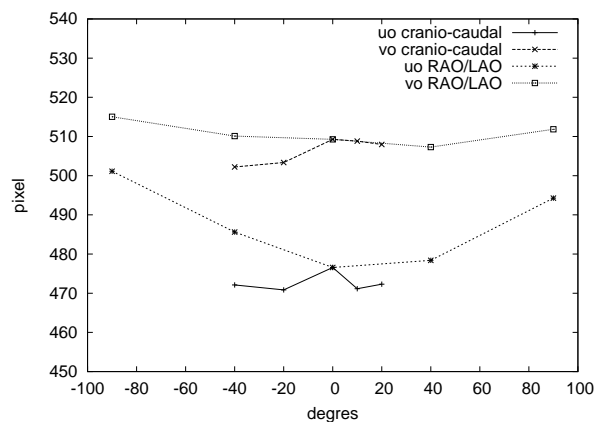
Nous proposons dans la suite d'évaluer le modèle de mouvement proposé par Kerrien (à notre sens le plus réaliste de la littérature) afin d'identifier l'origine de l'imprécision. Kerrien ayant travaillé avec une machine différente de la notre, nous devons aussi évaluer les différentes hypothèses de mouvements sur notre machine. Dans ce but, nous utilisons le calibrage multi-image pour avoir un ensemble de mesures précises et caractériser mécaniquement l'arceau. Sur la base des mesures faites nous construisons des modèles de comportement de l'arceau pour le recalage 3D-2D basé capteurs. Puis, nous proposons une méthode de calibrage des paramètres du modèle de l'arceau.

	Dumay [DRJ94]	Kerrien [KVL ⁺ 98, Ker00]	Canero [CNMR02]
Les paramètres internes	<ul style="list-style-type: none"> - $(u_0 = v_0)$ =milieu de l'image - $\alpha = \text{SID}/s_p$ 	<ul style="list-style-type: none"> - $(u_0 = v_0)$ =milieu de l'image - α est calibré 	<ul style="list-style-type: none"> - (u_0, v_0) et α sont calibrés
Les axes	<ul style="list-style-type: none"> - 2 axes de rotations qui sont orthogonaux et s'intersectent à l'isocentre 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 axes de rotations indépendants 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 axes de rotations indépendants
Modèle de mouvement	<ul style="list-style-type: none"> - 2 rotations indépendantes 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 rotations indépendantes - 1 translation globale de la chaîne image 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 rotations indépendantes
Nombre de paramètres	4 paramètres : <ul style="list-style-type: none"> - u_0, v_0, α. - SOD 	23 paramètres : <ul style="list-style-type: none"> - u_0, v_0 et α. - Les paramètres du mouvement : <ol style="list-style-type: none"> 1. \mathbf{E}_0 2. (P_C, \vec{u}_C) et (P_P, \vec{u}_P) 3. λ_0, λ_1 	20 paramètres : <ul style="list-style-type: none"> - u_0, v_0 et α. - Les paramètres du mouvement : <ol style="list-style-type: none"> 1. SOD 2. $[\mathbf{R}_b \mathbf{T}_b]$ 3. ϵ 4. \mathbf{R}_o 5. \mathbf{E}_0
Calibrage	non	oui : la focale et les paramètres du mouvement sont calibrés (21 paramètres).	oui : tous les paramètres sont calibrés (20 paramètres).
Positions de calibrage	Pas de procédure	2 ensembles de 3 positions : <ul style="list-style-type: none"> - $\text{SID}=120$ cm, $C=0$ et $P \in [-70; 0; +70]$ - $\text{SID}=120$ cm, $P=0$ et $C \in [-30; 0; +30]$ 	2 ensembles de 7 positions : <ul style="list-style-type: none"> - $\text{SID}=120$ cm, $C=0$ et $P \in [-30; -15; -5; 0; 5; 15; 30]$ - $\text{SID}=120$ cm, $P=0$ et $C \in [-20; -15; -10; 0; 10; 15; 30]$

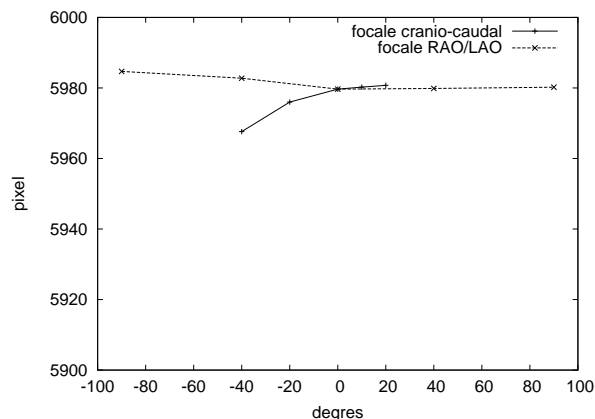
TAB. 4.1 – Modèle de l'arceau : les hypothèses et les paramètres pour chacune des approches

4.4 Caractérisation mécanique de l'arceau vasculaire

Dans le chapitre 2, nous avons effectué des mesures de paramètres intrinsèques, essentiellement autour de l'axe de rotation du P . Dans les sections qui suivent, nous donnons une analyse à la fois des paramètres intrinsèques et extrinsèques afin de caractériser le comportement de l'arceau autour de ces axes P et C . Dans ce but, nous partons du modèle de Kerrien et évaluons si les hypothèses de mouvements sont justifiées mécaniquement. Nous utilisons le calibrage multi-image pour effectuer ces mesures. Les expériences sont rapportées dans ce qui suit.



(a) Le point principal



(b) Distance focale

FIG. 4.3 – Effets des déformations mécaniques. Variation du point principal (u_0, v_0) (a) et de la distance focale (b) pendant un mouvement d'arceau.

4.4.1 Conditions expérimentales

L'arceau a été étudié selon chacun de ses axes C et P de manière indépendante. Nous avons choisi de travailler en champ de 20 cm avec des matrices image 1000×1000 acquises avec le protocole DSA. Nous définissons l'ensemble des positions d'étude par : $\mathcal{P}_C = \{(C, P) \mid P = 0 \text{ \& } C \in \{-40^\circ, -20^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ\}\}$ et $\mathcal{P}_P = \{(C, P) \mid C = 0 \text{ \& } P \in \{-90^\circ, -40^\circ, 0^\circ, 40^\circ, 90^\circ\}\}$. Un calibrage multi-image (30 images) a été effectué pour chacune des orientations de \mathcal{P}_C et \mathcal{P}_P . Nous présentons les résultats et leurs analyses dans la suite.

4.4.2 Comportement des paramètres internes

Nous présentons dans la figure 4.3 les valeurs de paramètres intrinsèques en fonction de l'orientation prise par l'arceau, à savoir le point principal (u_0, v_0) et la distance focale. Nous rappelons que les paramètres intrinsèques sont connus avec une précision de l'ordre de 0.4 mmm (voir section 2.6.4).

La distance focale

Les résultats indiquent que la distance focale présente un intervalle de variation assez restreint quelles que soient les valeurs de C et P (voir figure 4.3). Les variations observées sont au maximum de 8 pixels

pour un mouvement d'arceau autour de l'axe du P et de 12 pixels pour un mouvement d'arceau autour de l'axe du C . La variation de focale est surtout observable pour les mouvements d'arceau effectués autour de l'axe de rotation du C .

Cependant, cette variation représente moins de 1/500 de la distance totale (soit 1 à 2 millimètres en unité métrique). Dans [Ker00], il est indiqué qu'une erreur de 1 mm sur la distance focale provoque une erreur de 0.18 pixels dans le plan image. Nous négligeons donc ce phénomène et considérons que la distance focale peut être considérée constante quel que soit le point de vue pris par l'arceau.

Le point principal

Les courbes de la figure 4.3.b montrent une variation significative de u_0 lorsque l'arceau est bougé autour de l'axe du P . Les variations peuvent atteindre une amplitude de 25 pixels c'est-à-dire 4 mm. Lorsque l'arceau est bougé selon l'axe du C , les variations de u_0 sont plus difficiles à observer. La variation maximale est de 5 pixels soit 2.5 fois la valeur de l'écart type de la mesure. Il est possible que la variation du point principal ne soit pas facilement visualisable de par les faibles amplitudes angulaires atteignables selon cet axe. Ces résultats indiquent également que le paramètre v_0 est beaucoup plus stable que le paramètre u_0 . Les différences maximales observées sont de 5 pixels (soit 1 millimètre).

Les modèles proposés devront inclure les variations du paramètre u_0 pour représenter le comportement mécanique de l'arceau.

4.4.3 Comportement des paramètres de la rotation

Dans la section précédente, nous avons analysé les variations de paramètres intrinsèques en fonction de l'orientation prise par l'arceau vasculaire. Nous allons maintenant utiliser les paramètres extrinsèques issus du calibrage multi-image (déterminés aux positions des ensembles \mathcal{P}_C et \mathcal{P}_P) pour étudier les déplacements de l'arceau. Ces paramètres extrinsèques sont stables et précis puisque obtenus avec des paramètres intrinsèques stables, limitant ainsi le phénomène de compensation entre les paramètres intrinsèques et extrinsèques. En combinant les paramètres extrinsèques de chaque position, nous allons être capable de déterminer de manière précise le déplacement de l'arceau. Cependant, pour effectuer cette analyse nous devons fixer un repère monde commun à tous les paramètres extrinsèques. Dans ce but, un sous-ensemble d'images est acquis pour les orientations de \mathcal{P}_C et \mathcal{P}_P (une image par position) sans bouger l'hélice. Ce sont les paramètres extrinsèques issus de ces positions d'hélice que nous allons utiliser dans la suite de l'analyse.

Nous appelons une orientation simple d'arceau une orientation qui est soit autour de l'axe du P , soit autour de l'axe du C exclusivement. De manière équivalente, nous appelons un déplacement simple d'arceau le fait de bouger l'arceau d'une position à une autre selon un unique axe de rotation (l'axe du P ou du C). Pour caractériser le déplacement de l'arceau suivant chaque axe, nous calculons l'ensemble des déplacements simples \mathbf{D} par rapport à la position antéro-postérieure ($C = P = 0$) :

$$\mathbf{D} = \mathbf{E}_0^{-1} \mathbf{E}$$

où \mathbf{E} est la matrice des paramètres extrinsèques d'une orientation simple et \mathbf{E}_0 la matrice des paramètres extrinsèques de la position antéro-postérieure.

La connaissance précise des paramètres extrinsèques nous permet d'avoir une mesure précise du mouvement de l'arceau depuis la position antéro-postérieure. Par la conception de la machine, les déplacements \mathbf{D} sont principalement formés d'une rotation autour d'un axe. Cependant, rien ne prouve que cet axe soit constant quel que soit le mouvement effectué par l'arceau ou bien que le mouvement soit constitué d'une rotation unique.

Suivant le modèle de déplacement de [KVL⁺98, Ker00] et à des fins d'étude, nous avons défini \mathbf{D} :

$$\mathbf{D} = [\mathbf{R}_{\theta+\theta_{err}} | (\mathbf{Id} - \mathbf{R}_{\theta+\theta_{err}})O + \Delta T]$$

où :

- \mathbf{R}_θ est une rotation d'angle θ fournie par les capteurs d'angles autour de l'axe paramétré par le vecteur \vec{v} et le point O . O est le point sur l'axe de rotation le plus proche de l'origine du repère monde.

	$O [x,y,z]$ (mm)	$\vec{v} [x,y,z]$	ϕ ($^\circ$)	θ_{err} ($^\circ$)
moyenne	[0.72 4.86 -0.04]	[0.0 0.01 0.999]	0.06	0.09
écart type	[0.9 0.67 0.003]	[0.0 0.0 0.0]	0.02	0.15

TAB. 4.2 – Analyse par axe des paramètres de rotation autour du P

	$O [x,y,z]$ (mm)	$\vec{v} [x,y,z]$	ϕ ($^\circ$)	θ_{err} ($^\circ$)
moyenne	[1.75 0.53 -29.04]	[0.37 -0.93 0.01]	0.48	0.4
écart type	[0.33 0.17 1.20]	[0.01 0.0 0.01]	0.30	0.2

TAB. 4.3 – Analyse par axe des paramètres de rotation autour du C

- θ_{err} est l'angle de rotation résiduelle.
- $\Delta T = \lambda \vec{v}$ la translation résiduelle du mouvement rigide **D**.

Nous avons analysé les paramètres du déplacement en fonction de l'axe *C* et *P*. Nous reportons dans le tableau une analyse statistique des paramètres de **D** en fonction des 2 axes de rotation de l'arceau :

- La position 3D moyenne de *O* et sa déviation.
- Le vecteur moyen de l'axe de rotation et son écart type.
- La déviation angulaire ϕ de \vec{v} à sa valeur moyenne.
- La différence θ_{err} entre les angles de rotation extraits du déplacement **D** et ceux fournis par les données capteurs.

Les mesures sur la position du point *O* et la déviation angulaire ϕ de \vec{v} à sa valeur moyenne montrent que l'hypothèse de stabilité des axes est vérifiée. En effet, la direction du vecteur \vec{v} varie très peu quel que soit le mouvement effectué. On remarque une légère variation de la position du point *O* mais qui reste dans des proportions inférieures au millimètre pour un mouvement autour du *P* et à peine supérieure pour un mouvement autour du *C*.

Pour les orientations d'arceau prises autour du *P*, la différence θ_{err} entre les angles de rotation extraits du déplacement **D** et ceux fournis par les données capteurs est très petite (erreur moyenne égale à 0.1 degré). Pour cet axe, les valeurs angulaires données par le système sont donc fiables et comparable à la précision donné par GE Healthcare sur les capteurs d'angle. Pour les orientations autour de l'axe du *C*, il existe une différence plus importante (erreur moyenne égale à 0.4 degré). Nous rappelons que théoriquement les capteurs d'angle devraient être précis à 0.1 degrés près. Le niveau d'erreur que nous obtenons est donc 4 fois supérieur à cette valeur montrant une imprécision anormale du capteur autour de cet axe. Cela pourra être à l'origine d'une erreur de recalage. Une erreur de 0.5 degré sur l'angle de rotation peut provoquer une erreur d'environ 1 millimètre dans le plan image [Ker00].

La norme de ΔT (qui représente la translation globale de la chaîne image) est au plus égale à 0.2 mm lorsque les mouvements sont effectués autour de l'axe de rotation du *C*. Cette valeur est assez faible et ne pourra engendrer d'erreur supérieure au pixel dans le plan image. A l'opposé, ΔT ne peut être négligé lorsque les déplacements d'arceau sont effectués selon l'axe *P*. Les variations de la norme de ΔT peuvent atteindre une amplitude de 3.5 mm. La figure 4.4 montre l'évolution du paramètre λ en fonction de l'orientation prise par l'arceau.

En conclusion, nous pouvons affirmer que les hypothèses de rotation sont valides pour des mouvements autour de l'axe *C*. Une erreur sur le capteur de position pourra néanmoins être à l'origine d'une imprécision. Pour des mouvements autour de l'axe *P*, une translation résiduelle parallèle à l'axe de rotation devra être prise en compte pour que le recalage soit précis.

4.4.4 Analyse mécanique de l'arceau

L'effet principal observé sur les paramètres intrinsèques est une variation du paramètre u_0 lorsque l'arceau bouge autour de l'axe *P*. La variation de u_0 s'interprète comme une translation relative du point focal par rapport au plan image ou inversement du plan image par rapport au point focal. Nos connaissances mécaniques de l'arceau de GE Healthcare nous laissent penser que c'est le point focal

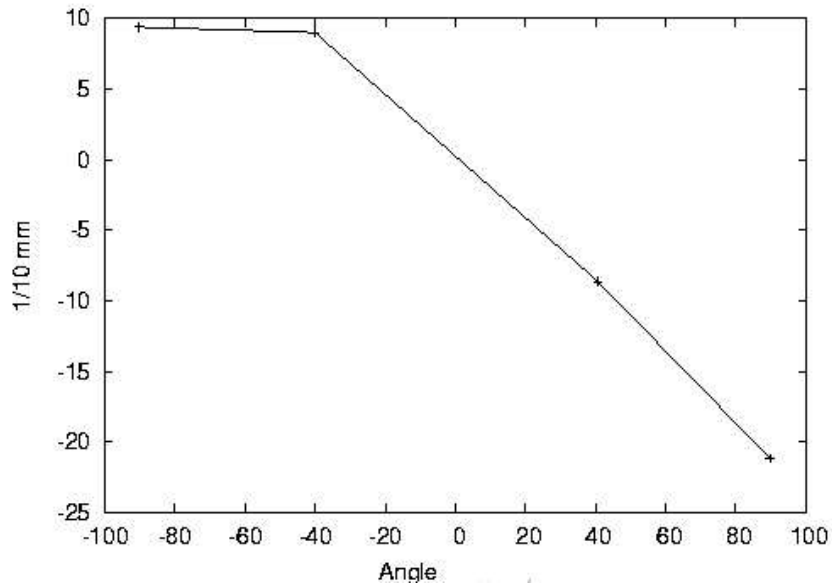


FIG. 4.4 – Translation résiduelle de la chaîne image due aux déformations mécaniques

qui bouge et non le plan image. A cause du poids du tube RX, la pièce mécanique qui relie le tube RX à l'arceau vasculaire subit des contraintes mécaniques importantes. L'effet des forces de gravitation provoque un mouvement du tube RX dans le plan perpendiculaire à l'axe de rotation du P lorsqu'on bouge l'arceau selon cet axe. Ce plan se projette dans le plan image principalement selon les lignes du plan image. Il en résulte que les déformations selon cet axe provoquent une variation du paramètre u_0 . On aurait pu s'attendre à un phénomène symétrique pour des mouvements d'arceau autour de C impliquant une variation du paramètre v_0 . Cependant, la faible amplitude des valeurs angulaires autorisées pour le C ne permet pas d'observer ce phénomène.

Pour ce qui est des paramètres de mouvement, une translation résiduelle proportionnelle à l'axe de rotation autour du P est à prendre en compte lorsqu'on bouge l'arceau selon le P . Ce phénomène est provoqué par la déformation du bras qui lie l'arceau vasculaire à l'ensemble de la machine. Plus l'arceau est bougé en rotation selon P , plus le bras est contraint et se déforme. Par ailleurs, le modèle de rotation est parfaitement valide suivant l'axe du C .

Les effets mécaniques que vous venons de décrire sont pris en compte dans les modèles présentés dans la section 4.5.

4.5 Les modèles de l'arceau pour le recalage 3D-2D

4.5.1 Proposition de deux modèles paramétriques de l'arceau

Modèle \mathcal{M}_m

Selon les mesures que nous venons de présenter, \mathbf{D}_C est une rotation d'angle C (où C est lu sur le capteur de position), paramétrée par un vecteur \vec{v}_C et un point fixe O_C . \mathbf{D}_P est une rotation d'angle P lu sur le capteur et paramétrée par le vecteur \vec{v}_P et le point fixe O_P associé à une translation le long de cet axe d'amplitude λ . A la vue de la forme générale de la fonction (cf. figure 4.4), nous avons testé plusieurs familles de fonctions (polynôme d'ordre 2, 3 et spline). Nous avons remarqué lors du calibrage des modèles (les procédures sont décrites dans la section 4.5.2) qu'un polynôme du troisième ordre donne de bons résultats en terme de résidu : $\lambda = \sum_{i=0}^3 \lambda_i P^i$.

Le paramètre v_0 est constant, et la distance focale f dépend seulement de la SID. Par ailleurs, selon les expériences que nous avons déjà décrites u_0 varie également comme une fonction de P . La figure 4.3

suggère également une variation polynômiale. Aussi un polynôme de degré 3 qui donne de bons résultats en terme de résidu lors du calibrage a été retenu : $u_0 = \sum_{i=0}^3 \mu_i P^i$.

Nous avons alors construit le modèle dénoté \mathcal{M}_m reproduisant les propriétés mécaniques de l'arceau. \mathcal{M}_m est paramétré par le vecteur :

$$\phi_m = \{\mathbf{E}_0; \vec{v}_P, O_P; \vec{v}_C, O_C, (\lambda_i)_{i=0..3}; (\mu_i)_{i=0..3}, v_0, f\}$$

\mathbf{E}_0 étant les paramètres extrinsèques de la position de référence. ϕ_m est composé de 28 paramètres au total.

Modèle \mathcal{M}_f

Afin d'estimer le gain en précision que nous obtenons en laissant libre le paramètre u_0 , nous avons considéré un modèle à paramètres intrinsèque constants. Nous verrons dans la section 4.5.2 que même si on perd en précision mécanique avec ce modèle la procédure de calibrage est plus simple à mettre en œuvre sur site clinique. Ainsi, le modèle diffère du précédant uniquement par le fait de considérer u_0 constant. Ce modèle est noté \mathcal{M}_f et paramétré par le vecteur :

$$\phi_f = \{\mathbf{E}_0; \vec{v}_P, O_P; \vec{v}_C, O_C, (\lambda_i)_{i=0..3}; u_0, v_0, f\}$$

ϕ_m est composé de 25 paramètres.

Nous avons décrit dans cette section deux modèles que nous avons construit compte tenu des caractéristiques mécaniques de l'arceau vasculaire. Ces modèles permettent, par la connaissance des données capteurs SID , P et C , de déterminer la matrice de projection \mathbf{M}_{capt} qui correspond à la position courante de l'arceau. Le lecteur pourra trouver en annexe A le moyen de calculer la matrice \mathbf{M}_{capt} .

4.5.2 Calibrage des modèles

Afin de déterminer en temps réel les paramètres d'acquisition de \mathbf{M}_{capt} par la connaissance des données capteurs, les vecteurs ϕ_f et ϕ_m doivent être calibrés. Nous donnons les procédures développées pour chacun des modèles.

Modèle \mathcal{M}_f

Le modèle \mathcal{M}_f modélise les mêmes phénomènes mécaniques que ceux proposés dans [Ker00]. Dans [Ker00], les paramètres du modèles sont déterminés de manière séparée sans assurer de cohérence globale entre les paramètres. Nous proposons de modifier la procédure de calibrage afin d'améliorer la précision du recalage 3D-2D.

Dans notre travail, nous utilisons une approche globale pour estimer le vecteur solution. Dans le modèle \mathcal{M}_f les paramètres intrinsèques sont constants. Nous pouvons donc utiliser directement la procédure de calibrage multi-image décrite dans le travail de Lavest [LVD98] pour estimer le vecteur ϕ_m . L'arceau est ainsi orienté selon plusieurs incidences afin de créer une collection de points de vue de différents (soit l'ensemble \mathcal{P}_{CP}). Nous avons choisi de prendre $\mathcal{P}_{CP} = \mathcal{P}_C \cup \mathcal{P}_P$. Pour chacune des positions de \mathcal{P}_{CP} , une image RX de la mire hélice est acquise sans que l'hélice soit bougée entre les acquisitions. Nous utilisons ensuite cet ensemble d'images pour calibrer les composants du vecteur ϕ_f , les paramètres intrinsèques étant communs à toutes les images acquises. Le critère E_f est l'erreur de reprojection (\mathcal{E}_r) moyenne calculée avec les points de l'hélice et définie par :

$$\phi_f = \text{argmin}(E_f) \quad \text{avec} \quad E_f = \frac{1}{L} \sum_{\mathcal{P}_{CP}} \mathcal{E}_r(\mathbf{M}_{\text{capt}})$$

où L est le nombre de positions de calibrage dans \mathcal{P}_{CP} et \mathbf{M}_{capt} la matrice de projection construite avec les données capteurs. Par ce biais, nous permettons aux paramètres du modèle de s'adapter pour combler les erreurs de modélisation et produisons une erreur de recalage minimale dans le plan image.

Modèle \mathcal{M}_m

Pour calibrer ϕ_m , notre première approche a été de procéder (comme dans la section précédente) en minimisant l'erreur de reprojection sur un ensemble d'images de la mire obtenues aux positions de \mathcal{P}_{CP} (une par position). Nous avons remarqué que ce critère n'est pas adapté pour le calibrage des paramètres de la fonction modélisant u_0 . Dans cette procédure, une unique image de la mire RX est utilisée par position pour le calcul du résidu. Or, nous savons qu'une erreur sur u_0 peut être compensée par les autres paramètres en terme d'erreur de reprojection dans le plan image. Nous avons observé que l'optimisation de ce critère mène à la détermination d'un modèle à u_0 constant alors qu'en pratique nous savons que u_0 est variable.

Nous avons donc ajouté un terme spécifique au critère de minimisation qui pénalise une erreur sur le choix de u_0 . Nous effectuons pour chaque position de \mathcal{P}_{CP} une acquisition multi-image (N=30) en plus des autres images déjà acquises. Nous ajoutons au résidu global le résidu du calibrage multi-image effectué pour chacune des positions de \mathcal{P}_{CP} . Cela nous permet d'obtenir une courbe d'évolution de u_0 qui soit égale aux mesures que nous avons faites dans la section 4.4.

Le critère est donné par :

$$\phi_m = \operatorname{argmin}(E_m) \quad E_m = \frac{\gamma}{L} \sum_{\mathcal{P}_{CP}} \mathcal{R}_m + E_f$$

où :

- $\frac{1}{L} \sum_{\mathcal{P}_{CP}} \mathcal{R}_m$ est la somme des résidus d'un calibrage multi-image effectué pour chaque position de \mathcal{P}_{CP} avec les paramètres intrinsèques du modèle (voir section 2.5 pour le calibrage multi-image). Ce critère concerne uniquement la détermination des paramètres intrinsèques du modèle. Il est nécessaire d'acquérir 30 images par position de \mathcal{P}_{CP} pour le déterminer.
- Le deuxième terme E_f est l'erreur de reprojection moyenne calculée pour chacune des positions de \mathcal{P}_{CP} . Il va permettre la détermination de tous les paramètres du modèle (paramètres du mouvement et paramètres intrinsèques). Comme décrit dans le paragraphe précédent, on acquiert pour chaque position de \mathcal{P}_{CP} une unique image RX de l'hélice sans la bouger entre les acquisitions.

Nous fixons γ à 1000 pour balancer l'influence des 2 termes sur \mathcal{R} .

4.5.3 Sélection d'un modèle de l'arceau

Nous choisissons comme mesure de qualité du recalage 3D-2D l'erreur de reprojection dans le plan image. Cette mesure compare la position des billes de l'hélice segmentées avec celles projetées à l'aide de la matrice \mathbf{M}_{capt} donnée par les modèles paramétriques (voir l'équation 2.3). Les deux modèles ont été calibrés avec les méthodes que nous venons de décrire en utilisant les ensembles \mathcal{P}_C et \mathcal{P}_P .

Dans un but de validation, nous prenons également des images d'hélice dans des incidences d'arceau différentes de celles de \mathcal{P}_C et \mathcal{P}_P . Pour chaque orientation de cet ensemble test (voir la table 4.4), la matrice \mathbf{M}_{capt} a été construite à partir des données capteurs et l'erreur de reprojection associée a été déterminée. Nous reportons dans le tableau 4.4 les erreurs de reprojection en pixels pour chaque modèle et pour chaque orientation de l'étude.

Chaque modèle présente une erreur qui est en moyenne de 2.3 pixels ce qui représente 0.46 mm dans le plan image (taille pixel = 0.2mm). Dans les deux modèles et dans 84% des positions, l'erreur de reprojection est inférieure à cette valeur. On peut remarquer que les erreurs maximales correspondent à des valeurs de C élevées, qui peuvent être mises en relation avec l'imprécision du capteur du C .

Par ailleurs, aucune différence ne peut être notée en termes de précision (dans le plan image) entre les deux modèles. Lorsque u_0 est considéré constant, un phénomène de compensation permet vraisemblablement de combler l'erreur de modélisation et d'obtenir une précision satisfaisante dans le plan image. En effectuant une optimisation globale, on autorise une adaptation du modèle permettant la minimisation de l'erreur dans le plan image. Ainsi, un modèle rigide de l'arceau mène à un recalage précis bien que l'arceau présente des modifications de sa géométrie interne.

Nous avons en pratique sélectionné le modèle à paramètres intrinsèques constants \mathcal{M}_f pour nos besoins de recalage. Pour calibrer ce modèle, une seule image d'hélice est nécessaire par position de calibrage ce qui allège considérablement les procédures. Le modèle \mathcal{M}_m sera préféré pour une analyse mécanique de

C(°)	P(°)	\mathcal{M}_f	\mathcal{M}_m
-28.8	-40.4	1.1	0.72
-28.8	1.3	0.68	0.69
-28.8	40	1.12	1.2
-8.8	-90.4	0.38	0.29
-8.8	-39.1	0.38	0.34
-8.8	0.1	0.45	0.45
-8.8	41.1	0.52	0.45
-8.8	79.8	0.44	0.64
-0.3	-90.4	0.24	0.32
-0.3	-39.6	0.25	0.28
-0.3	0.4	0.26	0.26
-0.3	41.2	0.28	0.25
-0.3	80.3	0.32	0.32
19.1	-19.3	0.36	0.43
19.1	0.1	0.25	0.25

TAB. 4.4 – Erreur de reprojection en mm pour les matrices prédites avec les deux modèles. L’erreur moyenne pour le modèle \mathcal{M}_f est 0.47 mm (écart type=0.30). L’erreur moyenne pour le modèle \mathcal{M}_m est 0.46 mm (écart type=0.26).

l’arceau (chez GE Healthcare). Dans la suite, nous approfondissons son évaluation pour de multiples positions d’arceau en vu d’une intégration de la méthode à une application médicale.

4.6 Validation de la précision du modèle \mathcal{M}_f

Les mesures de précision que nous avons effectuées nous ont permis de faire une sélection entre les deux modèles paramétriques de l’arceau. Dans cette section, nous analysons l’erreur du modèle choisi (\mathcal{M}_f) pour de multiples orientations d’arceau et de multiples distances focales. Le but est de caractériser l’erreur de notre algorithme de recalage 3D-2D pour le plus grand nombre de positions d’arceau possibles afin de garantir la précision des applications fournies aux radiologues. Les mesures d’erreurs que nous produisons devront être comparées à l’erreur de positionnement de l’arceau déterminée dans la section 2.2.2 du chapitre 2. Nous rappelons que l’arceau a la capacité de se placer dans une position calibrée avec une précision de 0.66 mm dans le plan image. C’est la précision limite des méthodes de recalage 3D-2D utilisant les capteurs de position.

4.6.1 Les orientations pour le calibrage de \mathcal{M}_f

Nous redéfinissons l’ensemble des positions de calibrage \mathcal{P}_{CP} par : $\{P = 0 \ \& \ C \in [-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]\}$ et $\{C = 0 \ \& \ P \in [-90^\circ, -60^\circ, -40^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 40^\circ, 60^\circ, 90^\circ]\}$. Ces orientations ont été utilisées dans les expériences qui suivent pour calibrer le modèle \mathcal{M}_f .

4.6.2 SID fixe

Nous voulons dans cette expérience mesurer l’influence de l’orientation de l’arceau sur la qualité du recalage lorsque la SID est fixe. L’erreur a également été étudiée en fonction du type de mouvement effectué par l’arceau.

Dans le but de calibrer \mathcal{M}_f , une image RX a été acquise pour chacune des positions de \mathcal{P}_{CP} avec une SID de 118 centimètres. Pour la validation, nous avons également acquis des images RX de la mire hélice pour d’autres orientations d’arceau (c’est l’ensemble test). Ces images sont utilisées dans les expériences qui suivent pour calculer l’erreur de recalage 3D-2D. Nous rappelons que nous définissons

$C(^{\circ})$	$P(^{\circ})$	erreur (mm)
0	10	0.10
0	40.3	0.18
0	60.2	0.26
0	90	0.36
0	-10.2	0.13
0	-39.5	0.36
0	-60.1	0.24
0	-80.3	0.16
0	-90	0.20
-9.9	0	0.15
-20.2	0	0.29
-29.8	0	0.33
-40.9	0	0.43
10.4	0	0.11
19.7	0	0.34

TAB. 4.5 – Erreur de reprojection (orientations simples d’arceau) pour les matrices déterminées par recalage basé capteur. L’erreur moyenne est de 0.25 mm ($\sigma=0.1$).

$C(^{\circ})$	$P(^{\circ})$	erreur (mm)
10	15.4	0.22
10	30.3	0.36
-19.7	-20.4	0.40
-30.4	59.8	1.05
-39.8	50.4	1.38
-39.8	-20.3	0.58
-15.1	15.4	0.38

TAB. 4.6 – Erreur de reprojection (orientations complexes d’arceau) pour les matrices déterminées par recalage basé capteur. L’erreur moyenne est de 0.7 mm ($\sigma=0.42$).

une orientation simple de l’arceau, lorsque celui-ci est orienté selon le P ou le C exclusivement et une orientation complexe, lorsque l’arceau est orienté selon les deux axes. Dans cette expérience, l’ensemble test est composé d’orientations simples (voir la table 4.5) et d’orientations complexes de l’arceau (voir la table 4.6). Pour chacune des orientations décrites dans les tables 4.5 et 4.6, nous avons déterminé l’erreur de reprojection.

Pour les orientations simples, l’erreur moyenne est de 0.25 mm et est toujours inférieure à 0.43 mm. Pour les orientations complexes, l’erreur moyenne est de 0.7 mm. Cette erreur est à peine supérieure à l’erreur de positionnement de l’arceau (soit 0.66 mm).

4.6.3 SID variable

Dans cette expérience, nous évaluons l’influence de la SID sur la qualité du recalage 3D-2D basé capteurs.

Une nouvelle fois, les paramètres du modèle ont été calibrés avec l’ensemble \mathcal{P}_{CP} mais avec une SID intermédiaire de 105 cm. Dans un but de validation, des images de la mire de calibrage ont aussi été acquises à des orientations différentes. L’ensemble test peut ici être divisé en 3 sous-ensembles :

1. L’ensemble test 1 : les orientations d’arceau utilisées pour calibrer le modèle (voir la table 4.7).
2. L’ensemble test 2 : des orientations simples d’arceau mais avec des valeurs de SID différentes de

$C(^{\circ})$	$P(^{\circ})$	erreur (mm)
0	0	0.01
0	-9.8	0.03
0	-39.5	0.1
0	-60.2	0.18
0	-89.8	0.26
0	-80.9	0.25
0	10.3	0.41
0	40.1	0.33
0	60.1	0.27
0	89.5	0.33
9.8	0	0.08
20	0	0.15
29.6	0	0.23
-9.8	0	0.18
-19.6	0	0.23
-29.6	0	0.29

TAB. 4.7 – Erreur résiduelle aux positions utilisées pour calibrer le modèle (SID=104.5 cm). L’erreur moyenne est de 0.2 mm (std=0.12).

celle utilisées pour calibrer le modèle (voir la table 4.8).

3. L’ensemble test 3 : des orientations complexes d’arceau pour des valeurs de SID différentes de celles utilisées pour calibrer les paramètres du modèle (voir la table 4.9).

Ces résultats sont reportés dans les tableaux 4.8 et 4.9. Ils indiquent que le changement de focale induit une imprécision moyenne de 0.6 mm quand l’arceau est dans une orientation simple même si la SID est modifiée. Une nouvelle fois, ce niveau d’erreur est égal à l’erreur de positionnement de l’arceau.

Avec des orientations complexes d’arceau (voir le tableau 4.9) l’erreur augmente mais reste inférieure à 1.25 mm. L’effet visuel d’une telle erreur est évalué dans les expériences qui suivent.

4.6.4 Perception visuelle de l’erreur sur fantôme vasculaire

Nous avons utilisé un fantôme vasculaire pour évaluer l’effet visuel d’une erreur de recalage 3D-2D. Nous avons superposé le modèle 3DXA aux images fluoroscopiques en utilisant les paramètres d’acquisition fournis par notre recalage 3D-2D. Le but est de vérifier que le niveau de précision atteint est satisfaisant visuellement avant d’utiliser ce recalage dans des conditions cliniques.

Le fantôme est injecté avec un produit de contraste et une acquisition rotationnelle est effectuée afin de produire une 3DXA du fantôme. Dans un second temps, une image fluoroscopique est prise pour 2 orientations d’arceau (SID= 118 cm) :

- P_1 : $P = 8.8^{\circ}$ et $C = 41.1^{\circ}$
- P_2 : $P = -40.4^{\circ}$ et $C = 28.8.1^{\circ}$

Nous donnons dans les figures 4.5 les images fluoroscopiques avant et après superposition. Nous utilisons des images de la mire de calibrage pour calculer l’erreur de reprojection dans ces mêmes positions. L’erreur moyenne de la position P_1 est de 0.45 mm. Le recalage correspond d’un point de vue visuel à une superposition parfaite. L’erreur moyenne en P_2 est de 1.2 mm. De petites erreurs sont perceptibles quand on analyse la superposition de la figure 4.5.d (voir les flèches). Cependant, la superposition est tout à fait satisfaisante d’un point de vue visuel.

SID (cm)	$P(^{\circ})$	$C(^{\circ})$	erreur (mm)
114.5	0	0	0.56
114.5	-9.8	0	0.62
114.5	-39.5	0	0.82
114.5	-60.2	0	0.91
114.5	-89.8	0	1.26
114.5	-80.3	0	1.07
114.5	10.3	0	0.24
114.5	40.1	0	0.33
114.5	60.1	0	0.34
114.5	89.5	0	0.76
114.5	0	9.8	0.58
114.5	0	20	0.6
114.5	0	29.6	0.62
114.5	0	-9.8	0.67
114.5	0	-19.6	0.68
114.5	0	-29.6	0.78
95	0	0	0.5
95	-9.8	0	0.57
95	-39.5	0	0.88
95	-60.2	0	1.11
95	10.3	0	0.75
95	40.1	0	0.55
95	60.1	0	0.47
95	0	9.8	0.62
95	0	20	0.74
95	0	29.6	0.84
95	0	-9.8	0.41
95	0	-19.6	0.42

TAB. 4.8 – Erreur de reprojection pour les matrices déterminées par le modèle quand les orientations diffèrent uniquement de celles utilisées pour le calibrage par la valeur de la SID. L'erreur moyenne est de 0.66 mm ($\sigma=0.24$).

SID	$P(^{\circ})$	$C(^{\circ})$	erreur (mm)
109.7	0	0	1.04
99.5	-39.5	0	0.84
109.5	-89.8	0	1.04
101.9	10.3	0	1.00
107.6	60.1	0	0.76
111.9	0	9.8	1.07
97.5	0	29.6	0.98
112.4	0	-19.6	1.12
110	-9.8	0	1.05
100.1	-60.2	0	0.80
110.1	-80.3	0	1.01
102.2	40.1	0	0.89
108.4	89.5	0	0.67
112	0	20	1.04
111.5	0	-29.6	1.11
104.5	7.3	0	0.96
104.5	-9.8	-11.3	0.96
118.8	-6.7	28.7	1.23
110.4	28.1	-30.7	1.24
104.9	19.9	13.1	0.95
100.3	-56.4	-13.8	0.93
105.7	23.3	-31.6	1.18

TAB. 4.9 – Erreur de reprojection pour les matrices déterminées par le modèle. Les orientations et la SID sont différentes de celles de l'ensemble de calibrage. L'erreur moyenne est de 0.99 mm ($\sigma=0.4$).

4.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les modèles paramétriques de l'arceau vasculaire pour déterminer les paramètres d'acquisition d'une position en utilisant les données capteurs. Dans notre approche, nous nous sommes fixé l'objectif double de comprendre le comportement de l'arceau incluant les petites déformations mécaniques et de construire un modèle rendant compte de ce comportement réel de l'arceau.

Nous avons mené une campagne de mesures basée sur l'emploi de méthodes de calibrage robustes. Une analyse de chacun des axes nous a permis de montrer l'effet des déformations mécaniques sur les paramètres intrinsèques et extrinsèques. Les effets principaux observables sont surtout perceptibles selon l'axe du P . Nous avons caractérisé une variation du paramètre u_0 et un phénomène de translation de la chaîne image en plus de la rotation de l'arceau.

Ces caractéristiques mécaniques ont été prises en compte pour la construction d'un modèle réaliste de l'arceau permettant de déterminer la géométrie d'acquisition par la connaissance des données capteurs. Nous avons évalué ces modèles et il s'avère que la géométrie d'acquisition peut être déterminée avec une précision qui est en moyenne égale à **1mm** dans le plan image.

Afin de donner une première évaluation perceptive de cette erreur, nous avons utilisé un fantôme d'anévrisme pour évaluer l'effet visuel de cette erreur. Une géométrie d'acquisition connue avec une erreur de projection de 1.2 mm permet d'obtenir des images quasi parfaites d'un point de vue visuel.

Ces résultats nous ont encouragés à utiliser cet algorithme de recalage 3D-2D sur site clinique. Ainsi, nous avons développé une nouvelle technique qui consiste à superposer l'information volumétrique de la 3DXA sur l'image fluoroscopique temps réel de manière automatique. Dans le chapitre suivant, nous décrivons et évaluons la fluoroscopie augmentée dans des conditions cliniques avec les radiologues.

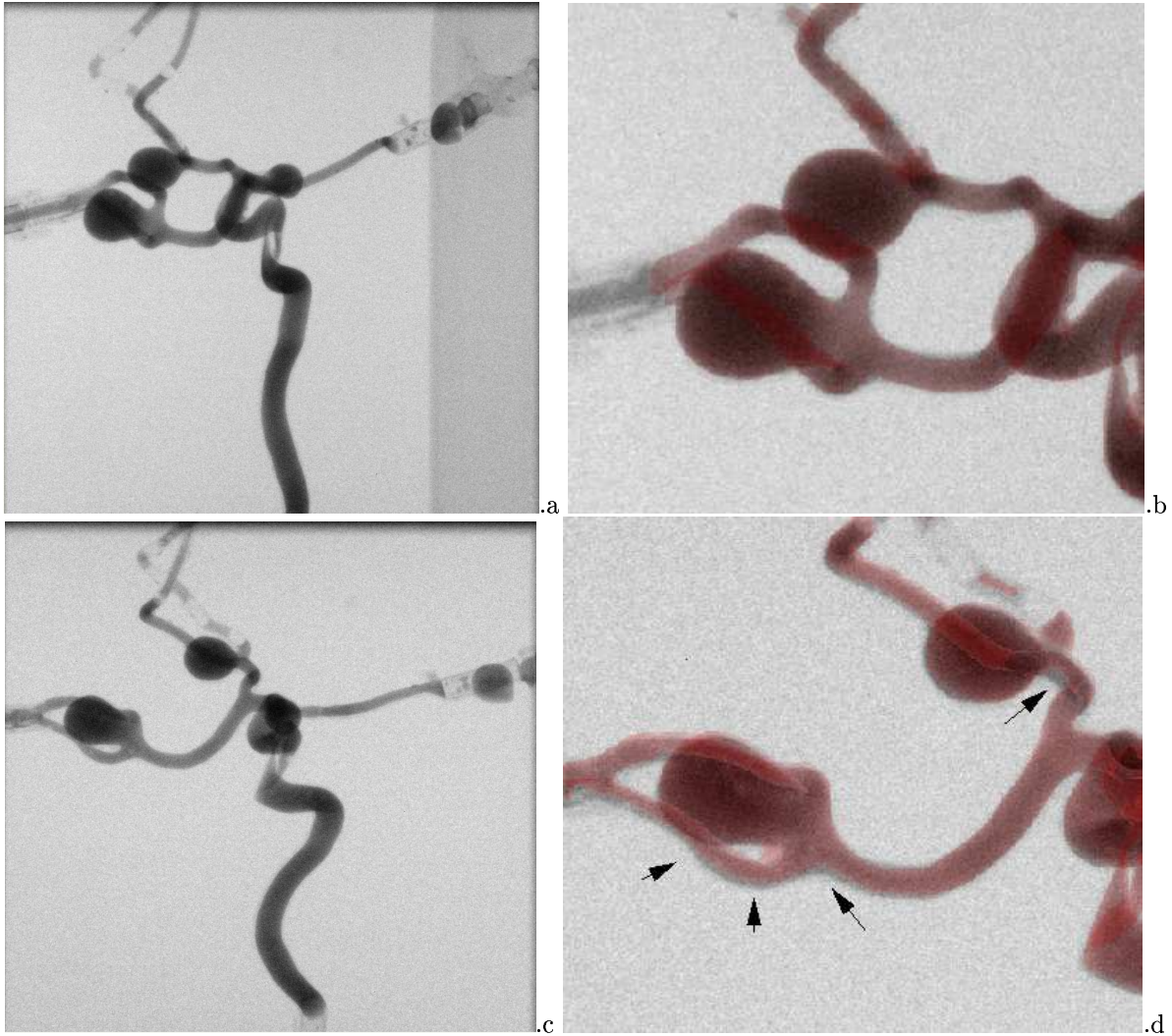


FIG. 4.5 – L'image 3DXA en rouge superposée aux images fluoroscopique du fantôme : image fluoroscopique injectée originale (a,c) et zoom de la superposition de la 3DXA à l'image fluoroscopique (b,d). (a,b) a été prise avec un arceau positionné à $P = 8.8^\circ$ et $C = 41.1^\circ$ tandis que (c,d) à $P = -40.4^\circ$ et $C = 28.8^\circ$. Les flèches montrent quelques petites erreurs visibles.

Chapitre 5

Fluoroscopie augmentée : validation et intérêt clinique

5.1 Introduction

Durant une procédure médicale, les neuroradiologues utilisent une technique d'imagerie temps réel appelée roadmap 2D. Ces images sont l'unique moyen dont dispose le médecin pour guider les outils thérapeutiques (guide, coils ...) jusqu'à la pathologie vasculaire. Or, cette technique présente des limitations que nous avons données en détails dans la section 1.6.1. Le problème principal est que les images de roadmap 2D sont des images de projection dans lesquelles les structures vasculaires se superposent. Il est difficile de bien comprendre le positionnement de l'outil par rapport aux vaisseaux du patient durant le guidage.

Une des possibilités pour lever les limitations du roadmap 2D est d'enrichir ou augmenter l'image fluoroscopique acquise en temps réel avec l'information volumétrique contenue dans la 3DXA. Nous avons appelé cette technique d'imagerie "fluoroscopie augmentée". Un prototype de fluoroscopie augmentée, intégrant notre algorithme de recalage basé capteur, a été développé avec GE Healthcare et installé au CHU de Nancy. En plus d'apporter une information volumétrique lors du guidage de l'outil, cette technique présente l'avantage de pouvoir être utilisée sans injection supplémentaire de produit de contraste et pour toutes les incidences de l'arceau. Dans ce chapitre nous validons la précision et initions la validation clinique de la technique avec les radiologues.

Nous commençons dans la section 5.2 par une description des systèmes médicaux de réalité augmentée existants. Dans la section 5.3, nous présentons le prototype de fluoroscopie augmentée qui a été installé au service de neuroradiologie à Nancy. Nous utilisons dans la section 5.4 des données cliniques collectées sur patients pour la validation dans des conditions réalistes. Enfin, nous analysons l'utilisation de cette technique sur un cas clinique dans la section 5.5. Les conclusions sont discutées dans la section 5.6.

5.2 Les systèmes médicaux de Réalité Augmentée (RA)

5.2.1 Quelques systèmes existants

Le premier système de réalité augmentée dans le domaine médical fût proposé par [BFO92] pour le guidage des ponctions. Une image vidéo du patient était fusionnée avec des images ultrason, ce qui donnait l'impression de voir les organes du patient à travers la peau. Dans ce manuscrit, on entend plus largement par système de RA un système dont l'objectif est de combiner des informations du monde réel (images per-opératoires, flux vidéo du patient, position d'un outil ...) avec des informations pré-opératoires (scanner, IRM, 3DXA). La plupart de ces systèmes a pour ambition de guider le geste du médecin durant une procédure médicale (actes de ponctions [MBN00, FDM⁺04, Nic04], neuronavigation [EKJ⁺00, PFJ05], craniotomie [GLPW⁺96]...). L'objectif est d'apporter au médecin une information 3D qui n'est pas accessible naturellement durant l'accomplissement du geste médical.

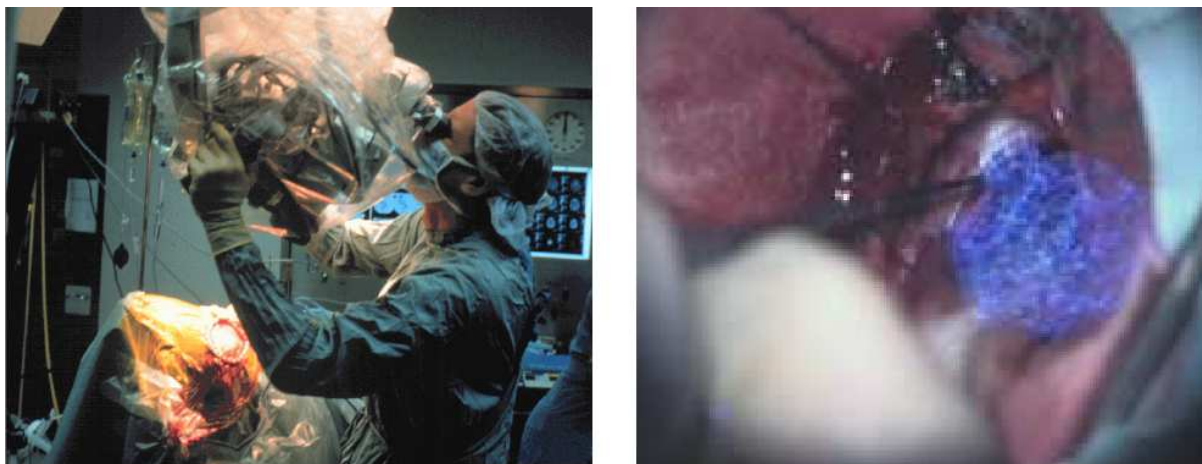


FIG. 5.1 – Exemple de système de réalité augmentée dans le domaine médical : projection des images pré-opératoires sur l'optique du microscope [EKJ⁺00] (système MAGI)

Les images pré-opératoires concernent l'anatomie interne du patient (cerveau, foie, artères, os, tumeurs...). Dans les procédures classiques, ces images sont utilisées pour préparer l'intervention mais ne sont pas mises en relation avec le patient durant le traitement. Dans le cas d'une ponction, le médecin intègre mentalement le positionnement de l'aiguille avec ses connaissances anatomiques et sa compréhension de la position 3D de la cible (par exemple une tumeur). De temps en temps, il peut acquérir une image per-opératoire (par exemple une image scanner) pour vérifier le positionnement réel de l'aiguille. L'intérêt des systèmes de réalité augmentée est de pouvoir montrer au médecin la scène chirurgicale mise en correspondance avec l'anatomie interne du patient pendant la procédure et en temps réel.

Les avantages sont potentiellement multiples. Les procédures médicales devraient être plus rapides et plus précises. L'utilisation d'un système de RA permettrait la réduction du nombre d'images per-opératoires. Enfin, on peut s'attendre à ce que le traitement soit effectué dans des conditions moins invasives pour le patient. Les systèmes de RA rendraient possible le traitement de cas clinique encore plus complexes par le médecin.

Cependant, bien que l'objectif de ces systèmes soit l'amélioration de la pratique médicale, peu ont été installés sur des sites cliniques et évalués par des médecins. Le transfert de la RA sur le terrain médical est un processus difficile. Il est d'abord nécessaire de collaborer étroitement avec une équipe médicale pour utiliser des données cliniques. De plus, la mise en œuvre requiert souvent des modifications techniques des systèmes d'imagerie nécessitant un partenariat avec un industriel. Enfin, avant d'être transférés, les systèmes doivent être testés avec rigueur. L'image est souvent le seul moyen dont dispose le médecin pour contrôler son geste. Une erreur de perception pourrait mener à des conséquences graves pour le patient.

Lorsque les systèmes sont évalués en clinique, les travaux antérieurs [EKJ⁺00, FDM⁺04, Nic04, PFJ05] montrent que c'est une étape primordiale pour valider les choix de conception et faire évoluer la technique. Dans cette section, nous avons isolé les principaux systèmes existants qui sont effectivement évalués sur site clinique par les médecins. Nous commençons ici par les décrire en termes d'applications médicales :

- En neuronavigation, le système MAGI [EKJ⁺00] permet la superposition de données pré-opératoires au champ de vue du neurochirurgien. La superposition se fait sur les optiques du microscope où sont fixés des miroirs semi-transparents. L'avantage de ce système est de proposer au neurochirurgien une visualisation des structures 3D à travers la surface du cerveau comme si le crâne et les tissus cérébraux étaient transparents (voir la figure 5.1).
- A Rennes, une équipe travaille également depuis plusieurs années sur le développement d'un système de neuronavigation multi-modal [PFJ05]. Ce système permet l'intégration aux optiques du microscope d'informations volumétrique diverses (les zones fonctionnelles, pathologiques...) qui ont été segmentées et recalées avant l'examen dans des images pré-opératoires (IRM et IRMf). Afin de ne

pas trop surcharger les images du microscope, seuls les contours des structures sont projetés sur les optiques. Avec ce système, le point de vue qui permet l'analyse de la scène chirurgicale est contraint par le microscope. Dans [PFJ05], il est proposé d'effectuer une reconstruction stéréoscopique de la surface du cerveau directement mise en relation avec les images pré-opératoires. L'avantage ici est que durant l'intervention le médecin peut manipuler le modèle 3D et adapter le point de vue.

- Dans [NMS99, MN03], une caméra vidéo est rigidement attachée à un arceau vasculaire calibré (ou système Camera-Augmented Mobile C-arm - CAMC). Cette caméra filme le patient et restitue sur un moniteur (ou un miroir transparent) une image vidéo fusionnée avec une image 3DXA pré-acquise avec l'arceau. Le système CAMC est employé pour guider l'aiguille d'une ponction [MBN00] ou placer une vis dans la colonne vertébrale du patient [HWEN06] sans que le médecin n'acquière d'images RX. Ainsi, la dose RX et le temps de procédure devront être réduits.
- Nicolau [Nic04] a développé un système complet de RA pour guider l'aiguille vers une pathologie lors d'une procédure de ponction du foie. Un système de caméra stéréoscopique filme le patient ainsi que la sonde et rend sur un moniteur une fusion avec des données pré-opératoires. Le médecin peut voir la position de son outil mise en relation avec la cible qu'il souhaite atteindre. Théoriquement, ce genre de système devrait permettre au médecin d'être plus précis tout en réduisant la dose RX reçue par le patient.
- On trouve aussi de plus en plus de systèmes commerciaux de navigation 3D (optiques et électromagnétiques) qui permettent la visualisation 3D d'un outil (aiguilles, cathéter ...) superposé à des données pré-opératoires volumétriques. Nous citons à titre d'exemples :
 - les systèmes de navigation optique Acustar¹⁷ [JFW⁺97], Vector Vision¹⁸ [GWL99] et Surgetics¹⁹. Les procédures de calibrage de ces systèmes sont standardisées afin de simplifier leurs mises en œuvre. L'intérêt clinique des applications est évalué en collaboration avec les médecins.
 - le système de navigation électro-magnétique NDI Aurora²⁰ et Biosense system²¹. Solomon a évalué sur animal l'intérêt de tels systèmes pour le placement de sonde [SMAV99] ou la cathérisation [SD03]. A notre connaissance, ces systèmes en sont au stade de l'évaluation clinique.
- Enfin, dans [SBHA05], l'image fluoroscopique utilisée pour la navigation du guide est augmentée par une image 3DXA. C'est une technique très similaire à la fluoroscopie augmentée que nous présentons dans ce chapitre. La technique a été utilisée pour le guidage de guide/cathéter et le traitement par voie endovasculaire en neuroradiologie interventionnelle. Il est rapporté que cette technique permet de réduire la dose, le produit de contraste injecté et le temps de procédure. L'article contient peu de détails sur la description technique de ce moyen d'imagerie.

Nous venons de donner une description des applications possibles des systèmes de RA sur le terrain clinique. Bien que les applications médicales et les technologies soient différentes, le développement de tels systèmes soulève des problèmes communs : la mise en relation des données pré-opératoires et per-opératoires, la visualisation des images de fusion, la validation des systèmes par rapport à la pratique médicale. Nous allons maintenant analyser plus en détails chacun de ces quatre points dans les sections suivantes.

5.2.2 La mise en correspondance des données

Le développement d'un algorithme de recalage entre les images pré-opératoires et le monde réel (position 3D de pointeur, flux vidéo, ...) est la pierre angulaire des systèmes de RA. Dans la plupart des travaux, l'hypothèse de rigidité de l'organe est formulée :

- Dans [GLPW⁺96], un scanner laser est utilisé pour produire une reconstruction de la peau du patient. Un critère surfacique permet le recalage de la reconstruction du scanner avec l'image pré-opératoire et le flux vidéo.
- Dans [JFW⁺97, GWL99, EKJ⁺00, Nic04, PFJ05], des marqueurs sont fixés sur le patient et/ou les outils puis détectés pour le recalage.

¹⁷<http://www.z-kat.com/cgi-bin/news.cgi>

¹⁸<http://www.brainlab.com/>

¹⁹<http://www.praxim.fr>

²⁰<http://www.ndigital.com/aurora.php>

²¹<http://www.biosensewebster.com/>

- Il existe également un ensemble de travaux qui utilisent un arceau vasculaire calibré pour produire un recalage direct avec l'image 3DXA acquise. Dans [vdK03], un système de navigation est calibré avec l'arceau vasculaire utilisé pour acquérir l'image 3D. Dans [NMS99, MN03] une caméra est attachée rigidement au même arceau. L'avantage de ce genre d'approche est que le recalage est direct et automatique durant le traitement.

Dans la littérature, un effort important est fourni pour mesurer la précision du recalage dans des conditions contrôlées (sur fantôme ou par simulation). Par exemple, dans [vWvdKC⁺04] la précision du recalage du système optique avec l'image 3DXA est évaluée en utilisant une mire optique. Maurer indique que la précision du système ACUSTAR est de 0.5-0.6 mm au laboratoire [JFW⁺97]. Edwards [EKJ⁺00] estime avec un fantôme que la précision du système MAGI est de l'ordre de 0.3-0.5 mm. Dans les travaux récents, la recalage est confronté aux contraintes de terrain ce qui permet d'évaluer de manière réaliste la précision des systèmes. La précision du recalage du système ACUSTAR dans des conditions cliniques est d'environ 0.7-1.4 mm [JFW⁺97] et il est montré que sa précision se dégrade avec le temps de la procédure. Edward [EKJ⁺00] montre que le niveau de précision du recalage du système MAGI en conditions cliniques est de 0.5-4 mm.

Les travaux antérieurs montrent donc que la validation clinique du recalage doit faire partie intégrante du développement de l'application. La précision déterminée dans des conditions cliniques est toujours moins bonne que dans des conditions contrôlées. De plus, quand le recalage est déterminé en ligne durant l'examen (position de caméra, nombre de marqueurs appariés...), il est difficile de garantir la qualité des images recalées. La précision de la détection des marqueurs influence par exemple la précision du recalage. [Nic04] a validé une méthode de propagation d'erreur pour déterminer l'erreur du système durant l'examen.

En conclusion, il est primordial que le médecin soit informé de l'erreur du système utilisé pour le traitement. L'image est souvent l'unique moyen dont il dispose pour contrôler le geste qu'il est en train d'effectuer.

5.2.3 La visualisation de la fusion

Une fois le recalage obtenu, une image fusionnée est produite et présentée au médecin. D'un point de vue technologique, il existe plusieurs moyens pour visualiser la fusion :

- une caméra rend sur un moniteur une représentation du monde réel sur laquelle est projeté un rendu volumique des images pré-opératoires recalées [GLPW⁺96, NPSA05, MBN00, HWEN06].
- un miroir semi-transparent [PTE95, MMN⁺00, MFD⁺02, FDM⁺04] est placé entre le champ opératoire et le chirurgien. Les images pré-opératoires sont projetées sur le miroir semi-transparent qui laisse également apparaître au chirurgien par transparence le monde réel.
- le médecin porte un casque ("Head Mounted Display" ou HMD) sur lequel un dispositif permet d'apporter au champs de vue du médecin les informations pré-operatoires en plus de la scène réelle [BFO92, SLG⁺96, FLR⁺98, RSL⁺01, SKBR01, BFH⁺02, VKS06].
- les informations sont directement projetées sur la peau du patient [WH01, GW03]. Ce moyen est encore peu développé.

Le lecteur trouvera dans [Azu97, RF00] un comparatif des différentes techniques. A ce jour l'utilisation des systèmes HMD est très limitée. Dans la plupart des solutions il existe un décalage entre les mouvements de la tête du médecin et la mise à jour de l'affichage. Par conséquent, cette technologie n'est pas encore employée sur le terrain médical. Les systèmes existants sont plutôt basés sur une fusion via des miroirs semi-transparentes ou un moniteur vidéo. Par exemple, en neuronavigation, l'augmentation peut se faire directement sur les optiques du microscope. L'objectif est de ne pas éloigner le médecin de sa tâche médicale. Dans [MMN⁺00, MFD⁺02, FDM⁺04], un miroir semi-transparent est placé entre le chirurgien et le patient afin que le médecin puisse à la fois voir la scène chirurgicale et le modèle 3D des organes du patients.

Par ailleurs, dans la majeure partie des travaux une segmentation du modèle 3D est effectuée avant la fusion pour ne pas surcharger les images. Si le nombre de structures à visualiser est trop importante la superposition de l'information virtuelle peut gêner le médecin dans l'accomplissement de son geste. En effectuant la fusion dans l'espace 3D [PFJ05], on permet au médecin d'éviter ce genre de problème.

D'autre part, un certain nombre de travaux [JEH02, EJH⁺04, SBHN06] tendent à montrer que le type de rendu peut avoir un impact sur l'accomplissement du geste médical. Il a été démontré dans [JEH02] que, même si le calibrage du système est précis, les effets de transparence donnés au modèle 3D peuvent être à l'origine d'une erreur d'interprétation du médecin. Dans [SBHN06], il a été demandé à plusieurs chirurgiens d'utiliser un système de RA pour atteindre une cible située dans un fantôme de patient. Les résultats montrent que le type de rendu modifie le positionnement final du pointeur. Dans [EJH⁺04], il est indiqué que le rendu du volume peut générer une imprécision de l'ordre de 2 millimètres. En conclusion, les choix de visualisation ont une influence non négligeable sur le geste qui va être effectué par le médecin. Ils doivent donc être évalués en collaboration avec les praticiens.

5.2.4 Intérêt clinique des systèmes de RA

Les apports sur la pratique médicale des systèmes de RA sont potentiellement multiples et doivent être évalués spécifiquement pour chaque application médicale. Comme nous l'avons déjà indiqué, on peut s'attendre par exemple à ce que ces systèmes permettent une diminution des temps de procédure médicale, une réduction de la dose reçue et une augmentation de la précision du geste au bénéfice du patient. Pour que la technique s'impose en routine clinique, il faut prouver son intérêt par rapport à la pratique courante. Afin de valider l'intérêt clinique du système de RA, deux types de critères cliniques peuvent être définis :

- Les critères quantitatifs. Ils sont basés sur une métrique et nécessitent une mesure de référence. Les mesures sont évidemment définies avec les médecins en fonction du but de la procédure et du contexte médical. On peut trouver par exemple ce genre d'évaluation dans [FDM⁺04] où la précision d'une procédure de ponction est évaluée sur cadavre. La mesure de référence du positionnement de l'aiguille est fournie par une acquisition tomographique lorsque l'aiguille est en place. Nicolau [NPSA05] compare le positionnement de la sonde avec son système à une procédure classique. Des expériences sur pièces anatomiques sont également rapportées dans [HWEN06] avec le système CAMC. Les travaux cliniques concernant les systèmes de navigation commerciaux sont plus abondants. Par exemple, Solomon [SMAV99, SD03] démontre l'intérêt d'un système de navigation électro-magnétique sur des expériences animales. Ou encore dans [TCB⁺03], un système de navigation couplé à une imagerie par ultrason [CTMT00] est étudié pour le placement des vis en orthopédie. Il est démontré que le système autorise un meilleur placement des vis orthopédiques et réduit la dose reçue par le patient. Cependant, la procédure est plus longue qu'une procédure conventionnelle. Soderman [SBHA05] a utilisé une technique de fluoroscopie augmentée pour le traitement par voie endovasculaire de pathologies cérébrales. Il indique que le temps de procédure, la dose et le produit de contraste sont réduits avec la RA. Des critères cliniques peuvent aussi être définis pour suivre les patients traités à plus long terme et évaluer si le traitement apporte une amélioration.

On trouve également dans la littérature des travaux [JGM06] proposant un modèle pour la validation des méthodes de traitement d'images. A terme, ce genre de modèle pourra être utilisé pour comparer les systèmes entre eux et conclure sur leur intérêt respectif pour une application donnée.

- Les critères perceptifs. Ils sont basés sur la perception qu'a le médecin du système lors de la procédure. Edwards a été l'un des premiers à évaluer avec les médecins l'intérêt d'un système de RA. On retrouve maintenant ce genre d'analyse dans la plupart des travaux. Les travaux récents vont de la description de l'utilisation du système de RA en conditions cliniques [GWL99, EKJ⁺00, EJH⁺04, PFJ05, SBHA05] à l'analyse d'un ensemble de critères médicaux comme dans [ABD⁺01, TCB⁺03]. Par exemple, lors de la mise en place sur site clinique de la 3DXA à Nancy, une grille d'évaluation (basée à la fois sur des critères quantitatifs et perceptifs) a été définie en collaboration avec les médecins dans le but de prouver son intérêt. Une étude sur plusieurs cas a permis de montrer que la 3DXA apportait des indications supplémentaires à la DSA pour le traitement des anévrismes intra-cérébraux [ABD⁺01].

5.2.5 Conclusion

Nous pensons que l'évaluation perceptive de la solution proposée doit faire partie intégrante du développement du système. Etudier la précision du recalage n'est pas suffisante, il faut évaluer l'apport du système sur la pratique médicale et valider les choix de conception des systèmes RA (technologie de visualisation, paramètres de fusion, etc). Dans notre travail, nous avons collaboré étroitement avec le service de neuroradiologie du CHU de Nancy pour initier la validation clinique du prototype de fluoroscopie augmentée tant au niveau quantitatif que perceptif.

5.3 Description de la fluoroscopie augmentée

Nous donnons dans cette section une description du prototype de fluoroscopie augmentée et des conditions d'utilisation. Le développement du prototype a été réalisé avec GE Healthcare.

5.3.1 Définition de fluoroscopie augmentée

Par fluoroscopie augmentée (ou FA-3D) on entend une application qui rend possible l'incrustation d'un modèle 3D des vaisseaux dans l'image fluoroscopique (en temps réel). Cette information n'est en pratique pas présente dans l'image fluoroscopique brute que ce soit sous une forme 2D ou 3D. Des discussions que nous avons pu avoir les radiologues, nous donnons les spécifications principales de cette nouvelle technique :

- Le recalage sera réalisé pour n'importe quelle incidence prise par l'arceau, en temps réel et pour tous les champs de vue.
- Cette tâche devra être effectuée de manière cohérente avec l'environnement réel. Par exemple, la projection de l'image 3DXA ne devra pas occulter l'information pertinente contenue dans l'image fluoroscopique (à savoir le guide, le cathéter ou les coils ...). L'opacité de l'image 3DXA doit pouvoir être adaptée.

Une telle application permettrait au praticien d'avoir sous les yeux, durant la navigation, une information 3D directement mise en relation avec les outils montrés dans les images fluoroscopiques.

5.3.2 Le prototype de fluoroscopie augmentée en routine clinique

Notre travail sur le recalage 3D-2D a été transféré à GE Healthcare et incorporé à un prototype de fluoroscopie augmentée installé en salle d'examen. Nous avons défini les spécifications du prototype en collaboration avec GE Healthcare. La réalisation technologique du prototype a été réalisé par GE Healthcare. Nous le présentons plus en détail dans cette section.

Pendant une procédure classique de radiologie interventionnelle, le radiologue utilise au moins trois écrans distincts : le premier montre les images fluoroscopiques ou de roadmap 2D sur lesquelles on peut voir le guide/cathéter en mouvement, le second est utilisé pour montrer une image de DSA acquise et le dernier pour montrer une image de 3DXA de l'anatomie 3D des vaisseaux du patient.

Pour proposer la fluoroscopie augmentée en salle, un système informatique a été ajouté. Il est relié à un moniteur vidéo (montrant les images de fluoroscopie augmentée au radiologue), aux cartes électroniques des capteurs de positions (via un port série) et il capte le flux vidéo de la fluoroscopie (via une fibre optique). Connaissant les angles de la machine nous sommes capables à tout moment, par le biais de notre algorithme de recalage 3D-2D, de produire un recalage entre l'image 3DXA et l'image fluoroscopique.

Pour effectuer la superposition de la 3DXA sur l'image fluoroscopique, le prototype commence par extraire la surface de l'image 3DXA avec un algorithme de *Marching Cube* [LC87]. Il est demandé à l'utilisateur de seuiliser l'image 3DXA avant l'extraction de la surface. Ensuite, la librairie graphique OpenGL²² est utilisée pour rendre le modèle vasculaire et fusionner l'image 3DXA avec l'image fluoroscopique. Une fois la surface extraite, la fusion entre l'image 3DXA et l'image fluoroscopique s'effectue en temps réel et s'adapte en fonction de la position de l'arceau.

²²www.opengl.org

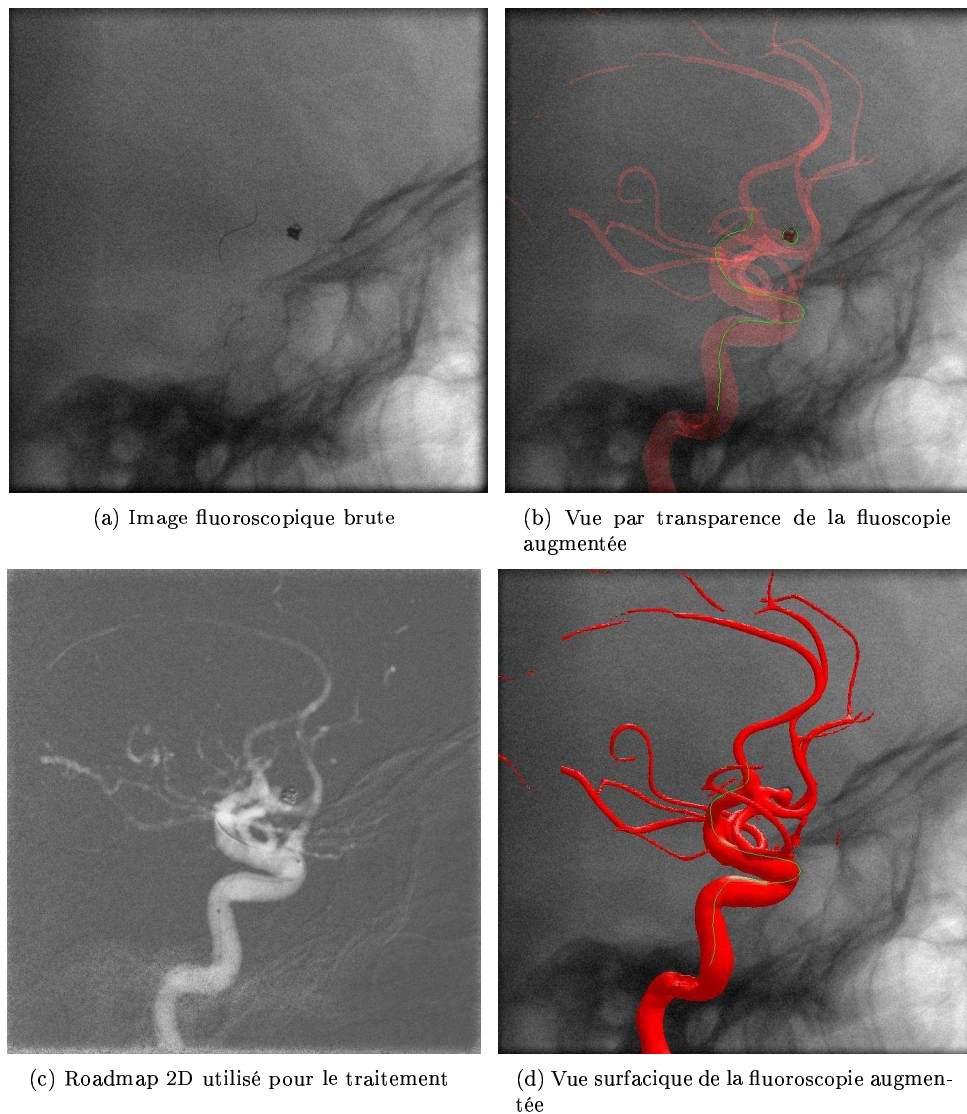


FIG. 5.2 – Fluoroscopie augmentée : image brute (a), roadmap 2D (c), vue transparente (b) et surfacique (d). Le guide a été manuellement colorié en vert

L'utilisateur a la possibilité d'adapter l'opacité du modèle 3D dans la fluoroscopie augmentée. On peut discerner deux modes de visualisation principaux : le mode surfacique (forte opacité de la 3DXA) et le mode transparent (faible opacité de la 3DXA). La figure 5.2 montre une image fluoroscopique brute qui est augmentée selon ces deux modes et comparée à une image de roadmap 2D. Nous discutons plus en détails de l'intérêt de ces deux modes sur la pratique clinique dans la section 5.4.

5.3.3 Les avantages

Avec notre solution de fluoroscopie augmentée, les vaisseaux sont montrés par rapport aux outils chirurgicaux en cours de manipulation sans utilisation de produit de contraste. La superposition est valable pour toutes les orientations atteignables par l'arceau et pour de multiples distances focales.

5.3.4 Une procédure médicale adaptée

A cause du manque de précision des capteurs de la table, nous n'avons pas pu incorporer les translations de la table dans l'algorithme de recalage 3D-2D. Il est donc primordial que la table reste fixe une fois l'image 3DXA acquise. Pourtant, dans la pratique médicale, il est assez fréquent de bouger la table après l'acquisition de la 3DXA. Afin de pouvoir utiliser le prototype, les médecins ont accepté cette contrainte pour le traitement des anévrismes intra-cérébraux. Les anévrismes sont souvent situés sur le polygone de Willis (voir section 1.2.3) qui a une localisation centrale. Il est ainsi possible de centrer la pathologie avant l'acquisition de la 3DXA et de travailler avec cette position de table. Les MAV sont localisées plus en périphérie et il est donc plus difficile de garder la table fixe. Cela présente une limitation qui sera contraignante pour une utilisation de la technique en routine clinique.

5.3.5 Les hypothèses

Nous supposons, dans cette application, que le patient ne bouge pas entre l'acquisition de l'image 3DXA et l'acquisition de l'image fluoroscopique ; c'est un pré-requis à notre algorithme de recalage. Dans les procédures de traitement (en neuroradiologie interventionnelle) le patient est sous anesthésie générale ce qui nous permet de formuler cette hypothèse.

Nous supposons également que les vaisseaux ne se déforment pas entre les deux acquisitions. Cette hypothèse est déjà formulée dans l'application de roadmap 2D. En pratique, on peut observer une déformation des vaisseaux sous l'effet des instruments chirurgicaux dans les images de roadmap 2D. Ce phénomène est intégré par les médecins et ne les gêne pas dans leur travail de navigation.

5.3.6 Conclusion

Pour développer ce prototype, nous avons fait des choix de conception (algorithme de recalage basé capteurs, mode de rendu et présentation de l'image) et formulé des hypothèses. La validité de ces hypothèses et l'intérêt de la technique doivent être évalués. Pour la fluoroscopie augmentée, [SBHA05] a commencé une validation et rapporte l'utilisation de la technique sur un exemple de cas clinique. Cependant, il est difficile de savoir si cette technique est d'un réel apport comparé à la technique de roadmap 2D. En effet, certains neuroradiologues pensent que l'accumulation d'un nombre important d'information dans une seule image pourrait les gêner lors du traitement. Il est donc possible qu'ils préfèrent avoir d'un côté l'image 3DXA et de l'autre la fluoroscopie montrant les outils. Ces aspects devront être validés sur site avec les neuroradiologues. Dans la prochaine section, nous évaluons et validons ces choix avec les radiologues sur des données cliniques.

5.4 Mise en œuvre dans des conditions cliniques

Nous avons collecté au sein du service de neuroradiologie interventionnelle des données qui correspondent à trois cas cliniques de traitement d'anévrismes (3DXA, fluoroscopie brute, roadmap 2D et DSA). Ces cas cliniques ont été utilisés pour valider les choix de conception faits lors du développement du prototype de fluoroscopie augmentée. Dans cette section, le prototype n'a pas été utilisé pendant le traitement. Les images de fluoroscopie augmentée ont été générées au laboratoire (images hors ligne) et présentées aux médecins ensuite. Nous avons défini, avec les radiologues, une grille d'évaluation permettant de caractériser l'intérêt de cette nouvelle application et effectué la validation avec les images hors ligne.

5.4.1 Grille d'évaluation

La grille d'évaluation permet de caractériser la qualité du recalage dans les conditions cliniques (respect des hypothèses), la perception des outils dans les images et l'apport potentiel de la technique par rapport à la pratique courante. Cette grille comprend quatre parties :

1. **Qualité globale du recalage**



FIG. 5.3 – Exemple de 3DXA superposée à une image DSA prise en début de traitement.

L'image 3DXA est superposée à une image injectée qui a été acquise en début d'examen. Le radiologue doit évaluer de manière globale la qualité du recalage pour son objectif de navigation jusqu'à la pathologie. L'évaluation va de mauvaise à bonne (mauvaise, acceptable, bonne).

2. Erreur de recalage

L'erreur de recalage est évaluée en utilisant l'échelle suivante : < 3 mm ou < 2 mm ou < 1 mm ou < 0.5 mm. Cette valeur est donnée par le radiologue qui inspecte visuellement la superposition d'une image 3DXA à une image injectée. Des marqueurs anatomiques de l'image 2D sont utilisés comme indicateurs.

3. Validité de la position 2D de l'outil

La validité de la position 2D de l'outil par rapport à la projection de l'arbre vasculaire a été évaluée. Le radiologue analyse si l'outil est très souvent, souvent, parfois ou jamais à l'extérieur des vaisseaux du patient. Si l'outil est détecté à l'extérieur des vaisseaux, il est demandé au radiologue d'en indiquer la cause. Les possibilités sont : les vaisseaux se déforment durant la navigation, le patient a bougé, l'outil est dans un vaisseau qui n'est pas visible dans l'image ou la superposition est entachée d'une erreur de recalage (plusieurs réponses sont autorisées).

4. La qualité de la visibilité de l'outil

La visibilité de l'outil dans l'arbre vasculaire est qualifiée de mauvaise à bonne (mauvaise, acceptable, bonne)

5. Validité de la position 3D de l'outil

La capacité de comprendre la position 3D de l'outil au regard des images à été classifiée de mauvaise à bonne (mauvaise, acceptable, bonne).

5.4.2 Données cliniques et de calibrage

Les données utilisées pour effectuer cette validation ont été capturées durant le traitement de 3 patients souffrant d'un anévrisme intra-cérébral. Des images de fluoroscopie et de roadmap 2D, correspondant à l'orientation d'arceau utilisée pendant le traitement, ont été sauvegardées pendant le traitement. Ces séries montrent un guide (ou un cathéter) qui est guidé par le radiologue jusqu'à l'anévrisme en question. Les séquences capturées de fluoroscopie (et roadmap 2D) durent entre 2 et 3 minutes. Les orientations

	P (°)	C (°)	SID (cm)	Anévrisme
patient 1	82	5	107	ACA
patient 2	-27	-24	119	ACA
patient 3	5	10	105	ACM

TAB. 5.1 – Liste des patients : les orientations, distances focale de la machine et localisation de l’anévrisme
ACA = Artère communicante antérieure, ACM = artère cérébrale moyenne

Expert 1	Expert 2	Evaluation
mauvaise	mauvaise	-2
mauvaise	acceptable	-1
acceptable	acceptable	0
acceptable	bonne	1
bonne	bonne	2

TAB. 5.2 – Règles pour agréger les évaluations

d’arceau, la distance focale et la localisation de l’anévrisme pour chaque patient sont données dans la table 5.1.

L’arceau a été calibré comme décrit dans la section 4.6 en utilisant un ensemble de position de calibrage avec une $SID = 105$ cm. Pour chaque position de l’arceau (voir la table 4.6), nous avons utilisé l’algorithme de recalage 3D-2D basé capteurs pour générer les matrices de projection. Nous avons ensuite employé les images 3DXA, les séquences d’images fluoroscopiques et les matrices de projections pour générer les séquences de fluoroscopie augmentée. Pour cette évaluation, nous avons sélectionné des images de fluoroscopie augmentée où les niveaux de gris sont inversés (le guide est blanc), les structures osseuses sont apparentes (images non-soustraites). Nous avons également sélectionné deux modes de rendu : un rendu plutôt transparent et un rendu surfacique. Des exemples d’images de fluoroscopie augmentée et de roadmap 2D sont présentés en annexe B pour chacun des patients.

Pour évaluer la qualité du recalage, nous avons superposé l’image 3DXA à une images injectée de produit de contraste (une image DSA ou le masque du roadmap 2D). La figure 5.3 montre une superposition de l’image 3DXA sur l’image DSA.

5.4.3 Résultats

Deux radiologues seniors ont analysé de manière indépendante les séries de fluoroscopie augmentée et de roadmap 2D. Les évaluations données par les deux observateurs étaient très similaire et différaient au plus d’une graduation de 1, démontrant une très petite variance inter-observateur. Nous avons proposé quelques règles simples pour automatiquement agréger les réponses des deux experts, l’objectif étant de proposer un score unique qui reflète le degré de satisfaction des radiologues (voir la table 5.2).

Un score de 0 (respectivement de 2) est considéré comme satisfaisant (respectivement excédant) les exigences médicales pour le traitement des anévrismes intra-cérébraux. Un score de -1 est considéré comme encourageant mais pas satisfaisant et un score de -2 comme mauvais. Nous analysons dans les sections qui suivent les résultats de cette évaluation.

Qualité du recalage

Les résultats concernant la qualité du recalage 3D-2D (entre l’image 3DXA et une image 2D injectée) sont donnés dans la table 5.3. Pour chacun des patients, l’évaluation faite par les radiologues montre que la qualité du recalage concorde avec les exigences médicales. L’erreur va de 1 millimètre dans le pire des cas à 0.5 millimètre dans le meilleur des cas. Le radiologue perçoit comme acceptable une erreur de 1 millimètre pour effectuer une navigation en vue d’un traitement de l’anévrisme.

	Evaluation	Error de recalage (mm)
patient 1	0	1
patient 2	1	0.75
patient 3	2	0.5

TAB. 5.3 – Qualité du recalage entre l'image 3DXA et l'image 2D (fluoroscopique ou DSA)



FIG. 5.4 – Cas où le guide est légèrement en dehors des vaisseaux : roadmap 2D (a) et FA-3D (b). Les flèches montrent les erreurs. Le même phénomène est observé dans les deux applications, ce qui prouve que la qualité du recalage n'est pas à l'origine de l'erreur.

L'évaluation indique aussi que, la plupart du temps, le guide et le cathéter sont dans les vaisseaux du patient que ce soit avec la FA-3D ou avec les images de 2D roadmap. Pour les patients 1 et 2, un des experts a trouvé que le guide était parfois à l'extérieur du vaisseau mais très près de la paroi de celui-ci. Le phénomène a été observé dans les deux applications (roadmap 2D et la FA-3D). Ainsi, selon cet expert ce phénomène est dû à une légère déformation du vaisseau provoqué par la pression du guide sur sa paroi.

Nous montrons dans la figure 5.5 des images sur lesquelles le guide est légèrement en dehors du vaisseau. En pratique, ce phénomène est courant dans les images de roadmap 2D et ne gêne pas le radiologue.

Intérêt de la fluoroscopie augmentée

Selon les deux experts, la FA-3D en mode transparent permet une meilleure visualisation de l'outil, en terme de contraste, que le mode surfacique (table 5.4). La visualisation du guide a été jugée comme satisfaisante dans l'application de FA-3D en mode transparent. Une évaluation pratiquement identique a été donnée pour le roadmap 2D.

Aucune différence majeure ne peut être notée entre les deux applications pour ce qui est de la compréhension 3D de la position du guide. Les experts nous ont indiqué que la relative mauvaise visibilité du guide dans les images FA-3D en mode surfacique est à l'origine de cette mauvaise évaluation. Il est en effet difficile de détecter le guide/cathéter dans les images en mode surfacique car l'information provenant de la 3DXA recouvre l'information concernant l'outil. La figure 5.5 montre un exemple de cas où il est difficile de détecter l'extrémité du guide avec les images de FA-3D en mode surfacique tandis qu'on peut le détecter facilement dans les images FA-3D en mode transparence.

En résumé des tables 5.4 et 5.5, si l'opacité du modèle 3D est faible, l'outil est visible dans les images FA-3D mais l'information concernant l'anatomie 3D du patient est faible. Dans ce cas, la FA-3D est

	2D roadmap	3D AF surface	3D AF transparent
patient 1	-1	-2	0
patient 2	1	-1	1
patient 3	1	0	1

TAB. 5.4 – Visibilité du guide/catheter dans les images flurosopiques.

	2D roadmap	3D AF surface	3D AF transparent
patient 1	-2	-1	-1
patient 2	1	1	1
patient 3	1	1	1

TAB. 5.5 – Compréhension de la position de l’outil.

d’un point de vue image quasiment similaire au roadmap 2D. La différence majeure est que pour obtenir des images de FA-3D aucun produit de contraste n’est requis et les images sont valides (sans injection) quelque soient les orientations et distances focale de l’arceau. D’un autre coté, si l’opacité du modèle 3D est plus forte, l’information concernant l’anatomie 3D de l’arbre vasculaire du patient est importante mais la visibilité de l’outil est basse (ce qui gêne le radiologue). La visibilité du guide par rapport au modèle 3D en mode surfacique doit être améliorée pour permettre une meilleure compréhension de la position de l’outil.

Par ailleurs, l’expert 1 indique que pour le patient 1, la superposition des vaisseaux au niveau des bifurcations était importante et que la FA-3D en mode surfacique améliore la compréhension de la structure 3D des vaisseaux en ces endroits. Il est dommage de ne pas situer le guide dans ces images.

Les radiologues nous ont également indiqué qu’ils préfèrent avoir une image fluoroscopique soustraite (sans les structures osseuses) et dans laquelle le guide apparaît en noir.

5.4.4 Conclusion sur la mise en œuvre clinique

Une étude préliminaire avec des données cliniques a été effectuée pour valider la précision de la FA-3D dans des conditions réalistes pour évaluer l’intérêt de la FA-3D sur la pratique médicale. L’objectif de ce travail a été de valider les choix faits au laboratoire et d’améliorer la conception du prototype. Les radiologues nous ont indiqué qu’ils voulaient avoir le moyen de soustraire les structures osseuses afin d’améliorer la visualisation du guide et de détecter les éventuels mouvements de patient. Nous avons donc ajouté cette option dans le prototype après cette première évaluation.

Le prototype de fluoroscopie augmentée a été utilisé pendant un examen, nous en donnons une analyse dans les sections qui suivent et complétons cette étude.

5.5 Utilisation du prototype sur un cas clinique

Le prototype de fluoroscopie augmentée a été mis en route durant une procédure clinique sur un patient subissant un traitement d’anévrisme sous anesthésie générale. Nous reportons dans cette section le déroulement de ce traitement et l’utilisation qui a été faite de la fluoroscopie augmentée.

5.5.1 Description du traitement

Des images DSA (face et profil) et une image 3DXA ont été acquises sur l’axe vasculaire portant l’anévrisme. Les images annotées 3DXA et DSA sont présentées dans la figure 5.6. L’anévrisme est implanté sur l’artère carotide interne gauche, plus précisément il s’agit d’un anévrisme carotido-ophtalmique car il est situé à proximité du départ de l’artère ophtalmique. L’anévrisme, de forme arrondie, mesure environ 12 millimètres de large, 9 millimètres de profondeur et présente un collet de 6 millimètres de diamètre

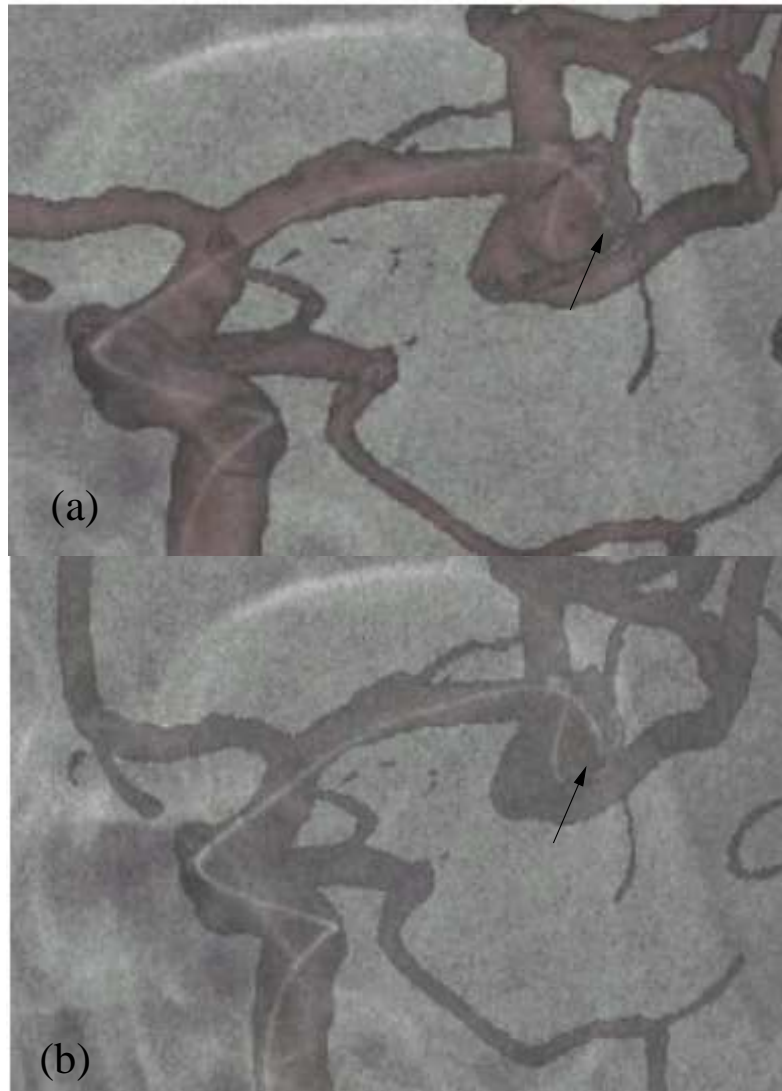
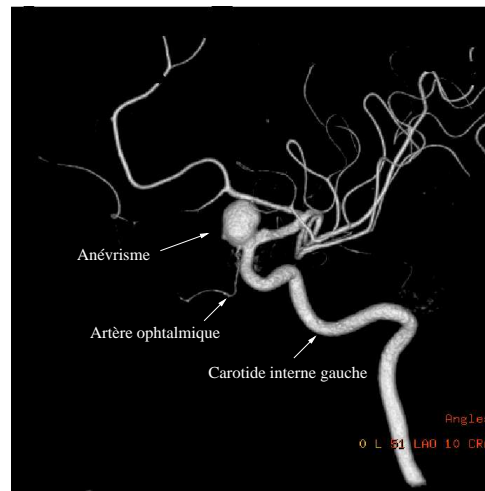


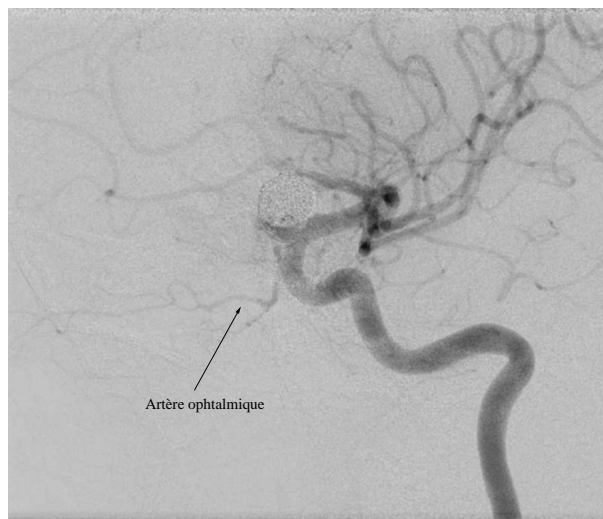
FIG. 5.5 – Visibilité du guide : FA-3D en mode surface (a) et transparent (b). L'extrémité du guide (au bout de la flèche) ne peut être détectée dans l'image (a)



(a) 3DXA annotée orientée selon l'incidence de traitement.



(b) DSA avant traitement : le sang remplit la poche de l'anévrisme.



(c) DSA après traitement : le sang ne rentre plus dans l'anévrisme et la vascularisation de l'artère ophtalmique est préservée.

FIG. 5.6 – Images acquises pendant le traitement : 3DXA (a), DSA avant (b) et après (c) le traitement ($P = 52^\circ$, $C = 8^\circ$ et $SID=1023$).

(mesures effectuées avec une station Advantage Workstation GE Healthcare). Durant toute l'intervention, le patient est resté sous anesthésie générale.

La 3DXA a été utilisée pendant le traitement pour déterminer une orientation de l'arceau qui permettait de dégager au mieux le collet et qui évitait les superpositions de vaisseaux dans l'image 2D ($P = -52^\circ$, $C = 8^\circ$). Dans cette incidence, une image DSA de début d'examen a été acquise (voir figure 5.6.b). Durant la majeure partie de l'intervention, l'arceau est resté positionné dans cette orientation et la table n'a pas été bougée comme défini dans le protocole.

La procédure pour un traitement d'anévrisme peut se découper en deux phases. Dans la phase de navigation, le guide est poussé jusqu'à la pathologie. Un micro-cathéter est ensuite glissé le long du guide jusqu'à l'anévrisme. Dans la phase de déploiement, des coils sont amenés par l'intérieur du micro-cathéter jusqu'à l'anévrisme. Le radiologue utilise les images de roadmap 2D pour contrôler visuellement le déploiement et la répartition des coils dans la pathologie.

Dans cet examen et pour chacune de ces deux phases, le radiologue a utilisé des images de fluoroscopie augmentée en ligne et en complément des images de roadmap 2D. Le rendu a été adapté de manière manuelle en début d'examen pour obtenir le meilleur compromis entre visibilité du guide et rendu du modèle 3D. Durant cette procédure, des images DSA ont été acquises à plusieurs temps de l'examen afin de vérifier le pourcentage d'occlusion des coils déployés. A environ 80 % du déroulement du traitement, l'arceau a été positionné dans une orientation différente ($P = 0^\circ$, $C = 26^\circ$) pour contrôler le déploiement des coils sous un autre point de vue. Il a ensuite été replacé dans son incidence originale. Six coils ont été mis en place permettant une occlusion subtotale avec respect de la perméabilité de l'artère carotide interne et de l'artère ophthalmique. La figure 5.6.c montre l'image DSA de fin de traitement.

5.5.2 Résultats

Dans un premier temps, nous estimons l'erreur de recalage de la fluoroscopie augmentée sur la totalité de l'examen. Nous analysons ensuite l'influence de cette erreur et évaluons avec le radiologue l'intérêt de l'application sur chacune des phases du traitement (phase de navigation et de déploiement des coils).

Validité temporelle de la fluoroscopie augmentée

La durée du traitement (temps entre la 3DXA et la dernière image DSA) a été de 1 heure environ. Nous avons superposé la 3DXA aux images DSA acquises pour vérifier la validité temporelle du recalage. Nous donnons dans la figure 5.7 un exemple de cette superposition après 17 minutes de traitement. Le lecteur pourra trouver en annexe C l'ensemble des images de superposition utilisées pour cette étude.

Nous avons défini dans l'image trois régions d'intérêt (voir figure 5.7) : une région englobant l'anévrisme (région 1), une région périphérique (région 2) et une région proche de la base de la carotide (région 3). Dans chacune de ces régions, nous avons manuellement utilisé des marqueurs anatomiques pour calculer l'erreur maximale de recalage entre l'image 3DXA et l'image DSA. Nous donnons dans la figure 5.8 cette erreur en fonction du temps de l'acquisition.

Dans la région périphérique, l'erreur de recalage maximale est de 4.6 pixels en moyenne (environ 1 millimètre) et varie peu pendant le temps de l'examen. Cette constance de l'erreur indique que le patient, sous anesthésie générale, n'a pas bougé durant la procédure et que les artères ont un comportement rigide dans cette région.

La région proche de la carotide est une région connue pour sa forte pulsatilité. Dans les images de roadmap 2D, il est courant de voir le guide/cathéter sortir du masque des vaisseaux. Les mesures d'erreur que nous avons effectuées dans cette région témoignent de ce phénomène. L'erreur de recalage peut atteindre 15 pixels soit 3 millimètres lorsque le cathéter est positionné à l'intérieur de l'artère. Cette erreur est bien connue en radiologie interventionnelle et est assimilée lors de la navigation. De plus, ce phénomène n'est pas gênant car loin de la pathologie.

Dans la région proche de l'anévrisme (c'est-à-dire la région où est effectué le traitement), l'erreur augmente en fonction du temps de la procédure. Elle est de 5 pixels en début de traitement et de 8 pixels en fin de traitement. Nous montrons dans la figure 5.9 des images de fluoroscopie augmentée capturées à différents temps du traitement. On peut voir dans ces images qu'en début et milieu de traitement (lorsque le nombre de coils déployés n'est pas trop important) les coils se répartissent contre la paroi de l'anévrisme.

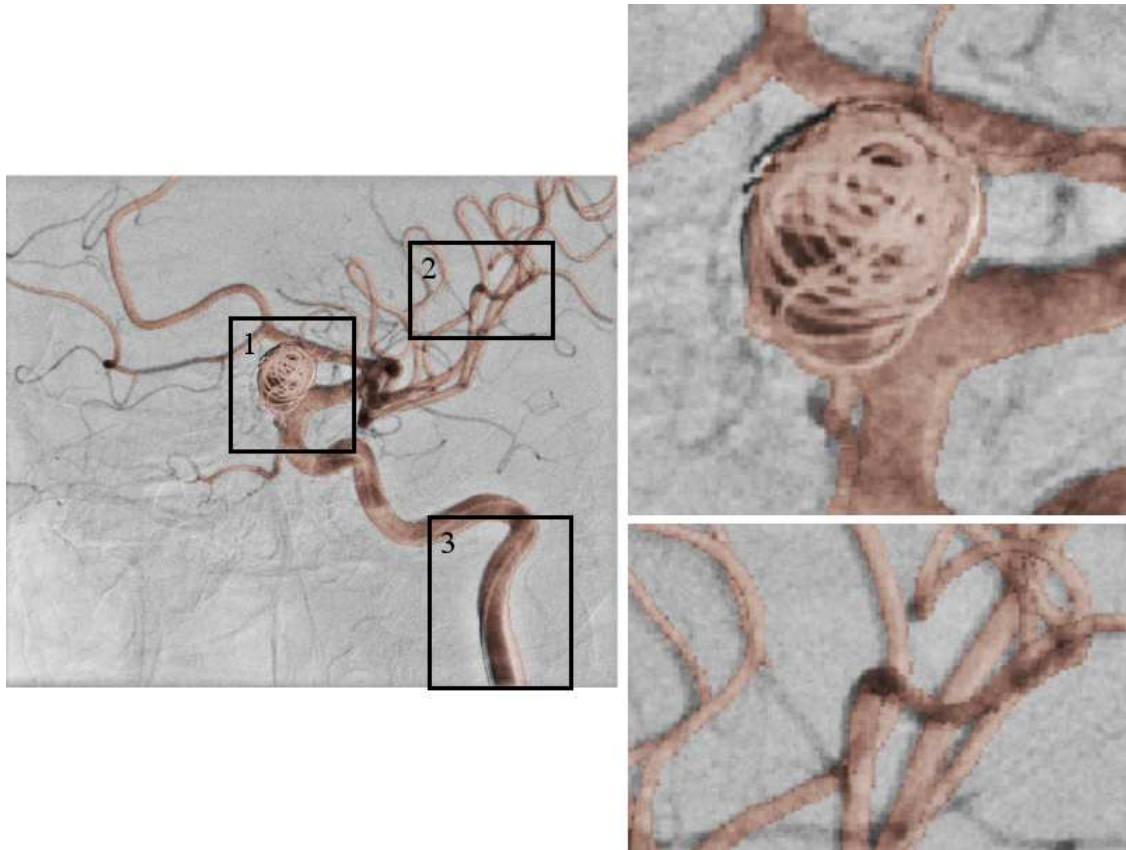


FIG. 5.7 – Superposition de la 3DXA à l'image DSA avec le recalage fourni par les capteurs de positions : temps $t_0 + 17$ minutes. Les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 4, 5 et 17 pixels.

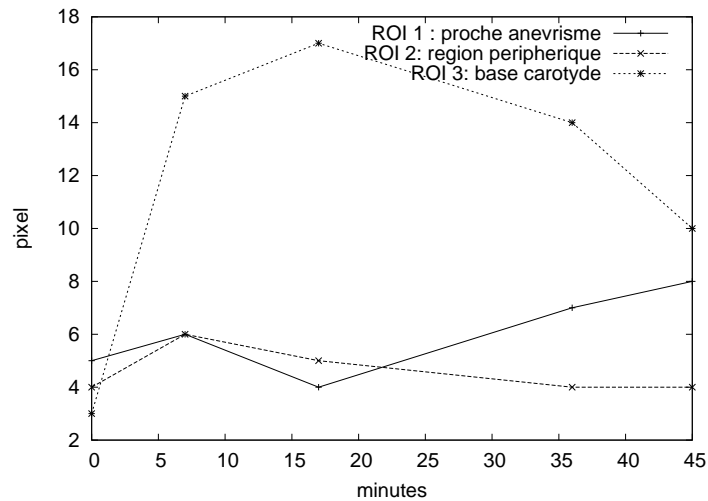


FIG. 5.8 – Erreur maximale de recalage 3D-2D pendant le procédure clinique (10 pixels=2 mm).

A partir de 40 minutes de traitement, la forte densité des coils provoque une déformation de la paroi de la poche anévrismale. Cette déformation engendre une erreur de superposition d'environ 5 pixels dans les images de fluoroscopie augmentée acquises en fin de traitement (voir image 5.9.b). L'analyse des images injectées montrent également que l'artère qui passe juste derrière l'anévrisme (au niveau de son sommet) ne se déforme pas durant l'examen. Cela prouve que seul le sac anévrismal se déforme.

De cette expérience clinique, nous avons montré que le patient n'a pas bougé durant le traitement ce qui explique la constance de l'erreur dans la région 2. Cependant, ces résultats démontrent que les instruments déployés provoquent la déformation des vaisseaux dans la région où est effectué le traitement.

En supplément de cette analyse quantitative, nous avons demandé au radiologue de compléter la grille d'évaluation, décrite dans la section 5.4.1, juste après l'examen. Le radiologue avait la possibilité de visionner les images acquises durant le traitement. Les résultats sont reportés et analysés pour chacune des deux phases du traitement (navigation et déploiement de coils).

Navigation du guide

Le radiologue a utilisé l'image 3DXA superposée à l'image DSA acquise en début d'examen pour évaluer l'erreur de recalage. L'erreur a été évaluée à 0.5 millimètres (soit 2 à 3 pixels) et ce niveau d'erreur a été jugé acceptable pour la navigation de guide/cathéter.

Le radiologue nous indique avoir perçu un intérêt à utiliser les images de fluoroscopie augmentée en complément des images de roadmap 2D pour positionner et bouger son guide dans l'arbre vasculaire du patient. La figure 5.10 présente quelques images de fluoroscopie augmentée capturées pendant la navigation du guide. La visibilité du guide a été évaluée comme acceptable à la fois dans les images de fluoroscopie augmentée et de roadmap 2D. Le radiologue n'a pas détecté de signes (sortie de guide, bougé patient) indiquant une erreur de recalage. Le guide était la plupart du temps à l'intérieur des vaisseaux. Lorsque le guide était en dehors du masque vasculaire, le radiologue a indiqué que la cause était une déformation des vaisseaux du patient. Ce phénomène a également été observé dans les images de roadmap 2D et a été intégré lors de la navigation par le médecin.

Pour ce traitement, l'anatomie 3D des vaisseaux menant à la pathologie n'était pas trop difficile à appréhender. Le radiologue indique que la fluoroscopie augmentée ne lui a pas apporté d'information supplémentaire au roadmap 2D pour l'aide au guidage du guide. Cependant, il a estimé comme bonne sa compréhension de la position 3D du guide lorsqu'il regardait les images de fluoroscopie augmentée.

Contrôle du positionnement des coils

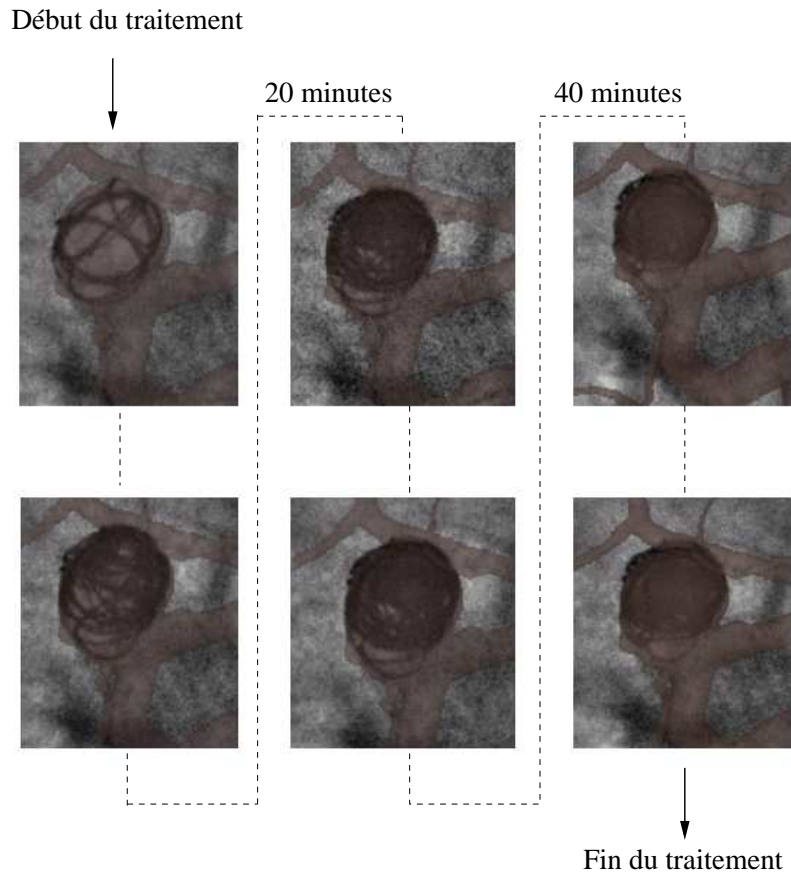
Durant le traitement, la fluoroscopie augmentée a été utilisée pour contrôler le déploiement des coils au sein de la poche de l'anévrisme. Dans ce but, l'arceau a été changé d'incidence à environ 80 % de la durée du traitement afin de vérifier le placement des coils dans un autre point de vue.

Nous devons néanmoins rester prudents quant à l'utilisation de la fluoroscopie augmentée pour le contrôle du placement des coils. En effet, les images de la figure 5.9 montrent que la forte densité de coils peut mener à une déformation des vaisseaux et à une erreur de superposition (environ 4 pixels). Ce phénomène doit être présent à l'esprit du radiologue lorsqu'il effectue le placement des coils.

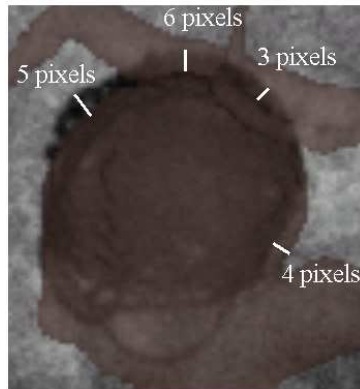
5.5.3 Synthèse

Nous avons pu démontrer dans cette expérience que le patient n'avait pas bougé durant cette intervention et que l'arbre vasculaire a un comportement rigide. La matrice de projection déterminée par le biais des capteurs de position est ainsi valable et la précision atteinte dans les zones sans outils est comparable aux mesures que nous avons effectuées hors ligne dans le chapitre précédent.

Nous avons démontré que la présence d'outils et plus particulièrement la forte densité des coils provoque une déformation des vaisseaux du patient. Ce phénomène ne gêne pas le médecin et est intégré par le radiologue lors de la navigation du guide. Cette déformation peut également mener à montrer les coils en dehors de la poche de l'anévrisme. Pour mesurer l'impact de cette erreur dans la pratique clinique, plus de cas devront être analysés.



(a) Image de fluoroscopie augmentée à différents temps du traitement



(b) Mesures d'erreurs sur l'image de fluoroscopie de fin de traitement

FIG. 5.9 – Images de fluoroscopie augmentée acquises pendant le déploiement des coils



(a) Le guide est introduit dans l'artère carotide



(b) Le guide se replie juste avant son entrée dans l'anévrisme



(c) Le guide est à l'intérieur de l'anévrisme

FIG. 5.10 – Séquence de fluoroscopie utilisée pour la navigation du guide.

Par ailleurs, cette technique (en mode transparent) offre un confort similaire au roadmap 2D mais sans injection. Cela laisse la possibilité au radiologue d'acquérir des images sous d'autres incidences sans injection et l'aide dans l'analyse du geste qu'il effectue.

5.6 Conclusion sur la fluoroscopie augmentée

Un prototype de fluoroscopie augmentée basé sur notre algorithme de recalage a été développé et installé dans le service de neuroradiologie au CHU de Nancy. Une première évaluation sur des données cliniques a permis de valider la précision du recalage et montrer l'intérêt clinique de la FA-3D. Cette première évaluation a indiqué que pour améliorer la performance de l'application, la visibilité du guide devra être améliorée en mode surfacique.

Les résultats cliniques sont très encourageants et montrent le potentiel de la FA-3D pour assister le radiologue durant les phases de navigations du guide. Cependant, l'expérience clinique a également démontré que la forte densité de coils pouvait provoquer une déformation de l'anévrisme et générer une erreur de superposition.

Nous n'avons pas pu obtenir plus de cas cliniques avec le système de fluoroscopie augmentée durant le cadre de cette thèse. Les raisons principales sont que le système utilisé était durant la majeure partie de la thèse en mode mono-plan et que les médecins préfèrent travailler avec un système bi-plan. Par ailleurs, la contrainte de stabilité de la table est assez forte et limite le nombre de cas cliniques programmables pour cette applications dans la salle. Des capteurs de tables plus précis devraient permettre de pallier ce problème.

Chapitre 6

Détection temporelle du guide dans les images fluoroscopiques

6.1 Introduction

Comme nous l'avons exposé dans le chapitre 1, le positionnement du guide dans l'arbre vasculaire du patient est une étape difficile lors d'une procédure de radiologie interventionnelle. Afin d'aider le neuroradiologue lors de l'accomplissement de cette tâche, nous avons développé la technique de fluoroscopie augmentée. Bien que le potentiel de cette nouvelle technique soit élevé, elle ne résout pas tous les problèmes de la pratique courante. L'information de positionnement du guide étant contenue dans le plan image de la fluoroscopie, la profondeur de l'outil n'est pas connue. Le neuroradiologue doit donc reconstruire mentalement l'outil pour le situer dans l'espace 3D. La reconstruction 3D en temps réel du guide et son intégration avec l'image 3DXA (ou technique de navigation 3D) permettrait de lever cette limitation. Cette application repose de façon assez naturelle sur trois briques de base. En premier lieu, il nous faut disposer de vues calibrées. Nous avons longuement exposé dans les chapitres précédents une méthode permettant de satisfaire cette condition en se basant sur les données capteurs. Ensuite, comme le système d'angiographie ne permet de disposer qu'au plus de deux vues simultanées, la segmentation du guide dans les images fluoroscopiques apparaît nécessaire [BVN03, BvdKvW⁺03, vWBN05]. C'est l'objet de ce chapitre. Enfin, nous verrons dans le chapitre suivant comment reconstruire le guide en 3D à partir d'une telle segmentation, dans le cas d'un système bi-plan. Par ailleurs, dans la mesure où la détection du guide fonctionne dans une configuration mono-plan, elle pourrait être utilisée pour améliorer la visibilité de celui-ci dans les images de fluoroscopie augmentée.

Nous allons montrer dans ce chapitre que les techniques de suivi décrites dans la littérature [BVN03, BvWN03] sont mal adaptées aux types de mouvements du guide en neuroradiologie interventionnelle. Dans notre travail, nous avons préféré nous orienter vers une approche de type détection image par image. Nous assurons tout de même une certaine cohérence temporelle de la détection du guide en utilisant les informations de forme et de positionnement données par le guide détecté dans l'image précédente. Notre technique repose sur l'extraction puis le chaînage robuste des points du guide dans les images de la série fluoroscopique.

Nous commençons, dans la section 6.2 par donner les caractéristiques du guide dans les images fluoroscopiques. Dans la section 6.3, nous donnons succinctement les grands principes du suivi de courbe en vision par ordinateur. Nous présentons ensuite plus en détails dans la section 6.4 les méthodes qui ont déjà été développées pour suivre le guide dans les images fluoroscopiques. Nous montrons la limite de ces techniques dans le cadre de notre application et présentons dans la section 6.5 notre méthode de détection temporelle du guide. Enfin, dans la section 6.6, nous donnons les résultats de notre algorithme et évaluons la précision par rapport à une segmentation manuelle faite par des experts.

Le contenu de ce chapitre a été classé confidentiel, il est accessible dans le tome 2 de ce manuscrit.

Chapitre 7

Etude préliminaire pour une reconstruction 3D du guide

7.1 Introduction

Quelques semaines avant la fin de nos travaux de recherche, une machine d'angiographie bi-plan a été installée au sein du service de neuroradiologie interventionnelle de Nancy. De tels systèmes permettent aux radiologues d'observer deux images RX du guide selon deux points de vue différents durant la navigation. Comme nous l'avons déjà exposé dans le chapitre précédent, l'information contenue dans ces images bi-plan peut être utilisée pour effectuer une reconstruction 3D du guide. Dans ce chapitre, nous utilisons notre algorithme de recalage 3D-2D et de détection du guide pour initier les premiers travaux sur la reconstruction du guide. L'objectif ici est d'analyser les difficultés du problème et de définir des pistes de travail pour arriver à proposer un système de navigation 3D du guide.

Nous commençons dans la section 7.2 par présenter succinctement les contraintes liées à la machine d'angiographie bi-plan et justifions dans la section 7.3 l'utilisation d'une machine bi-plan pour ce problème de reconstruction. Nous présentons dans la section 7.4 les travaux existants qui permettent la reconstruction 3D d'une courbe. Après cette analyse, nous proposons dans la section 7.5 un plan de travail pour ce chapitre. Dans la section 7.6, nous menons une étude préliminaire avec les contraintes de terrain. A partir de ces résultats, nous donnons dans la section 7.7 des orientations de travail pour cette problématique et concluons dans la section 7.8.

7.2 Les contraintes techniques de la machine bi-plan

La machine d'angiographie bi-plan est constituée de deux chaînes images à rayons X : une chaîne frontale (à savoir la chaîne que nous avons étudiée durant cette thèse) et une chaîne latérale qui est fixée au plafond de la salle. Durant une procédure médicale, le médecin a la possibilité de choisir l'incidence et la distance focale des deux chaînes. Cependant, l'encombrement mécanique des deux chaînes contraint les orientations atteignables par les arceaux. De manière expérimentale, nous avons remarqué que lorsque l'angle C des deux arceaux est nul, l'angle entre les deux axes optiques des deux chaînes images est au minimum de 60° .

Avec cette machine, les images fluoroscopiques peuvent être acquises soit sur une seule chaîne image (mode mono-plan), soit sur les deux chaînes images de manière quasi-simultanée (mode bi-plan). En mode mono-plan sur l'une ou l'autre des chaînes, les images sont acquises avec une cadence de 30 images par seconde. En mode bi-plan, les images sont acquises à une cadence de 15 images par seconde avec un léger décalage temporel entre les deux chaînes (1/30 seconde).

7.3 Reconstruction mono-plan versus bi-plan

Pour l'objectif de reconstruction 3D du guide nous utilisons la machine bi-plan. Cette décision a été prise pour des raisons à la fois techniques et médicales en concertation avec les neuroradiologues de Nancy.

Dans le cas d'une reconstruction basée sur une image fluoroscopique mono-plan, une information supplémentaire à l'image fluoroscopique doit être apportée pour pallier le manque d'information concernant la profondeur de l'outil. Il a été par exemple proposé dans [vWBN05] d'utiliser la 3DXA pour contraindre en profondeur la reconstruction 3D du guide. Dans un premier temps le guide est segmenté en 2D dans l'image fluoroscopique. Ensuite, connaissant la matrice de projection de l'image fluoroscopique et la position 2D du guide, une surface 3D est construite. Elle est formée des droites qui lient le point focal de la caméra RX aux points du guide détecté dans l'image 2D. Les auteurs de [vWBN05] proposent d'utiliser cette surface pour sélectionner les voxels de l'image 3DXA qui pourraient contenir le guide. Cette étape mène à la construction d'une image 2D surfacique. Dans cette image, les pixels ont une radiométrie basse lorsqu'ils appartiennent à un vaisseau et à l'inverse haute lorsque le pixel est à l'extérieur d'un vaisseau. Il est supposé que le guide est forcément à l'intérieur des vaisseaux du patient (typiquement au milieu de l'artère). Une optimisation par snake sur l'image surfacique est alors utilisée pour fournir une reconstruction du guide. La précision de la reconstruction du guide va être fonction de la taille de l'artère. Bien que ce travail fasse appel à des techniques pointues et soit intéressant d'un point de vue scientifique, il est, selon nous, mal adapté à la pratique médicale.

En effet, avec la technique classique de roadmap 2D, il est courant de voir le guide sortir des vaisseaux du fait des déformations subies par ceux-ci. Il arrive que le guide soit inséré dans des vaisseaux invisibles en 2D, laissant supposer que le guide sort du réseau vasculaire. Dans ces cas de figure, c'est le neuroradiologue qui intègre cette information avec la perception qu'il a de la position du guide. Le fait de contraindre la totalité du guide à être à l'intérieur de l'artère pourrait mener à des erreurs d'interprétation médicale.

Nous ne sommes pas opposés à l'utilisation de la 3DXA dans les méthodes de traitement d'images que nous développons en neuroradiologie interventionnelle. Nos discussions avec les médecins ont démontré que la contrainte de reconstruction proposée par [vWBN05] est trop forte pour être appliquée dans notre contexte médical. Nous pensons toutefois que la 3DXA peut jouer un rôle dans la robustification des méthodes de reconstruction. Pour cela, les contraintes imposées devront être plus faibles et en accord avec le contexte médical. Par exemple, bien que l'extrémité du guide soit potentiellement à l'extérieur d'une artère, la majeure partie du guide est probablement à l'intérieur de l'artère. Ce genre de contrainte, moins sévère, n'est actuellement pas utilisée.

Dans cette première étude, nous avons souhaité contraindre le moins possible la reconstruction. Nous avons donc préféré utiliser les informations portées par les images fluoroscopiques bi-plan indépendamment de la 3DXA. Nous présentons dans la prochaine section les différentes techniques de reconstruction de courbes trouvées dans la littérature.

7.4 Les travaux antérieurs pour la reconstruction de courbes

Il existe dans la littérature un ensemble de techniques issues du monde de la vision par ordinateur qui permettent la reconstruction 3D d'une courbe à partir de plusieurs images projectives de celle-ci [RF91, Bas94, BÅ97, BÅH99, SZ00, KA03]. Dans le domaine de l'imagerie médicale, ces techniques ont été adaptées (avec des images bi-plan calibrées) pour la reconstruction et la visualisation 3D des artères coronaires [MPRS98, WPDS99], ou pour la reconstruction du guide/cathéter en radiologie interventionnelle [BMP⁺99, BvdKvW⁺03, Lin03]. Nous avons classé les contributions selon deux grandes familles de techniques ; nous les présentons dans les prochaines sections.

7.4.1 Reconstruction d'une courbe avec contrainte épipolaire

Dans cet ensemble de méthode, la reconstruction 3D des courbes visibles dans les images 2D se déroule en trois étapes. Tout d'abord, les courbes 2D sont extraites des images. Ensuite, les points des courbes sont mis en correspondance. Enfin, les points appariés sont utilisés pour produire une reconstruction 3D des courbes par triangulation. Dans ce genre d'approche, il est assez naturel d'utiliser la contrainte

épipolaire pour apparier les points des courbes. A partir d'un point détecté sur une courbe de l'image de gauche on recherche son correspondant le long de la droite épipolaire dans l'image de droite en maximisant un critère de ressemblance entre les points. La mesure de ressemblance peut être basée sur un critère photométrique (score de corrélation, différence d'intensités ...) ou un critère géométrique (contraintes d'ordre, unicité de la correspondance, orientation du gradient...) [Aya89].

Dans [RF91], Robert propose une telle technique pour la reconstruction des contours à partir d'un ensemble d'images 2D. Les contours de l'images 2D sont chaînés puis approchés par des B-splines cubiques. Puis, la contrainte épipolaire et des contraintes géométriques sur les courbes sont utilisées pour apparier les points. Dans [SZ00], Schmid propose d'utiliser à la fois des contraintes géométriques et photométriques pour effectuer l'appariement des points des courbes.

En mode bi-plan, on peut se trouver dans une configuration où l'espacement entre les caméras est important. C'est par exemple le cas dans [WPDS99] qui vise à la reconstruction des vaisseaux sanguins du cœur en imagerie cardiaque. Dans ce travail, les vaisseaux détectés en 2D sont d'abord hiérarchisés en segments connectés par des nœuds afin de faciliter la recherche d'appariements. Pour notre problématique de reconstruction du guide, la tâche est beaucoup plus simple : une seule courbe est présente dans les images bi-plan et il n'y a pas de problèmes d'occultations.

Baert [BvdKvW⁺03] propose de reconstruire en 3D le guide en radiologie interventionnelle. Le guide est d'abord détecté de manière indépendante dans chacune des deux images par l'utilisation de deux contours actifs 2D. Les points des courbes sont ensuite apparés selon la contrainte épipolaire et la contrainte d'unicité. Pour chaque point de la courbe de l'image de gauche, son correspondant dans l'image de droite est déterminé en intersectant la courbe de l'image de droite avec la droite épipolaire. Lorsque les intersections entre la courbe et la droite épipolaires sont multiples, [BvdKvW⁺03] propose de retenir le point candidat qui est le plus proche du dernier point chaîné. Dans ce genre d'approche, il se peut que les droites épipolaires soient imprécises et qu'un point du guide dans l'image de gauche ne trouve pas de correspondant dans l'image de droite. C'est particulièrement le cas lorsque la droite épipolaire est tangente au guide ou alors au niveau des extrémités des courbes. Ces problèmes ne sont pas gérés ni évalués dans [BvdKvW⁺03].

7.4.2 Les approches purement 3D

Dans les approches précédemment décrites, aucune contrainte sur la forme de la courbe 3D n'est utilisée lors de la reconstruction. La reconstruction du guide se fait localement, point à point, sans assurer de cohérence globale de la courbe 3D. Cela peut mener à la reconstruction d'une courbe irrégulière. Néanmoins, cette courbe 3D peut être utilisée comme une initialisation à une technique de reconstruction se situant purement dans l'espace 3D.

On trouve par exemple dans [BMP⁺99] une méthode de reconstruction 3D du cathéter basée sur un algorithme itératif. A chaque pas de l'algorithme un point en 3D est déterminé et placé le long de la direction principale du bout de cathéter déjà reconstruit afin d'étendre sa longueur. Le point ajouté est projeté dans les images 2D afin de contrôler qu'il est conforme aux images. Les positions 2D de ce point (dans les images bi-plan) sont ajustées en fonction des informations de gradients portées par l'image 2D. A partir des nouvelles coordonnées des points 2D, un nouveau point 3D est reconstruit qui va remplacer le point précédent. Dans ce travail, la contrainte de courbure est imposée de manière locale à chaque allongement du guide.

Basclé [Bas94] propose d'affiner la reconstruction d'une courbe initiale par l'utilisation d'un contour actif 3D qui est déformé en fonction des informations portées par les images 2D. Les points 3D de la courbe sont d'abord reconstruits avec une contrainte épipolaire classique. Ensuite, les points 3D sont approchés par une B-spline 3D afin de prendre en compte d'éventuelles discontinuités. Enfin, une optimisation par contour actif permet d'adapter la forme de la courbe 3D au contenu des images. Pour calculer l'énergie externe du contour actif, le contour 3D est projeté dans les images 2D et le gradient de l'image 2D est mesuré en ces points. L'énergie interne du contour est basée sur des contraintes classique de continuité et de courbure (dérivées première et seconde du snake). Cañero [MPRS98] a proposé une solution similaire pour la reconstruction des lignes centrales des artères vasculaires. Au départ, une courbe 3D est initialisée manuellement par l'utilisateur. Puis, cette courbe est déformée avec un contour

actif pour que sa projection concorde avec les vaisseaux visibles dans les images bi-plan. Pour mesurer l'accroche du snake dans les images 2D cañero a évalué deux énergies externes différentes [Mor02] :

- la première est calculée en prenant la distance entre les courbes projetées dans les images bi-plan et les lignes centrales des vaisseaux segmentés dans chacune des images.
- la seconde est proportionnelle au flot du vecteur de gradient généralisé (ou GVF) mesuré au niveau des points des courbes projetées 2D [XP98]. Le GVF est calculé par rapport aux lignes centrales des vaisseaux segmentés.

Cañero montre que la dernière mesure est plus efficace, particulièrement pour les vaisseaux présentant des concavités en 2D. Khale dans [KA03] propose également de procéder à l'optimisation d'un snake 3D. Dans ce travail, l'énergie externe est basée sur une mesure 2D du gradient pondérée par la normale des courbes projetées 2D [KA03].

L'avantage de ces méthodes est que l'optimisation du snake en 3D permet d'imposer des contraintes de courbures et de continuité en 3D. Les mêmes contraintes sont plus difficiles à imposer en 2D de par les phénomènes projectifs que l'on peut trouver dans les images. De plus, en utilisant les snake 3D, on permet une adaptation globale du modèle 3D aux informations contenues dans les images. Dans la mesure où un estimé initial est disponible, les critères de ces méthodes peuvent être basés sur un critère radiométrique ne nécessitant pas forcément la détection de la courbe en 2D.

On trouve aussi dans Lin [Lin03] une méthode originale de reconstruction fonctionnant dans l'espace 3D. Dans ce travail, les images bi-plans sont utilisées pour produire une carte 3D qui donne la probabilité d'appartenance d'un voxel à un point du guide. A partir de cette carte, une technique de recherche de chemin minimal dans les intensités est employée pour extraire le guide en 3D.

Enfin, on trouve également des travaux [BÅ97, BÅH99] qui ont pour objectif la reconstruction 3D de la courbe et la détermination des paramètres de la projection conique de manière simultanée à partir d'un ensemble de plusieurs projections de cette courbe. Pour être stables ces méthodes requièrent l'acquisition d'un nombre important d'images 2D de la courbe. A titre d'exemple, dans [BÅH99] les expériences sont effectuées sur un ensemble de cinq vues. Ces travaux ne semblent pas s'appliquer à notre problème bi-plan.

7.4.3 Conclusion

Dans cet état de l'art, nous avons présenté de manière succincte les différentes techniques de reconstruction 3D de courbe. Dans l'hypothèse où le système est calibré, il est possible d'utiliser la contrainte épipolaire pour produire une reconstruction du guide. Avec cette approche, la difficulté majeure est de fournir de manière automatique une détection 2D du guide et un appariement 2D-2D entre les points des deux projections du guide. Aussi, il est possible de travailler directement dans l'espace 3D afin de contraindre la continuité et la courbure 3D du guide. Bien que cette approche soit intéressante elle nécessite néanmoins une première estimation de la reconstruction.

7.5 Plan de travail

Nous proposons de mener une étude préliminaire des difficultés liées à la reconstruction 3D du guide en vue de son intégration avec la 3DXA. Plusieurs aspects sont abordés :

Le calibrage des arceaux

Le premier aspect concerne le calibrage des arceaux pour la reconstruction du guide. Nous pouvons utiliser le recalage basé capteur pour connaître la matrice de projection de la chaîne latérale. Cependant, comme nous l'avons déjà exposé, l'arceau latéral ne présente pas les mêmes caractéristiques mécaniques que l'arceau frontal. Le modèle de recalage 3D-2D basé capteur ne peut s'appliquer en l'état sur cet arceau. Pour utiliser un recalage basé capteur, il faudrait dans un premier temps faire une étude de la stabilité mécanique de cette chaîne puis mener une étude plus fine du comportement mécanique comme nous l'avons fait pour la chaîne frontale. Dans ce premier travail de reconstruction, nous nous affranchissons de ce problème et supposons que la matrice de projection de la chaîne latérale est connue par un calibrage effectué avant l'examen. La matrice de projection de la chaîne frontale est donnée par le calibrage basé capteur.

La qualité du calibrage de ces deux chaînes a une influence sur la précision de la reconstruction. Dans ce chapitre, nous étudions son effet sur l'erreur de reconstruction 3D pour prouver la faisabilité de l'approche.

Choix d'une techniques de reconstruction

Le deuxième aspect est la mise au point d'une technique de reconstruction bi-plan du guide. Les méthodes fonctionnant directement dans l'espace 3D nous semblent particulièrement intéressantes puisqu'elles permettent de contraindre la forme du guide en 3D (courbure et continuité). Toutefois, ces méthodes requièrent une initialisation devant être fournie de manière automatique pour que la reconstruction du guide se fasse en temps réel. Afin d'obtenir cette initialisation, deux possibilités sont envisageables :

- Une reconstruction avec contrainte épipolaire peut être utilisée comme une étape initiale.
- Le guide 3D reconstruit au temps précédent pourrait être employé pour l'initialisation. Cela suppose une modélisation cohérente de l'évolution du guide en 3D (forme et longueur).

Dans ce premier travail d'étude, nous proposons d'évaluer la reconstruction classique avec appariement épipolaire sur le terrain. Dans les travaux de [BvdKvW⁺03], la validation a été effectuée sur un fantôme avec une procédure d'évaluation adaptée pour fonctionner avec un système mono-plan. Nous pensons qu'il serait intéressant de confronter la méthode aux contraintes réelles du système bi-plan sur le terrain pour montrer les limites d'une reconstruction stéréoscopique classique. Si la méthode s'avère efficace nous pourrions l'utiliser telle quelle pour la reconstruction 3D du guide. Dans le cas inverse, cela nous fera une méthode de reconstruction pour initialiser une approche 3D.

Dans ce travail, le suivi 2D du guide nécessaire à la reconstruction est donné par l'algorithme présenté dans le chapitre précédent. A partir de cette segmentation et des matrices de projection, nous utilisons une approche comme décrite dans [BvdKvW⁺03] pour produire une reconstruction stéréoscopique du guide.

Synthèses et axes de recherches

Le troisième aspect est la proposition de perspectives pour le développement d'un système de navigation 3D du guide. De cette première étude de terrain, nous isolons les difficultés qu'il faudra résoudre pour avoir une reconstruction 3D précise intégrant les contraintes d'un système bi-plan réel. Nous donnons des orientations de travail pour cet objectif.

7.6 Evaluation et expériences pour la reconstruction du guide

Nous commençons dans cette section par décrire l'ensemble des expériences que nous avons effectuées lors de cette étude. Notre objectif est de cerner de manière concrète quelles sont les difficultés rencontrées lorsqu'on essaie de reconstruire le guide en 3D.

- Nous avons cherché tout d'abord à évaluer si la précision mécanique du système bi-plan permet l'obtention d'une reconstruction 3D suffisamment précise.
- Ensuite, nous avons évalué dans des conditions contrôlées (sur fantôme) l'intérêt et la précision d'une reconstruction stéréoscopique du guide.
- Enfin, nous avons testé sur des données cliniques l'efficacité de cette reconstruction.

7.6.1 Erreur 3D de reconstruction

Dans la section 2.2 du chapitre 2, nous avons mesuré, la capacité de l'arceau à se placer dans une position déjà calibrée de manière hors ligne. Pour rappel, cette étude a montré que l'erreur de positionnement de l'arceau engendre une erreur moyenne de projection d'un point de l'espace 3D d'environ 0.6 mm dans le plan image. Dans le chapitre précédent, nous avons aussi montré dans le chapitre précédent qu'il existe une imprécision dans la détection de l'extrémité finale du guide de 0.5 millimètre.

Dans cette section, nous évaluons par simulation de type Monte Carlo l'influence de ces erreurs sur la précision de la reconstruction 3D d'un point 3D. A des fins d'étude, nous avons considéré plusieurs configurations de calibrage des deux chaînes images :

- Configuration 1 : Les matrices de projection des deux chaînes images sont obtenues via un calibrage classique avec l'hélice.
- Configuration 2 : Les matrices de projection des deux chaînes images sont obtenues par un recalage 3D-2D basé capteur.
- Configuration 3 : La matrice de projection d'un des deux arceaux est connue par un calibrage classique tandis que la matrice de projection de l'autre chaîne est connue par un recalage 3D-2D basé capteur.

Le but de cette expérience est de prouver la faisabilité des choix de calibrage donnés dans le plan de travail. L'erreur de reconstruction 3D minimale pouvant être atteinte (par rapport aux spécifications mécaniques du système et la précision du suivi du guide) sera donnée par le résultat de la configuration 1.

Pour cette simulation, nous utilisons un ensemble de 120 matrices de projection dites de référence calibrées sur la machine d'angiographie pour trois SID différentes (SID = 95, 105, et 115 cm). Ces positions sont un échantillon dense des positions atteignables par les arceaux vasculaires. Pour les mêmes orientations d'arceau et pour les même SID nous déterminons un ensemble de 120 matrices avec notre algorithme de recalage 3D-2D basé capteur.

Avec les matrices de référence, nous déterminons dans un premier temps l'isocentre de la machine d'angiographie comme le point d'intersection de tous les axes optiques. Autour de ce point, nous construisons une sphère de 10 cm de diamètre (environ le diamètre de la tête d'un patient) ayant un ensemble de 121 points equi-répartis sur la surface de la sphère. Les points de cette sphère vont nous servir de points de référence pour le calcul de l'erreur de reconstruction.

Nous modélisons ensuite le processus bruité de projection des points de la sphère sur chacun des plans images des deux chaînes images. Pour chaque configuration possible de calibrage, nous considérons l'ensemble des couples de matrices de projection dont l'angle entre les axes optiques est compris dans $[60^\circ, 90^\circ]$. Nous rappelons qu'en pratique l'angle minimal entre les deux chaînes images est d'environ 60° . Pour un couple de matrices donné nous procédons de la manière suivante :

- Nous projetons les points de la sphère avec les 2 matrices de référence afin de simuler la formation d'une image bi-plan.
- Nous bruitons ces points en 2D pour simuler :
 - une erreur de positionnement des chaînes images : avec un bruit blanc gaussien d'écart type 0.6 mm ($\sigma = 0.6$ mm). Dans ce premier travail, nous avons supposé que la stabilité mécanique de l'arceau latéral est similaire à l'arceau frontal.
 - une erreur de positionnement et une erreur de suivi du point : avec un bruit blanc gaussien de $0.6 + 0.5$ mm ($\sigma = 0.6 + 0.5$ mm).
- Pour chacune des configurations considérées, nous apparions les points 2D selon leur indice et produisons une reconstruction 3D de ceux-ci par triangulation.
- Nous calculons enfin l'erreur entre les points reconstruits et les points de la sphère.

Nous donnons dans la table 7.1 les statistiques sur l'erreur de reconstruction d'un point en 3D selon la configuration du calibrage et le bruit 2D considéré. Dans le cas où la reconstruction est effectuée avec un couple d'images bi-plan calibrées hors ligne, on peut s'attendre à une erreur de reconstruction d'un point du guide suivi dans les images bi-plan de 0.8 ± 0.06 mm en moyenne. Dans l'hypothèse où la répétabilité mécanique de la chaîne latérale est identique à celle de la chaîne frontale, c'est la précision limite de la reconstruction 3D. Si on utilise les matrices de projection fournies par le recalage basé-capteur l'erreur augmente (1.3 ± 0.3 mm). Par ailleurs, à ce stade de notre travail nous ne pouvons effectuer un recalage 3D-2D basé capteur sur l'arceau latéral. Les simulations nous indiquent que, lorsqu'une des deux chaînes est calibrée et qu'un recalage basé capteur est utilisé pour la deuxième chaîne, l'erreur de reconstruction est de 1.1 ± 0.25 mm.

Cette première expérience montre que le niveau d'erreur 3D atteint (avec la solution de calibrage que nous proposons) semble être compatible avec la pratique médicale. Les médecins ont l'habitude de naviguer dans des vaisseaux d'une taille de l'ordre du millimètre.

	$\sigma = 0$ mm	$\sigma = 0.6$ mm	$\sigma = 0.6 + 0.5$ mm
Configuration 1	0 ± 0	0.6 ± 0.05	0.8 ± 0.06
Configuration 2	1.0 ± 0.4	1.2 ± 0.3	1.3 ± 0.3
Configuration 3	0.7 ± 0.4	0.93 ± 0.3	1.1 ± 0.25

TAB. 7.1 – Erreur 3D de reconstruction (mm) pour une sphère de 10 cm de diamètre.

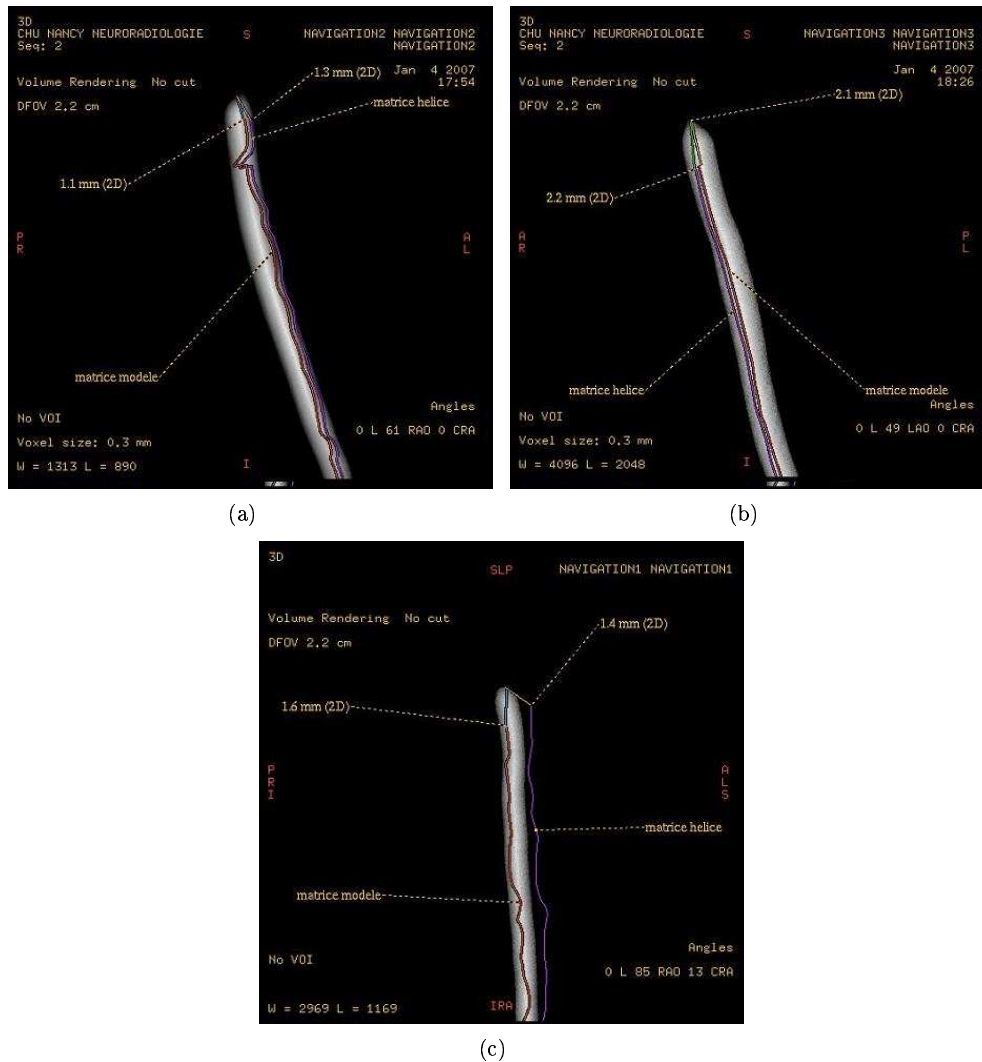


FIG. 7.2 – Zoom sur l'extrémité distale du guide pour les positions T_1 (a), T_2 (b) et T_3 (c). L'annotation "hélice" indique que la reconstruction a été effectuée avec des matrices obtenues via un calibrage classique. L'annotation "modèle" indique que la reconstruction a été effectuée avec un recalage basé capteur. Les erreurs visibles au niveau des extrémités sont également annotées.

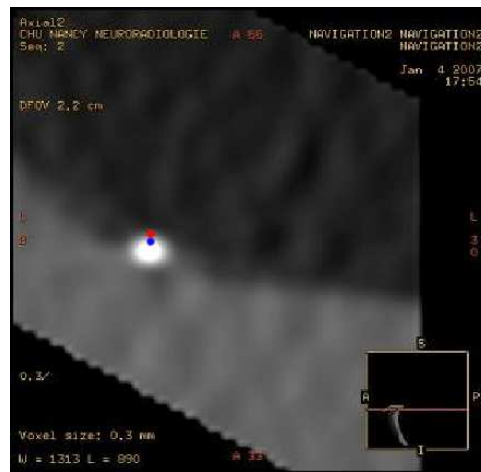


FIG. 7.3 – Exemple de coupe oblique prise avec le guide en T_2 . La tache blanche correspond à la reconstruction tomographique du guide, le point rouge représente la reconstruction stéréo produite avec les matrices de références et le point bleu la reconstruction produite avec les matrices du recalage 3D-2D basé capteur.

7.6.2 Reconstruction du guide sur un fantôme de tête

Dans la simulation, nous n'avons pas abordé les problèmes liés à l'appariement des points ; nous avons uniquement fait une analyse quantitative de l'erreur 3D. Dans l'expérience suivante, nous allons évaluer, dans des conditions contrôlées, le résultat d'une reconstruction stéréoscopique de la courbe. Le but de cette manipulation n'est pas de faire une étude de précision complète mais de comprendre les difficultés de manière concrète sur le terrain.

Acquisition bi-plan avec une unique chaîne

Pour cette expérience, nous avons utilisé un fantôme anthropomorphe de tête. Sur la face supérieure de la tête, nous fixons de manière rigide un micro-cathéter dans lequel peut être glissé un micro-guide (classiquement utilisé en neuroradiologie interventionnelle). Le recalage 3D-2D basé capteur ne peut être utilisé pour l'arceau latéral. Afin de procéder à une reconstruction bi-plan à partir d'images dont la matrice de projection est donnée par un recalage basé capteur, nous avons effectué une acquisition bi-plan avec la chaîne frontale. Nous donnons dans ce qui suit le principe de nos acquisitions bi-plan à partir d'un unique arceau :

- Dans un premier temps, l'arceau frontal est positionné dans une incidence P_1 .
- En P_1 , on acquiert des images fluoroscopiques montrant le guide qui se déplace jusqu'à une cible T .
- Une fois le guide en position T , on stoppe la navigation et on acquiert une image 3DXA du guide afin de connaître la position exacte de celui-ci dans l'espace 3D.
- Après avoir effectué la reconstruction tomographique, on bouge l'arceau frontal jusqu'à une deuxième position P_2 .
- Depuis la position P_2 , on acquiert des images fluoroscopiques dans lesquelles on peut voir le guide s'éloigner de la cible précédemment atteinte. La série d'images acquise dans la position P_2 est inversée temporellement afin de montrer le guide qui se déplace jusqu'à la cible.

A la fin de ce processus, nous disposons de deux séries d'images acquises pour deux incidences différentes. Dans ces images fluoroscopiques, on peut voir le guide qui est bougé jusqu'à une cible particulière. Comme le mouvement du guide n'est pas exactement le même dans les deux plans, il nous est impossible d'apparier les images bi-plan de manière temporelle pour la totalité de la série. Néanmoins, grâce au protocole expérimental il est possible d'apparier temporellement les dernières images de chaque série fluoroscopique bi-plan.

Données de calibrage et données acquises

Nous avons choisi deux incidences de travail dans cette expérience : $P_1 = \{P = 30^\circ, C = 0\}$ et $P_2 = \{P = -30^\circ, C = 0\}$ alors que la SID a été prise égale à 90 cm. Pour chacune de ces incidences, nous calibrons avec l'hélice les matrices de projection (c'est la mesure de référence). Avant l'expérience, nous avons pris soin de calibrer les paramètres du modèle de l'arceau pour pouvoir utiliser le recalage 3D-2D basé capteur avec les images fluoroscopiques acquises. Nous reproduisons le protocole expérimental décrit plus haut pour trois cibles différentes : T_1 , T_2 et T_3 . Ces cibles sont des positions intermédiaires prises le long d'un parcours du guide. Nous rappelons que le trajet du guide est contraint par le micro-cathéter que nous avons fixé sur le fantôme de tête. La cible T_1 a une situation plutôt proximale à la base du cou, T_2 a une situation moyenne dans le cerveau et T_3 est plutôt proche du crâne.

Résultats

Pour chacune des cibles (T_1 , T_2 et T_3) le guide a été détecté dans les images bi-plans avec l'algorithme de suivi présenté dans le chapitre précédent. Pour chacun des trois couples d'images bi-plan, nous avons utilisé le résultat du suivi obtenu sur la dernière image de la série pour produire une reconstruction stéréo du guide. Deux reconstructions stéréo du guide ont été générées pour chacune des positions atteintes : une première en utilisant les matrices de projection de référence et une seconde en utilisant le résultat du recalage 3D-2D basé capteur.

Nous montrons dans la figure 7.1 les trois reconstructions stéréoscopiques (correspondant aux positions T_1 , T_2 et T_3) produites avec le recalage basé capteur superposé en 3D à une reconstruction tomographique du guide. Nous avons choisi pour la superposition la reconstruction tomographique correspondante à la position finale du guide T_3 , montrant tout le trajet du guide. Les points de vues que nous présentons dans la figure 7.1 ont été choisis dans le but d'avoir une bonne compréhension de la forme globale du guide. De manière visuelle, on peut observer que la reconstruction stéréoscopique se superpose de manière quasi-parfaite à la reconstruction tomographique. Bien qu'aucune contrainte 3D n'ait été imposée les courbes reconstruites sont continues et régulières.

Afin d'analyser plus en détails la reconstruction, nous fusionnons dans une même image 3D les reconstructions stéréo fournies avec le résultat du recalage basé capteur et les matrices de références. Nous montrons dans 7.2 la partie distale du guide zoomée et rendue avec la reconstruction tomographique qui correspond à la position du guide. Pour avoir une idée de l'erreur observée dans les images, nous avons indiqué la distance 2D dans les images entre l'extrémité du guide provenant de la reconstruction stéréo et l'extrémité du guide de la reconstruction tomographique. Ces mesures ont été effectuées de manière manuelle. Les images de la figure 7.2 montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux reconstructions. Néanmoins, la reconstruction stéréo du guide, effectuée avec les matrices de référence, se superpose moins bien dans l'image 7.2.c alors que la reconstruction stéréo fournie par le recalage 3D-2D basé capteur semble être meilleure. Nous pensons que cette différence peut s'expliquer par notre protocole expérimental. Nous rappelons que, durant notre travail de thèse, nous avons utilisé un outil système qui permet le positionnement de l'arceau dans une incidence connue avec une précision de 0.1 degré. Nous n'avons pas pu bénéficier de cet outil dans la première version du nouveau système bi-plan. Durant ces expérimentations, le positionnement de l'arceau aux positions P_1 et P_2 a donc été effectué de manière visuelle, en contrôlant les angles proposés sur les écrans en salle. Ce positionnement, précis au degré près, peut être à l'origine de l'erreur visible dans la figure 7.2.c. En revanche, le recalage 3D-2D basé capteur exploite directement les informations fournies par les cartes électroniques des capteurs de position, précis à 0.1 degrés près. C'est ce qui peut expliquer la différence de précision lors de la reconstruction.

Nous avons également analysé les superpositions en coupes obliques prises le long du guide reconstruit. Un exemple d'une telle coupe est présenté dans la figure 7.3. On peut voir les deux reconstructions stéréo (points de couleur) intégré avec la reconstruction tomographique du guide (spot blanc). Pour le guide position T_3 , le guide reconstruit avec les matrices de projection de référence apparaît en dehors de la spot blanc. Sinon, dans la majeure partie des cas, le guide se situe à l'intérieur du spot de la reconstruction tomographique. Nous avons mesuré de manière manuelle la distance entre le centre du spot fourni par la reconstruction tomographique et les points du guide reconstruits. Dans tous les cas de figure et pour toutes les coupes, la distance des courbes au centre du spot est toujours inférieure au millimètre.

Conclusion

Ces résultats sont encourageants. Ils tendent à montrer qu'une reconstruction stéréoscopique effectuée avec les données capteurs permet l'obtention d'une courbe 3D assez lisse, proche de ce qu'on aurait pu obtenir avec une reconstruction tomographique du guide.

Cependant, ces résultats ont été obtenus avec des images bi-plans construites uniquement avec l'arceau frontal. Elles ne reflètent pas totalement les conditions cliniques que l'on peut observer en pratique. Dans des conditions cliniques, il se peut que le guide soit fortement courbé à certains endroits gênant l'appariement des points avec la contrainte épipolaire. De plus, les images fluoroscopiques sont acquises à 15 images par seconde avec un léger décalage temporel de 1/30 s. Dans la prochaine section, nous commençons par estimer de manière grossière l'effet de ce décalage sur la reconstruction du guide.

7.6.3 Effet du décalage temporel

Si on considère que le guide se déplace à une vitesse constante dans les images et que la chaîne latérale est en retard par rapport à la chaîne frontale, alors le guide apparaîtra en retard dans l'image de la chaîne latérale. Pour connaître la distance 2D de ce décalage, il faudrait connaître la vitesse du guide dans les images fluoroscopiques. A notre connaissance, il n'existe pas d'étude publiée à ce sujet.

Afin d'avoir une indication sur l'ordre de grandeur de cette erreur, nous procédons ici à une expérience très simple. Nous positionnons la chaîne frontale de l'arceau selon une incidence $P_1 : \{ P = 40^\circ, C = 0^\circ \}$ et la chaîne latérale selon une incidence $P_2 : \{ P = -40^\circ, C = 0^\circ \}$. Nous plaçons sur la table de manière verticale un quadrillage radio-opaque sur lequel un micro-cathéter a été fixé de manière rigide. Nous mettons un guide dans ce micro-cathéter. Nous acquerrons des images fluoroscopiques (champ de vue 20 cm avec une taille du pixel égale à 0.2 mm) en essayant de pousser le plus vite possible le guide à l'intérieur du micro-cathéter. Nous avons ainsi récupéré 70 images dans lesquelles on peut voir le guide se déplacer à haute vitesse du bas vers le haut de l'image. A la fin des acquisitions, nous enlevons notre dispositif et plaçons la mire hélice de façon à déterminer les matrices de projections de l'acquisition bi-plan.

Nous avons utilisé l'information fournie par le quadrillage pour détecter d'éventuels décalages entre l'image acquise avec l'arceau frontal et celle acquise avec l'arceau latéral. L'usage des droites épipolaires a facilité notre étude. Cette analyse a été faite toutes les 10 images de la série qui comprend 70 images.

Dans 5 cas sur 7, on ne remarque aucun décalage entre l'image de gauche et l'image de droite. Les droites épipolaires coupent les extrémités des guides dans les deux images. Dans 2 cas sur 7, on remarque visuellement un décalage dans le positionnement du guide. Nous montrons dans la figure 7.4 le décalage maximum que nous avons pu observer. On voit que la droite épipolaire correspondant à l'extrémité du guide de l'image de droite ne coupe pas l'extrémité du guide dans l'image de gauche. Dans l'image de gauche, la distance 2D entre le point P_g réellement observée et le point correspondant à l'intersection de la droite épipolaire avec le guide P_{id} est de 14 pixels (soit 3 mm). En appariant le point P_d soit avec P_g soit avec P_{id} , on a la possibilité d'effectuer deux reconstructions 3D de l'extrémité finale du guide. La distance entre ces deux reconstructions est de 1.7 mm, c'est l'erreur 3D engendrée par le décalage temporel pour ce couple d'images.

Cette expérience simple nous donne un ordre de grandeur de l'erreur maximale que nous pouvons observer en 2D et une idée de l'erreur 3D que cela peut générer. Nous nous sommes mis dans le pire des cas observables avec cette expérience. Lors d'une navigation de guide, on pourra supposer que, pendant les phases délicates, la vitesse du guide est suffisamment faible pour autoriser un appariement plus précis. Durant les phases de navigation, le guide bouge à une grande vitesse dans les images et on peut s'attendre à un besoin en précision moins élevé. A plus long terme, l'influence de ce décalage sur la pratique clinique devra être évaluée avec les radiologues.

7.6.4 Expérience clinique

Dans les expériences précédentes, nous avons pu vérifier dans des conditions contrôlées que la reconstruction stéréoscopique du guide donné un résultat assez satisfaisant : le guide est continu et l'erreur de reconstruction est compatible avec le résultat des simulations. Dans cette section, nous analysons dans des conditions réelles le résultat d'une reconstruction stéréoscopique sur patient.

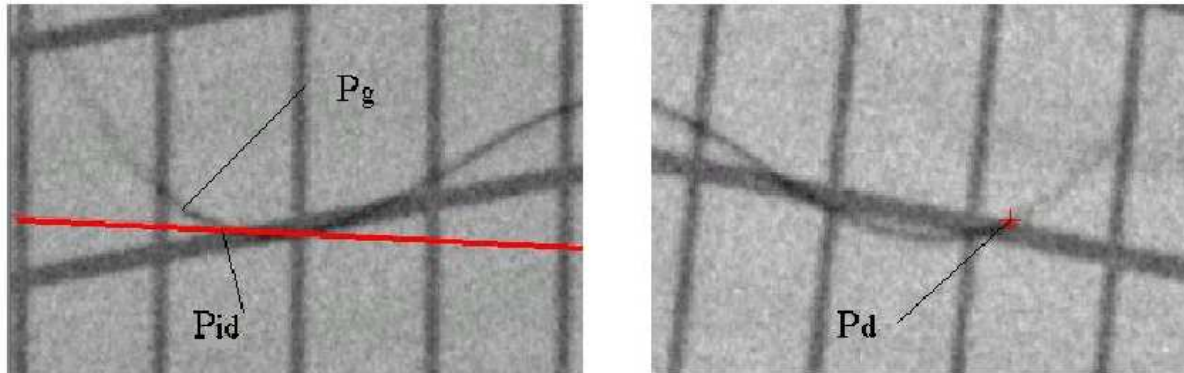


FIG. 7.4 – Exemple de l’effet du décalage temporel. La droite épipolaire dans l’image de gauche correspond au point rouge de l’image de droite. A gauche : le point P_g est l’extrémité du guide observée dans les images tandis que le point P_{id} est le point où devrait se situer le guide pour être en phase avec l’image de droite. A droite : le point P_d est situé à l’extrémité du guide.

Descriptif expérimental

Nous avons récupéré, durant une procédure de traitement d’un anévrisme intracranien, une image 3DXA et les images fluoroscopiques correspondantes. Pendant cette procédure, l’arceau frontal a été positionné selon l’incidence $\{P = 45^\circ, C = 40^\circ \text{ et } \text{SID}=120 \text{ cm}\}$ et l’arceau latéral en $\{P = 90^\circ, C = 0^\circ \text{ et } \text{SID}=136 \text{ cm}\}$. Le médecin a acquis des images fluoroscopiques de roadmap 2D selon ces incidences. Nous avons sauvegardé certaines de ces images montrant le guide en mouvement dans l’artère carotide droite.

Avec ces données, nous effectuons une reconstruction stéréoscopique du guide pour chaque couple d’images bi-plan et intégrons la courbe reconstruite dans l’image 3DXA correspondante. Nous discutons les résultats dans les paragraphes qui suivent.

Détection du guide

Pour des raisons techniques, nous n’avons pas pu sauvegarder les images originales de fluoroscopie comme nous l’avons fait pour la validation du suivi 2D de guide. Les images que nous avons pu récupérer sont des images de soustraction ayant subies toute une série de filtres optimisés pour la visualisation. Notre algorithme de suivi du guide fonctionne sur des images non-filtrées et n’a pas pu être adapté dans ce laps de temps à ces images. Pour cette première étude, nous avons donc segmenté manuellement le guide dans chacune des images fluoroscopiques. Ainsi, nous n’analyserons pas l’impact de l’erreur de détection 2D de notre algorithme dans cette étude préliminaire.

Appariement des points

Pour l’objectif de reconstruction stéréoscopique, il est nécessaire d’apparier les points des courbes détectées dans chacune des images bi-plan. Nous montrons dans les figures 7.5 et 7.6 deux exemples typiques des problèmes que l’algorithme rencontre lors de l’appariement des points. Tout d’abord, dans la plupart des images de la série, on peut observer que l’extrémité 2D du guide n’est pas apparierée et elle est perdue lors de la reconstruction. Nous présentons dans la figure 7.5 un exemple de ce problème. Cela va provoquer une erreur 3D au niveau de l’extrémité du guide reconstruit. Par ailleurs, au niveau des

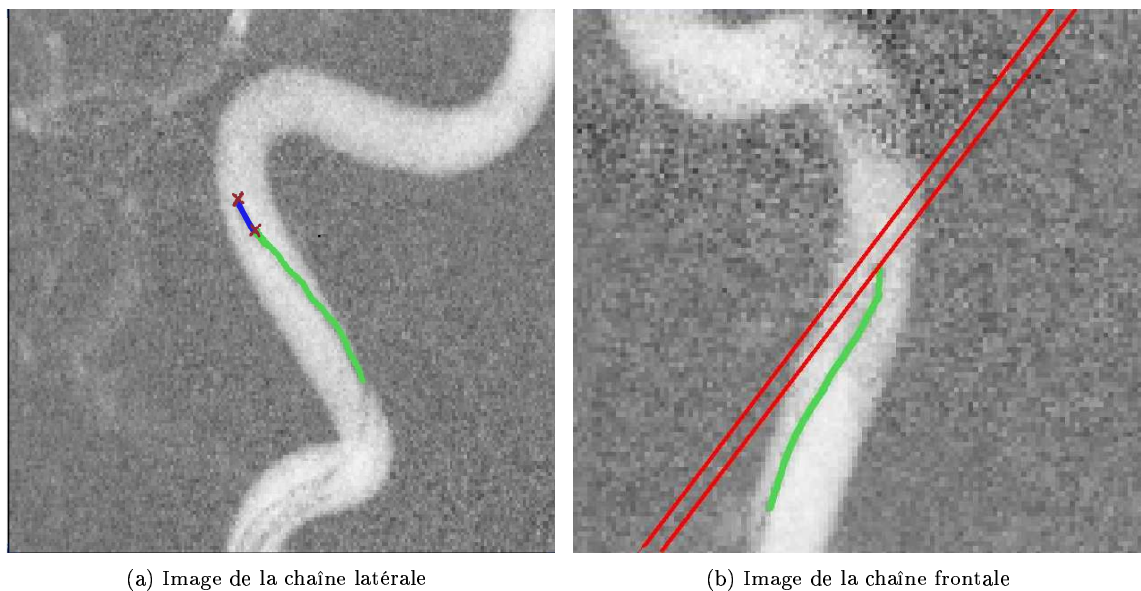


FIG. 7.5 – Perte de l’extrémité du guide lors de l’appariement 2D-2D : en vert les portions de courbes qui ont un correspondant dans chacune des images et en bleu la portion de courbe qui n’est pas appariée. Les droites épipolaires en rouge (dans l’image de droite) qui correspondent aux points rouge (de l’image de gauche) ne trouvent pas de point candidat pour l’appariement 2D-2D.

zones du guide à forte courbure, la droite épipolaire ne coupe pas toujours le guide. La figure 7.6 en est un exemple. Cette portion du guide ne sera pas reconstruite en 3D, provoquant un espace libre dans le guide reconstruit.

Cette expérience montre que, dans des conditions cliniques réelles, la phase d’appariement est une étape difficile et sensible au bruit. Plusieurs raisons peuvent être à l’origine de ce phénomène. La droite épipolaire est probablement imprécise du fait de la moins bonne qualité de repositionnement de l’arceau latéral. Il est possible que la segmentation de l’extrémité du guide soit imprécise. Enfin, il peut exister un décalage temporel, lors des acquisitions, qui tend à montrer le guide en retard dans une image par rapport à l’autre.

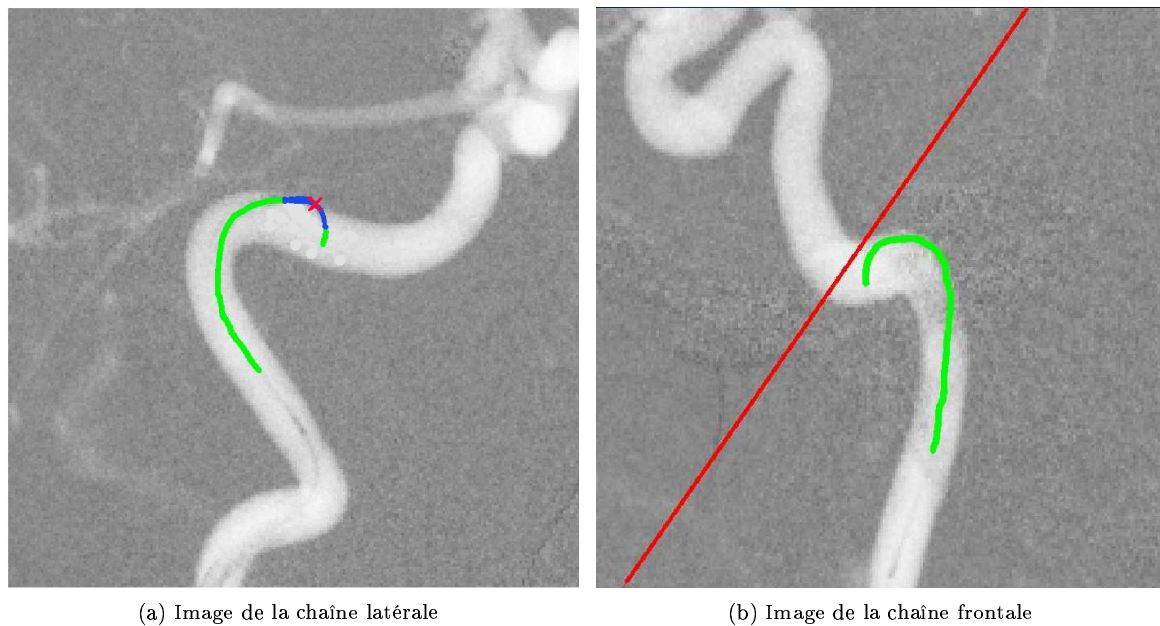
Dans la prochaine section, nous analysons l’effet de ces problèmes d’appariement sur la reconstruction du guide.

Reconstruction 3D et intégration avec la 3DXA

Nous donnons dans la figure 7.7 un exemple de reconstruction stéréoscopique du guide intégrée avec la reconstruction tomographique 3DXA. Les images sont présentées selon deux points de vues différents qui montrent le guide en début et en fin de navigation. Plusieurs phénomènes sont apparents :

- Pour le guide qui est montré en fin de navigation, une portion de guide est manquante lorsque les points ne sont pas appariés.
- Le guide est beaucoup moins lisse que dans les images produites lors de l’expérience avec le fantôme de tête. C’est un phénomène qui est classiquement décrit en vision stéréoscopique [Bas94].
- Pour certains points de vues, le guide apparaît à l’extérieur des vaisseaux. Nous n’avons pas de reconstruction 3D de référence. Nous ne savons donc pas si ce phénomène est dû à une déformation des vaisseaux ou à un problème de calibrage. Nous avons mesuré manuellement la distance entre le guide et la paroi du vaisseau sanguin le plus proche pour avoir une indication sur le niveau de l’erreur. La mesure est de l’ordre du millimètre.

Bien que cette première reconstruction ne soit pas parfaite, elle permet néanmoins d’apprécier le positionnement 3D du guide par rapport à l’arbre vasculaire du patient. Cette première estimation 3D du



(a) Image de la chaîne latérale

(b) Image de la chaîne frontale

FIG. 7.6 – Perte d’une portion de guide lors de l’appariement 2D-2D : en vert les portions de courbes qui ont un correspondant dans chacune des images et en bleu la portion de courbe qui n’est pas appariée. La droite épipolaire en rouge (dans l’image de droite) qui correspond au point rouge (de l’image de gauche) ne trouve pas de point candidat pour l’appariement 2D-2D.

guide pourrait être affinée par une méthode fonctionnant directement dans l’espace 3D. Nous discutons plus en détails les perspectives de ce travail dans la prochaine section.

7.7 Synthèse et perspectives pour la reconstruction du guide

Grâce aux expérimentations que nous avons menées, nous avons pu nous confronter aux difficultés liées à la reconstruction du guide en 3D à partir des images bi-plan. Nous n’avons pas pu travailler plus longuement sur cette problématique. Nous rappelons que la machine bi-plan n’a été installée que quelques semaines avant la fin de notre travail de thèse. Nous proposons donc de lister les problèmes qu’il faudra résoudre pour intégrer le guide de manière automatique à la 3DXA et donnons des orientations qui pourront faire l’objet d’un travail après cette thèse :

Etude de la chaîne latérale

Le problème du calibrage de la matrice de projection de la chaîne latérale a déjà été suffisamment discuté dans ce chapitre. Pour proposer une reconstruction 3D du guide valable pour toutes les incidences prises par l’arceau latéral, une étude mécanique de cette chaîne est nécessaire à court terme. Les techniques de calibrage que nous avons proposées durant cette thèse pourront évidemment être employées dans ce but.

Détection 2D du guide

Pour des raisons techniques nous n’avons pas pu utiliser notre algorithme de détection 2D du guide (présenté dans le chapitre 6) dans cette première étude. Les images fluoroscopiques ont été capturées après l’application d’une série de filtres spatiaux et temporels optimisés pour la visualisation en salle. Nous n’avons pas le dispositif approprié pour récupérer les images brutes. Comme nous l’avons déjà

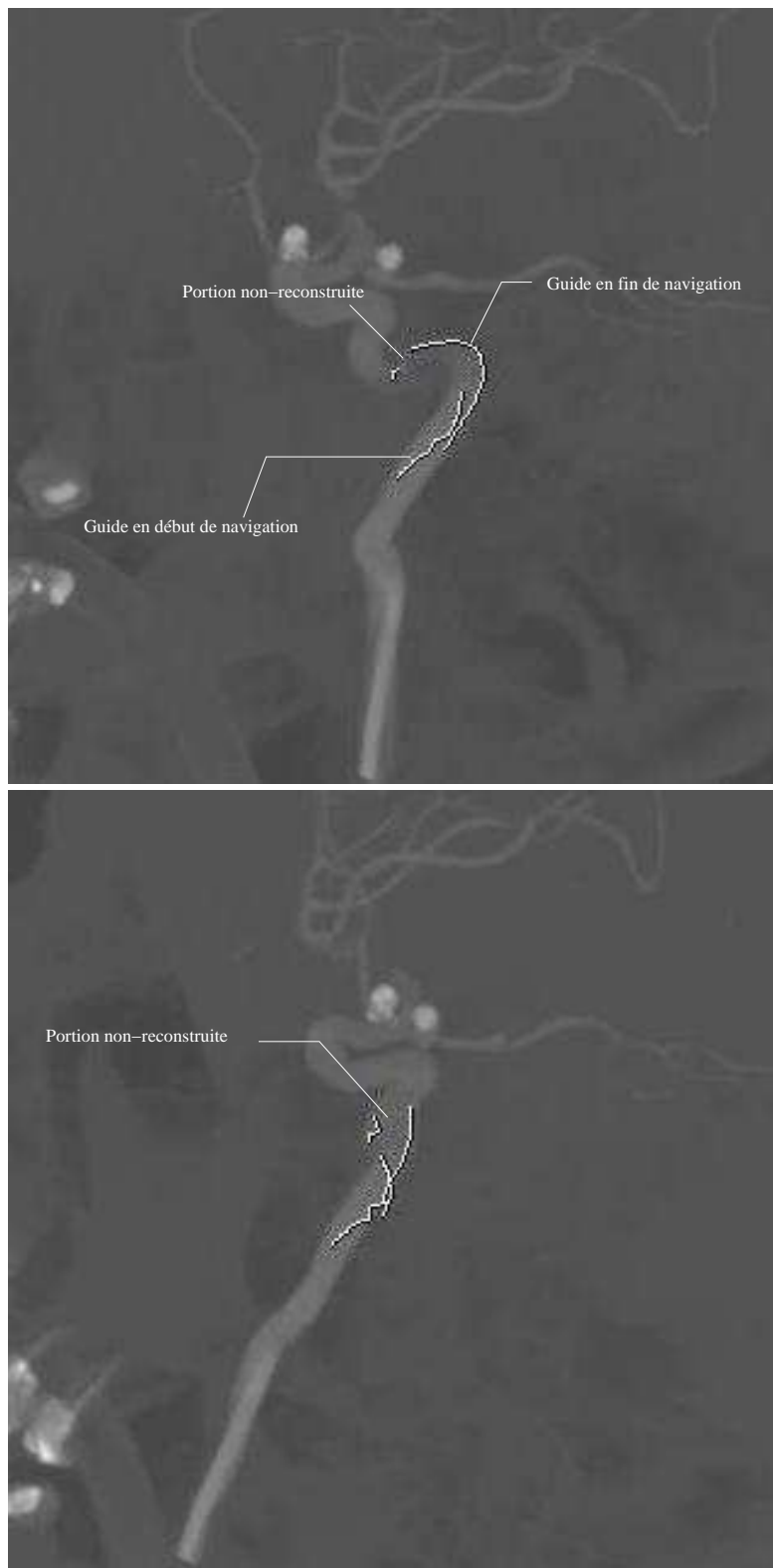


FIG. 7.7 – Exemple d'intégration du guide avec la 3DXA : le guide en début et en fin de navigation est montré selon deux points de vue différents. Dans la vue du bas, la reconstruction du guide est irrégulière et certaines parties du guide apparaissent à l'extérieur des vaisseaux.

indiqué, notre algorithme fonctionne sur des images non-filtrées et n'a pas pu être adapté dans ce laps de temps.

Cependant, la détection du guide est certainement plus compliquée dans les images bi-plan que dans les images mono-plan. Dans le cas d'un système mono-plan, le radiologue optimise l'incidence de l'arceau frontal afin que la pathologie soit dégagée et que les structures vasculaires se superposent le moins possible en 2D (voir la section 1.5.2). Les incidences prises par les arceaux de la machine bi-plan sont plus limitées à cause des contraintes mécaniques. Dans les images bi-plan, les structures peuvent se superposer et le guide peut se retrouver dans des configurations de formes plus complexes qu'en configuration mono-plan (points de rebroussement du guide, changement de forme brutal ...).

A court terme, l'intérêt de notre algorithme de détection 2D devra être étudié plus spécifiquement avec des données bi-plan afin de vérifier sa robustesse dans ce cas de figure. Nous pensons tout de même que notre approche de type détection (intégrant la forme globale du guide) devrait nous permettre d'être assez robuste face à ce genre de situation. Néanmoins, dans le cas où la détection 2D serait mise en défaut, une méthode de plus haut niveau dans laquelle les deux plans coopèrent devra être étudiée. Comme nous travaillons avec des systèmes calibrés, des contraintes géométriques pourraient être mises en œuvre lors de la détection 2D des guides.

Dans l'hypothèse où la détection 2D du guide dans les images bi-plan serait comparable en terme de précision et de succès aux résultats obtenus dans le chapitre 6, cette étude préliminaire montre que la reconstruction épipolaire peut être utilisée pour initialiser une méthode de reconstruction de plus haut niveau se situant dans l'espace 3D. Nous discutons cette perspective dans la prochaine section.

Amélioration de la reconstruction du guide

Dans ce chapitre, nous avons évalué l'intérêt d'une reconstruction avec contrainte épipolaire sur le terrain médical. Les expériences sur fantômes ont démontré la faisabilité d'une telle reconstruction intégrant notre algorithme de recalage 3D-2D et de détection 2D du guide. Cependant, les résultats sur patient indiquent que cette reconstruction peut être imprécise dans certains cas de figure. Il est possible que l'extrémité du guide soit perdue lors de la reconstruction. Ce phénomène peut être amplifié par le décalage temporel des images bi-plan. Aussi, au niveau des fortes courbures du guide, une portion complète du guide peut disparaître en 3D.

Nous proposons de procéder à une étape d'affinage de la courbe afin d'améliorer la reconstruction initiale donnée par la reconstruction épipolaire. Le but de cette étape est de compenser les imprécisions du guide tout en apportant une cohérence globale de la courbe. A moyen terme, nous imaginons mettre en place un algorithme qui se déroulerait selon deux grandes étapes :

- Tout d'abord, suivant l'approche de Bascle [Bas94], nous approchons les points 3D ordonnés du guide (fournis par la reconstruction épipolaire) par une B-spline 3D. Cette étape permet de combler les portions de guide qui n'ont pas été reconstruites. Mais ce processus ne permet pas de retrouver l'extrémité du guide qui aurait pu être perdue lors de la reconstruction. La B-spline obtenue de cette manière est imprécise et doit être adaptée à l'information des images bi-plan [Bas94].
- Pour pallier la perte de l'extrémité et ajuster la courbe, nous proposons de procéder à une étape itérative où :
 1. Le guide est allongé selon la direction donnée par son extrémité distale.
 2. La courbe 3D est affinée de manière globale à l'aide d'un snake 3D.

Le processus est arrêté lorsque la longueur du guide est stable.

La difficulté principale des approches à base de snake 3D est de définir le terme énergétique qui mesure l'adéquation de la spline 3D aux images bi-plan. Classiquement, la courbe 3D est projetée dans chacune des images bi-plan (soit respectivement les courbes Q_1 et Q_2). L'énergie externe du snake 3D est définie par $E_{ext} = f(Q_1) + f(Q_2)$ où f est la mesure de conformité des courbes aux images. f peut reposer sur une mesure photométrique [Bas94, KA03] ou bien sur la distance des courbes à une primitive qui aurait été extraite des images 2D [MPRS98].

Suivant le travail de [MPRS98] sur les artères coronaires, nous pouvons utiliser les guides détectés dans les images bi-plan pour définir l'énergie externe du contour actif. Il pourrait être intéressant d'utiliser un critère qui repose sur la radiométrie de l'image ne nécessitant pas l'extraction du guide. Cela permettrait

de pallier d'éventuelles imprécisions de la segmentation. Comme nous travaillons avec des images bruitées, ce critère doit être suffisamment robuste pour assurer une convergence du snake. Dans ce but, on peut intégrer la réponse des filtres directionnels (voir section 6.4.1) à la fonctionnelle du snake. Nous proposons donc d'utiliser l'énergie externe suivante :

$$E_{ext}(Q_1(u), Q_2(u)) = \left\| \frac{1}{\lambda_1} (Q'_1(u) \cdot \vec{v}_1) \right\|^2 + \left\| \frac{1}{\lambda_2} (Q'_2(u) \cdot \vec{v}_2) \right\|^2$$

où $Q'_1(u)$ et $Q'_2(u)$ sont les dérivées de Q_1 et Q_2 . (λ_1, \vec{v}_1) et (λ_2, \vec{v}_2) sont respectivement la direction principale et le degré d'appartenance à une structure linéaire en $Q_1(u)$ et $Q_2(u)$. L'énergie externe est minimale lorsque les courbes sont orientées selon la direction principale des structures linéaires de l'image.

Dans cette section, nous avons donné des perspectives précises qui devraient aboutir à moyen terme à une reconstruction 3D du guide. Cette reconstruction du guide peut ensuite être intégrée à la 3DXA et présentée au neuroradiologue. Dans ce travail préliminaire, cette étape n'a été que très partiellement étudiée sur les données patient. Nous en discutons les perspectives à plus long terme dans la prochaine section.

Vers une intégration du guide à la 3DXA

Il semble naturel de fournir au radiologue un outil de navigation qui lui permet de visualiser en 3D et en temps réel la reconstruction du guide directement intégrée avec une image 3DXA. Cette fusion présente de multiples avantages par rapport aux techniques classiques de navigation. Tout d'abord, le médecin pourrait apprécier en 3D la position du guide par rapport aux vaisseaux du patient sans injection de produit de contraste. Les points de vue des images 3D utilisées pour la navigation pourraient également être choisis en fonction de la pathologie et de la position du guide. Le médecin aurait également la possibilité de sélectionner un point de vue qui n'est pas atteignable mécaniquement avec les arceaux de la machine bi-plan.

Dans ce chapitre, nous avons étudié la possibilité d'une reconstruction bi-plan qui soit totalement indépendante de l'information contenue dans la 3DXA. L'intégration de la 3DXA avec le guide reconstruit est la dernière étape du traitement. Etant donnée qu'aucune contrainte 3D de positionnement du guide par rapport à la 3DXA n'est imposée, il se peut que le guide apparaisse en dehors des vaisseaux du patient. Ce phénomène peut être dû à plusieurs raisons :

- Un bougé du patient peut générer de l'imprécision lors de la superposition 3D. Mais, les expériences menées dans le chapitre 5 avec la fluoroscopie augmentée tendent à prouver que le patient sous anesthésie générale ne bouge pas pendant la procédure interventionnelle.
- Il est possible que la reconstruction soit imprécise du fait de la connaissance imprécise des matrices de projections. Les expériences sur le fantôme de tête (voir section 5) nous indiquent que la qualité des matrices de projections utilisées permet a priori une reconstruction comparable au résultat d'une reconstruction tomographique. Cependant, nous manquons de recul par rapport à la précision de l'arceau latéral.
- Les vaisseaux peuvent aussi se déformer à cause de la présence du guide dans le réseau artériel. Ce phénomène de déformation est généralement observé avec les images fluoroscopiques mais intégré par les médecins lors de la navigation. Il nous faudrait donc évaluer sur le terrain si ce problème gêne le médecin dans sa pratique et si la déformation doit être prise en compte.

Dans le cas d'une intégration imprécise, on pourrait commencer par essayer d'affiner les paramètres des matrices de projections. Un ajustement de faisceau pourrait être mis en œuvre. Cependant, pour que la technique soit efficace, il est nécessaire de disposer d'un nombre de vues suffisamment important. Dans ce but, nous imaginons pouvoir proposer une navigation bi-plan qui se déroulerait en deux phases :

- L'initialisation. En début de navigation, on demanderait au médecin de ne pas bouger le guide et d'acquérir un ensemble d'images RX du guide en plus des positions d'arceau bi-plan utilisées pour la navigation 3D. Ensuite, ces images seraient utilisées dans une procédure d'ajustement de faisceau pour affiner les matrices de projection [BÅH99] des arceaux bi-plan (dans leurs positions de navigation).
- La reconstruction bi-plan du guide. Le médecin serait libre d'acquérir des images bi-plan tout en bougeant le guide. Les images bi-plan seraient utilisées avec les matrices de projections déterminées

lors de l'initialisation pour produire une reconstruction temps réel du guide.

Par ailleurs, il est possible que les vaisseaux se déforment de par la présence du guide dans le réseau artériel. Nous avons déjà largement exposé dans la section 7.3 que nous n'étions pas favorables à l'utilisation de contraintes fortes apportées par la 3DXA lors de la reconstruction du guide. Il serait cependant intéressant d'utiliser l'information 3D qui est portée à la fois par le guide reconstruit (sans contraintes) et la 3DXA pour tenter d'évaluer ces déformations. Cela nécessite de modéliser les interactions mécaniques qui existent entre le guide et les vaisseaux (type de déformations, comportement mécaniques ...). Les images bi-plans pourraient être utilisées pour évaluer la validité des interactions proposées par la simulation durant l'examen. La connaissance des interactions mécaniques permettrait d'adapter le modèle 3D des vaisseaux en fonction de la position 3D du guide. Cela éviterait les erreurs d'intégration durant la navigation 3D du guide.

La résolution de ces problèmes pourra faire l'objet de travaux de recherche à plus long terme.

7.8 Conclusion

Nous avons mené une étude préliminaire de la reconstruction 3D du guide à partir d'images fluoroscopiques bi-plan. Dans cet objectif, nous avons intégré les techniques de recalage 3D-2D et de détection du guide développées durant cette thèse. Les simulations ont démontré que le niveau de précision de la reconstruction 3D semble être compatible avec la pratique médicale (erreur 3D de 1.3 ± 0.3 mm). Par ailleurs, les expériences menées sur le fantôme de tête ont montré que la reconstruction stéréoscopique est comparable visuellement à une reconstruction tomographique du guide. Les résultats des expériences faites avec des données cliniques indiquent qu'une étape d'affinage de la forme 3D du guide s'avère nécessaire. Nous avons proposé un ensemble de perspectives précises à base de snakes qui devraient permettre l'amélioration de la reconstruction du guide.

A plus long terme, l'intégration de la reconstruction du guide avec l'image 3DXA devra être évaluée avec les médecins pour savoir si la précision est suffisante. Dans le cas inverse, une procédure adaptée pourrait être mise en œuvre pour affiner les paramètres de la projection conique. La 3DXA pourrait également être utilisée pour apporter des contraintes de haut niveau lors de la reconstruction afin d'estimer et prendre en compte les éventuelles déformations. Néanmoins, notre expérience avec la fluoroscopie augmentée nous laisse penser que cette erreur pourra être négligée et intégrée par les médecins durant les phases de navigation.

Conclusion

Dans cette conclusion, nous décrivons les contributions de notre travail de thèse avant de proposer des perspectives de recherche à plus long terme.

1 Apports de la thèse

Dans cette thèse, nous avons apporté une contribution au problème de la fusion des modèles 3D pré-opératoires avec les images fluoroscopiques acquises lors des procédures de traitement en neuroradiologie interventionnelle. L'ambition étant de permettre au médecin de disposer d'une information volumétrique en temps réel durant la procédure. Le contexte CIFRE de cette thèse (avec GE Healthcare en collaboration avec le Loria et le service de neuroradiologie diagnostique et thérapeutique de Nancy) nous a permis de développer des techniques de recherche appliquées qui ont été transférées sur site clinique au bénéfice du patient. Nos contributions peuvent se regrouper en trois parties :

Calibrage de l'arceau

- Nous avons développé une méthode de calibrage dans notre contexte de travail qui permet une estimation précise des paramètres intrinsèques et extrinsèques de l'arceau (calibrage multi-image avec la mire hélice). Cette méthode a été utilisée pour évaluer le comportement mécanique de l'arceau vasculaire. Dans le futur, elle pourra être utilisée pour étudier de nouveaux arceaux vasculaires développés par les industriels.
- Nous avons également mis au point une méthode plus souple basée sur l'emploi d'une mire planaire fixée rigidement au détecteur d'image de l'arceau. Cette méthode est dédiée à la mesure précise des variations de paramètres intrinsèques provoquées par les déformations mécaniques de l'arceau. La précision de cette technique a été évaluée sur des données synthétiques. La mise en œuvre expérimentale a montré la nécessité du développement d'une attache spécifique.

Recalage 3D-2D

- Nous avons utilisé les méthodes de calibrage mises au point durant cette thèse pour étudier le comportement mécanique de l'arceau. A partir de ces observations, nous avons proposé des modèles paramétriques qui permettent la détermination automatique de la matrice de projection en utilisant les données capteurs de la machine. La précision de cette méthode de recalage, évaluée sur fantôme, est suffisamment bonne pour autoriser son utilisation dans des applications cliniques.

Nouvelles techniques de navigation

- A partir de l'algorithme automatique de recalage 3D-2D, nous avons développé une nouvelle technique de navigation permettant la fusion de la 3DXA avec les images fluoroscopiques. En collaboration avec GE Healthcare, un prototype de fluoroscopie augmentée a été installé sur le site clinique. Nous avons validé avec les neuroradiologues l'intérêt de cette nouvelle technique tant au niveau de la précision du recalage que de l'apport clinique. La validation clinique a montré que la visibilité du guide devrait être améliorée dans les images de fusion.

- La détection de guide dans les images fluoroscopiques présente un intérêt direct pour le rehaussement d’outil en fluoroscopie augmentée mais aussi pour la reconstruction 3D de l’outil. Nous avons donc mis au point dans notre travail un algorithme de détection automatique du guide qui repose sur une extraction puis un chaînage des points du guide. L’évaluation de l’algorithme dans des conditions cliniques a montré qu’il était précis et particulièrement adapté à notre contexte d’application.
- Nous avons mené, quelques semaines avant la fin de notre travail de thèse, une étude préliminaire de la reconstruction 3D du guide intégrant notre algorithme de recalage et le suivi 2D du guide. Ces premiers résultats nous ont permis d’identifier clairement les problématiques de la reconstruction dans notre contexte d’application et de proposer des voies de recherche.

2 Perspectives

Il reste de nombreux points à explorer pour améliorer les techniques de navigations en neuroradiologie interventionnelle et qui pourraient faire l’objet de nos axes de recherche dans les prochaines années :

La validation clinique

- Une validation plus étendue devra être menée pour la technique de fluoroscopie augmentée. A ce jour, la technique a pu être évaluée sur site clinique pour un unique patient. La méthodologie que nous avons proposée devrait être mise en place sur un plus grand nombre de cas afin de faire évoluer la technique. Il pourrait être intéressant d’étudier l’intérêt de la fluoroscopie augmentée pour des cas plus complexes de traitement comme l’embolisation des malformations artério-veineuses.
- L’algorithme de détection temporelle du guide devra également être étudié dans des conditions bi-plan afin de valider sa robustesse dans cette configuration.

La RA en neuroradiologie interventionnelle

- La première validation de la fluoroscopie augmentée a montré que la visualisation de l’outil devra être améliorée pour faciliter la compréhension de sa position 3D. La détection du guide en 2D pourrait être utilisée pour augmenter sa visibilité dans les images fluoroscopiques. De manière plus générale, la détection des outils dans les images fluoroscopiques pourrait permettre une adaptation du type de rendu en fonction du contenu de l’image. Par exemple, l’opacité de la 3D serait faible dans les zones de l’image qui montrent l’outil manipulé et haute dans le reste de l’image. Une stratégie d’implémentation temps réel devra aussi être définie pour incorporer la détection du guide aux applications.
- Par ailleurs, dans l’esprit des médecins, le système de navigation idéal doit intégrer la position 3D des outils (qui sont manipulés pour le traitement du patient) avec le modèle 3D du patient. Plusieurs directions de recherche restent à explorer :
 - L’étude de l’arceau latéral s’avère nécessaire à court terme pour proposer une solution de recalage qui soit valide pour cette chaîne image.
 - Ensuite, une méthode de reconstruction 3D du guide intégrant les erreurs de calibrage devra être mise au point. Nous avons proposé tout un ensemble de perspectives dans le chapitre précédent qui rendrait possible cette reconstruction.
 - Une méthode faisant coopérer les images bi-plan pourrait rendre plus robuste le suivi du guide.
 - Dans ce travail, nous avons proposé une reconstruction 3D du guide. La reconstruction 3D des flots (sanguins ou d’histoacril) mise en relation avec un modèle 3D [SGS⁺05] présente également un intérêt pour la compréhension et le traitement des malformations artério-veineuses.
 - Enfin, si les déformations des vaisseaux engendrent une trop grande imprécision pour la navigation 3D, elles devront être intégrées lors de la fusion. Dans ce but, un modèle réaliste physique d’interaction entre le guide et le modèle 3D des vaisseaux pourrait être développé. La simulation et la prédiction des interactions entre le guide et les artères sont des problèmes difficiles. L’utilisation d’un système bi-plan permettrait un contrôle des prédictions. La modélisation mécanique des interactions entre le guide et la 3DXA permettrait d’adapter le modèle 3D durant l’examen et ainsi d’éviter les erreurs d’interprétation.

Vers un système multi-modal

- A plus long terme nous pensons que la 3DXA pourrait servir de point d'ancrage pour une intégration de l'IRM durant la navigation. Cela requiert le développement d'une méthode de recalage 3D-3D et la mise au point d'une stratégie de visualisation pour la fusion.

Annexes

Annexe A

La matrice de projection à partir des modèles de l'arceau

Nous rapellons que deux modèles paramétriques de l'arceau ont été proposés \mathcal{M}_m et \mathcal{M}_f avec respectivement deux vecteurs de paramètre ϕ_m et ϕ_f :

$$\phi_m = \{\mathbf{E}_0; \vec{v}_P, O_P; \vec{v}_C, O_C, (\lambda_i)_{i=0..3}; (\mu_i)_{i=0..3}, v_0, f\}$$

et

$$\phi_f = \{\mathbf{E}_0; \vec{v}_P, O_P; \vec{v}_C, O_C, (\lambda_i)_{i=0..3}; u_0, v_0, f\}$$

Nous donnons dans cette annexe le moyen de construire la matrice de projection \mathbf{M}_{capt} qui correspond aux angles (P, C) et à la distance focale SID de l'arceau connaissant soit le vecteur ϕ_m soit le vecteur ϕ_f . La seule différence entre les modèles est de considérer u_0 constant ou variable. Cela a un impact uniquement sur la détermination des paramètres intrinsèques. Les paramètres nécessaires à la détermination de la matrice des paramètres extrinsèques sont communs aux 2 modèles.

Les paramètres intrinsèques

La matrice \mathbf{K} est donnée par :

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \alpha_{\text{capt}} & 0 & u_{\text{capt}} \\ 0 & \alpha_{\text{capt}} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Pour \mathcal{M}_f et \mathcal{M}_m , on détermine α_{capt} de la manière suivante

$$\alpha_{\text{capt}} = \alpha_{\text{ref}} + \frac{\Delta SID}{s_p}$$

s_p est la taille pixel, α_{ref} la distance focale correspondant à la position de référence et $\Delta SID = SID_{\text{ref}} - SID$ la variation de SID entre la position de référence SID_{ref} et la position courante SID .

Pour la détermination de u_{capt} , la méthode est différente selon le modèle considéré :

- Si le modèle est \mathcal{M}_f alors $u_{\text{capt}} = u_0$
- Si le modèle est \mathcal{M}_m alors $u_{\text{capt}} = \sum_{i=0}^3 \mu_i(P)^i$.

Les paramètres extrinsèques

Le moyen de déterminer les paramètres extrinsèques est commun aux deux modèles. Nous rapellons que si un axe de rotation est défini par un vecteur unitaire $\vec{v} = [v_x, v_y, v_z]^T$ et un point O (exprimé dans le repère monde). Alors une rotation d'angle θ autour de l'axe (O, \vec{v}) est donnée par :

$$\mathbf{D}_{O, \vec{v}}(\theta) = [R(\vec{v}, \theta) | O(I - R(\vec{v}, \theta))]$$

où :

$$R(\vec{v}, \theta) = \cos(\theta) \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + (1 - \cos(\theta)) \begin{bmatrix} v_x^2 & v_x v_y & v_x v_z \\ v_x v_y & v_y^2 & v_y v_z \\ v_x v_z & v_y v_z & v_z^2 \end{bmatrix} + \sin(\theta) \begin{bmatrix} 0 & -v_z & v_y \\ v_z & 0 & -v_x \\ -v_y & v_x & 0 \end{bmatrix}$$

Avec ces notations, les paramètres extrinsèques \mathbf{E}_{capt} obtenus par le biais des donnés capteurs sont (pour \mathcal{M}_f et \mathcal{M}_m) :

$$\mathbf{E}_{\text{capt}} = \mathbf{E}_0 \mathbf{D}_{\mathbf{O}_C, \mathbf{v}_C} (\mathbf{D}_{\mathbf{O}_P, \mathbf{v}_P} + \mathbf{T}_r)$$

où $T_r = (\sum_{i=0}^3 \lambda_i(P)^i) \vec{u}_P$

Connaissant \mathbf{K}_{capt} et \mathbf{E}_{capt} , \mathbf{M}_{capt} est donnée par $\mathbf{M}_{\text{capt}} = \mathbf{K}_{\text{capt}} \mathbf{E}_{\text{capt}}$

Annexe B

Fluoroscopie augmentée versus roadmap 2D



FIG. B.1 – Patient 1. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)



FIG. B.2 – Patient 2. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)



FIG. B.3 – Patient 3. 2D roadmap (a) versus fluoroscopie augmentée en mode surfacique (b) et transparent (c)

Annexe C

Validation temporelle du recalage 3D-2D

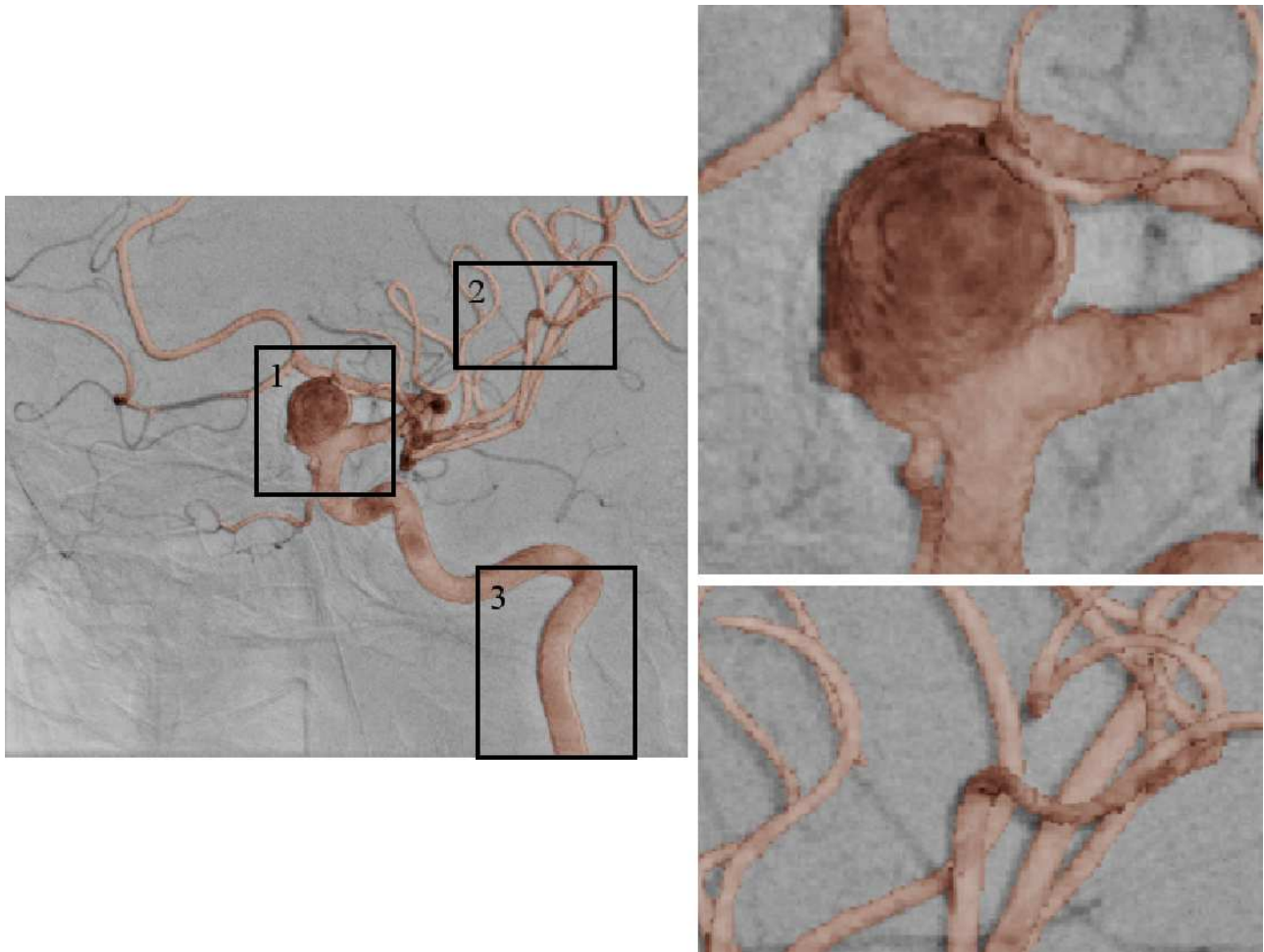


FIG. C.1 – DSA temps t_0 (début de traitement) : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 5, 4 et 3 pixels

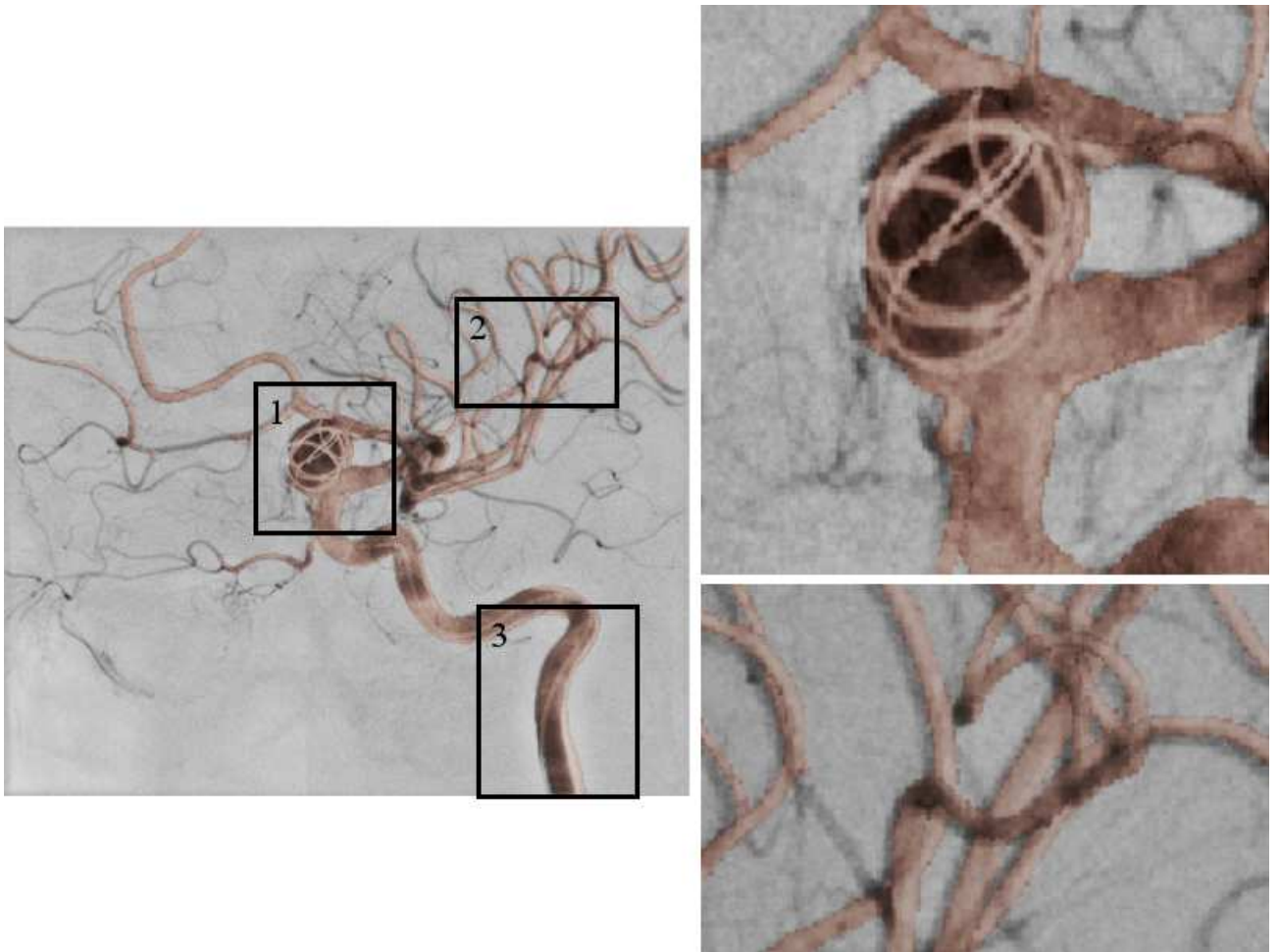


FIG. C.2 – DSA temps $t_0 + 7$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 6, 6 et 15 pixels

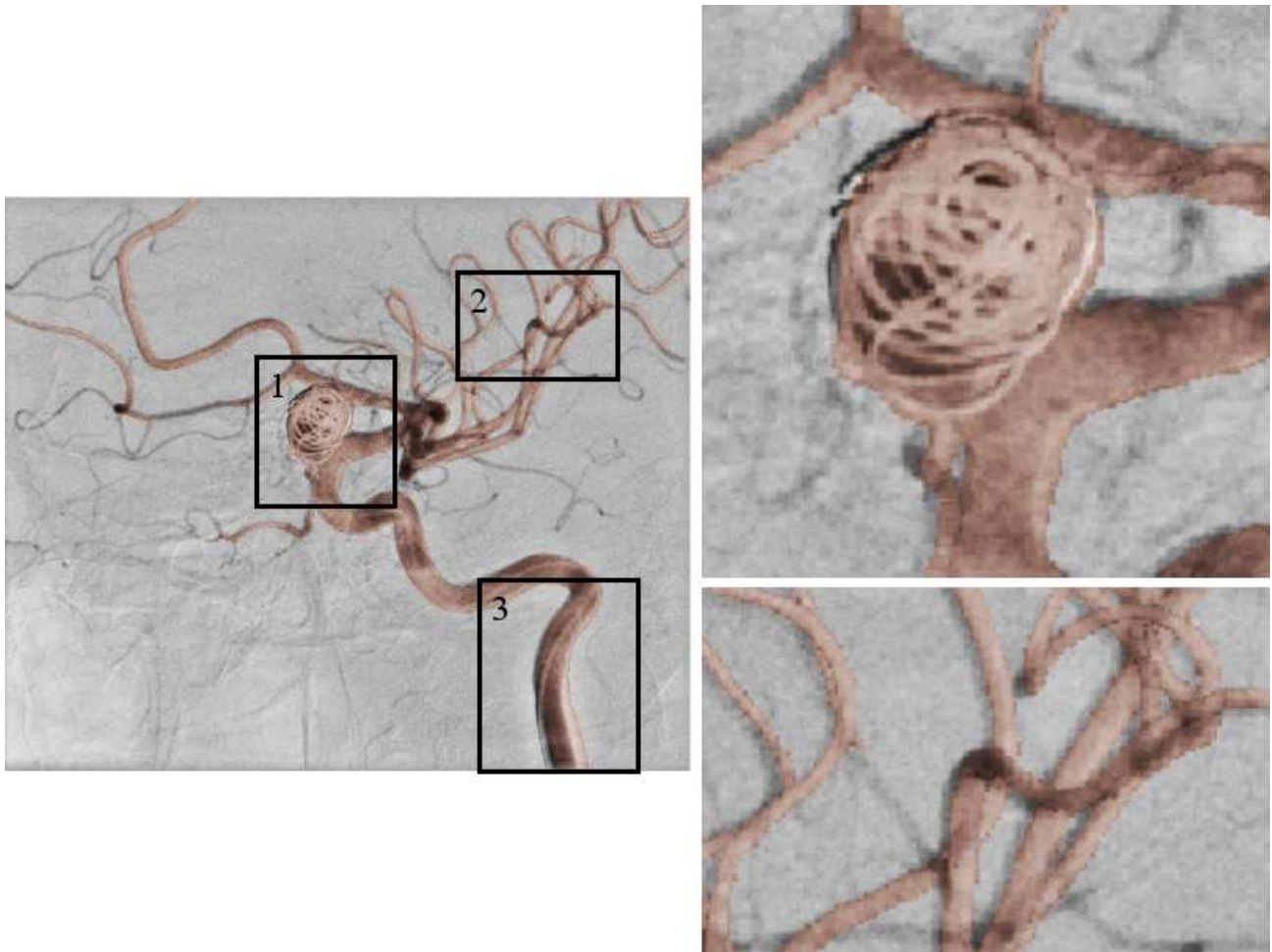


FIG. C.3 – DSA temps $t_0 + 17$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 4, 5 et 17 pixels

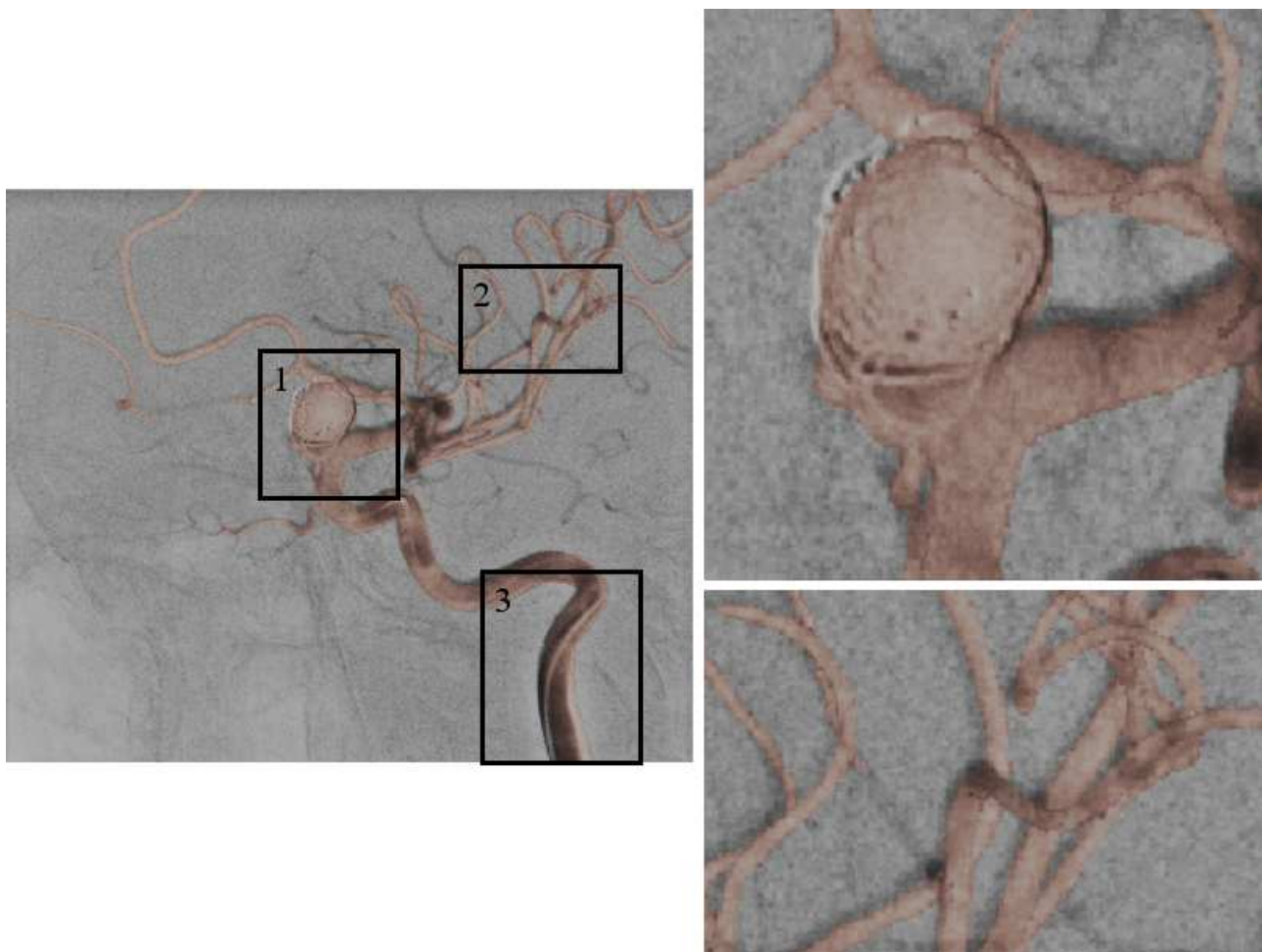


FIG. C.4 – DSA temps $t_0 + 36$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 7, 4 et 14 pixels

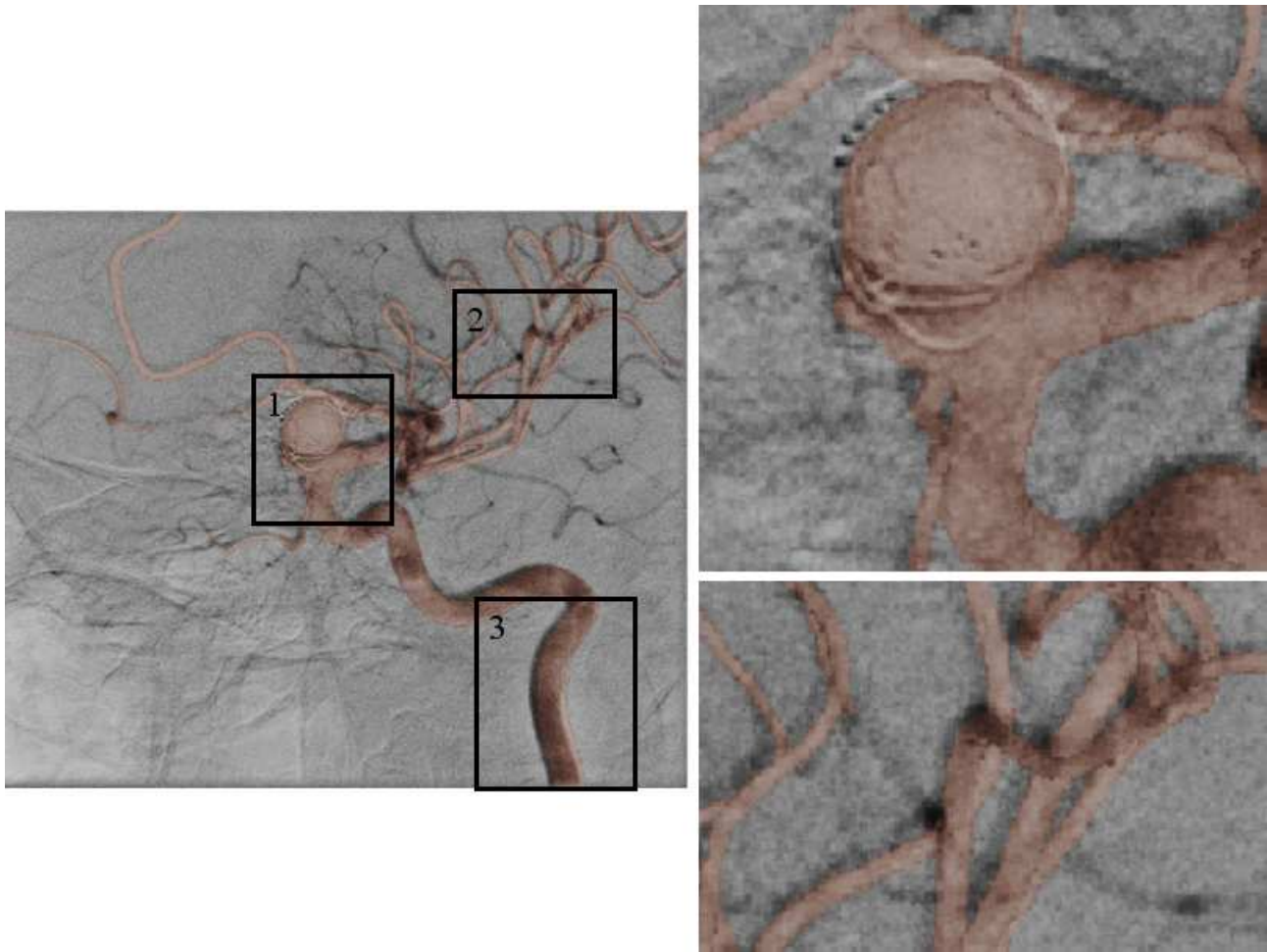


FIG. C.5 – DSA temps $t_0 + 45$ minutes : les erreurs maximales observées dans les ROI 1,2 et 3 sont respectivement de 8, 4 et 10 pixels

Bibliographie

- [ABD⁺01] R. Anxionnat, S. Bracard, X. Ducrocq, Y. Troussel, L. Launay, E. Kerrien, M. Braun, R. Vaillant, F. Scomazzoni, A. Lebedinsky, and L. Picard. Clinical value of three-dimensional digital subtraction angiography (3D DSA) in the therapeutic decision and endovascular treatment of intracranial aneurysms. *Radiology*, 218 :799–808, 2001.
- [ALP94] N. Alperin, D. N. Levin, and C. A. Pelizzari. Retrospective registration of X-ray angiograms with MR images by using vessels as intrinsic landmarks. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 4 :139–144, March/April 1994.
- [Anx03] René Anxionnat. *Méthodes et outils pour le détournage des malformations artériovoineuses cérébrales dans un contexte multimodalité*. Thèse de doctorat, Université Henri Poincaré, 2003.
- [Aya89] Nicholas Ayache. *Vision Stéréoscopique et Perception Multisensorielle : Application à la robotique mobile*. Inter-Editions (MASSON), 1989.
- [Azu97] R. Azuma. A survey of augmented reality. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 6(4) :355–385, 1997.
- [BÅ97] R. Berthilsson and K. Åström. Reconstruction of 3D-curves from 2D-images using affine shape methods for curves. In *Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 476–482, 1997.
- [BÅH99] R. Berthilsson, K. Åström, and A. Heyden. Reconstruction of curves in R^3 , using factorization and bundle adjustment. In *Proceedings of the International Conference on Computer Vision*, pages 674–679, 1999.
- [Bas94] B. Bascle. *Contributions et applications des modèles déformables en vision par ordinateur*. Thèse de doctorat, Université Nice-Sophia Antipolis, 1994.
- [BCH⁺04] J.V. Byrne, C. Colominas, J.H. Hipwell, T.C. Cox, A. Noble, G.P. Penney, and D.J. Hawkes. Assessment of a technique for 2D-3D registration of cerebral intra-arterial angiography. *The British Journal of Radiology*, 77 :123–128, 2004.
- [BCZ93] A. Blake, R. Curwen, and A. Zisserman. A framework for spatiotemporal control in the tracking of visual contours. *International Journal of Computer Vision*, 11(2) :127–145, 1993.
- [Ber91] M.-O. Berger. *Les contours actifs : modélisation, comportement et convergence*. Thèse de doctorat, Institut national polytechnique de lorraine, 1991.
- [BFH⁺02] W. Birkfellner, M. Figl, K. Huber, F. Watzinger, F. Wanschitz, J. Hummel, R. Hanel, W. Greimel, P. Homolka, R. Ewers, and H. Bergmann. A head-mounted operating binocular for augmented reality visualization in medicine - design and initial evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8) :1058–1066, 2002.
- [BFO92] M. Bajura, H. Fuchs, and R. Ohbuchi. Merging virtual objects with the real world : seeing ultrasound imagery within the patient. In *SIGGRAPH*, pages 203–210, 1992.
- [Bis06] V. Bismuth. Advanced FNR. *Rapport interne technique, GE Healthcare*, 2006.
- [BMP⁺99] H.-J. Bender, R. Männer, C. Poliwoda, S. Roth, and M. Walz. Reconstruction of 3D catheter paths from 2D X-ray projections. In *Proceedings of the Conference on Medical*

- Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge (UK)*, volume 1679 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 981–989. Springer Verlag, September 1999.
- [BSF⁺05] W. Birkfellner, R. Seemann, M. Figl, J. Hummel, C. Ede, P. Homolka, X. Yang, P. Niederer, and H. Bergmann. Fast drr generation for 2d/3d registration. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Palm Spring (US)*, volume 3749 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 960–967. Springer Verlag, 2005.
- [BvdKvW⁺03] S.A.M. Baert, E.B. van de Kraats, T. van Walsum, M. A. Viergever, and W.J. Niessen. 3D guide wire reconstruction from biplane image sequence for integrated display in 3D vasculature. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(10) :612–623, 2003.
- [BVN03] S.A.M. Baert, M.A. Viergever, and W.J. Niessen. Guide wire tracking in endovascular interventions. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(8) :965–972, 2003.
- [BvWN03] S.A.M. Baert, T. van Walsum, and W.J. Niessen. Endpoint localization in guide wire tracking during endovascular interventions. *Academic Radiology*, 10(12) :1424–1432, 2003.
- [BWL99] M.-O. Berger, G. Winterfeldt, and J.-P. Lethor. Contour tracking in echocardiographic sequences without learning stage : Application to the 3D reconstruction of the beating left ventricle. In *Proceedings of the Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge (UK)*, volume 1679 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 508–515. Springer Verlag, September 1999.
- [BY92] A. Blake and A. Yuille. *Active vision*. MIT Press, Cambridge, MA, USA, 1992.
- [CK96] L. Cohen and R. Kimmel. Fast marching the global minimum of active contours. In *Proceedings of the International Conference on Image Processing*, pages 473–476, 1996.
- [CNMR02] C. Cañero, E. Nofrerias, J. Mauri, and P. Radeva. Modelling the acquisition geometry of a c-arm angiography system for 3D reconstruction. In *Proceedings of the Conferencia Catalana d'Inteligencia Artificial*, pages 322–335, 2002.
- [Coh91] L. D. Cohen. On active contour models and balloons. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing. Image Understanding*, 53(2) :211–218, 1991.
- [CTMT00] L. Carrat, J. Tonetti, P. Merloz, and J. Troccaz. Percutaneous computer assisted iliosacral screwing : Clinical validation. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Pittsburgh (US)*, *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1229–1237, London, UK, 2000. Springer Verlag.
- [dAHH99] L. de Agapito, R.I Hartley, and E. Hayman. Linear calibration of a rotating and zooming camera. In *Proceedings of the Conference on Computer vision and Pattern Recognition*, pages 15–21, Fort Collins, Colorado, 1999.
- [dAHR98] L. de Agapito, E. Hayman, and I. Reid. Self-calibration of a rotating camera with varying intrinsic parameters. In *Proceedings of the British Machine Vision Conference*, pages 105–114, Southampton, 1998.
- [DdFG05] A. Doucet, N. de Freitas, and N. Gordon. *Sequential Monte Carlo Methods in Practice*. Springer, 2005.
- [DRJ94] A. Dumay, J. Reiber, and J. Gerdrands. Determination of optimal angiographic viewing angles : Basic principals and evaluation study. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(1) :13–24, 1994.
- [Duv92] H. M. Duvernoy. *Le Cerveau Humain*. Springer-Verlag, 1992.
- [EJH⁺04] P.J. Edwards, L.G. Johnson, D.J. Hawkes, M.R. Fenlon, A.J. Strong, and M/J. Gleeson. Clinical experience and perception in stereo augmented reality surgical navigation. In *Proceedings of the Medical Imaging Augmented Reality*, pages 369–376, 2004.
- [EKJ⁺00] P. J. Edwards, A. P. King, C. R. Maurer Jr, D. A. de Cunha, D. J. Hawkes, D. L. G. Hill, R. P. Gaston, M. R. Fenlon, A. Juczyck, A. J. Strong, and C. L. Chandler. Image guided surgery - design and evaluation of a system for microscope-assisted guided interventions (MAGI). *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(11) :1082–1093, 2000.

- [Fau93] O. Faugeras. *Three-dimensional Computer Vision : A Geometric Viewpoint*. MIT Press, 1993.
- [FDK84] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America*, 1 :612–619, 1984.
- [FDM⁺04] G. Fichtinger, A. Deguet, K. Masamune, G. Fischer G, Balogh E, Mathieu H, Taylor RH, Fayad LM, and SJ Zinreich. Needle insertion in CT scanner with image overlay - cadaver studies. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Saint Malo (France)*, volume 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 795–803. Springer Verlag, October 2004.
- [FFH96] R. Fahrig, A.J Fox, and D.W Holdsworth. Characterization of a C-arm mounted xii for 3D image reconstruction during interventional radiology. In *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 2708, pages 351–360. SPIE Press, 1996.
- [FLR⁺98] H. Fuchs, M.A. Livingston, R.Raskar, D.Colucci, K. Keller, A. State, J. R. Crawford, P. Rademacher, S. H. Drake, and A. A. Meyer. Augmented reality visualization for laparoscopic surgery. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge, Massachusetts (USA)*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 934–943. Springer Verlag, 1998.
- [FMA⁺97] J. Feldmar, G. Malandain, N. Ayache, S. Fernández-Vidal, and E. Maurincombe. Matching a 3D MR angiography volume image and 2D X-ray angiograms. In J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mösges, editors, *Proceedings of the First International Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine – Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Grenoble (France)*, volume 1205 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 129–140. Springer Verlag, 1997.
- [FNVV98] A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken, and M. A. Viergever. Multiscale vessel enhancement filtering. In W. M. Wells III, A. Colchester, and S. Delp, editors, *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge, Massachusetts (USA)*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 130–137. Springer Verlag, October 1998.
- [GKWT98] A. Guéziec, P. Kazanzides, B. Williamson, and R.H. Taylor. Anatomy-based registration of CT-scan and intraoperative X-ray images for guiding a surgical robot. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(5) :715–728, 1998.
- [GLPW⁺96] W. E. L. Grimson, T. Lozano-Pérez, W. M. Wells, G. J. Ettinger, S. J. White, and R. Kikinis. An automatic registration method for frameless stereotaxy, image guided surgery, and enhanced reality visualization. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(2) :129–141, 1996.
- [GW03] N.D. Glossop and Z. Wang. Laser projection augmented reality system for computer-assisted surgery. In *Proceedings of the Conference on Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 65–71, Berlin, Germany, 2003.
- [GWL99] HK. Gumprecht, DC. Widenka, and CB. Lumenta. Brainlab vectorvision neuronavigation system : technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery*, 44 :97–104, 1999.
- [Har97] R.I Hartley. Self-calibration of stationary cameras. *International Journal of Computer Vision*, 22(1) :5–23, February 1997.
- [HM95] R. Horaud and O. Monga. *Vision par ordinateur, outils fondamentaux*. Editions Hermès, 1995.
- [HNR93] D.P Huttenlocher, J.J Noh, and W.J Rucklidge. Tracking non-rigid objects in complex scenes. In *Proceedings of the International Conference on Computer Vision*, pages 93–101, 1993.
- [HPM⁺03] J. H. Hipwell, G. P. Penney, R. A. McLaughlin, K. S. Rhode, P. E. Summers, T. C. S. Cox, J. V. Byrne, J. Alison Noble, and D. J. Hawkes. Intensity based 2d-3d registration of cerebral angiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(11) :1417–1426, 2003.

- [HWEN06] S.M. Heining, S. Wiesner, E. Euler, and N. Navab. CAMC (camera augmented mobile C-arm) - first clinical application in a cadaver study. *Journal of Biomechanics*, 39(1) :210, 2006.
- [HZ00] Richard Hartley and Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry in computer vision*. Cambridge University Press, 2000.
- [IB98] M. Isard and A. Blake. Condensation – conditional density propagation for visual tracking. *International Journal of Computer Vision*, 29(1) :5–28, 1998.
- [JEH02] LG. Johnson, P. Edwards, and D. Hawkes. Surface transparency makes stereo overlays unpredictable : the implications for augmented reality. In *Proceedings of the Conference Medicine Meets Virtual*, pages 131–136. IOS Press, 2002.
- [JFW⁺97] C.R. Maurer Jr., J.M. Fitzpatrick, M. Y. Wang, R. L. Galloway Jr., R. J. Maciunas, and G. S. Allen. Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(4) :447–462, 1997.
- [JGM06] P. Janin, C. Grova, and C. R. Maurer. Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1 :63–73, 2006.
- [KA03] F. Kahl and J. August. Multiview reconstruction of space curves. In *Proceedings of the International Conference on Computer Vision*, pages 1017–1024, 2003.
- [KBM⁺99] E. Kerrien, M.-O. Berger, E. Maurincomme, L. Launay, R. Vaillant, and L. Picard. Fully automatic 3D/2D subtracted angiography registration. In C. Taylor and A. Colchester, editors, *Proceedings of the Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge (UK)*, number 1679 in Lecture Notes in Computer Science, pages 664–671. Springer Verlag, September 1999.
- [Ker00] E. Kerrien. *Outils d'imagerie multimodalités pour la neuroradiologie interventionnelle*. Thèse d'informatique, Institut National Polytechnique de Lorraine, 2000.
- [KKdBA95] R. Koppe, E. Klotz, J. Op de Beek, and H. Aerts. 3D vessel reconstruction based on rotational angiography. In *Proceedings of the Conference on Computer Assisted Radiology*, pages 101–107. Springer, June 1995.
- [KMA⁺00] K. Krissian, G. Malandain, N. Ayache, R. Vaillant, and Y. Troussel. Model based detection of tubular structures in 3D images. *Computer Vision and Image Understanding*, 80(2) :130–171, 2000.
- [KS96] R. Kutka and S. Stier. Extraction of line properties based on direction fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(1) :51–58, February 1996.
- [KVL⁺98] E. Kerrien, R. Vaillant, L. Launay, M.-O. Berger, É. Maurincomme, and L. Picard. Machine precision assessment in 3D/2D subtracted angiography registration. In *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, volume 3338, pages 39–49. SPIE Press, February 1998.
- [KWN98] Y. Kita, D. L. Wilson, and J. Alison Noble. Real-time registration of 3D cerebral vessels to X-ray angiograms. In W. M. Wells III, A. Colchester, and S. Delp, editors, *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge, Massachusetts (USA)*, volume 1496 of Lecture Notes in Computer Science, pages 1125–1133. Springer Verlag, October 1998.
- [KWT87] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes : Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4) :321–331, 1987.
- [Lau96] Laurent Launay. *Localisation et Reconstruction 3D à partir d'Angiographies Stéréotaxiques*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, 1996.
- [LBP98] A. Liu, E. Bullitt, and S. M. Pizer. 3D/2D registration via skeletal near projective invariance in tubular objects. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge, Massachusetts (USA)*, pages 952–963, London, UK, 1998. Springer-Verlag.

- [LC87] W. E. Lorensen and H. E. Cline. Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. In *SIGGRAPH*, pages 163–169, New York, NY, USA, 1987. ACM Press.
- [LCB⁺97] C. Lorenz, I.-C. Carlsen, T. M. Buzug, C. Fassnacht, and J. Weese. Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2d and 3d medical images. In *Computer Vision, Virtual Reality, and Robotics in Medecine, CVRMed, Grenoble (France)*, pages 233–242, 1997.
- [LCZD01] B. Li, R. Chellappa, Q. Zheng, and S.Z Der. Model-based temporal object verification using video. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(6) :897–908, June 2001.
- [Lin96] T. Lindeberg. Edge detection and ridge detection with automatic scale selection. *International Journal of Computer Vision*, 30(2) :77–116, 1996.
- [Lin03] Q. Lin. *Enhancement, Extraction and Visualization of 3D Volume Data*. Thèse de doctorat, Linköping University, Sweden, 2003.
- [LSB91] S. Lavallée, R. Szeliski, and L. Brunie. Matching 3D smooth surfaces with their 2D projections using 3D distance maps. In Baba C. Vemuri, editor, *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 1570, pages 322–336. SPIE Press, September 1991.
- [LVD98] J.M. Lavest, M. Viala, and M. Dhôme. Do we really need an accurate calibration pattern to achieve a reliable camera calibration. In *Proceedings of the European Conference on Computer Vision, Freiburg, Germany*, volume 1, pages 158–174, 1998.
- [LYJ02] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz. Robust automatic C-arm calibration for fluoroscopy-based navigation : A practical approach. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Tokyo (Japan)*, volume 2489 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 60–68. Springer Verlag, 2002.
- [LYJ03] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz. Gradient-based 2D/3D rigid registration of fluoroscopic x-ray to ct. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(11) :1395–1406, 2003.
- [Man02] A.R Mansouri. Region tracking via level set PDEs without motion computation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 24(7) :947–961, July 2002.
- [MBN00] M. Mitschke, A.H. Banihashemi, and N. Navab. Interventions under video-augmented x-ray guidance : Application to needle placement. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Pittsburgh (US)*, volume 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 858–868. Springer Verlag, 2000.
- [MFD⁺02] K. Masamune, G. Fichtinger, A. Deguet, D. Matsuka, and R. H. Taylor. An image overlay system with enhanced reality for percutaneous therapy performed inside ct scanner. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Tokyo (Japan)*, volume 2489 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 77–84. Springer Verlag, 2002.
- [MHH⁺05] R. A. McLaughlin, J. Hipwell, D. J. Hawkes, J. A. Noble, J. V Byrne, and T. C Cox. A comparison of a similarity-based and a feature-based 2D/3D registration method for neurointerventional use. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24 :1058–66, August 2005.
- [MMN⁺00] K. Masamune, Y. Masutani, S. Nakajima, I. Sakuma, T. Dohi, H. Iseki, and K. Takakura. Three-dimensional slice image overlay system with accurate depth perception for surgery. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Pittsburgh (US)*, volume 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 395–402. Springer Verlag, 2000.
- [MN03] M. Mitschke and N. Navab. Recovering the x-ray projection geometry for three-dimensional tomographic reconstruction with additional sensors : Attached camera versus external navigation system. *Medical Image Analysis*, 7 :65–78, March 2003.
- [Mor02] C. Cañero Morales. *3D reconstruction of the coronary tree using biplane snakes*. Thèse de doctorat, Université Autonome de Barcelone, 2002.

- [MPRS98] C. Molina, G. Prause, P. Radeva, and M. Sonka. 3D catheter path reconstruction from biplane angiograms. In *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 3338, pages 504–512, 1998.
- [MT96] T. McInerney and D. Terzopoulos. Deformable models in medical images analysis : a survey. *Medical Image Analysis*, pages 91–108, 1996.
- [Nic04] S. Nicolau. *Un système de réalité augmentée pour guider les opérations du foie en radiologie interventionnelle*. Thèse de doctorat, Université de Nice-Sophia Antipolis, November 2004.
- [NMH⁺96] N. Navab, M. Mitschke, D.W Holdsworth, R. Fahrig, A.J Fox, and R. Graumann. Dynamic geometrical calibration for 3D cerebral angiography. In *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 2708, pages 361–370. SPIE Press, 1996.
- [NMS99] N. Navab, M. Mitschke, and O. Schütz. Camera-augmented mobile C-arm (CAMC) application : 3D reconstruction using a low-cost mobile C-arm. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge (UK)*, volume 1679 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 688–697. Springer Verlag, September 1999.
- [NPSA05] S. Nicolau, X. Pennec, L. Soler, and N. Ayache. A complete augmented reality guidance system for liver punctures : First clinical evaluation. In J. Duncan and G. Gerig, editors, *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Palm Spring (US)*, volume 3749 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 539–547. Springer Verlag, 2005.
- [PBH⁺01] G.P. Penney, P.G. Batchelor, D.L.G. Hill, D.J. Hawkes, and J. Weese. Validation of a two- to three- dimensional registration algorithm for aligning preoperative CT images and intraoperative fluo- roscopy images. *Medical Physics*, 28(6) :1024–1032, 2001.
- [PFJ05] P. Paul, O.F Fleig, and P. Jannin. Augmented virtuality based on stereoscopic reconstruction in multimodal image-guided neurosurgery : Methods and performance evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(11) :1500–1511, 2005.
- [PH02] M. Personnaz and R. Horaud. Camera calibration : estimation, validation and software, report RT-0258, INRIA. Technical report, 2002.
- [PS90] P. Puget and TH. Skordas. An optimal solution for mobile camera calibration. In *Proceedings of the European Conference on Computer Vision, Antibes, France*, pages 187–198, 1990.
- [PTE95] B. Peuchot, A. Tanguy, and M. Eude. Virtual reality as an operative tool during scoliosis surgery. In *Proceedings of the Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, Lecture Notes in Computer Science, pages 549–554. Springer Verlag, 1995.
- [PTVF95] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, and Brian P. Flannery. *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, second edition, 1995.
- [PV96] Riccardo Poli and Guido Valli. An algorithm for real-time vessel enhancement and detection. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 51 :1–22, November 1996.
- [PWBB97] D. Palti-Wasserman, A. M Brukstein, and R. P. Beyar. Identifying and tracking a guide wire in the coronary arteries during angioplasty from x-ray images. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 44(2) :152–164, 1997.
- [PWL⁺98] G.P. Penney, J. Weese, J. A. Little, P. Desmedt, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. A comparison of similarity measures for use in 2D–3D medical image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(4) :586–595, August 1998.
- [RF91] L. Robert and O. Faugeras. Curve-based stereo : Figural continuity and curvature. *Proceedings of the Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 57–62, 1991.

- [RF00] J.P. Rolland and H. Fuchs. Optical versus video see-through head-mounted displays in medical visualization. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 9(3) :287–309, 2000.
- [RPTP93] A. Rougée, C. Picard, Y. Troussset, and C. Ponchut. Geometrical calibration for 3D X-ray imaging. In Y. Kim, editor, *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 1897, pages 161–169. SPIE Press, June 1993.
- [RSL⁺01] M. Rosenthal, A. State, J. Lee, G. Hirota, J. Ackerman, K. Keller, E.D. Pisano, M. Jiroutek, K. Muller, and H. Fuchs. Augmented reality guidance for needle biopsies : A randomized, controlled trial in phantoms. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Utrecht (Netherlands)*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 240–248. Springer Verlag, 2001.
- [RT06] C. Riddell and Y. Troussset. Rectification for cone-beam projection and backprojection. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(7) :950–962, 2006.
- [SBHA05] M. Söderman, D. Babic, R. Homan, and T. Andersson. 3D roadmap in neuroangiography : technique and clinical interest. *Neuroradiology*, pages 735–740, 2005.
- [SBHN06] T. Sielhorst, C. Bichlmeier, S. Heining, and N. Navab. Depth perception a major issue in medical ar : Evaluation study by twenty surgeons. In R. Larsen, M. Nielsen, and J. Sparring, editors, *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Copenhagen (DK)*, volume 4190 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 364–372. Springer Verlag, 2006.
- [SD03] SB. Solomon and T. Dickfeld. Real-time cardiac catheter navigation on three-dimensional ct images. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 8(1) :27–36, 2003.
- [Sea95] JF. Schenck and et al. Superconducting open configuration mri system for image-guided therapy. *Radiology*, 195 :805–814, 1995.
- [SGS⁺05] H. Schmitt, M. Grass, R. Suurmond, T. Kohler, V. Rasche, S. Hahnel, and S. Heiland. Reconstruction of blood propagation in three-dimensional rotational X-ray angiography (3D-RA). *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 29(7) :507–520, October 2005.
- [SKBR01] F. Sauer, A. Khamene, B. Bascle, and G. J. Rubino. A head-mounted display system for augmented reality image guidance : Towards clinical evaluation for imri-guided neurosurgery. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Utrecht (Netherlands)*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 707–716. Springer Verlag, 2001.
- [SKX⁺06] H. Sundar, A. Khamene, C. Xu, F. Sauer, and C. Davatzikos. A novel 2D-3D registration algorithm for aligning fluoro images with 3D pre-op CT/MR images. In *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, volume 6141, pages 760–766, 2006.
- [SLG⁺96] A. State, M.A. Livingston, W.F. Garrett, G. Hirota, M.C. Whitton, E.D. Pisano, and H. Fuchs. Technologies for augmented reality systems : Realizing ultrasound-guided needle biopsies. In *Proceedings of SIGGRAPH*, pages 439–446, 1996.
- [SMAV99] SB. Solomon, C. Magee, DE Acker, and AC. Venbrux. Tips placement in swine, guided by electromagnetic real-time needle tip localization displayed on previously acquired 3-d ct. *Cardiovascular and interventional radiology*, 22(5) :411–414, 1999.
- [SNA⁺97] Y. Sato, S. Nakajima, H. Atsumi, T. Koller, G. Gerig, S. Yoshida, and R. Kikinis. 3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. In J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mösges, editors, *Proceedings of the First International Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine – Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Grenoble (France)*, volume 1205 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 213–222. Springer Verlag, 1997.
- [SPS⁺04] L. Smith, M. Pleasance, R. Seeton, N. Archip, and R. Rohling. Automatic detection and removal of fiducial markers embedded in fluoroscopy images for online calibration. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted*

- Intervention, Saint Malo (France)*, volume 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1034–1035. Springer Verlag, 2004.
- [SZ00] C. Schmid and A. Zisserman. The geometry and matching of lines and curves over multiple views. *International Journal of Computer Vision*, 40(3) :199–233, 2000.
- [TA94] Jean-Philippe Tarel and A. Gagalowicz. Calibration des caméras à base d’ellipses. In *Actes du congrès Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle, Paris*, 1994.
- [TCB⁺03] J. Tonetti, L. Carrat, S. Blendea, P. Merloz, and J. Troccaz. Iliosacral screw placement with ultrasound-based navigation versus conventional fluoroscopy. *Techniques in Orthopaedics*, 2(18) :184–190, 2003.
- [TLF⁺01] P.M. Tate, V. Lachine, L. Fu, H. Croitoru, and M. Sati. Performance and robustness of automatic fluoroscopic image calibration in a new computer assisted surgery system. In *Proceedings of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Utrecht (Netherlands)*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1130–1136. Springer Verlag, 2001.
- [TLSP03] D. Tomazevic, B. Likar, T. Slivnik, and F. Pernus. 3D/2D registration of CT and MR to X-ray images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(11) :1407–1416, 2003.
- [Tos87] G. Toscani. *Systèmes de Calibration Optique et Perception du Mouvement en Vision Artificielle*. Thèse de doctorat, Université de Paris-Sud, 1987.
- [Tsa87] R.Y. Tsai. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE Journal of Robotics Automation*, 3(4) :323–344, 1987.
- [Vai90] R. Vaillant. *Géométrie Différentielle et Vision par Ordinateur : Détection et Reconstruction des Contours d’Occultation d’un Objet Non-polyédrique*. Thèse de doctorat, Université de Paris Sud, centre d’Orsay, 1990.
- [vdK03] E. B. van de Kraats. *3D Rotational X-Ray guidance for surgical interventions*. Thèse de doctorat, Proefschrift Universiteit Utrecht, 2003.
- [VKS06] S. Vogt, A. Khamene, and F. Sauer. Reality augmentation for medical procedures : System architecture, single camera marker tracking, and system evaluation. *International Journal of Computer Vision*, 70(2) :179–190, 2006.
- [vWBN05] Th. van Walsum, S.A.M. Baert, and W.J. Niessen. Guide wire reconstruction and visualization in 3DRA using monoplane fluoroscopic imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(5) :612–624, 2005.
- [vWvdKC⁺04] T. van Walsum, E.B. van de Kraats, B. Carelsen, S.N. Boon, N. Noordhoek, and W.J. Niessen. Accuracy of navigation on 3DRX data acquired with a mobile propeller c-arm. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Saint Malo (France)*, volume 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 455–461. Springer Verlag, October 2004.
- [Web88] S. Webb, editor. *Physics of Medical Imaging*. Institute of Physics Publishing, 1988.
- [Wei96] J. Weickert. *Anisotropic diffusion in image processing*. Thèse de doctorat, University of Kaiserslautern, Germany, 1996.
- [Wei99] J. Weickert. Coherence-enhancing diffusion filtering. *International Journal of Computer Vision*, 31 :111–127, 1999.
- [WH01] H. Wörn and H. Hoppe. Augmented reality in the operating theatre of the future. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Utrecht (Netherlands)*, volume 2208 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1195–1196. Springer Verlag, 2001.
- [WN97] D. L. Wilson and J. A. Noble. Segmentation of cerebral vessels and aneurysms from MR angiography data. In J. Duncan and G. Gindi, editors, *Proceedings of the 15th International Conference on Information Processing in Medical Imaging, Poultney, Vermont (USA)*, volume 1230 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 423–428. Springer Verlag, June 1997.

- [WNRB98] D. L. Wilson, J. A. Noble, D. Royston, and J. V. Byrne. Automatically finding optimal working projections for the endovascular coiling of intracranial aneurysms. In *Proceedings of the Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Cambridge, Massachusetts (USA)*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 814–821. Springer Verlag, October 1998.
- [WPDS99] A. Wahle, G. P. M. Prause, S.C. DeJong, and M. Sonka. Geometrically correct 3-D reconstruction of intravascular ultrasound images by fusion with biplane angiography - methods and validation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(8) :686–699, 1999.
- [XP98] C. Xu and J. L. Prince. Generalized gradient vector flow external forces for active contours. *Signal Process.*, 71(2) :131–139, 1998.
- [YJS06] A. Yilmaz, O. Javed, and M. Shah. Object tracking : A survey. *ACM Computer Survey*, 38(4) :13, 2006.
- [ZGNW01] L. Zollei, E. Grimson, A. Norbash, and W. Wells. 2D-3D rigid registration of X-ray fluoroscopy and CT images using mutual information and sparsely sampled histogram estimators. *cvpr*, 02 :696, 2001.
- [Zha00] Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(11) :1330–1334, 2000.
- [ZLW+90] J. Zhang, M. F. Levesque, C. L. Wilson, R. M. Harper, Jerome E. Jr, R. Lufkin, and E. J. Behnke. Multimodality imaging of brain structures for stereotactic surgery. *Radiology*, 175 :435–441, 1990.

Liste des publications

- [1] S. Gorges, E. Kerrien, M.-O. Berger, Y. Troussset, J. Pescatore, R. Anxionnat and L. Picard. Calibration of the intrinsic parameters of a vascular c-arm for 3D enhanced fluoroscopy. *Computer Assisted Radiology and Surgery, Berlin (Germany)*, 2005.
- [2] S. Gorges, E. Kerrien, M.-O. Berger, Y. Troussset, J. Pescatore, R. Anxionnat and L. Picard. Model of a vascular C-arm for 3D enhanced fluoroscopy. *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI-05, Palm Spring (US)*, 2005.
- [3] S. Gorges, E. Kerrien, M-O. Berger, Y. Troussset and J. Pescatore. An effective technique for calibrating the intrinsic parameters of a vascular C-am from a planar target. *In SPIE'06 Medical Imaging, San Diego (US) February 2006*.
- [4] S. Gorges, E. Kerrien, MO Berger, J. Pescatore, Y. Troussset, R. Anxionnat, S. Bracard and L. Picard. 3D Augmented Fluoroscopy in Interventional Neuroradiology : Precision Assessment and First Evaluation on Clinical Cases. *In Workshop AMI-ARCS 2006 held in conjunction with MICCAI'06, October 2006, Copenhagen (Denmark)*.
- [5] S. Gorges, Y. Troussset, J. Pescatore, E. Kerrien, M-O. Berger and R. Vaillant. Determination of the acquisition geometry of a vascular gantry from a limited number of calibration acquisitions. *US Patent 11/293940, 2005*.
- [6] S. Gorges, Y. Troussset, J. Pescatore, E. Kerrien and M-O. Berger. Determination of the intrinsic parameters of an X-Ray system : application to a vascular room. *US Patent 11/353640 - 2005*.
- [7] J. Pescatore, B. Le Ny, S. Gorges and M-O Berger. Determination of the motion of a patient using radio-opaque X-ray markers : application to the head motion. *US Patent 11/355733- 2005*.

Résumé

En neuroradiologie interventionnelle, la machine d'angiographie RX est le moyen d'imagerie par excellence pour guider le médecin dans l'accomplissement de son geste thérapeutique. Cette machine permet l'acquisition d'une image 3D montrant les artères du patient (ou 3DXA). Cependant, le contrôle visuel du déploiement des outils (guide, cathéter...) est effectué en 2D avec une image temps réel (ou fluoroscopie). Cette thèse a pour ambition de contribuer à l'amélioration des techniques de guidage en proposant des outils permettant une utilisation de l'image 3D durant le traitement.

Les images étant acquises avec la même machine d'angiographie, nous avons consacré une partie de notre travail au développement de méthodes fiables de calibrage de la chaîne image portée par l'arceau rotatif de la machine. Le but était de comprendre si l'arceau se déformait ou non sous l'influence de son poids.

Tirant parti du fait que les images sont acquises avec la même machine, nous avons ensuite proposé une méthode de recalage 3D2D entre l'image 3DXA et la fluoroscopie. Cette méthode exploite les capteurs de position du système et incorpore les déformations subies par le système.

Suite à ces travaux, un système permettant la fusion de l'image 3DXA avec la fluoroscopie a été développé en collaboration avec GE Healthcare et évalué au CHU de Nancy pour le traitement des anévrismes cérébraux.

Enfin, un nouveau système doté de deux chaînes images (ou système bi-plan) a été installé à Nancy durant notre thèse. Après avoir développé une méthode de détection 2D du guide dans les images fluoroscopiques, nous avons initié une première étude de la reconstruction 3D du guide à partir des images bi-plan.

Summary

In interventional neuroradiology, the X-ray angiography machine is the reference imaging system to guide the doctor during the treatment. This machine allows the acquisition of 3D image showing the patient arteries (or 3DXA). Nevertheless, visual control of the tools deployment (guide, catheter?) in the arterial network is carried out with a real time 2D X-ray image (or fluoroscopic image). The purpose of this thesis was to contribute to the improvement of the image guidance techniques by proposing tools to allow the use of the 3D image during the treatment.

The images being acquired with the same angiography machine, one part of this work was to develop reliable method to calibrate the imaging chain carried by the rotary arm of the machine. The goal was to understand if the arm is deformed or not under the influence of its own weight.

Using the fact that images are acquired with the same machine, we proposed a 3D2D registration method between the 3DXA and the fluoroscopic image. This method exploits the position sensors of the system and incorporates the mechanical deformations undergone by the arm.

Following this work, a system allowing the fusion of the image 3DXA with the fluoroscopic image was developed in collaboration with GE Healthcare and evaluated with the CHU of Nancy for the treatment of cerebral aneurysm.

A new system equipped with two imaging chains (biplane system) was installed in Nancy during our thesis. After having developed a method to detect in 2D the guide in the fluoroscopic images, a first study was initiated to make a 3D reconstruction of the guide thanks to the biplane images.