



**HAL**  
open science

# Asservissement visuel direct fondé sur les ondelettes pour le positionnement automatique d'une sonde de tomographie par cohérence optique

Mouloud Ourak

## ► To cite this version:

Mouloud Ourak. Asservissement visuel direct fondé sur les ondelettes pour le positionnement automatique d'une sonde de tomographie par cohérence optique. Automatique / Robotique. Université de Franche-Comté, 2016. Français. NNT : 2016BESA2052 . tel-01618731

**HAL Id: tel-01618731**

**<https://theses.hal.science/tel-01618731>**

Submitted on 18 Oct 2017

**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.

# SPIM

## Thèse de Doctorat

UFC

N° X | X | X

école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques  
UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

THÈSE présentée par

**MOULoud OURAK**

pour obtenir le

Grade de Docteur de  
l'Université de Franche-Comté

Spécialité : **Automatique**

**Asservissement visuel direct fondé sur les ondelettes pour  
le positionnement automatique d'une sonde de  
tomographie par cohérence optique**

Unité de Recherche :  
FEMTO-ST, UMR CNRS 6174

Soutenue le 08 décembre 2016 devant le Jury composé de :

GUILLAUME MOREL	Rapporteur	Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie
ALEXANDRE KRUPA	Rapporteur	Chargé de recherche, HDR, INRIA, Rennes
ADRIEN BARTOLI	Examineur	Professeur à l'Université d'Auvergne
GUILLAUME J. LAURENT	Examineur	Maître de conférences, ENSMM
NICOLAS ANDREFF	Directeur de thèse	Professeur à l'Université de Franche-Comté
BRAHIM TAMADAZTE	Co-directeur de thèse	Chargé de recherche, CNRS



*If you painted a picture with a sky, clouds, trees, and flowers,  
you would use a different size brush depending on the size of the features.  
Wavelets are like those brushes.*  
Ingrid Daubechies

*La connaissance s'acquiert par l'expérience,  
tout le reste n'est que de l'information.*  
Albert Einstein



# REMERCIEMENTS

Il n'aurait pas été possible de terminer cette thèse sans le soutien et l'aide de beaucoup de gens. Ainsi, je tiens à leur adresser ici mes sincères remerciements.

Je tiens avant tout à remercier le Prof. Adrien Bartoli de l'Institut Pascal de m'avoir fait l'honneur de présider mon jury de thèse. J'adresse mes remerciements au Prof. Guillaume Morel du laboratoire ISIR et au Dr. Alexandre Krupa, CR1 CNRS, HDR du laboratoire IRISA/INRIA d'avoir eu la patience de rapporter mon travail de thèse. Merci également au Dr. Guillaume J. Laurent Maître de conférences du laboratoire FEMTO-ST pour avoir accepté d'évaluer mon travail en tant qu'examinateur.

Par ailleurs, je remercie mon directeur de thèse, Prof. Nicolas Andreff et mon co-encadrant Dr. Brahim Tamadazte. Vos conseils avisés et judicieux ainsi que votre disponibilité m'ont permis d'avancer et de présenter ce travail.

Cette thèse a été réalisée dans le département AS2M du Laboratoire FEMTO-ST, plus précisément dans l'équipe MiNaRoB. Mes remerciements s'adressent donc à mes collègues de l'équipe pour les instants d'échanges que nous avons pu avoir lors des réunions et des repas d'équipe. Mais aussi à tous les collègues du département pour l'accueil et la vie au quotidien dans une ambiance chaleureuse. Je tiens au passage à remercier M. Gauthier pour avoir donné vie à ce département autant en gestion qu'en organisation. Je profite aussi pour saluer le travail administratif des secrétaires (M. Azema, I. Gabet et E. Petit) dans le traitement de nos tâches administratives avec le maximum de rigueur et de patience.

P. Rougeot et G. J. Laurent, merci d'avoir donné un peu de votre temps pour relire une partie de ma thèse. Je remercie O. Lehman pour son aide dans l'utilisation de la plateforme expérimentale.

J'adresse également mes remerciements aux stagiaires dont j'ai eu la chance d'encadrer les travaux, A. Gouissem, A. De Simone et A. Mribet.

Aussi, un merci à toutes les personnes qui m'ont apporté leur soutien technique ou morale, plus particulièrement : Sergio, Benoît, Marie-Chloé, Naresh, Didace, Andrey, Racha, Taha, Haithem, et Lyes.

Je ne saurais terminer sans exprimer ma profonde gratitude envers mes parents et mes trois sœurs qui m'ont toujours soutenu dans mes choix et mes projets. Enfin, je dédie ce travail à ma défunte grand-mère.



# SOMMAIRE

<b>I</b>	<b>Contexte et Problématique</b>	<b>1</b>
<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>3</b>
1.1	Introduction générale . . . . .	3
1.1.1	Démonstrateur 4 du Labex ACTION . . . . .	5
1.1.2	Projet ANR NEMRO . . . . .	6
1.2	Plan du document . . . . .	7
1.3	Liste des publications de l’auteur . . . . .	8
<b>2</b>	<b>État de l’art</b>	<b>11</b>
2.1	Biopsie optique . . . . .	12
2.1.1	Motivations de la biopsie optique . . . . .	12
2.1.1.1	Biopsie physique . . . . .	12
2.1.1.2	Biopsie optique . . . . .	14
2.1.2	Moyens utilisés pour la biopsie optique . . . . .	14
2.1.2.1	Méthodes de marquage . . . . .	15
2.1.2.2	Méthodes d’imagerie microscopique . . . . .	16
2.1.3	Comparaison des modalités pour la biopsie optique . . . . .	19
2.1.4	Présentation de la tomographie par cohérence optique . . . . .	21
2.1.4.1	Technologies OCT . . . . .	21
2.1.4.2	Facteur de qualité . . . . .	24
2.1.4.3	Applications biomédicales . . . . .	25
2.1.4.4	Configuration des sondes OCT endoscopiques . . . . .	26
2.2	Vers une robotisation de la biopsie optique . . . . .	28
2.2.1	Robotique extracorporelle . . . . .	31
2.2.2	Robotique intracorporelle . . . . .	35
2.2.3	Guidage des robots médicaux . . . . .	37
2.3	Asservissement visuel . . . . .	37
2.3.1	Introduction . . . . .	37
2.3.2	Principe de l’asservissement visuel . . . . .	38

2.3.3	Choix des primitives visuelles . . . . .	39
2.3.4	Matrice d'interaction . . . . .	41
2.3.5	Commande cinématique . . . . .	43
2.3.6	Position du capteur . . . . .	44
2.4	Asservissement visuel médical . . . . .	44
2.4.1	Travaux sur l'asservissement visuel fondé sur la microscopie confocale . . . . .	45
2.4.2	Travaux sur l'asservissement visuel échographique . . . . .	46
2.4.2.1	Travaux avec une sonde embarquée . . . . .	46
2.4.2.2	Travaux avec une sonde déportée . . . . .	46
2.5	Conclusion . . . . .	47
<b>II Contributions scientifiques</b>		<b>49</b>
<b>3 Asservissement visuel 2D pose fondé sur les ondelettes spectrales continues</b>		<b>51</b>
3.1	Introduction . . . . .	52
3.2	Transformée en ondelettes . . . . .	54
3.2.1	De Fourier aux ondelettes . . . . .	54
3.2.2	Applications des ondelettes . . . . .	56
3.2.3	Définition de la transformée en ondelettes . . . . .	58
3.3	Ondelettes spectrales continues . . . . .	60
3.3.1	Calculs des ondelettes continues . . . . .	60
3.3.1.1	Ondelettes radiales bidimensionnelles . . . . .	61
3.3.1.2	Ondelettes bidimensionnelles calculées par translation, rotation et dilatation . . . . .	61
3.3.2	Calcul des ondelettes spectrales continues . . . . .	62
3.4	Asservissement visuel 2D pose direct fondé sur les ondelettes spectrales continues	63
3.4.1	Apport des ondelettes continues spectrales . . . . .	63
3.4.2	Extraction de la pose 2D à partir des ondelettes spectrales continues . . . . .	65
3.4.2.1	Estimation des translations . . . . .	67
3.4.2.2	Estimation de la pose 2D . . . . .	68
3.5	Loi de commande . . . . .	69
3.6	Validations expérimentales avec une caméra conventionnelle . . . . .	69
3.6.1	Cas d'un mouvement en translations pures . . . . .	72
3.6.2	Domaine de convergence . . . . .	75
3.6.3	Cas d'un mouvement planaire complet (2 translations et 1 rotation) . . . . .	76

3.7	Conclusion . . . . .	77
<b>4</b>	<b>Asservissement visuel 2D direct fondé sur les ondelettes multirésolution</b>	<b>79</b>
4.1	Introduction . . . . .	80
4.2	Asservissement visuel 2D . . . . .	80
4.2.1	Asservissement visuel 2D avec primitives visuelles . . . . .	80
4.2.2	Vers des approches directes . . . . .	80
4.3	Analyse multirésolution par ondelettes . . . . .	84
4.3.1	Théorie des ondelettes multirésolution . . . . .	84
4.3.1.1	Cas d'un signal unidimensionnel . . . . .	84
4.3.1.2	Cas d'un signal bidimensionnel . . . . .	86
4.3.2	Représentation de la décomposition . . . . .	87
4.4	Asservissement visuel fondé sur les ondelettes multirésolution . . . . .	88
4.4.1	Équation du flot optique par ondelettes multirésolution . . . . .	89
4.4.2	Primitives visuelles de type ondelettes multirésolution . . . . .	90
4.4.3	Calcul du gradient spatial des ondelettes multirésolution . . . . .	91
4.4.4	Choix de la famille d'ondelettes . . . . .	91
4.4.5	Formalisation de la loi de commande . . . . .	93
4.5	Validation expérimentale sur une caméra conventionnelle . . . . .	94
4.5.1	Tests de validation à la résolution $j = 1$ (moitié) . . . . .	94
4.5.2	Apport de la multirésolution sur le contrôleur . . . . .	101
4.5.3	Comparaison entre ondelettes multirésolution et la méthode des 4 points . . . . .	106
4.5.4	Comparaison entre ondelettes multirésolution et photométrie . . . . .	107
4.6	Conclusion . . . . .	108
<b>5</b>	<b>Application à la tomographie par cohérence optique</b>	<b>111</b>
5.1	Présentation des plateformes expérimentales équipées d'un système OCT . . . . .	112
5.1.1	Système OCT Telesto II . . . . .	112
5.1.2	Plateforme expérimentale à 3 DDL . . . . .	116
5.1.3	Plateforme expérimentale à 6 DDL . . . . .	118
5.2	Étalonnage d'un système OCT . . . . .	119
5.2.1	Distorsion des images OCT . . . . .	119
5.2.2	État de l'art sur l'étalonnage de systèmes OCT . . . . .	120
5.2.3	Modélisation de la déformation . . . . .	123
5.2.3.1	Équation du modèle de déformation 2D . . . . .	123
5.2.3.2	Équation du modèle de déformation 3D . . . . .	125

5.2.4	Étalonnage du système OCT . . . . .	128
5.2.4.1	Estimation des paramètres . . . . .	128
5.2.5	Correction des images OCT . . . . .	131
5.2.5.1	Correction d'une coupe B-Scan . . . . .	131
5.2.5.2	Correction d'un volume . . . . .	132
5.3	Asservissement visuel dans le cas d'une coupe B-Scan . . . . .	135
5.3.1	Asservissement visuel OCT par ondelettes spectrales continues . . . . .	135
5.3.1.1	Tâche de positionnement sur 2 DDL . . . . .	135
5.3.1.2	Tâche de positionnement sur 3 DDL . . . . .	137
5.3.1.3	Étude de la répétabilité . . . . .	138
5.3.2	Asservissement visuel OCT fondé sur les ondelettes multirésolution . . . . .	138
5.3.2.1	Tâche de positionnement sur 2 DDL . . . . .	139
5.3.2.2	Tâche de positionnement sur 3 DDL . . . . .	139
5.3.2.3	Étude de la répétabilité . . . . .	141
5.3.3	Discussions . . . . .	142
5.4	Asservissement visuel partitionné pour un positionnement à 6 DDL . . . . .	142
5.4.0.1	Loi de commande partitionnée . . . . .	143
5.4.0.2	Validation expérimentale . . . . .	143
5.5	Conclusion . . . . .	149
<b>III Conclusion</b>		<b>151</b>
<b>6 Conclusion et perspectives</b>		<b>153</b>
6.1	Conclusion . . . . .	153
6.2	Perspectives . . . . .	154
6.2.1	Perspectives de recherches (fondamentales) . . . . .	155
6.2.2	Perspectives applicatives . . . . .	157

# TABLE DES FIGURES

1.1	Concept du démonstrateur endoscopique équipé d'un OCT pour la chirurgie de l'estomac. . . . .	6
1.2	Concept du projet NEMRO. . . . .	7
2.1	Exemples de biopsie physique : (a) biopsie d'un rein et (b) biopsie d'un os. . . .	13
2.2	Exemples d'analyse histopathologique : (a) image histopathologique d'un rein, et (b) image histopathologique d'un os. . . . .	14
2.3	Exemple d'image d'auto-fluorescence : (a) principe de fonctionnement de l'auto-fluorescence sur la couche sous-épithéliale, (b) image médicale sans auto-fluorescence et (c) image médicale avec auto-fluorescence [Filip et al., 2011]. . .	15
2.4	Exemple d'image par bande étroite (NBI) : (a) principe de fonctionnement de la NBI sur la muqueuse de l'œsophage, (b) image médicale sans application de la NBI sur un tissu d'œsophage et (c) image médicale avec application de la NBI sur un tissu d'œsophage [Kara et al., 2005]. . . . .	15
2.5	Exemple d'image médicale : (a) image d'endoscopie conventionnelle sans marqueur (b) image chromatique avec marqueur [Kara et al., 2005]. . . . .	16
2.6	Pénétration de la longueur d'onde dans un échantillon [Wang and Van Dam, 2004].	16
2.7	Technique d'imagerie par endocytoscopie : (a) principe de fonctionnement de l'endocytoscopie [Hughes et al., 2013] et (b) image endocytoscopie [Inoue et al., 2004].	17
2.8	Technique d'imagerie par tomographie photo-acoustique : (a) principe de fonctionnement du système d'imagerie photo-acoustique [Xia et al., 2014], et (b) image photo-acoustique de l'œsophage [Xia et al., 2014]. . . . .	17
2.9	Système et image échographique endoscopique : (a) sonde échographique endoscopique, (b) station d'imagerie échographique de la société Olympus, et (c) coupe échographique de l'intestin [Costache et al., 2013]. . . . .	18
2.10	Microscopie confocale, fonctionnement et images obtenues : (a) principe de fonction d'un microscope confocal, et (b) images obtenues par microscopie confocale [Rosa, 2013]. . . . .	19
2.11	Principe de fonctionnement d'un système de tomographe par cohérence optique (ici dans le domaine temporel). . . . .	20

2.12	Un système OCT génère des coupes ou des images 3D en mesurant l'amplitude de l'écho d'un faisceau laser. (a) les carottes A-Scan sont obtenues par l'écho réfléchi en fonction de la profondeur. (b) les images B-Scan sont générées en réalisant plusieurs mesures A-Scan sur plusieurs points de l'échantillon. (c) les images 3D-Scan (volume) sont obtenues par un balayage xy de l'échantillon (accumulation de B-Scans sur l'axe perpendiculaire aux B-Scans). . . . .	20
2.13	Comparaison entre la résolution et la pénétration des systèmes d'imagerie les plus répandus dans les blocs opératoires (microscopie confocale, OCT et échographie)[ <a href="#">Fujimoto and Farkas, 2009</a> ]. . . . .	22
2.14	Fonctionnement des différentes technologies OCT existantes : (a) Time-Domain OCT (TD-OCT), (b) Frequency-Domain OCT (FD-OCT) et (c) Swept Source OCT (SS-OCT) [ <a href="#">Marschall et al., 2011</a> ]. . . . .	23
2.15	Résolution axiale et transversale et profondeur de champ d'un système OCT. . .	25
2.16	Différentes méthodes de balayage de la sonde OCT : (a) rotatif avec retrait, (b) rotatif avec retrait et ballon de surface (c) par trame perpendiculaire à l'axe de rotation avec retrait, (d) frontal et spiral, (e) rotatif micrométrique avec retrait, (f) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage (a), (c) et (e), (g) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage (b) et (e), (h) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage frontal [ <a href="#">Tsai et al., 2014</a> ]. . . . .	27
2.17	Différents systèmes endoscopiques utilisés au bloc opératoire : (a) endoscope rigide, (b) endoscope semi-flexible, et (c) endoscope flexible. . . . .	28
2.18	Composition d'un endoscope standard flexible. . . . .	28
2.19	Chronologie de la robotique médicale [ <a href="#">Troccaz, 2012</a> ]. . . . .	29
2.20	Cycle de réalisation d'un projet de robotique médicale [ <a href="#">Troccaz, 2012</a> ]. . . . .	30
2.21	Schéma montrant le principe global d'un système robotique d'aide à la chirurgie [ <a href="#">Lavallee, 1989</a> ]. . . . .	31
2.22	Exemple de robot pour la neurochirurgie : (a) Neuromate, (b) PathFinder, (c) Rosa, et (d) OrthoPilot. . . . .	32
2.23	Exemple de robot pour l'otologie : (a) RobOtol, (b) système de micromanipulation (MMS-II), et (c) robot d'implantation cochléaire stéréotaxique. . . . .	32
2.24	Exemples de robot ophtalmologiques : (a) robot Da Vinci pour la suture de l'œil par télé-opération [ <a href="#">Bourla et al., 2008</a> ], (b) robot d'ablation du corps vitré, (c) robot de procédure ophtalmique, et (d) robot de compensation de tremblement [ <a href="#">Huang et al., 2012</a> ]. . . . .	32
2.25	Exemples de robot orthopédique du genou : (a) robot Acrobot [ <a href="#">Jakopec et al., 2003</a> ], (b) robot Brigit [ <a href="#">Maillet et al., 2005</a> ] et (c) robot Praxiteles [ <a href="#">Plaskos et al., 2005</a> ] et de la colonne vertébrale : (d) robot Mars [ <a href="#">Shoham et al., 2003</a> ]. . . . .	33
2.26	Exemples de robot pour la chirurgie mini-invasive : (a) ViKy (b) EndoAssist, (c) Da Vinci, (d) Zeus, (e) plateforme endoscopique flexible Anubiscope et (f) une plateforme robot pour la chirurgie NOTES. . . . .	34

2.27 Exemples de robot pour la radiologie interventionnelle : (a) Acubot, (b) LPR, (c) CT-Bot, et (d) Sensei. . . . .	34
2.28 Exemples de robot pour l'assistance à l'examen d'échographie : (a) Hippocrate, (b) Prosit, et (c) TER. . . . .	35
2.29 (a) Exemple de robot pour la radiologie Discovery IGS 730, et (b) exemple de robot pour la radiothérapie Cyberknife. . . . .	35
2.30 Exemples de robot continu : (a) à tubes concentriques, (b) avec Polymère Électro-Actif, et (c) à câble. . . . .	36
2.31 Exemple de robot coloscope robotisé [Moglia et al., 2007]. . . . .	36
2.32 Exemples de capsule : (a) endoscopique passive [Taylor et al., 2008], (b) endoscopique active [Moglia et al., 2009], et (c) endoscopique active pour le diagnostic et la thérapie [Pan and Wang, 2011]. . . . .	37
2.33 Boucle de commande d'un système robotique par asservissement visuel en configuration embarquée. . . . .	38
2.34 Modélisation géométrique de l'asservissement visuel 3D. . . . .	40
2.35 Modélisation géométrique de l'asservissement visuel 2D. . . . .	41
2.36 Différentes configurations de la caméra : (a) caméra embarquée sur l'effecteur du robot, et (b) caméra déportée fixe qui observe l'effecteur du robot. . . . .	45
3.1 Résultat de l'asservissement visuel 3D dans le cas où $\mathbf{t}$ est défini par rapport au repère désiré $\mathcal{R}_{c^*}$ [Chaumette and Hutchinson, 2006]. . . . .	53
3.2 Illustration de la transformée de Fourier sur plusieurs fréquences [Gao and Yan, 2011]. . . . .	54
3.3 Illustration de la transformée de Fourier par fenêtre glissante [Gao and Yan, 2011]. . . . .	55
3.4 Illustration de la transformée en ondelettes [Gao and Yan, 2011]. . . . .	55
3.5 Illustration de la représentation temps-fréquence des différentes transformations (Fourier standard, Fourier à fenêtre glissante et ondelettes). . . . .	56
3.6 Segmentation des images par ondelettes : (a) image original, (b) masque, (c) image originale avec extraction du masque, et (d) image originale du masque [Kumar et al., 2009]. . . . .	56
3.7 Débruitage d'image par ondelettes : (a) image bruitée, et (b) image dé-bruitée [Chang et al., 2000]. . . . .	57
3.8 Détection de contours par ondelettes et par le filtre de Canny : (a) image originale bruitée (SNR = 16.52 dB), (b) détection de contours par multiplication des ondelettes multirésolution, et (c) détection de contours avec le filtre de Canny [Zhang and Bao, 2002]. . . . .	58
3.9 Illustration des différentes familles d'ondelettes. . . . .	59
3.10 Représentation des différentes ondelettes. . . . .	60
3.11 (a) Représentation de la translation d'une ondelette omnidirectionnelle, (b) représentation d'une translation-dilatation de la même ondelette. . . . .	60
3.12 Ondelette de Morlet complexe réelle 2D. . . . .	62

3.13	Changement d'angle de l'ondelette de Morlet complexe réelle 2D. . . . .	62
3.14	Changement d'échelle de l'ondelette de Morlet complexe réelle 2D. . . . .	63
3.15	Représentation des images : (a) image d'origine (b) image avec translation pure de la scène (c) et (d) amplitude de la transformée de Fourier des images, (e) et (f) phase de la transformée de Fourier des images, enfin (g) et (h) représentation log-polaire des amplitudes. . . . .	64
3.16	Représentation log-polaire de l'image d'amplitude : (a) image d'origine dans le repère cartésien (b) image dans le repère log-polaire. . . . .	64
3.17	Représentation des images dans le domaine fréquentiel : (a) image avec translations et rotation de 15 <i>deg</i> de la scène en figure 3.15(a), (b) image avec translation et rotation de 45 <i>deg</i> de la scène, (c) et (d) amplitude, (e) et (f) phase, et (g) et (h) représentation log-polaire de l'amplitude. . . . .	65
3.18	Effet de la transformée en ondelettes spectrales continues : (a)-(b)-(c) images d'origine, (d)-(e)-(f) les coefficients d'ondelettes continues des images, (g)-(h)-(i) l'amplitude de la transformée en ondelettes spectrales continues, et (j)-(k)-(l) la représentation log-polaire des amplitudes. . . . .	66
3.19	Exemple d'application de la transformation en ondelettes spectrales continues sur une image OCT dans la mesure de l'amplitude : (a) l'image OCT originale, (b) l'amplitude de l'image OCT, (c) représentation log-polaire de l'amplitude, (d) les coefficients d'ondelettes continues de l'image OCT, (e) l'amplitude de l'image (d), et (f) la représentation en log-polaire de l'amplitude (e). . . . .	66
3.20	Schéma de commande par asservissement visuel fondé sur les coefficients d'ondelettes spectrales continues pour le contrôle de la pose 2D [Ourak et al., 2016a]. . . . .	70
3.21	(a) Plateforme robotique expérimentale à 6 DDL avec une configuration déportée de la caméra, (b) schématisation de la cinématique du robot parallèle <b>3PPSR</b> de type SpaceFAB. . . . .	71
3.22	[Conditions nominales] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . . .	72
3.23	Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne $\Delta \mathbf{r}_i$ (en <i>mm</i> ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en <i>mm/s</i> ) toutes en fonction du temps. . . . .	73
3.24	[Occultations partielles] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . . .	73
3.25	Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne $\Delta \mathbf{r}_i$ (en <i>mm</i> ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en <i>mm/s</i> ) toutes en fonction du temps. . . . .	74
3.26	[Occultations partielles] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . . .	74

3.27	Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne $\Delta \mathbf{r}_i$ (en <i>mm</i> ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en <i>mm/s</i> ) en fonction du temps.	74
3.28	[Variations d'éclairage] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . . .	75
3.29	Courbe lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne $\Delta \mathbf{r}_i$ (en <i>mm</i> ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en <i>mm/s</i> ) en fonction du temps.	75
3.30	Domaine de convergence de l'approche en translation ( <i>x, y</i> ) représenté par l'image de différence (entre la position initiale et désirée) initiale avant convergence. . . .	76
3.31	Domaine de convergence de l'approche en translation ( <i>x, y</i> ). . . . .	76
3.32	[Conditions nominales] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . . .	77
3.33	Courbes lors du positionnement à 3 DDL : (a) erreur cartésienne $\Delta \mathbf{r}_i$ (en <i>mm</i> ), (b) norme de l'erreur, et (c) vitesse de commande (en <i>mm/s</i> ) toutes en fonction du temps. . . . .	77
4.1	De l'asservissement visuel 2D avec extraction et suivi de primitives visuelles vers l'asservissement visuel 2D direct (figure inspirée de [Dame, 2010]). . . . .	81
4.2	Séquence d'images d'asservissement visuel photométrique proposé par [Collewet and Marchand, 2011] : (a) image de la scène 3D utilisée lors du test vue de côté, (b) image désirée, (c) image initiale, (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ entre l'image désirée, et initiale et (e) image de différence après la convergence. .	83
4.3	Représentation de la transformée en ondelettes multirésolution d'un signal 1D sur une seule résolution. . . . .	86
4.4	Diagramme de la transformée en ondelettes multirésolution d'une image 2D sur une seule échelle (décomposition de moitié). . . . .	87
4.5	Décomposition par représentation compacte. . . . .	88
4.6	Décomposition par représentation arborescente. . . . .	88
4.7	Diagramme de la transformée en ondelettes multirésolution d'une image 2D. . .	90
4.8	Illustration de la courbe des filtres de Daubechies d'ordre 4 : (a) filtre $h_{db4}$ , et (b) filtre $l_{db4}$ . . . . .	92
4.9	Illustration de la courbe des filtres de Daubechies d'ordre 4 : (a) filtre $h'_{db4}$ , et (b) filtre $l'_{db4}$ . . . . .	92
4.10	Schéma de commande par ondelettes pour la résolution $j = 1$ . . . . .	94
4.11	[Conditions nominales] Séquence d'images prises pendant la réalisation d'une tâche de positionnement à la résolution $j = 1$ en utilisant la loi de commande développée (scène 2D) : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ après convergence. . . .	95

4.12	[Conditions nominales] : (a) courbe de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur. . . . .	95
4.13	[Conditions nominales] : (a) courbe de la vitesse de translation, (b) courbe de la vitesse de rotation en fonction du nombre d'itérations, et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien (scène 2D). . . . .	95
4.14	[Variations d'éclairage] Séquence d'images prises pendant la réalisation d'une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 2D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ initiale, et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ prise à la position finale. . . . .	96
4.15	[Variations d'éclairage] : (a) courbe de la décroissance de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur. . . . .	97
4.16	[Variations d'éclairage] : (a) courbe des vitesses de translation, (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d'itérations, et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien. . . . .	97
4.17	[Occultations partielles] Séquence d'images prises pendant la réalisation d'une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 2D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ initiale, et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ prise à la position finale (après convergence). . . . .	98
4.18	[Occultations partielles] : (a) courbe de la décroissance de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur. . . . .	98
4.19	[Occultations partielles] : (a) courbe des vitesses de translation, (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d'itérations, et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien. . . . .	99
4.20	[Scène 3D] Séquence d'images prises pendant la réalisation d'une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 3D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ initiale, et (d) image de différence $\mathbf{I}_{diff}$ prise à la position finale. . . . .	100
4.21	[Scène 3D] : (a) courbe de la régulation à zéro de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur. . . . .	100
4.22	[Scène 3D] (a) courbe des vitesses de translation (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d'itérations et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien.	101
4.23	Différentes scènes utilisées pour les tests de validation : (a) photographie de l'acteur <i>B. Blier</i> , (b) photographie des cordes vocales chez l'homme, (c) photographie d'une pomme, et (d) squelette d'une main imprimée en 3D. . . . .	102
4.24	Calcul de la fonction de coût pour les résolutions $j = [1, 2, 3, 4]$ avec une scène 2D [photographie de <i>B. Blier</i> ]. . . . .	103
4.25	Calcul de la fonction de coût pour les résolutions $j = [1, 2, 3, 4]$ avec une scène 2D [photographie des cordes vocales]. . . . .	103
4.26	Calcul de la fonction de coût pour les résolutions $j = [1, 2, 3, 4]$ avec une scène 2D [photographie d'une pomme]. . . . .	104
4.27	Calcul de la fonction de coût pour les résolutions $j = [1, 2, 3, 4]$ avec une scène 3D [squelette d'une main imprimée en 3D]. . . . .	104

4.28	Espace de convergence de l'approche en fonction de la résolution des coefficients des ondelettes $j = [1, 2, 3]$ en translation $(x, y)$ . . . . .	105
4.29	Scène des 4 points pour la comparaison entre la méthode des ondelettes et la méthode des 4 points : (a) image à la position désirée, et (b) image à la position courante. . . . .	107
4.30	(a) Norme de l'erreur dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport aux 4 points), et (b) trajectoire du robot dans l'espace cartésien dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport aux 4 points). . . . .	107
4.31	(a) Norme de l'erreur dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution à la résolution $j = 1$ par rapport à la photométrie), (b) trajectoire du robot dans l'espace cartésien dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport à la photométrie). . . . .	108
5.1	Illustration de la composition globale du système Teletso II de chez Thorlabs. . . . .	112
5.2	Illustration de la partie unité de base de l'OCT Teletso II de Thorlabs et de l'ordinateur d'acquisition. . . . .	113
5.3	Illustration de la composition interne d'une sonde de balayage OCT : (a) la sonde de balayage et (b) l'architecture interne de la sonde de balayage. . . . .	114
5.4	Illustration de l'OCT Teletso II : (a) lentille de focalisation et (b) support de la sonde. . . . .	114
5.5	Différentes possibilités d'affichage avec le logiciel OCT ThorImage. . . . .	115
5.6	Illustration de la plateforme expérimentale composée d'un système OCT, d'un robot à 3 DDL et de la connexion qui lie les différentes parties. . . . .	116
5.7	Illustration des actionneurs de la structure robotique à 3 DDL : (a) platine de translation linéaire et (b) platine rotative. . . . .	117
5.8	Illustration de la composition de la plateforme robot à 3 DDL : (a) l'architecture originale du robot et (b) le modèle cinématique. . . . .	117
5.9	Illustration de quelques blocs de la librairie graphique libre <i>cvLink</i> . . . . .	118
5.10	Illustration de la plateforme expérimentale composée d'un système OCT, d'un robot à 6 DDL et la connexion qui lie les différentes parties. . . . .	118
5.11	Illustration du problème de construction d'image OCT sur les bords due au chemin optique du faisceau de lumière OCT : (a) montre la zone de balayage à effectuer pour l'acquisition d'un volume OCT (b) rendu volumique vu sous plusieurs angles. . . . .	119
5.12	Illustration du problème de distorsion des images OCT dues au chemin optique du faisceau laser OCT (cas de B-Scans) : (a) coupe B-Scan acquise suivant l'axe $x$ et (b) suivant l'axe $y$ . . . . .	120
5.13	Illustration du chemin optique du laser OCT : (a) cas d'un balayage unidirectionnel (acquisition d'un B-Scan) (b) cas d'un balayage bidirectionnel (acquisition d'un volume). . . . .	120
5.14	Illustration des travaux de [Westphal et al., 2002]. . . . .	121
5.15	Illustration des travaux de [Díaz et al., 2012, Díaz et al., 2013]. . . . .	122

5.16	Illustration des travaux de [Wang et al., 2013]. . . . .	122
5.17	Illustration du modèle 2D de propagation du faisceau de lumière sur une lame parfaitement rectiligne. . . . .	123
5.18	Illustration du schéma 3D de propagation du faisceau laser OCT sur une lame parfaitement plane (mire fournie par Thorlabs). . . . .	125
5.19	Illustration du schéma 3D de propagation du faisceau laser sur une lame parfaitement plane. . . . .	126
5.20	Schématisation de l'algorithme de correction d'images OCT. . . . .	128
5.21	Estimation des paramètres du modèle de distorsion 2D des images OCT. . . . .	129
5.22	Estimation des paramètres de l'équation du modèle de la distorsion de la courbe extraite après segmentation de la lame à la configuration 1 : (a) segmentation de la lame, (b) comparaison entre la courbe de la lame et la courbe de l'équation du modèle de distorsion 3D avant optimisation (paramètres avec des valeurs initiales), (c) comparaison entre la courbe de la lame et celle de l'équation du modèle de distorsion après optimisation avec un décalage volontaire et (d) erreur finale entre les courbes de la figure (c) sans décalage. . . . .	130
5.23	Estimation des paramètres de l'équation de déformation de la lame d'étalonnage à la configuration 2 : (a) segmentation de la lame, (b) comparaison entre la courbe de la lame et la courbe de l'équation de distorsion 3D avant optimisation (paramètres avec des valeurs initiales), (c) optimisation avec un décalage volontaire et (d) erreur finale entre les courbes de la figure (c) sans décalage. . . . .	130
5.24	Transformation géométrique des images : (a) forward mapping et (b) backward mapping. . . . .	131
5.25	[Exemple 1] Correction d'une image de coupe B-Scan : (a) image de coupe B-Scan avec distorsion et (b) image de coupe B-Scan corrigée. . . . .	132
5.26	[Exemple 2] Transformation géométrique des images : (a) calcul direct et (b) calcul par recherche d'antécédent. . . . .	132
5.27	Principe de correction des volumes OCT. . . . .	133
5.28	[Exemple 1] Résultat de la correction d'un volume sur des coupes choisies aléatoirement d'une lame horizontale : (a) coupe d'un volume sur l'axe $y$ avec distorsions, (b) correction de la coupe sur l'axe $y$ , (c) coupe d'un volume sur l'axe $x$ avec distorsions et (d) correction de la coupe sur l'axe $x$ . . . . .	133
5.29	[Exemple 2] Résultat de la correction d'un volume sur des coupes choisies aléatoirement d'une lame inclinée : (a) coupe d'un volume sur l'axe $y$ avec distorsions, (b) correction de la coupe sur l'axe $y$ , (c) coupe d'un volume sur l'axe $x$ avec distorsions et (d) correction de la coupe sur l'axe $x$ . . . . .	134
5.30	Transformation géométrique des images biologique (exemple d'une mouche). . .	134
5.31	Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 2 DDL $(x, y)$ avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a)–(e) image désirée, (b)–(f) image initiale, (c)–(g) image de différence initiale $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d)–(h) image de différence finale lorsque le contrôleur atteint la cible. . . . .	136

5.32 Courbe lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en *mm*), (b) norme de l'erreur et (c) la vitesse de commande (en *mm/s*) en fonction du temps. 136

5.33 Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale. . . . . 137

5.34 Courbe lors du positionnement à 3 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en *mm* et *mdeg*), (b) norme de l'erreur et (c) la vitesse de commande (en *mm/s* et *deg/s*) en fonction du temps. . . . . 138

5.35 Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale. A noter que les images de la caméra CCD sont utilisées que pour la visualisation et non pour la commande. . . . . 139

5.36 Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) valeurs articulaires, (b) Erreur cartésienne, (c) norme de l'erreur et (d) la vitesse de commande, toutes en fonction du temps. . . . . 140

5.37 Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale. . . . . 140

5.38 Courbes lors du positionnement à 3 DDL : (a) valeurs articulaires, (b) Erreur cartésienne, (c) norme de l'erreur et (d) la vitesse de commande, toutes en fonction du temps. . . . . 141

5.39 Illustration de la tâche de positionnement dans *SE(3)* en utilisant deux modalités d'imagerie (OCT, caméra CCD). . . . . 143

5.40 Schéma de commande par asservissement visuel partitionné [Ourak et al., 2016b]. 144

5.41 Séquence d'images capturées pendant la tâche de positionnement (uniquement en utilisant les translations) : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$  à  $t = 0$ , et (d) et (h) image de différence finale lorsque le contrôleur converge à sa position désirée. . . . . 145

5.42 (a) évolution de l'erreur sur chaque DDL contrôlé en fonction du temps, (b) la norme de l'erreur  $\|\mathbf{e}\|$  en fonction du temps, (c) les vitesses de translation  $(v_x, v_y, v_z)^T$  (en *mm/s*), et (d) trajectoire du robot dans l'espace cartésien enregistrée lors du positionnement. . . . . 146

5.43 Séquence d'images capturées pendant la tâche de positionnement sur 6 DDL : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence. . . . . 147

5.44 (a) évolution de l'erreur sur chaque DDL contrôlé en fonction du temps, (b) la norme de l'erreur  $\|\mathbf{e}\|$  en fonction du temps, (c) les vitesses de translation  $(v_x, v_y, v_z)^T$  (en *mm/s*), (d) les vitesses de rotation  $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)^T$  (en *rad/s*) et (e) trajectoire du robot dans l'espace Cartésien enregistrée durant la tâche de positionnement. . . . . 148

6.1 Boucle de commande d'un système robotique par asservissement visuel avec l'intégration de la compression d'image. . . . . 156

## LISTE DES TABLES

3.1	Principales propriétés des familles d'ondelettes [Misiti et al., 2003]. . . . .	59
4.1	Quelques éléments-clés de l'analyse multirésolution. . . . .	85
4.2	Les filtres de la transformée en ondelettes multirésolution pour la décomposition. . . . .	85
4.3	Valeurs numériques dans le cas des conditions nominales en utilisant une scène 2D ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	96
4.4	Valeurs numériques dans le cas d'une variation d'éclairage sur une scène 2D ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	97
4.5	Valeurs numériques obtenues dans le cas d'une occultation partielle sur une scène 2D ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	99
4.6	Valeurs numériques dans le cas d'une scène 3D avec des conditions nominales ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	101
4.7	Répétabilité du contrôleur pour une résolution $j = 1$ de la photographie de <i>B. Blier</i> ( $std$ est l'écart type ( $e_i$ in <i>mm</i> , et $e_{R_i}$ in <i>deg</i> )). . . . .	106
4.8	Impact des erreurs d'étalonnage sur la convergence du contrôleur : $\ \mathbf{e}_i\ $ [ <i>mm</i> ] est la norme de l'erreur en translation et $\ \mathbf{e}_{R_i}\ $ [ <i>deg</i> ] la norme de l'erreur en rotation lors de la tâche de positionnement. . . . .	106
4.9	Valeurs numériques (ondelettes multirésolution par rapport à la méthode des 4 points) dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	106
4.10	Valeurs numériques dans le cas d'une scène 2D sous des conditions nominales (ondelettes multirésolution par rapport à la photométrie) ( $T_i$ (mm), et $R_i$ (deg)). . . . .	108
5.1	Caractéristiques techniques des moteurs linéaires et rotatifs. . . . .	117
5.2	Étude de la répétabilité de la loi de commande dite asservissement visuel 3D pose direct. . . . .	138
5.3	Étude de la répétabilité de la commande par ondelettes multirésolution. . . . .	142
5.4	Valeurs numériques obtenues lors de la tâche de positionnement dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$ en <i>mm</i> ). . . . .	146
5.5	Valeurs numériques lors de la tâche de positionnement à 6 DDL dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$ en <i>mm</i> ) et ( $R_i, e_{R_i}$ ) en <i>deg</i> ). . . . .	147
5.6	Valeurs numériques lors de la tâche de positionnement répétitif à 6 DDL dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$ en <i>mm</i> ) et ( $R_i, e_{R_i}$ ) en <i>deg</i> ). . . . .	149



# I

## CONTEXTE ET PROBLÉMATIQUE



## INTRODUCTION

### 1.1/ INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le développement de la *robotique* et de la *vision par ordinateur* a permis une entrée marquée et remarquée dans les blocs opératoires. Ces deux disciplines apportent davantage de précision aux gestes chirurgicaux, de sécurité, et de dextérité. La robotique, généralement associée à un moyen de perception adapté (différents types d'imagerie médicale) autorise également de réaliser des interventions chirurgicales mini-invasives, voire non-invasives. En somme, l'utilisation de la robotique médicale (respectivement chirurgicale) et l'imagerie médicale de plus en plus performante et multimodale apportent une valeur ajoutée clinique significative aux patients tout en garantissant une assistance précieuse aux cliniciens. Les travaux de recherche et les applications cliniques sont regroupées dans une discipline appelée Gestes Médicaux et Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO), apparus au début des années 1980.

Par ailleurs, un acte médical (respectivement chirurgical) est jugé meilleur lorsqu'il est sûr, précis et le moins invasif possible tout en garantissant un résultat thérapeutique et fonctionnel optimal avec le moins d'effets négatifs à court et long terme. La robotique médicale peut répondre clairement à ces exigences. D'une part, un robot destiné aux applications médicales peut apporter aux cliniciens une assistance dans la navigation et le guidage, par sa taille, sa précision et sa capacité à compenser les mouvements indésirables comme les tremblements. Il s'agit là des premières applications de la robotique dans le bloc opératoire. D'autre part, la miniaturisation des composants technologiques (actionneurs, capteurs, communication, etc.) permet le développement de robots de taille de plus en plus miniature en intégrant de nombreuses fonctionnalités et ouvre la voie vers la chirurgie mini-invasive, mais aussi non-invasive. À titre d'exemples, nous pouvons citer les robots NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) ou encore les récents développements de la *microrobotique médicale* qui émergent pour diverses applications cliniques (neurochirurgie, chirurgie gastrique, etc.).

L'imagerie médicale a également contribué, de manière significative, à l'évolution de la médecine et de la chirurgie. Aujourd'hui, le clinicien dispose d'informations multimodales améliorant sa perception et sa prise de décisions. Ces informations sont utilisées à différents stades de l'acte médical : biopsie, diagnostic, intervention (thérapie) et surveillance post-opératoire. Aujourd'hui, il est inimaginable de se passer de l'imagerie (échographique, scanner, IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), endoscopie, etc.). Ces dernières années, d'autres types d'imagerie sont venus compléter la liste déjà bien fournie des systèmes d'imagerie médicale. Nous pouvons en particulier citer la tomographie par cohérence optique (en anglais, Optical Coherence Tomography - OCT). Cet outil d'imagerie, qui fait l'objet d'une partie de notre étude, permet de réaliser une visualisation temps-réel des tissus sous forme de coupes 2D successives formant un volume 3D

xyz. Les résolutions axiales et spatiales des images OCT sont de l'ordre de quelques micromètres. De ce fait, l'OCT est souvent considéré comme un moyen d'investigation in-situ proche des études histologiques. Ainsi, le terme qui désigne généralement les images OCT est la *biopsie optique*. C'est d'abord en ophtalmologie que l'OCT a fait ses premières preuves grâce à la translucidité de l'œil qui permet d'avoir des images OCT de bonne résolution avec des profondeurs de pénétration intéressantes.

L'association de la robotique et de l'imagerie médicale sous toutes ses formes ouvre d'autres applications dans le domaine médical. Ainsi, depuis quelques années, grâce à l'émergence de ces systèmes d'imagerie médicale temps-réel, il est ainsi possible d'utiliser les informations visuelles issues d'une ou de plusieurs modalités d'imagerie pour guider les robots médicaux. Grâce aux algorithmes de traitement d'images associés à la vision géométrique, il est par exemple possible de connaître la pose d'un instrument chirurgical dans le référentiel du robot, de l'imageur ou du patient. Le médecin peut alors s'aider de cette information pour guider son geste vers la cible en s'appuyant sur le retour visuel (per ou pré-opératoire) du site d'opération. Pour ce faire, le clinicien a besoin de représenter les informations issues des images pré-opératoires dans le repère des images per-opératoires (respectivement, repère patient, robot, etc.). Cette procédure, appelée *recalage numérique*, est usuellement réalisée grâce à des algorithmes associant traitement d'images et vision géométrique capables de reconnaître et de mettre en correspondance les mêmes informations associées à deux ou plusieurs référentiels différents. L'erreur de positionnement d'un instrument chirurgical entre sa position courante et la cible peut aussi être considérée comme un problème de recalage, mais un recalage physique et non plus numérique. Dans ce cas du positionnement physique de l'instrument d'une position courante vers une position désirée (cible), le processus de recalage doit être considéré comme un problème de commande et traité par des techniques de commande référencées vision dites *asservissements visuels* (en anglais, *visual servoing*). L'asservissement visuel est une commande en boucle fermée permettant de contrôler un système dynamique en utilisant les informations visuelles fournies par un capteur de vision embarqué (en anglais, *eye-in-hand*) ou déporté (en anglais, *eye-to-hand*). Le schéma traditionnel d'une commande par asservissement visuel consiste à minimiser une erreur (mesurée à chaque nouvelle prise d'image) entre l'observation courante et celle correspondante à la position désirée via le contrôle du système robotique. L'utilisation de ce type de commande en robotique nécessite de disposer d'un système d'imagerie capable de respecter la dynamique du robot en termes de fréquence d'acquisition d'images. C'est le cas par exemple de l'endoscopie, la microscopie et l'imagerie à ultrasons (échographie) qui offrent au minimum une cadence d'acquisition d'au moins 25 images par seconde.

Les premiers travaux en robotique médicale utilisant l'asservissement visuel font référence à l'exploitation d'images conventionnelles (essentiellement fondés sur l'utilisation d'un endoscope). Par la suite, d'autres modalités d'images ont été utilisées pour assurer le contrôle d'un système robotique et l'aide au diagnostic voire l'intervention chirurgicale. Nous pouvons citer l'échographie, la microscopie confocale et l'imagerie de fluorescence pour les plus abouties. Parmi ces technologies l'échographie est sans conteste celle qui est la plus utilisée. Elle permet une visualisation temps-réel de l'organe en question avec une profondeur de pénétration d'une dizaine de centimètres, voire d'avantage, d'une manière totalement non-invasive et à moindre coût. Ceci dit, les images échographiques présentent un inconvénient majeur qui repose sur un rapport signal sur bruit très défavorable. Cette spécificité complique l'interprétation des images par un non-spécialiste et encore plus pour les algorithmes de traitement d'images. Ceci constitue un défi pour la mise en place de loi de commande par asservissement visuel par la difficulté à détecter, mettre en correspondance et suivre les primitives visuelles. De plus, ce type d'imagerie n'offre qu'une observation d'un plan de coupe. Ainsi, il ne donne que très peu d'informations en dehors de ce

plan contrairement à une imagerie optique. Similairement, l'imagerie OCT connaît les mêmes contraintes technologiques et applicatives que l'échographie.

Le travail décrit dans ce document a pour objectif principal le développement de lois de commande dont le signal d'entrée est tiré des images OCT. Il s'agit essentiellement de réaliser des recalages physiques dans le plan (respectivement dans l'espace) sur des tissus biologiques en utilisant les images OCT. En d'autres termes, l'objectif est d'assurer la réalisation des biop-sies optiques précises, reproductibles dans le temps et donc automatisées. Pour ce faire, les lois de commande développées dans le cadre de ce travail de thèse s'inspirent particulièrement des dernières approches d'asservissement visuel dit *direct*. Ces techniques s'affranchissent des étapes de détection, de mise en correspondance et de suivi visuel de primitives visuelles d'une image à une autre. Ainsi, en opposition aux techniques conventionnelles utilisant des primitives visuelles de type géométrique, les approches directes utilisent l'information globale de l'image comme signal d'entrée dans la boucle de commande. Ces techniques ont plusieurs avantages bien utiles dans le contexte médical :

- Elles permettent une redondance des informations modélisées, c'est-à-dire que l'ensemble des pixels de l'image est utilisé, permettant d'atteindre des précisions bien meilleures que les lois de commande classiques mais aussi plus de robustesse aux occultations par exemple ;
- Elles permettent de s'affranchir de toute étape de détection/sélection, mise en correspondance et de suivi visuel des primitives visuelles.

Dans la littérature, plusieurs types de primitives globales ont été modélisés et utilisés dans la boucle de commande d'asservissement visuel : la photométrie, l'information mutuelle, le gradient, l'entropie de l'image, la transformée de Fourier, etc. Ces méthodes ont démontré certes une efficacité en termes de précision et de robustesse, mais présentent néanmoins quelques inconvénients, notamment une réduction du domaine de convergence ou encore une plus grande sensibilité aux changements des conditions d'acquisition (par exemple un éclairage instable) que les méthodes utilisant des primitives locales.

Dans cette thèse, nous initions l'utilisation d'un autre type de primitive visuelle globale, en l'occurrence les ondelettes. Ces dernières permettent la représentation (décomposition) du signal (respectivement l'image) dans une base fonctionnelle et sa reconstruction sans perte même lorsqu'il s'agit de signaux non-stationnaires. De plus, les ondelettes offrent une représentation temps-fréquence simultanée du signal en opposition à la transformée de Fourier. Le choix d'utiliser les coefficients des ondelettes dans la conception de lois de commande par asservissement visuel permet d'utiliser un grand nombre d'informations visuelles (coefficients d'ondelettes) représentatives de l'image tout en filtrant celles qui correspondent au bruit (comme les fluctuations de l'éclairage). En effet, nous avons démontré qu'il est possible de faire le lien entre les variations temporelles des coefficients des ondelettes avec les mouvements spatiaux de la caméra. Ces lois de commande sont validées, dans cette thèse, à la fois en imagerie conventionnelle, mais aussi en OCT.

Les différents travaux menés pendant ces trois années de thèses ont eu pour cadre d'applications le Labex ACTION ([www.labex-action.fr](http://www.labex-action.fr)) et le projet ANR NEMRO ([projects.femto-st.fr/projet-nemro](http://projects.femto-st.fr/projet-nemro)).

### 1.1.1/ DÉMONSTRATEUR 4 DU LABEX ACTION

Dans le Démonstrateur 4 du Labex ACTION (endomicroscope OCT actif), les travaux portent sur le développement d'un démonstrateur qui consiste en un endoscope actif qui intègre un système d'imagerie OCT



et un dispositif de microchirurgie laser sur sa partie distale. Le dispositif sera dédié à la chirurgie gastro-intestinale responsable de plus 1.3 millions de morts par an à travers le monde. L'endoscope envisagé possède une double finalité clinique : offrir un moyen de diagnostic de tissus pathologiques via l'imagerie OCT (biopsie optique) et d'intervention sur site guidée également par l'OCT. Plusieurs défis scientifiques et techniques (au-delà des objectifs de la thèse) découlent de cette réalisation (voir figure 1.1(a)).

- Développer un système robotisé de forme "fibroscopique" capable de naviguer, par exemple, dans l'œsophage pour atteindre l'estomac ;
- Concevoir et assembler un banc optique millimétrique et reconfigurable (partie optique du système OCT) pour obtenir une résolution latérale de  $2.5\mu\text{m}$  ;
- Développer des stratégies de commande (asservissement visuel fondé sur la perception OCT) pour contrôler la navigation de l'endoscope jusqu'au site de diagnostic ou d'intervention et assister le clinicien sur site.



FIGURE 1.1 – Concept du démonstrateur endoscopique équipé d'un OCT pour la chirurgie de l'estomac.

### 1.1.2/ PROJET ANR NEMRO

L'autre cadre d'application de ces travaux de thèse est le projet ANR NEMRO, qui traite des maladies neurodégénératives et de leur diagnostic précoce. Plusieurs études cliniques ont démontré qu'il existe une corrélation entre la perte de l'odorat et l'apparition de ces maladies comme l'Alzheimer et le Parkinson pour ne citer que celles-ci. En revanche, le lien de causalité n'est pas démontré à ce jour : une déficience olfactive est-elle un signe précurseur d'une possible dégénérescence neuronale ou inversement, le fonctionnement altéré des neurones amène-t-il à la non-sollicitation des cellules olfactives ?



De plus, il y peu ou pas de travaux sur la compréhension de l'origine, de l'évolution de la dégénérescence via la compréhension *in vivo* du système olfactif.

Le projet NEMRO traite du développement d'un endoscope nasal de diamètre millimétrique capable de naviguer dans les fosses nasales sans toucher les parois. Il terminera sa navigation une

fois qu'il a atteint les muqueuses olfactives se trouvant derrière les fentes nasales. Ces muqueuses (gauche et droite) mesurent chez l'adulte une vingtaine de millimètres pour quelques millimètres de large et plusieurs dizaines de micromètres d'épaisseur. Elles contiennent les cellules olfactives directement liées au cerveau par des terminaisons neuronales via la lame criblée. L'endoscope envisagé consiste en un robot flexible de type tubes concentriques à double actionnement : déportés (moteurs linéaires et rotatifs) et embarqués (actionneurs à base de polymères électro-actifs). La partie distale du robot sera équipée par une sonde OCT fibrée permettant la visualisation 3D de chaque muqueuse olfactive. En effet, il s'agit d'effectuer des biopsies optiques de la muqueuse pour étudier sa structure tissulaire et tenter de comprendre *in vivo* son fonctionnement normal et pathologique et sa conséquence sur la perception des odeurs.

Par ailleurs, la navigation intranasale sera assurée par des techniques de commande référencée capteur de vision (ici l'OCT), notamment pour le repositionnement sur des zones d'intérêt à suivre au cours de l'évolution de la pathologie (biopsie optique reproductible).

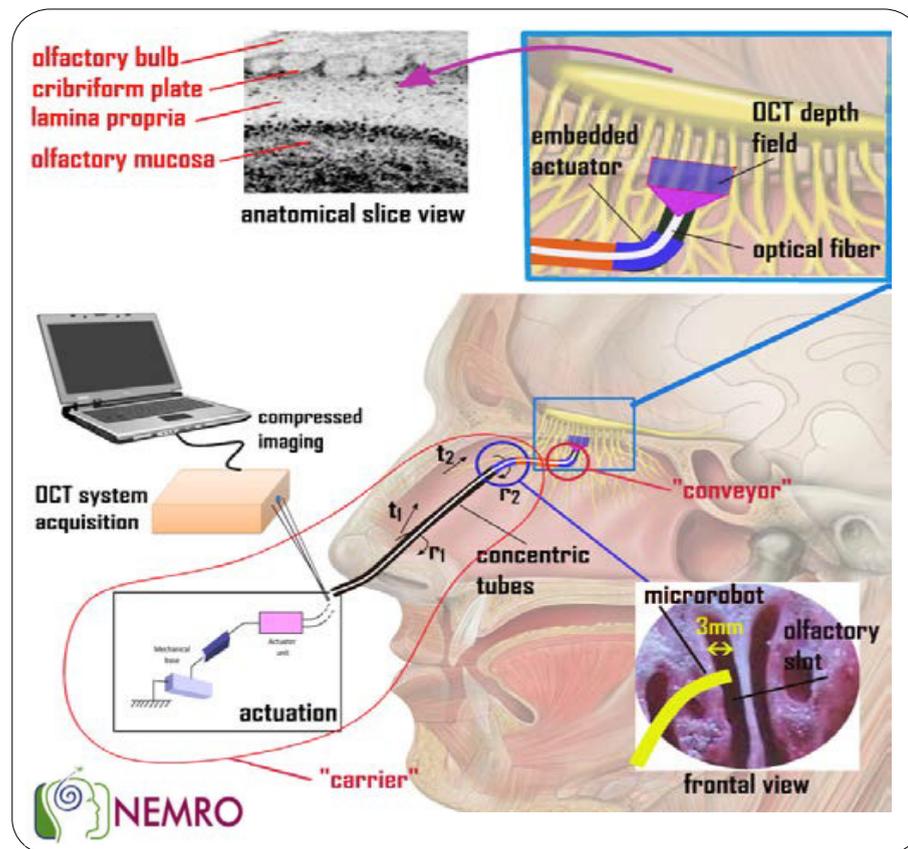


FIGURE 1.2 – Concept du projet NEMRO.

## 1.2/ PLAN DU DOCUMENT

Ce document est structuré en 6 chapitres.

### Chapitre 2

Le chapitre présente l'état de l'art des systèmes robotiques utilisés dans le bloc opératoire (respec-

tivement des prototypes de laboratoire bien aboutis). Il évoque aussi les différents types de biopsie actuellement utilisées en médecine. Le chapitre aborde finalement les techniques de commande référencée capteur de vision utilisés dans les applications médicales de la robotique.

### Chapitre 3

Ce chapitre décrit la première contribution scientifique de cette thèse, qui consiste en le développement d'une loi de commande par asservissement visuel de type 3D (Pose-Based Visual Servoing, PBVS, en anglais). Cette dernière utilise l'information spectrale des ondelettes continues d'une image. Cette approche permet de calculer l'erreur relative de positionnement entre une image initiale et une image désirée grâce la différence de phase et de module des ondelettes calculées pour chaque image. La loi de commande a été validée expérimentalement en utilisant deux robot, dont un micromanipulateur à cinématique parallèle, équipés d'une sonde OCT placée en configuration *eye-to-hand*.

### Chapitre 4

Le chapitre traite d'une seconde loi de commande, dont le signal d'entrée est issu de la transformée des ondelettes. En opposition à la première méthode (chapitre 3), nous utilisons ici les coefficients multirésolution des ondelettes. Pour ce faire, nous avons établi la relation entre la variation temporelle des coefficients des ondelettes et la vitesse spatiale de la caméra (respectivement de l'OCT). Les résultats expérimentaux obtenus lors de la validation du contrôleur ont démontré un très bon comportement en termes de précision, robustesse et convergence. Nous avons également comparé nos travaux à d'autres méthodes de la littérature comme l'asservissement visuel 2D classique ou encore l'asservissement visuel photométrique.

### Chapitre 5

Le dernier chapitre introduit le système d'imagerie OCT disponible au laboratoire. Comme pour les systèmes d'imagerie conventionnels de type sténopé, les images OCT présentent des distorsions géométriques et optiques engendrées par le chemin optique. Pour les corriger, nous avons proposé deux modèles de compensation correspondants aux images OCT 2D et 3D. De manière plus originale, nous proposons les premières lois de commande exploitant le signal OCT par application des contributions précédentes. Ainsi, nous présentons les différents tests de validation des lois de commande par asservissement visuel décrites dans ce document. Le but est d'évaluer leur précision et leur robustesse par rapport aux variations d'acquisition des images OCT, pour les rendre répétitives et reproductibles, pour à terme, automatiser et rendre répétitif les biopsies optiques.

## 1.3/ LISTE DES PUBLICATIONS DE L'AUTEUR

L'ensemble des travaux et résultats présentés dans cette thèse a fait l'objet de publications scientifiques dont la liste est donnée ci-dessous.

### REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITÉ DE LECTURE

- **M. Ourak**, B. Tamadazte, and N. Andreff, *Performance Analysis of Multiresolution Wavelet-based Visual*. Control engineering Practice, (under review), 2016.
- **M. Ourak**, B. Tamadazte and N. Andreff, *Visual Servoing based on the Spatial Multiresolution Wavelet*. IEEE Transactions on Robotics, (revise and resubmit), 2016.

## CONFÉRENCES INTERNATIONALES AVEC ACTES ET COMITÉ DE LECTURE

- **M. Ourak**, B. Tamadazte, and N. Andreff, *Partitioned Camera-OCT based 6 DOF Visual Servoing for Automatic Repetitive Optical Biopsies*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Daejeon, Corée du Sud, pp. 2337–2342, 2016. [Résultats du chapitre 5]
- **M. Ourak**, B. Tamadazte, O. Lehmann, and N. Andreff, *Wavelets-based 6 DOF visual servoing*. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Stockholm, Suède, pp. 3414–3419, 2016. [Résultats du chapitre 4]
- **M. Ourak**, A. De Simone, B. Tamadazte, G. J. Laurent, A. Menciassi and N. Andreff, *Automated in-plane oct-system positioning towards repetitive optical biopsies*. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Stockholm, Suède, pp. 4186–4191, 2016. [Résultats du chapitre 3]

## COLLOQUES INTERNATIONAUX

- **M. Ourak**, B. Tamadazte, and N. Andreff, *Registration using wavelet coefficients in spectral domain*. SURGETICA, Chambéry, France, pp. 1–3, 2014. [Résultats du chapitre 3]



## ÉTAT DE L'ART

*La réalisation d'une tâche de biopsie optique répétitive et automatique nécessite la collaboration de plusieurs éléments différents (l'imagerie et ses modalités, la robotique de navigation et ses méthodes de commande). Dans ce chapitre, nous proposons d'introduire l'ensemble de ces éléments. De plus, nous allons motiver chacun d'eux, afin d'arriver à poser le problème de la commande par vision traité dans cette thèse.*

**Sommaire**


---

<b>2.1</b>	<b>Biopsie optique . . . . .</b>	<b>12</b>
2.1.1	Motivations de la biopsie optique . . . . .	12
2.1.2	Moyens utilisés pour la biopsie optique . . . . .	14
2.1.3	Comparaison des modalités pour la biopsie optique . . . . .	19
2.1.4	Présentation de la tomographie par cohérence optique . . . . .	21
<b>2.2</b>	<b>Vers une robotisation de la biopsie optique . . . . .</b>	<b>28</b>
2.2.1	Robotique extracorporelle . . . . .	31
2.2.2	Robotique intracorporelle . . . . .	35
2.2.3	Guidage des robots médicaux . . . . .	37
<b>2.3</b>	<b>Asservissement visuel . . . . .</b>	<b>37</b>
2.3.1	Introduction . . . . .	37
2.3.2	Principe de l'asservissement visuel . . . . .	38
2.3.3	Choix des primitives visuelles . . . . .	39
2.3.4	Matrice d'interaction . . . . .	41
2.3.5	Commande cinématique . . . . .	43
2.3.6	Position du capteur . . . . .	44
<b>2.4</b>	<b>Asservissement visuel médical . . . . .</b>	<b>44</b>
2.4.1	Travaux sur l'asservissement visuel fondé sur la microscopie confocale . . . . .	45
2.4.2	Travaux sur l'asservissement visuel échographique . . . . .	46
<b>2.5</b>	<b>Conclusion . . . . .</b>	<b>47</b>

---

## 2.1/ BIOPSIE OPTIQUE

Le cancer est une maladie causée par une dégénérescence du fonctionnement cellulaire. Ce dernier engendre une évolution anarchique et une multiplication incontrôlée des cellules. Elles se propagent sur l'ensemble du tissu qui l'entoure sous forme de tumeur (augmentation du volume d'un tissu). Cette propagation des cellules finit par causer un dysfonctionnement du tissu biologique voire sa destruction totale (remplacé par une agrégation de cellules étrangères). De plus, ces cellules peuvent migrer en dehors de la zone initiale, via des cellules atteintes, appelées métastases. Cette destruction de la zone initiale et la propagation sur d'autres tissus deviennent un réel danger pour la vie de la personne atteinte [Hanahan and Weinberg, 2000].

En 2015, l'Institut National du Cancer (INCa)<sup>1</sup> a recensé 385000 nouveaux cas de cancer en France métropolitaine. Suivant le sexe, les cancers se répartissent comme suit : 211000 chez les hommes avec une moyenne d'âge du premier diagnostic à 68 ans (majoritairement, le cancer cible la prostate, les poumons ou le côlon/rectum), contre 174000 chez les femmes avec une moyenne d'âge du premier diagnostic à 67 ans (il cible le sein, le côlon/rectum ou encore les poumons). Par conséquent, le cancer est responsable de 145500 décès en 2015<sup>2</sup>.

Malgré l'augmentation du nombre de malades du cancer, le taux de mortalité recule sensiblement sur ces dernières années, selon l'INCa. Cette tendance s'explique principalement par un meilleur diagnostic, une prise en charge et une avancée dans les traitements des différents cancers. Cela est d'autant plus efficace que le cancer est diagnostiqué à un stade précoce, comme mentionné dans le deuxième rapport au Président de la République réalisé par l'INCa. En définitive, le diagnostic est une phase essentielle pour un soin efficace du cancer.

Le diagnostic du cancer est réalisé principalement par un acte médical nommé *biopsie*. Cette technique remonte aux premiers travaux du chirurgien médiéval *Al-Zahrawi* (936–1013) pionnier de l'utilisation des aiguilles creuses dans les glandes thyroïdes<sup>3</sup> [Diamantis et al., 2009]. Cependant, le nom de *biopsie* revient au médecin et dermatologue *Ernest Henri Besnier*, qui l'introduit en 1879<sup>4</sup>. De plus, la *biopsie* a connu deux étapes clés jusqu'à nos jours : la traditionnelle biopsie physique et plus récemment la biopsie optique. Dans la suite de ce chapitre, nous allons essentiellement traiter de la biopsie optique, qui est le cœur de ces travaux de thèse.

### 2.1.1/ MOTIVATIONS DE LA BIOPSIE OPTIQUE

Nous observons une évolution du type de biopsie utilisé, d'abord physique puis optique.

#### 2.1.1.1/ BIOPSIE PHYSIQUE

Cette procédure utilise des prélèvements tissulaires d'un patient pour effectuer des examens *ex-vivo*. Ces prélèvements largement utilisés en cancérologie peuvent s'effectuer par plusieurs moyens [Zaret, 1997] :

- Biopsie transcutanée : dans ce cas, on doit utiliser une aiguille creuse pour atteindre la zone suspecte. Le geste est guidé par un système d'imagerie médicale (échographe, CT-scan, etc.). Cette technique récupère principalement une carotte de tissu d'un organe cible (foie,

1. Institut National du Cancer, 52, avenue André Morizet, 92100, Boulogne-Billancourt, France.

2. Les cancers en France en 2015, l'essentiel des faits et chiffres, Institut National du Cancer.

3. Musée des sciences : <http://www.sciencemuseum.org.uk/broughttolife/techniques/biopsy>.

4. Ernest Henri Besnier : [https://fr.wikipedia.org/wiki/Ernest\\_Besnier](https://fr.wikipedia.org/wiki/Ernest_Besnier).

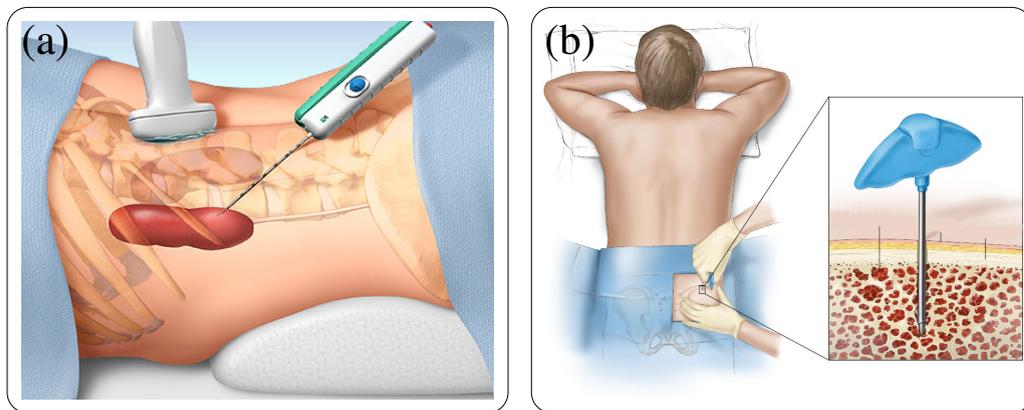


FIGURE 2.1 – Exemples de biopsie physique : (a) biopsie d'un rein et (b) biopsie d'un os.

rein, sein, poumon, etc.). Cette procédure est schématisée par les figures 2.1(a) et 2.1(b) respectivement pour la biopsie d'un rein<sup>5</sup> et d'un os<sup>6</sup> ;

- Biopsie endoscopique : cette technique utilise un système tubulaire de visualisation et de ponction (*endoscope*) pour faire le prélèvement. Cette procédure est principalement dédiée à l'exploration du tube digestif ;
- Biopsie chirurgicale : cette procédure est utilisée par un chirurgien au bloc opératoire, elle est principalement recommandée lorsque la lésion est profonde. Elle est également pratiquée lors d'un acte chirurgical pour consolider un diagnostic préalable ;
- Biopsie exérèse : cette dernière méthode nécessite un prélèvement total d'une lésion (lorsqu'un simple prélèvement d'un échantillon n'est pas suffisant). L'objectif de cette procédure est de faire du diagnostic et aussi d'assurer une cure radicale de la partie atteinte.

Suite à cette étape de prélèvement, une deuxième est requise pour l'analyse de l'échantillon. Elle consiste à examiner, sous microscope, l'échantillon prélevé. L'objectif est de déceler des anomalies, comme des cellules cancéreuses. Cette recherche peut se réaliser par l'intermédiaire de divers tests : biochimiques, de taille, de forme/texture, etc.<sup>7</sup>. Les résultats des images microscopiques des échantillons d'un rein et d'un os<sup>8</sup> sont donnés respectivement dans les figures 2.2(a) et 2.2(b).

La biopsie physique offre des avantages d'accès à un grand nombre d'endroits et permet le diagnostic de lésions tumorales bénignes et malines [Diamantis et al., 2009]. Cependant, des travaux ([Wang and Van Dam, 2004]) estiment que sa valeur ajoutée clinique est limitée, car c'est un examen invasif, qui n'est pas sans risque pour le patient. En effet, la biopsie conventionnelle peut présenter des risques ou des contre-indications comme :

- présence de facteurs de risque infectieux ;
- modification de forme ou de volume (risque hémorragique, désorganisation tissulaire inflammatoire) ;

5. Biopsie d'un rein : <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/kidney-biopsy/multimedia/kidney-biopsy/img-20005863>.

6. Biopsie d'un os : [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Bone\\_biopsy.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Bone_biopsy.jpg).

7. Les cancers : <http://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Les-cancers/>.

8. Résultat microscopique : <http://www.edu.upmc.fr/histologie/>

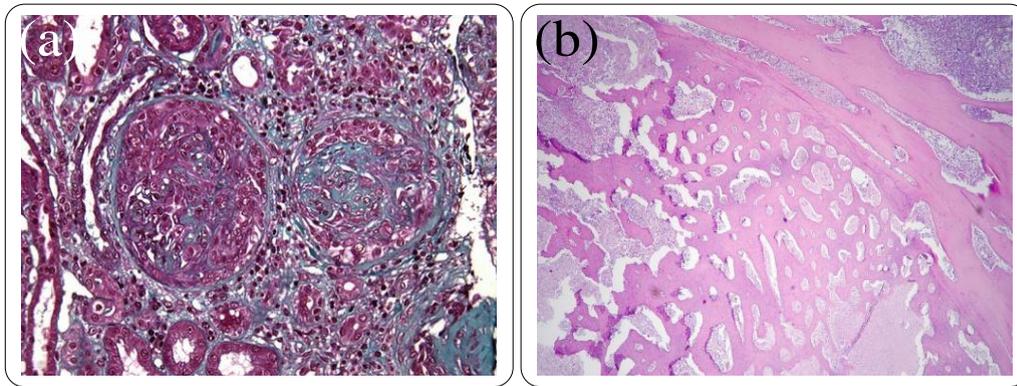


FIGURE 2.2 – Exemples d’analyse histopathologique : (a) image histopathologique d’un rein, et (b) image histopathologique d’un os.

- risque de dégénérescence maligne ;
- dispersion des cellules cancéreuses lors du retrait ;
- limitation du nombre d’échantillons prélevés ;
- temps long nécessaire pour la procédure complète.

Ces problèmes, qui sont susceptibles d’être rencontrés lors de la biopsie physique, ont intéressé les scientifiques pour proposer des alternatives à la biopsie conventionnelle lorsque celle-ci est risquée ou irréalisable. Parmi les nouvelles méthodes, nous distinguons la biopsie optique.

#### 2.1.1.2/ BIOPSIE OPTIQUE

Les avancées récentes dans les domaines de l’optique (notamment en matière de sources de lumière, fibres optiques, capteurs et biologie moléculaire), ont ouvert la voie vers de nouvelles méthodes optiques prometteuses dans la visualisation et l’évaluation des tissus biologiques [Wang and Van Dam, 2004]. Ces techniques sont regroupées sous le nom de “*biopsie optique*”, en opposition à la biopsie physique, qui nécessite un prélèvement du tissu.

A l’inverse de la biopsie physique, la biopsie optique offre les avantages suivants :

- imagerie temps-réel de la zone à étudier ;
- possibilité d’avoir plusieurs images de la même zone sans surcoût ;
- technique mini-invasive pour réduire les différents risques liés à la biopsie physique.

Après l’introduction de la biopsie, nous allons présenter les différentes techniques développées dans le cadre de la biopsie optique pour profiter de ces avantages.

#### 2.1.2/ MOYENS UTILISÉS POUR LA BIOPSIE OPTIQUE

L’engouement pour la réalisation de systèmes de biopsie optique a permis l’émergence de plusieurs technologies d’imagerie médicale performantes, miniatures, tridimensionnelles, à haute résolution, etc. La littérature nous propose plusieurs méthodes, qui peuvent être regroupées suivant deux applications. Premièrement, les méthodes de marquage utilisées pour une détection et une délimitation de la zone tumorale. Deuxièmement, les méthodes d’imagerie microscopique fondées pour la plupart sur les propriétés optiques d’échantillon biologique. Elles sont utilisées pour construire des images de résolution microscopique de la zone d’étude [Kiesslich et al., 2007].

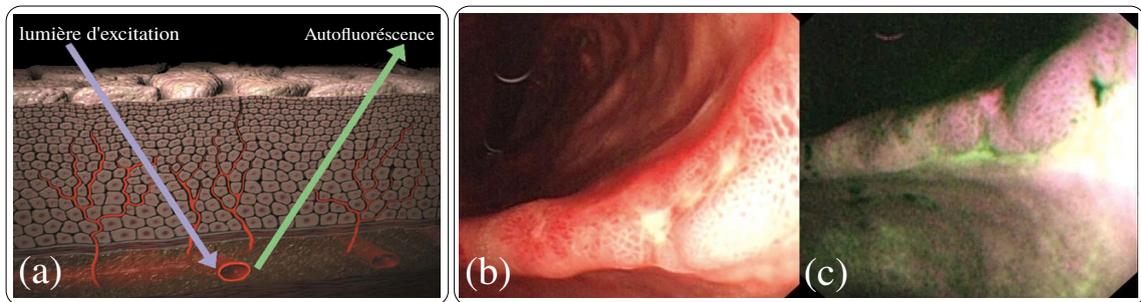


FIGURE 2.3 – Exemple d'image d'auto-fluorescence : (a) principe de fonctionnement de l'auto-fluorescence sur la couche sous-épithéliale, (b) image médicale sans auto-fluorescence et (c) image médicale avec auto-fluorescence [Filip et al., 2011].

#### 2.1.2.1/ MÉTHODES DE MARQUAGE

Ces technologies séparent une zone saine et une zone suspecte et délimitent la surface frontière. Elles jouent le rôle de d'indicateur de position des régions cancéreuses pour une éventuelle biopsie ou traitement. Dans la littérature, nous retrouvons trois méthodes pour faire du marquage :

- **Auto-fluorescence** : l'objectif de cette technique est la différenciation entre des lésions malines et celles bénignes d'un tissu observé comme l'illustre la figure 2.3. Elle est fondée sur l'émission de photons par certaines protéines lorsqu'elles sont excitées à des longueurs d'onde spécifiques (par exemple : la lumière bleue d'une longueur d'onde de 390 à 470  $nm$ ) [Haringsma et al., 2001, Filip et al., 2011]. Cette longueur d'onde excite les protéines (marqueurs) présentes dans les couches sous-épithéliales produisant deux types de réponses : une couleur verte lorsque cette zone est saine et une couleur magenta lorsque la zone est pathologique.
- **Imagerie par bande étroite (Narrow Band Imaging (NBI))** : cette technique utilise les propriétés de diffraction et d'absorption de la lumière blanche par les tissus biologiques. Ainsi, elle utilise deux longueurs d'onde différentes pour mettre en évidence deux couches distinctes du tissu [Kara et al., 2005, Sharma et al., 2006]. La première longueur d'onde, de couleur bleue (415  $nm$ ) donne des informations sur la partie superficielle du tissu. La deuxième longueur d'onde de couleur verte (540  $nm$ ) pénètre plus en profondeur comme le montre la figure 2.4(a). Finalement, l'image, acquise par le système, fait ressortir le réseau capillaire de la sous-muqueuse permettant ainsi d'observer la densification de ce réseau par angiogenèse au voisinage des tumeurs cancéreuses [Dremel, 2013] (figure 2.4(c)).
- **Imagerie chromatique** : à l'inverse des deux premières approches, l'imagerie chromatique combine l'optique (c.-à-d., la caméra) et la chimie (c.-à-d., un marqueur biochimique actif) pour localiser la zone pathologique. En effet, le marqueur biochimique réagit différemment sur un tissu pathologique par rapport à un tissu sain, comme le montre la figure 2.5 [Kara et al., 2005, Filip et al., 2011]. De plus, d'autres travaux d'amélioration combinent cette méthode avec l'approche NBI pour mieux délimiter sur plusieurs couches tissulaires la zone suspectée [Nguyen-Tang et al., 2011].

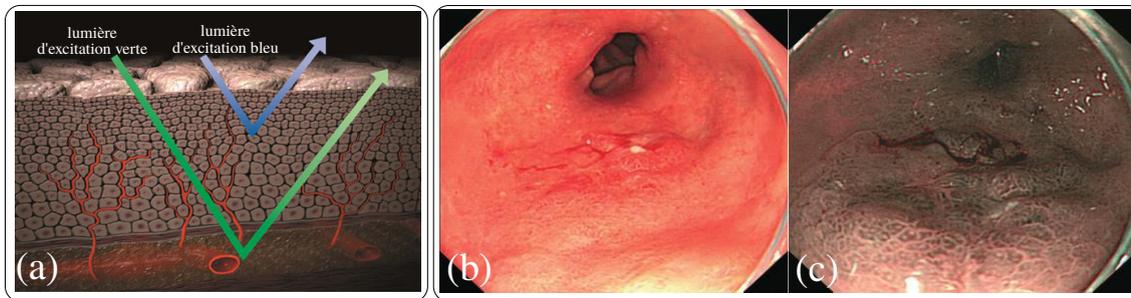


FIGURE 2.4 – Exemple d’image par bande étroite (NBI) : (a) principe de fonctionnement de la NBI sur la muqueuse de l’œsophage, (b) image médicale sans application de la NBI sur un tissu d’œsophage et (c) image médicale avec application de la NBI sur un tissu d’œsophage [Kara et al., 2005].

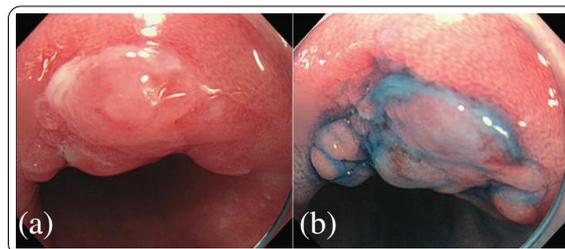


FIGURE 2.5 – Exemple d’image médicale : (a) image d’endoscopie conventionnelle sans marqueur (b) image chromatique avec marqueur [Kara et al., 2005].

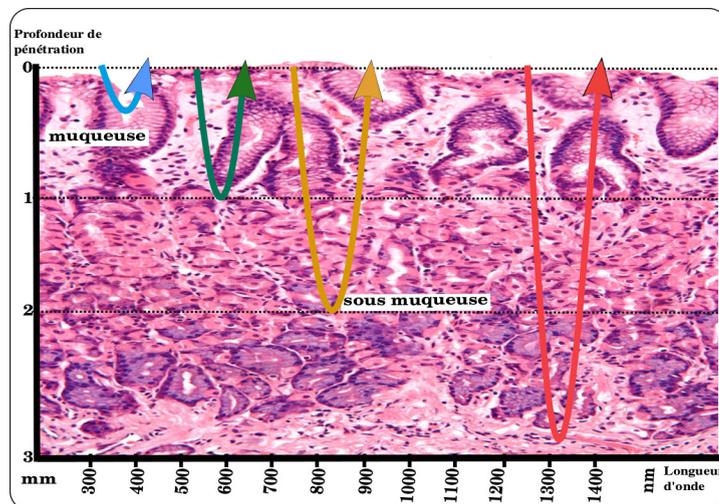


FIGURE 2.6 – Pénétration de la longueur d’onde dans un échantillon [Wang and Van Dam, 2004].

### 2.1.2.2/ MÉTHODES D’IMAGERIE MICROSCOPIQUE

Les méthodes d’imagerie microscopique offrent la possibilité d’avoir des images de très haute résolution, proches des coupes histologiques utilisées en biopsie conventionnelle, grâce aux propriétés optiques (longueur d’onde) du signal d’excitation. Ainsi, suivant la longueur d’onde de la source de lumière utilisée, une profondeur de pénétration de la lumière est atteinte (figure 2.6). Parmi ces méthodes nous pouvons citer les méthodes émergentes :

- **Endocytoscopie** : c'est une méthode qui permet d'obtenir des images de résolution microscopique. Elle offre la possibilité d'analyser un tissu biologique à l'échelle cellulaire. Cependant, elle permet d'imager uniquement la partie superficielle. Cela est dû à l'utilisation du principe de microscopie optique de contact qui utilise : un focus fixe, et une lentille objectif haute puissance qui projette les images à fort grandissement de l'échantillon [Neumann et al., 2011, Fujishiro et al., 2008].
- **Tomographie photo-acoustique** : la photo-acoustique, aussi appelée opto-acoustique, est introduite pour la première fois par Alexandre Graham Bell en 1880. Graham Bell a remarqué, que les ondes électromagnétiques absorbées par un milieu génèrent des ondes sonores. Bien que ce phénomène est connu depuis longtemps, sa démonstration sur les milieux très diffus n'a été démontrée qu'en 1994 par Kruger. Cette technique d'imagerie fournit une résolution élevée des tissus biologiques. Elle se base sur deux effets physiques : les photons et les ultrasons. Ainsi, des impulsions laser sont envoyées sur un échantillon biologique. Une partie de celles-ci est convertie en chaleur, entraînant un régime transitoire produisant l'émission d'ultrasons. Finalement, ces ultrasons sont mesurés pour former des images (figure 2.8) [Xia et al., 2014, Beard, 2011].

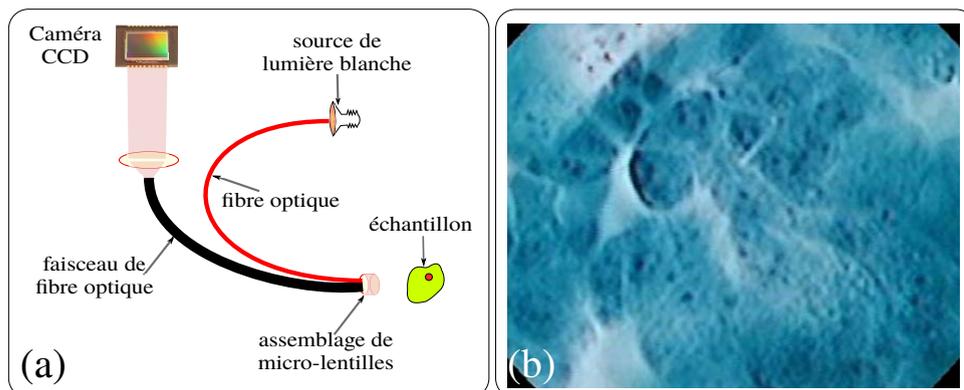


FIGURE 2.7 – Technique d'imagerie par endocytoscopie : (a) principe de fonctionnement de l'endocytoscopie [Hughes et al., 2013] et (b) image endocytoscopie [Inoue et al., 2004].

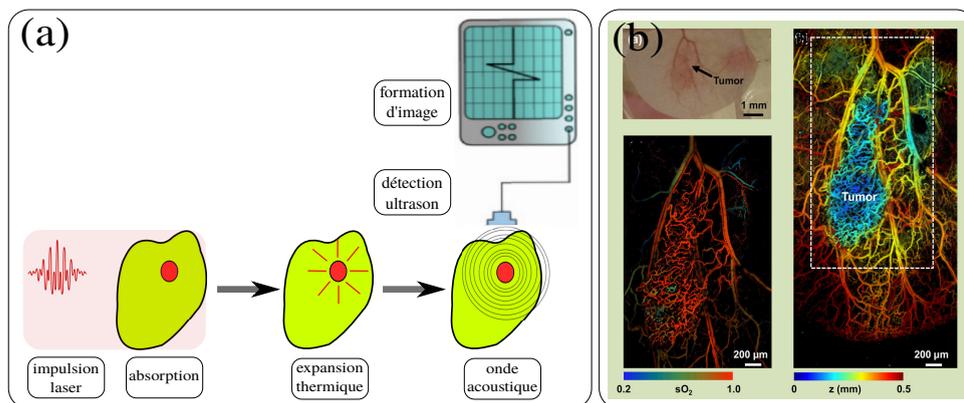


FIGURE 2.8 – Technique d'imagerie par tomographie photo-acoustique : (a) principe de fonctionnement du système d'imagerie photo-acoustique [Xia et al., 2014], et (b) image photo-acoustique de l'œsophage [Xia et al., 2014].

D'autres types d'imagerie plus populaires et largement répandus dans les applications médicales sont utilisés également pour réaliser des biopsies optiques :

- **Échographie** : elle est fondée sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores. Celle-ci correspondent à des ondes acoustiques de fréquence supérieure à la limite d'audition humaine ( $> 20\text{kHz}$ ). Elles ont été créées artificiellement pour la première fois par Pierre Curie en 1880. L'élément majeur d'un système échographique est la sonde (transducteur) de la figure 2.9(a), qui transforme le signal électrique en onde ultrasonore dans la fonction émetteur, et converti les ondes ultrasonore en impulsion électrique dans sa fonction récepteur. Les ondes ultrasonores envoyées sur l'échantillon vont retourner des échos de chaque obstacle rencontré. Ce signal écho est traité dans la station d'imagerie figure 2.9(b) pour former une image échographique comme dans l'exemple présenté en figure 2.9(c) [Nadeau, 2011].

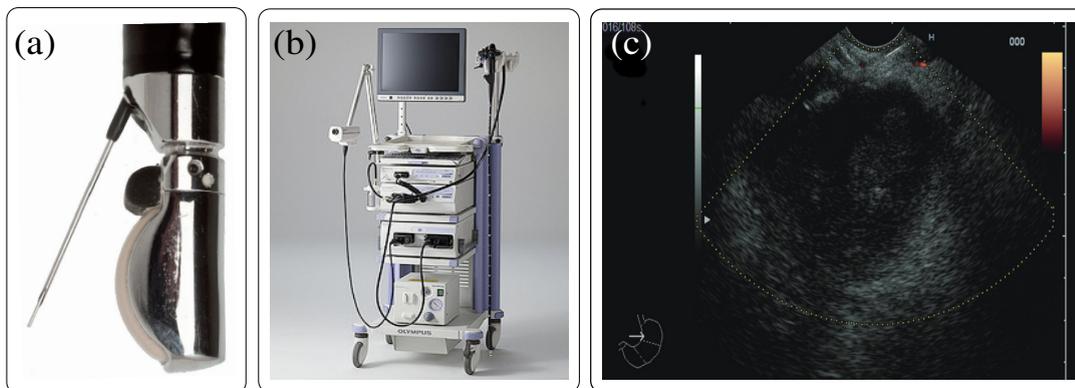


FIGURE 2.9 – Système et image échographique endoscopique : (a) sonde échographique endoscopique, (b) station d'imagerie échographique de la société Olympus, et (c) coupe échographique de l'intestin [Costache et al., 2013].

- **Microscopie confocale** : cette technique a été brevetée par Marvin Minsky en 1961 [Minsky, 1961]. Elle permet de réaliser des coupes horizontales de l'échantillon pour une profondeur de champ d'une valeur de  $250\text{ nm}$ . Ces coupes d'images sont prises grâce à des ouvertures ponctuelles de l'objectif du microscope (figure 2.10), [Inoue et al., 2005]. Ce système permet de filtrer tous les rayons lumineux pour ne garder que ceux provenant du plan focal choisi. Ainsi, par un déplacement dans la profondeur du plan focal avec une résolution micrométrique, il est possible de changer de profondeur acquise. Cependant, il est nécessaire (comme pour l'échographie) de maintenir la sonde en contact du tissu pour assurer une bonne acquisition [Rosa, 2013, Rosa et al., 2012].
- **Tomographie par cohérence optique** : la tomographie par cohérence optique (en anglais, Optical Coherence Tomography (OCT)) est une technique d'imagerie qui, comme la microscopie confocale, utilise la lumière pour analyser l'échantillon biologique [Fujimoto et al., 2000]. Les premiers travaux sur l'imagerie OCT ont été initiés dans les années 1991 par [Huang et al., 1991] et [Fercher et al., 1988]. Cette technologie est fondée sur un phénomène optique dit d'interférométrie, qui utilise principalement une source de lumière à faible cohérence temporelle. Elle permet de réaliser des images d'une profondeur de  $3$  à  $3.5\text{ mm}$  avec une résolution de  $5$  à  $10\mu\text{m}$ .

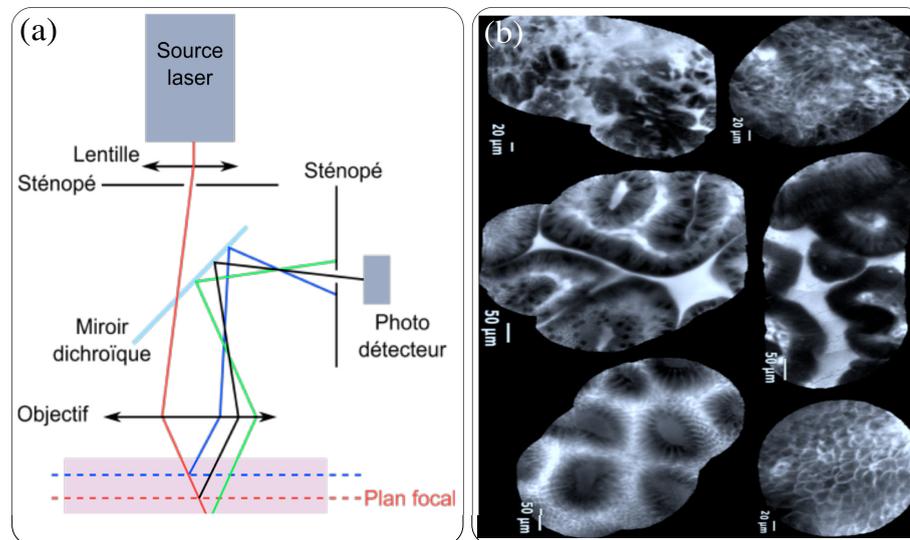


FIGURE 2.10 – Microscopie confocale, fonctionnement et images obtenues : (a) principe de fonction d'un microscope confocal, et (b) images obtenues par microscopie confocale [Rosa, 2013].

Le système OCT se compose d'un interféromètre de Michelson, qui est un dispositif optique produisant des interférences par division d'amplitude. Ce dernier partage et recombine le faisceau laser entre un bras de mesure et un bras de référence. Les échos réfléchis par l'échantillon et transportés via le bras de mesure sont comparés à ceux du bras de référence pour produire une interférence. Ceci est possible uniquement si le faisceau laser OCT des deux bras a traversé la même distance. Cette symétrie de distance est assurée par une commande d'un miroir en translation (1 DDL), qui est placée dans le bras de référence dans le but de faire l'acquisition d'un A-Scan (figure 2.11) [Ouadour-Abbar, 2009].

Le balayage sur l'ensemble de la profondeur atteignable forme une carotte de l'échantillon dite "A-Scan" (figure 2.12(a)). Par ailleurs, l'acquisition d'une coupe dite "B-Scan" (B-Scan figure 2.12(b)) est possible par l'acquisition d'un A-Scan sur plusieurs points grâce à un balayage latéral du faisceau laser. Ce mouvement est assuré par un miroir à un DDL. Enfin, il est possible de former un volume OCT, grâce à un balayage appelé "3D-Scan" de l'ensemble de la surface de l'échantillon avec un miroir à 2 DDL ou 2 miroirs à 1 DDL (figure 2.12(c)).

Jusqu'à présent nous avons présenté les technologies les plus utilisées dans le cadre de la biopsie optique. Cependant, il est nécessaire de choisir parmi ces méthodes la plus adaptée à nos besoins. Pour cela, nous proposons une comparaison entre les différentes méthodes introduites.

### 2.1.3/ COMPARAISON DES MODALITÉS POUR LA BIOPSIE OPTIQUE

Afin de choisir, parmi les différentes modalités, une technologie pour faire de la biopsie optique, nous nous sommes fixés un certain nombre de caractéristiques qui répondent aux besoins cliniques :

- une modalité d'image avec une haute résolution (micrométrique) ;
- un dispositif mini-invasif voire non-invasif ;
- des images de coupe ou de volume.

A partir de ces critères, nous pouvons déjà éliminer toutes les méthodes de marquage. Bien qu'elles soient intéressantes lors du ciblage des zones pathologiques, leurs performances ne suf-

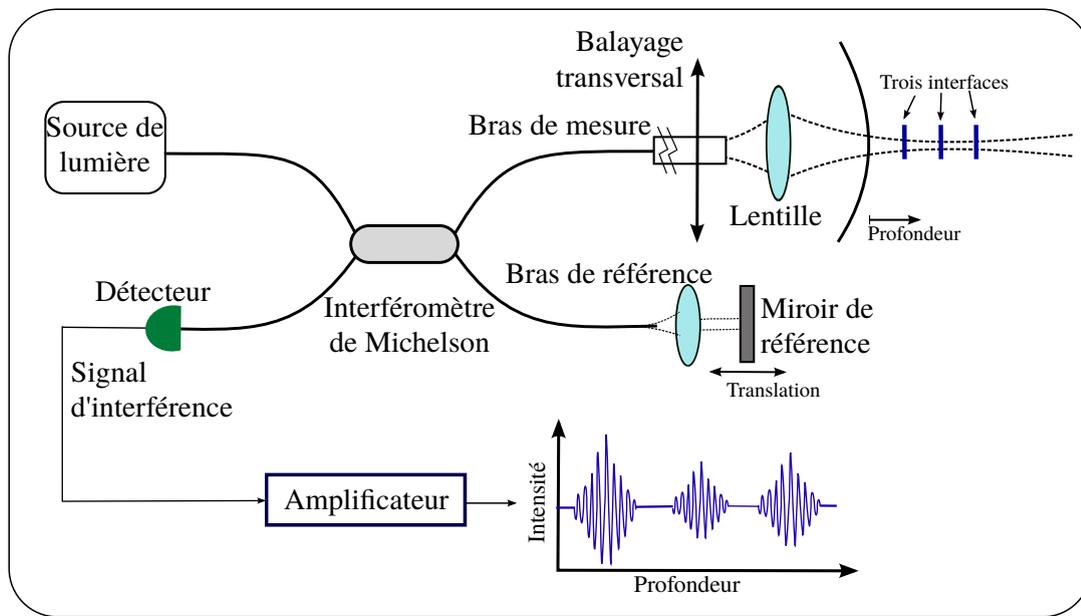


FIGURE 2.11 – Principe de fonctionnement d'un système de tomographe par cohérence optique (ici dans le domaine temporel).

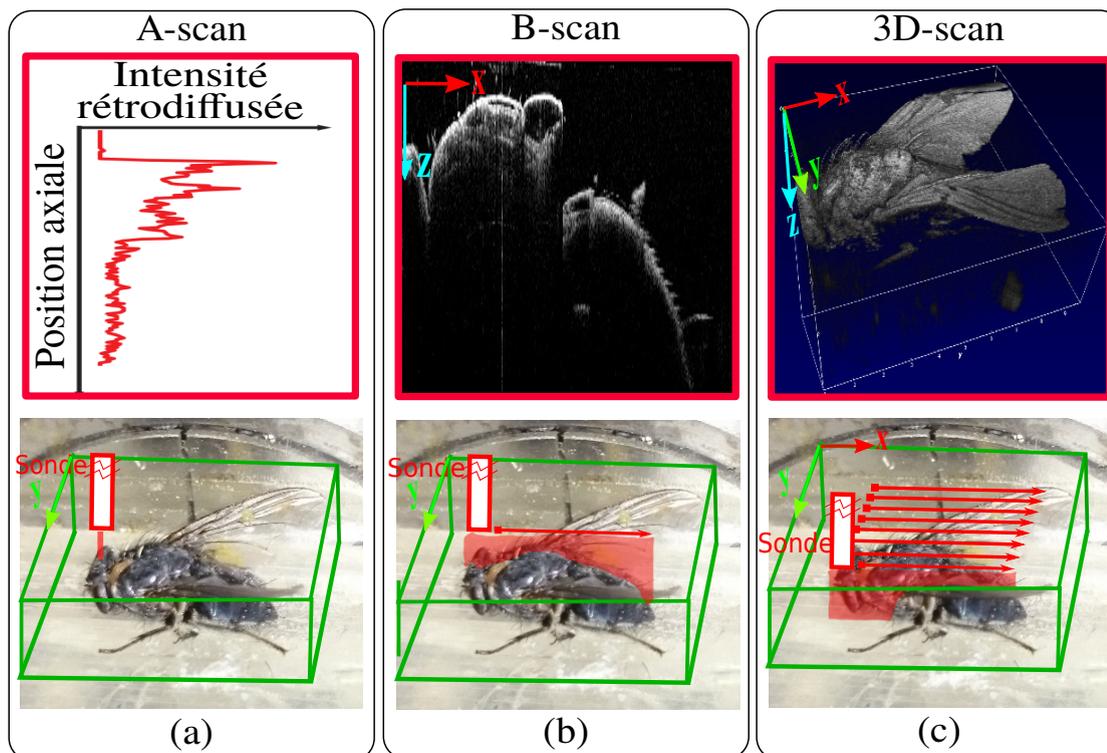


FIGURE 2.12 – Un système OCT génère des coupes ou des images 3D en mesurant l'amplitude de l'écho d'un faisceau laser. (a) les carottes A-Scan sont obtenues par l'écho réfléchi en fonction de la profondeur. (b) les images B-Scan sont générées en réalisant plusieurs mesures A-Scan sur plusieurs points de l'échantillon. (c) les images 3D-Scan (volume) sont obtenues par un balayage xy de l'échantillon (accumulation de B-Scans sur l'axe perpendiculaire aux B-Scans).

fisent pas pour une analyse efficace des échantillons biologiques. De ce fait, il reste les méthodes d'imagerie microscopique. Comme nous faisons le choix de nous limiter aux méthodes déjà commercialisées afin de disposer d'une plateforme expérimentale, il apparaît finalement que les trois approches restantes ont des caractéristiques communes (échographie, microscopie confocale, et OCT). Une comparaison de ces caractéristiques permettra d'éclaircir le choix de la modalité à utiliser vis-à-vis des objectifs cliniques initialement fixés.

La première modalité est l'échographie, largement utilisée dans le monde médical (figure 2.9). La résolution d'un système échographique est liée aux fréquences du signal utilisé : les hautes fréquences permettent d'acquérir des images de bonne résolution avec une faible pénétration dans l'organe, due à l'atténuation des hautes fréquences par les tissus biologiques, alors que les basses fréquences pénètrent mieux ces tissus, mais dégradent la qualité des images échographiques. Généralement, les échographes ont une fréquence de travail de 10 MHz, qui produit une résolution de 150  $\mu\text{m}$  et une profondeur de champ de 5 à 10 cm. Des travaux comme [Berson et al., 1999] avec une fréquence de  $\sim 100$  MHz existent pour acquérir des images avec une résolution de 15 à 20  $\mu\text{m}$ . Malheureusement, la profondeur atteinte ne dépasse pas quelques millimètres. De plus, il est nécessaire de maintenir un contact permanent entre la sonde et l'échantillon et d'appliquer un gel d'interface.

La deuxième modalité est la microscopie confocale, qui offre la possibilité de faire une acquisition de coupe transversale avec une très haute résolution (figure 2.10). Elle a vu le jour pour dépasser les limites de la microscopie par fluorescence à large champ de vue et améliorer la résolution et le contraste. Cette approche offre la possibilité de réaliser des images de structure cellulaire ou sous-cellulaire avec une résolution de 1 à 2  $\mu\text{m}$ . En revanche, elle est limitée sur la profondeur de pénétration à  $\sim 250$   $\mu\text{m}$ . Par ailleurs, elle requiert comme pour l'échographie un contact permanent avec la zone d'analyse.

La troisième et dernière modalité est l'OCT (figure 2.11 et 2.12). Elle constitue un compromis entre l'échographie et la microscopie confocale en matière de profondeur et de résolution, grâce à une résolution axiale dans l'air qui varie entre 1 à 5  $\mu\text{m}$  et une profondeur de pénétration de 2 à 3 mm. Cette résolution permet de visualiser la morphologie des tissus biologiques. De plus, il n'est pas nécessaire de contraindre la sonde à un contact avec l'échantillon.

La figure 2.13 reprend l'ensemble des résolutions en fonction des profondeurs de pénétration des modalités d'image.

Après une comparaison des trois modalités d'imagerie, il ressort que la méthode qui correspond à la plupart des besoins cliniques, si l'on en croit le nombre de publications, est l'OCT. Cette technologie propose un compromis entre la profondeur de pénétration (quelque mm) et la résolution des images. À cela s'ajoute le fait que l'OCT ne requiert aucun contact spécifique et aucune utilisation d'interface entre la sonde et l'échantillon (système sans contact).

#### 2.1.4/ PRÉSENTATION DE LA TOMOGRAPHIE PAR COHÉRENCE OPTIQUE

##### 2.1.4.1/ TECHNOLOGIES OCT

Bien qu'elle soit apparue récemment, la modalité OCT a connu trois évolutions technologiques : le domaine temporel, le domaine spectral et la source accordable.

La première technologie à voir le jour dans les laboratoires de recherche est la tomographie dans le domaine temporel (Time Domain OCT (TD-OCT) en anglais) (figure 2.14(a)). Le système est composé en premier lieu d'une source de lumière (laser) pour l'excitation de l'échantillon. Celle-ci

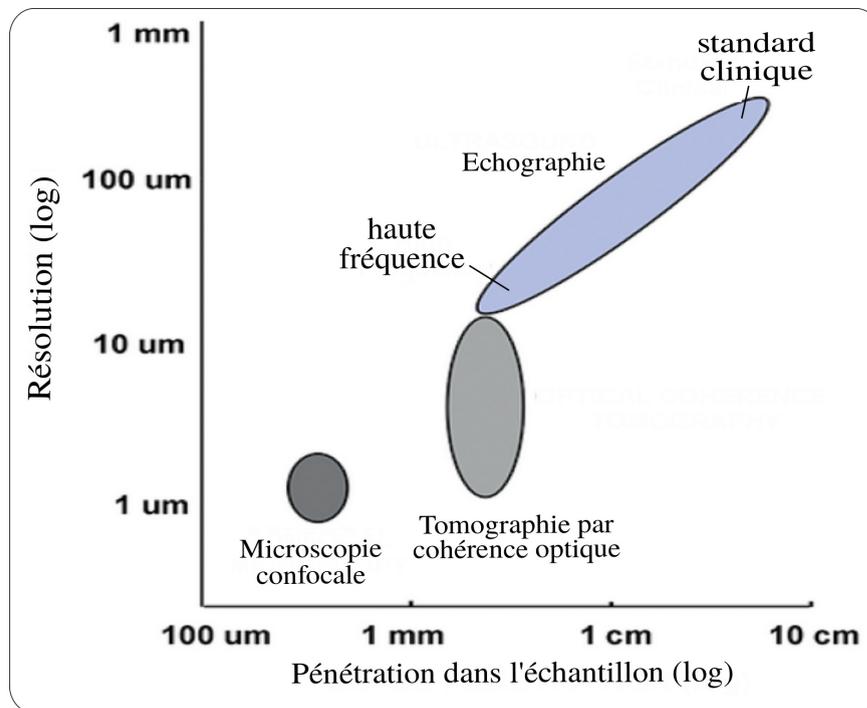


FIGURE 2.13 – Comparaison entre la résolution et la pénétration des systèmes d'imagerie les plus répandus dans les blocs opératoires (microscopie confocale, OCT et échographie)[Fujimoto and Farkas, 2009].

travaille sur des longueurs d'onde différentes suivant la nature de l'échantillon. Ce faisceau laser traverse un interféromètre de Michelson, qui le partage vers deux chemins optiques. L'un achemine le faisceau laser jusqu'à l'échantillon. L'autre, dit de référence transporte le faisceau laser vers un miroir en translation. Une fois leurs chemins parcourus, les deux bras vont alors transporter le signal de mesure et de référence dans le sens inverse, ce qui va générer une interférence maximale lorsque les deux signaux auront parcouru la même distance. Cette interférence est ensuite captée et enregistrée par un détecteur de photons. Enfin, pour avoir une carotte des couches de l'échantillon (le signal A-Scan), il est nécessaire de réaliser une translation micrométrique du miroir de référence suivant la profondeur souhaitée de l'échantillon dans les limites de pénétration du système OCT.

La deuxième technologie, a été motivée par le temps nécessaire pour la réalisation d'un A-Scan avec la méthode TD-OCT. Il a alors fallu trouver une méthode plus rapide sans recourir aux mouvements du miroir de référence qui causent un retard lors de l'acquisition. Cette approche travaille dans le domaine des fréquences (Frequency Domain OCT ou FD-OCT) et utilise un spectromètre pour faire l'acquisition de l'ensemble du signal A-Scan grâce à la séparation des composants du spectre (figure 2.14(b)). Dans cette nouvelle architecture, le miroir du bras de référence devient statique, la source laser est à large bande, et le détecteur des interférences est un spectromètre. Cette configuration fournit un gain considérable de temps, principalement lors de l'acquisition des B-Scan.

La dernière technologie joue sur le rapport signal sur bruit et la vitesse d'acquisition du système OCT. Tout en profitant des avantages de la technologie FD-OCT avec la fixation du miroir, elle apporte l'utilisation d'une source accordable (Swept Source OCT (SS-OCT)), qui balaye sur plu-

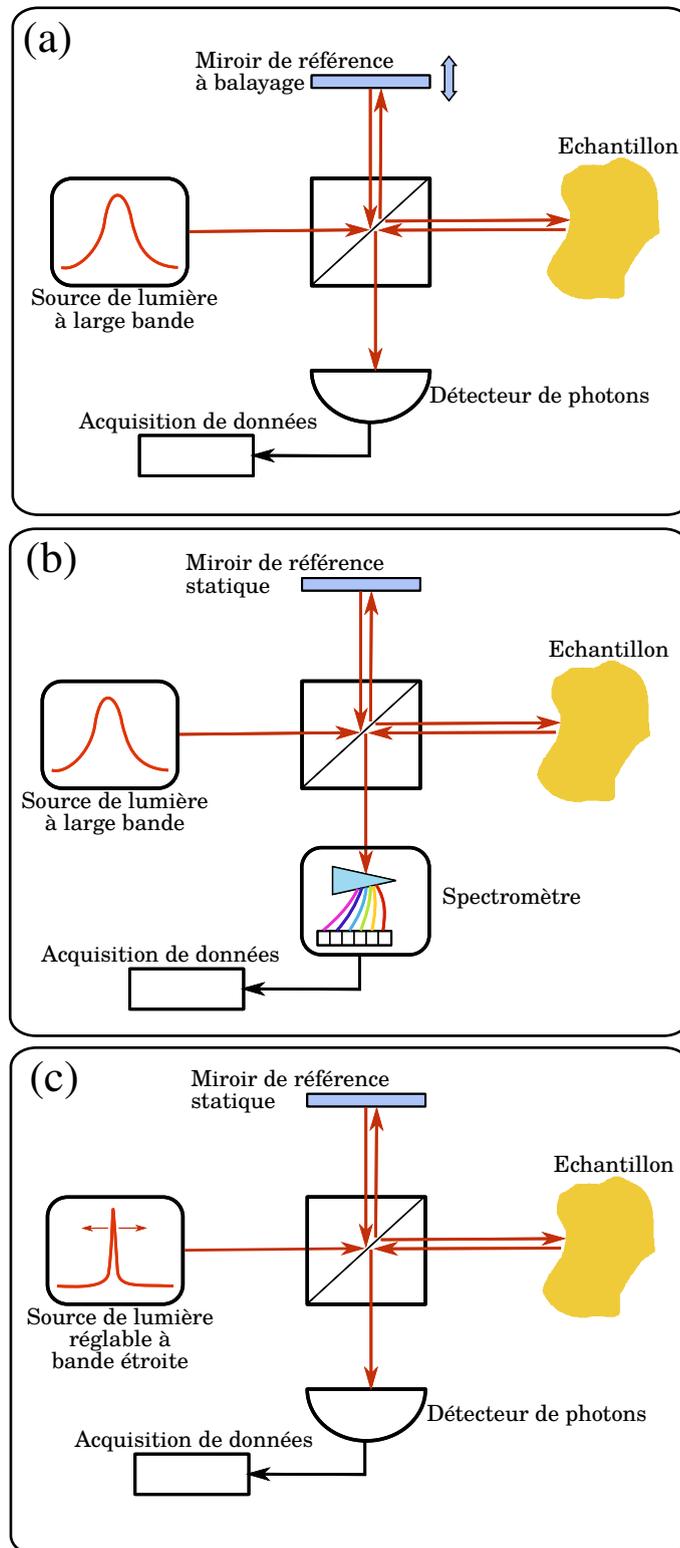


FIGURE 2.14 – Fonctionnement des différentes technologies OCT existantes : (a) Time-Domain OCT (TD-OCT), (b) Frequency-Domain OCT (FD-OCT) et (c) Swept Source OCT (SS-OCT) [Marschall et al., 2011].

sieurs fréquences courtes. Ainsi, l'échantillon n'est pas excité avec une source laser à large bande mais avec un ensemble de spectres étroits qui ne nécessite pas de spectromètre de mesure, mais simplement un photo-détecteur (figure 2.14(c)).

Il est aussi important de retenir que le choix de la source du laser OCT améliore le facteur de détection. Ainsi, une source laser puissante assure une meilleure détection du signal retransmis. Bien entendu, la puissance du laser est limitée par la sensibilité des objets.

#### 2.1.4.2/ FACTEUR DE QUALITÉ

Le choix d'un système OCT passe par une sélection des propriétés optiques qu'il propose. Ainsi, il est possible de définir sur un système OCT : les résolutions, la profondeur de champ, la sensibilité et la vitesse d'acquisition. Nous allons détailler, par la suite, le calcul de ces paramètres.

L'OCT peut produire des images avec une haute *résolution axiale*, indépendamment de la mise au point du faisceau laser et de la taille du spot laser sur l'échantillon. La résolution axiale est principalement liée à celle de la mesure du temps de retard de l'écho ou de la réflectance. Par ailleurs, dans les systèmes OCT, la résolution axiale est donnée par la largeur de la fonction de champ d'autocorrélation, inversement proportionnelle à la largeur de la bande du laser. Par exemple, la résolution axiale d'un spectre gaussien s'écrit :

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \quad (2.1)$$

où  $\Delta z$  est la largeur moyenne de la fonction d'autocorrélation,  $\Delta \lambda$  est la largeur moyenne de la puissance du spectre et  $\lambda$  est le centre de la largeur d'onde du laser utilisé.

Quant à la *résolution transversale*  $\Delta x$ , elle est identique à celle de la microscopie confocale. Elle est directement liée à la taille du spot laser sur l'échantillon. Ainsi, la diffraction minimum d'un point lumineux est inversement proportionnelle à l'ouverture numérique et à l'angle de mise au point du faisceau.

$$\Delta x = \frac{4\lambda f}{\pi d} \quad (2.2)$$

où  $d$  est la taille du point lumineux sur la lentille et  $f$  la distance focale de cette dernière. Il est également important de noter qu'il est possible d'avoir une résolution transversale plus fine en jouant sur la haute ouverture numérique permettant une focalisation plus nette (spot laser plus petit) sur l'échantillon.

Généralement, le paramètre à prendre en compte est la mesure de la *profondeur de champ*  $b$ . Cette valeur est équivalente à deux fois l'unité d'intensité lumineuse de Rayleigh  $z_R$ . Ainsi, la profondeur de champ  $b$  est exprimée comme suit :

$$b = 2z_R = \frac{\pi \Delta x^2}{2\lambda} \quad (2.3)$$

De plus, il est nécessaire de noter que plus la résolution transversale est importante, plus la profondeur de champ diminue. Ce problème est récurrent dans tous les systèmes d'imagerie optique. L'ensemble de ces paramètres est résumé dans la figure 2.15<sup>9</sup>

La *sensibilité* d'un système OCT est le rapport signal sur bruit d'un échantillon avec une parfaite réflexion. Une grande valeur de la sensibilité permet une pénétration en profondeur de l'échantillon. Elle dépend de l'efficacité du détecteur à séparer le signal du bruit présent dans la

9. <http://www.zmpbmt.meduniwien.ac.at/forschung/optical-imaging/morphological-imaging/>.

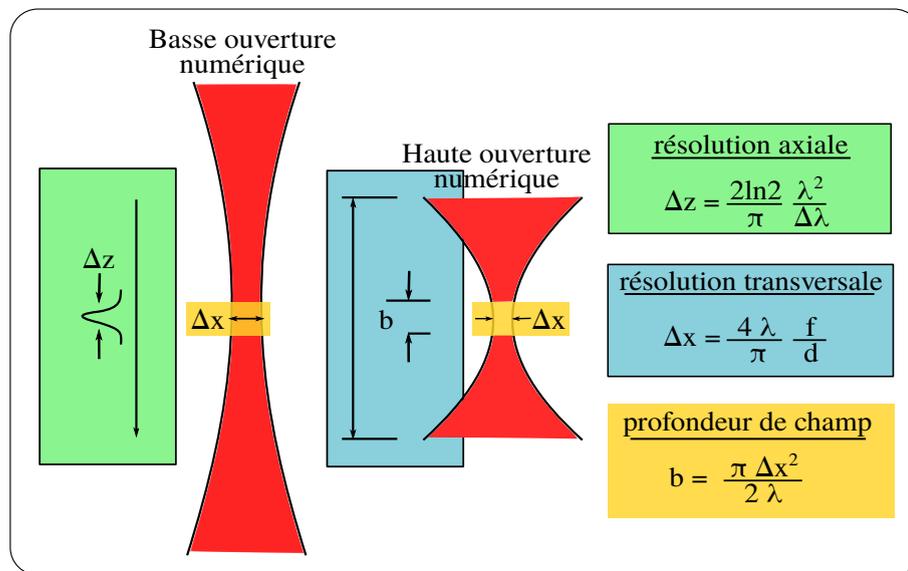


FIGURE 2.15 – Résolution axiale et transversale et profondeur de champ d'un système OCT.

source du système. En pratique, la plupart des systèmes OCT travaillent avec une sensibilité de l'ordre de 90 - 100 dB [Marschall et al., 2011].

Le dernier paramètre à prendre en compte est la *vitesse d'acquisition*. Elle est principalement liée à la vitesse d'acquisition d'une carotte (A-Scan) qui dépend directement de la technologie OCT utilisée. Plus la vitesse d'acquisition est importante, plus les images OCT sont dépourvues d'artefacts causés, par exemple, par les mouvements physiologiques du patient [Marschall et al., 2011]. Dans la littérature la plus haute vitesse d'acquisition est réalisée grâce à un système SD-OCT avec 20.8 millions de A-Scan par seconde, soit un volume de 950×640×360 pixels acquis en un temps de 25 ms [Wieser et al., 2010].

#### 2.1.4.3/ APPLICATIONS BIOMÉDICALES

L'OCT devient de plus en plus un standard dans les domaines de la biologie et de la médecine. La principale et surtout la première application médicale de l'OCT est l'ophtalmologie. L'OCT connaît aussi la même notoriété en chirurgie intravasculaire avec les systèmes OCT fibrés sous forme de cathéters. Plus généralement, il existe trois scénarios cliniques où l'OCT peut présenter une valeur ajoutée clinique :

- Réalisation de biopsie dans le cas où la biopsie physique est impossible ;
- Guidage de la procédure de biopsie ;
- Fourniture d'un retour visuel en temps-réel pendant une procédure chirurgicale.

Une présentation des principaux domaines d'application et une vue d'ensemble sont présentées dans la suite.

- **Ophtalmologie** : l'OCT offre la possibilité d'imager directement et in-vivo la structure oculaire dans ses segments antérieurs ou postérieurs. En effet, l'OCT permet la visualisation de la biréfringence de la couche de fibres nerveuses rétinienne [Fercher et al., 1993, Swanson et al., 1993]. Cela fait de l'OCT la seule technique d'imagerie non-invasive et sans contact offrant la même résolution qu'un microscope optique [Tanno and Kishi, 1999]. Les applications actuelles en ophtalmologie sont le diagnostic et la surveillance

de l'évolution des trous maculaires dans l'œil [Larsson et al., 2006], le glaucome [Tan et al., 2008], et la rétinopathie diabétique [Soliman et al., 2008].

D'autres approches moins courantes telles que l'OCT sensible à la polarisation permettant de mesurer quantitativement la biréfringence de la couche des fibres nerveuses rétiniennes [Cense et al., 2004]. Par ailleurs, l'OCT doppler peut visualiser le sang qui circule dans les vaisseaux rétiens [Yazdanfar et al., 2000], en association avec l'imagerie 3D. De plus, [Makita et al., 2006] a proposé une nouvelle technique pour l'angiographie non-invasive avec l'OCT afin d'améliorer le diagnostic et le suivi d'un certain nombre de maladies telles que le glaucome et la rétinopathie diabétique.

- **Cardiologie** : l'OCT intravasculaire est utilisé principalement pour la détection précoce des plaques d'athérosclérose vulnérables qui conduisent à l'infarctus du myocarde [Low et al., 2006]. Des observations *ex-vivo* démontrent la possibilité de distinguer les différentes plaques artérioscléreuses impliquées dans les événements coronariens aigus [Yabushita et al., 2002, Park et al., 2012]. L'OCT peut aussi quantifier l'épaisseur de la chape fibreuse dans le but de voir s'il n'y a pas de rupture des lipides causant une thrombose [Kume et al., 2006, van der Meer et al., 2005, Tearney et al., 2003].
- **Dermatologie** : la peau est la partie la plus accessible du corps humain. De ce fait, il n'a pas fallu longtemps pour appliquer l'OCT à cette branche de la médecine. L'imagerie OCT s'applique aux maladies non visibles à l'œil telles que les brûlures et les maladies inflammatoires comme le psoriasis et l'eczéma [Steiner et al., 2003, Mogensen et al., 2009b]. Mais aussi, elle est présente dans le diagnostic des cancers de la peau, grâce à une invasion minimale pour la mesure de l'emplacement et de la profondeur [Mogensen et al., 2009a, Krauter et al., 2015].
- **Applications médicales émergentes** : de nombreuses autres applications de l'OCT en médecine ont émergé ces dernières années grâce notamment à la miniaturisation des sondes OCT (utilisation de fibres optiques et de miroirs micrométriques). De ce fait, l'OCT trouve un écho important dans l'examen des organes creux (intestins [Evans et al., 2006], bronches [Tsuboi et al., 2005]) et dans les investigations sous-cutanées lorsque l'OCT est couplé à des aiguilles de ponction [Boppart et al., 2004].

#### 2.1.4.4/ CONFIGURATION DES SONDES OCT ENDOSCOPIQUES

L'OCT devient de plus en plus un outil standard dans le diagnostic médical. Ce système autorise l'acquisition d'image de coupes B-Scan ou de volumes (3D-Scan). Grâce à son architecture technologique (fibre optique et miroir de balayage), l'OCT est utilisé en sonde pour atteindre les endroits les plus confinés du corps humain [Gora et al., 2013]. Ainsi, des sondes de 1 mm de diamètre sont déjà utilisées dans les voies gastro-intestinales et pulmonaires d'une souris [Tearney et al., 1997]. Ces sondes sont introduites dans le corps humain par le biais d'endoscope, d'aiguille, etc. Cependant, la technologie de balayage de la surface de l'échantillon repose principalement sur la configuration (position spatiale) de la sonde. Deux types de balayages sont possibles : le balayage frontal et le balayage latéral. Le balayage frontal consiste à imager la zone en face du bras de référence. Le balayage latéral forme des images de la zone parallèle au bras de référence. Ainsi, il existe plusieurs conceptions différentes de la sonde comme montrées dans la figure 2.16.

- **Imagerie latérale rotative de proximité** : cette sonde utilise un moteur à haute vitesse qui

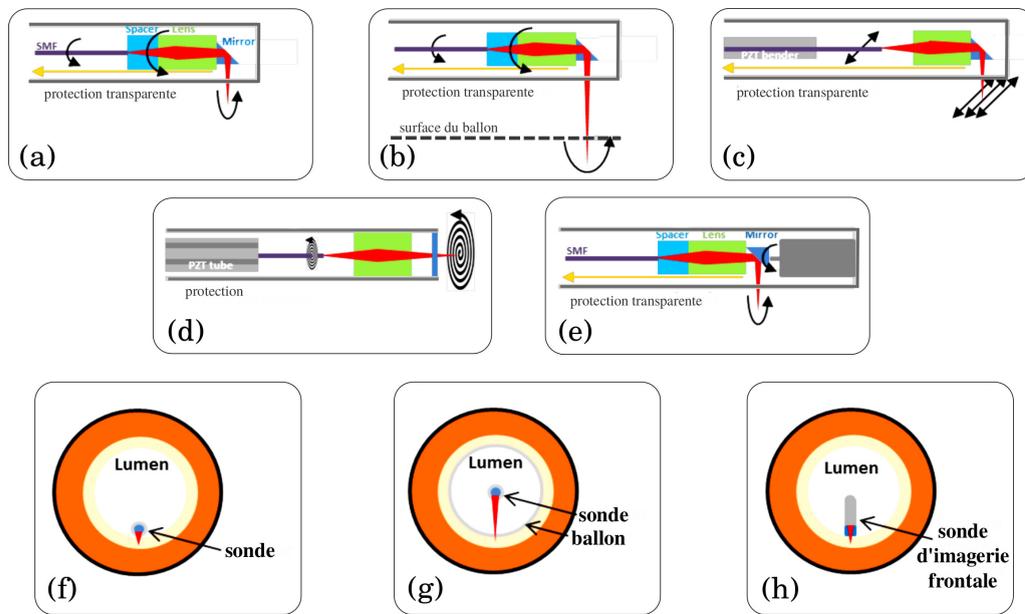


FIGURE 2.16 – Différentes méthodes de balayage de la sonde OCT : (a) rotatif avec retrait, (b) rotatif avec retrait et ballon de surface (c) par trame perpendiculaire à l'axe de rotation avec retrait, (d) frontal et spiral, (e) rotatif micrométrique avec retrait, (f) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage (a), (c) et (e), (g) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage (b) et (e), (h) vue de la coupe frontale du cathéter dans le lumen pour les méthodes de balayage frontal [Tsai et al., 2014].

transmet le mouvement rotatif de la sonde OCT grâce à un couple de bobines. Les images OCT, dites "lentes", sont formées par le tirage vers l'extérieur de la sonde à travers l'organe étudié (intestin). Par ailleurs, les images OCT circulaires, dites rapides, sont acquises par le mouvement rotatif de la sonde. En revanche, cette architecture pose le problème de centrage de la source laser par rapport aux parois visualisées. Ceci crée un problème de dé-focalisation du laser sur l'échantillon.

- **Imagerie latérale rotative avec ballon** : une même sonde que précédemment est cette fois recouverte avec un ballon gonflable de la dimension du tube à imager. Le ballon, une fois gonflé, permet de centrer la sonde au milieu de l'organe. Le tube sous l'effet du ballon s'étire au point d'avoir la sonde parfaitement au milieu (figure 2.16(g)). Toutefois, ce gonflement provoque un écrasement des cellules épithéliales modifiant la structure imagée.
- **Imagerie par balayage de trame latérale** : l'incapacité des sondes OCT rotatives à fournir des images de haute résolution volumique pousse au développement d'une nouvelle structure. Cette dernière se base sur le balayage de l'échantillon par des trames latérales du faisceau laser (figure 2.16(c)). Ainsi, le mouvement de translation est généré par une céramique piézoélectrique (PZT) avec une cadence de  $1\text{ kHz}$ . En revanche, l'espace de travail couvert par la sonde est limité. Par ailleurs, les images acquises subissent des déformations dues au chemin optique qu'il faut corriger par des approches de traitement de signal ou des méthodes optiques.
- **Imagerie frontale spirale** : une autre structure est proposée lors de l'acquisition d'images des échantillons en face de la sonde OCT (figure 2.16(d)). C'est une méthode considérée comme la plus ancienne approche d'acquisition d'images dans laquelle le mouvement du faisceau laser est guidé suivant 2 Degrés De Liberté (DDL) par 4 électrodes PZT. Elle offre

une résolution d'image plus élevée en suivant des trajectoires de Lissajous ou de spirale. Cependant, elle couvre une petite zone de balayage comparativement aux sondes rotatives.

Ces sondes OCT sont embarquées sur des structures de navigation de type endoscope dans le but d'examiner des tissus à l'intérieur du corps humain. Nous distinguons trois catégories de structures endoscopiques : l'endoscope rigide<sup>10</sup> (figure 2.17(a)), semi-flexible (figure 2.17(b)), ou flexible<sup>11</sup> (figure 2.17(c)).

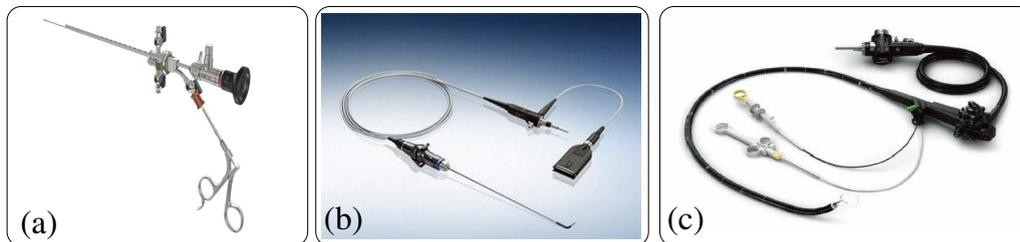


FIGURE 2.17 – Différents systèmes endoscopiques utilisés au bloc opératoire : (a) endoscope rigide, (b) endoscope semi-flexible, et (c) endoscope flexible.

Dans le cadre de nos travaux, nous considérons uniquement l'endoscope flexible qui permet d'aller prospecter dans les parties du corps les moins accessibles. C'est un tube muni d'un système de vision optique dans un but diagnostique ou thérapeutique. Avec un diamètre extérieur entre 3 et 13 *mm*, il peut explorer les bronches, l'œsophage, etc. Il possède un canal opératoire dans sa version thérapeutique pour le passage d'instruments (figure 2.18) qui peut être exploitée pour faire passer une sonde OCT fibrée ou miniature.

Cependant, une fois les sondes à l'intérieur, il n'est pas évident d'assurer une stabilité, une répétabilité et une précision dans le positionnement de la sonde OCT, surtout lorsque la tâche consiste à faire un positionnement répétitif de larges intervalles de temps pour suivre l'évolution de l'échantillon. Il est alors possible de répondre à ce besoin par une robotisation du porte-sonde OCT. Nous allons décrire ce projet dans le paragraphe suivant.

## 2.2/ VERS UNE ROBOTISATION DE LA BIOPSIE OPTIQUE

Apparue dans les années 1980, la robotique médicale est une branche de la robotique dont le but est de mettre à disposition du personnel médical des systèmes précis, rapides, stables et répétitifs. A cela se rajoute, suivant les applications, un suivi automatique de trajectoire, la fusion de données extéroceptives multimodales temps réel et la satisfaction de contraintes de position, de vitesse et de force. Cette discipline œuvre à fournir des outils robotiques tout en respectant les contraintes présentes dans les environnements hospitaliers [Troccaz, 2012] :

- **Sécurité** : ce premier point est primordial pour n'importe quel robot et équipement. Le patient est au premier plan dans cette sécurité car il est souvent en contact direct avec le robot, mais aussi les praticiens qui manipulent ce dernier (c.-à-d., chirurgiens, infirmiers, radiologues, etc.).
- **Stérilité** : la deuxième contrainte à laquelle fait face la robotique médicale est l'*asepsie*. Elle consiste à stériliser le robot afin de prémunir le patient contre toute sorte de contami-

10. Endoscope médical rigide : <http://www.richard-wolf.com/endoscopes.html>.

11. Endoscope médical flexible : <http://medical.olympusamerica.com/>.

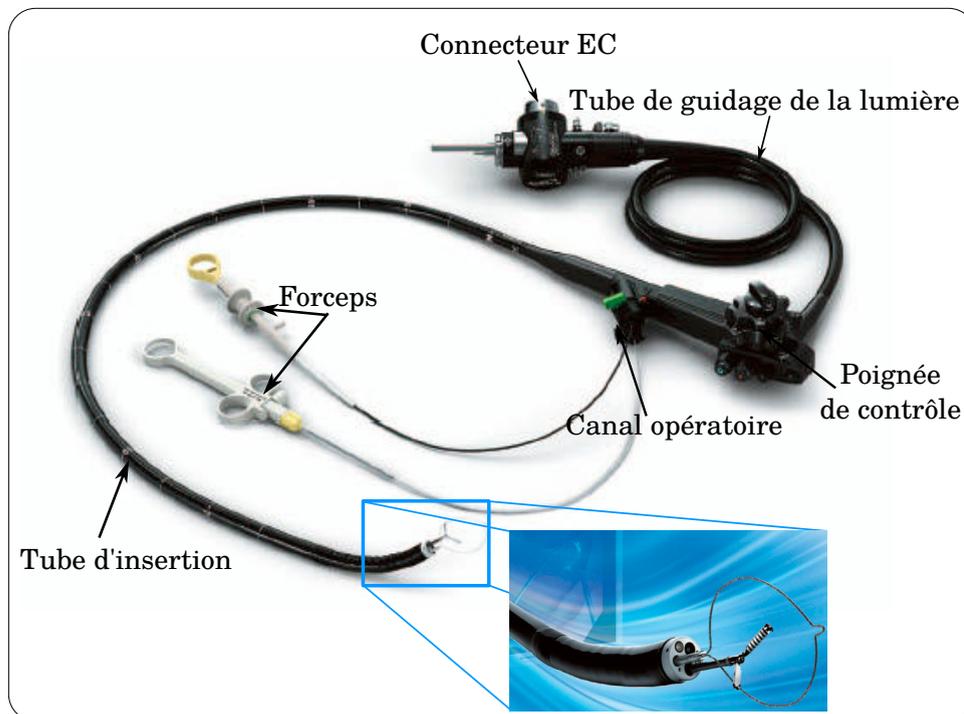


FIGURE 2.18 – Composition d'un endoscope standard flexible.

nation.

- **Salle d'opération** : la dernière contrainte réside dans l'espace de travail dédié à chaque robot (c.-à-d., déplacement de robot, interaction avec le personnel médical). Se pose aussi dans certains cas la question de compatibilité avec d'autres matériels présents dans la salle.

La robotique médicale, bien qu'elle se présente comme une nouvelle discipline, a connu de nombreuses transformations. Ainsi, elle est passée par trois périodes (figure 2.19) : la première période est celle du transfert direct de structure robotique industrielle existante, dont le but est d'exploiter leurs propriétés de stabilité et de précision (exemple avec le robot Puma en neuro-chirurgie). Une deuxième période voit le jour dans les années 1990 influencée par la chirurgie mini-invasive. Cette période a connu un marqueur important en 2001 avec l'opération Lindbergh [Marescaux et al., 2002] où le robot Zeus a été utilisé pour réaliser une opération de téléchirurgie entre New-York et Strasbourg. Une troisième période est apparue avec la miniaturisation des robots et leurs applications dédiées : elle se concrétise par des structures robotiques portées par le patient ou envoyées directement à l'intérieur du corps humain.

Malgré les progrès de la robotique médicale, la réalisation d'un robot passe par un cycle complexe. D'abord, il commence par établir le besoin médical avec l'ensemble des contraintes techniques, dans le but de mettre en évidence la demande, afin d'aboutir à un concept. Puis, ce concept évoluera vers un prototype préclinique. Enfin, un prototype clinique autorise des tests sur patients. Ainsi, ce cycle (figure 2.20) de conception long et complexe contraint certains projets à s'arrêter faute de temps ou de moyens.

L'intérêt incontestable lié à la robotique médicale est de toucher plusieurs parties du corps humain. Nous pouvons dénombrer deux grands aspects applicatifs de la robotique médicale [Dombre, 2007] : une robotique qui assiste le patient (technique d'assistance, robotique de réhabilitation) et une robotique qui assiste le chirurgien (chirurgicale, d'exploration et de diag-

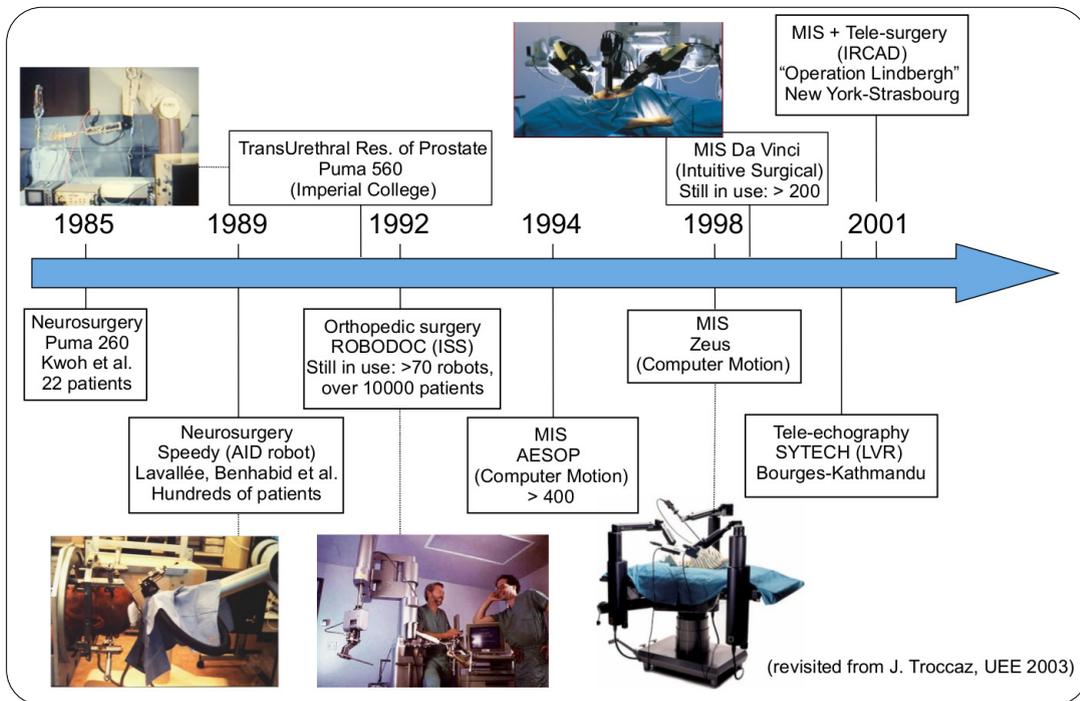


FIGURE 2.19 – Chronologie de la robotique médicale [Troccaz, 2012].

nostic). Dans la suite de cet état de l'art, notre intérêt porte uniquement sur la robotique qui assiste le chirurgien et que nous allons détailler.

Ainsi, la robotique chirurgicale, d'exploration et de diagnostic assiste le médecin ou le chirurgien dans son exercice. Elle lui apporte des solutions à des difficultés telles que :

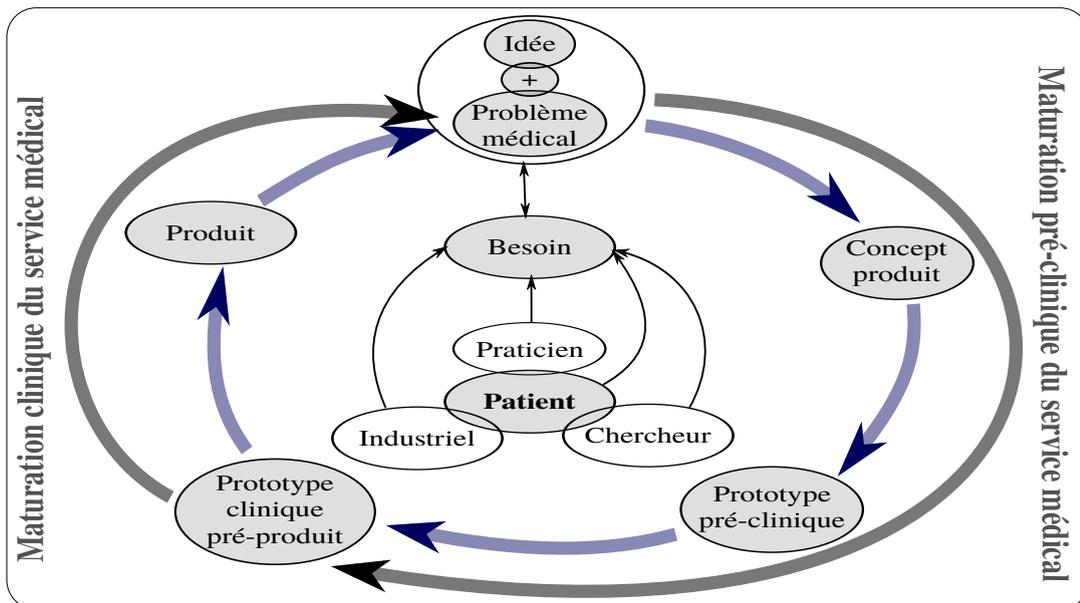


FIGURE 2.20 – Cycle de réalisation d'un projet de robotique médicale [Troccaz, 2012].

- localisation précise des instruments dans les images intra et peropératoires ;
- réalisation de trajectoire complexe et précise ;
- résolution du problème de coordination main/œil ;
- intégration temps réel de données dans la boucle de commande.

De plus, elle assure des améliorations de la procédure manuelle grâce à :

- une compensation des tremblements de la main du chirurgien ;
- une mise à l'échelle des mouvements et/ou des efforts ;
- un meilleur confort de travail du chirurgien lors de son intervention.

L'ensemble des chirurgiens s'accordent sur les apports de la robotique dans leurs domaines respectifs [Rosen et al., 2011]. Ainsi, la robotique médicale peut être résumée par le schéma de la figure 2.21.

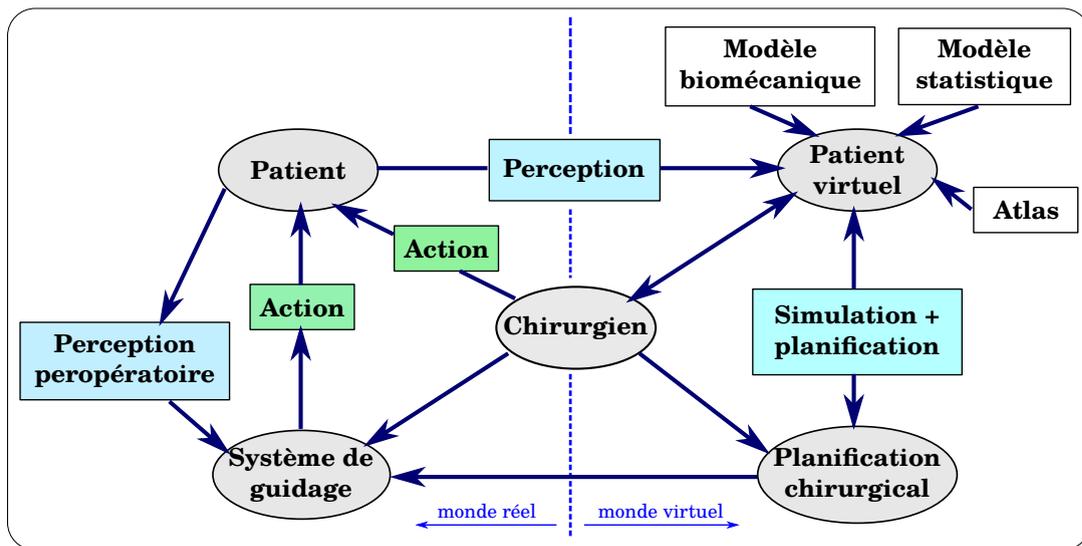


FIGURE 2.21 – Schéma montrant le principe global d'un système robotique d'aide à la chirurgie [Lavalée, 1989].

Nous nous proposons dans la suite de présenter un état de l'art non exhaustif des robots médicaux que nous considérons les plus pertinents dans leurs catégories. Ce choix est guidé par une volonté de montrer un panorama général des structures et de leurs intérêts. Ainsi, nous les regrouperons suivant l'espace de travail qu'elle exploite à savoir : extracorporelle et intracorporelle.

### 2.2.1/ ROBOTIQUE EXTRACORPORELLE

Dans ce domaine, les robots évoluent à l'extérieur du corps humain lors de procédures chirurgicales. Ces robots peuvent être portés par le patient ou fixé sur une base mobile ou une table d'opération.

La première catégorie de robot s'intéresse aux différentes parties dans la tête et le cou. Ces parties du corps humain disposent de plusieurs robots dédiés. À commencer par la neurochirurgie (cerveau), dans laquelle il est question de guider une aiguille à l'intérieur du crâne humain. Le principal défi est la réalisation de tâches de navigation avec un maximum de précision. Plusieurs travaux dans ce sens ont abouti à des robots commercialisés comme le Neuromate [Li et al., 2002], PathFinder [Eljamel, 2007], le robot français Rosa [Lefranc et al., 2014] et Ortho-

Pilot [Miehlke et al., 2004]. Ces structures robotiques présentées sont fixées sur des bases mobiles.

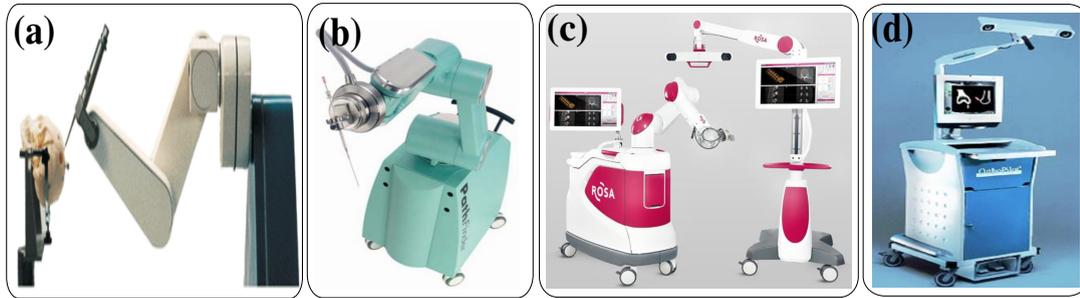


FIGURE 2.22 – Exemple de robot pour la neurochirurgie : (a) Neuromate, (b) PathFinder, (c) Rosa, et (d) OrthoPilot.

Ensuite, nous avons les robots d'otologie (oreille) pour les opérations liées à l'oreille moyenne. Les robots sont développés afin de réduire les tremblements physiologiques et d'augmenter la précision du geste bien que l'endroit ne soit pas ergonomique. Les travaux de [Miroir et al., 2012] ont donné lieu au RobOtol (figure 2.23(a)), alors que ceux de [Maier et al., 2010] sont composés du système de micromanipulation (MMS-II) (figure 2.23(b)). D'autres travaux ont traité de l'implantation cochléaire stéréotaxique dans [Bell et al., 2012] et ont abouti à la structure de la figure 2.23(c). Des recherches sont aussi en cours dans notre laboratoire pour le développement d'outils de curetage pour le prélèvement des couches de cholestéatome [Dahroug et al., 2016].

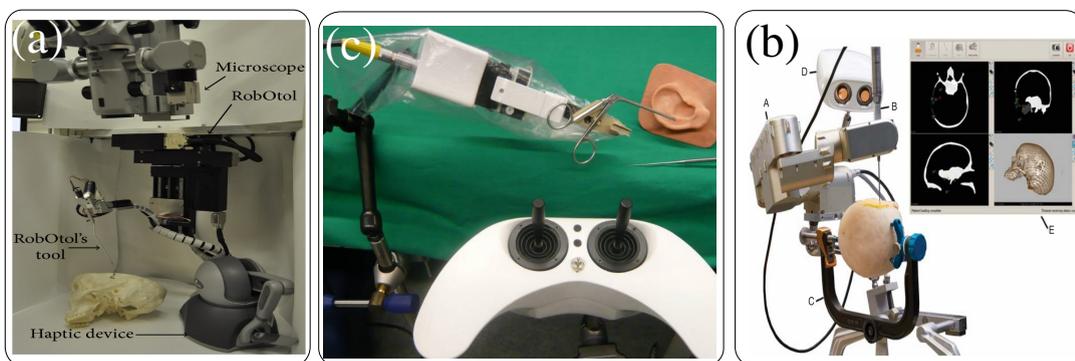


FIGURE 2.23 – Exemple de robot pour l'otologie : (a) RobOtol, (b) système de micromanipulation (MMS-II), et (c) robot d'implantation cochléaire stéréotaxique.

Enfin, des robots ont été développés pour la chirurgie ophtalmologique dont le but principal est la précision du geste et la compensation du tremblement. Parmi ces robots, nous pouvons citer [Bourla et al., 2008] qui exploite directement le robot Da Vinci pour valider la faisabilité de la chirurgie intraoculaire (figure 2.24(a)). Une autre structure robotique parallèle fixée sur le robot Da Vinci a été validée dans [Bourges et al., 2010] pour l'ablation chirurgicale du corps vitré (figure 2.24(b)). Quant à la structure de [Rahimy et al., 2013], elle est capable d'effectuer toutes les procédures ophtalmologiques (figure 2.24(c)). Alors que le système de [Huang et al., 2012] élimine les tremblements d'une aiguille pour les applications ophtalmologiques (figure 2.24(d)).

La deuxième catégorie de robots médicaux s'intéresse à l'ensemble du squelette humain (c.-

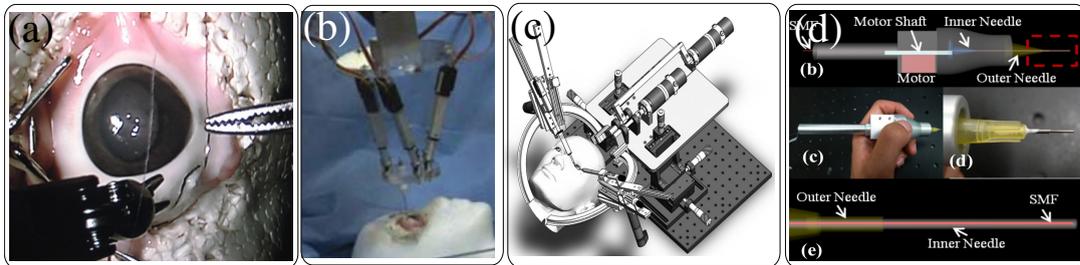


FIGURE 2.24 – Exemples de robot ophtalmologiques : (a) robot Da Vinci pour la suture de l'œil par télé-opération [Bourla et al., 2008], (b) robot d'ablation du corps vitré, (c) robot de procédure ophtalmique, et (d) robot de compensation de tremblement [Huang et al., 2012].

à-d., membres, bassin, rachis, articulations). Cette discipline pose les problèmes habituels de la robotique industrielle avec des tâches :

- d'usinage (découpe, fraisage et perçage d'os) ;
- d'immobilisation de la zone d'intervention ;
- de travail sur des corps rigides.

L'intérêt de ce type de robot est de réaliser du positionnement précis dont la finalité est la découpe d'os humain. Cette application cible principalement les genoux qui sont traités dans un certain nombre de travaux tels que l'Acrobot [Jakopec et al., 2003], Brigit [Maillet et al., 2005], Praxiteles [Plaskos et al., 2005]. Cependant, d'autres applications sont possibles comme dans les travaux sur la colonne vertébrale avec le robot Mars [Shoham et al., 2003].

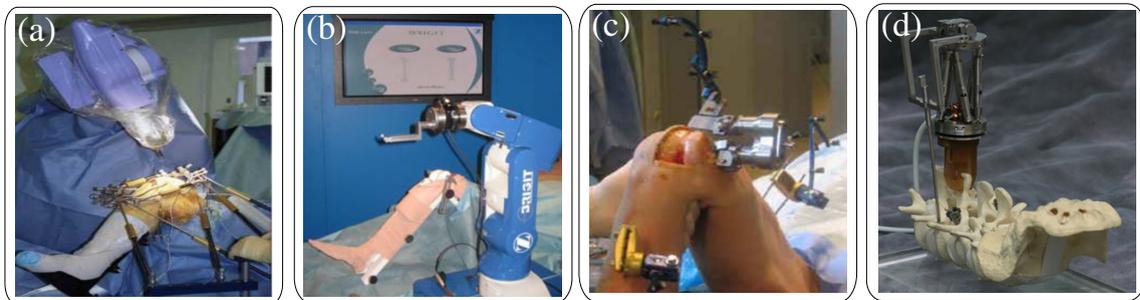


FIGURE 2.25 – Exemples de robot orthopédique du genou : (a) robot Acrobot [Jakopec et al., 2003], (b) robot Brigit [Maillet et al., 2005] et (c) robot Praxiteles [Plaskos et al., 2005] et de la colonne vertébrale : (d) robot Mars [Shoham et al., 2003].

La troisième catégorie réalise une chirurgie à l'intérieur du corps sous la limite du passage d'outils uniquement par des incisions étroites (point fixe). Ces chirurgies imposent de créer des contraintes de mouvement comme celle du centre de rotation distant.

L'intérêt de ces robots est de porter des endoscopes rigides pour libérer les mains du chirurgien, tout en gardant les DDL des mouvements commandés avec d'autres moyens comme les mouvements de la tête, l'appui sur des pédales ou par la commande vocale. Plusieurs structures ont été développées dans ce sens : le robot EndoAssist [Kommu et al., 2007, Gilbert, 2009] (figure 2.26(b)) est commandé par la tête, il possède 3 DDL. Le robot ViKy [Gumbs et al., 2007] (figure 2.26(a)) est piloté par la voix ou une pédale à pied et possède 3 DDL.

Ces robots ont évolué vers d'autres types d'applications plus larges comme les porte-outils.

Ainsi, le chirurgien passe par de la télémanipulation pour la commande de l'ensemble du robot (l'endoscope mais aussi les outils de chirurgie). Grâce à cette approche, le chirurgien est déporté du patient lors de l'intervention. Cette avancée permet de réaliser des opérations à longue distance entre le chirurgien et le patient (opération Lindbergh (2001)). Le premier robot de cette catégorie est le robot Zeus [Hollands et al., 2001], puis suivi du robot Da Vinci qui a eu plus de notoriété [Kim et al., 2002, Marescaux et al., 2001].

Récemment, une nouvelle technologie a vu le jour sous le nom de NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery). Elle est née de la fusion de l'endoscopie thérapeutique et de la chirurgie laparoscopique. Cette approche utilise un orifice naturel (bouche, rectum ou vagin) pour accéder à la zone chirurgicale. L'intérêt est de ne pas avoir de cicatrice visible en accédant par un seul point d'entrée. Elle assure un minimum d'invasion et un meilleur rétablissement du patient. Nous retrouvons dans ce cas deux approches : une plateforme endoscopique flexible (Anubiscope de Karl-Storz/IRCAD [De Donno et al., 2013]) et une plateforme robotique ([Tortora et al., 2013]).

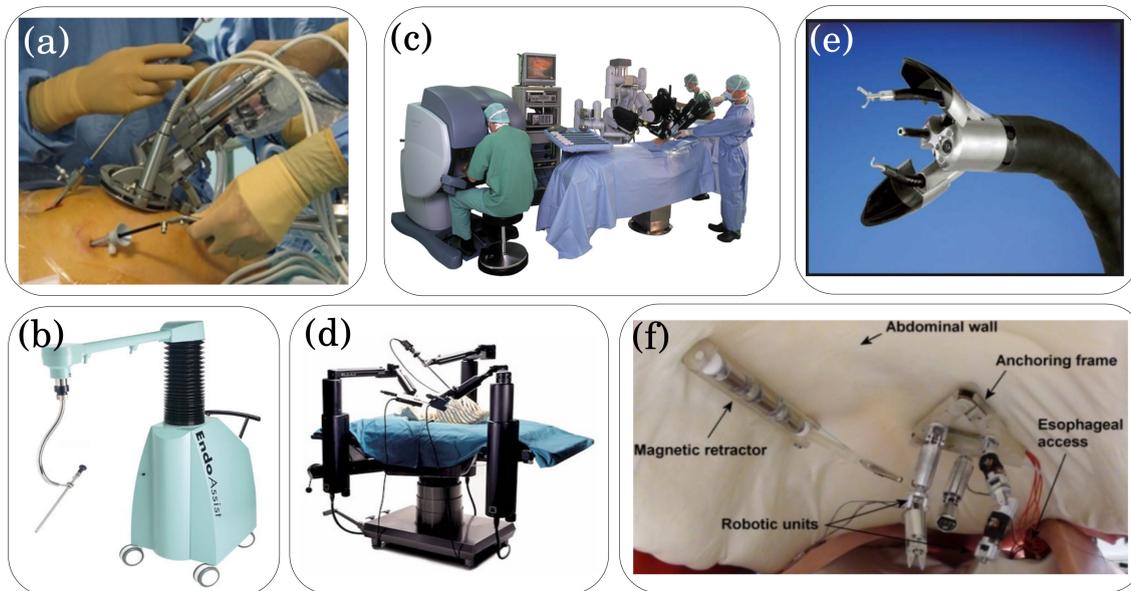


FIGURE 2.26 – Exemples de robot pour la chirurgie mini-invasive : (a) ViKy (b) EndoAssist, (c) Da Vinci, (d) Zeus, (e) plateforme endoscopique flexible Anubiscope et (f) une plateforme robot pour la chirurgie NOTES.

La quatrième catégorie réalise un guidage d'aiguilles par l'intermédiaire d'images peropératoires de plusieurs modalités. Deux types de procédure médicales sont possibles : une intervention vasculaire (introduction de cathéter, pose de stent, etc.) et un geste percutané (biopsie, infiltration, etc.). L'intérêt de ces robots est d'apporter une stabilité et une précision lors du guidage d'aiguille. En plus, ils répondent à la contrainte de compatibilité qui leur est imposée par l'imageur (scanner ou Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), etc.). Il existe dans la littérature des robots de guidage d'aiguille comme : Acubot [Stoianovici et al., 2003], LPR (Light Puncture Robot) [Hungr et al., 2011], CT-Bot [Maurin et al., 2008]. Pour le guidage de cathéter par télémanipulation, il existe des robots type Sensei [Riga et al., 2013].

La cinquième catégorie permet de réaliser une recherche ou un suivi d'organe dans le corps humain, avec en plus un maintien de contact de la sonde avec le patient pour avoir une bonne qua-

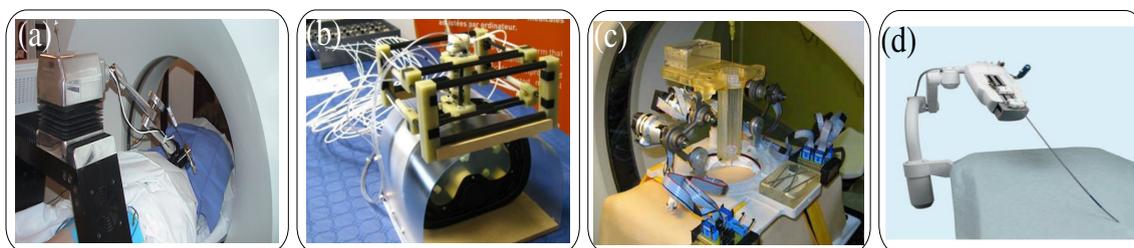


FIGURE 2.27 – Exemples de robot pour la radiologie interventionnelle : (a) Acubot, (b) LPR, (c) CT-Bot, et (d) Sensei.

lité d'image. Leur intérêt est d'apporter une répétabilité dans le mouvement de la sonde comme pour le robot Hippocrate [Pierrot et al., 1999] (figure 2.28(a)). Mais aussi, la réalisation de téléopération pour le diagnostic à distance par l'intermédiaire de deux architectures : le Prosit 1 [Nouaille et al., 2012] (figure 2.28(b)) et le TER [Banihachemi et al., 2008] (figure 2.28(c)).



FIGURE 2.28 – Exemples de robot pour l'assistance à l'examen d'échographie : (a) Hippocrate, (b) Prosit, et (c) TER.

La dernière catégorie regroupe principalement des robots qui portent systèmes de radiologie ou bien de thérapie. Leurs intérêts majeurs sont de pouvoir faire du suivi d'organe et du guidage de faisceau. Des applications de ce type de robot sont proposées pour la radiologie telle que le robot Discovery IGS 730, mais aussi pour la thérapie avec le robot Cyberknife [Kilby et al., 2010].

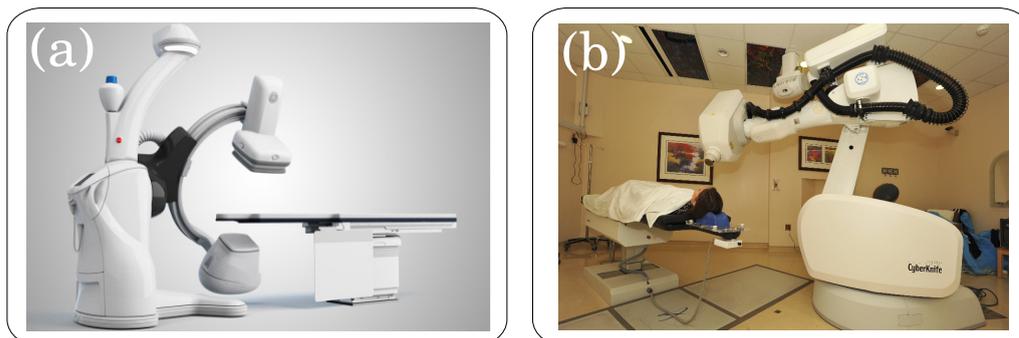


FIGURE 2.29 – (a) Exemple de robot pour la radiologie Discovery IGS 730, et (b) exemple de robot pour la radiothérapie Cyberknife.

## 2.2.2/ ROBOTIQUE INTRACORPORELLE

Les instruments dits intelligents représentent la nouvelle voie dans l'évolution des robots médicaux apparus dans les années 1990, grâce au développement des technologies de conception, de contrôle, de vision et de miniaturisation. Cette discipline fournit la possibilité d'avoir des interventions mini-invasives mais dont le but majeur est l'exploitation des orifices naturels (bouche, anus, nombril) du corps humain. Les robots génèrent le mouvement non pas à l'extérieur du corps comme le proposent les systèmes mini-invasifs, mais plutôt directement à l'intérieur du corps, dans l'organe en question. Communément appelée robotique intracorporelle [Gauthier et al., 2014], cette branche de la robotique travaille à fournir les mêmes performances de mouvement, de sécurité et d'interaction par le praticien que la robotique médicale extracorporelle classique. Cette catégorie regroupe trois grandes familles :

Le premier groupe de robots est celui des cathéters actifs. Ils ont la possibilité de s'adapter à la courbure des structures dans lesquelles ils évoluent. Cette possibilité de se mouvoir permet une augmentation du nombre de DDL. Ainsi, ces robots profitent de leurs technologies de conception pour générer des mouvements et des trajectoires complexes. Cet avantage augmente leur intérêt une fois introduit à l'intérieur du corps humain. Parmi ces robots, nous avons déjà présenté le robot Sensei dans la radiologie interventionnelle. Néanmoins, d'autres architectures et technologies ont été proposées dans la littérature (illustrées dans la figure 2.30) : l'architecture à tubes concentriques [Webster III et al., 2009, Dupont et al., 2010], l'architecture à tubes concentriques avec Polymère Électro-Actif (PEA) [Chikhaoui et al., 2014] et les structures de type robot à câble [Ouyang et al., 2016].

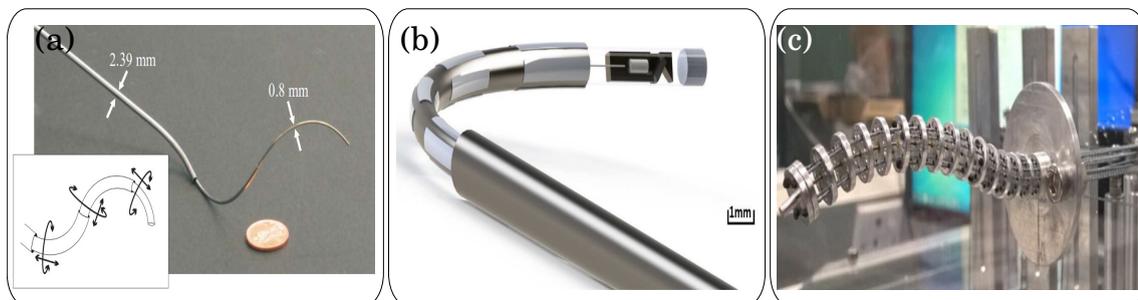


FIGURE 2.30 – Exemples de robot continu : (a) à tubes concentriques, (b) avec Polymère Électro-Actif, et (c) à câble.

Le deuxième groupe est celui des coloscopes robotisés, ils remplacent les endoscopes classiques pour imager à l'intérieur du corps humain, principalement le tube gastro-intestinal. Ces robots réduisent la pénibilité des endoscopes classiques de 13 mm de diamètre et garantissent une information de localisation supplémentaire. De plus, le robot de [Moglia et al., 2007] se déplace grâce à un mouvement biomimétique dans le tractus gastro-intestinal.

Le dernier groupe est celui des capsules endoscopiques qui sont la suite logique de l'évolution des endoscopes et coloscopes. Elles connaissent deux évolutions différentes : les capsules endoscopiques passives (figure 2.32(a)) qui servent pour imager en temps réel le tube gastrique en utilisant comme actionneur le mouvement péristaltique, et les capsules endoscopique actives (figure 2.32(b)-(c)) qui apportent des réponses aux limites des capsules passives (localisation, actionnement, gestion de mouvement, etc.).

Après une présentation non-exhaustive des structures robotiques existantes, nous constatons

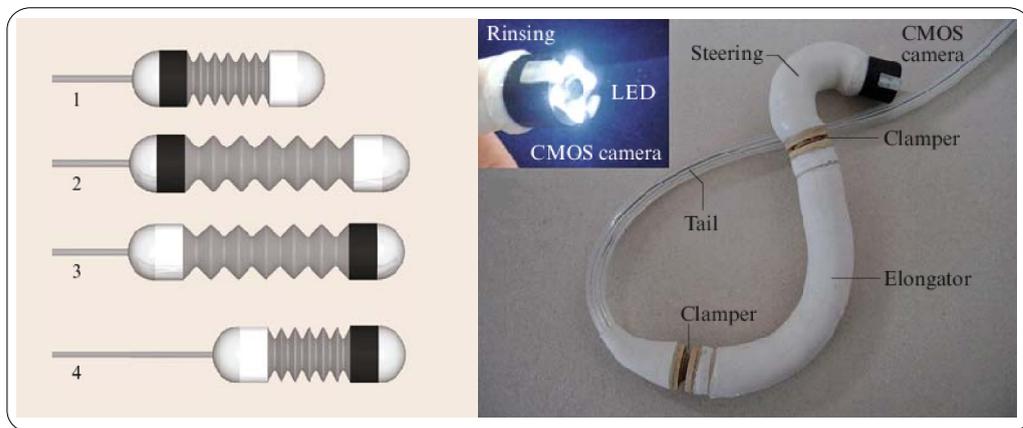


FIGURE 2.31 – Exemple de robot coloscope robotisé [Moglia et al., 2007].

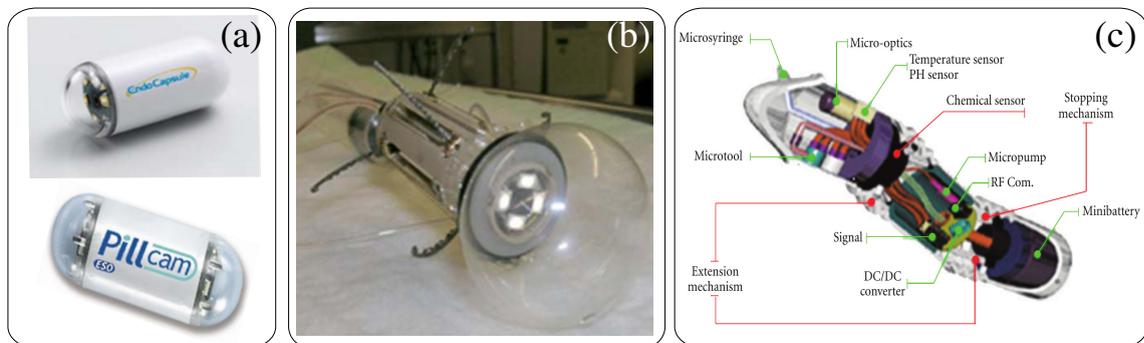


FIGURE 2.32 – Exemples de capsule : (a) endoscopique passive [Taylor et al., 2008], (b) endoscopique active [Moglia et al., 2009], et (c) endoscopique active pour le diagnostic et la thérapie [Pan and Wang, 2011].

qu'il est possible d'exploiter un certain nombre de ces structures robotiques pour faire de la navigation et du positionnement de la sonde endoscopique OCT. Les seules contraintes qu'il faut prendre en compte sont celles de disposer de liaisons vers l'extérieur, afin de relier la fibre optique de la sonde OCT. De plus, il serait préférable d'avoir un nombre de DDL proche ou égal à 6 pour couvrir toutes les orientations des échantillons à analyser.

### 2.2.3/ GUIDAGE DES ROBOTS MÉDICAUX

Le contrôle d'un robot dans l'espace tridimensionnel (navigation, positionnement) est possible avec le modèle géométrique du robot et les capteurs proprioceptifs de ces actionneurs. Cependant, cette approche de commande est limitée par la présence de perturbations extérieures. Il est alors nécessaire de faire intervenir des capteurs extéroceptifs qui apportent des informations supplémentaires sur l'environnement extérieur (vision, force et électromagnétique, etc.). Néanmoins, les capteurs de vision sont sans conteste les plus importants dans le domaine médical comme le précise [Troccaz, 2012] : *“la robotique médicale est fondamentalement une robotique guidée par l'image, puisque les éléments de planification de la tâche sont le plus possible définis à partir de l'image du patient ; cette imagerie peut être préopératoire ou peropératoire”*. Ainsi, il

apparaît clairement qu'exploiter des algorithmes de commande fondés sur des images médicales sont la solution la plus efficace pour fournir un contrôle rapide et précis de la pose et du comportement du robot. Finalement, ce type de commande fondé sur la vision est regroupé sous le nom d'asservissement visuel.

## 2.3/ ASSERVISSEMENT VISUEL

La fermeture de la boucle de commande entre le robot et l'imagerie OCT a été réalisé par deux travaux pour la réalisation de cavité sous contrôle de l'imagerie OCT sur : [Mohebbi et al., 2015] propose une approche de suivi d'une fraise de perceuse alors que [Zhang et al., 2014] utilise un laser pour l'application otologique. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas de méthode d'asservissement visuel qui utilise l'imagerie OCT pour faire du positionnement automatique sur plusieurs DDL. Nous allons dans la suite introduire l'asservissement visuel, puis les travaux sur les modalités de biopsie optique échographique et microscopie confocale qui se rapprochent de l'OCT dans le processus d'acquisition des images. Le but n'est pas de faire un état de l'art exhaustif de toutes les méthodes d'asservissement visuel, mais plutôt d'introduire les méthodes existantes pour rappeler les notions d'asservissement visuel et situer nos contributions.

### 2.3.1/ INTRODUCTION

L'asservissement visuel est une technique qui consiste à exploiter les différentes primitives visuelles présentes dans une ou plusieurs modalités d'imagerie pour contrôler le mouvement d'un robot. Les concepts fondamentaux sur l'asservissement visuel sont présentés dans les tutoriels [Chaumette and Hutchinson, 2006] et [Chaumette and Hutchinson, 2007]. Les auteurs décrivent les approches basées sur des images conventionnelles. Cependant, le concept présenté reste valable pour le cas des images de coupe de biopsie optique.

### 2.3.2/ PRINCIPE DE L'ASSERVISSEMENT VISUEL

L'asservissement visuel d'un système dynamique consiste à faire correspondre les primitives visuelles entre l'image courante et l'image désirée. Cet objectif est atteint par une minimisation (par le mouvement du robot) de l'erreur  $\mathbf{e}$  entre des primitives visuelles  $\mathbf{s}$  à la position courante  $\mathbf{r} \in SE(3)$  (représente la position et l'orientation) et des primitives visuelles  $\mathbf{s}^*$  à la position désirée  $\mathbf{r}^* \in SE(3)$ .

La boucle de commande d'un système robotique par asservissement visuel est représentée dans la figure 2.33. Dans ce cas, la caméra est fixée sur l'effecteur du robot dans une configuration embarquée ("eye-in-hand" en anglais). Cette configuration assure un mouvement de la caméra conjoint à celui de l'effecteur. Ainsi, la commande est réalisée sur les mouvements de la caméra jusqu'à atteindre la position désirée.

Plusieurs architectures de commande sont possibles : (a) la commande séquentielle, (b) la commande cinématique, et (c) la commande dynamique. La commande séquentielle appelée "look then move" est utilisée dans le cas de capteur de vision avec une basse fréquence d'acquisition pour une commande de la position. Cependant, c'est une méthode inadaptée pour faire du positionnement rapide. La commande cinématique réalise une commande de vitesse articulaire de bas niveau avec une fréquence entre 1 et 50 Hz. En revanche, elle n'est pas adaptée pour une réactivité très élevée. La commande dynamique tient compte de la modélisation et de l'identification des paramètres

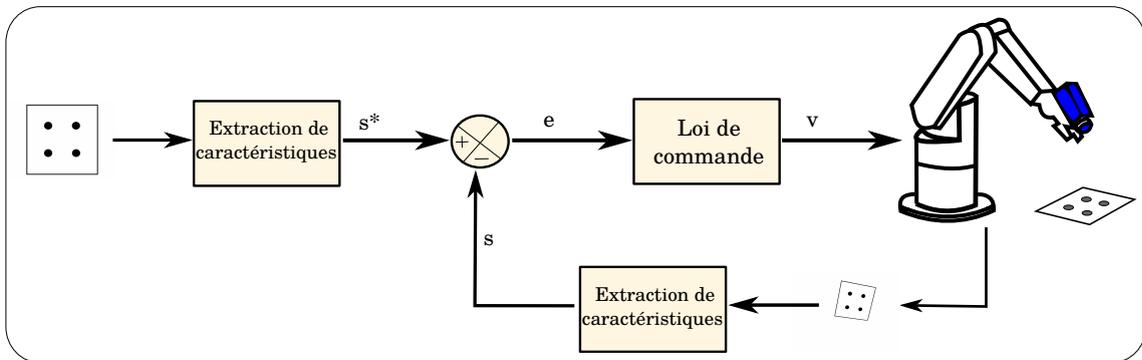


FIGURE 2.33 – Boucle de commande d'un système robotique par asservissement visuel en configuration embarquée.

dynamiques du robot pour le contrôle en vitesse ou en couple dans le but de linéariser le comportement du robot. Néanmoins, elle nécessite une fréquence d'acquisition qui dépasse les 150 à 200 images/seconde afin de garantir la stabilité et la convergence.

Dans la suite de ce manuscrit, nous considérons uniquement le cas de commande cinématique. Afin de réguler une fonction erreur  $\mathbf{e}(\mathbf{q}, t)$ , nous utilisons le formalisme mathématique de la fonction tâche [Samson et al., 1991, Espiau et al., 1992], qui caractérise la tâche robotique et modélise la liaison entre le capteur et son environnement. Cette fonction de dimension  $n$  appartient à la classe  $C^2$  et dépend des  $n$  coordonnées articulaires  $\mathbf{q}$  du robot.

#### Rappel 1 : Formalisme de la fonction tâche

Espiau [Espiau et al., 1992] a défini la fonction de tâche  $\mathbf{e} \in \mathbb{R}^6$  l'asservissement visuel sur  $SE(3)$  par :

$$\mathbf{e}(\mathbf{q}, t) = \mathbf{C}(\mathbf{s}(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t), t) - \mathbf{s}^*(t)) \quad (2.4)$$

où :

- $\mathbf{s}$  est le vecteur de mesure (primitive visuelle) de dimension  $k$  choisi convenablement. Ce vecteur est fonction de la position courante  $\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)$  du capteur par rapport à la scène ;
- $\mathbf{s}^*$  est le vecteur de mesure de dimension  $k$  dans la position désirée du capteur. Ce vecteur peut aussi être fonction du temps ;
- $(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*)$  est l'erreur visuelle que la fonction tâche a pour but de minimiser ;
- $\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)$  est la pose au temps  $t$  du capteur de vision. Elle est fonction de la valeur des coordonnées articulaires  $\mathbf{q}$  du robot. Ces coordonnées appartiennent à l'ensemble  $SE(3)$  permettant de décrire les trois translations  $\mathbb{R}^3$  et les trois rotations  $SO(3)$  entre corps rigides ;
- $\mathbf{C}$  est une matrice de combinaison de dimension  $6 \times k$ , où 6 est le nombre de DDL du robot à commander et  $k$  est le nombre d'informations visuelles utilisé lors du contrôle. Cette matrice permet de gérer la redondance du nombre  $k$  par rapport à la dimension 6 de la fonction de tâche.

Pour que  $\mathbf{e}$  soit une fonction de tâche, il faut qu'elle soit une variété différentiable injective sur  $SE(3)$ .

## 2.3.3/ CHOIX DES PRIMITIVES VISUELLES

Le choix des primitives visuelles  $s$  en entrée de la commande oriente sur la technique d'asservissement visuel. Il existe trois grandes familles : (a) asservissement visuel basé position, (b) asservissement visuel basé image, et (c) asservissement visuel hybride.

- **Asservissement visuel 3D (basé position) :** les techniques d'asservissement visuel 3D (position-based visual servoing en anglais) utilisent les coordonnées tridimensionnelles dans la boucle de commande. Ainsi, si on considère un travail de positionnement sur 6 DDL de la caméra, le passage du repère caméra  $\mathcal{R}_c$  vers le repère caméra  $\mathcal{R}_{c^*}$  à la position désirée  $\mathbf{r}^*$  n'est rien d'autre qu'un changement de repère entre les deux repères (figure 2.34). Néanmoins, dans la commande, il est nécessaire d'estimer à chaque itération la position  $\widehat{\mathbf{r}}(t)$  pour amener la caméra à la position  $\mathbf{r}^*$  par rapport à l'objet observé. De nombreuses méthodes existent pour estimer la position  $\mathbf{r}$  de la caméra par rapport à l'objet. Ces méthodes reposent généralement sur l'extraction de primitives de l'image, et la connaissance *a priori* du modèle 3D de l'objet. Ces méthodes simplifient la tâche par l'utilisation de marqueurs artificiels dont le but est de mettre en correspondance les points 3D de l'objet et les coordonnées dans l'image de la projection de ces points [Dementhon and Davis, 1995]. D'autres approches utilisent un suivi 3D de primitives géométriques type "segment" [Comport et al., 2006].

Ainsi, l'asservissement visuel 3D présente l'avantage d'utiliser des primitives tridimensionnelles et fait appel à des commandes simples pour réaliser un positionnement d'une position courante vers une position désirée. De plus, il permet de faire de la planification de trajectoire ou de l'évitement d'obstacle. En revanche, la commande n'est pas réalisée sur l'image ce qui peut entraîner une sortie de l'objet du champ de vue, impliquant un arrêt de la commande.

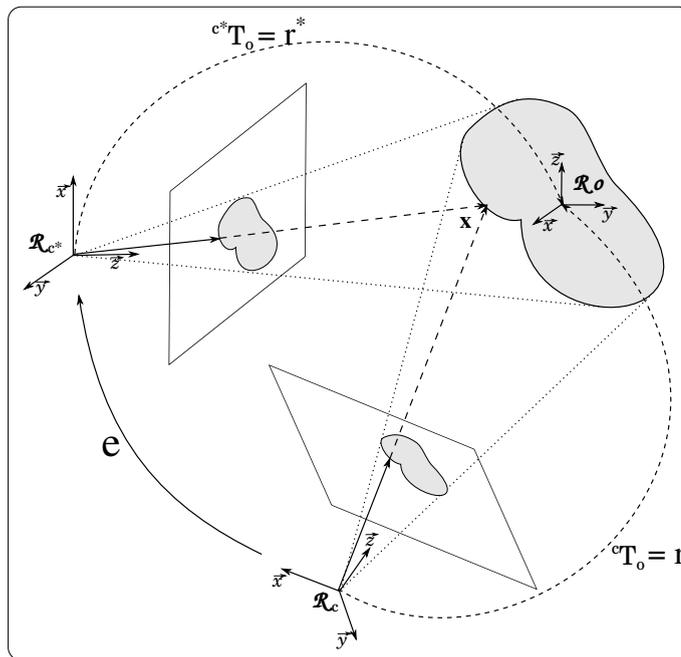


FIGURE 2.34 – Modélisation géométrique de l'asservissement visuel 3D.

- **Asservissement visuel 2D (basé image)** : l'asservissement visuel 2D (image-based visual servoing en anglais) utilise directement la primitive visuelle extraite de l'image. Ainsi, aucune estimation de la position du repère euclidien de la caméra par rapport à l'objet n'est nécessaire pour faire le contrôle. Les primitives sont extraites de l'image et peuvent être des points, des lignes, ou des structures complexes de type contour, etc. Ces méthodes sont insensibles aux erreurs de modélisation du système ou d'étalonnage. De plus, l'erreur à minimiser est directement exprimée dans l'image, sans passer par une étape de reconstruction à l'inverse de l'asservissement visuel 3D. La visibilité des primitives est assurée par une convergence en ligne droite dans l'image. En revanche, dans l'espace euclidien, la trajectoire est complexe, même impossible dans certains cas dans l'espace du robot. Aussi, la convergence de la commande est implicitement liée au choix des primitives visuelles.

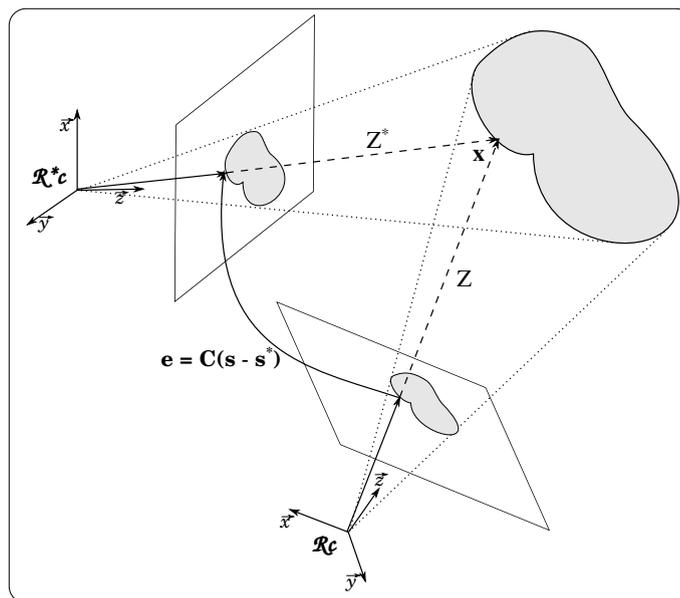


FIGURE 2.35 – Modélisation géométrique de l'asservissement visuel 2D.

- **Asservissement visuel hybride** : l'asservissement visuel hybride est une méthode fondée sur les deux approches précédentes sans leurs inconvénients. Ainsi, les primitives visuelles sont choisies pour certaines dans l'image (espace 2D) et pour d'autres dans l'espace 3D d'où le nom initial  $2D\frac{1}{2}$ . C'est une méthode introduite par [Malis et al., 1999] basée sur l'estimation de l'homographie. Son avantage est d'obtenir un découplage partiel entre le mouvement de translation et de rotation de la caméra sans calcul de pose. De plus, elle assure des trajectoires généralement acceptables dans l'espace et dans l'image, avec une condition de stabilité asymptotique globale démontrée par [Malis and Chaumette, 2002].

Généralement, les primitives  $s$  utilisées dans un asservissement visuel sont des primitives géométriques spécifiques de type points, lignes, cercles, etc. Ainsi, l'erreur à minimiser est une distance entre les informations initiales et celles désirées. Néanmoins, cette méthode nécessite un suivi continu de ces informations tout au long de la commande pour extraire des informations géométriques. Ainsi, la précision de ce type de méthodes est directement liée à la précision des méthodes de suivi. Afin de répondre à ses limites, des primitives globales (intensité des pixels de l'image par exemple) sont utilisées dans la commande. Ces approches dites *directes* passent

outre les primitives visuelles spécifiques et le suivi de ces derniers pour assurer le contrôle. Nous y reviendrons au chapitre 4.

#### 2.3.4/ MATRICE D'INTERACTION

La matrice d'interaction modélise la variation des primitives visuelles induite par le mouvement du capteur visuel, dans le but de minimiser la fonction de tâche. Cette variation est le résultat de la dérivée de l'équation (2.4) par rapport au temps  $t$  :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}(\dot{\mathbf{s}} - \dot{\mathbf{s}}^*) + \dot{\mathbf{C}}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) \quad (2.5)$$

où le terme  $\dot{\mathbf{C}}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*)$  est négligeable sous l'hypothèse des petites erreurs ( $\mathbf{s} - \mathbf{s}^*$ ), et celle de la continuité de  $\mathbf{C}$ . En notant, que :

$$\dot{\mathbf{s}} = \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial \mathbf{r}} \dot{\mathbf{r}} + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} = \mathbf{L}_s \mathbf{v} + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} \quad (2.6)$$

Nous obtenons alors :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}(\mathbf{L}_s \mathbf{v} + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} - \dot{\mathbf{s}}^*) = \mathbf{C} \mathbf{L}_s \mathbf{v} + \mathbf{C}(\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} - \dot{\mathbf{s}}^*) \quad (2.7)$$

où  $\dot{\mathbf{s}}^*$  est un terme d'anticipation,  $\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$  est la variation de la scène indépendamment du mouvement du robot (exemple de mouvement propre physiologique), et  $\mathbf{L}_s$  est la matrice d'interaction de dimension  $k \times 6$  associée au vecteur  $\mathbf{s}$ . Elle lie la variation  $\dot{\mathbf{s}}$  de  $\mathbf{s}$  au torseur cinématique  $\mathbf{v} = (\mathbf{v}, \boldsymbol{\omega})$  du capteur, qui se compose de la vitesse de translation  $\mathbf{v} = (v_x, v_y, v_z)$  et de rotation  $\boldsymbol{\omega} = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$  du capteur relativement à son environnement.

#### Rappel 2 : Calcul de la matrice d'interaction 3D

Le signal  $\mathbf{s} = [\mathbf{t}, \theta \mathbf{u}]^\top$  est obtenu à partir de la pose résiduelle entre la pose courante  $\mathbf{r}$  et la pose désirée  $\mathbf{r}^*$ , où  $\mathbf{t}$  est le vecteur de translation et  $\theta \mathbf{u}$  sont le produit axe/angle de la rotation. A partir de cette définition, le meilleur choix est  $\mathbf{s} = [{}^{c^*} \mathbf{t}_c, \theta \mathbf{u}]^\top$  avec  $\mathbf{s}^* = 0$ . La matrice d'interaction 3D  $\mathbf{L}_s$  s'écrit alors :

$$\mathbf{L}_s = \begin{bmatrix} {}^{c^*} \mathbf{R}_c & 0 \\ 0 & \mathbf{L}_{\theta \mathbf{u}} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

où  ${}^{c^*} \mathbf{R}_c$  est la matrice de rotation du repère caméra courant  $\mathcal{R}_c$  au repère caméra désiré  $\mathcal{R}_{c^*}$  et  $\mathbf{L}_{\theta \mathbf{u}}$  est définie par :

$$\mathbf{L}_{\theta \mathbf{u}} = \mathbb{I}_3 - \frac{\theta}{2} [\mathbf{u}]_{\times} + \left( 1 - \frac{\text{sinc} \theta}{\text{sinc}^2 \frac{\theta}{2}} \right) [\mathbf{u}]_{\times}^2 \quad (2.9)$$

où  $\mathbb{I}_3$  est une matrice identité de dimension  $3 \times 3$ ,  $\text{sinc} \theta$  est le sinus cardinal défini par  $\text{sinc} \theta = \theta \text{sinc} \theta$ , et  $\mathbf{u}$  et  $\theta$  sont respectivement l'axe de rotation et l'angle de rotation.

**Rappel 3 : Calcul de la matrice d'interaction du point 2D**

Soit un point dans le repère  $\mathcal{R}_c$  défini par  ${}^c\mathbf{X} = (X, Y, Z)$ , projeté par une projection perspective sur le plan image tel que  ${}^c\mathbf{x} = (X/Z, Y/Z)$  avec  ${}^c\mathbf{x}$  exprimé dans l'espace métrique. Afin d'obtenir la dérivée de la position de chaque pixel, nous écrivons l'équation suivante :

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = {}^{2D}J_{3D} \begin{bmatrix} \dot{X} \\ \dot{Y} \\ \dot{Z} \end{bmatrix}, \text{ avec } {}^{2D}J_{3D} = \begin{bmatrix} 1/Z & 0 & -x/Z \\ 0 & 1/Z & -y/Z \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Nous pouvons remarquer à partir de l'équation (2.10) que la dérivée de la position du pixel dépend de la dérivée de la coordonnée 3D du point physique  ${}^c\mathbf{X}$  dans le repère  $\mathcal{R}_c$ . À partir du moment où le point physique est supposé immobile dans le repère monde, la dérivée de ses coordonnées est seulement dépendante de la vitesse de la caméra  $\mathbf{v} = (\mathbf{v}, \boldsymbol{\omega})^\top = (v_x, v_y, v_z, \omega_x, \omega_y, \omega_z)^\top$ , et s'écrit :

$$\begin{bmatrix} \dot{X} \\ \dot{Y} \\ \dot{Z} \end{bmatrix} = \mathbf{L}_{3D}\mathbf{v}, \quad \text{avec } \mathbf{L}_{3D} = [-\mathbb{I}_3 \quad -[{}^c\mathbf{X}]_\times] \quad (2.11)$$

Combinant les deux équations (2.10) et (2.11), le déplacement d'un point de l'image peut être exprimé par rapport à la vitesse de la caméra par :

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = {}^{2D}J_{3D}\mathbf{L}_{3D}\mathbf{v} = \mathbf{L}_{2D}\mathbf{v} \quad (2.12)$$

avec :

$$\mathbf{L}_{2D} = \begin{bmatrix} -1/Z & 0 & x/Z & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -1/Z & y/Z & (1+y^2) & -xy & -x \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

où  $\mathbf{L}_{2D}$  est la matrice d'interaction qui lie le déplacement d'un point de l'image avec la vitesse de la caméra. Il ressort de l'équation (2.13) sa dépendance uniquement aux coordonnées d'un point  $(x, y)$  en mètre et la profondeur  $Z$  du point dans le repère  $\mathcal{R}_c$ .

Il est important de noter qu'à partir de ce calcul de la matrice d'interaction, nous avons voulu mettre en avant uniquement le cas d'une matrice d'interaction d'un point 2D. Néanmoins, d'autres approches de calcul de la matrice d'interaction sont possibles avec d'autres primitives visuelles.

### 2.3.5/ COMMANDE CINÉMATIQUE

Généralement, l'architecture de commande utilisée pour faire un asservissement visuel est la commande cinématique. Ainsi, plusieurs types de lois de commande ont été proposés dans la littérature pour minimiser la fonction tâche  $\mathbf{e}$ . Nous avons fait le choix d'une décroissance exponentielle de la fonction de tâche présentée comme suit :

**Rappel 4 : Commande cinématique pour une décroissance exponentielle de la fonction de tâche**

Nous voulons assurer une convergence exponentielle de l'erreur :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e}, \quad \lambda > 0, \quad (2.14)$$

où  $\lambda$  est un gain positif qui ajuste la vitesse de décroissance. En injectant dans cette équation l'expression (2.7), nous obtenons :

$$-\lambda \mathbf{e} = \mathbf{C} \mathbf{L}_s \mathbf{v} + \mathbf{C} \left( \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} - \dot{\mathbf{s}}^* \right) \quad (2.15)$$

qui peut aussi s'écrire :

$$-\lambda \mathbf{e} = \mathbf{C} \mathbf{L}_s \mathbf{v} + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \quad (2.16)$$

Idéalement, le torseur cinématique  $\mathbf{v}$  utilisé dans la commande est donc :

$$\mathbf{v} = (\mathbf{C} \mathbf{L}_s)^{-1} \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \right) \quad (2.17)$$

Dans la réalité, les variations de la fonction tâche dues au mouvement propre de la cible  $\left( \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \right)$  et la matrice d'interaction  $\mathbf{L}_s$  sont uniquement estimées :

$$\mathbf{v} = (\widehat{\mathbf{C} \mathbf{L}_s})^{-1} \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t} \right) \quad (2.18)$$

Finalement, si  $\mathbf{C}$  est choisie comme la pseudo-inverse  $\widehat{\mathbf{L}}_s^+ = (\widehat{\mathbf{L}}_s^\top \widehat{\mathbf{L}}_s)^{-1} \widehat{\mathbf{L}}_s^\top$  de rang  $n$ , l'expression de la loi de commande s'écrit :

$$\mathbf{v} = -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t}, \text{ avec } \mathbf{e} = \widehat{\mathbf{L}}_s^+ (\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) \quad (2.19)$$

Comme [Chaumette and Hutchinson, 2006] le soulignent, il est suffisant d'avoir un produit  $\mathbf{L}_s \widehat{\mathbf{L}}_s^+ > 0$  en toute pose, pour garantir une stabilité asymptotique globale du système dans le cas où  $n \leq k$ . En revanche, si  $n > k$  alors  $\mathbf{L}_s \widehat{\mathbf{L}}_s^+ > 0$  garantit une stabilité asymptotique locale dans un voisinage proche de la configuration désirée.

## 2.3.6/ POSITION DU CAPTEUR

L'objectif de l'asservissement visuel est de voir un objet dans une position particulière, ou de le suivre s'il est en mouvement. Dans cette situation, le capteur de vision est porté sur l'effecteur dans une configuration *embarquée* (eye-in-hand) (figure 2.36(a)). Alternativement, il observe l'évolution du robot par rapport à son environnement de travail et les objets avec lesquels il interagit. Cette autre possibilité met le capteur dans un autre endroit fixe dans une configuration *déportée* (eye-to-hand) (figure 2.36(a)). L'une ou l'autre des configurations produit une des lois de commande suivantes :

**Rappel 5 : Commande cinématique avec une configuration de caméra embarquée**

Le torseur cinématique  ${}^e\mathbf{v}_e$  du repère de commande du robot  $\mathcal{R}_e$  s'écrit :

$${}^e\mathbf{v}_e = {}^e\mathbb{T}_c \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t} \right) \quad (2.20)$$

où  ${}^e\mathbb{T}_c$  est la matrice de transformation du torseur cinématique pour passer de son expression dans le repère caméra  $\mathcal{R}_c$  au repère effecteur  $\mathcal{R}_e$ . Cette matrice est constante si la caméra est rigidement liée à l'effecteur du robot, elle est donnée par :

$${}^e\mathbb{T}_c = \begin{bmatrix} {}^e\mathbf{R}_c & [{}^e\mathbf{t}_c]_{\times} {}^e\mathbf{R}_c \\ \mathbf{0}_3 & {}^e\mathbf{R}_c \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

où  $({}^e\mathbf{R}_c)_{3 \times 3}$  et  $({}^e\mathbf{t}_c)_3$  sont respectivement la matrice de rotation et le vecteur de translation du repère  $\mathcal{R}_c$  au repère  $\mathcal{R}_e$ .

**Rappel 6 : Commande cinématique avec une configuration de caméra déportée**

Le torseur cinématique  ${}^e\mathbf{v}_e$  du repère de commande du robot  $\mathcal{R}_e$  s'écrit :

$${}^e\mathbf{v}_e = -{}^e\mathbb{T}_c \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t} \right) \quad (2.22)$$

La différence de signe entre les équation (2.20) et (2.22) s'explique par le changement de la configuration du capteur relativement aux variables de contrôle (figure 2.36).

En revanche, dans cette configuration la matrice  ${}^e\mathbb{T}_c$  devient variable et doit être estimée à chaque itération. Dans le cas d'une caméra fixe, il est préférable d'utiliser une des relations suivantes :

$${}^e\mathbf{v}_e = -{}^e\mathbb{T}_\theta {}^0\mathbb{T}_c \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t} \right) = - \begin{bmatrix} \mathbb{I}_3 & [{}^e\mathbf{t}_\theta]_{\times} \\ \mathbf{0}_3 & \mathbb{I}_3 \end{bmatrix} {}^0\mathbb{T}_c \left( -\lambda \mathbf{e} - \frac{\partial \widehat{\mathbf{e}}}{\partial t} \right) \quad (2.23)$$

où les coefficients des matrices  ${}^e\mathbb{T}_\theta$  et  ${}^e\mathbf{t}_\theta$  sont fournis par le modèle géométrique direct (MGD) du robot, tandis que  ${}^0\mathbb{T}_c$  est constante dans le temps.

## 2.4/ ASSERVISSEMENT VISUEL MÉDICAL

Plusieurs travaux d'asservissement visuel fondés sur les modalités d'imagerie médicale existent dans la littérature. Ils sont regroupés dans [Azizian et al., 2014] pour le cas des images endoscopiques et de la vision directe, alors que [Azizian et al., 2015] traite du cas des images de tomographie (fluoroscopie, IRM, échographie). Dans notre cas, nous nous sommes limités uniquement à quelques travaux dans le cas des images proches de l'imagerie OCT pour la biopsie optique à savoir l'échographie et la microscopie confocale. Cet état de l'art non-exhaustif illustre l'ensemble des approches d'asservissement visuel et le nombre de DDL qu'elles commandent.

### 2.4.1/ TRAVAUX SUR L'ASSERVISSEMENT VISUEL FONDÉ SUR LA MICROSCOPIE CONFOCALE

L'utilisation des images de microscopie confocale dans un corps vivant est exposée à des problèmes de sortie de focus des images. Cette perturbation est principalement créée par des mou-

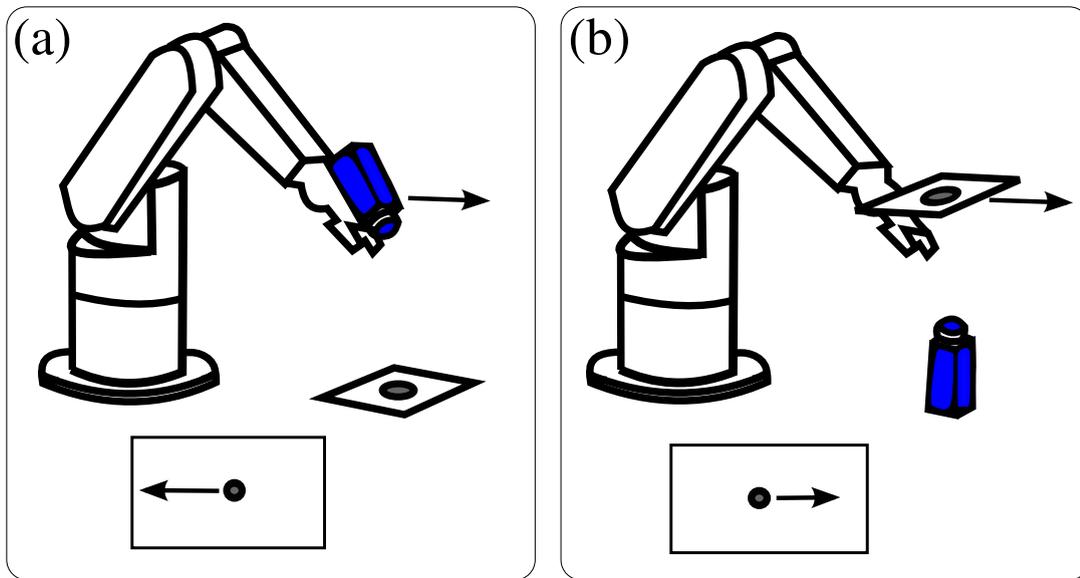


FIGURE 2.36 – Différentes configurations de la caméra : (a) caméra embarquée sur l’effecteur du robot, et (b) caméra déportée fixe qui observe l’effecteur du robot.

vements physiologiques (mouvement respiratoire, battement de cœur, et péristaltisme). Afin de réduire ces mouvements sur les images confocales, un travail de compensation de mouvement est accompli par asservissement visuel [Lee et al., 2008].

En revanche, cet asservissement visuel n’est pas assuré par les images confocales elles-mêmes, mais plutôt grâce à des images conventionnelles d’une caméra rapide. De plus, cette méthode assure le contrôle de 2 DDL du plan, par le biais d’un robot développé pour cet effet.

Cependant, d’autres travaux sont allés plus loin en proposant un asservissement visuel fondé sur des images de microscopie confocale. Les travaux de [Rosa, 2013] proposent une solution pour assurer un contrôle lors de la réalisation de mosaïques d’images confocales afin d’avoir un large champ de vue pour une meilleure exploitation.

Ainsi, l’inconvénient lors du processus de mosaïques par images confocales est dû à : la sensibilité aux mouvements physiologiques in-vivo, et la nécessité de garder le contact entre la sonde et l’organe. Ces deux contraintes font apparaître des problèmes de trajectoire liés aux déformations des tissus biologiques et à un bruit sur les images lié aux mouvements physiologiques.

De ce fait, [Rosa et al., 2012] propose une méthode d’asservissement visuel sans modèle [Collewet et al., 2004] dédiée à des objets inconnus avec une commande dans le plan sans mouvement de l’objet. Cette commande lui assure un contrôle en vitesse et en trajectoire pour réaliser une meilleure mosaïque d’images confocales.

#### 2.4.2/ TRAVAUX SUR L’ASSERVISSEMENT VISUEL ÉCHOGRAPHIQUE

Les travaux sur l’imagerie échographique peuvent être regroupés dans deux groupes suivant la configuration de la sonde échographique dans l’asservissement visuel. Les travaux avec une sonde embarquée contrôlent directement le robot qui la porte. Les travaux avec une sonde déportée commandent un robot qui porte des instruments visibles sur les images échographiques pour réaliser une tâche.

#### 2.4.2.1/ TRAVAUX AVEC UNE SONDE EMBARQUÉE

L'objectif majeur est l'utilisation des primitives visuelles pour suivre avec la sonde échographique une région/zone d'intérêt, compenser des mouvements, faire du positionnement de la sonde.

Le premier travail sur l'asservissement visuel échographique est réalisé par [Abolmaesumi et al., 2002] sur le suivi de la carotide. L'objectif consiste à contrôler un robot sur 3 DDL avec l'asservissement visuel et le reste des 3 autres DDL par l'intermédiaire d'un opérateur. La commande sert à mettre le centre de la carotide au milieu de la coupe échographique à tout moment. Ainsi, un asservissement visuel 2D est réalisé grâce aux coordonnées 2D du centre de la carotide récupéré avec des algorithmes de segmentations présentés dans [Abolmaesumi et al., 2002].

Puis, les images échographiques sont utilisées pour compenser les mouvements du patient (mouvement respiratoire, battement de cœur, etc.) dans [Lee et al., 2007]. Grâce à une architecture mécanique composée de 2 sondes échographiques et une source HIFU (High Intensity Focused Ultrasound), le robot est commandé par un asservissement visuel 3D pour positionner le point focal de l'émetteur HIFU sur le calcul rénal. Le but final de ce procédé est de protéger les régions saines lors de la lithotripsie.

Ensuite, un asservissement visuel 2D fondé sur les moments est proposé par [Mebarki et al., 2010] pour commander un robot sur 6 DDL. Dans ces travaux, la méthode de contour actif fondée sur la signature polaire est utilisée pour détecter et suivre le mouvement d'une coupe échographique dans et hors plan.

Enfin, une méthode sur une commande par asservissement visuel 2D direct fondée sur l'intensité des pixels des images échographiques [Nadeau, 2011] permet de compenser des mouvements. Cette approche assure un contrôle sur 6 DDL de la sonde 2D et bi-plan [Nadeau and Krupa, 2011].

#### 2.4.2.2/ TRAVAUX AVEC UNE SONDE DÉPORTÉE

La modalité échographique fournit des informations sur des outils médicaux présents dans son champ de vue, dans le but de les guider.

Un suivi temps réel des instruments de laparoscopie sur des images échographiques 3D est réalisé dans [Novotny et al., 2007] pour faire du positionnement sur 6 DDL. Ce suivi est accompli via une détection de la ligne des axes des instruments par des marqueurs. Ces marqueurs, avec leurs positions et leurs caractéristiques, assurent une identification de l'orientation des outils. Ce travail réalise un positionnement fondé sur un asservissement visuel 3D pour le contrôle du robot.

L'inconvénient que connaît l'asservissement visuel 3D sur la précision de ces étalonnages (caméra, robot) a motivé l'utilisation de la méthode d'asservissement visuel 2D. Ceci fut le cas des travaux de [Hong et al., 2004] pour faire de la cholécystectomie percutanée, une approche qui nécessite une introduction d'aiguille dans la vésicule biliaire pour faire du drainage. Afin d'assurer le travail dans le plan de coupe de la sonde échographique, l'aiguille est rigidement liée à la sonde échographique. Ainsi, 5 DDL passifs positionnent la sonde échographique à l'extérieur du patient et 2 DDL actifs sont contrôlés par l'asservissement visuel (c.-à-d., l'insertion de l'aiguille, et la rotation de l'aiguille sur le plan de coupe).

Dans leurs travaux, [Hong et al., 2004] se sont limités au contrôle de 2DDL. Cependant, des travaux ont assuré un contrôle avec plus de DDL comme [Vittrani et al., 2005] avec le guidage d'un forceps introduit dans un trocart. Les auteurs ont proposé un asservissement visuel fondé sur des

images échographiques 2D désirées et courantes pour contrôler le mouvement d'un forceps sur les DDL non-contraints pour atteindre une cible. Cette commande assure le positionnement final mais aussi le maintien des points du forceps dans l'image échographique 2D.

Pour aller plus loin, des travaux de [Sauvée et al., 2008] ont permis de faire un asservissement visuel à commande prédictive pour assurer la présence du forceps dans la coupe d'image mais aussi un évitement d'obstacle lors de sa progression.

## 2.5/ CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons présenté un ensemble d'éléments qui contribue à la réalisation de la procédure de biopsie optique robotisée. Ainsi, nous avons constaté que la répétabilité de cette procédure réside certes dans la qualité des images acquises et des structures robotiques, mais aussi et surtout sur la méthode de commande à savoir l'asservissement visuel. Plusieurs méthodes d'asservissement visuel existent déjà sur les images de biopsie optique comme nous l'avons indiqué. Dans cette thèse, nous nous proposons d'investiguer de nouvelles approches d'asservissement visuel autres que celles déjà existantes (avec de nouvelles primitives visuelles) dont le but final est de faire du positionnement automatique répétitif de biopsie optique fondée sur des images OCT.

Nous proposons dans la suite de développer un asservissement visuel direct pour faire du positionnement d'images OCT. Ces primitives correspondent mieux au cas des structures biologiques car les primitives géométriques sont quelquefois inexistantes ou difficile à extraire. Pour atteindre cet objectif, un choix du type d'information globale utilisé est indispensable. Nous allons choisir l'utilisation des ondelettes pour faire office de primitives visuelles globales. Ce choix est motivé car les ondelettes sont un outil mathématique puissant qui correspond à une évolution de la transformée de Fourier pour un meilleur traitement des signaux.

# II

## CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES



## ASSERVISSEMENT VISUEL 2D POSE FONDÉ SUR LES ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

*L'objectif introduit dans l'état de l'art est de développer des lois de commande par asservissement visuel pour la réalisation de positionnement automatique lors de biopsies optiques à l'aide d'un système OCT. Dans ce chapitre, nous présentons une première loi de commande originale, qui se base sur des primitives visuelles de type coefficients d'ondelettes spectrales continues comme signal d'entrée dans la boucle de commande. Un calcul de la pose 2D de la caméra est obtenue à partir de l'information spectrale, ce qui permet d'appliquer la méthode d'asservissement visuel 3D pose. Cette loi de commande est validée dans ce chapitre sur des images issues d'une caméra projective traditionnelle pour la réalisation de tâches de positionnement à 3 DDL. En revanche, son application sur les images OCT sera traitée dans le chapitre 5.*

### Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>Introduction</b> . . . . .	<b>52</b>
<b>3.2</b>	<b>Transformée en ondelettes</b> . . . . .	<b>54</b>
3.2.1	De Fourier aux ondelettes . . . . .	54
3.2.2	Applications des ondelettes . . . . .	56
3.2.3	Définition de la transformée en ondelettes . . . . .	58
<b>3.3</b>	<b>Ondelettes spectrales continues</b> . . . . .	<b>60</b>
3.3.1	Calculs des ondelettes continues . . . . .	60
3.3.2	Calcul des ondelettes spectrales continues . . . . .	62
<b>3.4</b>	<b>Asservissement visuel 2D pose direct fondé sur les ondelettes spectrales continues</b> . . . . .	<b>63</b>
3.4.1	Apport des ondelettes continues spectrales . . . . .	63
3.4.2	Extraction de la pose 2D à partir des ondelettes spectrales continues . . . . .	65
<b>3.5</b>	<b>Loi de commande</b> . . . . .	<b>69</b>
<b>3.6</b>	<b>Validations expérimentales avec une caméra conventionnelle</b> . . . . .	<b>69</b>
3.6.1	Cas d'un mouvement en translations pures . . . . .	72
3.6.2	Domaine de convergence . . . . .	75
3.6.3	Cas d'un mouvement planaire complet (2 translations et 1 rotation) . . . . .	76
<b>3.7</b>	<b>Conclusion</b> . . . . .	<b>77</b>

---

### 3.1/ INTRODUCTION

L'asservissement visuel 3D utilise la pose 3D de la caméra exprimé dans un repère cartésien par rapport à des repères de références pour définir le vecteur de primitives visuelles  $\mathbf{s}$ . Cette approche introduite dans la section 2.3 nécessite généralement la connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra ainsi que le modèle 3D de l'objet (par exemple par reconstruction) pour calculer la pose à partir d'un ensemble de mesures sur une seule image. Ainsi, la position  $\mathbf{r}$  liée à la définition de  $\mathbf{s}$  est fonction des informations de la caméra et du modèle 3D de l'objet.

Trois types de repères  $\mathcal{R}$  doivent être considérés dans la mise en œuvre de la loi commande [Chaumette and Hutchinson, 2008] : le repère courant  $\mathcal{R}_c$  de la caméra, le repère lié à la position désirée de la caméra  $\mathcal{R}_{c^*}$ , et le repère  $\mathcal{R}_o$  lié à l'objet. Ainsi, les coordonnées des vecteurs  ${}^c\mathbf{t}_o$  et  ${}^{c^*}\mathbf{t}_o$  représentent respectivement la position en translation de l'origine du repère de l'objet  $\mathcal{R}_o$  dans le repère de la caméra à la fois pour la position courante, ainsi que la position désirée. De même, la matrice de rotation  $\mathbf{R} = {}^{c^*}\mathbf{R}_c$  donne l'orientation du repère courant de la caméra par rapport à celui désiré.

Si nous définissons  $\mathbf{s} = (\mathbf{t}, \theta\mathbf{u})$ , où  $\mathbf{t}$  est le vecteur de translation et  $\theta\mathbf{u}$  est le paramètre axe/angle de rotation, deux choix de  $\mathbf{t}$  sont possibles :  $\mathbf{t}$  défini dans le repère objet  $\mathcal{R}_o$ , ou  $\mathbf{t}$  défini entre le repère courant de la caméra  $\mathcal{R}_c$  et celui désiré  $\mathcal{R}_{c^*}$ . Nous allons traiter le second cas qui correspond davantage à notre cas d'étude.

**Rappel 7 : Commande avec  $\mathbf{t}$  défini par rapport au repère désiré  $\mathcal{R}_{c^*}$**

Le schéma de commande est construit en utilisant les primitives visuelles définies uniquement entre le repère courant et le repère désiré tel que  $\mathbf{s} = ({}^{c^*}\mathbf{t}_c, \theta\mathbf{u})$ . De fait,  $\mathbf{s}^* = 0$ ,  $\mathbf{e} = \mathbf{s}$  et la matrice d'interaction découplée entre translations et rotations définie dans le Rappel 2 relatives à  $\mathbf{e}$  s'écrit :

$$\mathbf{L}_s = \begin{bmatrix} {}^{c^*}\mathbf{R}_c & \mathbf{0}_3 \\ \mathbf{0}_3 & \mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

La loi de commande du Rappel 4 avec une cible fixe, nous fournit après simplification, l'expression suivante :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \begin{bmatrix} {}^{c^*}\mathbf{R}_c & \mathbf{0}_3 \\ \mathbf{0}_3 & \mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} {}^{c^*}\mathbf{t}_c \\ \theta\mathbf{u} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Le découplage entre les translations et les rotations permet d'écrire le schéma de commande simple suivant :

$$\begin{cases} \mathbf{v}_c = -\lambda {}^{c^*}\mathbf{R}_c^{-1} {}^{c^*}\mathbf{t}_c \\ \omega_c = -\lambda\theta\mathbf{u} \end{cases}, \text{ avec } \mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}}^{-1}\theta\mathbf{u} = \theta\mathbf{u} \quad (3.3)$$

Cette commande génère une trajectoire de la caméra purement rectiligne dans l'espace cartésien (figure 3.1(c)). Cependant, sa trajectoire reste quelconque dans le plan image (figure 3.1(b)). De plus, des configurations spécifiques de la caméra peuvent impliquer une sortie de champ de vue de la caméra lors de l'asservissement.

Dans ce type d'asservissement, nous obtenons une stabilité asymptotique si  $\mathbf{L}_s \widehat{\mathbf{L}}_s^{-1} > 0$ , avec une hypothèse forte qui consiste à considérer les estimations des paramètres de la caméra parfaites. Cela est vrai dans les deux cas, uniquement si la matrice d'interaction est de rang plein quand  $\mathbf{L}_{\theta\mathbf{u}}$  est non-singulier. De plus, une erreur sur la mesure de la position dans l'image peut impacter significativement la précision et la stabilité du système.

Jusqu'à présent, nous avons rappelé un exemple de méthode d'asservissement visuel 3D

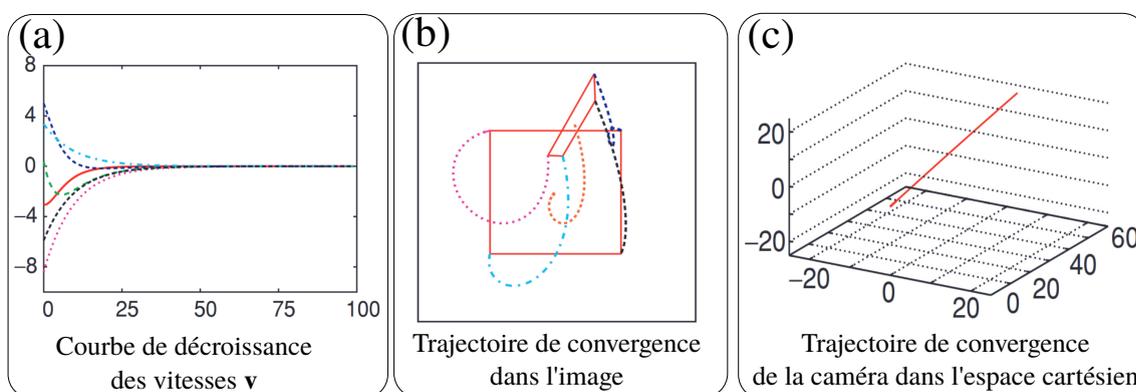


FIGURE 3.1 – Résultat de l'asservissement visuel 3D dans le cas où  $\mathbf{t}$  est défini par rapport au repère désiré  $\mathcal{R}_c^*$  [Chaumette and Hutchinson, 2006].

(PBVS). Ce type d'approche nécessite donc l'estimation de la pose 3D de la caméra par rapport à la scène tout au long de la commande. Cette estimation est généralement obtenue à partir de primitives géométriques extraites des images. De plus, cette commande est sensible aux erreurs liées à l'étalonnage de la caméra, mais aussi à la mesure de ces primitives visuelles dans l'image et donc de la reconstruction de la pose 3D.

Par conséquent, nous proposons une autre méthode, qui permet de calculer la pose relative de la caméra de manière directe, sans extraction complexe de primitives visuelles, sa représentation dans le repère 3D ainsi que son suivi dans le temps. Notre méthode utilise des primitives globales de l'image pour la mise en œuvre de la loi de commande (respectivement la matrice d'interaction). Cette approche réduit les limites de l'asservissement visuel, notamment ceux qui relèvent des phases de détection de primitives visuelles, leur mise en correspondance et leur suivi visuel d'une image à une autre.

Nous avons choisi, dans ce chapitre, d'utiliser les ondelettes spectrales continues comme primitives globales pour la conception de la matrice d'interaction. Cette approche trouve des similarités dans l'utilisation de la transformée de Fourier pour les applications de recalage d'images. Par exemple, le travail de [Reddy and Chatterji, 1996] se base sur l'exploitation des images et sur la transformée de Fourier pour réaliser un recalage à 4 DDL (2 translations  $x$  et  $y$ , 1 rotation sur l'axe  $z$  et une mise à l'échelle) sur l'image. Ce travail exploite l'estimation du déphasage entre deux images à l'aide du calcul de la corrélation de phase et de l'amplitude du signal image dans le domaine fréquentiel. Cette approche a été initialement étudiée par [Marturi et al., 2014, Marturi, 2013] pour la mise en place d'une loi de commande à 2 DDL (deux translations planaires). Elle a été validée avec succès sur une plateforme nanorobotique placée dans un microscope électronique à balayage (MEB).

Dans nos travaux, le choix de cette approche découle des motivations suivantes : avoir une loi de commande qui contrôle un système robotique dont le retour visuel est fourni par un système OCT, une représentation spectrale robuste aux variations d'intensité et au bruit de type speckle et la possibilité de mesurer avec précision la pose des objets dans le domaine fréquentiel. Au lieu d'utiliser la transformée de Fourier pour ce travail, nous proposons les ondelettes spectrales continues.

## 3.2/ TRANSFORMÉE EN ONDELETTES

### 3.2.1/ DE FOURIER AUX ONDELETTES

Introduite en 1822, la transformée de Fourier est sans conteste l'outil le plus utilisé pour le traitement des signaux stationnaires<sup>1</sup> [Fourier, 1822]. Elle peut être vue comme un prisme qui décompose le signal sur une base de fonctions trigonométriques (sinus et cosinus). Elle consiste en la représentation du signal, défini initialement dans l'espace-temps, dans un nouvel espace fréquentiel, comme illustré sur la figure 3.2. Elle regroupe plusieurs familles de transformations : continue, discrète, rapide, etc.

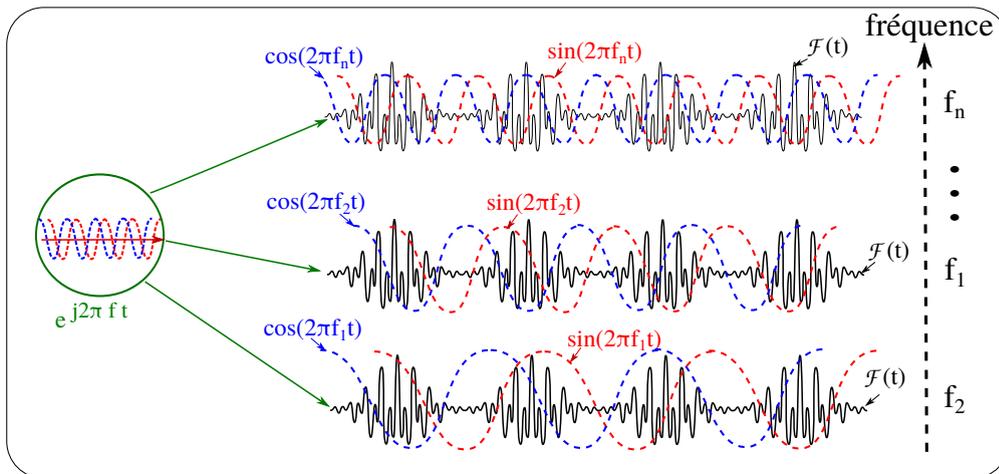


FIGURE 3.2 – Illustration de la transformée de Fourier sur plusieurs fréquences [Gao and Yan, 2011].

Par ailleurs, la transformée de Fourier se révèle inadaptée quant à la représentation des signaux faisant apparaître des événements transitoires (signaux non-stationnaires), par exemple un morceau de musique [Allen and Rabiner, 1977]. Ce caractère local du signal (variations brusques du signal) devient une caractéristique globale du signal fréquentiel qui fausse donc son interprétation dans le domaine fréquentiel.

Dans le cas des signaux transitoires, il est préférable d'appliquer la transformée de Fourier sur des segments du signal pour résoudre le problème. C'est d'ailleurs ce que Gabor [Gabor, 1946] a proposé dans ses travaux c'est-à-dire une approche qui découpe le signal en plusieurs parties (fenêtres glissantes) pour une meilleure représentation. Cette méthode illustrée sur la figure 3.3, préconise d'appliquer la transformée de Fourier sur ses fenêtres glissantes (uniquement sur des segments du signal) pour au final couvrir l'intégralité du signal. En revanche, la taille de la fenêtre est fixe ce qui génère de sérieux compromis dans l'analyse. Par exemple, dans le cas d'une fenêtre étroite, la localisation des changements est précise, mais au même moment, les signaux à basses fréquences sont mal pris en compte. D'un autre côté, si la fenêtre est large, il est difficile de déterminer avec précision les variations et les discontinuités du signal.

Un autre outil mathématique a alors vu le jour, considéré comme une extension de la transformée de Fourier standard et à fenêtre glissante, appelé les "les ondelettes" (petites ondes). Ces dernières permettent ainsi l'analyse simultanée temps-fréquence du signal. Elles utilisent des fonc-

1. Un signal est stationnaire s'il est invariant dans le temps.

tions analysantes à la place des fonctions trigonométriques complexes propres à la transformée de Fourier. Ces ondelettes profitent de leurs aptitudes à se comprimer et à se dilater pour s'adapter automatiquement aux différentes composantes du signal. Ainsi, les fenêtres étroites analysent les composantes transitoires à haute fréquence et les fenêtres larges analysent celles de longue durée (à basse fréquence) comme le montre la figure 3.4. Ces propriétés les transforment en *microscopes mathématiques* à zoom variable, car les ondelettes comprimées accroissent le grossissement du microscope, dont l'objectif est de mettre en avant les détails les plus fins et inversement. La représentation temps-fréquence des trois transformations sur la figure 3.5 illustre parfaitement l'apport des ondelettes par rapport à la transformée de Fourier.

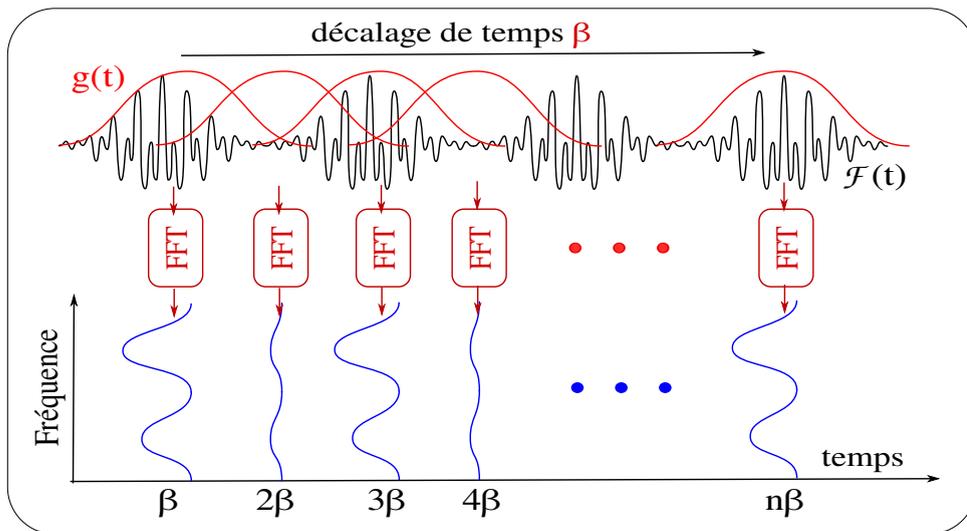


FIGURE 3.3 – Illustration de la transformée de Fourier par fenêtre glissante [Gao and Yan, 2011].

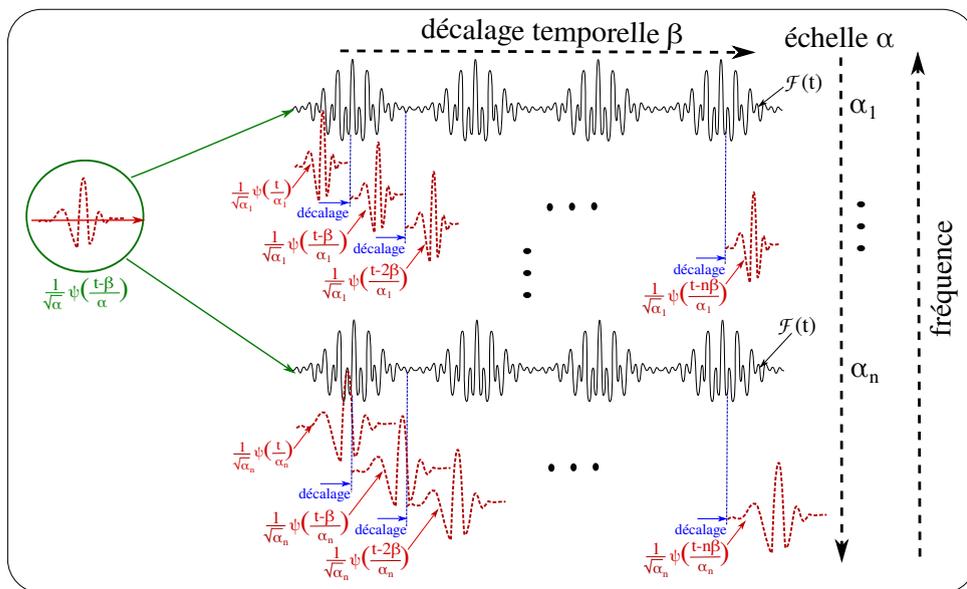


FIGURE 3.4 – Illustration de la transformée en ondelettes [Gao and Yan, 2011].

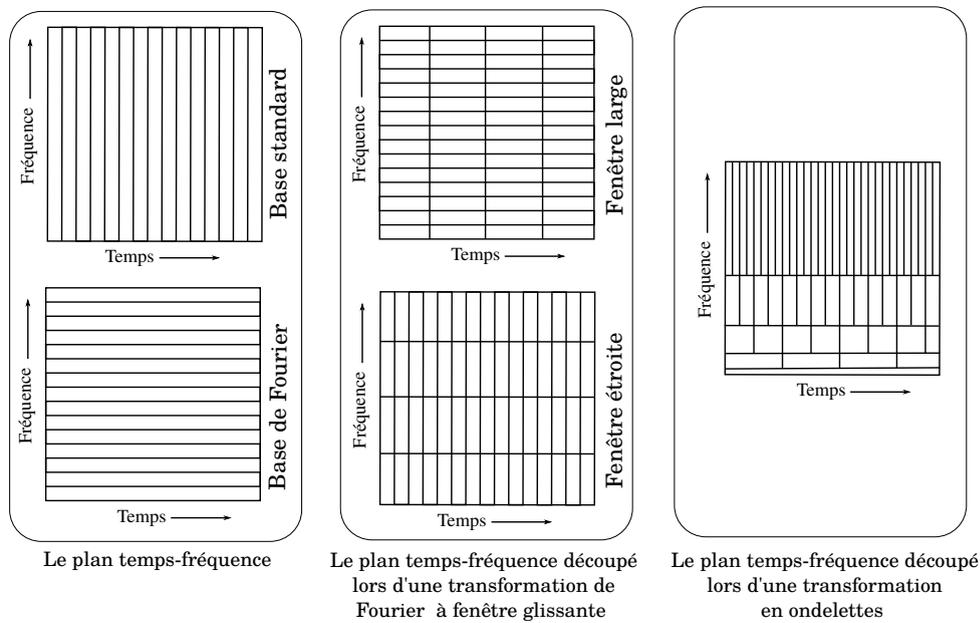


FIGURE 3.5 – Illustration de la représentation temps-fréquence des différentes transformations (Fourier standard, Fourier à fenêtre glissante et ondelettes).

### 3.2.2/ APPLICATIONS DES ONDELETTES

Par souci d'efficacité et de pertinence du message, les applications citées ici se résument à celles relevant de la manipulation d'images. L'objectif global de ce chapitre traitant de l'asservissement visuel en utilisant les coefficients d'ondelettes comme primitives visuelles a naturellement guidé ce choix.

- **Segmentation** : Des travaux décrits dans [Kumar et al., 2009] ont pour but de réaliser une segmentation automatique d'objets dans une image. Cette méthode consiste à extraire des primitives pertinentes dans les images initiales pour les regrouper dans des régions plus petites, ceci de manière automatique. Ces travaux utilisent des ondelettes discrètes pour le calcul des primitives visuelles pertinentes (objets) et les séparer (segmenter) du reste de l'information contenue dans les images. Les résultats de leurs travaux sont illustrés dans la figure 3.6.

D'autres travaux ont été réalisés par [Wiskott, 1999] dans le but de mettre en œuvre une méthode de segmentation à partir du mouvement des objets dans les images. La méthode

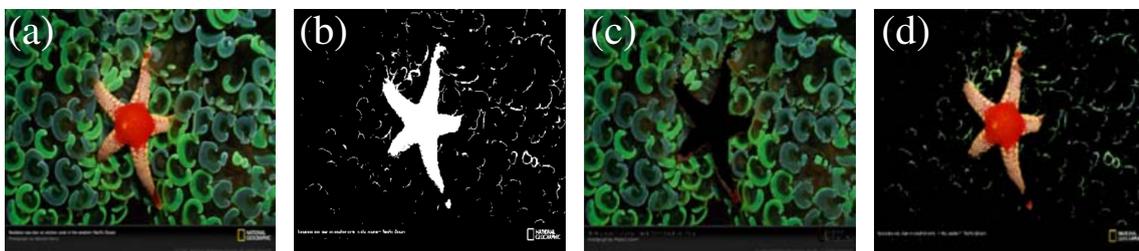


FIGURE 3.6 – Segmentation des images par ondelettes : (a) image originale, (b) masque, (c) image originale avec extraction du masque, et (d) image originale du masque [Kumar et al., 2009].

consiste à combiner les informations visuelles calculées par la transformée en ondelettes de Gabor [Gabor, 1946] et de Mallat [Mallat, 2000] pour séparer le mouvement des objets de celui de l'arrière-plan. Ainsi, la transformée en ondelettes de Gabor permet une estimation précise du vecteur de flux d'images à faible résolution spatiale combiné avec un histogramme.

- **Suivi visuel (visual tracking) :** Parmi les travaux sur le suivi visuel utilisant des ondelettes, nous pouvons citer celui de [Chang et al., 2007]. Il présente un suivi de personnes dans une séquence d'images fondé sur la transformée en ondelettes discrètes. Il utilise dans cette méthode les informations de couleur et spatiale des objets-personnes dans l'image. L'intérêt de ces travaux est la prise en compte de la couleur comme information supplémentaire dans le suivi de plusieurs personnes en plus de l'information morphologique (taille). Par ailleurs, le travail décrit dans [He et al., 2002] s'intéresse au suivi de visages en temps-réel dans une séquence d'images en utilisant les ondelettes de Gabor pour le calcul des descripteurs globaux représentant chaque visage. Dans cette approche, les auteurs sélectionnent d'une manière stochastique des coefficients d'ondelettes à forte énergie, pour ensuite les suivre dans un flux vidéo grâce à un calcul de similarité sur les descripteurs. D'autres travaux [Brault and Antoine, 2013] s'intéressent à l'estimation uniquement du mouvement de translation en utilisant des ondelettes anisotropes (orientables) dans le calcul de la pose des objets dans l'image. Ces travaux ont ouvert la voie vers l'estimation du mouvement planaire (translations et rotation dans le plan de l'image) des objets à partir d'une séquence d'images [Leduc et al., 1997, Leduc et al., 1998].
  
- **Dé-bruitage :** Des méthodes d'élimination du bruit sont réalisées sur les images grâce à l'utilisation des ondelettes. C'est le cas des travaux de [Chang et al., 2000], qui proposent une méthode de dé-bruitage basée sur un seuillage par ondelettes adaptatives. Le résultat de cette approche est présenté à la figure 3.7. Par ailleurs, d'autres solutions de dé-bruitage fondées sur des ondelettes sont résumées dans les travaux de [Motwani et al., 2004].
  
- **Compression d'image :** La compression d'image est un autre domaine pour lequel les ondelettes ont largement contribué. Ainsi, les ondelettes sont utilisées pour représenter ef-



FIGURE 3.7 – Débruitage d'image par ondelettes : (a) image bruitée, et (b) image dé-bruitée [Chang et al., 2000].

ficacement les propriétés locales (basses fréquences) d'une image du reste de l'information contenue dans l'image qui correspond généralement à du bruit (hautes fréquences). L'utilisation des propriétés locales pour le codage de l'image permet de réduire sa taille d'un taux supérieur à 50% sans perte effective de l'information initiale. Cette approche est la base des formats de compression d'images largement répandus aujourd'hui comme les formats JPEG et JPEG 2000 [Usevitch, 2001]. À ceci s'ajoute les travaux de compression vidéo, toujours inspirés de la représentation en ondelettes comme le format MPEG.

- **Détection de contours :** Une autre application des ondelettes est la détection de contours. Les premiers travaux dans ce domaine sont ceux de [Mallat and Hwang, 1992], qui utilisent la transformation en ondelettes multirésolution pour extraire les transitions fortes (contours) du signal dans l'image. Ensuite, les travaux de [Zhang and Bao, 2002] montrent une amélioration notable dans l'extraction des contours en ajoutant l'aspect multi-échelle. Au fait, les contours sont non pas le résultat d'une recherche sur une seule échelle, mais celui de la concaténation sur plusieurs échelles ce qui améliore la précision de méthode. Ainsi, les fortes transitions sont détectées à une échelle grossière, celles de plus faibles amplitudes sont extraites à des échelles plus petites, tout ceci de manière intuitive (figure 3.8).



FIGURE 3.8 – Détection de contours par ondelettes et par le filtre de Canny : (a) image originale bruitée (SNR = 16.52 dB), (b) détection de contours par multiplication des ondelettes multirésolution, et (c) détection de contours avec le filtre de Canny [Zhang and Bao, 2002].

En résumé, nous avons constaté que bien qu'elles soient apparues récemment, les ondelettes couvrent plusieurs applications liées à la manipulation des images. Elles contribuent fortement à une meilleure représentation des informations visuelles contenues dans une image. Comme mentionné ci-dessus, plusieurs familles d'ondelettes existent : continues, orthogonales, discrets, etc.

### 3.2.3/ DÉFINITION DE LA TRANSFORMÉE EN ONDELETTES

La transformée en ondelettes consiste à calculer l'ensemble des produits scalaires du signal par une famille d'ondelettes, appelés coefficients d'ondelettes. Mathématiquement, nous définissons chaque coefficient d'ondelettes [Gasquet and Witomski, 2000], comme suit :

$$W_{\mathcal{F}(t)}(\alpha, \beta) = \langle \mathcal{F}, \psi_{(\alpha, \beta)} \rangle \simeq \int_{-\infty}^{\infty} \mathcal{F}(t) \psi_{(\alpha, \beta)} dt \quad (3.4)$$

où  $\mathcal{F}(t)$  est le signal temporel 1D,  $\psi$  est une fonction de base, appelée ondelette “mère” ou analysante d'intégrale oscillante, multi-échelle, et de moyenne nulle,  $\alpha \in \mathbb{R}$  est un scalaire appelé paramètre d'échelle (zoom) qui détermine la résolution en temps et en fréquence de  $\psi$ , et  $\beta \in \mathbb{R}$  est le paramètre de décalage qui déplace l'ondelette le long de l'axe temporel.

Nous retrouvons dans l'équation (3.4), comme pour la transformée de Fourier, la convolution du signal d'origine avec une base fonctionnelle. Dans le cas des ondelettes, nous utilisons la base  $\{\psi_{(\alpha,\beta)}, (\alpha,\beta) \in \mathbb{R}^2\}$  au lieu de la base de Fourier  $\{e^{2i\pi ft}, (f) \in \mathbb{R}\}$ .

Plusieurs familles d'ondelettes usuelles sont référencées dans la littérature. Elles sont regroupées suivant quatre propriétés principales [Misiti et al., 2003] :

- existence de filtres associés ;
- orthogonalité ou bi-orthogonalité ;
- support compact ou non ;
- ondelettes réelles ou complexes.

Les familles les plus connues sont : Haar [Misiti et al., 2003], Daubechies [Daubechies et al., 1992], Meyer [Meyer, 1993], Morlet et chapeau mexicain [Misiti et al., 2003] (représentées dans la figure 3.9). Elles sont regroupées dans la table 3.1 suivant leurs propriétés. A ces familles d'ondelettes, nous pouvons rajouter celles de Gabor, car bien qu'elles soient définies comme des transformées à fenêtre glissante, elles se rapprochent de la définition des ondelettes. Par ailleurs, il est possible de créer ses propres familles d'ondelettes en fonction de l'usage souhaité [Misiti et al., 2003]. Enfin, comme pour la transformée de Fourier, suivant le signal à

TABLE 3.1 – Principales propriétés des familles d'ondelettes [Misiti et al., 2003].

Ondelettes à filtres			Ondelettes sans filtres	
A support compact		A support non compact	Réelles	Complexes
Orthogonales	Biorthogonales	Orthogonales		
Daubechies, Haar	biorthogonales	Meyer	Morlet	Morlet complexes

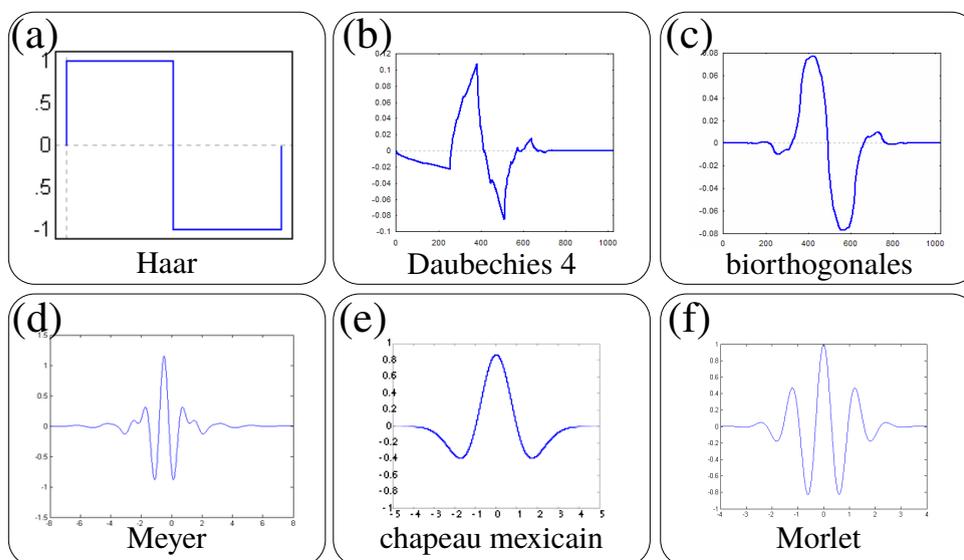


FIGURE 3.9 – Illustration des différentes familles d'ondelettes.

analyser, plusieurs types de transformée en ondelettes sont possibles (figure 3.10) :

- transformée en ondelettes continues ;
- transformée en ondelettes discrètes.

Ainsi, dans cette thèse nous allons aborder deux types de transformée en ondelettes. La suite de ce chapitre va concerner la transformée en ondelettes continues dans sa forme spectrale. Ensuite, dans le chapitre suivant, nous allons utiliser la transformée en ondelettes discrètes dans le cadre de

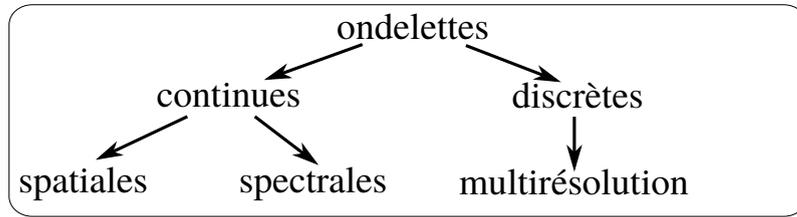


FIGURE 3.10 – Représentation des différentes ondelettes.

l'analyse multirésolution.

### 3.3/ ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

#### 3.3.1/ CALCULS DES ONDELETTES CONTINUES

Soit une fonction analysante  $\psi$  dans le plan temps-fréquence (une des ondelettes de la figure 3.9). La translation  $\beta$  et la dilatation  $\alpha$  de cette fonction analysante  $\psi(t)$  génèrent une famille d'ondelettes  $\psi_{\alpha,\beta}(t)$  définie par :

$$\psi_{\alpha,\beta}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \psi\left(\frac{t-\beta}{\alpha}\right) \quad (3.5)$$

où  $\alpha \in \mathbb{R}$  est un scalaire et  $\beta \in \mathbb{R}_+^*$  est un scalaire positif. Ainsi, les ondelettes sont de formes constantes mais de tailles différentes, en fonction du paramètre de dilatation  $\alpha$ . De plus, elles se projettent bien dans le signal malgré les variations imposées par  $(\alpha, \beta)$ . Ces propriétés de translation et dilatation sont présentées à la figure 3.11.

Le calcul des coefficients d'ondelettes continues  $\mathbf{W}_{\mathcal{F}}$  d'une fonction analysée  $\mathcal{F}$  est donné par :

$$\mathbf{W}_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{+\infty} \mathcal{F}(t) \psi\left(\frac{t-\beta}{\alpha}\right) dt, \quad (\alpha, \beta) \in \mathbb{R}_+^* \times \mathbb{R} \quad (3.6)$$

où  $\psi$  est l'ondelette, les coefficients  $\mathbf{W}_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta)$  décrivent le contenu de  $\mathcal{F}$  au voisinage de  $(\beta, \alpha)$  dans le plan temps-fréquence. L'ensemble des coefficients  $\mathbf{W}_{\mathcal{F}}$  forme la transformée en ondelettes

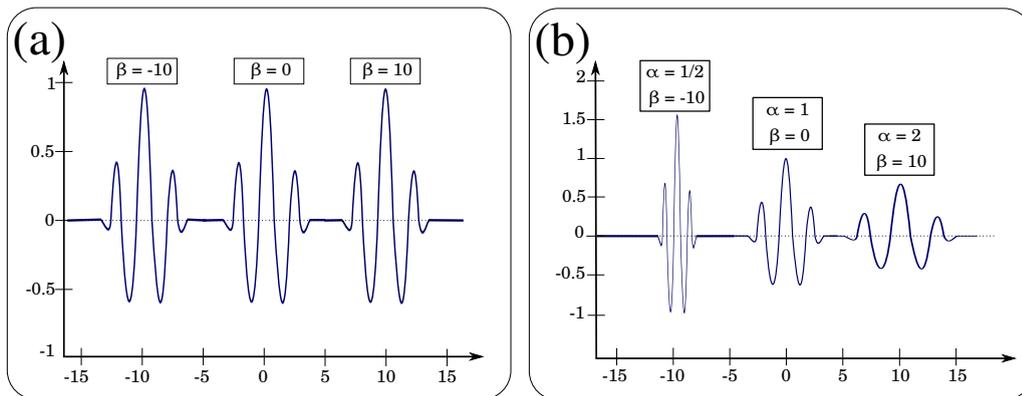


FIGURE 3.11 – (a) Représentation de la translation d'une ondelette omnidirectionnelle, (b) représentation d'une translation-dilatation de la même ondelette.

continues du signal  $\mathcal{F}(t)$ .

$$\mathbf{W}_{\mathcal{F}} = \{\mathbf{W}_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta), \quad (\alpha, \beta) \in \mathbb{R}_+^* \times \mathbb{R}\} \quad (3.7)$$

Jusqu'à présent, nous avons introduit la définition et les propriétés de la transformée en ondelettes continues dans le cas unidirectionnel. L'application principale de nos travaux reste l'image, donc un signal bidirectionnel. Ainsi, nous pouvons trouver dans la littérature deux façons de passer d'un signal 1D à un signal 2D (image).

### 3.3.1.1/ ONDELETTES RADIALES BIDIMENSIONNELLES

Dans ce cas, la famille d'ondelettes est calculée comme dans l'équation (3.5), la seule différence réside dans le fait qu'elle est étendue sur 2D, à savoir  $\beta \in \mathbb{R}^2$  et  $t$  devient  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^2$  pour couvrir les coordonnées des pixels dans l'image.

A cette fonction  $\psi$ , nous associons les coefficients d'ondelettes suivants :

$$\mathbf{W}_{\mathcal{F}} = \{\mathbf{W}_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta) = \langle \mathcal{F}, \psi_{(\alpha, \beta)} \rangle, \quad \alpha \in \mathbb{R}_+^*, \text{ et } \beta \in \mathbb{R}^2\} \quad (3.8)$$

Ces ondelettes ne permettent pas un traitement précis d'un signal dans le domaine spectral. Il est donc nécessaire de rajouter un autre paramètre pour améliorer la détection des informations visuelles. Il s'agit de la rotation.

### 3.3.1.2/ ONDELETTES BIDIMENSIONNELLES CALCULÉES PAR TRANSLATION, ROTATION ET DILATATION

L'utilisation des ondelettes radiales implique un problème de représentation précise de l'information visuelle dans le plan des fréquences. Ainsi, une autre famille d'ondelettes a vu le jour [Torresani, 2012]. Elle intègre un nouveau paramètre qui la prise en compte de la rotation dans la représentation des ondelettes en plus des translations et de la dilatation habituellement utilisées.

#### **Rappel 8 : Ondelettes calculées par translation, rotation et dilatation**

Dans le cas 2D, l'intégration de la rotation dans l'équation (3.5) se traduit par une nouvelle famille ondelettes qui s'écrit comme suit :

$$\psi_{(\alpha, \beta, \theta)}(\mathbf{x}) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \psi \left( \mathbf{R}_{\theta}^{-1} \cdot \frac{\mathbf{x} - \beta}{\alpha} \right) \quad (3.9)$$

où  $\theta \in [0, 2\pi]$  et  $\mathbf{R}_{\theta}$  est une matrice de rotation autour de  $z$  définie par :

$$\mathbf{R}_{\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Ainsi, les coefficients d'ondelettes dans l'image sont fonction de quatre variables réelles. Ils sont à présent définis par :

$$\mathbf{W}_{\mathcal{F}} = \{\mathbf{W}_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta, \theta) = \langle \mathcal{F}, \psi_{(\alpha, \beta, \theta)} \rangle, \quad \alpha \in \mathbb{R}_+^*, \theta \in [0, 2\pi[, \text{ et } \beta \in \mathbb{R}^2\} \quad (3.11)$$

L'ajout de cette matrice de rotation autorise l'élimination de l'hypothèse d'invariance en rotation des ondelettes.

Il nous reste alors à choisir une ondelette analysante parmi un panel d'ondelettes continues orientables. Notre choix s'est tourné vers celles de Morlet, dites complexes [Morlet et al., 1982].

Ce type d'ondelettes complexes a une transformée de Fourier nulle pour les fréquences négatives. Au fait, elles permettent de séparer les composantes du signal en amplitude et en phase pour une meilleure précision de la représentation. Elle est obtenue en modulant une exponentielle complexe par une enveloppe gaussienne [Morlet et al., 1982].

**Rappel 9 : Ondelettes de Morlet complexes 2D**

Elles assurent un même effet de rotation dans le domaine des temps et des fréquences offrant une précision de la localisation de l'énergie dans l'espace-temps-fréquence [Morlet et al., 1982]. Elle est définie lors de l'implémentation par :

$$\psi(x, y) = \left( e^{ikx} - e^{\frac{1}{2}k^2} \right) e^{\frac{1}{2}(x^2+y^2)} \quad (3.12)$$

où  $k$  est le nombre d'ondes associées à la fonction ondelettes,  $e^{\frac{1}{2}k^2}$  est un facteur de correction, avec  $x = \beta_x \cos(\theta) + \beta_y \sin(\theta)$  et  $y = \beta_y \cos(\theta) - \beta_x \sin(\theta)$

Ces ondelettes ont une fonction à valeurs complexes. Nous considérons dans la suite uniquement la partie réelle comme le montre la figure 3.12. Comme on peut le constater, ce type d'ondelettes autorise des changements d'échelles (figure 3.14) et des rotations (figure 3.13) simultanément dans le du temps et des fréquences.

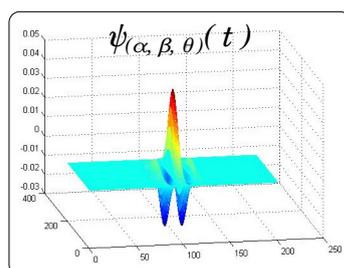


FIGURE 3.12 – Ondelette de Morlet complexe réelle 2D.

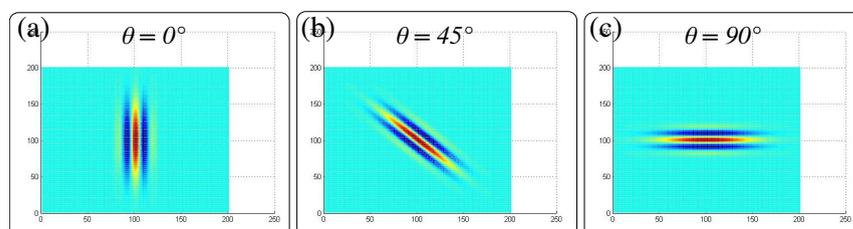


FIGURE 3.13 – Changement d'angle de l'ondelette de Morlet complexe réelle 2D.

### 3.3.2/ CALCUL DES ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

Maintenant que la méthode de transformée en ondelettes continues est choisie, il suffit d'appliquer la transformée de Fourier aux coefficients d'ondelettes continues pour obtenir leurs formes spectrales.

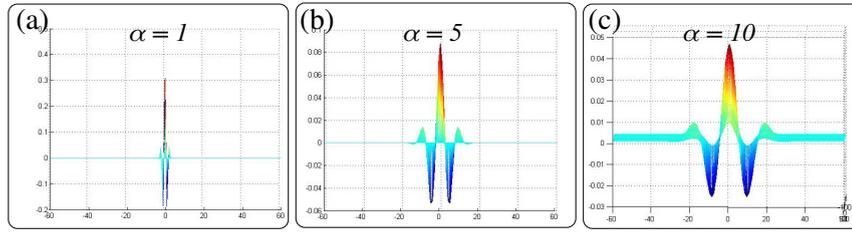


FIGURE 3.14 – Changement d’échelle de l’ondelette de Morlet complexe réelle 2D.

**Rappel 10 : Calcul des coefficients d’ondelettes spectrales continues**

Nous calculons la FFT (Fast Fourier Transform) pour obtenir les coefficients d’ondelettes spectrales que nous allons utiliser dans la loi de commande, comme suit :

$$FW_I(\xi, \eta) = FFT\{W_{\mathcal{F}}(\alpha, \beta, \theta)\} = FFT\{\langle \mathcal{F}, \psi_{(\alpha, \beta, \theta)} \rangle\} \quad (3.13)$$

où  $(\xi, \eta)$  est l’espace des fréquences 2D.

La transformée en ondelettes spectrales continues est donc la composition d’une transformée en ondelettes continues suivie d’une transformée de Fourier.

### 3.4/ ASSERVISSEMENT VISUEL 2D POSE DIRECT FONDÉ SUR LES ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

Dans cette section, nous proposons une méthode de commande originale, l’asservissement visuel 2D pose fondé sur les ondelettes spectrales continues. Cette approche se base sur l’analyse de l’effet de la transformation rigide entre l’image de consigne et l’image courante sur les coefficients issus de la transformée en ondelettes spectrales continues des images considérées. Elle est inspirée par la méthode PBVS introduite au début de ce chapitre. Elle utilise les coefficients d’ondelettes continues dans le domaine spectral comme primitives visuelles 3D pour la mise en œuvre de la matrice d’interaction. Cette méthode permet de tirer avantage des propriétés de l’estimation directe de l’erreur relative entre une image courante et une image désirée en utilisant des informations visuelles redondantes et pertinentes mais surtout filtrées du bruit à hautes fréquences. Il sera démontré plus loin dans le chapitre que le choix de ces informations permet d’avoir un contrôleur robuste au bruit, au changement d’éclairage ainsi que aux occlusions partielles.

#### 3.4.1/ APPORT DES ONDELETTES CONTINUES SPECTRALES

Dans le cas d’une transformée de Fourier d’un signal image (figure 3.15(a)), on peut calculer intuitivement trois types d’informations : l’amplitude du signal (figure 3.15(c)), la phase du signal (figure 3.15(e)) et la représentation dans l’espace log-polaire (coordonnées logarithmique-polaire) de l’amplitude (figure 3.15(g)).

Dans cette représentation log-polaire, le pixel est identifié par deux coordonnées : le logarithme de la distance du point à l’origine et l’angle  $\theta$  comme l’illustre les figure 3.16(a) et 3.16(b).

Dans le cas d’une translation pure de la scène (figure 3.15(a - b)), nous constatons uniquement une variation de la phase (figure 3.17 (e - f)). Par la suite, l’estimation de la translation pourra

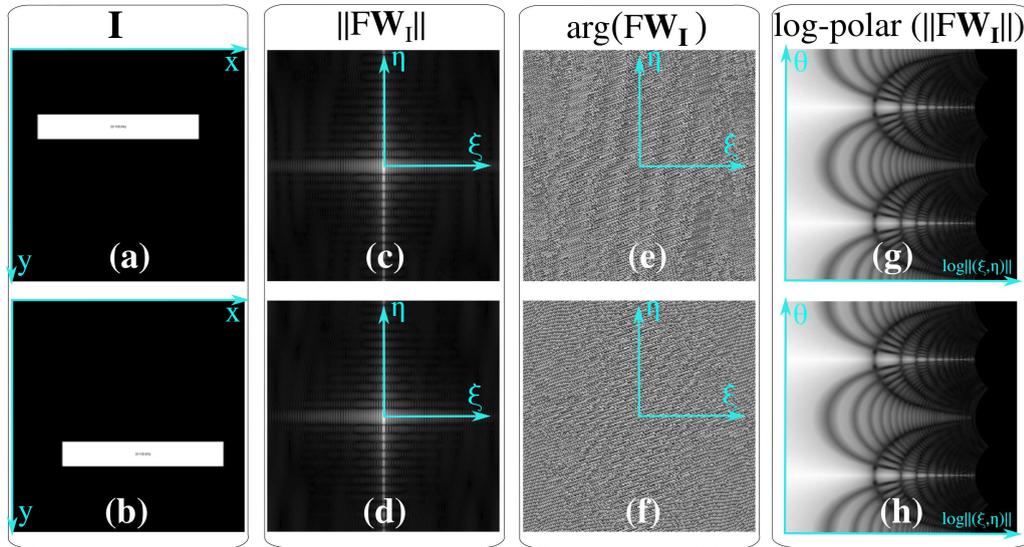


FIGURE 3.15 – Représentation des images : (a) image d’origine (b) image avec translation pure de la scène (c) et (d) amplitude de la transformée de Fourier des images, (e) et (f) phase de la transformée de Fourier des images, enfin (g) et (h) représentation log-polaire des amplitudes.

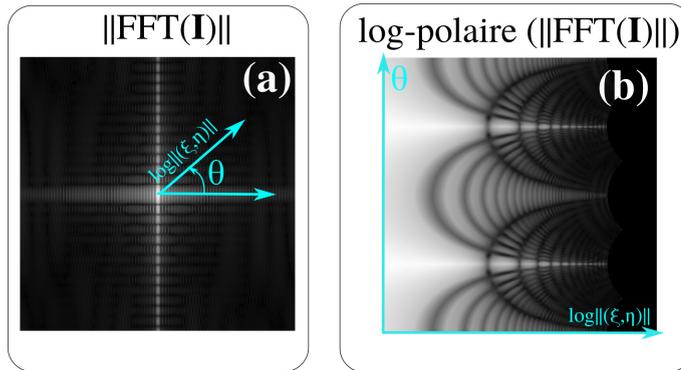


FIGURE 3.16 – Représentation log-polaire de l’image d’amplitude : (a) image d’origine dans le repère cartésien (b) image dans le repère log-polaire.

être calculée à partir de cette variation. Par ailleurs, si par exemple, nous appliquons une rotation (figure 3.17(a)) de  $15 \text{ deg}$  à la scène, nous constatons la rotation de l’amplitude (figure 3.17(b)) et réciproquement le décalage vers le haut de la représentation log-polaire. Ainsi, il est tout à fait possible de calculer le décalage (erreur) relatif de l’image entre sa position initiale et sa position finale.

**Rappel 11 : Propriétés de découplage du contrôleur**

Le fait d’avoir une amplitude de la transformée de Fourier invariante aux translations de la scène observée, mais uniquement sensible aux variations d’orientation démontre la possibilité de découpler la translation et la rotation dans la loi de commande, et ceci dans le domaine fréquentiel.

Néanmoins, la mesure de l’amplitude du signal montre la présence d’artefacts qui affecte la

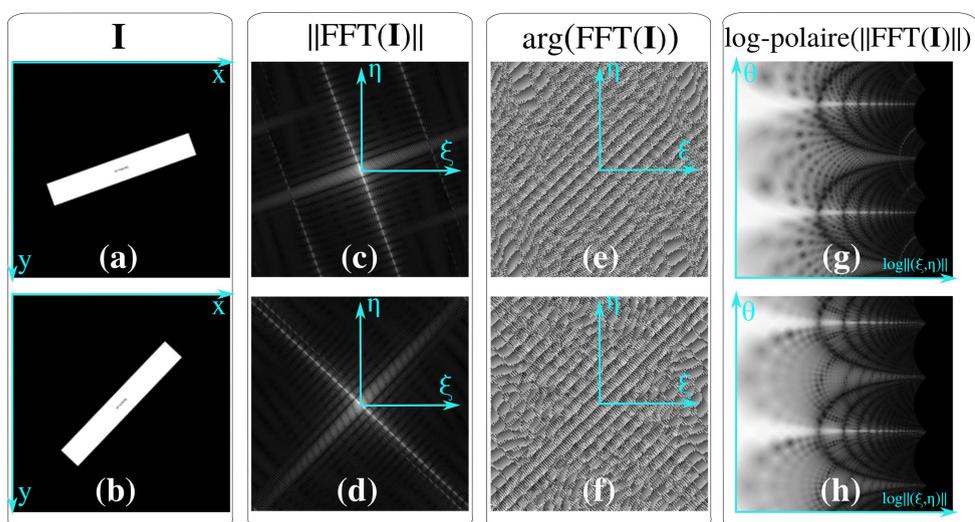


FIGURE 3.17 – Représentation des images dans le domaine fréquentiel : (a) image avec translations et rotation de 15 deg de la scène en figure 3.15(a), (b) image avec translation et rotation de 45 deg de la scène, (c) et (d) amplitude, (e) et (f) phase, et (g) et (h) représentation log-polaire de l’amplitude.

mesure parfaite de la rotation. C’est d’ailleurs dans ce contexte qu’interviennent les ondelettes, qui offrent une meilleure représentation de l’amplitude, tout en faisant office de filtre qui ne garde que l’information pertinente. En d’autres termes, cela revient à éliminer les hautes fréquences (bruit) et d’en garder que les basses fréquences (informations locales donc pertinentes).

**Proposition 1 : Apport des ondelettes continues**

Ainsi, appliquer les ondelettes continues sur un signal joue le rôle d’un filtre passe-bande réglable avec le paramètre d’échelle. De plus, la rotation permet le choix d’une direction de sélection des informations qui seront traitées afin d’éliminer celles non-pertinentes.

Visuellement, l’intérêt des ondelettes est illustré aux figures 3.18(g), (h), et (i). Nous pouvons constater que l’amplitude de la transformée en ondelettes spectrales continues (transformée de Fourier appliquée au résultat de la transformée en ondelettes) des images ne présente aucun artefact remarqué sur les images d’amplitude de la transformée de Fourier appliquée directement aux images (figure 3.17(c et d)).

Nous avons étendu cette représentation sur des images OCT (figure 3.19 (a)) où nous constatons une amélioration de la représentation de l’amplitude (figure 3.19 (e)) par rapport à l’originale (figure 3.19 (b)).

### 3.4.2/ EXTRACTION DE LA POSE 2D À PARTIR DES ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

Maintenant, que nous avons présenté l’apport des ondelettes continues par rapport à la transformée de Fourier, nous allons introduire la méthodologie suivie pour mettre en œuvre une loi de commande par asservissement visuel qui considère les coefficients de la transformée en ondelettes continues spectrales comme signal d’entrée dans la boucle de commande.

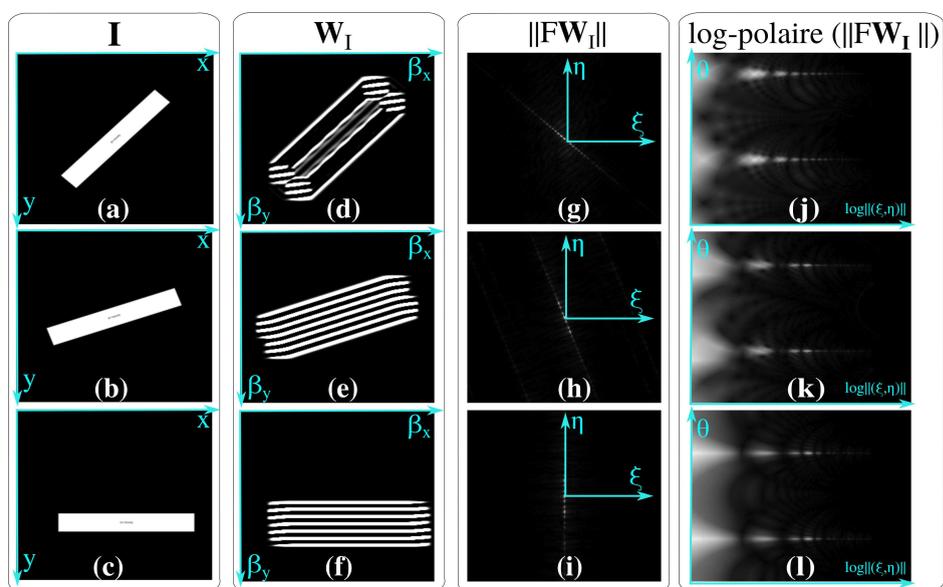


FIGURE 3.18 – Effet de la transformée en ondelettes spectrales continues : (a)-(b)-(c) images d’origine, (d)-(e)-(f) les coefficients d’ondelettes continues des images, (g)-(h)-(i) l’amplitude de la transformée en ondelettes spectrales continues, et (j)-(k)-(l) la représentation log-polaire des amplitudes.

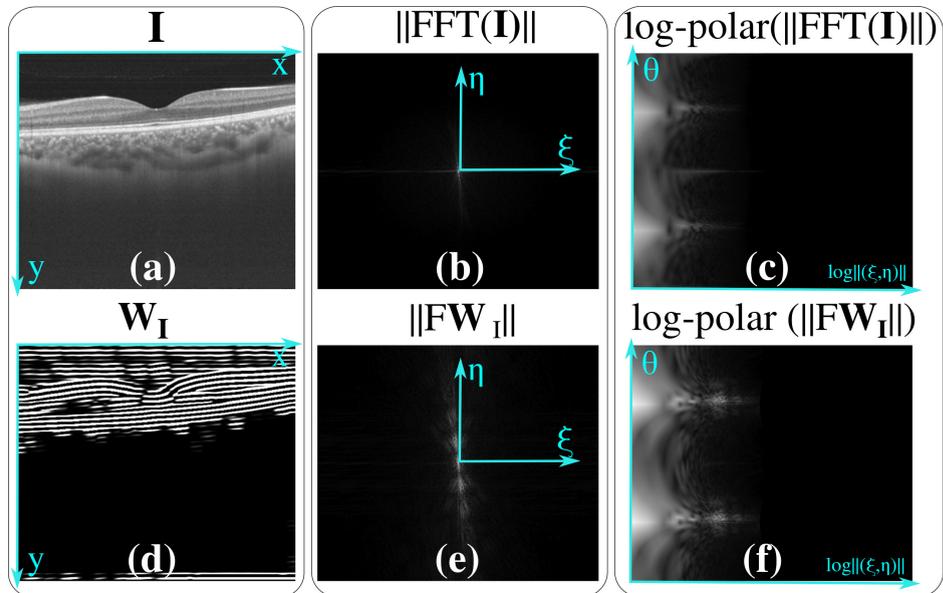


FIGURE 3.19 – Exemple d’application de la transformation en ondelettes spectrales continues sur une image OCT dans la mesure de l’amplitude : (a) l’image OCT originale, (b) l’amplitude de l’image OCT, (c) représentation log-polaire de l’amplitude, (d) les coefficients d’ondelettes continues de l’image OCT, (e) l’amplitude de l’image (d), et (f) la représentation en log-polaire de l’amplitude (e).

## 3.4.2.1/ ESTIMATION DES TRANSLATIONS

L'estimation du déplacement rigide dans l'image est un point crucial dans cette approche. Pour ce faire, deux cas de figure ont été étudiés et exploités afin de simplifier l'explication de cette estimation. Le premier cas est celui des translations pures, suivie par la prise en compte de la rotation.

Nous commençons par l'estimation des translations dans le plan  $(x, y)$  car plus directes et plus simples à déterminer. Cette estimation prend sa source dans les propriétés de la transformée de Fourier sur le déphasage entre deux signaux dans le domaine fréquentiel.

**Proposition 2 : Calcul des translations pures [Ourak et al., 2016a]**

Soit une image courante  $\mathbf{I}(x, y)$  exprimée dans le repère initial de la caméra  $\mathcal{R}_c$  à une position  $\mathbf{r}$  et une image  $\mathbf{I}^*(x, y)$  exprimée dans le repère désiré de la caméra  $\mathcal{R}_{c^*}$  à une position  $\mathbf{r}^*$ , les coefficients d'ondelettes continues des deux images  $\mathbf{I}(x, y)$  et  $\mathbf{I}^*(x, y)$  s'écrivent respectivement  $\mathbf{W}_\mathbf{I}(x, y)$  et  $\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(x, y)$ . Dans le cas de translations pures  ${}^{c^*}\mathbf{t}_c = (\delta x, \delta y, 0)^\top$  dans le repère caméra  $\mathcal{R}_c$  relativement au  $\mathcal{R}_{c^*}$ , la relation qui lie les deux images s'écrit [Reddy and Chatterji, 1996] :

$$\mathbf{I}(x, y) = \mathbf{I}^*(x - \delta x, y - \delta y) \quad (3.14)$$

Comme les ondelettes continues sont bien localisées dans l'espace des fréquences alors, les coefficients d'ondelettes continues peuvent s'écrire :

$$\mathbf{W}_\mathbf{I}(x, y) = \mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(x - \delta x, y - \delta y) \quad (3.15)$$

Comme nous avons la propriété suivante  $FFT(\mathcal{F}(t - \delta t)) = FFT(\mathcal{F}(t))e^{-2\pi i \delta t \xi}$ , alors nous obtenons, avec l'application de la FFT à l'équation (3.15), le résultat suivant :

$$FW_\mathbf{I}(\xi, \eta) = \left( FW_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta) \right) e^{-2\pi i (\xi \delta x + \eta \delta y)} \quad (3.16)$$

où  $(\xi, \eta)$  est l'espace des fréquences 2D.

A partir de l'équation (3.16), nous pouvons remarquer que la contribution de la translation sur les coefficients d'ondelettes, dans le domaine des fréquences, est directement liée aux coefficients  $e^{-2\pi i (\xi \delta x + \eta \delta y)}$ . Cette translation se calcule par une mesure de la convolution de phase entre les deux coefficients d'ondelettes spectrales de la manière suivante :

$$\frac{FW_\mathbf{I}(\xi, \eta) \overline{FW_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta)}}{|FW_\mathbf{I}(\xi, \eta) \overline{FW_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta)}|} = e^{-2\pi i (\xi \delta x + \eta \delta y)} \quad (3.17)$$

où  $\overline{FW_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta)}$  est le complexe conjugué de  $FW_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta)$ .

Dès lors que nous mesurons les valeurs de l'apport des deux translations ( $x$  et  $y$ ) qui correspondent au déphasage des deux coefficients d'ondelettes spectrales, il ne reste plus qu'à retrouver les valeurs des translations dans le domaine spatial. Un calcul de la FFT inverse rapide renvoie une fonction sous forme d'un pic, qui a une faible valeur partout sauf sur les coordonnées de translations des deux images (voir l'Algorithme 1 pour plus de détails sur ce calcul).

---

**Algorithm 1** Calcul des deux translations pure

---

1.  $\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*} = \text{CWT}(\mathbf{I}^*);$  //CWT : transformée en ondelettes continues
  2.  $\mathbf{W}_{\mathbf{I}} = \text{CWT}(\mathbf{I});$
  3.  $F\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*} = \text{FFT}(\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*});$  //FFT : transformée de Fourier
  4.  $F\mathbf{W}_{\mathbf{I}} = \text{FFT}(\mathbf{W}_{\mathbf{I}});$
  5.  $C = \text{conv}(F\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}, F\mathbf{W}_{\mathbf{I}});$  //conv : calcul de la convolution de phase
  6.  $D = \text{IFFT}(C);$  //IFFT : transformée de Fourier inverse
  7.  $(\delta x, \delta y) \leftarrow \text{find max}(D);$  //find max : localiser la coordonnée (x,y) avec une valeur maximale
- 

3.4.2.2/ ESTIMATION DE LA POSE 2D

Maintenant que nous avons présenté la méthodologie pour le calcul des deux translations relatives entre deux images, nous allons passer à l'estimation de la rotation relative.

**Proposition 3 : Calcul d'un mouvement dans le plan (translations + rotation)**  
[\[Ourak et al., 2016a\]](#)

La deuxième configuration ajoute à la précédente translation  ${}^c\mathbf{t}_c = (\delta x, \delta y, 0)^\top$  une rotation  $\theta\mathbf{u} = (0, 0, \delta\theta)^\top$ . Ainsi l'équation (3.15) s'écrit :

$$\mathbf{W}_{\mathbf{I}}(x, y) = \mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(x \cos \delta\theta + y \sin \delta\theta - \delta x, -x \sin \delta\theta + y \cos \delta\theta - \delta y) \quad (3.18)$$

Le calcul de la transformée de Fourier de l'équation (3.18) devient alors :

$$F\mathbf{W}_{\mathbf{I}}(\xi, \eta) = \left( F\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(\xi \cos \delta\theta + \eta \sin \delta\theta, -\xi \sin \delta\theta + \eta \cos \delta\theta) \right) e^{-2\pi i(\xi\delta x + \eta\delta y)} \quad (3.19)$$

On découple ainsi partiellement l'estimation de la rotation de celle des translations : une fois  $\delta\theta$  connu, nous pourrions remonter à  $(\delta x, \delta y)$  grâce à la **Proposition 2**.

Dans la figure 3.17, nous avons montré que la contribution de la rotation apparaît uniquement dans la mesure de l'amplitude. Dès lors, nous pouvons éliminer les translations en calculant l'amplitude de l'équation (3.19), qui est donnée par :

$$MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}}(\xi, \eta) = MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(\xi \cos \delta\theta + \eta \sin \delta\theta, -\xi \sin \delta\theta + \eta \cos \delta\theta) \quad (3.20)$$

où  $MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}}$  et  $MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}$  sont respectivement les amplitudes des coefficients d'ondelettes spectrales continues  $F\mathbf{W}_{\mathbf{I}}$  et  $F\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}$ .

De l'équation (3.20), nous constatons la variation de l'amplitude entre les deux coefficients d'ondelettes en fonction de la rotation. Afin d'extraire la contribution de la rotation, il est nécessaire de représenter celle-ci dans l'équation (3.20) comme une translation dans l'équation (3.15). Ceci nécessite l'utilisation de la représentation polaire de l'amplitude qui s'écrit :

$$MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}}(\sigma, \theta) = MF\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*}(\sigma, \theta - \delta\theta) \quad (3.21)$$

où  $(\sigma, \theta)$  sont les coordonnées polaires.

À partir de l'équation (3.21), nous pouvons donc extraire  $\delta\theta$  grâce à la **Proposition 2**.

Finalement, pour extraire la rotation, il faudra suivre la même procédure que pour les translations pures. Au fait, cela consiste à mesurer la convolution de phase entre l'image initiale et l'image désirée ainsi que la transformée de Fourier inverse pour déterminer la valeur de la rotation relative (**Algorithme 2**).

**Algorithm 2** Calcul de la rotation pure

1.  $\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*} = \text{CWT}(\mathbf{I}^*);$  //CWT : transformée en ondelettes continues
2.  $\mathbf{W}_{\mathbf{I}} = \text{CWT}(\mathbf{I});$
3.  $\text{FW}_{\mathbf{I}^*} = \text{FFT}(\mathbf{W}_{\mathbf{I}^*});$  //FFT : transformée de Fourier
4.  $\text{FW}_{\mathbf{I}} = \text{FFT}(\mathbf{W}_{\mathbf{I}});$
5.  $\text{MFW}_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta) = \text{Mag}(\text{FW}_{\mathbf{I}^*});$  //Mag : mesure de l'amplitude
6.  $\text{MFW}_{\mathbf{I}}(\xi, \eta) = \text{Mag}(\text{FW}_{\mathbf{I}});$
7.  $\text{MFW}_{\mathbf{I}^*}(\sigma, \theta) = \text{log-pol}(\text{MFW}_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta));$  //Log-Pol : représentation log-polaire
8.  $\text{MFW}_{\mathbf{I}}(\sigma, \theta) = \text{log-pol}(\text{MFW}_{\mathbf{I}}(\xi, \eta));$
9.  $\text{FMFW}_{\mathbf{I}^*}(\xi, \eta) = \text{FFT}(\text{MFW}_{\mathbf{I}^*}(\sigma, \theta));$  //Reprise des étapes 3 à 7 de l'Algorithme 1
10.  $\text{FMFW}_{\mathbf{I}}(\xi, \eta) = \text{FFT}(\text{MFW}_{\mathbf{I}}(\sigma, \theta));$
11.  $\mathbf{C} = \text{conv}(\text{FMFW}_{\mathbf{I}^*}, \text{FMFW}_{\mathbf{I}});$  //conv : calcul de la convolution de phase
12.  $\mathbf{D} = \text{IFFT}(\mathbf{C});$  //IFFT : transformée de Fourier inverse
13.  $(\delta\theta) \leftarrow \text{find max}(\mathbf{D});$  //find max : localiser la coordonnée (x) avec une valeur maximale

### 3.5/ LOI DE COMMANDE

Comme il a été mis en évidence, en utilisant les primitives globales de l'image exprimées dans le domaine fréquentiel, nous pouvons estimer directement les translations et la rotation relatives aux mouvements de la caméra. Par conséquent, il est naturel de choisir une technique d'asservissement visuel fondée sur l'utilisation de la pose et non des informations visuelles de type géométrique dans la boucle de commande.

**Proposition 4 : Commande par ondelettes spectrales continues**

Soit  $\delta x$ ,  $\delta y$  et  $\delta\theta$  le décalage entre l'image courante  $\mathbf{I}$  et l'image désirée  $\mathbf{I}^*$ . Alors, nous pouvons reconstituer la primitive 3D :

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} \delta x \\ \delta y \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \delta\theta \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

et l'asservir à  $\mathbf{s}^* = \mathbf{0}_{6 \times 1}$  par un asservissement visuel 3D pose qui s'écrit :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \mathbf{L}_s^{-1} \mathbf{s} \quad (3.23)$$

où  $\mathbf{L}_s$  est introduite dans le **Rappel 2**.

La loi de commande proposée dans ce chapitre est complètement découplée en translation et la rotation.

Le schéma de commande complet, incluant l'estimation de pose, est illustré sur la figure 3.20.

### 3.6/ VALIDATIONS EXPÉRIMENTALES AVEC UNE CAMÉRA CONVENTIONNELLE

Afin de démontrer le comportement de la loi de commande développée dans ce chapitre, nous avons mis en œuvre une plateforme expérimentale (figure 3.21) avec une configuration déportée

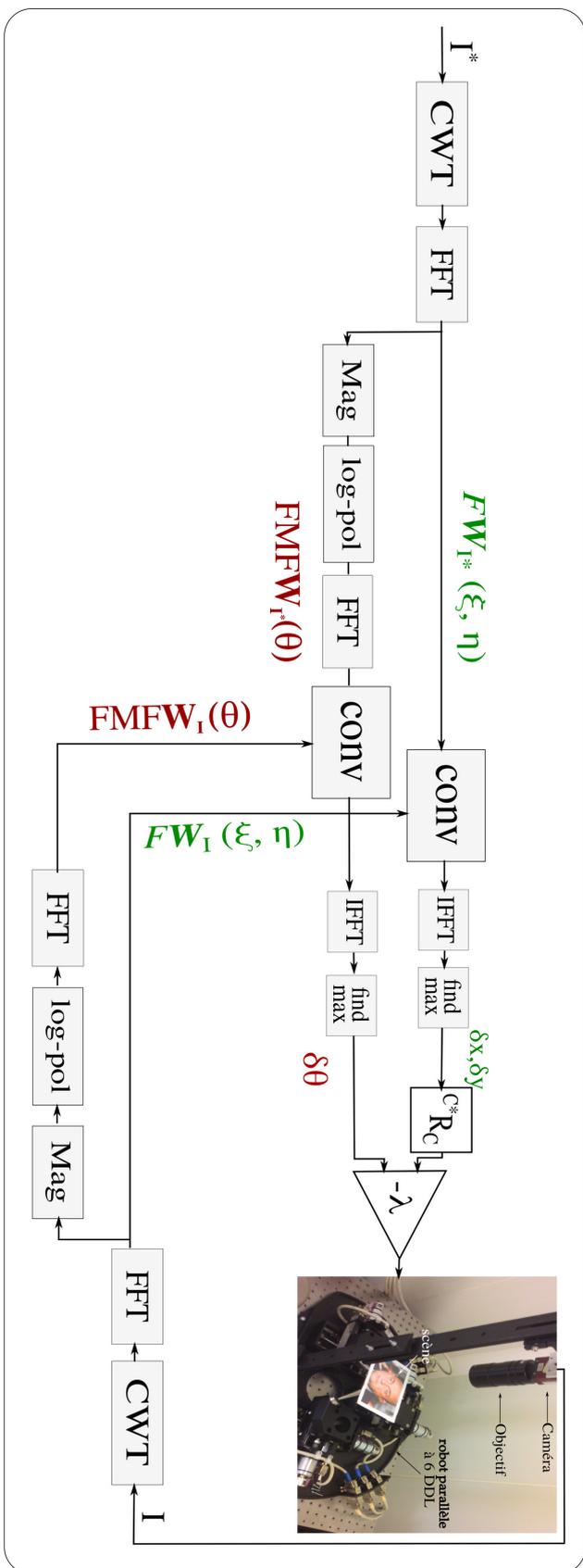


Figure 3.20 – Schéma de commande par asservissement visuel fondé sur les coefficients d'ondelettes spectrales continues pour le contrôle de la pose 2D [Ourak et al., 2016a].

de la caméra (eye-in-hand). Ainsi, cette plateforme est composée des parties suivantes :

- un robot parallèle à 6 DDL de type SpaceFAB SF-3000 BS de la société Micos avec une cinématique **3PPSR**. Il possède les caractéristiques suivantes : un espace atteignable en translation de  $(T_x, T_y, T_z)_{max}^T = (50 \text{ mm}, 100 \text{ mm}, 12.7 \text{ mm})^T$  et un espace maximal atteignable en rotation de  $(R_x, R_y, R_z)_{max}^T = (10^\circ, 10^\circ, 10^\circ)^T$ . Sa résolution linéaire est de  $0.2 \mu\text{m}$  avec une répétabilité de  $\pm 0.5 \mu\text{m}$  et sa résolution angulaire est de  $0.0005^\circ$  avec une répétabilité de  $\pm 0.0011^\circ$ . Par ailleurs, il est à noter que le robot possède des capteurs de position de très grande résolution, qui serviront de mesure de référence (vérité terrain) pour quantifier la précision de la loi de commande proposée.
- une caméra CCD est montée sur un bras de positionnement mécanique passif, qui visualise la scène. Elle a une cadence d'acquisition de 25 images par seconde pour une résolution de  $640 \times 480$  pixels ;
- un premier ordinateur (PC1) est dédié pour l'acquisition d'images et le calcul de la loi de commande. Il est composé d'un microprocesseur Intel core i5 d'une fréquence de 3.20 GHz (sous le système d'exploitation Linux) ;
- un deuxième ordinateur (PC2) est quant à lui dédié au contrôle interne du robot (asservissement des actionneurs) et à la communication entre le robot et l'ordinateur de commande (PC1) (réception des vitesses de commandes et envoi des valeurs courantes des encodeurs du robot). Il est composé d'un microprocesseur Intel Xeon d'une fréquence de 2.33 GHz (sous l'environnement Windows 7) ;
- la communication entre les deux ordinateurs est asynchrone et utilise le protocole TCP/IP<sup>2</sup>.

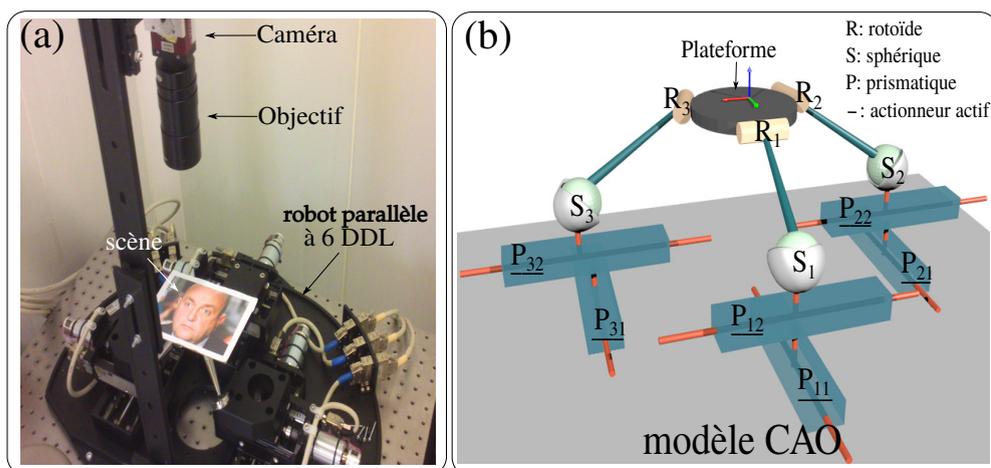


FIGURE 3.21 – (a) Plateforme robotique expérimentale à 6 DDL avec une configuration déportée de la caméra, (b) schématisation de la cinématique du robot parallèle **3PPSR** de type SpaceFAB.

2. TCP-IP (Transmission Control Protocol - Internet Protocol).

**Rappel 12 : Loi de commande du robot dans le cas d'une caméra déportée**

Comme la caméra est dans une configuration déportée, il est alors nécessaire d'adapter l'expression du contrôleur (2.23). Autrement dit, il faut exprimer le torseur cinématique  ${}^c\mathbf{v}_c$  (initialement calculé dans le repère de la caméra), dans le repère lié à la base du robot  $\mathcal{R}_0$  pour obtenir les vitesses articulaires  $\dot{\mathbf{q}}$ . Cette transformation s'écrit :

$$\dot{\mathbf{q}} = -{}^e\mathbf{J}_e^{-1} {}^e\mathbf{v}_e \quad (3.24)$$

où  ${}^e\mathbf{J}_e^{-1}$  est le Jacobien cinématique inverse, supposé parfaitement connu, et définie dans le **Rappel 6** par l'équation 2.23.

Dans le but d'étudier le comportement de la commande développée, plusieurs scénarios ont été mis en œuvre. La première série concerne les tests sur le mouvement en translation avec différentes conditions de travail (conditions nominales, variations d'éclairage, présence d'occlusions). La deuxième série est dédiée à l'estimation de l'espace de convergence du contrôleur. Enfin, une série de tests sur le plan en translation et rotation avec différentes images a été réalisée.

## 3.6.1/ CAS D'UN MOUVEMENT EN TRANSLATIONS PURES

Le premier test consiste à effectuer une tâche de positionnement sur 2 DDL (translations  $x$ , et  $y$ ). Le premier scénario est réalisé dans des conditions nominales (à savoir un étalonnage caméra et caméra/robot précis, aucune occultation de la scène ni de variations d'éclairage). Le contrôleur doit repositionner le robot à partir de l'image initiale (figure 3.22(b)) vers celle désirée (figure 3.22(a)), c'est-à-dire de sorte à atteindre la position  $\mathbf{r}^*(mm) = (0, 0)$  à partir de la position initiale  $\mathbf{r}(mm) = (-10, -10)$ . Comme mentionné ci-dessus, les coefficients des ondelettes continues spectrales sont les seules primitives visuelles utilisées dans la boucle de commande.



FIGURE 3.22 – [Conditions nominales] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

La figure 3.22 représente une séquence d'images illustrant la réalisation de la tâche de positionnement à 2 DDL. Dans ce test, l'erreur initiale entre l'image courante (choisie de façon arbitraire) et l'image désirée est de  $\Delta\mathbf{r}_{init}(mm) = (10, 10)$ . La différence d'image est obtenue par :

$$\mathbf{I}_{diff} = \frac{(\mathbf{I}(\mathbf{r}) - \mathbf{I}(\mathbf{r}^*)) + 255}{2} \quad (3.25)$$

est représentée sur la figure 3.22(c), tandis que celle qui démontre la convergence du contrôleur est illustrée sur la figure 3.22(d). En effet, l'erreur de positionnement mesurée après convergence (en utilisant les capteurs proprioceptifs à haute résolution du robot) est de  $\Delta\mathbf{r}_{finale}(\mu m) = (1, 1)$  démontrant la bonne précision de l'approche proposée.

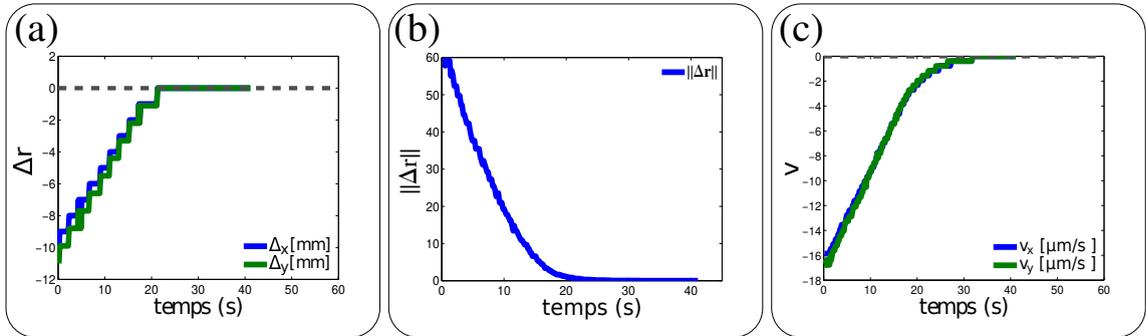


FIGURE 3.23 – Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l’erreur, et (c) la vitesse de commande (en  $mm/s$ ) toutes en fonction du temps.

Pour une meilleure illustration des performances du contrôleur, nous avons également enregistré la décroissance de l’erreur de positionnement en fonction du temps (erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}$ ) et tracé sur la figure 3.23(a). La figure 3.23(b) montre la décroissance exponentielle de la norme de l’erreur en fonction du temps. Enfin, la figure 3.23(c) illustre l’évolution des vitesses envoyées au robot en fonction du temps. Comme nous pouvons le souligner, le contrôleur converge de façon exponentielle vers la position désirée avec un temps de calcul d’environ  $180\ ms$  par itération sans optimisation de code. Au final, la tâche de positionnement dure environs 30 secondes.

Nous avons voulu aller plus loin avec les tests de cette méthode par l’introduction d’une occultation sur l’image courante (1/6 de l’image initiale) (figure 3.24(b)). Cette occultation a été rajoutée à la scène après avoir choisi une image désirée entière (figure 3.24(a)). Le but final reste le même, à savoir réaliser un positionnement automatique du robot à partir de la position initiale  $\Delta \mathbf{r}_{init}(mm) = (10, 11)$  vers la position désirée  $\Delta \mathbf{r}_{init}(mm) = (0, 0)$  sans occultation.



FIGURE 3.24 – [Occultations partielles] : Séquence d’images acquise pendant la réalisation d’une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

La séquence d’images (figure 3.24) présente la tâche de positionnement à 2 DDL dans le cas de l’occultation qui couvre 1/6 de la scène. Par ailleurs, nous montrons dans cette séquence la différence d’image initiale sur la figure 3.24(c) mais aussi celle après convergence (figure 3.24(d)). Ainsi, l’erreur finale mesurée après convergence est de  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu m) = (805, 149)$  révélant la précision de convergence de la commande. Nous avons illustré la décroissance de l’erreur de position, proche d’une forme exponentielle, en fonction du temps (figure 3.25(a)), avec celle de la norme de l’erreur (figure 3.25(b)) et de la vitesse (figure 3.25(c)).

Comme nous avons constaté un comportement stable de la commande, nous avons voulu savoir qu’elle était l’occultation maximale admissible en translation pour continuer à assurer une

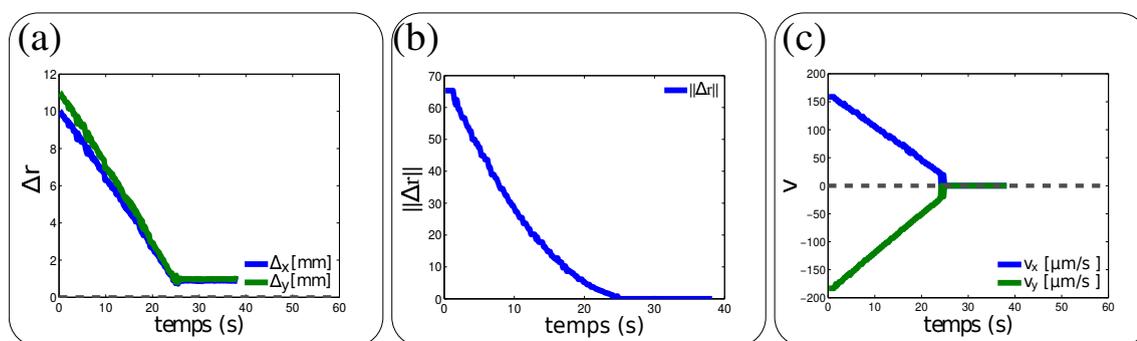


FIGURE 3.25 – Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en  $mm/s$ ) toutes en fonction du temps.

convergence acceptable. Nous avons réalisé le même test mais avec des occultations partielles de la scène de plus en plus importantes. Ainsi, comme le montre la séquence de la figure 3.26, la méthode assure une convergence jusqu'à 1/3 de la surface de la scène. La précision de positionnement obtenue après convergence est estimée à  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu\text{m}) = (82, 852)$  pour une erreur initiale de  $\Delta \mathbf{r}_{init}(mm) = (10, 11)$ .

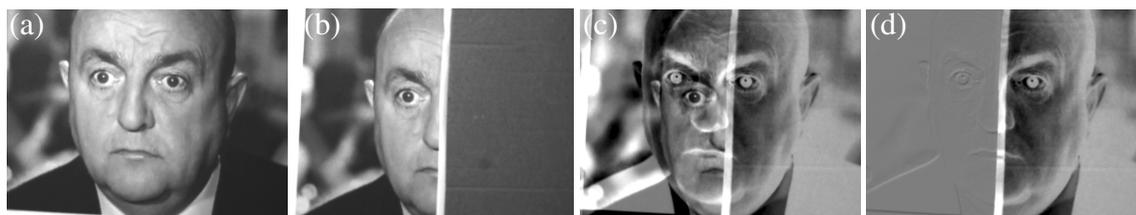


FIGURE 3.26 – [Occultations partielles] : Séquence d'images acquise pendant la réalisation d'une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

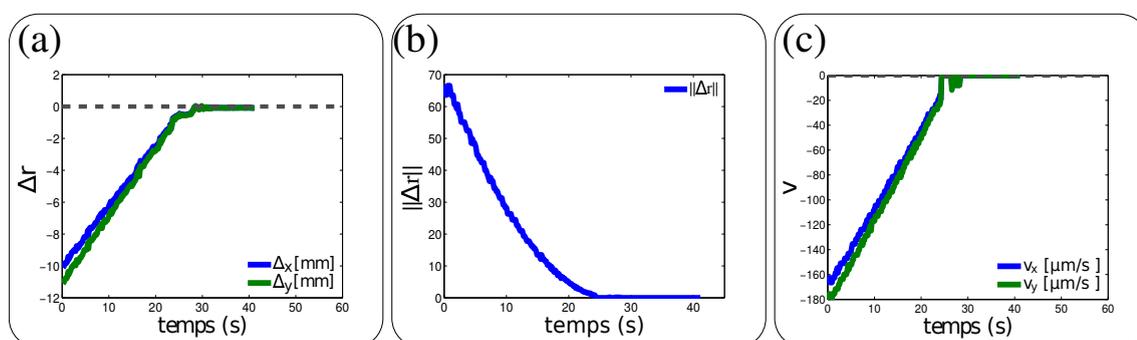


FIGURE 3.27 – Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l'erreur, et (c) la vitesse de commande (en  $mm/s$ ) en fonction du temps.

Nous avons également présenté les courbes de l'erreur, de la norme de l'erreur et des vitesses respectivement sur les figures 3.27(a), (b), et (c). Ces courbes montrent une convergence expo-



FIGURE 3.28 – [Variations d’éclairage] : Séquence d’images acquise pendant la réalisation d’une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

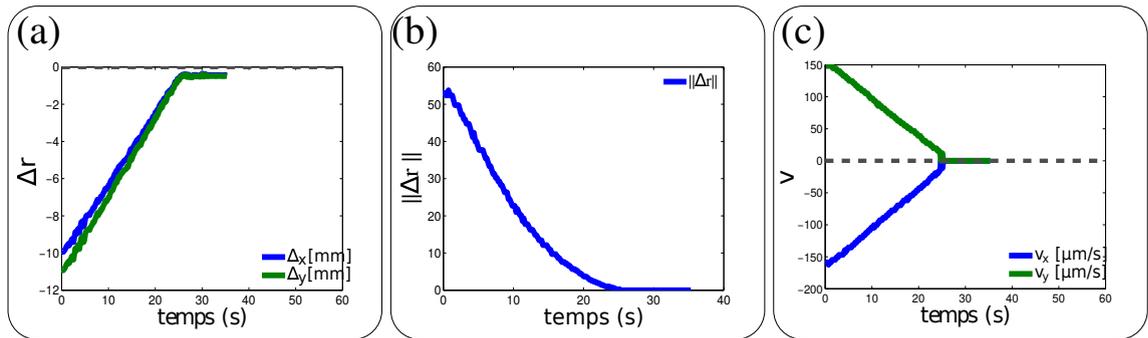


FIGURE 3.29 – Courbe lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l’erreur, et (c) la vitesse de commande (en  $mm/s$ ) en fonction du temps.

entielle du contrôleur malgré la présence de perturbations extérieures non-négligeables (occultations). Ces tests montrent une très bonne gestion de l’occultation par le contrôleur développé.

Enfin, le dernier test de cette série est consacré à l’évaluation du comportement du contrôleur à une variation d’éclairage. A partir d’une position désirée  $\mathbf{r}^*(mm) = (0, 0)$  avec un éclairage optimal (figure 3.28(a)), nous déplaçons le robot vers une position initiale arbitraire  $\mathbf{r}(mm) = (-10, -11)$  avec un éclairage réduit (figure 3.28(b)). Ce scénario montre une convergence quasi-exponentielle (figure 3.29) malgré des variations d’éclairage notables (figure 3.28(d)) avec une erreur finale de positionnement estimée à  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu m) = (445, 334)$ .

Au final d’après les premiers tests expérimentaux, le contrôleur a montré un comportement très intéressant, notamment en termes de précision et de robustesse vis-à-vis des perturbations extérieures (occultations partielles et éclairage instable).

### 3.6.2/ DOMAINE DE CONVERGENCE

Nous avons voulu savoir, dans ce scénario, quel est l’espace de convergence (sur les axes de translations) de notre méthode. De ce fait, nous avons imaginé un test qui consiste à faire translater notre image courante par rapport à l’image désirée dans toutes les directions (figure 3.30) afin d’estimer le domaine de convergence admissible pour notre contrôleur.

La figure 3.31 montre l’espace de convergence maximum qu’on peut obtenir avec cette loi de commande qui correspond à environ à 1/3 du champ de vision de la caméra disponible sur la plateforme expérimentale.

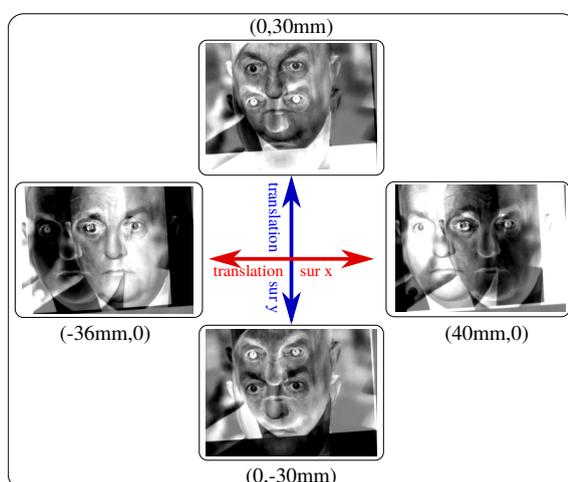


FIGURE 3.30 – Domaine de convergence de l’approche en translation  $(x, y)$  représenté par l’image de différence (entre la position initiale et désirée) initiale avant convergence.

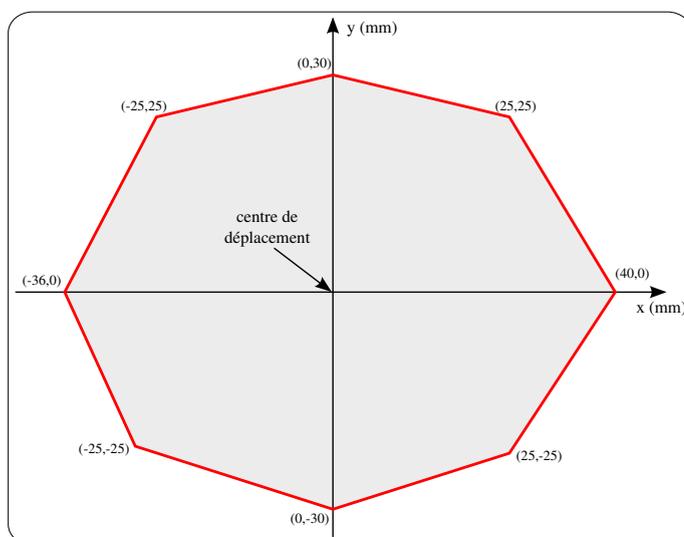


FIGURE 3.31 – Domaine de convergence de l’approche en translation  $(x, y)$ .

### 3.6.3/ CAS D’UN MOUVEMENT PLANAIRE COMPLET (2 TRANSLATIONS ET 1 ROTATION)

Nous rajoutons une rotation autour de l’axe  $z$  dans la tâche de positionnement présentée précédemment. En effet, les figures 3.32(a) et (d) représentent une séquence d’images prise lors du processus de positionnement dans  $SE(2)$ . Elles représentent respectivement les images initiale et désirée, avec une erreur de positionnement initiale de  $\Delta \mathbf{r}_{init}(mm, deg) = (10, 10, 5)$ . Tandis que la figure 3.32(c) illustre la différence entre les deux images  $\mathbf{I}(\mathbf{r})$  et  $\mathbf{I}(\mathbf{r}^*)$  et la figure 3.32(d) la différence après convergence. Nous pouvons souligner que le contrôleur converge vers la position souhaitée avec une erreur finale mesurée est de  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu m, deg) = (105, 87, 0.10)$  démontrant la bonne précision de la méthode proposée.

Par ailleurs, la figure 3.33 illustre respectivement l’erreur cartésienne, la norme de l’erreur, ainsi que les vitesses envoyées au robot en fonction du temps. Cependant, nous pouvons remarquer à

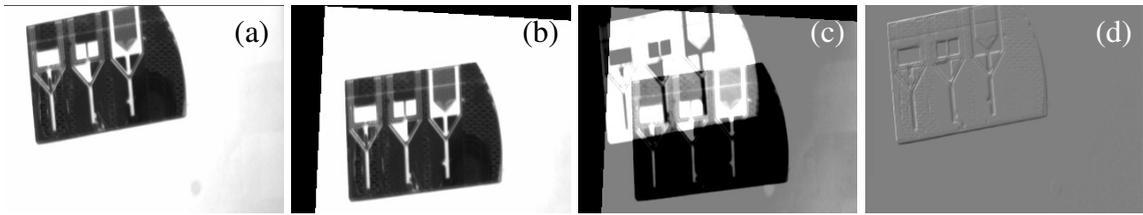


FIGURE 3.32 – [Conditions nominales] : Séquence d’images acquise pendant la réalisation d’une tâche de positionnement en utilisant la loi de commande développée : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale  $I_{diff}$ , et (d) image de différence  $I_{diff}$  après convergence.

lecture de ces courbes, une convergence exponentielle en translation, mais moins évidente lorsqu’il s’agit de la rotation. Ceci peut s’expliquer par la difficulté à estimer la rotation via la mesure de l’amplitude du signal notamment sur les images bruitées ou très lisses (faible texture). En revanche, la loi de commande finie tout de même par converger à la position désirée.

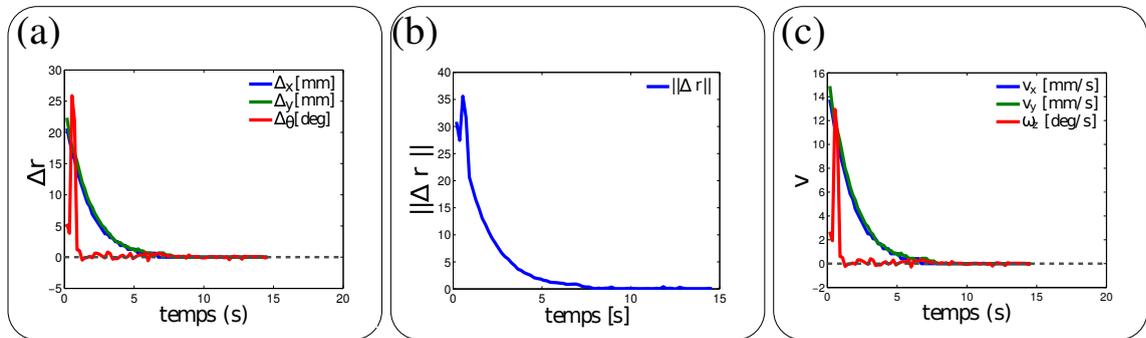


FIGURE 3.33 – Courbes lors du positionnement à 3 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta r_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l’erreur, et (c) vitesse de commande (en  $mm/s$ ) toutes en fonction du temps.

### 3.7/ CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous avons présenté notre première méthode d’asservissement visuel 2D pose direct fondée sur les ondelettes continues spectrales pour la commande dans  $SE(2)$ . Celle-ci apparaît comme un contrôleur découplé (indépendance des translations et de la rotation). De plus, c’est une méthode sans étape d’extraction de primitives visuelles ni de mise en correspondance, ou encore d’algorithmes de suivi visuel. Le contrôleur a été validé expérimentalement sur un robot parallèle, avec une caméra CCD conventionnelle, dans une configuration déportée. D’abord, nous avons constaté une bonne convergence de la méthode en translation et en rotation avec un temps de calcul de  $180\ ms$  pour chaque itération (qui peut être largement amélioré par une optimisation du code). Ensuite, nous avons montré qu’elle offre un espace de convergence intéressant. En plus, elle assure une robustesse vis-à-vis à des perturbations extérieures de type occultations (qui peuvent aller jusqu’à  $1/3$  de la scène) ou encore des variations d’éclairage. En revanche, bien que les ondelettes améliorent la représentation de l’amplitude pour mesurer la rotation par rapport notamment à la transformée de Fourier, il est clair qu’après les tests expérimentaux, nous constatons qu’il reste encore des améliorations à apporter à cette commande. Au final, dans ce travail, nous

nous sommes limités à un contrôle dans  $SE(2)$ . Il est tout à fait possible d'étendre ce travail vers une loi de commande dans  $SE(3)$  par le calcul des rotations hors plan ( $R_x, R_y$ ), ainsi que l'introduction du calcul de  $z$ . Une première ébauche a été traitée dans [\[Marturi et al., 2016\]](#) pour la transformée de Fourier.

## ASSERVISSEMENT VISUEL 2D DIRECT FONDÉ SUR LES ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

*Comme pour le chapitre précédent, nous proposons dans celui-ci une deuxième méthode d'asservissement visuel 2D direct. Cette méthode utilise des primitives visuelles qui consistent en des ondelettes multirésolution discrètes pour développer une loi de commande multirésolution originale. Le calcul du flot optique par l'analyse multirésolution, permis par la décomposition en ondelettes, est utilisé dans le calcul de la matrice d'interaction elle-même multirésolution associée aux coefficients des ondelettes. Cette méthode, qui assure un contrôle sur 6 DDL, a été validée expérimentalement sur des images conventionnelles. Par ailleurs, le contrôle avec des images OCT sera présenté dans le chapitre 5.*

### Sommaire

---

<b>4.1 Introduction</b> . . . . .	<b>80</b>
<b>4.2 Asservissement visuel 2D</b> . . . . .	<b>80</b>
4.2.1 Asservissement visuel 2D avec primitives visuelles . . . . .	80
4.2.2 Vers des approches directes . . . . .	80
<b>4.3 Analyse multirésolution par ondelettes</b> . . . . .	<b>84</b>
4.3.1 Théorie des ondelettes multirésolution . . . . .	84
4.3.2 Représentation de la décomposition . . . . .	87
<b>4.4 Asservissement visuel fondé sur les ondelettes multirésolution</b> . . . . .	<b>88</b>
4.4.1 Équation du flot optique par ondelettes multirésolution . . . . .	89
4.4.2 Primitives visuelles de type ondelettes multirésolution . . . . .	90
4.4.3 Calcul du gradient spatial des ondelettes multirésolution . . . . .	91
4.4.4 Choix de la famille d'ondelettes . . . . .	91
4.4.5 Formalisation de la loi de commande . . . . .	93
<b>4.5 Validation expérimentale sur une caméra conventionnelle</b> . . . . .	<b>94</b>
4.5.1 Tests de validation à la résolution $j = 1$ (moitié) . . . . .	94
4.5.2 Apport de la multirésolution sur le contrôleur . . . . .	101
4.5.3 Comparaison entre ondelettes multirésolution et la méthode des 4 points	106
4.5.4 Comparaison entre ondelettes multirésolution et photométrie . . . . .	107
<b>4.6 Conclusion</b> . . . . .	<b>108</b>

---

## 4.1/ INTRODUCTION

Jusqu'à présent, nous avons introduit une première méthode d'asservissement visuel 2D pose fondée sur les primitives de type ondelettes spectrales continues. Cette approche assure le contrôle que de 3 DDL c'est-à-dire dans le plan. Dans ce chapitre, nous proposons de développer une nouvelle méthode qui assure le contrôle de 6 DDL. Pour ce faire, nous avons choisi d'utiliser un deuxième type de primitives visuelles qui sont les ondelettes multirésolution. Ces coefficients vont à la fois servir dans la définition des primitives visuelles 2D, mais aussi dans la conception de la matrice d'interaction multi-échelle.

## 4.2/ ASSERVISSEMENT VISUEL 2D

### 4.2.1/ ASSERVISSEMENT VISUEL 2D AVEC PRIMITIVES VISUELLES

L'asservissement visuel 2D couramment utilisé est basé sur des primitives visuelles de type géométriques : points, droites [Andreff, 1999], moments [Chaumette, 2004], etc. À noter que les points 2D image sont les plus utilisés [Chaumette and Hutchinson, 2006] (figure 4.1) d'une part la facilité à les extraire dans l'image (en comparaison aux autres informations visuelles suscitées) et d'autre part à l'héritage de la communauté de l'asservissement visuel qui a utilisé les coordonnées des points comme signal d'entrée la commande. Cependant, l'extraction de ces informations visuelles, leur mise en correspondance en leur suivi visuel dans le temps limitent considérablement l'utilisation de l'asservissement visuel pour la commande de robots dans de multiples domaines d'applications. C'est cette limitation qui a amené une partie de la communauté d'asservissement visuel à penser à d'autres manières de concevoir des lois de commande qui s'affranchissent de ces étapes fortes contraignantes. Ainsi, à la place des informations visuelles géométriques, il est a été démontré qu'il est tout à fait possible d'utiliser l'information globale de l'image (photométrie, information mutuelle, etc.) pour la mise en œuvre de lois de commande tout à fait intéressantes. Elles sont généralement désignées dans la littérature par le terme asservissement visuel direct.

### 4.2.2/ VERS DES APPROCHES DIRECTES

Afin de résoudre quelques limites des méthodes d'asservissement visuel 2D avec primitives visuelles de type géométriques, des travaux proposent des méthodes plus globales. Dans ce cas, l'image est utilisée dans sa globalité comme primitive visuelle dans la boucle de commande.

Des premières solutions basées sur l'homographie ont été proposées. Une illustration de l'application de ces méthodes est présentée dans la figure 4.1. L'inconvénient de ces techniques est la présence d'une étape de suivi qui mesure l'homographie courante.

Parmi les informations visuelles globales modélisées en vue de développer une commande d'asservissement visuel direct, nous pouvons citer :

- photométrie [Collewet and Marchand, 2011, Tamadazte et al., 2012] ;
- l'information mutuelle [Dame, 2010, Ourak et al., 2016c] ;
- la somme de la variance conditionnelle [Delabarre and Marchand, 2012] ;
- la mesure des histogrammes [Bateux and Marchand, 2017] ;
- mixture de gaussienne [Crombez et al., 2015].

Une description de la méthode de photométrie est décrite dans le **Rappel 13** et montrée dans la figure 4.1, car elle sera exploitée dans la suite du chapitre.

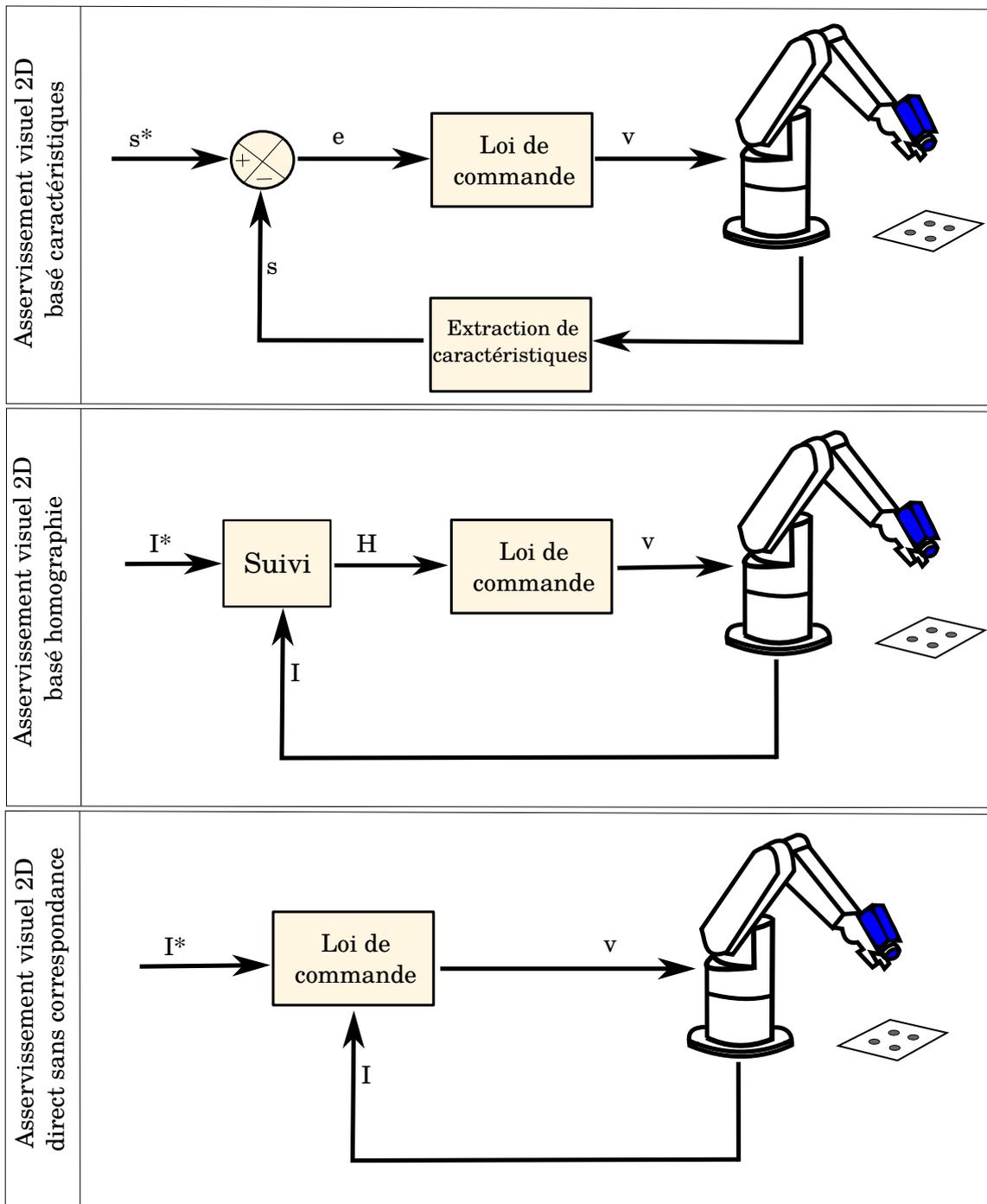


FIGURE 4.1 – De l’asservissement visuel 2D avec extraction et suivi de primitives visuelles vers l’asservissement visuel 2D direct (figure inspirée de [Dame, 2010]).

**Rappel 13 : Asservissement visuel photométrique [Collewet and Marchand, 2011] (I/2)**

Le calcul de la commande appropriée dans la méthode d'asservissement visuel direct se résume à résoudre un problème d'optimisation non-linéaire exprimé par :

$$\hat{\mathbf{r}} = \arg \min_{\mathbf{r}} \sum_{\mathbf{x}} [\mathbf{I}(\mathbf{x}(\mathbf{r})) - \mathbf{I}(\mathbf{x}(\mathbf{r}^*))]^2 \quad (4.1)$$

où  $\mathbf{x} = (x, y) \in \mathbb{R}^2$  sont les coordonnées de chaque point dans l'image  $\mathbf{I}_{(N \times M)}$  et  $N \times M$  est la dimension de l'image sur  $x, y$ . Les primitives visuelles  $\mathbf{s}$  choisies sont l'ensemble des intensités de l'image  $\mathbf{I}$ . Ces primitives sont vectorisées comme suit :

$$\mathbf{s} = \begin{bmatrix} I(\mathbf{x}_1) \\ I(\mathbf{x}_2) \\ \vdots \\ I(\mathbf{x}_{(N \times M)}) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$\mathbf{s} = \text{vec}(\mathbf{I}) \quad (4.3)$$

La matrice d'interaction  $\mathbf{L}_I$  associée aux primitives visuelles de type intensité est calculée par la dérivée temporelle de  $\mathbf{s}$ . Elle permet de relier la vitesse tensorielle de la caméra aux variations temporelles des intensités de l'image. Elle s'écrit :

$$\dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_I \mathbf{v} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_I(\mathbf{x}_1) \\ \mathbf{L}_I(\mathbf{x}_2) \\ \vdots \\ \mathbf{L}_I(\mathbf{x}_{(N \times M)}) \end{bmatrix} \mathbf{v} \quad (4.4)$$

où  $\mathbf{v} = (v_x, v_y, v_z, \omega_x, \omega_y, \omega_z)^\top$  est le torseur cinématique.

Si nous considérons l'équation contrainte du mouvement apparent [Horn and Schunck, 1981], un même point physique vu par une caméra dans un court intervalle de temps  $\delta t$  s'écrit :

$$I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (4.5)$$

Le développement de Taylor au premier ordre de l'équation (4.5) renvoie :

$$\nabla I_x \dot{x} + \nabla I_y \dot{y} - \dot{I} = 0 \quad (4.6)$$

avec  $\nabla I = [\nabla I_x \ \nabla I_y]^\top = \left[ \frac{\partial I}{\partial x} \ \frac{\partial I}{\partial y} \right]^\top$  est le gradient spatial de l'image  $\mathbf{I}$  au pixel  $(x, y)$ .

La matrice d'interaction de chaque pixel  $(x, y)$  de l'image, s'obtient directement par :

$$\mathbf{L}_I(\mathbf{x}) = -\nabla I^\top \mathbf{L}_{2D} \quad (4.7)$$

où  $\mathbf{L}_{2D}$  est la matrice d'interaction d'un point 2D présenté dans la sous-section 2.3.4.

La matrice d'interaction est obtenue en utilisant le modèle d'illumination de [Collewet and Marchand, 2010]. En revanche, si l'hypothèse de luminance constante est impossible dans le cas d'un mouvement relatif entre la surface et la source de lumière (même pour le cas de surface Lambertienne<sup>a</sup>), le calcul de cette matrice d'interaction devient compliqué.

<sup>a</sup>. Lambertienne : elle respecte la loi de Lambert, une source de lumière dont la luminance est angulairement uniforme.

**Rappel 14 : Asservissement visuel photométrique [Collewet and Marchand, 2011] (2/2)**

Le problème d'optimisation a été résolu dans ce travail en utilisant la méthode de Levenberg-Marquardt. De fait, la loi de commande déduite s'écrit :

$$\mathbf{v} = -\lambda (\mathbf{H} + \mu \text{diag}(\mathbf{H}))^{-1} \widehat{\mathbf{L}}_1^+ (\text{vec}(\mathbf{I})(\mathbf{r}) - \text{vec}(\mathbf{I})(\mathbf{r}^*)) \quad (4.8)$$

où  $\lambda$  et  $\mu$  sont des gains de commande positifs.  $\mathbf{H}$  est une approximation de la matrice Hessien telle que  $\mathbf{H} = \mathbf{L}_1^T \mathbf{L}_1$ . Les particularités de cette méthode sont essentiellement :

- L'utilisation d'un grand nombre de primitives redondantes améliore substantiellement la précision du contrôleur ;
- Le domaine de convergence est réduit par rapport au traditionnel asservissement visuel 2D, notamment sur les rotations. Ceci est dû essentiellement aux fortes hypothèses sur la non-variation de l'intensité des pixels entre deux déplacements.

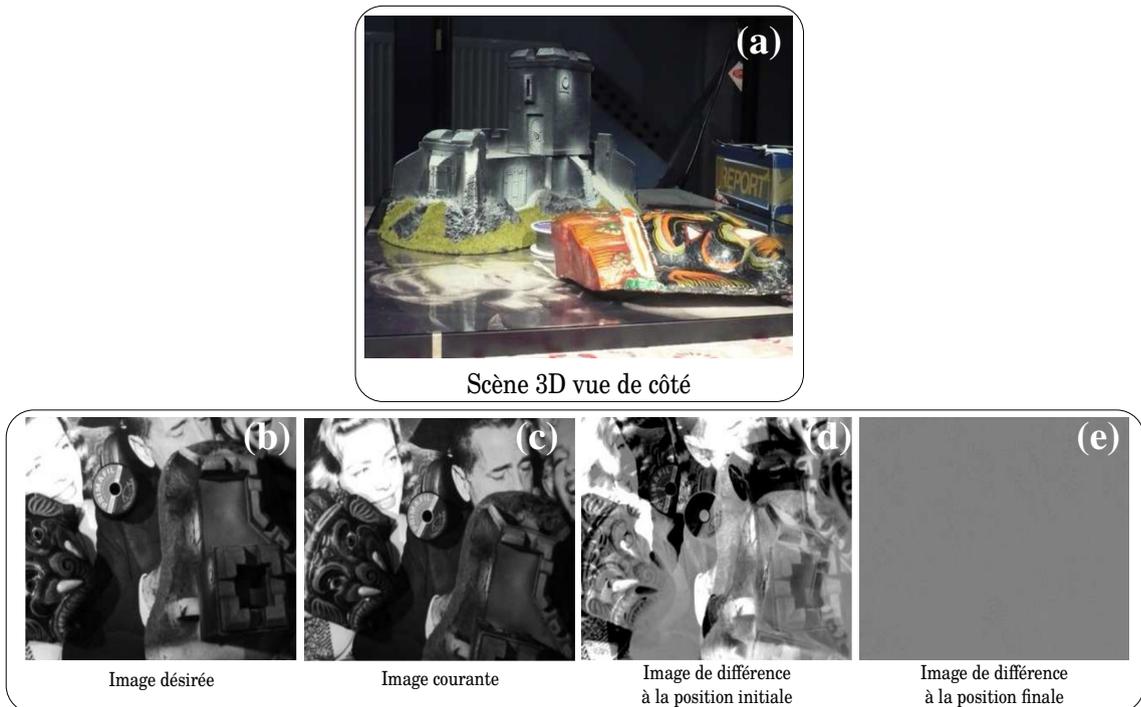


FIGURE 4.2 – Séquence d'images d'asservissement visuel photométrique proposé par [Collewet and Marchand, 2011] : (a) image de la scène 3D utilisée lors du test vue de côté, (b) image désirée, (c) image initiale, (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  entre l'image désirée, et initiale et (e) image de différence après la convergence.

Dans le chapitre précédent, nous avons introduit les ondelettes dans un cadre général. Puis, nous nous sommes focalisés sur les ondelettes spectrales continues. A présent, nous allons aborder un autre type d'ondelettes à savoir les ondelettes discrètes multirésolution.

### 4.3/ ANALYSE MULTIRÉSOLUTION PAR ONDELETTES

L'analyse multirésolution est sans doute l'une des plus intéressantes représentations des ondelettes discrètes appliquées au signal (respectivement à l'image). Elle a été introduite dans les travaux de Mallat et Meyer [Mallat, 1989, Mallat, 1996] en reliant les ondelettes orthogonales à des filtres passe-bas et passe-haut. Ce choix permet d'avoir une transformation rapide de l'espace-temps à l'espace-temps-fréquence et inversement. De plus, l'analyse multirésolution permet d'encoder la différence d'information entre une image de résolution  $N \times M$  et une image de résolution  $\frac{N}{2} \times \frac{M}{2}$ , par exemple. Ou encore, la multirésolution offre la possibilité d'analyser une image avec plusieurs résolutions différentes tout en gardant l'information de passage entre chaque niveau de résolution.

#### 4.3.1/ THÉORIE DES ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

##### 4.3.1.1/ CAS D'UN SIGNAL UNIDIMENSIONNEL

Le calcul de la transformée en ondelettes  $\mathbf{W}$  associé à une fonction 1D  $\mathcal{F}(t)$ , possède une infinité de solutions à cause des paramètres de dilatation  $\alpha \in \mathbb{R}^{+*}$  et de translation  $\beta \in \mathbb{R}$ . De plus, elle est considérée comme redondante car elle couvre plusieurs fois les mêmes parties du signal. De ce fait, l'ondelette discrète a été développée pour éviter la répétition dans certains cas.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, plusieurs conditions permettent de reconstruire le signal 1D  $\mathcal{F}$  à partir des coefficients d'ondelettes  $\mathbf{W}$ . Cependant, nous avons constaté qu'il n'était pas nécessaire de définir  $\mathbf{W}$  sur l'ensemble de  $\mathbb{R}^{+*} \times \mathbb{R}$  pour assurer la reconstruction.

Pour rappel, on fixe  $\alpha_0 > 1$  et  $\beta_0 > 0$ , la famille d'ondelettes continues monodimensionnelles est définie par :

$$\psi_{\alpha,\beta}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \psi\left(\frac{t-\beta}{\alpha}\right) \quad (4.9)$$

Elle devient dans le cas discret en prenant,  $\alpha \in \{\alpha_0^j | j \in \mathbb{Z}\}$  et  $\beta \in \{\rho \alpha_0^j \beta_0 | j, \rho \in \mathbb{Z}\}$ , la famille dénombrable d'ondelettes discrète suivante :

$$\psi_{j,\rho}(t) = \alpha_0^{-j/2} \psi(\alpha_0^{-j} t - \rho \beta_0) \quad (4.10)$$

De plus afin de respecter le théorème de Shannon, les paramètres sont choisis tels que  $\alpha_0 = 2$  et  $\beta_0 = 1$ . Finalement, la nouvelle fonction de famille d'ondelettes s'écrit :

$$\psi_{j,\rho}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j} t - \rho), \quad \text{pour } (j, \rho) \in \mathbb{Z}^2 \quad (4.11)$$

Comme la fonction de l'équation (4.11) est une base orthonormée, alors elle est intimement liée à la notion d'analyse multirésolution. Ainsi, soit  $M = \{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$  une analyse multirésolution de  $L^2(\mathbb{R})$ , elle est composée d'une suite de sous-espaces d'approximation  $\{V_j\}_{(j)} \in \mathbb{Z}^2$  fermés et emboîtés tels que :

$$\cdots V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \subset \cdots \quad (4.12)$$

de  $L^2(\mathbb{R})$ , dont l'intersection est réduite à 0. Ces espaces sont tous déduits de l'espace central  $V_0$  par contraction (respectivement dilatation) lorsque  $j < 0$  (respectivement,  $j > 0$ ), de la manière suivante :

$$\mathcal{F}(t) \in V_j \Leftrightarrow \mathcal{F}(2t) \in V_{j-1}, \quad \text{pour } j \in \mathbb{Z} \quad (4.13)$$

En complément à cet espace, un autre sous-espace dit de *détail* noté  $W_{j(j \in \mathbb{Z})}$  est présenté comme le supplémentaire orthogonal. La relation entre  $V_j$  et  $W_j$  est donnée par l'équation suivante :

$$V_j = V_{j+1} \oplus W_{j+1}, \quad \text{pour } j \in \mathbb{Z}, \quad \text{avec } W_j \perp V_j \quad (4.14)$$

où  $\oplus$  est l'opérateur de somme des espaces  $V_j$  et  $W_j$ . L'équation (4.14) traduit le fait que la somme des informations d'approximation et de détails à la résolution  $j + 1$  construit le signal original à la résolution  $j$ .

Ainsi, pour une fonction  $\mathcal{F}$ , la décomposition en ondelettes multirésolution, consiste à calculer les projections orthogonales de  $\mathcal{F}$  sur  $V_j$  et  $W_j$ . Ces coordonnées définies dans les espaces  $V_j$  et  $W_j$  sont munies de bases orthonormées :

$$\begin{cases} \psi_{j,\rho}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - \rho), & \text{pour } (j,\rho) \in \mathbb{Z}^2 \\ \varphi_{j,\rho}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \varphi(2^{-j}t - \rho), & \text{pour } (j,\rho) \in \mathbb{Z}^2 \end{cases} \quad (4.15)$$

où  $\varphi$  et  $\psi$  sont respectivement les fonctions d'échelle et d'ondelette.

L'application de ces deux fonctions  $\varphi$  et  $\psi$  sur le signal  $\mathcal{F}$  produit deux types de coefficients : ceux dits d'*approximation*  $A^j$  et ceux dits de *détail*  $D^j$  définis par les deux relations suivantes :

$$\begin{cases} A^j = \sum_{\rho \in \mathbb{Z}} a_{\rho}^j \varphi_{(j,\rho)}, & \text{avec } a_{\rho}^j = \langle \mathcal{F}, \varphi_{(j,\rho)} \rangle_{L^2} \\ D^j = \sum_{\rho \in \mathbb{Z}} d_{\rho}^j \psi_{(j,\rho)}, & \text{avec } d_{\rho}^j = \langle \mathcal{F}, \psi_{(j,\rho)} \rangle_{L^2} \end{cases} \quad (4.16)$$

Ce calcul d'approximation numérique des intégrales nécessite un temps de calcul non-négligeable. Au final, les éléments introduits dans l'analyse multirésolution sont regroupés dans la table 4.1.

TABLE 4.1 – Quelques éléments-clés de l'analyse multirésolution.

	Fonctions	Espaces	Bases	$j \nearrow$	$j \searrow$
Approximations	fonction d'échelle $\varphi$	$V_j$	$\{\varphi_{j,\rho}\}_{\rho \in \mathbb{Z}}$	plus	plus
Détails	fonction mère $\psi$	$W_j$	$\{\psi_{j,\rho}\}_{\rho \in \mathbb{Z}}$	grossiers	fins

Cela dit, ces ondelettes présentent des propriétés intéressantes :

- le nombre fini de coordonnées à calculer si le signal est à support compact ;
- la base est structurée par niveau d'échelle ;
- les fonctions de base d'une échelle sont linéairement liées à l'échelle suivante.

La conséquence de ces propriétés est la facilité de déduire les coordonnées des coefficients d'approximation et de détail à partir du signal original soit par une convolution, soit par un filtrage linéaire suivi d'un sous-échantillonnage dyadique (garder un échantillon sur deux du signal). De ces propriétés, les travaux de [Mallat, 1989] ont permis de développer un algorithme de décomposition multirésolution. Ce dernier exploite les propriétés précédemment citées pour calculer les valeurs d'ondelettes. Ainsi, au lieu d'utiliser les fonctions d'échelle et d'ondelette (équation (4.15), [Mallat, 1989] utilise une approche de calcul par filtrage. Cet algorithme est composé d'un filtre passe-haut  $h_D$ , qui joue, dans le domaine fréquentiel, le rôle de l'ondelette, et un filtre passe-bas  $l_D$ , dont le rôle fréquentiel est celui de la fonction d'échelle (cf. table 4.2).

TABLE 4.2 – Les filtres de la transformée en ondelettes multirésolution pour la décomposition.

Filtres	Passe-bas	Passe-haut
Décomposition	$l_D$	$h_D$

L'algorithme de la transformée en ondelettes multirésolution d'un signal, consiste à réaliser des tâches élémentaires de décomposition (par exemple, passer d'une résolution  $N$  à une résolution plus basse  $N/2$ ). Dans cet algorithme le produit scalaire entre les fonctions de base ne dépend pas de  $j$ . Il est alors possible d'utiliser le même pas élémentaire de décomposition pour toutes les échelles.

Ainsi, le signal  $a^j$  de longueur  $N$  passe par une convolution avec le filtre passe-bas  $l_D$  pour obtenir un signal d'approximation, et avec le filtre passe-haut  $h_D$  pour avoir un signal de détail. Ensuite, une étape de décimation dyadique (nous ne gardons qu'un échantillon sur deux) pour avoir au final le signal d'approximation  $a^{(j+1)}$  et de détail  $d^{(j+1)}$  de longueur  $N/2$ . Nous pouvons finalement écrire cette transformée par :

$$\begin{cases} a^{(j+1)} = \Delta(a^j * l_D) \\ d^{(j+1)} = \Delta(a^j * h_D) \end{cases} \quad (4.17)$$

où  $\Delta$  est la décimation dyadique,  $l_D$  filtre passe-bas de décomposition et  $h_D$  filtre passe-haut de décomposition. De plus, ces deux filtres peuvent appartenir aux familles d'ondelettes de Daubechies, Meyer, etc. C'est à l'utilisateur de l'algorithme de choisir la famille de filtres qui lui convient.

Nous pouvons représenter cet algorithme par un pas de décomposition entre deux résolutions  $j+1$  et  $j$  par la figure 4.3, avec  $dec$  représenté par  $\Delta$ . Si nous voulons avoir une décomposition supplémentaire, il suffit d'appliquer la même décomposition, sauf que le signal d'entrée est  $a^j$  et non pas  $a^{(j+1)}$ .

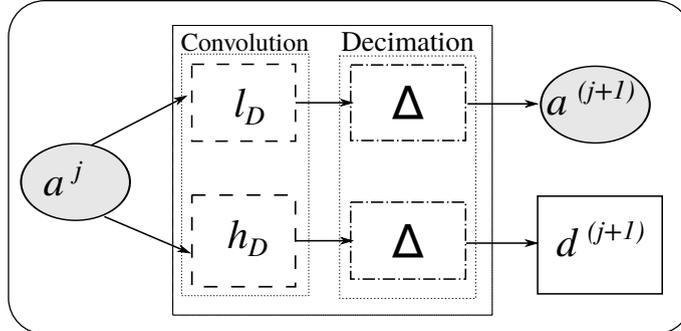


FIGURE 4.3 – Représentation de la transformée en ondelettes multirésolution d'un signal 1D sur une seule résolution.

#### 4.3.1.2/ CAS D'UN SIGNAL BIDIMENSIONNEL

Dans le cas d'un signal bidimensionnel (image), un algorithme similaire inspiré du 1D est utilisable. La seule différence réside dans le type d'information en sortie de chaque échelle de transformation. Ainsi, les fonctions d'ondelettes et d'échelles de l'équation (4.15) se calculent :

- fonction d'échelle :  $\psi_0^{2D}(x, y) = \varphi(x)\varphi(y)$  ;
- fonction d'ondelettes :

$$\begin{cases} \psi_1^{2D}(x, y) = \varphi(x)\psi(y) \\ \psi_2^{2D}(x, y) = \psi(x)\varphi(y) \\ \psi_3^{2D}(x, y) = \psi(x)\psi(y) \end{cases} \quad (4.18)$$

Cependant, l'algorithme de Mallat utilise les filtres  $l_D$  et  $h_D$  pour réaliser la décomposition. Dans le cas des images, la sortie est un ensemble de quatre composantes distinctes (figure 4.4). La première est une matrice d'approximation. Les trois autres sont des matrices de détail selon trois orientations : horizontale, verticale et diagonale.

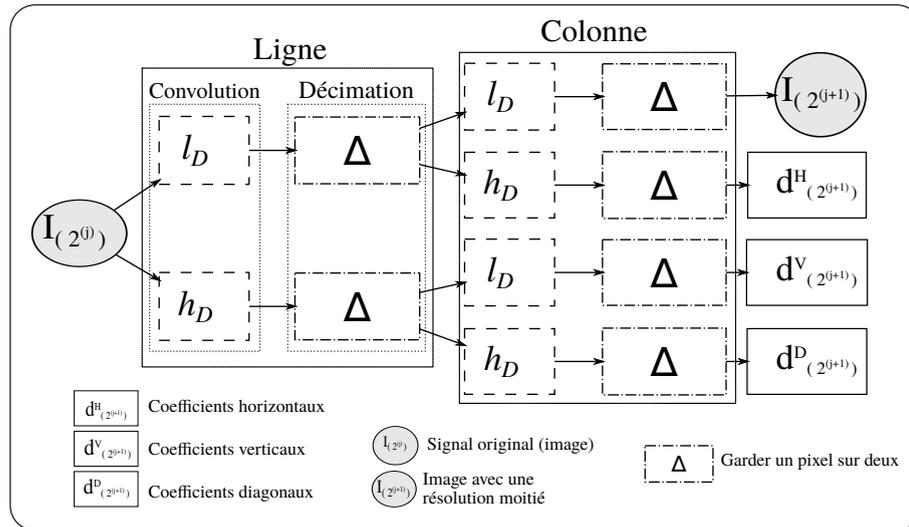


FIGURE 4.4 – Diagramme de la transformée en ondelettes multirésolution d'une image 2D sur une seule échelle (décomposition de moitié).

#### 4.3.2/ REPRÉSENTATION DE LA DÉCOMPOSITION

Prenons l'exemple d'une image originale (figure 4.5), sur laquelle nous réalisons une décomposition de niveau 1, puis de niveau 2 avec l'algorithme de Mallat en utilisant comme filtre la famille d'ondelettes de Daubechies d'ordre 2. L'image originale  $I_0$  de taille (256 × 256 pixels) présente des caractéristiques géométriques intéressantes (lignes horizontale, verticale et diagonale). Ainsi, la décomposition de niveau 1, nous renvoie aux coefficients de détails et d'approximations indiquées comme suit :

- (A) : coefficients d'approximations ( $I_1$ ) ;
- (H), (V) et (D) : respectivement les coefficients de détails horizontaux  $d_1^H$ , verticaux  $d_1^V$  et diagonaux  $d_1^D$ .

Couramment, deux types de représentation de la décomposition se confrontent. La première illustre les proportions entre les différentes échelles (niveaux) (figure 4.5). La seconde met d'avantage l'accent sur l'aspect arborescent de la décomposition en ondelettes (figure 4.6).

Ce qui ressort clairement des deux représentations, est la conservation des coefficients de détails, et la décomposition des approximations pour chaque échelle.

Maintenant que nous avons introduit le calcul des nouvelles primitives visuelles via les ondelettes multirésolution, nous allons présenter la manière de les exploiter dans notre contrôleur. Plus précisément, nous allons expliquer comment nous passons des coefficients d'ondelettes d'approximations et de détails, vers ceux de primitives visuelles et des éléments de la matrice d'interaction.

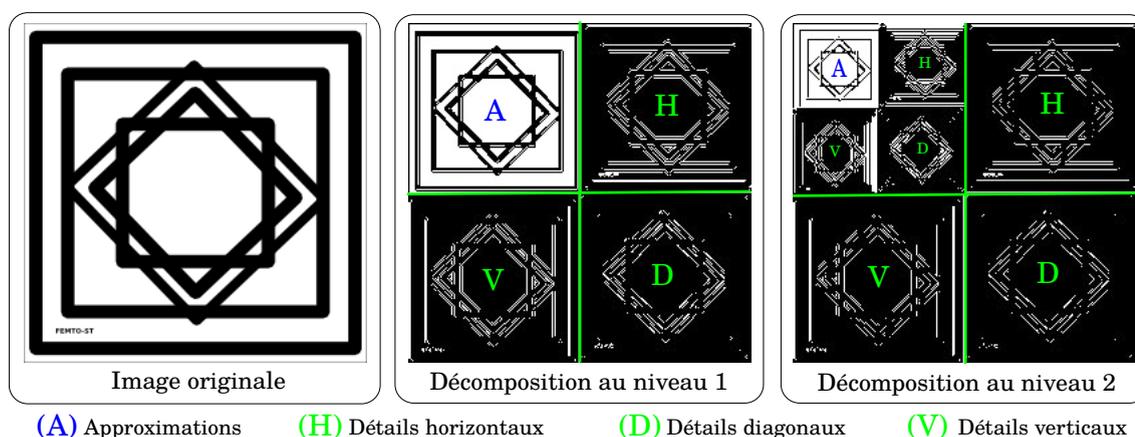


FIGURE 4.5 – Décomposition par représentation compacte.

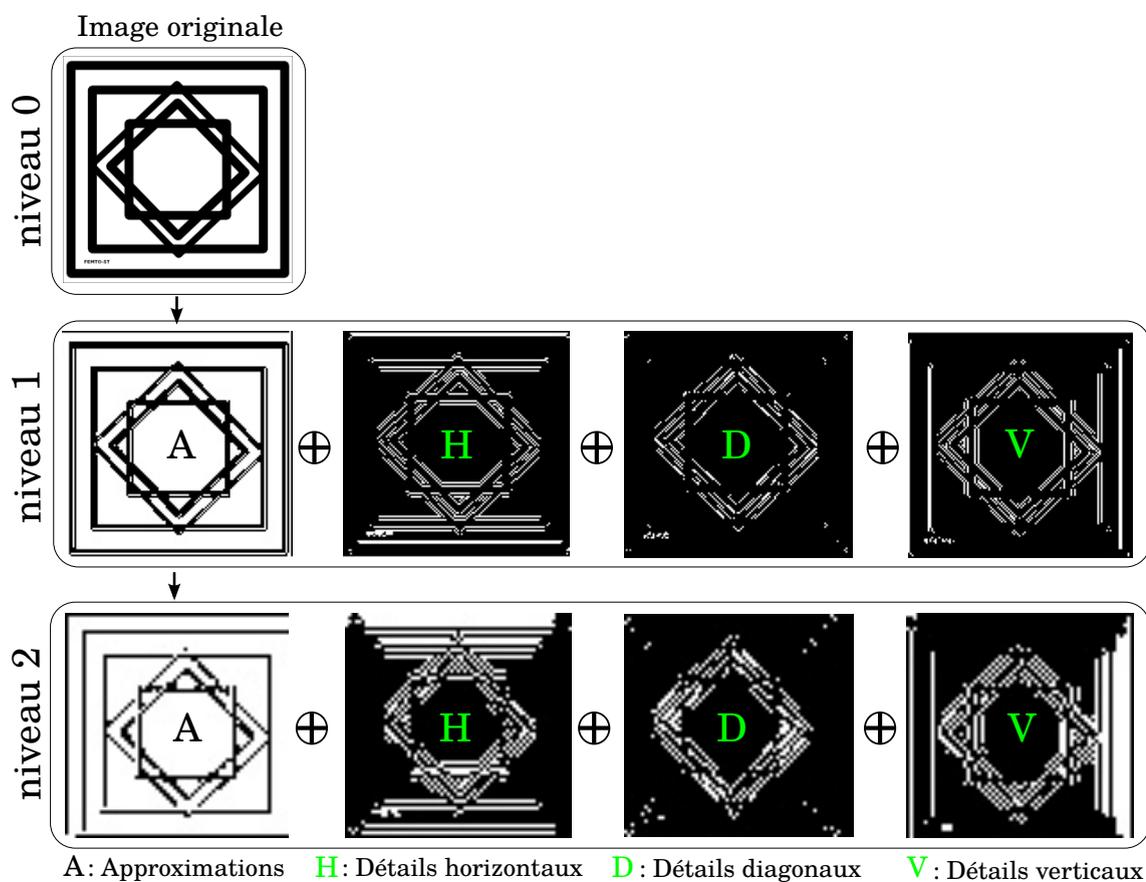


FIGURE 4.6 – Décomposition par représentation arborescente.

#### 4.4/ ASSERVISSEMENT VISUEL FONDÉ SUR LES ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

Le développement de la loi de commande fondée sur les ondelettes discrètes multirésolution s'inspire de deux travaux : l'équation du flot optique avec les ondelettes multirésolution et la commande par asservissement visuel photométrique présenté dans le Rappel 13.

#### 4.4.1/ ÉQUATION DU FLOT OPTIQUE PAR ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

Le flot optique est l'estimation du mouvement apparent relatif entre une caméra et les éléments d'une scène (objet, surface, etc.) (en anglais, Optical Flow Constraint Equation (OFCE)). Le terme de flot optique a été introduit par J. J. Gibson [Gibson, 1978] dans ses études et observations sur le fonctionnement de la vision humaine. Le standard mathématique utilisé pour la mesure du flot optique est basé sur l'hypothèse d'invariance temporelle sur un intervalle court de l'intensité des pixels.

Soit une image  $\mathbf{I}(x, y)$ , le flot optique à l'instant  $t$  au point  $(x, y)$  est défini comme la vitesse du point image comme suit :

$$\mathbf{v} = (v_x, v_y) = \left( \frac{\partial x}{\partial t}, \frac{\partial y}{\partial t} \right) \quad (4.19)$$

L'invariance d'illumination dans le temps d'un point image  $(x, y)$  traduit que la luminosité du point ne dépend pas du temps et s'écrit :

$$\mathbf{I}(x, y) = \mathbf{I}_0 \quad (4.20)$$

Le flot optique est contraint par l'équation suivante :

$$\frac{\partial I}{\partial x} \dot{x} + \frac{\partial I}{\partial y} \dot{y} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad (4.21)$$

où  $(\dot{x}, \dot{y})$  correspondent aux déplacements de la projection d'un point physique dans l'image,  $\frac{\partial I}{\partial t}$  la variation de l'intensité lumineuse, et  $(\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y})$  les gradients spatiaux sur  $(x, y)$  de l'image.

Néanmoins, l'inconvénient majeur de l'équation (4.21) est l'estimation unique de deux inconnues contraintes par une seule équation. Par conséquent, des travaux pour élargir le nombre de contraintes ont été initiés par [Horn and Schunck, 1981] avec un ajout d'une contrainte de lissage en premier. Par la suite, des travaux ont été initiés par d'autres groupes de recherche afin de proposer des solutions alternatives : [Lucas et al., 1981] utilise les méthodes différentielles, [Anandan, 1989] exploite les régions de correspondance, [Adelson and Bergen, 1985] réalisent des filtrages spatio-temporels et [Weber and Malik, 1995] développent des approches multirésolution.

Parmi les approches proposées, l'utilisation des ondelettes multirésolution semble être l'outil idéal, pour la mesure du flot optique, car :

- les ondelettes possèdent une structure multirésolution ;
- leur filtrage à large échelle peut être réalisé par un algorithme rapide [Mallat, 1996] ;
- elles sont l'outil naturel pour la mesure du flot optique.

La méthode proposée par [Bernard, 1999] pour le calcul du flot optique multirésolution utilise un produit scalaire entre la famille d'ondelette (équation (4.18)) et l'équation du flot optique (4.21) qui s'écrit :

$$\iint_{\mathbb{R}} \left( \frac{\partial I}{\partial \mathbf{x}} \dot{\mathbf{x}} + \frac{\partial I}{\partial t} \right) \psi_k^{2D}(\mathbf{x} - \rho) d\mathbf{x} = 0, \quad \forall k = 0, 1, 2 \quad (4.22)$$

Après un développement mathématique proposé dans [Bernard, 1999], nous arrivons à l'équation du flot optique multirésolution suivant :

**Rappel 15 : Équation du flot optique dans le cas des ondelettes multirésolution**

L'équation du flot optique dans le cas des ondelettes multirésolution est donnée par :

$$\left\langle I, \frac{\partial \psi_k^{2D}}{\partial x} \right\rangle \dot{x}(\mathbf{x}) + \left\langle I, \frac{\partial \psi_k^{2D}}{\partial y} \right\rangle \dot{y}(\mathbf{x}) + \frac{\partial}{\partial t} \langle I, \psi_k^{2D} \rangle = 0, \quad \forall k = 0, 1, 2 \quad (4.23)$$

où  $\langle \cdot, \cdot \rangle$  est le produit scalaire.

Pour cela, on considère l'hypothèse (approximation) que  $\dot{x}(\mathbf{x})$  et  $\dot{y}(\mathbf{x})$  sont constants sur les supports des  $\Psi_\rho^k$  (c.-à-d., que les nouvelles coordonnées multirésolution sont similaires aux coordonnées spatiales dans l'image initiale) :

$$\begin{aligned} \dot{x}(\mathbf{x}) &= \dot{x}(\rho) \quad \forall \mathbf{x} \in \text{support } \psi_k^{2D}, \forall k, \\ \dot{y}(\mathbf{x}) &= \dot{y}(\rho) \quad \forall \mathbf{x} \in \text{support } \psi_k^{2D}, \forall k. \end{aligned}$$

Enfin, il devient possible de mettre en équation la formulation de la contrainte du flot optique avec une représentation multirésolution (équation (4.23)). Grâce à cette équation, nous allons développer une loi de commande fondée sur les ondelettes multirésolution. L'objectif de ce travail est de proposer à la fois un schéma de commande à fort potentiel en termes de précision, et de robustesse et domaine de convergence. Comme dans le cas de la photométrie, notre contrôleur ne nécessite aucune phase de détection de primitives visuelles à l'exception du calcul global des ondelettes, ni de mise en correspondance, ni encore d'algorithme de suivi visuel. Le contrôleur mis en place a été validé à plusieurs reprises en simulation mais aussi sur une plateforme expérimentale.

## 4.4.2/ PRIMITIVES VISUELLES DE TYPE ONDELETES MULTIRÉSOLUTION

Afin de choisir les primitives visuelles de type ondelettes, nous avons décidé d'utiliser l'équation du flot optique multirésolution réécrite sous la forme suivante :

$$\left\langle I, \frac{\partial \psi_1^{2D}(\rho)}{\partial x} \right\rangle \dot{x}(\mathbf{x}) + \left\langle I, \frac{\partial \psi_2^{2D}(\rho)}{\partial y} \right\rangle \dot{y}(\mathbf{x}) + \frac{\partial}{\partial t} \langle I, \psi_0^{2D}(\rho) \rangle = 0 \quad (4.24)$$

L'équation 4.24 est interprétée grâce à l'algorithme de Mallat par le diagramme de la transformée en ondelettes multirésolution présenté sur la figure 4.7.

A partir de l'équation (4.24), il est possible d'extraire les primitives visuelles comme suit :

**Proposition 5 : Primitives visuelles des ondelettes multirésolution**

Soit l'équation (4.24), les primitives visuelles sont le signal d'approximation de la transformée en ondelettes. Plus précisément, ici nous considérons le signal d'approximation à la résolution  $j + 1$  retourné par la transformée en ondelettes d'une image  $\mathbf{I}_{(2^j)}$  à la résolution initiale  $j$ . Il est exprimé par :

$$\mathbf{I}_{(2^{j+1})} = \left\langle \mathbf{I}_{(2^j)(x,y)}, \psi_0^{2D}(x,y) \right\rangle_{N \times M} \quad (4.25)$$

où  $N \times M$  sont respectivement le nombre de lignes et de colonnes de l'image  $\mathbf{I}$  à la résolution  $j$ .

Afin de pouvoir l'exploiter efficacement par la suite, une représentation vectorielle des primitives visuelles  $\mathbf{s}$  du signal d'approximation est nécessaire. Nous les définissons comme suit :

$$\mathbf{s}_{2^{(j+1)}} = \mathcal{I}_{2^{(j+1)}} = \text{vec}(\mathbf{I}_{2^{(j+1)}}) = \begin{bmatrix} I_{(2^{(j+1)})(1,1)} \\ I_{(2^{(j+1)})(1,2)} \\ \vdots \\ I_{(2^{(j+1)})(M,N)} \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

## 4.4.3/ CALCUL DU GRADIENT SPATIAL DES ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

Dans la mesure où nous voulons déterminer les composants de la matrice d'interaction, il est nécessaire de calculer le gradient spatial des ondelettes multirésolution à partir de l'équation (4.24).

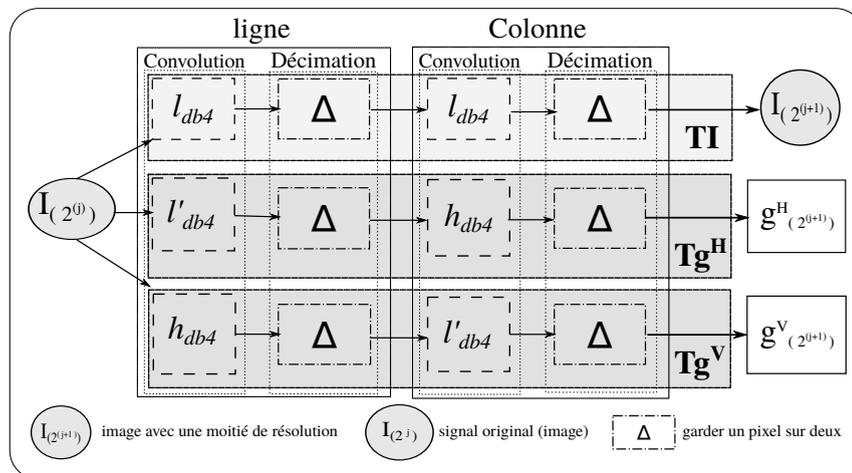


FIGURE 4.7 – Diagramme de la transformée en ondelettes multirésolution d'une image 2D.

**Proposition 6 : Gradient spatial des ondelettes multirésolution**

Le gradient spatial des ondelettes multirésolution sur l'axe  $x$  s'écrit :

$$\mathbf{g}_{(2^{j+1})}^H \triangleq \left\langle \mathbf{I}_{(2^j)(x,y)}, \frac{\partial \psi_1^{2D}(x,y)}{\partial x} \right\rangle_{N \times M} \quad (4.27)$$

où  $g_{(2^{j+1})}^H$  est le signal de détail horizontal en sortie d'une transformée en ondelettes à l'échelle  $j + 1$ .

Le gradient spatial des ondelettes multirésolution sur l'axe  $y$  s'écrit :

$$\mathbf{g}_{(2^{j+1})}^V \triangleq \left\langle \mathbf{I}_{(2^j)(x,y)}, \frac{\partial \psi_2^{2D}(x,y)}{\partial y} \right\rangle_{N \times M} \quad (4.28)$$

où  $g_{(2^{j+1})}^V$  est le signal de détail vertical en sortie de la même transformée à l'échelle  $j + 1$ .

## 4.4.4/ CHOIX DE LA FAMILLE D'ONDELETTES

Avant de procéder à la formalisation de la loi de commande, il est nécessaire de choisir une famille d'ondelettes à utiliser dans l'algorithme rapide de Mallat. Plusieurs familles d'ondelettes sont à notre disposition comme Morlet, Meyer, Splines, Daubechies, etc. Nous avons choisi d'utiliser les ondelettes de Daubechies, car c'est une famille d'ondelettes performantes et largement utilisées. De plus elles possèdent les propriétés suivantes :

- l'analyse est orthogonale ;
- la régularité des ondelettes augmente avec l'ordre ;
- les ondelettes sont asymétriques ;
- les supports de  $\psi$  et  $\varphi$  sont de longueur  $2N$  où  $N$  définit l'ordre de la fonction ( $dbN$ ).

C'est une famille d'ondelettes à un paramètre sans expression explicite. Cependant, il est possible de voir le développement mathématique de calcul dans [Daubechies et al., 1992].

Dans la suite, nous avons fait le choix d'utiliser les filtres quadratiques d'ordre 4 ( $db4$ ), car ils offrent les meilleurs résultats en termes de précision et de stabilité par rapport aux autres filtres décrits dans la littérature. Ces filtres disponibles dans les Toolbox de MatLab sous le nom "wavelets" sont définis par les valeurs numériques suivantes :

$$\begin{cases} l_{db4} = \{-0.01, 0.03, 0.03, -0.18, -0.02, 0.63, 0.71, 0.23\} \\ h_{db4} = \{-0.2, 0.7, -0.63, -0.02, 0.18, 0.03, -0.03, -0.01\} \end{cases} \quad (4.29)$$

De plus, la dérivée discrète fournie par l'expression de [Bernard, 1999] génère les valeurs numériques suivantes :

$$\begin{cases} l'_{db4} = \{-0.00, -0.02, 0.08, -0.02, -0.34, 0.29, 0.96, 0.46\} \\ h'_{db4} = \{0.23, -0.33, 0.15, 0.05, -0.03, -0.01, 0.005, 0.002\} \end{cases} \quad (4.30)$$

## 4.4.5/ FORMALISATION DE LA LOI DE COMMANDE

Comme mentionné ci-dessus, aucune extraction de primitives visuelles n'est nécessaire, seule une transformation globale (calcul des coefficients d'ondelettes multirésolution) est utilisée.

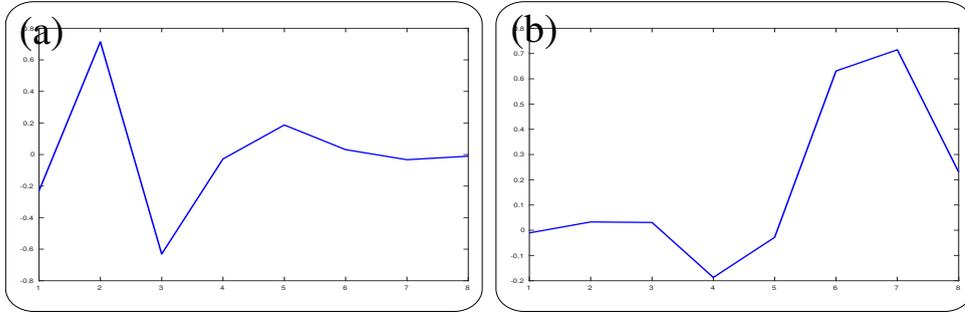


FIGURE 4.8 – Illustration de la courbe des filtres de Daubechies d'ordre 4 : (a) filtre  $h_{db4}$ , et (b) filtre  $l_{db4}$ .

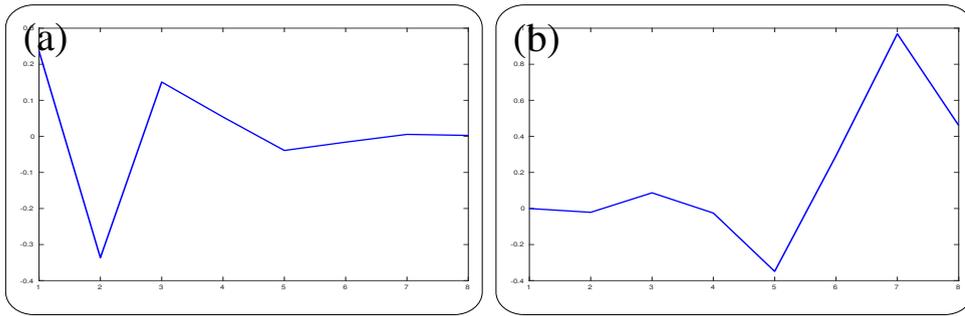


FIGURE 4.9 – Illustration de la courbe des filtres de Daubechies d'ordre 4 : (a) filtre  $h'_{db4}$ , et (b) filtre  $l'_{db4}$ .

**Proposition 7 : Formulation de la commande par ondelettes multirésolution [Ourak et al., 2016d]**

La fonction tâche se traduit par la différence entre les deux signaux d'approximation aux positions courantes et désirées à la résolution  $j + 1$  :

$$\hat{\mathbf{r}} = \arg \min_{\mathbf{x}} \sum_{\mathbf{x}} [I_{2^j}(\mathbf{x}(\mathbf{r})) - I_{2^j}(\mathbf{x}(\mathbf{r}^*))]^2 \quad (4.31)$$

Dans la mesure où nous voulons déterminer les composants de la matrice d'interaction, nous intégrons les notations des deux équations (4.27) et (4.28) dans l'équation (4.24) qui devient :

$$\dot{\mathbf{I}}_{(2^{j+1})(x,y)} = - \left( g_{(2^{j+1})}^H(x,y) \dot{x} + g_{(2^{j+1})}^V(x,y) \dot{y} \right) \quad (4.32)$$

Si nous écrivons l'équation (4.32) sous forme matricielle, nous aurons :

$$\dot{\mathbf{I}}_{(2^{j+1})(x,y)} = - \begin{bmatrix} g_{(2^{j+1})}^H(x,y) & g_{(2^{j+1})}^V(x,y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} \quad (4.33)$$

avec,

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = 2^j \mathbf{L}_{2D} \mathbf{v}_c \quad (4.34)$$

où  $\mathbf{L}_{2D}$  est la matrice d'interaction d'un point 2D de l'image  $\mathbf{I}$  (équation (2.13)).

Si nous plaçons l'équation (4.34) dans l'équation (4.33), nous obtenons alors :

$$\dot{\mathbf{I}}_{(2^{j+1})(x,y)} = -2^j \begin{bmatrix} g_{(2^{j+1})}^H(x,y) & g_{(2^{j+1})}^V(x,y) \end{bmatrix} \mathbf{L}_{2D} \mathbf{v}_c = \mathbf{L}_{\mathbf{w}(2^{j+1})(x,y)} \mathbf{v}_c \quad (4.35)$$

Afin de généraliser l'équation (4.35), nous introduisons une matrice d'interaction multirésolution  $\mathbf{L}_{\mathbf{w}(2^{j+1})}$  calculée avec les signaux de détail principalement horizontaux et

Finalement, dans le but d'assurer une convergence à zéro de l'erreur de manière lisse et exponentielle, nous optons pour une méthode d'optimisation non-linéaire en l'occurrence *Levenberg-Marquardt* [Lourakis, 2005]. De fait, l'expression finale du contrôleur s'écrit :

$$\mathbf{v}_c = -\lambda \left( \mu \mathbb{I}_{6 \times 6} + \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{w}(2^j)}^\top \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{w}(2^j)} \right)^{-1} \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{w}(2^j)}^+ (\mathcal{I}_{2^j} - \mathcal{I}_{2^j}^*) \quad (4.37)$$

où  $\lambda$  et  $\mu$  sont des gains scalaires positifs,  $\mathbb{I}_{6 \times 6}$  est une matrice identité. À noter également que  $\mathbf{v}_c$  représente le torseur de vitesse de la caméra exprimé dans son propre repère c'est-à-dire  $\mathcal{R}_c$ .

Le schéma de commande par ondelettes proposé dans la **Proposition 7** est montré à la figure 4.10. À noter que la matrice d'interaction proposée est "multirésolution". Ainsi, il est possible de passer d'une résolution d'image à une autre.

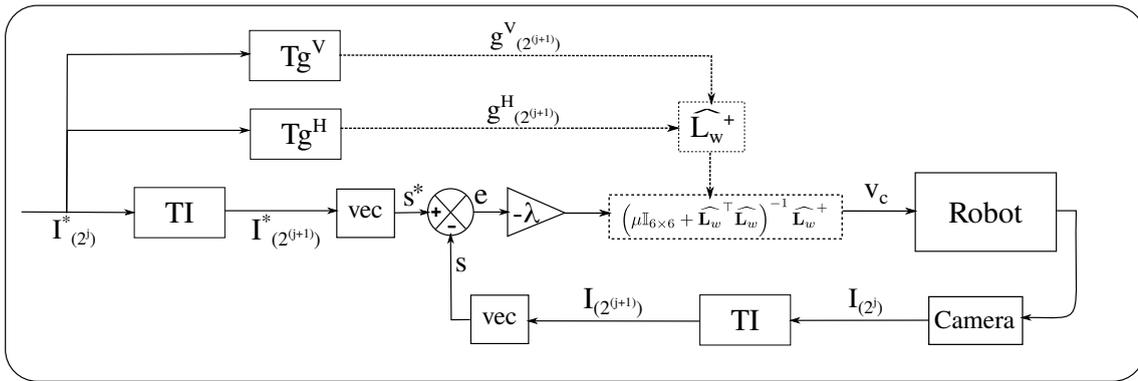


FIGURE 4.10 – Schéma de commande par ondelettes pour la résolution  $j = 1$ .

## 4.5/ VALIDATION EXPÉRIMENTALE SUR UNE CAMÉRA CONVENTIONNELLE

Dans le but d'étudier le comportement de la commande développée, plusieurs scénarios ont été pensés. La première série concerne principalement des tests sur la résolution moitié. Quant à la deuxième, elle vise surtout une analyse des performances du contrôleur en fonction des différentes résolutions des coefficients d'ondelettes. Quant à la dernière série de tests, elle compare l'approche proposée à celle de la photométrie.

### 4.5.1/ TESTS DE VALIDATION À LA RÉOLUTION $j = 1$ (MOITIÉ)

Ce premier cas traite principalement des premières expérimentations réalisées avec la loi de commande proposée. Plusieurs scénarios ont été imaginés : dans les conditions nominales (favorables) et non-favorables (variations d'éclairage, occultations partielles, différentes scènes (2D, 3D), etc.). Le but de ces tests est d'étudier les caractéristiques du contrôleur en termes de répétabilité, de précision et de robustesse. La tâche de positionnement choisie est la régulation à zéro de l'erreur  $\mathbf{e} \in SE(3)$  entre une image à la position initiale ( $\mathbf{r} \in SE(3)$ ) et une image à la position désirée ( $\mathbf{r}^* \in SE(3)$ ). Pour chaque scénario, les courbes des erreurs mesurées sur chaque DDL entre les deux images ( $\mathbf{I} - \mathbf{I}^*$ ), la courbe de la norme de l'erreur, celles des vitesses et la trajectoire du robot dans l'espace cartésien sont illustrées et analysées une par une.

**Conditions nominales (scène 2D) :**

Le premier test consiste en la validation du contrôleur dans les conditions nominales. Ici, nous utiliserons une source de lumière optimisée (éclairage stable et homogène), un étalonnage précis de la caméra et de la transformation caméra/robot. Dès lors, nous plaçons le robot à une position initiale  $\mathbf{r} = (-6 \text{ mm}, 6 \text{ mm}, 78 \text{ mm}, 4 \text{ deg}, 4 \text{ deg}, 3 \text{ deg})^\top$  et le robot doit atteindre une position désirée  $\mathbf{r}^* = (5 \text{ mm}, -5 \text{ mm}, 74 \text{ mm}, -5 \text{ deg}, -4 \text{ deg}, -2 \text{ deg})^\top$ .

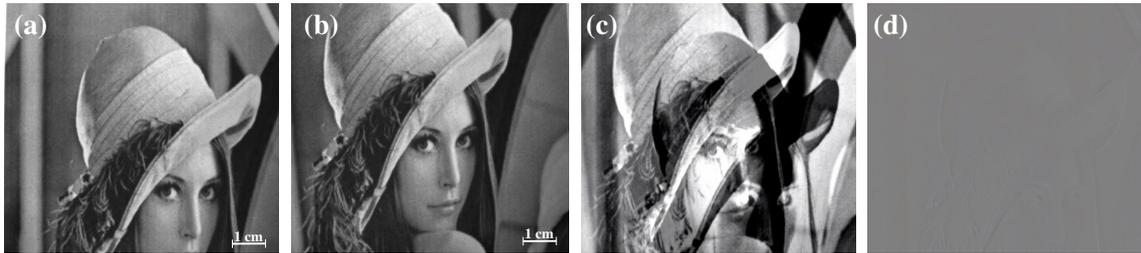


FIGURE 4.11 – [Conditions nominales] Séquence d’images prises pendant la réalisation d’une tâche de positionnement à la résolution  $j = 1$  en utilisant la loi de commande développée (scène 2D) : (a) image désirée, (b) image courante, (c) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

Les figures 4.11(a) et 4.11(b) montrent respectivement l’image désirée et l’image courante, tandis que la figure 4.11(c) représente la différence  $\mathbf{I}_{diff} = \frac{(\mathbf{I}(\mathbf{r}) - \mathbf{I}(\mathbf{r}^*)) + 255}{2}$  entre l’image initiale et l’image désirée au début du processus de positionnement, alors que la figure 4.11(d) montre  $\mathbf{I}_{diff}$  après convergence.

La figure 4.12(a) illustre la régulation vers zéro de l’erreur de position par rapport au nombre d’itérations (où chaque itération dure 0.4 seconde). Nous pouvons voir que l’ensemble des courbes converge vers zéro de manière asymptotique. Pareillement, la figure 4.12(b) illustre la diminution de norme de l’erreur, alors que les vitesses envoyées au robot sont représentées dans la figure 4.13(a)–(b). Cependant, comme nous mesurons l’erreur entre les deux images, il apparaît que la décroissance n’est pas parfaitement exponentielle. Cette forme de décroissance n’est pas surprenante car elle traduit le comportement non-linéaire du contrôleur de type asservissement visuel 2D direct comme le montre l’ensemble des travaux dans ce domaine (photométrie, histogramme, etc.).

Par ailleurs, la trajectoire du robot, pendant la tâche de positionnement, est enregistrée et reportée sur la figure 4.13(c) où l’on peut voir que, après une légère déviation, le robot converge vers la position souhaitée avec une trajectoire proche d’une ligne droite. Ce test montre la stabilité de la commande lors de la convergence.

Egalement, la table 4.3 donne l’erreur finale obtenue dans l’espace cartésien pour chaque DDL du robot (en utilisant les capteurs à haute résolution disponibles sur chaque axe du robot). En analysant les valeurs numériques, nous pouvons souligner que la loi de commande mise en œuvre est précise (la norme de l’erreur est de **0.206 mm** et **0.094 deg**) respectivement en translation et en rotation par rapport à une norme initiale de l’erreur de (26 mm, 22 deg)).

**Variations d’éclairage (scène 2D) :**

Dans ce nouveau scénario, nous avons choisi de tester la robustesse du contrôleur vis-à-vis des perturbations externes sous l’effet d’un éclairage instable (nous avons volontairement changé l’in-

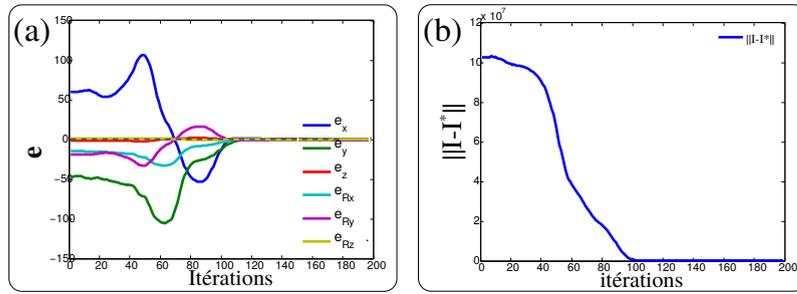


FIGURE 4.12 – [Conditions nominales] : (a) courbe de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur.

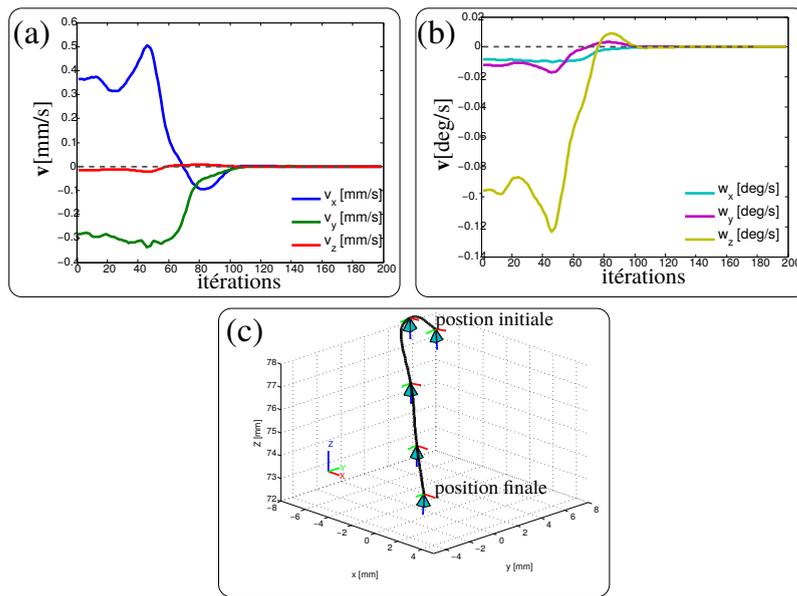


FIGURE 4.13 – [Conditions nominales] : (a) courbe de la vitesse de translation, (b) courbe de la vitesse de rotation en fonction du nombre d'itérations, et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien (scène 2D).

TABLE 4.3 – Valeurs numériques dans le cas des conditions nominales en utilisant une scène 2D ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

pose	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
initiale	-6.001	6.001	78.001	4.001	4.001	3.001
désirée	5.000	-5.000	74.000	-5.000	-4.000	-2.000
atteinte	5.009	-4.992	74.036	-4.981	-4.061	-2.014
<b>erreur finale</b>	<b>0.009</b>	<b>0.008</b>	<b>0.036</b>	<b>0.019</b>	<b>0.061</b>	<b>0.014</b>

intensité de la source de lumière durant la tâche de positionnement). La figure 4.14(c) et 4.14(d) représentent l'image de différence  $I_{diff}$  avant et après convergence du robot. Comme nous pouvons le constater, le contrôleur reste efficace même lorsque l'image désirée est sombre par rapport aux images courantes qui apparaissent plus claires.

Semblable au cas des conditions nominales, nous traçons également les courbes des erreurs



FIGURE 4.14 – [Variations d’éclairage] Séquence d’images prises pendant la réalisation d’une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 2D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  initiale, et (d) image de différence  $\mathbf{I}_{diff}$  prise à la position finale.

(figure 4.15(a)–(b)) et celles des vitesses appliquées au robot (figure 4.16(a)–(b)). Pour la trajectoire cartésienne, elle est représentée à la figure 4.16(c). Malgré les variations d’éclairage cette trajectoire reste très similaire à celle obtenue des conditions nominales.

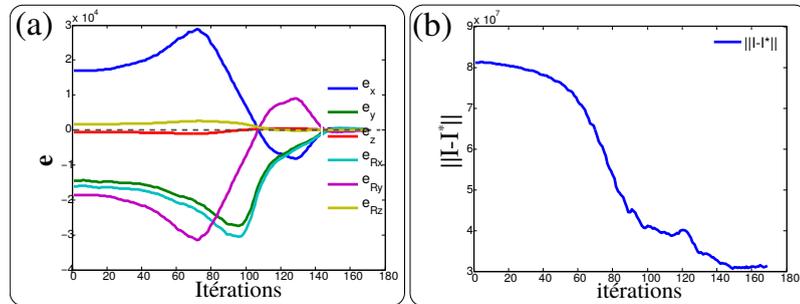


FIGURE 4.15 – [Variations d’éclairage] : (a) courbe de la décroissance de l’erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l’erreur.

TABLE 4.4 – Valeurs numériques dans le cas d’une variation d’éclairage sur une scène 2D ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

pose	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
initiale	-5.001	5.001	78.001	3.001	3.001	3.001
désirée	3.000	-3.000	74.000	-7.000	-4.000	-2.000
atteinte	3.091	-3.021	73.975	-7.066	-5.110	-2.139
<b>erreur finale</b>	<b>0.091</b>	<b>0.021</b>	<b>0.025</b>	<b>0.066</b>	<b>0.110</b>	<b>0.139</b>

Les valeurs numériques de l’erreur finale obtenues dans l’espace cartésien sont résumées dans la table 4.4. En effet, la norme de l’erreur est de (**0.137 mm** et **0.315 deg**) respectivement en translation et en rotation par rapport à une norme initiale de l’erreur de (**20 mm**, **22 deg**). Même si les erreurs sont légèrement plus grandes que les conditions de l’essai nominal, elles restent néanmoins tout à fait satisfaisantes.

#### Occultations partielles (scène 2D) :

Cette expérimentation porte sur l’étude du comportement du contrôleur sous une occultation partielle d’une partie de la scène. Pour ce faire, la position désirée est acquise dans des conditions

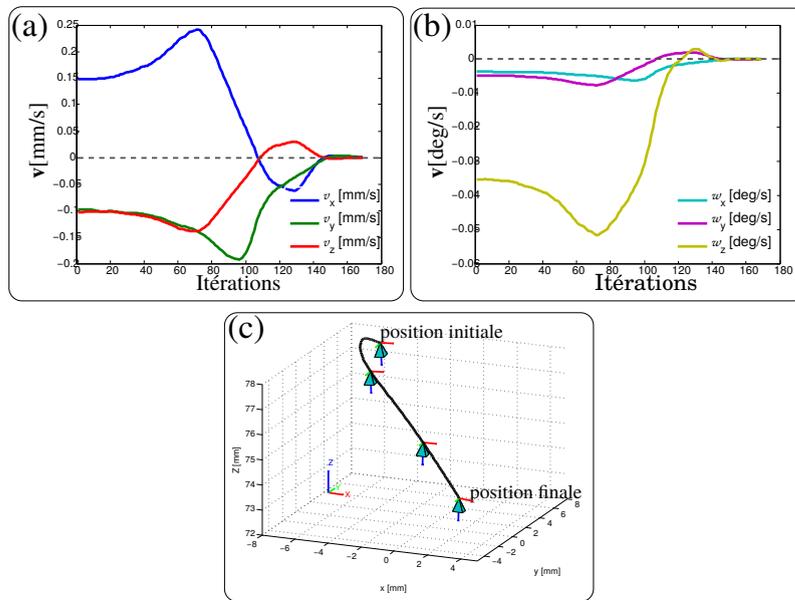


FIGURE 4.16 – [Variations d’éclairage] : (a) courbe des vitesses de translation, (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d’itérations, et (c) trajectoire du robot dans l’espace cartésien.

optimales (figure 4.17(a)). Ensuite, au cours du processus d’asservissement visuel, une partie (près de 1/5) de l’image désirée est remplacée par une zone blanche (figure 4.17(b)). Les figures 4.17(c) et 4.17(d) montrent respectivement l’image de différence  $I_{diff}$  à l’état initial et après convergence. La figure 4.17(d) montre qu’en dépit de la présence de l’occultation partielle, la loi de commande proposée converge vers la position désirée de chaque DDL sans trop de difficultés.

A noter l’évolution des erreurs dans l’espace cartésien ainsi que la norme de l’erreur sont illustrées sur la figure 4.18(a)–(b), tandis que les vitesses sont représentées sur la figure 4.19(a)–(b). Nous pouvons noter que le contrôleur montre le même aspect de convergence par rapport au cas de conditions nominales.

De nouveau, l’approche proposée reste robuste malgré l’ajout d’une occultation partielle pendant la tâche de positionnement. La table 4.5 donne les valeurs numériques obtenues de l’erreur dans l’espace cartésien, où la norme de l’erreur est de (**0.461 mm** et **0.864 deg**) respectivement en

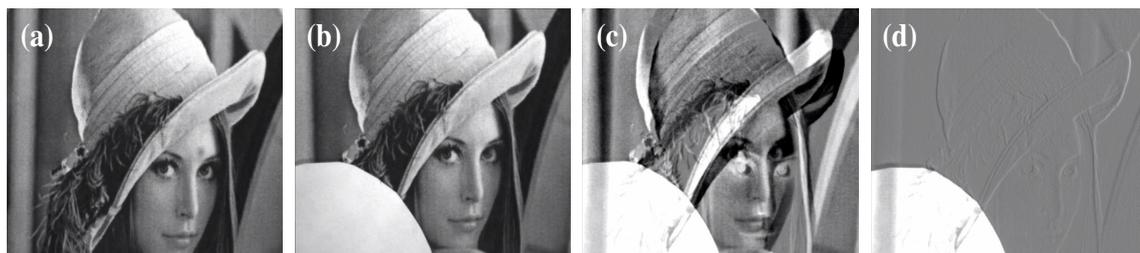


FIGURE 4.17 – [Occultations partielles] Séquence d’images prises pendant la réalisation d’une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 2D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence  $I_{diff}$  initiale, et (d) image de différence  $I_{diff}$  prise à la position finale (après convergence).

translation et en rotation par rapport à une norme initiale de l'erreur de (9 mm, 10 deg). Cela veut dire que la loi de commande fondée sur les coefficients des ondelettes maintient les performances en termes de convergence vers la position désirée avec une précision réduite. Cependant, il est possible d'utiliser la matrice de combinaison, dans le but de choisir le poids des primitives visuelles utilisées (c.-à-d., mettre moins de poids sur les mesures de la zone occultée et inversement).

TABLE 4.5 – Valeurs numériques obtenues dans le cas d'une occultation partielle sur une scène 2D ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

pose	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
initiale	-3.001	3.001	76.000	2.000	2.000	3.000
désirée	0.000	0.000	74.000	-1.000	-1.000	-1.000
atteinte	0.110	0.235	74.116	-1.230	-0.982	-1.536
<b>erreur finale</b>	<b>0.110</b>	<b>0.235</b>	<b>0.116</b>	<b>0.230</b>	<b>0.098</b>	<b>0.536</b>

### Conditions nominales (scène 3D) :

Les expériences présentées ci-dessus sont entièrement réalisées en utilisant une scène 2D (la photographie de *Lena*). Par conséquent, l'effet de l'approximation de la mesure de profondeur était limité. Nous avons proposé une expérience pour illustrer la robustesse de l'approche dans le cas de l'approximation liée à la profondeur. Ainsi, la scène 2D est remplacée par un objet 3D peu texturé et irrégulier (*squelette d'une main imprimée en 3D*), avec une variation de profondeur d'environ 20 mm (figure 4.20(a)), et une distance entre la caméra et l'objet de 300 mm. L'image de différence  $I_{diff}$  (figure 4.20(d)) illustre une convergence à la position souhaitée.

En ce qui concerne le comportement de la loi de commande, comme le montre les figures 4.21(a)–(b), la régulation à zéro de l'erreur dans l'espace cartésien présente la même évolution que dans le cas de la scène 2D. De même, l'efficacité du contrôleur reste fiable lorsqu'il s'agit d'une scène 3D non-texturée. L'évolution des vitesses est tout à fait acceptable (figure 4.22(a)–(b)). Enfin, la trajectoire du robot (comme le montre la figure 4.22(c)) est divisée en deux portions de ligne droite.

À présent, nous regardons la précision du contrôleur quand une scène 3D est utilisée à la place d'une scène 2D. La table 4.6 résume les valeurs numériques des erreurs finales dans l'espace cartésien. Nous pouvons remarquer que le contrôleur proposé maintient (malgré une légère détérioration) le même ordre de précision, à savoir, la norme de l'erreur est de (**0.412 mm** et **0.556**

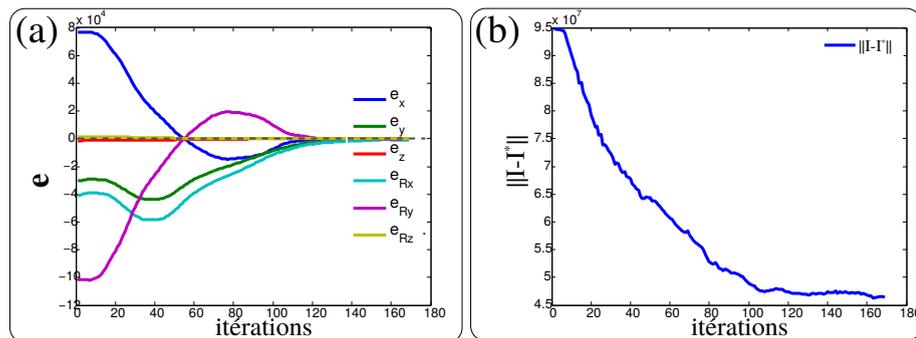


FIGURE 4.18 – [Occultations partielles] : (a) courbe de la décroissance de l'erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l'erreur.

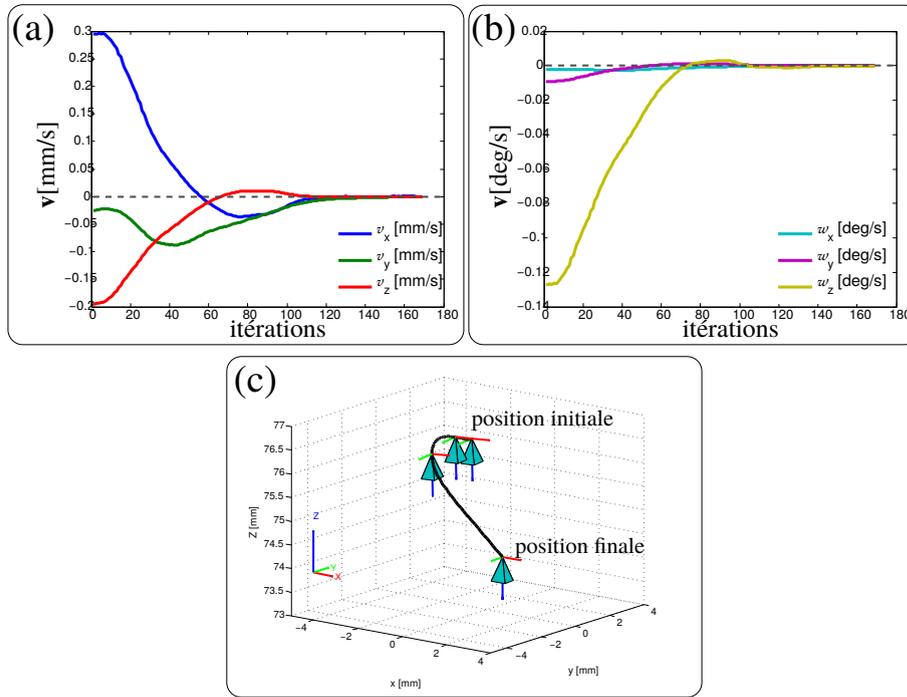


FIGURE 4.19 – [Occultations partielles] : (a) courbe des vitesses de translation, (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d'itérations, et (c) trajectoire du robot dans l'espace cartésien.

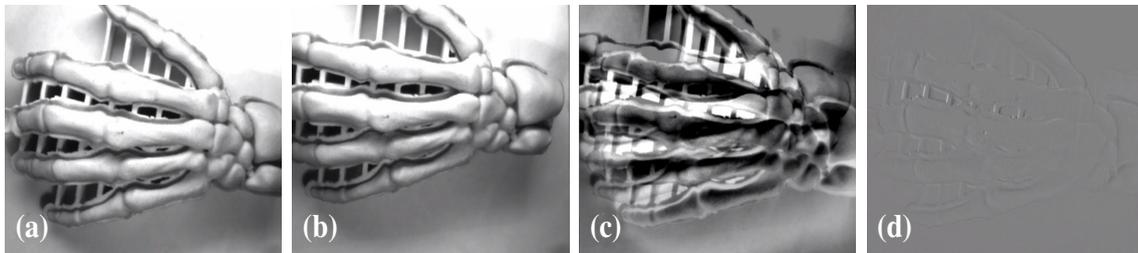


FIGURE 4.20 – [Scène 3D] Séquence d'images prises pendant la réalisation d'une tâche de positionnement à la résolution 1/2 sur une scène 3D : (a) image désirée, (b) image initiale, (c) image de différence  $I_{diff}$  initiale, et (d) image de différence  $I_{diff}$  prise à la position finale.

$deg$ ) respectivement en translation et en rotation par rapport à une norme initiale de l'erreur de (24 mm, 22.7 deg).

TABLE 4.6 – Valeurs numériques dans le cas d'une scène 3D avec des conditions nominales ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

pose	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
initiale	-7.001	7.001	77.001	9.001	5.001	2.001
désirée	3.000	-3.000	73.000	-2.500	-2.500	-1.700
atteinte	3.099	-3.034	73.297	-2.614	-2.834	-1.592
<b>erreur finale</b>	<b>0.099</b>	<b>0.034</b>	<b>0.279</b>	<b>0.114</b>	<b>0.334</b>	<b>0.108</b>

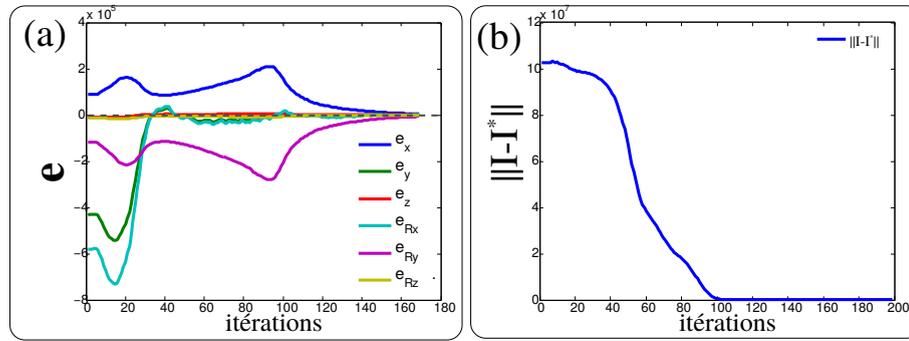


FIGURE 4.21 – [Scène 3D] : (a) courbe de la régulation à zéro de l’erreur cartésienne, et (b) courbe de la norme de l’erreur.

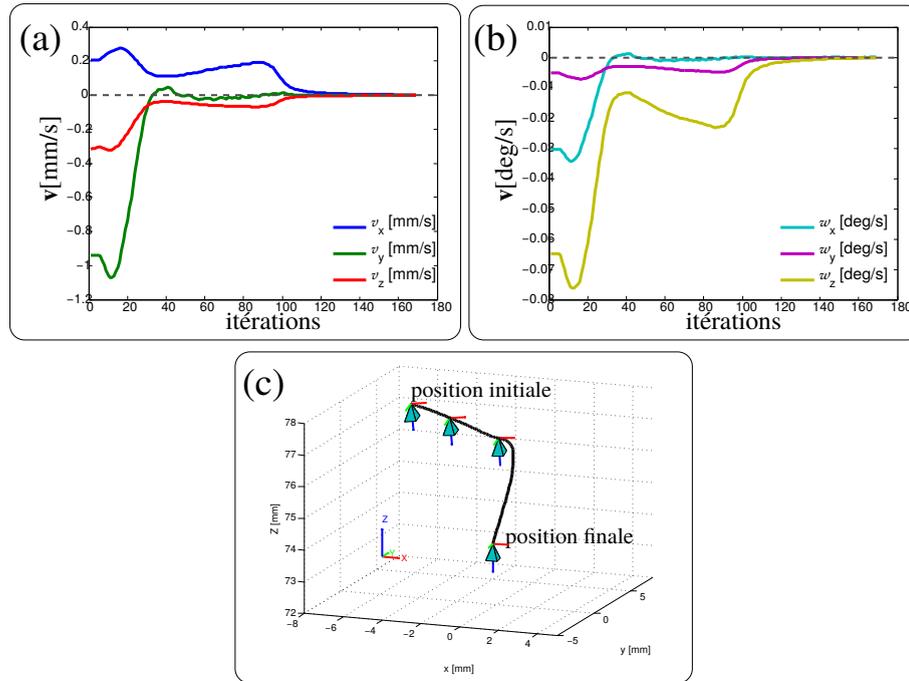


FIGURE 4.22 – [Scène 3D] (a) courbe des vitesses de translation (b) celles des vitesses de rotation en fonction du nombre d’itérations et (c) trajectoire du robot dans l’espace cartésien.

Suite à la présentation de la série de tests avec une résolution  $j = 1$ , nous allons maintenant nous intéresser à l’étude de l’apport de la multirésolution dans la commande. Pour rappel, nous avons exprimé la forme analytique d’une matrice d’interaction multirésolution en utilisant les coefficients d’ondelettes. Au fait, la matrice d’interaction multirésolution permet de commuter d’une résolution à une autre de manière intuitive, même pendant la commande.

#### 4.5.2/ APPORT DE LA MULTIRÉSOLUTION SUR LE CONTRÔLEUR

L’objectif de cette section est de tester notre contrôleur dans de nombreuses conditions d’utilisation. Tout d’abord, nous commençons par l’étude de la fonction de coût sur les différents types d’images (figure 4.23). Ensuite, nous nous intéresserons à l’estimation du domaine de conver-

gence de la loi de commande sur une scène 2D. Puis, il sera question de l'étude de la répétabilité du contrôleur sur une scène 2D en présence de perturbations extérieures. Pour finir, une étude de l'impact des erreurs de l'étalonnage de la caméra ( focale, point principal et paramètres de distorsion) sur la précision du contrôleur.

Ainsi, plusieurs objets ont été choisis : une photographie en 2D texturée (figure 4.23(a)), une scène 2D moyennement texturée (figure 4.23(b)), une scène 2D non texturée (figure 4.23(c)), et un objet 3D moyennement texturé (figure 4.23(d)). Aussi, pour information le champ de vision de la caméra représente approximativement  $110 \times 140 \text{ mm}^2$  à une distance de travail de  $400 \text{ mm}$ .

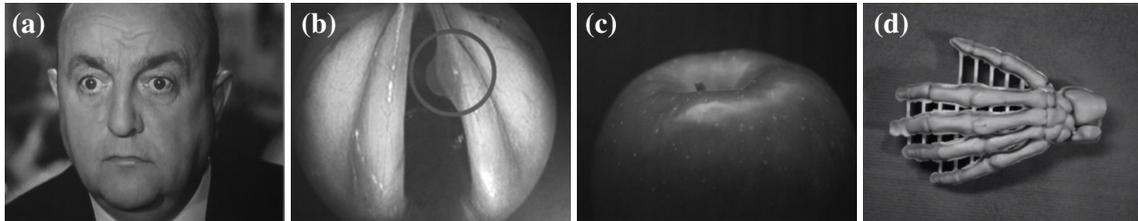


FIGURE 4.23 – Différentes scènes utilisées pour les tests de validation : (a) photographie de l'acteur *B. Blier*, (b) photographie des cordes vocales chez l'homme, (c) photographie d'une pomme, et (d) squelette d'une main imprimée en 3D.

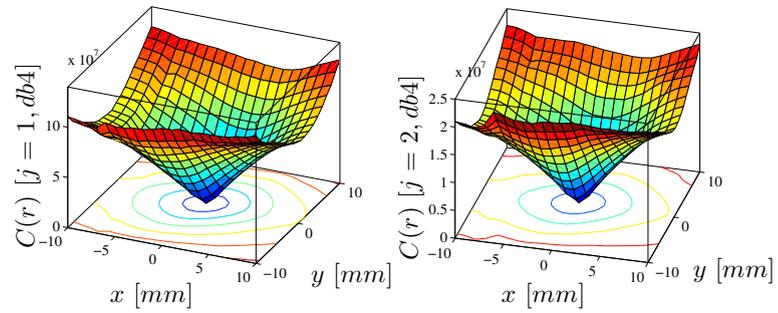
#### Calcul de la fonction de coût :

Comme il a été mentionné dans la présentation de la méthode, la matrice d'interaction multirésolution est calculée grâce au signal de *détails* des ondelettes. Ainsi, il est possible de passer, de façon intuitive, d'une résolution à une autre. Ceci qui est même possible pendant la commande, par exemple on peut utiliser une résolution grossière en début de commande et l'augmenter à la convergence pour une meilleure précision. L'idée de cette étude est d'analyser les propriétés de la fonction de coût en suivant les différentes résolutions.

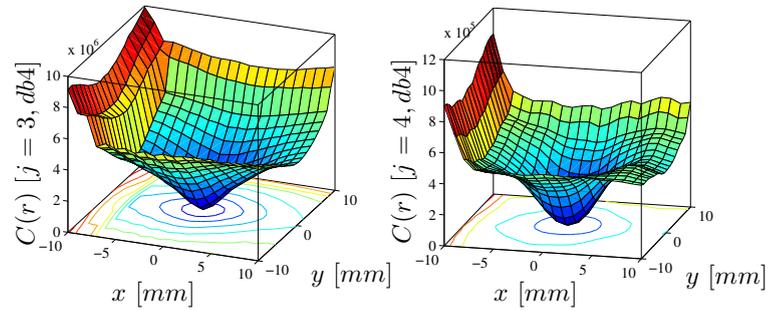
Cela nous permettra de choisir objectivement la résolution  $j$  permettant d'obtenir la meilleure fonction de coût possible (forme localement convexe, large au sommet, serré en bas et ayant un seul minimum global et aussi lisse que possible). Par conséquent, les fonctions coûts sont calculées et tracées pour quatre résolutions différentes, à savoir,  $j = [1, 2, 3, 4]$  où  $j = 1$  est la résolution la plus élevée. Ceci est obtenu en utilisant les filtres de Daubechies d'ordre 4 présentés à la section 4.3, uniquement en translation sur  $xy$ .

Ainsi, comme nous pouvons le voir sur la figure 4.24 (image texturée), chaque fonction de coût a une forme localement convexe avec un minimum global bien défini caractérisé par une partie supérieure large et une partie inférieure étroite. Néanmoins, le lecteur peut constater dans la courbe 4.24(b) (à droite) un rétrécissement de la zone de convergence causé par la forte diminution de la résolution de l'image analysée.

Dans le cas d'une scène de texture moyenne (photographie des cordes vocales), nous pouvons voir qu'il y a une différence notable dans la forme de la fonction de coût lors du passage d'une résolution à une autre (figure 4.25). En effet, la résolution  $j = 3$  présente une partie inférieure plus étroite et le début de formation de minima locaux, tandis que la résolution  $j = 4$  montre clairement la présence de ces minima. Ainsi, nous soulignons que les résolutions  $j = [1, 2]$  présentent une meilleure forme localement convexe de la fonction de coût permettant une convergence optimale et lisse du contrôleur proposé.

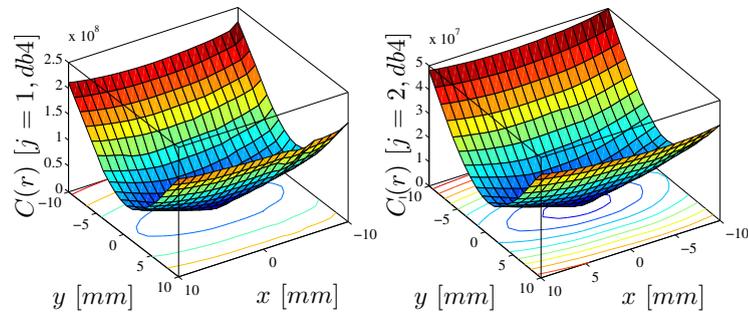


(a) (à gauche) : cas où  $j = 1$ , et (à droite) : cas où  $j = 2$ .

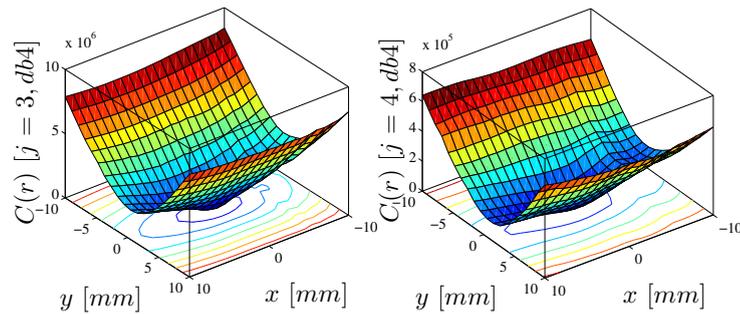


(b) (à gauche) : cas où  $j = 3$ , et (à droite) : cas où  $j = 4$ .

FIGURE 4.24 – Calcul de la fonction de coût pour les résolutions  $j = [1, 2, 3, 4]$  avec une scène 2D [photographie de *B. Blier*].



(a) (à gauche) : cas où  $j = 1$ , et (à droite) : cas où  $j = 2$ .



(b) (à gauche) : cas où  $j = 3$ , et (à droite) : cas où  $j = 4$ .

FIGURE 4.25 – Calcul de la fonction de coût pour les résolutions  $j = [1, 2, 3, 4]$  avec une scène 2D [photographie des cordes vocales].

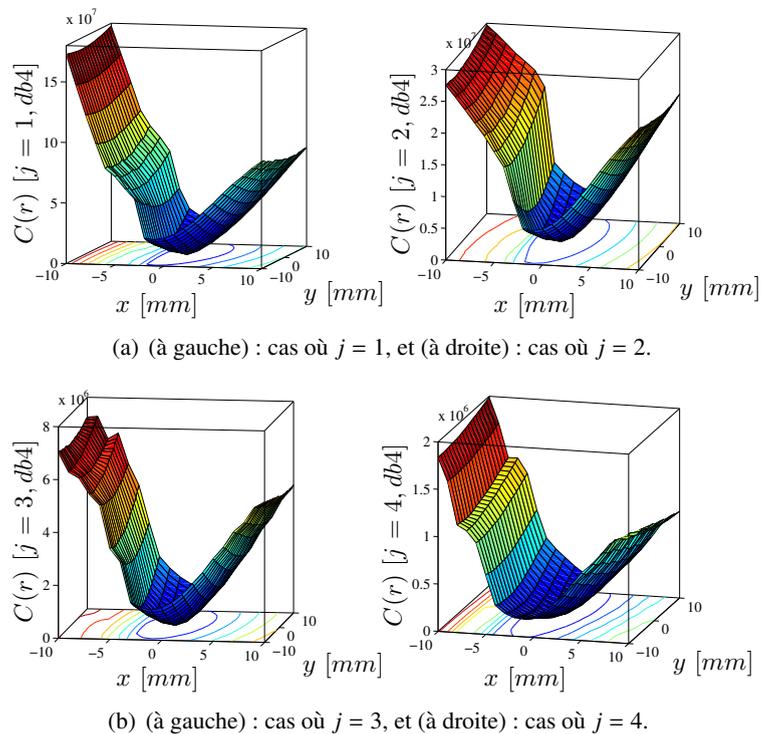


FIGURE 4.26 – Calcul de la fonction de coût pour les résolutions  $j = [1, 2, 3, 4]$  avec une scène 2D [photographie d'une pomme].

De la même manière, les fonctions de coût sont également calculées pour une scène 2D mal texturée (en utilisant la photographie d'une pomme). Les courbes obtenues sont représentées à la figure 4.26 où nous pouvons remarquer que chacune des résolutions présentent grossièrement le même profil. Par une analyse de la forme de chaque fonction de coût, il apparaît une allure peu convexe de la fonction de coût, ce qui montre une moins bonne définition de la zone exacte de convergence. Ainsi, elle présente une possible convergence du contrôleur, en dépit d'une meilleure précision par rapport à la scène texturée.

La dernière étude (figure 4.27) est constituée d'une scène 3D moyennement texturée (squelette d'une main imprimée en 3D). Il ressort de ces courbes (figure 4.27) une réduction de la zone de convergence liée à la résolution des coefficients des ondelettes, qui peut s'expliquer par la variation de profondeur de la scène. En outre, la présence d'un minimum local en particulier pour les résolutions  $j = 3$  et  $j = 4$  peut perturber la convergence de la commande.

Enfin, ce scénario est utilisé pour mettre en évidence la zone de convergence avec la présence ou non de minima locaux pour différentes scènes. Ainsi, nous pouvons choisir les résolutions qui assurent une convergence lisse avec une grande précision. De plus, le scénario motive le choix des résolutions  $j = 1$  et  $j = 2$  pour la suite de l'étude.

### Espace de convergence pour chaque résolution

Ce test étudie l'espace de convergence de la méthode proposée en fonction de trois résolutions différentes des coefficients d'ondelettes. En effet, les poses sont choisies de manière à définir la capacité de la commande à converger avec le maximum de déplacement possible (ici seulement les translations  $x$  et  $y$  sont considérées).

La figure 4.28 montre les différentes zones de convergence obtenues en fonction de la résolution

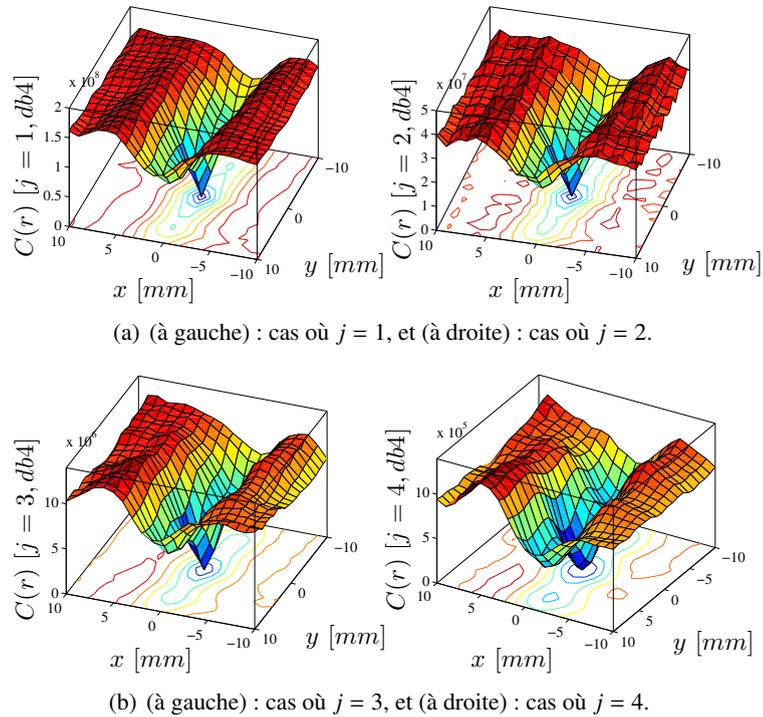


FIGURE 4.27 – Calcul de la fonction de coût pour les résolutions  $j = [1, 2, 3, 4]$  avec une scène 3D [squelette d’une main imprimée en 3D].

utilisée. Nous pouvons mettre en évidence que, pour obtenir la meilleure performance, il faut choisir la résolution la plus élevée (zone de convergence et précision).

Nous avons utilisé l’équation du flot optique multirésolution modifiée, qui a montré une convergence de la méthode et des comportements similaires à celles d’asservissements visuels 2D directs. Cependant, il est clair dans la figure 4.28 que ce choix réduit l’espace de convergence (présence d’anisotropie). Cette dernière est certainement due aux fortes hypothèses faites sur la dérivée temporelle des coefficients des ondelettes et la relation avec l’équation contrainte du flot optique.

### Répétabilité de la commande

Notre contrôleur a été testé à plusieurs reprises afin d’évaluer sa répétabilité pour la même trajectoire (mêmes positions initiales et désirées). Ainsi, une série de 14 tests a été réalisé et les résultats ont été rapportés dans la table 4.7. La norme de l’erreur est de **0.39 mm** et **1.42 deg**, respectivement, en translation et en rotation

TABLE 4.7 – Répétabilité du contrôleur pour une résolution  $j = 1$  de la photographie de *B. Blier* (*std* est l’écart type ( $e_i$  in *mm*, et  $e_{R_i}$  in *deg*)).

	$e_x$	$e_y$	$e_z$	$e_{R_x}$	$e_{R_y}$	$e_{R_z}$
erreur moyenne	0.17	0.05	0.17	0.44	0.60	0.38
<i>std</i>	0.09	0.03	0.08	0.003	0.04	0.21

### Impact des erreurs d’étalonnage de la caméra

Le test évalue l’impact des paramètres d’étalonnage sur les performances du contrôleur. Ainsi,

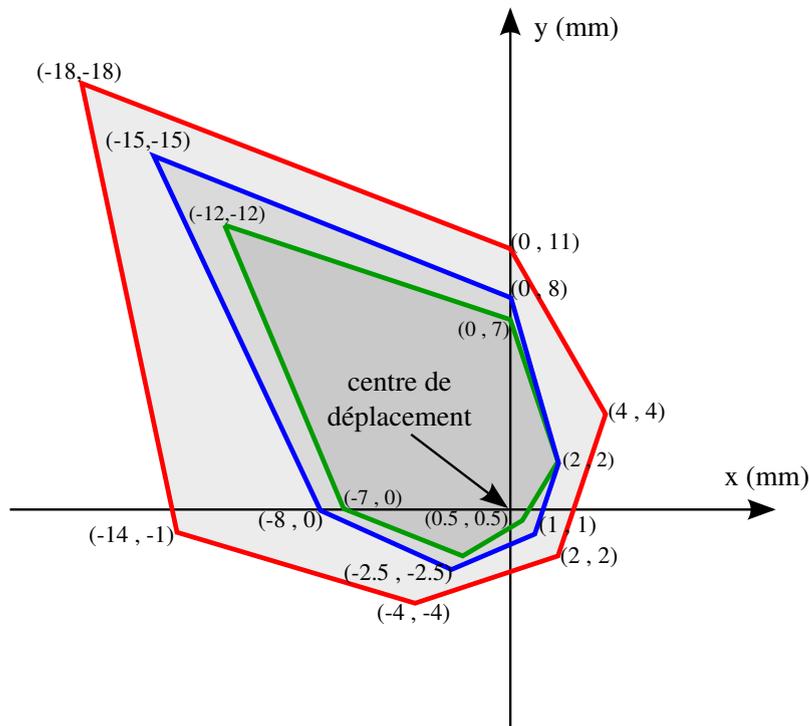


FIGURE 4.28 – Espace de convergence de l’approche en fonction de la résolution des coefficients des ondelettes  $j = [1, 2, 3]$  en translation  $(x, y)$ .

des erreurs d’étalonnage ont été ajoutées sur les paramètres de la caméra (longueur focale, coordonnées du point principal). Nous démontrons que le contrôleur reste fonctionnel avec un bon comportement jusqu’à 40% d’erreur sur les paramètres  $p_x$  et  $p_y$  (longueur focale) le ratio entre la distance focale de la lentille et la taille des pixels.

TABLE 4.8 – Impact des erreurs d’étalonnage sur la convergence du contrôleur :  $\|\mathbf{e}_i\|$  [mm] est la norme de l’erreur en translation et  $\|\mathbf{e}_{R_i}\|$  [deg] la norme de l’erreur en rotation lors de la tâche de positionnement.

Erreur sur les paramètres d’étalonnage	0%	10%	20%	40%
$\ \mathbf{e}_i\ $	0.39	0.84	1	1.027
$\ \mathbf{e}_{R_i}\ $	1.122	1.42	1.652	1.904

#### 4.5.3/ COMPARAISON ENTRE ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION ET LA MÉTHODE DES 4 POINTS

Dans ce scénario, nous avons comparé la méthode d’ondelettes multirésolution avec la méthode d’asservissement visuel 2D (IBVS) fondée sur les 4 points donnés dans ViSP [Marchand et al., 2005]. Les 4 points sont représentés par des cercles dont le diamètre est de 9 mm (figure 4.29). Ils sont suivis par un algorithme d’une résolution du sous-pixel. De plus, afin d’éviter toute mauvaise comparaison, nous avons fait le choix de les soumettre aux mêmes conditions (c.-à-d., position initiale et désirée, illumination stable, paramètre de la caméra).

L’expérience reste la même, elle se compose d’une tâche de positionnement sur 6 DDL entre

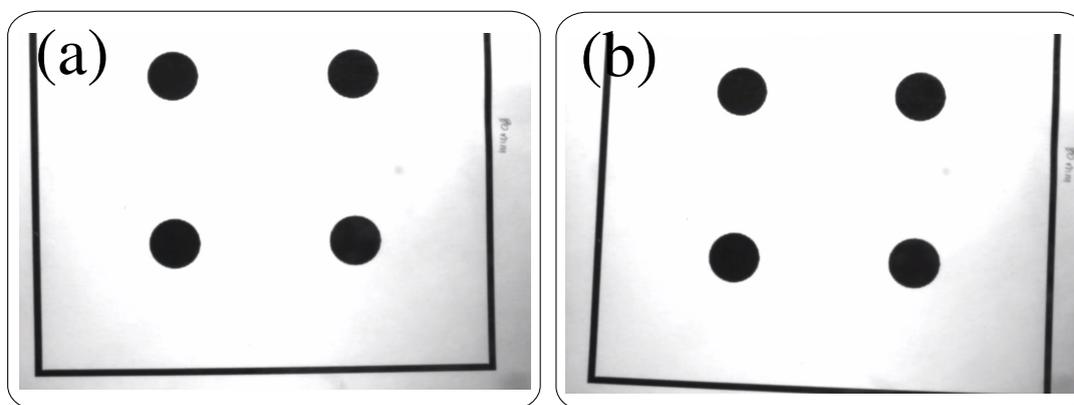


FIGURE 4.29 – Scène des 4 points pour la comparaison entre la méthode des ondelettes et la méthode des 4 points : (a) image à la position désirée, et (b) image à la position courante.

une position initiale  $\mathbf{r}$  et une position désirée  $\mathbf{r}^*$ . La table 4.9, donne une comparaison des erreurs finales obtenues pour chaque DDL lorsque les deux contrôleurs atteignent la position souhaitée.

TABLE 4.9 – Valeurs numériques (ondelettes multirésolution par rapport à la méthode des 4 points) dans le cas des conditions nominales d’une scène 2D ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
erreur initiale	4.000	4.000	2.000	3.000	3.000	3.000
<b>ondelettes multirésolution</b>	<b>0.010</b>	<b>0.012</b>	<b>0.036</b>	<b>0.019</b>	<b>0.019</b>	<b>0.010</b>
méthode des 4 points	0.012	0.011	0.014	0.019	0.006	-0.002

En outre, la figure 4.30(a) montre la diminution exponentielle des erreurs pour les deux méthodes d’asservissement visuel. Nous pouvons voir que notre contrôleur présente une décroissance régulière de la norme de l’erreur comme pour la méthode des 4 points. De même, la figure 4.30(b) montre la trajectoire cartésienne 3D de la caméra dans chaque cas. Enfin, nous pouvons souligner que notre contrôleur se rapproche des précisions de la méthode des 4 points et ceci sans aucune étape de détection, de mise en correspondance et de suivi visuel des primitives visuelles.

#### 4.5.4/ COMPARAISON ENTRE ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION ET PHOTOMÉTRIE

Afin de juger de l’apport de cette approche par rapport à l’état de l’art, nous avons voulu la comparer à la méthode de photométrie [Collewet and Marchand, 2011] (une des plus performantes dans la catégorie des asservissements visuels directs). Nous avons utilisé la version disponible sur le site de ViSP (Visuel Servoing Platform développé par l’équipe Lagadic INRIA, Bretagne Atlantique) [Marchand et al., 2005]. Nous avons réalisé un test sous conditions nominales dans les mêmes conditions.

La table 4.10 donne les erreurs finales, dans l’espace cartésien, obtenues après convergence. Nous pouvons voir que la méthode d’ondelettes multirésolution offre une précision moyenne similaire à la méthode photométrique dans les mêmes conditions d’utilisation (conditions favorables). D’ailleurs, notre méthode présente une norme de l’erreur en translation de **0.053 mm** (respectivement **0.052 mm** pour la méthode photométrique) et une norme de l’erreur en rotation de 0.096

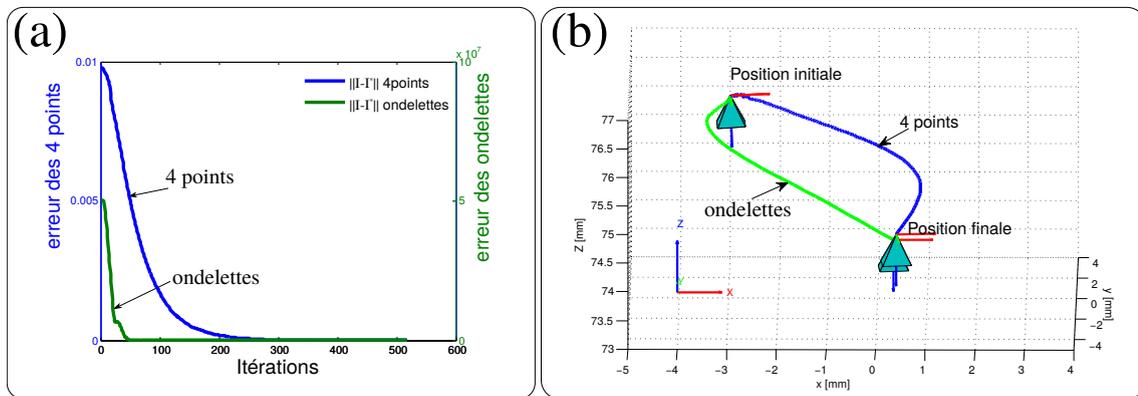


FIGURE 4.30 – (a) Norme de l’erreur dans le cas des conditions nominales d’une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport aux 4 points), et (b) trajectoire du robot dans l’espace cartésien dans le cas des conditions nominales d’une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport aux 4 points).

*deg* (respectivement **0.153 deg** pour la méthode photométrique) par rapport à une norme initiale de l’erreur de (10 mm, 9 deg).

TABLE 4.10 – Valeurs numériques dans le cas d’une scène 2D sous des conditions nominales (ondelettes multirésolution par rapport à la photométrie) ( $T_i$  (mm), et  $R_i$  (deg)).

	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
erreur initiale	4.000	4.000	2.000	3.000	3.000	3.000
<b>ondelettes multirésolution</b>	<b>0.013</b>	<b>0.012</b>	<b>0.028</b>	<b>0.019</b>	<b>0.039</b>	<b>0.038</b>
photométrie	0.008	0.015	0.029	0.054	0.044	0.055

La norme des erreurs obtenues par les deux méthodes est montrée sur la figure 4.31(a) alors que la trajectoire du robot est tracée dans la figure 4.31(b). Nous soulignons que, dans les mêmes conditions expérimentales (source d’éclairage, paramètres d’étalonnage du robot et de la caméra, et les positions initiales et désirées), notre contrôleur présente un comportement similaire par rapport à la photométrie.

## 4.6/ CONCLUSION

Dans ce second chapitre de contributions scientifiques, nous avons développé notre deuxième méthode d’asservissement visuel 2D direct fondée sur les ondelettes multirésolution pour contrôler un robot sur 6 DDL, après la présentation des bases mathématiques pour la construction des primitives visuelles multirésolution, mais aussi le calcul de la matrice d’interaction multirésolution. Nous avons validé la commande sur une plateforme robotique parallèle avec une configuration déportée de la caméra (eye-to-hand). Ainsi, cette nouvelle approche, non traitée précédemment, propose des caractéristiques intéressantes comparativement à la photométrie et la méthode des 4 points. Cette méthode a montré une robustesse aux variations externes telles que les occultations, la variation d’éclairage et les erreurs de mesure (étalonnage de la caméra). De plus, nous avons commencé à investiguer son impact dans la commande. Cependant, nous avons noté des améliorations qu’il faudra apporter par la suite à ce premier travail. Nous commencerons par la

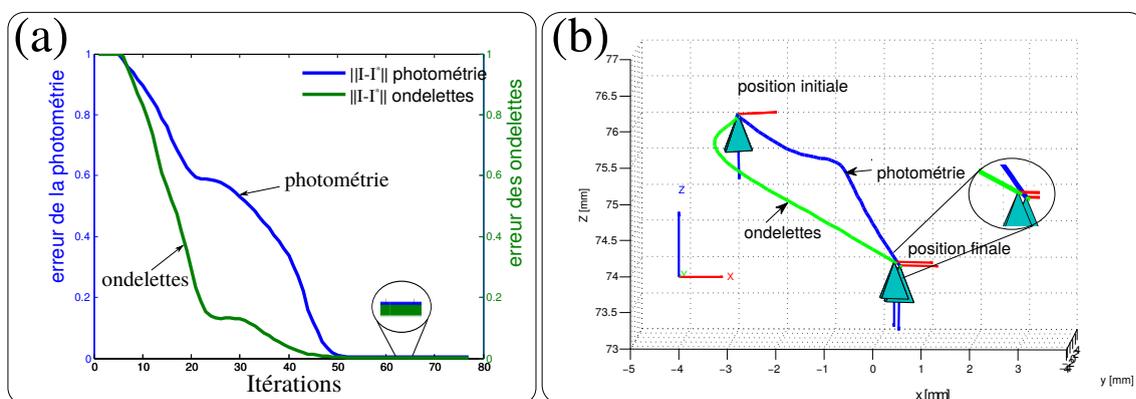


FIGURE 4.31 – (a) Norme de l'erreur dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution à la résolution  $j = 1$  par rapport à la photométrie), (b) trajectoire du robot dans l'espace cartésien dans le cas des conditions nominales d'une scène 2D (ondelettes multirésolution par rapport à la photométrie).

compréhension mathématique de l'apparition de l'anisotropie dans l'espace de convergence. Ensuite, il serait intéressant d'améliorer le temps de calcul des coefficients des ondelettes qui ont une période actuelle de 0.4 seconde. Enfin, il faudrait faire des tests plus poussés sur l'exploitation de l'aspect multirésolution. De plus, afin de réduire le temps de calcul, il sera intéressant d'utiliser un processeur graphique.



## APPLICATION À LA TOMOGRAPHIE PAR COHÉRENCE OPTIQUE

*Ce dernier chapitre est consacré à l'application des deux approches de commande développées précédemment au cas des images OCT. Nous allons présenter une approche d'étalonnage géométrique d'un système OCT dont le but est de corriger les images acquises des tissus biologiques observés. Les images corrigées permettent, d'une part des mesures quantitatives (métrique) plutôt que qualitatives de la part des médecins, et d'autre part, une meilleure estimation pour la commande de l'interaction entre le mouvement de l'outil et les tissus observés. Ensuite, nous allons étudier pour la première fois la faisabilité de l'utilisation des images OCT comme capteur pour contrôler un système robotique grâce aux deux lois de commandes (ondelettes continues spectrales et ondelettes multirésolution). Enfin, nous montrerons une approche de commande partitionnée pour un contrôle de 6 DDL c'est-à-dire 3 DDL contrôlés par l'OCT et 3 DDL contrôlés par une caméra conventionnelle.*

### Sommaire

---

<b>5.1</b>	<b>Présentation des plateformes expérimentales équipées d'un système OCT .</b>	<b>112</b>
5.1.1	Système OCT Telesto II . . . . .	112
5.1.2	Plateforme expérimentale à 3 DDL . . . . .	116
5.1.3	Plateforme expérimentale à 6 DDL . . . . .	118
<b>5.2</b>	<b>Étalonnage d'un système OCT . . . . .</b>	<b>119</b>
5.2.1	Distorsion des images OCT . . . . .	119
5.2.2	État de l'art sur l'étalonnage de systèmes OCT . . . . .	120
5.2.3	Modélisation de la déformation . . . . .	123
5.2.4	Étalonnage du système OCT . . . . .	128
5.2.5	Correction des images OCT . . . . .	131
<b>5.3</b>	<b>Asservissement visuel dans le cas d'une coupe B-Scan . . . . .</b>	<b>135</b>
5.3.1	Asservissement visuel OCT par ondelettes spectrales continues . . . . .	135
5.3.2	Asservissement visuel OCT fondé sur les ondelettes multirésolution . . . . .	138
5.3.3	Discussions . . . . .	142
<b>5.4</b>	<b>Asservissement visuel partitionné pour un positionnement à 6 DDL . . . . .</b>	<b>142</b>
<b>5.5</b>	<b>Conclusion . . . . .</b>	<b>149</b>

---

## 5.1/ PRÉSENTATION DES PLATEFORMES EXPÉRIMENTALES ÉQUIPÉES D'UN SYSTÈME OCT

Afin de valider les deux approches proposées dans les chapitres 3 et 4 sur des images OCT, nous avons mis en œuvre une nouvelle plateforme expérimentale réalisée par nos soins, équipée d'une plateforme microrobotique de positionnement et d'un système OCT. L'ensemble des éléments matériels utilisés pour la validation expérimentale sont ainsi présentés ci-dessous.

### 5.1.1/ SYSTÈME OCT TELESTO II

La tomographie par cohérence optique introduite dans le chapitre 2 est une technique optique non-invasive qui forme des coupes 2D (B-Scan) et des volumes 3D d'un échantillon, biologique ou non. Cette technique fournit une information sur la structure de l'échantillon en fonction de la lumière rétrodiffusée à partir de ses différentes couches. Ainsi, on obtient des images de résolution micrométrique et d'une profondeur millimétrique. Pour gérer ces deux paramètres (résolution, profondeur), le choix de la technologie du système OCT est primordial. Suivant les objectifs cliniques visés dans le cadre du projet ANR NEMRO (2015-2019), nous avons opté pour l'acquisition d'un système OCT de technologie spectrale dit FD-OCT.

Le système OCT en question est produit par la société Thorlab<sup>1</sup> du type Telesto II (figure 5.1). Il est composé principalement de six parties :



FIGURE 5.1 – Illustration de la composition globale du système Telesto II de chez Thorlabs.

#### — Unité de base OCT :

Les performances de chaque système en matière de résolution axiale et de profondeur de pénétration dépendent de l'unité de base. Dans notre cas, elle est constituée d'un bloc OCT composé par une source de lumière (laser) de type diode super-luminescente, une carte d'acquisition et une autre de commande qui contrôle les mouvements des miroirs galvanométriques de balayage (figure 5.2). Ce bloc OCT fournit des images de haute résolution grâce à une diode de longueur d'onde de  $1300\text{nm}$  et de bande passante de  $170\text{nm}$ . Ses caractéristiques offrent la possibilité d'avoir une image de résolution axiale proche

1. <https://www.thorlabs.de/index.cfm>

de  $5.5\mu\text{m}$  (dans l'air et l'eau) et une profondeur de pénétration dans l'air d'environ  $3.5\text{ mm}$ . De plus, cette source permet d'atteindre une vitesse d'acquisition d'une "carotte" (A-Scan) de  $76\text{ kHz}$ .

— **Ordinateur d'acquisition :**

Une partie "calcul" est gérée par un ordinateur à hautes performances (microprocesseur Intel core i5 d'une fréquence de  $3.2\text{GHz}$  équipé d'un système d'exploitation Windows).

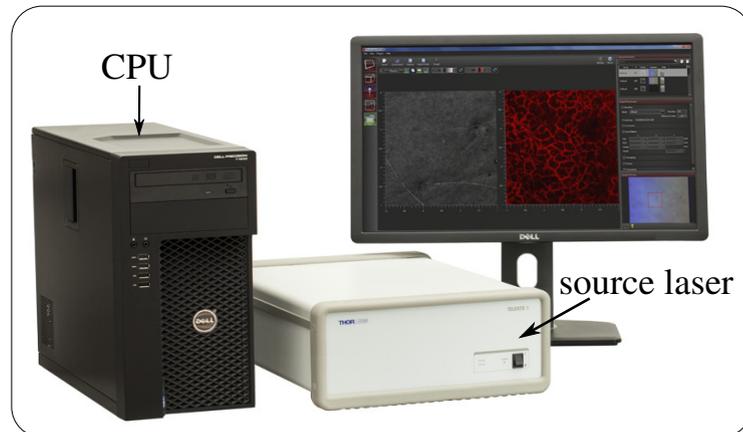


FIGURE 5.2 – Illustration de la partie unité de base de l'OCT Teletso II de Thorlabs et de l'ordinateur d'acquisition.

— **Système de balayage :**

L'acquisition d'une coupe 2D (B-Scan) ou d'un volume 3D nécessite un balayage de l'échantillon par le faisceau laser. Notre système dispose d'une sonde OCT rigide (figure 5.3(a)) constituée de plusieurs éléments.

- Un interféromètre de Michelson composé d'un bras "échantillon" et d'un bras "référence". Ce choix de structure où les deux bras sont proches de l'échantillon garantit une meilleure stabilité de phase entre le signal de référence et le signal réfléchi ;
- La prise en compte de la différence entre les deux bras est gérée par un système de réglage qui contrôle l'intensité du laser sur le bras de référence ;
- Deux miroirs génèrent le mouvement  $(x, y)$  du spot laser sur l'échantillon cible ;
- Une caméra CCD d'une cadence d'acquisition de 25 images par seconde (avec une résolution de  $640 \times 480$  pixels) est intégrée pour obtenir une vue de dessus de l'échantillon en temps-réel. Cette caméra est rigidement liée au système d'acquisition OCT avec un alignement du centre optique de la caméra avec la position du spot laser (lorsque le système des miroirs est au repos). L'ensemble de cette architecture est illustrée dans la figure 5.3(b).

— **Lentille de focalisation :**

Le système OCT dispose d'une seconde lentille de focalisation du laser (figure 5.4(a)). Cette lentille gère directement la résolution latérale et l'espace de travail du système OCT. On dispose sur notre système OCT d'une résolution latérale de  $13\mu\text{m}$  avec une distance focale (distance de travail) de  $36\text{mm}$ , et un champ de vision de  $10 \times 10\text{mm}^2$ .

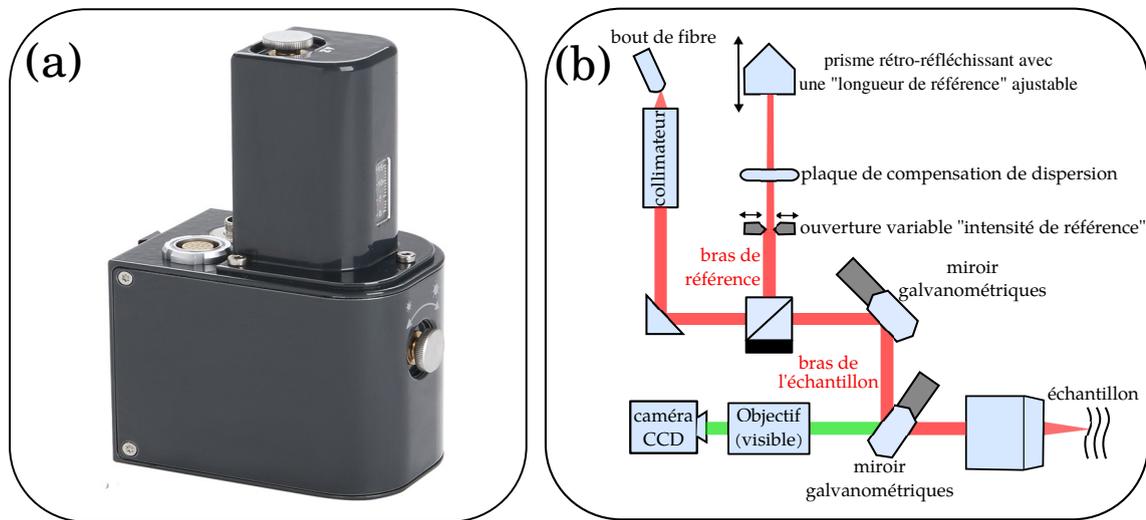


FIGURE 5.3 – Illustration de la composition interne d'une sonde de balayage OCT : (a) la sonde de balayage et (b) l'architecture interne de la sonde de balayage.

— **Porte-sonde :**

Le système OCT dispose d'une sonde compacte portée par un support vertical (figure 5.4(b)). Sur le support, on dispose de deux systèmes de réglage vertical (grossier et fin) de la position de la sonde vis-à-vis de l'échantillon.

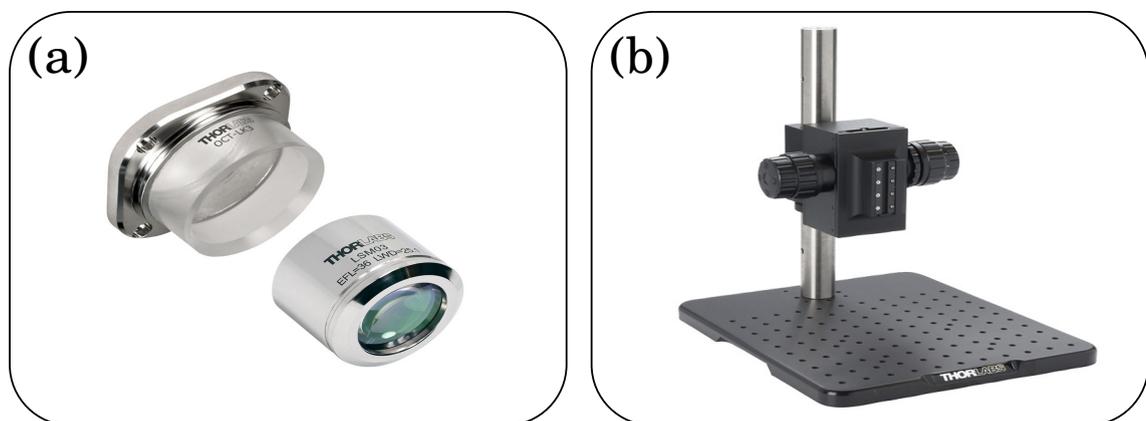


FIGURE 5.4 – Illustration de l'OCT Teletso II : (a) lentille de focalisation et (b) support de la sonde.

— **Logiciel OCT ThorImage :**

Le logiciel OCT ThorImage est installé sur l'ordinateur de l'unité de base. Cette librairie réalise de l'acquisition des données, le traitement du signal (FFT, FFTinv, filtrage, etc.), le contrôle du balayage et l'affichage des images OCT (figure 5.5). De plus, le kit de développement logiciel (SDK) est disponible pour le logiciel NI LabVIEW et le langage C/C++. Ce SDK contient un ensemble de bibliothèques pour le contrôle de la mesure, l'acquisition et le traitement de données, ainsi que le stockage et l'affichage des images OCT. Le SDK est complètement ouvert pour la recherche pour une intégration facile de nos algorithmes et lois de commande.

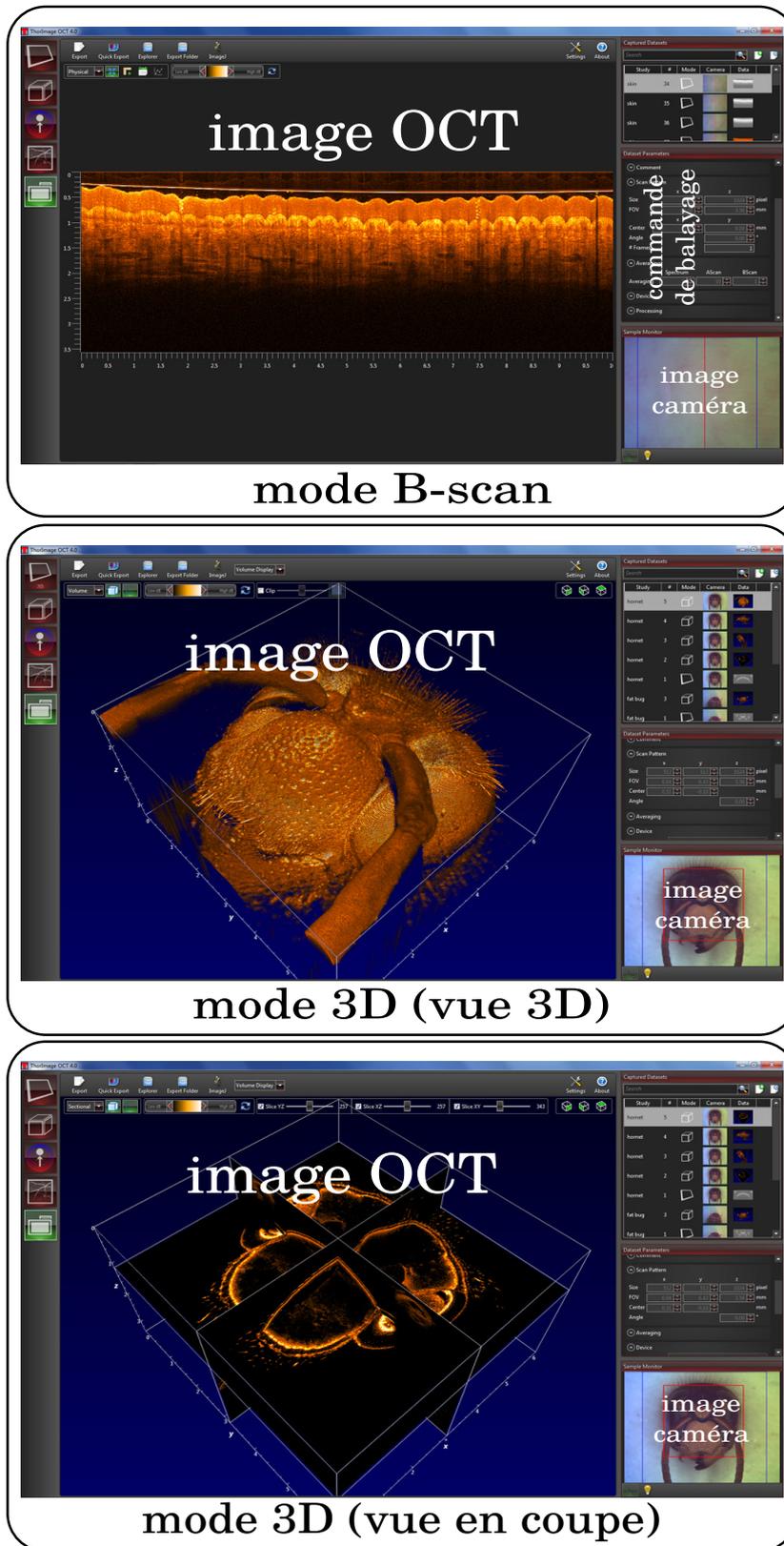


FIGURE 5.5 – Différentes possibilités d’affichage avec le logiciel OCT ThorImage.

Maintenant que le système OCT a été introduit, nous allons passer à la présentation des deux plateformes expérimentales mises en place pour réaliser la validation expérimentale de nos contributions notamment les lois de commande décrites plus loin dans ce chapitre. Ainsi, deux types de combinaisons sont proposés : la première pour le contrôle de 3 DDL d'un robot assemblé par nos soins et la seconde pour le contrôle d'un robot parallèle à 6 DDL.

### 5.1.2/ PLATEFORME EXPÉRIMENTALE À 3 DDL

La commande d'un robot à 3 DDL est réalisée dans  $\mathbb{R}(2) \times SO(1)$  (c.-à-d., les translations sur les axes  $x$  et  $y$ , et la rotation autour de l'axe  $z$ ). Cette limitation est due à l'utilisation de coupe B-Scan qui autorise le contrôle unique de 3 DDL. La plateforme expérimentale conçue pour le contrôle de ces 3 DDL est montrée à la figure 5.6.

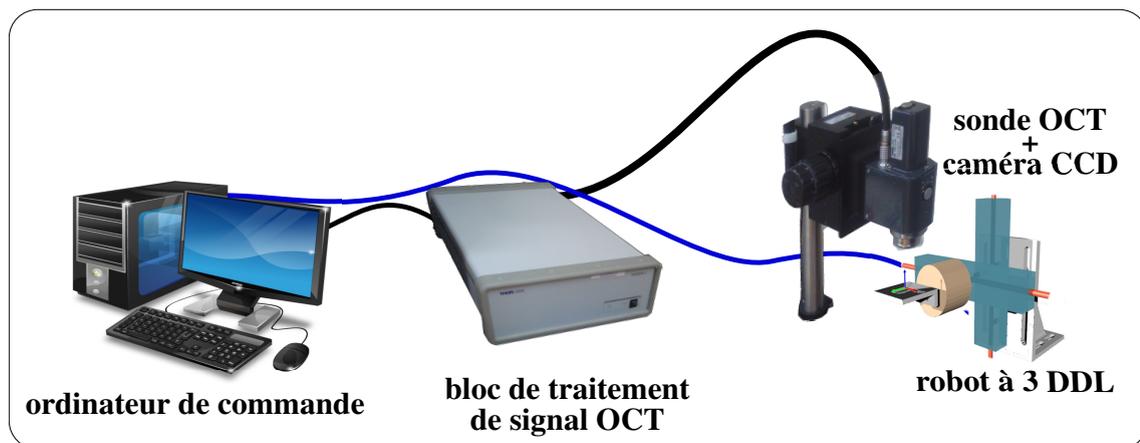


FIGURE 5.6 – Illustration de la plateforme expérimentale composée d'un système OCT, d'un robot à 3 DDL et de la connexion qui lie les différentes parties.

#### — Plateforme robotique :

Un robot de positionnement à 3DDL a été réalisé au laboratoire pour valider l'asservissement visuel fondé sur les images OCT. Il est composé de deux platines de translation linéaires M-111-DG de la compagnie PI<sup>2</sup> (figure 5.7(a)) et d'une platine rotative SR3610S de la compagnie SmarAct<sup>3</sup> (figure 5.7(a)). Les propriétés des deux actionneurs sont présentées dans la table 5.1, et l'architecture globale de la plateforme robotique est représentée à la figure 5.8(a). De plus, la cinématique est illustrée sur la figure 5.8(b).

#### — Logiciel de commande :

Après l'élaboration de la structure robotique, il est nécessaire d'avoir un outil pour l'implémentation des lois de commande, l'acquisition d'images et le module de communication entre les PC et le robot en temps-réel. Nous avons implémenté les lois de commande en C++ en utilisant une bibliothèque graphique libre implémentée en MatLab/Simulink développée au laboratoire FEMTO-ST : *cvLink*<sup>4</sup>. Cette bibliothèque est un ensemble de blocs

2. [www.physikinstrumente.com](http://www.physikinstrumente.com)

3. [www.smaract.de](http://www.smaract.de)

4. <https://sourcesup.renater.fr/cvlink/>

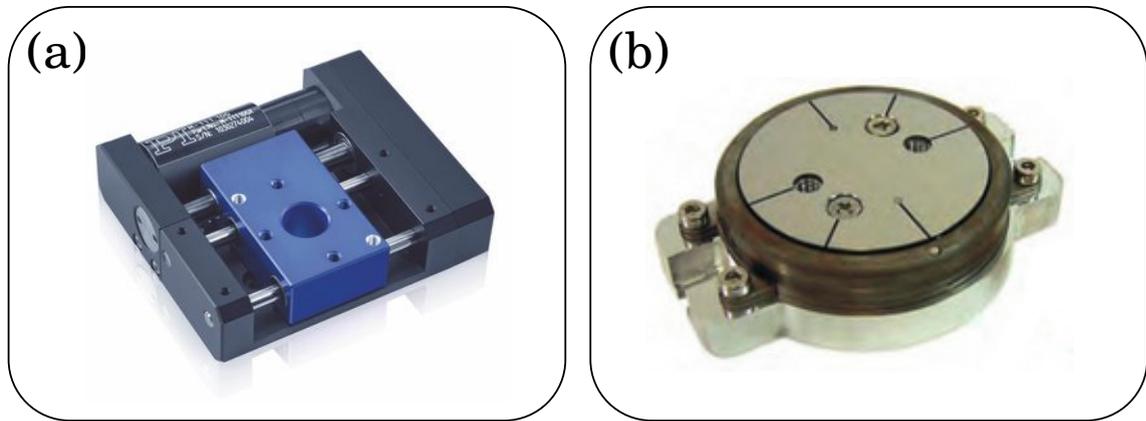


FIGURE 5.7 – Illustration des actionneurs de la structure robotique à 3 DDL : (a) platine de translation linéaire et (b) platine rotative.

TABLE 5.1 – Caractéristiques techniques des moteurs linéaires et rotatifs.

moteur	référence du produit	caractéristique
axe prismatique $x$ et $y$	M-111-DG PI Mercury	course : 15 mm vitesse maximale : $2\text{mm/s}$ Le plus petit pas incrémental : $0.05\mu\text{m}$
axe rotoïde $\theta$	SR3610S SmarAct	course : $2\pi$ résolution : $< 0.17 \mu\text{rad}$

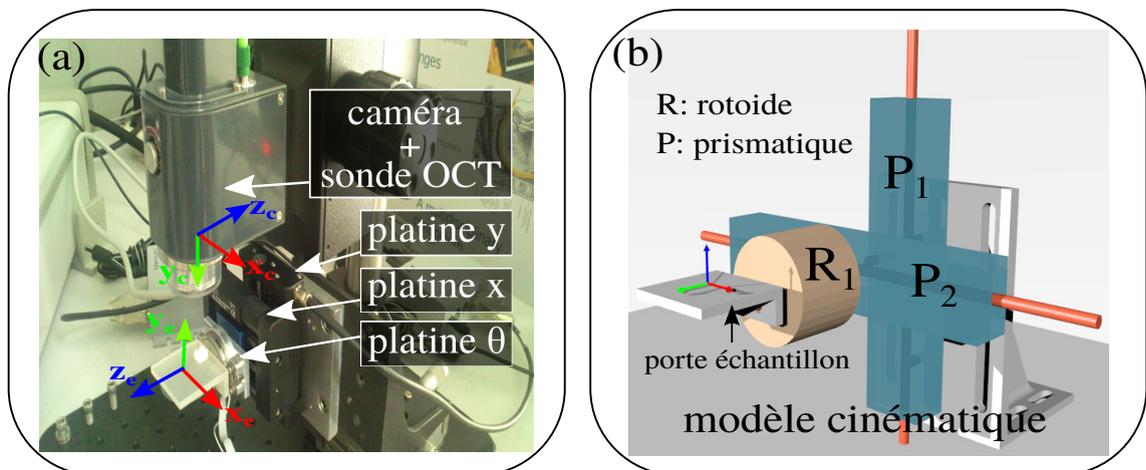


FIGURE 5.8 – Illustration de la composition de la plateforme robot à 3 DDL : (a) l'architecture originale du robot et (b) le modèle cinématique.

Simulink (figure 5.9) pour les algorithmes de vision par ordinateur, de commande d'actionneurs, de calcul matriciel. Elle est essentiellement basée sur des bibliothèques C++ : OpenCV, ViSP et Ogre. Elle offre la possibilité de construire de nouveaux blocs ou d'utiliser des blocs existants de traitement d'images, de vision par ordinateur ou de commande pour la réalisation de tests de validation expérimentale de manière intuitive et rapide.

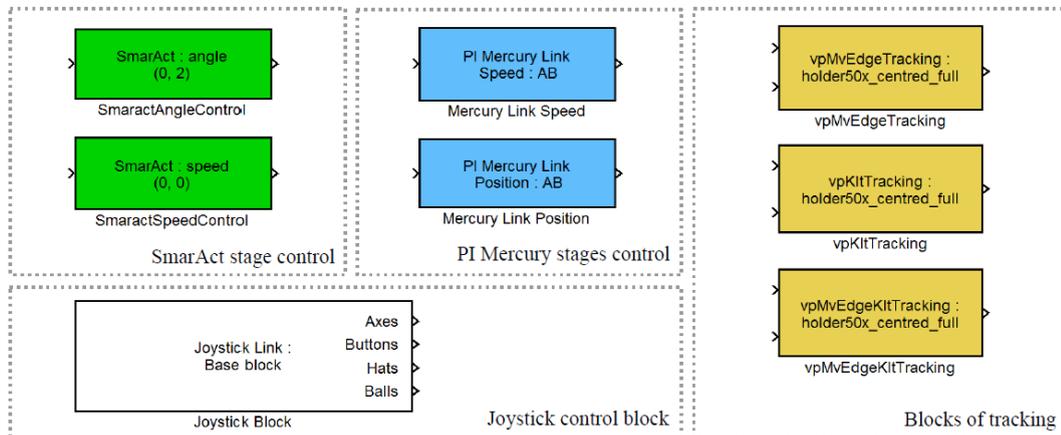


FIGURE 5.9 – Illustration de quelques blocs de la librairie graphique libre *cvLink*.

### 5.1.3/ PLATEFORME EXPÉRIMENTALE À 6 DDL

La plateforme expérimentale à 6 DDL combine le robot parallèle à 6 DDL présenté dans les chapitres 3 et 4 où la caméra CCD est remplacé par le système OCT Telesto II (figure 5.10).

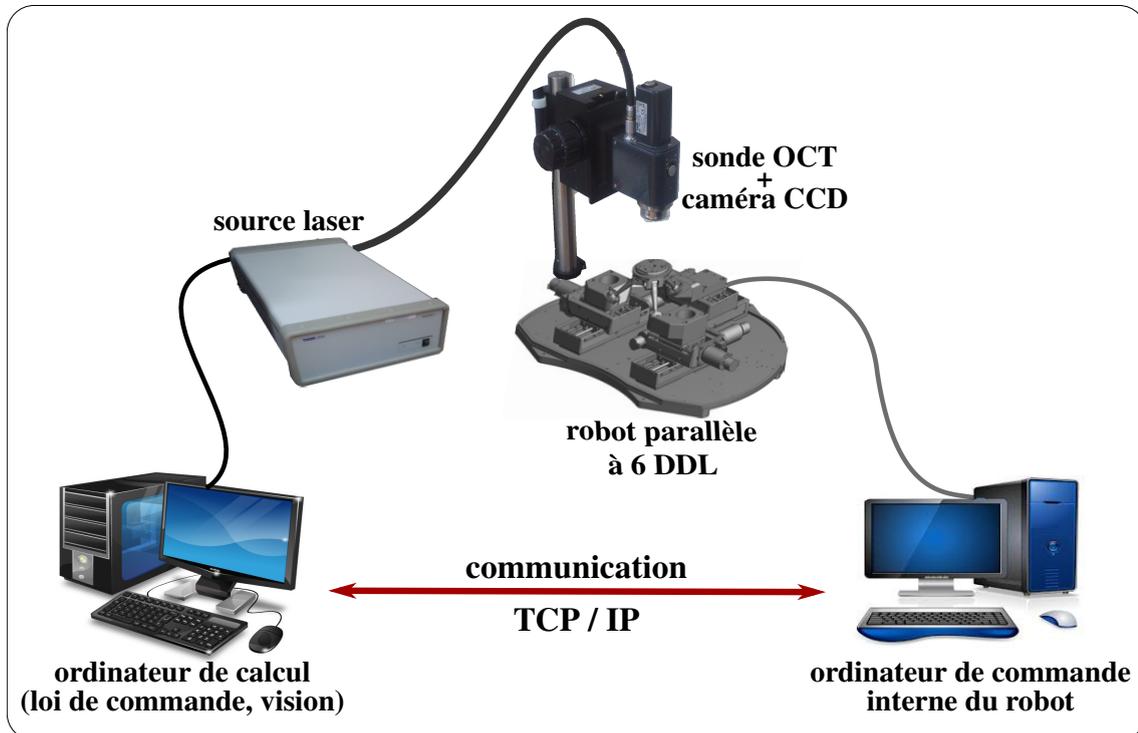


FIGURE 5.10 – Illustration de la plateforme expérimentale composée d'un système OCT, d'un robot à 6 DDL et la connexion qui lie les différentes parties.

## 5.2/ ÉTALONNAGE D'UN SYSTÈME OCT

### 5.2.1/ DISTORSION DES IMAGES OCT

Le système OCT forme principalement deux types d'images : les coupes B-Scans et les volumes OCT (concaténation d'images B-Scan). Basé sur le principe de l'interférométrie, l'OCT acquière une information sur la structure en profondeur d'un échantillon.

Lors de l'acquisition d'un volume dans la zone de balayage défini dans la figure 5.11(a) d'une surface analysée parfaitement plane (une lame d'étalonnage fournie par Thorlabs) représentant un carré de  $10\text{mm} \times 10\text{mm}$  ( $400 \times 400$  pixels). Nous obtenons les images 3D représentées dans les figures 5.11(b) sous plusieurs angles de vue. Nous constatons la présence d'une déformation (distorsion) qui ne reflète pas la réalité.

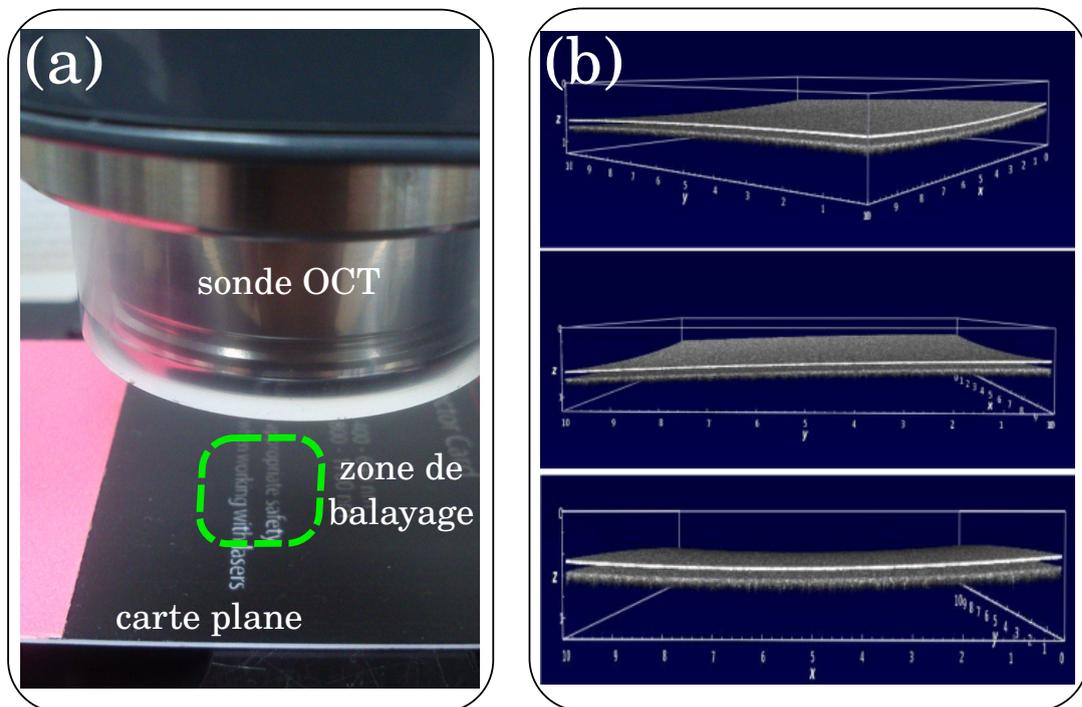


FIGURE 5.11 – Illustration du problème de construction d'image OCT sur les bords due au chemin optique du faisceau de lumière OCT : (a) montre la zone de balayage à effectuer pour l'acquisition d'un volume OCT (b) rendu volumique vu sous plusieurs angles.

Nous considérons maintenant le cas des coupes B-Scans de cette même lame selon les directions  $x$  et  $y$ . Nous constatons la courbure de la coupe avec deux sens différents de déformation suivant les deux axes de balayage. Il ressort que les images produites par un système OCT comportent ce qu'on peut appeler distorsions géométriques, ceci est dû à la différence du chemin optique que produit la sonde OCT lors de chaque balayage (figure 5.13). Il est donc nécessaire d'apporter des corrections à ces déformations géométriques pour une utilisation fiable (examen dimensionnel et diagnostic évolutif) des tissus observés.

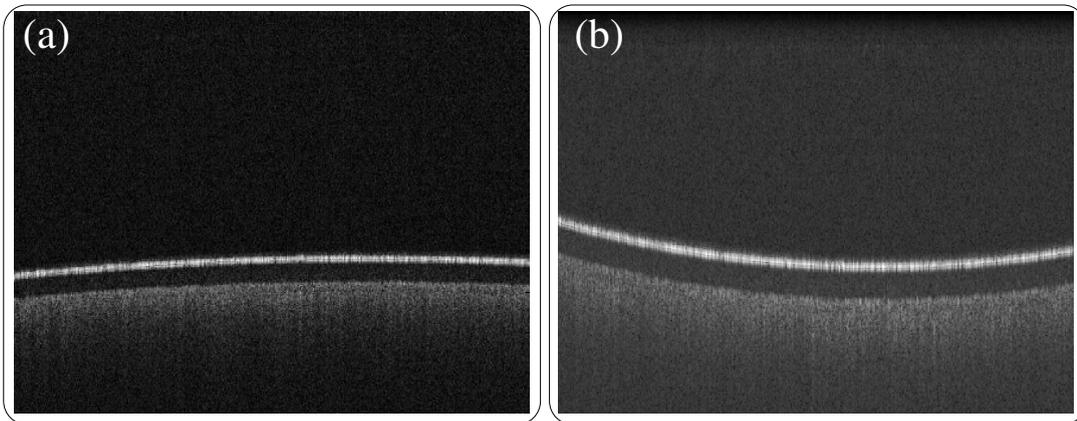


FIGURE 5.12 – Illustration du problème de distorsion des images OCT dues au chemin optique du faisceau laser OCT (cas de B-Scans) : (a) coupe B-Scan acquise suivant l'axe  $x$  et (b) suivant l'axe  $y$ .

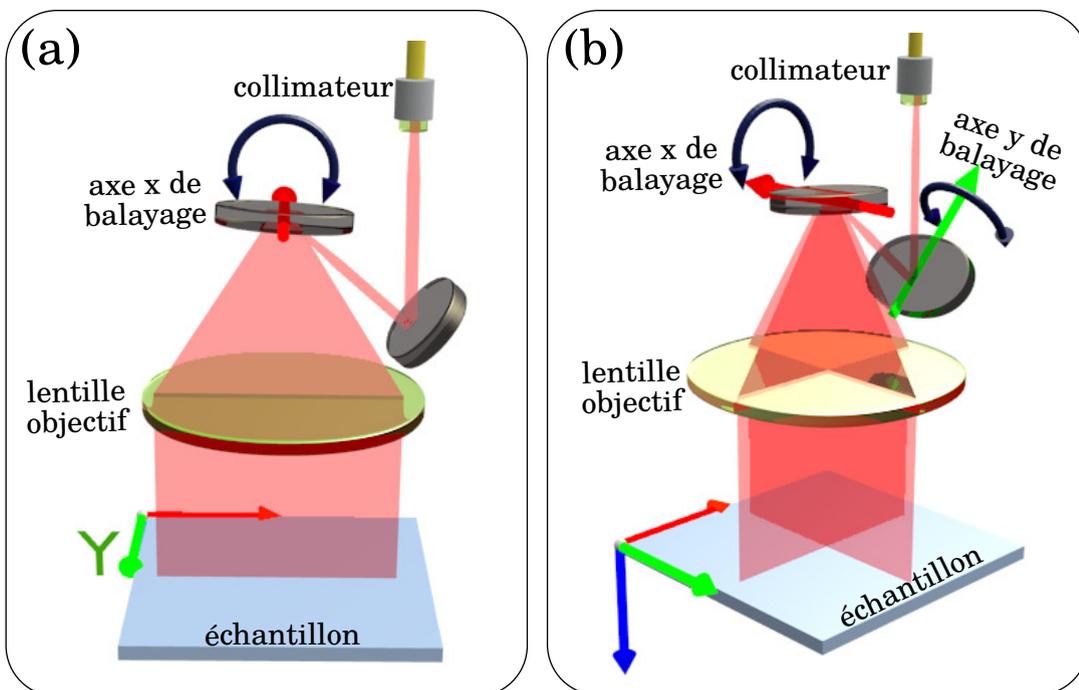


FIGURE 5.13 – Illustration du chemin optique du laser OCT : (a) cas d'un balayage unidirectionnel (acquisition d'un B-Scan) (b) cas d'un balayage bidirectionnel (acquisition d'un volume).

### 5.2.2/ ÉTAT DE L'ART SUR L'ÉTALONNAGE DE SYSTÈMES OCT

L'étalonnage d'un système d'imagerie optique consiste à déterminer la relation mathématique entre les points de l'espace 3D de la scène observée et les coordonnées exactes de leur projection dans l'image. Cette étape constitue un point initial dans plusieurs applications en vision par ordinateur (métrologie, reconstruction 3D, asservissement visuel, etc.).

Étalonner un système d'imagerie optique nécessite d'effectuer un choix de modèle puis d'en

déterminer ses paramètres. Ces derniers sont dits intrinsèques s'ils ne dépendent que du système d'acquisition lui-même (par exemple, la distance focale, le point principal, les distorsions radiales et tangentielles, etc.) et extrinsèques lorsqu'ils dépendent de l'objet observé (par exemple la pose 3D de l'objet dans le repère du système d'imagerie utilisé), de la même manière que pour les caméras conventionnelles.

D'abord nous pouvons citer les travaux de [Westphal et al., 2002] sur des images de coupe (B-Scan). La méthode proposée se base sur le principe optique de Fermat<sup>5</sup>. Ainsi, l'auteur décrit l'équation mathématique de déformation liée au chemin optique de sa sonde de balayage figure 5.14(a). Grâce à ce modèle, il réalise des corrections sur des images B-Scan comme le montre la figure 5.14 où il est illustrée la déformation de l'image (figure 5.14(b)) puis sa correction (figure 5.14(c)).

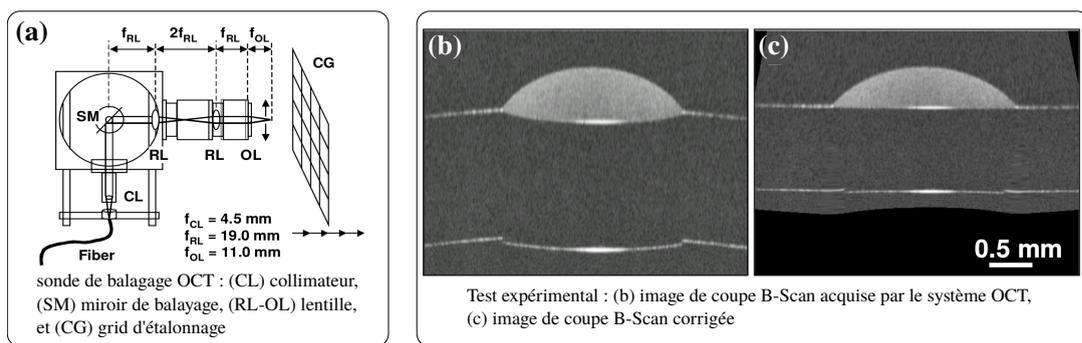


FIGURE 5.14 – Illustration des travaux de [Westphal et al., 2002].

Par ailleurs, dans [Van der Jeught et al., 2012], les auteurs se sont intéressés au cas des distorsions des images OCT issues d'un système OCT à large champs de vision. Ce type d'image volumique (3D-Scan) souffre d'une présence de déformation géométrique plus importante principalement sur les bords. Ceci est dû aux angles élevés de balayage nécessaires pour couvrir toute la surface à imager. Ces derniers produisent des distorsions plus importantes sur les bords. Ainsi, les auteurs ont modélisé les déformations par l'intermédiaire d'un cercle. Puis, ils ont estimé les paramètres du rayon et du centre du cercle. Pour finir, ils proposent un algorithme implémenté sur GPU afin d'assurer une correction rapide. Ils expliquent que la correction d'un volume de 3D d'une taille de  $768 \times 768 \times 512$  pixels prend  $10.4ms$ . Cependant, cette méthode est suffisante pour une petite zone de vue et si possible avec une déformation sous forme de cercle, ce qui d'ailleurs explique la mauvaise correction des distorsions non circulaires.

Les travaux de [Díaz et al., 2012, Díaz et al., 2013] proposent une technique fondée sur des mire 3D (figure 5.15(a)) pour réaliser la correction. Cette approche rappelle les méthodes d'étalonnage de caméra CCD projective. Elle permet de faire une estimation des paramètres intrinsèques et extrinsèques de la sonde OCT. Puis, il propose un modèle mathématique pour la gestion des paramètres du volume (figure 5.15(b)) qu'il calcule via une optimisation (figure 5.15(c)). Cependant cette approche nécessite de disposer d'une mire 3D bien étalonnée pour réaliser les mesures ce qui pose le problème de mise en œuvre de cette méthode.

Le travail présenté se limite au système d'imagerie OCT avec un balayage frontal. Ceci dit, d'autres types de balayages sont possibles, par exemple le balayage latéral (figure 5.16(a)). Les travaux de [Wang et al., 2013] ont été prévus pour faire une acquisition du volume latéral (fi-

5. est un principe physique qui décrit la forme du chemin optique.

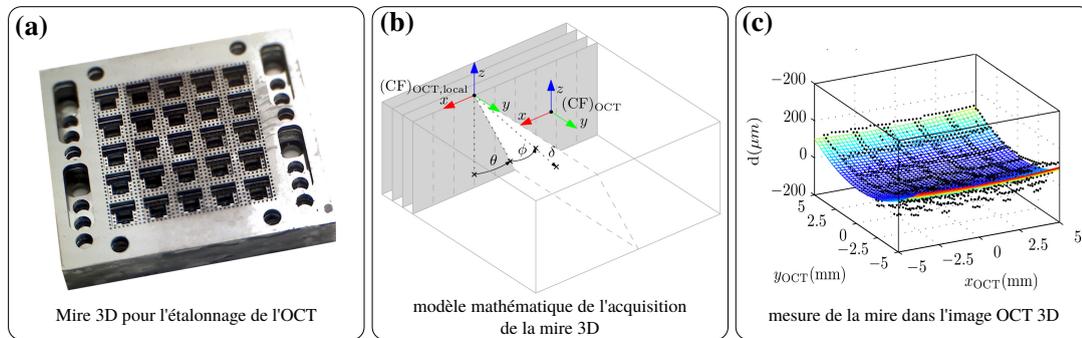


FIGURE 5.15 – Illustration des travaux de [Díaz et al., 2012, Díaz et al., 2013].

gure 5.16(b)). Ils ont démontré la présence de trois déformations géométriques : l'éventail (figure 5.16(e)) sphérique (figure 5.16(c)) et angulaire (figure 5.16(d)). Dans leurs travaux, ils ont proposé une approche pour corriger les trois déformations géométriques des images OCT. Ainsi, la correction de la distorsion sphérique se fait directement lors du processus de mesure du signal optique avant la reconstruction des images. A l'inverse, la distorsion d'éventail et angulaire nécessitent une estimation de la déformation et un processus de traitement d'image supplémentaire.

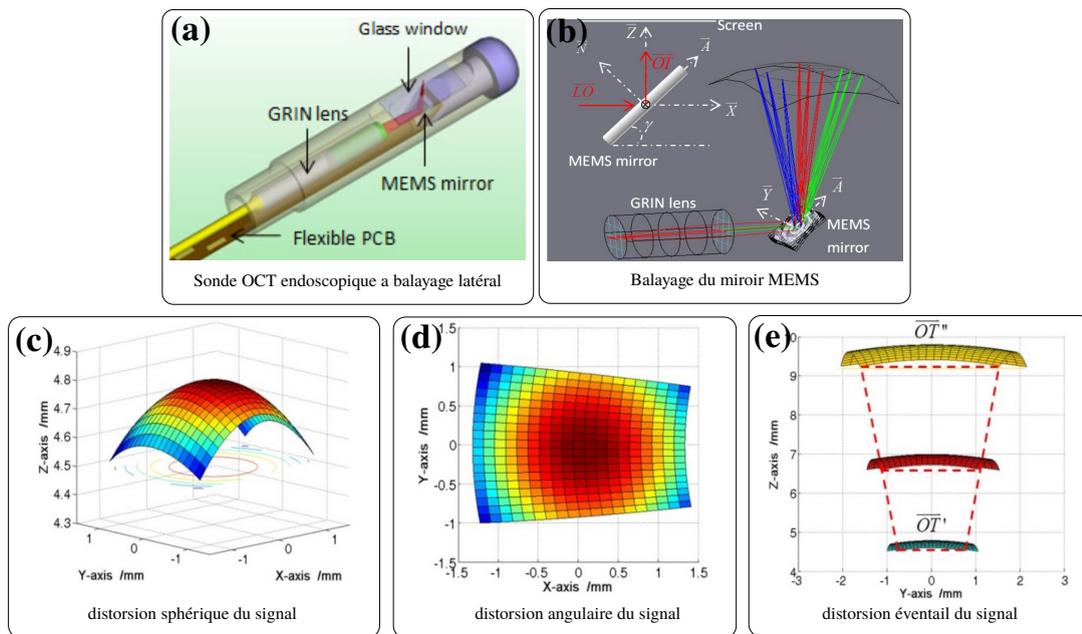


FIGURE 5.16 – Illustration des travaux de [Wang et al., 2013].

A partir des différents travaux présentés jusqu'à présent, nous constatons que les systèmes OCT que nous avons étudiés (balayage latéral et frontal, un ou plusieurs miroirs), nécessitent une étape de correction. Ainsi, chaque système d'image OCT requière la définition des distorsions qui le composent pour les corriger (sphérique, angulaire, éventail, etc.), nous proposons dans la suite une méthode de correction des systèmes OCT frontale sans avoir à recourir à une mire 3D précise, technologiquement difficile à réaliser. De plus, nous allons modéliser la déformation entière du

système OCT sans se limiter à une forme circulaire.

### 5.2.3/ MODÉLISATION DE LA DÉFORMATION

Étalonner notre système OCT nécessite de disposer d'un modèle de déformation géométrique qui exprime les distorsions de l'image en fonction du chemin optique suivi par le laser. Ce modèle mathématique nous permettra de réaliser la correction attendue à chaque acquisition. Ainsi, afin d'assurer une correction dans le cas des coupes B-Scans et des volumes OCT, nous allons proposer deux modèles de déformation et de compensations. Pour l'établir, nous nous sommes appuyés sur le principe de fonctionnement du système OCT à un seul miroir [Westphal et al., 2002] illustré par la figure 5.13(a). Cependant, nous allons proposer à l'inverse des travaux de [Westphal et al., 2002] une modélisation étendue sur 3D, car le balayage lors de la construction de la coupe B-Scan n'est pas forcément dans le plan balayé par un seul miroir.

#### 5.2.3.1/ ÉQUATION DU MODÈLE DE DÉFORMATION 2D

Dans ce schéma, la source laser OCT est redirigée vers l'échantillon grâce au miroir de balayage qui tourne autour de l'axe  $y$ . Afin d'écrire l'équation du modèle de balayage d'un système OCT conventionnel, nous sommes partis du schéma de propagation de la lumière de la figure 5.17.

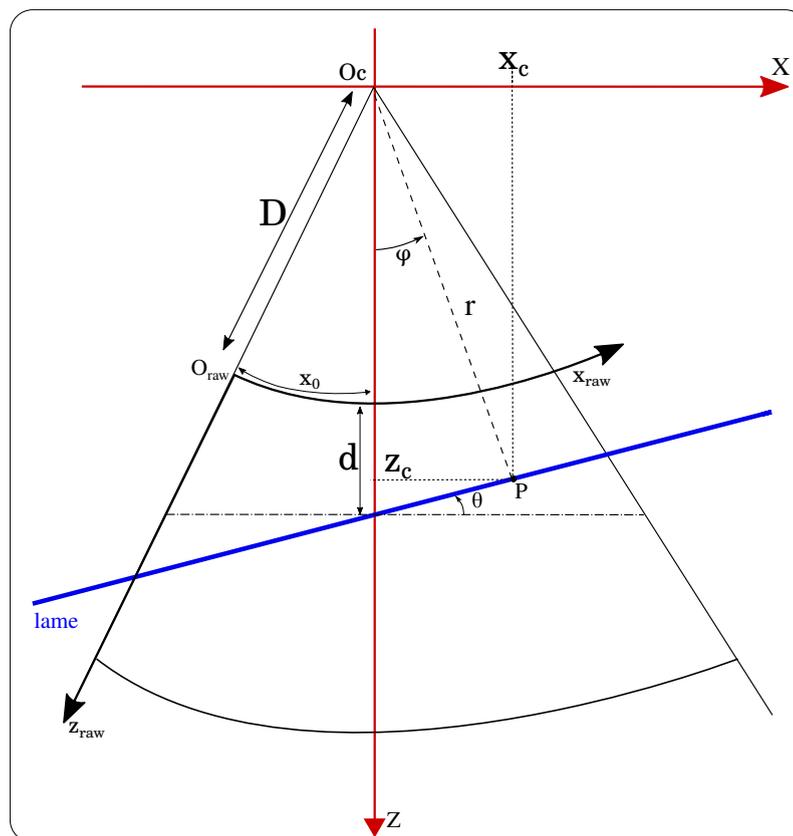


FIGURE 5.17 – Illustration du modèle 2D de propagation du faisceau de lumière sur une lame parfaitement rectiligne.

Si on considère le point  $O_c$  comme le centre de balayage du miroir. Le repère polaire  $\mathcal{R}_{raw}$  (défini par les vecteurs  $O_{raw}$ ,  $\vec{x}_{raw}$ ,  $\vec{z}_{raw}$ ) représente le repère de l'image déformée (l'image retournée par l'OCT) et le repère cartésien  $\mathcal{R}_{car}$  (défini par les vecteurs  $O_c$ ,  $\vec{x}$ ,  $\vec{z}$ ) (repère monde). La zone de balayage de l'OCT est limitée par deux arcs de cercle correspondant aux profondeurs minimales et maximales de mesure. La distance curviligne le long de l'arc de cercle entre l'origine du repère polaire  $O_{raw}$  et l'axe principal de l'OCT (position initiale du miroir) est représenté par  $x_0$  et une position minimale de balayage  $D$ . Comme ces deux paramètres sont liés à l'architecture de la sonde, ils sont considérés comme paramètres intrinsèques du système OCT.

Ainsi, si on dépose une lame de verre (surface parfaitement plane) comme l'échantillon à analyser, d'autres paramètres extrinsèques vont apparaître : le paramètre d'inclinaison de la lame  $\theta$  et la distance  $d$  de la lame dans le repère polaire  $\mathcal{R}_{raw}$  sur l'axe optique du système l'OCT. L'objectif est d'écrire l'équation de la courbe de la lame dans le repère  $\mathcal{R}_{raw}$  en fonction des paramètres intrinsèques ( $x_0$ ,  $D$ ) et extrinsèques ( $\theta$ ,  $d$ ).

De fait, soit un point  $P$  de la lame balayée par le système OCT. Les coordonnées du point  $P$  dans le repère polaire  $\mathcal{R}_{raw}$  s'écrivent :

$$\begin{cases} x_{raw} = x_0 + \varphi D \\ z_{raw} = r - D \end{cases} \quad (5.1)$$

De même, nous écrivons les coordonnées du point  $P$ , dans le repère cartésien  $\mathcal{R}_{car}$ , de la manière suivante :

$$\begin{cases} x = r \sin(\varphi) \\ z = r \cos(\varphi) \end{cases} \quad (5.2)$$

Inversement, nous avons aussi :

$$\varphi = \text{atan2}(x, z) \quad \text{et} \quad r = \sqrt{x^2 + z^2} \quad (5.3)$$

L'équation de la droite représentant la lame dans le repère cartésien ( $O$ ,  $\vec{x}$ ,  $\vec{z}$ ) s'écrit comme suit :

$$z = -x \tan(\theta) + d + D \quad (5.4)$$

En introduisant l'équation (5.2), l'équation (5.4) devient :

$$r \cos(\varphi) = -r \sin(\varphi) \tan(\theta) + d + D \quad (5.5)$$

D'où nous pouvons déduire l'expression suivante :

$$r = \frac{d + D}{\cos(\varphi) + \tan(\theta) \sin(\varphi)} \quad (5.6)$$

#### Proposition 8 : Équation du modèle de déformation 2D

Finally, en injectant  $\varphi$  et  $r$  obtenus à partir de l'équation (5.1) dans l'équation (5.6), nous aboutissons à :

$$z_{raw} = \frac{(d + D)}{\cos\left(\frac{x_{raw} - x_0}{D}\right) + \tan(\theta) \sin\left(\frac{x_{raw} - x_0}{D}\right)} - D \quad (5.7)$$

Cette expression représente l'équation de déformation 2D de la lame due au balayage du miroir sur l'axe  $x$ .

## 5.2.3.2/ ÉQUATION DU MODÈLE DE DÉFORMATION 3D

L'équation de déformation 3D peut être considérée comme une extension de l'équation de la déformation 2D. En effet, dans ce cas, le mode de balayage est similaire à celui du 2D à la différence qu'on balaye une surface contrairement au cas d'une coupe c'est-à-dire une ligne. Pour ce faire, chaque miroir intervient pour balayer un axe, ainsi n'importe quel point de la surface est scanné en combinant l'effet des deux miroirs.

Soit le schéma de propagation de faisceau sur  $x, y$  illustré à la figure 5.18, l'origine  $O_1$  représente le centre du miroir qui balaye suivant l'axe de rotation  $\vec{x}_1$ , tandis que l'origine  $O_2$  est le centre du deuxième miroir qui balaye suivant la direction orthogonale à la première  $\vec{y}_2$ . À noter que la position du deuxième miroir (représentée par  $O_2$ ) est inconnue par rapport à  $O_1$ . Ainsi, nous notons  $D_2$  la distance qui les sépare.

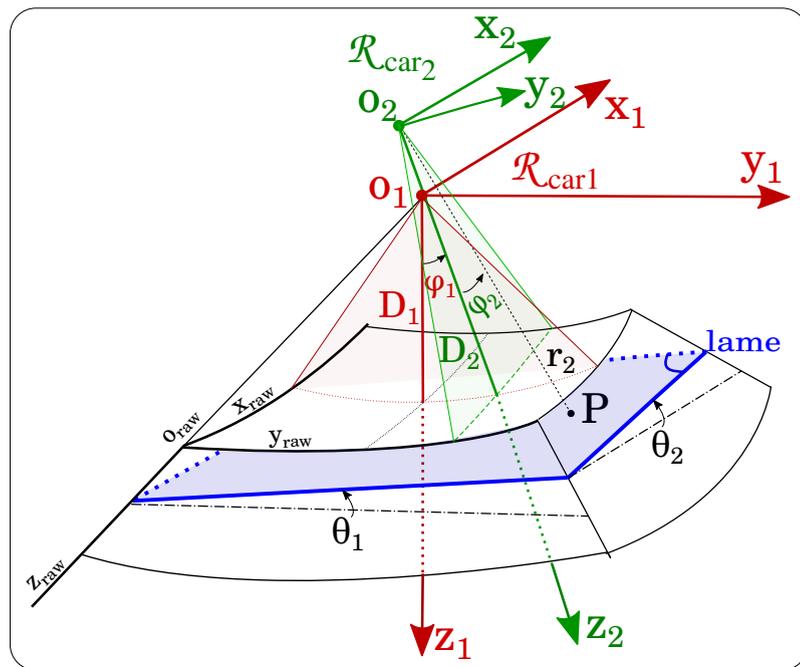


FIGURE 5.18 – Illustration du schéma 3D de propagation du faisceau laser OCT sur une lame parfaitement plane (mire fournie par Thorlabs).

Les paramètres intrinsèques du système OCT (en s'appuyant sur le schéma de la figure 5.18) sont les paramètres  $D_1$ ,  $D_2$ ,  $x_0$  et  $y_0$ . Tandis que les paramètres extrinsèques sont la configuration (pose) de la lame par rapport à l'OCT. Ils sont définis par la distance  $d$  et les deux angles  $\theta_1$  et  $\theta_2$  de la lame par rapport à l'origine  $O_1$ .

Par conséquent, le point  $P_1$  s'écrit dans le repère cartésien  $\mathcal{R}_{car_2}$  ( $O_2, \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2$ ) comme suit :

$$\begin{cases} x_2 = r_2 \sin(\varphi_2) \\ z_2 = r_2 \cos(\varphi_2) \end{cases} \quad (5.8)$$

où :

$$\begin{cases} \varphi_2 = \text{atan2}(x_2, z_2) \\ r_2 = \sqrt{x_2^2 + z_2^2} \end{cases} \quad (5.9)$$

et  $y_2 = 0$  car le point  $P_1 = 0$  se situe dans le plan  $y_2 = 0$ .

L'expression des coordonnées du point  $P_1$  dans le repère cartésien  $\mathcal{R}_{car_1} (O_1, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$ , en utilisant la matrice de transformation homogène  ${}^1\mathbf{T}_2$  du repère  $\mathcal{R}_{car_2}$  vers  $\mathcal{R}_{car_1}$  s'écrit alors :

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\varphi_1) & \sin(\varphi_1) & (D_1 - D_2) \sin(\varphi_1) \\ 0 & -\sin(\varphi_1) & \cos(\varphi_1) & (D_1 - D_2) \cos(\varphi_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

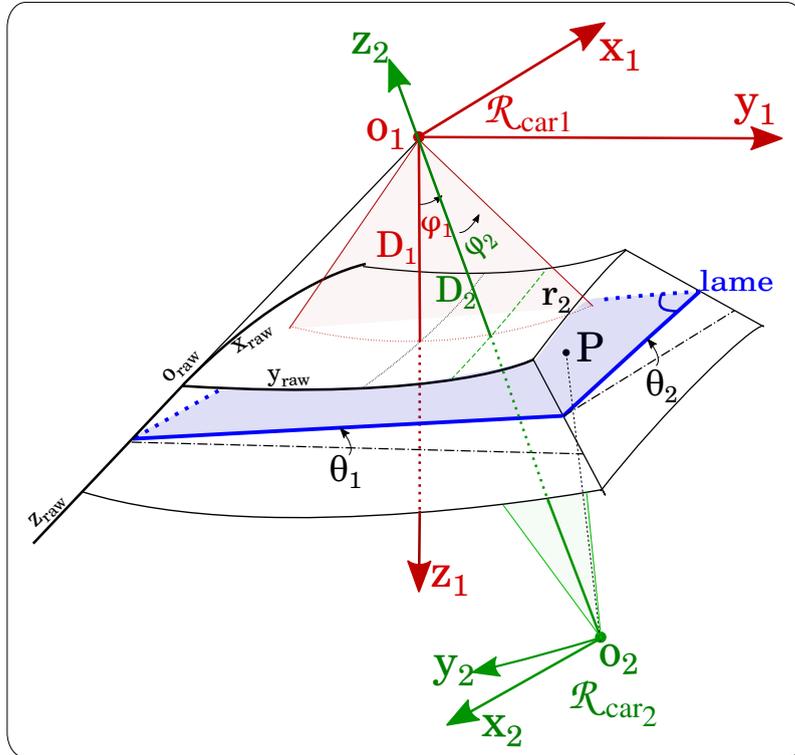


FIGURE 5.19 – Illustration du schéma 3D de propagation du faisceau laser sur une lame parfaitement plane.

Cependant, comme le modèle de déformation exacte possède un sens de déformation convexe sur l'axe  $x$  et concave sur l'axe  $y$  (figure 5.19). Alors, nous avons introduit un signe négatif dans la matrice de transformation de telle sorte qu'elle s'écrit :

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\varphi_1) & \sin(\varphi_1) & -(D_1 - D_2) \sin(\varphi_1) \\ 0 & -\sin(\varphi_1) & \cos(\varphi_1) & -(D_1 - D_2) \cos(\varphi_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Ainsi, nous pouvons écrire :

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = {}^1\mathbf{T}_2 \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Donc :

$$\begin{aligned} x_1 &= x_2 \\ y_1 &= \cos(\varphi_1) y_2 + \sin(\varphi_1) z_2 - (D_1 - D_2) \sin(\varphi_1) \\ z_1 &= -\sin(\varphi_1) y_2 + \cos(\varphi_1) z_2 - (D_1 - D_2) \cos(\varphi_1) \end{aligned} \quad (5.13)$$

L'équation de la lame s'écrit, dans le repère cartésien  $\mathcal{R}_{car}$ , comme suit :

$$z_1 = ax_1 + by_1 + (d_1 + D_1) \quad (5.14)$$

où  $a = \text{tang}(\theta_1)$  et  $b = \text{tang}(\theta_2)$ .

En remplaçant  $x_1, y_1, z_1$  par leurs expressions données dans l'équation (5.14), on obtient :

$$-\sin(\varphi_1)y_2 + \cos(\varphi_1)z_2 - (D_1 - D_2)\cos(\varphi_1) = ax_2 + b(z_2 \sin(\varphi_1) + \cos(\varphi_1)y_2 - (D_1 - D_2)\sin(\varphi_1)) + d_1 + D_1 \quad (5.15)$$

Comme  $y_2 = 0$ , car on ne réalise pas de balayage en dehors du plan  $y$ , nous avons alors :

$$z_2 (\cos(\varphi_1) - b \sin(\varphi_1)) - a x_2 - (D_1 - D_2) (\cos(\varphi_1) - b \sin(\varphi_1)) = d_1 + D_1 \quad (5.16)$$

Puis en remplaçant  $x_2$  et  $z_2$ , à partir de l'équation (5.8), nous aboutissons :

$$r_2 (\cos(\varphi_2) \cos(\varphi_1) - b \cos(\varphi_2) \sin(\varphi_1) - a \sin(\varphi_2)) = d_1 + D_1 - ((D_2 - D_1)(\cos(\varphi_1) - b \sin(\varphi_1))) \quad (5.17)$$

Il reste à transposer cette équation dans le repère polaire  $\mathcal{R}_{raw}$ . Pour cela, nous écrivons les coordonnées du point  $P_1$  dans  $(O_{raw}, \vec{x}_{raw}, \vec{y}_{raw}, \vec{z}_{raw})$ , par :

$$\begin{cases} x_{raw} = x_0 + \varphi_2 D_2 \\ y_{raw} = y_0 - \varphi_1 D_1 \\ z_{raw} = r_2 - D_2 \end{cases} \quad (5.18)$$

A partir de l'équation (5.18),  $\varphi_1$  et  $\varphi_2$  sont définis comme suit :

$$\begin{cases} \varphi_2 = \frac{x_{raw} - x_0}{D_2} \\ \varphi_1 = -\frac{y_{raw} - y_0}{D_1} \end{cases} \quad (5.19)$$

### Proposition 9 : Équation du modèle de déformation 3D

Finalemnt, en remplaçant  $\varphi_1, \varphi_2$  avec l'équation (5.19) et  $r_2$  avec l'équation (5.17) dans  $z_{raw}$  de l'équation (5.18), nous obtenons l'équation du modèle de déformation d'un volume OCT :

$$z_{raw} = \frac{d_1 + D_1 - (D_2 - D_1) \left( \cos\left(\frac{y_{raw} - y_0}{D_1}\right) - b \sin\left(\frac{y_{raw} - y_0}{D_1}\right) \right)}{\cos\left(\frac{x_{raw} - x_0}{D_2}\right) \left( \cos\left(\frac{y_{raw} - y_0}{D_1}\right) - b \sin\left(\frac{y_{raw} - y_0}{D_1}\right) \right) - a \sin\left(\frac{x_{raw} - x_0}{D_2}\right)} - D_2 \quad (5.20)$$

L'expression finale obtenue est celle de la surface courbe 2D calculée dans l'image 3D et correspondant à la lame.

Jusqu'à présent, nous avons proposé deux équations du modèle de déformation des images et volumes OCT. Ces fonctions obtenues permettent de décrire les courbes correspondant aux déformations liées au chemin optique de l'image d'une mire d'étalonnage. Nous verrons par la suite comment identifier les paramètres intrinsèques et extrinsèques à partir des images OCT et corriger ces images.

## 5.2.4/ ÉTALONNAGE DU SYSTÈME OCT

Précédemment, nous avons modélisé la déformation de la lame dans le cas d'un B-Scan et ensuite dans le cas d'un volume 3D. De même, nous avons défini les paramètres intrinsèques d'une sonde OCT et les paramètres extrinsèques liés à la position de la lame d'étalonnage par rapport à la sonde OCT. Dans la suite, nous allons proposer une méthode de correction des images OCT (coupe et volume) qui comporte : une segmentation pour extraire la courbe (ou surface) de la lame, une optimisation pour l'estimation des paramètres et une correction des images. Ce modèle de correction est résumé dans la figure 5.20. Il s'applique sur les déformations générées par le système OCT Telesto II de chez ThorLabs.

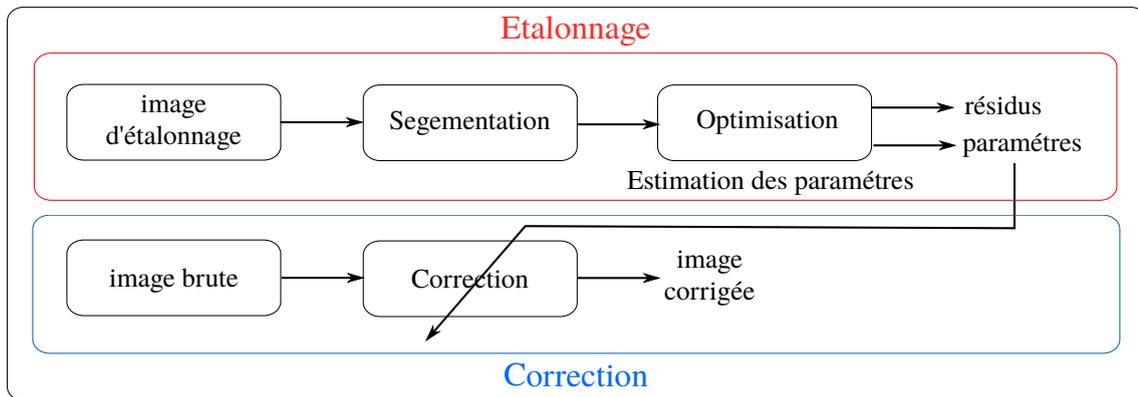


FIGURE 5.20 – Schématisation de l'algorithme de correction d'images OCT.

## 5.2.4.1/ ESTIMATION DES PARAMÈTRES

Après l'étape de segmentation, où la forme de la déformation de l'image de la lame d'étalonnage est extraite de la coupe et du volume sous forme d'une profondeur  $z_{raw}(i)$  pour chaque colonne  $i$ . Nous allons à présent estimer les paramètres intrinsèques et extrinsèques du système OCT. Pour ce faire, il faut utiliser une méthode d'optimisation qui consiste à minimiser l'erreur entre la déformation réelle extraite de l'image et celle de notre modèle théorique. Plusieurs méthodes d'optimisation résumées dans [Kelley, 1999] sont possibles.

**Optimisation d'une coupe B-Scan**

En effet, le problème d'optimisation est traité en utilisant le critère des moindres carrés suivant :

$$\mathcal{J} = \sum_i (z_{raw}(i) - \hat{z}_{raw}(i))^2 \quad (5.21)$$

où  $z_{raw}(i)$  est le modèle de profondeur extrait de la segmentation et  $\hat{z}_{raw}(i)$  est le modèle de profondeur calculée par l'équation de déformation 2D (équation (5.7)) pour la colonne  $i$ . Le critère à minimiser  $\mathcal{J}$  dépend des paramètres  $D$ ,  $x_0$ ,  $\theta$  et  $d$ .

Ainsi, les figures 5.21(a-b-c) illustrent le résultat de l'identification dans trois cas différents. Cette optimisation est réalisée avec un temps moyen de 0.8 secondes. Les images ont été prises dans les mêmes conditions, c'est-à-dire sans changer les réglages internes de l'OCT, mais avec des positions et orientations différentes de la lame. Nous pouvons remarquer la superposition de la courbe estimée avec celle mesurée.

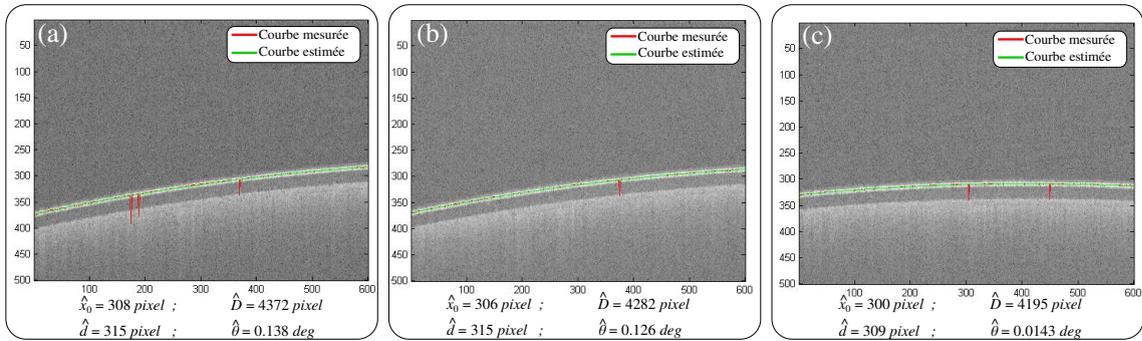


FIGURE 5.21 – Estimation des paramètres du modèle de distorsion 2D des images OCT.

Cependant, nous remarquons que les paramètres  $x_0$  et  $D$  ne sont pas les mêmes pour chaque cas, alors qu'ils doivent l'être (paramètres intrinsèques). Cela s'explique par le fait que le rôle de  $x_0$  sur l'inclinaison de la courbe est très proche de celui de l'angle  $\theta$  et que l'effet de  $D$  sur la position de la courbe est proche de celui de  $d$ . Pour obtenir plus de précisions sur  $x_0$  et  $D$ , il suffit de réaliser l'identification sur plusieurs images à la fois. Ainsi, les effets des paramètres intrinsèques et extrinsèques seront parfaitement découplés.

### Optimisation d'un volume

Après avoir réalisé l'optimisation dans le cas 2D (coupe B-Scan), nous allons étendre le principe sur l'optimisation dans le cas d'un volume (image OCT 3D). Le but est de réaliser une estimation des paramètres de l'équation du modèle de distorsion 3D (équation 5.20). Dans ce cas, le critère quadratique est étendu à toute la surface à minimiser  $\mathcal{J}$ . Le nouveau critère s'écrit :

$$\mathcal{J} = \sum_i \sum_j (z_{raw}^k(i, j) - \hat{z}_{raw}^k(i, j))^2 \quad (5.22)$$

La figure 5.22 montre les résultats obtenus à la suite de cette optimisation dans le cas d'une lame parfaitement rectiligne par rapport à la sonde. Ainsi, la figure 5.22(a) présente la lame après une étape de segmentation qui montre la présence de bruit représenté par les pics qui apparaissent dans la courbe. Ensuite, nous avons illustré la courbe de la mire avec la représentation de l'équation du modèle de distorsion 3D dans la figure 5.22(b), où les paramètres d'optimisation initiaux  $Param_{init} = [1417.5, -887.5, 200.8, 200.9, 450.5, -0.01, -0.8]$  (choisie d'une façon arbitraire proche des valeurs de déformation imposées par le système) sont liés respectivement aux variables  $Param_{init} = [D_1, D_2, x_0, y_0, d, \theta_1, \theta_2]$ . Puis, le résultat de l'optimisation est illustré dans la figure 5.22(c) montrant une superposition des deux courbes que nous avons décalée pour une meilleure visualisation. Enfin, l'erreur finale entre le modèle mathématique de la déformation et celle obtenue avec la mire d'étalonnage est montrée à la figure 5.22. Les valeurs numériques du modèle après identification (réalisée en 5.35 secondes) est  $Param_{finale} = [1937.4, -782.1, 227.4, 209.4, 310.6, -0.001, -0.0002]$ .

Un deuxième exemple est considéré afin de valider la méthode d'optimisation et l'équation du modèle de distorsion 3D. Dans ce cas, comme le montre la figure 5.23, nous avons une optimisation acceptable avec des paramètres d'une valeur de  $Param_{finale} = [2100, -1000, 178.1, 201.5, 490.4, -0.0001, -0.0002]$  et une erreur moyenne estimée à -6.6888e-04 pixels (réalisée en 5.42 secondes).

L'allure des courbes expérimentale et reconstruite par notre modèle sont très similaires. De

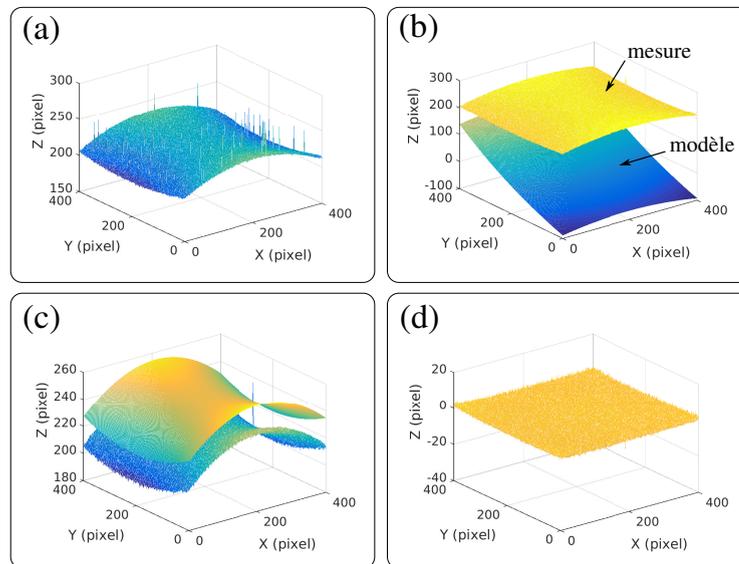


FIGURE 5.22 – Estimation des paramètres de l'équation du modèle de la distorsion de la courbe extraite après segmentation de la lame à la configuration 1 : (a) segmentation de la lame, (b) comparaison entre la courbe de la lame et la courbe de l'équation du modèle de distorsion 3D avant optimisation (paramètres avec des valeurs initiales), (c) comparaison entre la courbe de la lame et celle de l'équation du modèle de distorsion après optimisation avec un décalage volontaire et (d) erreur finale entre les courbes de la figure (c) sans décalage.

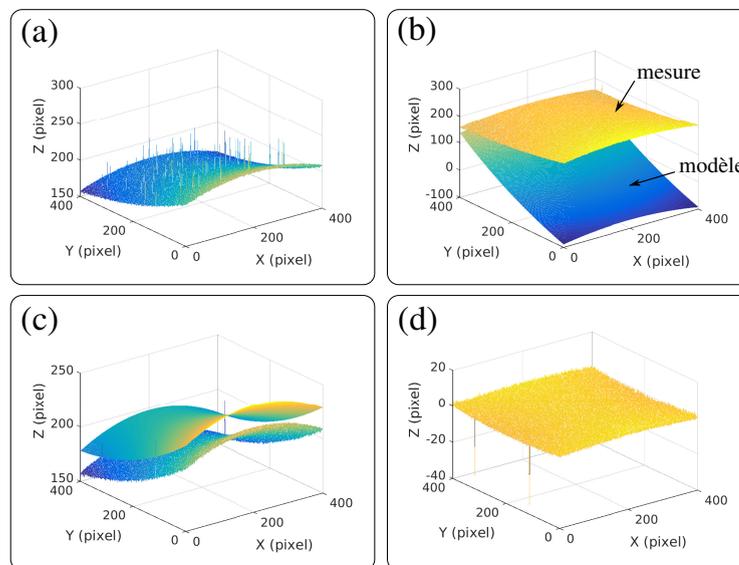


FIGURE 5.23 – Estimation des paramètres de l'équation de déformation de la lame d'étalonnage à la configuration 2 : (a) segmentation de la lame, (b) comparaison entre la courbe de la lame et la courbe de l'équation de distorsion 3D avant optimisation (paramètres avec des valeurs initiales), (c) optimisation avec un décalage volontaire et (d) erreur finale entre les courbes de la figure (c) sans décalage.

fait, on peut conclure que notre modèle est valide. Les erreurs entre les points expérimentaux et le modèle ne dépassent pas quelques pixels et sont localisées sur les bords de l'image. On remarque que la méthode de segmentation donne une surface expérimentale assez bruitée ce qui peut expliquer certaines erreurs d'identification. Néanmoins, les valeurs numériques des paramètres intrinsèques sont suffisamment précises pour effectuer une correction géométrique des images.

### 5.2.5/ CORRECTION DES IMAGES OCT

La dernière étape est la correction (figure 5.20) qui consiste à compenser la distorsion des images OCT. Elle consiste à transformer les images OCT de leur repère polaire  $\mathcal{R}_{raw}$  actuelle vers le nouveau repère cartésien  $\mathcal{R}_{car}$  qui corrige.

#### 5.2.5.1/ CORRECTION D'UNE COUPE B-SCAN

La correction des images B-Scan suit le principe de la figure 5.24. Cette transformation géométrique basée sur la méthode de "forward and backward mapping" [Wolberg, 1990] permet de passer d'un repère polaire vers un nouveau repère cartésien comme le montre la figure 5.24.

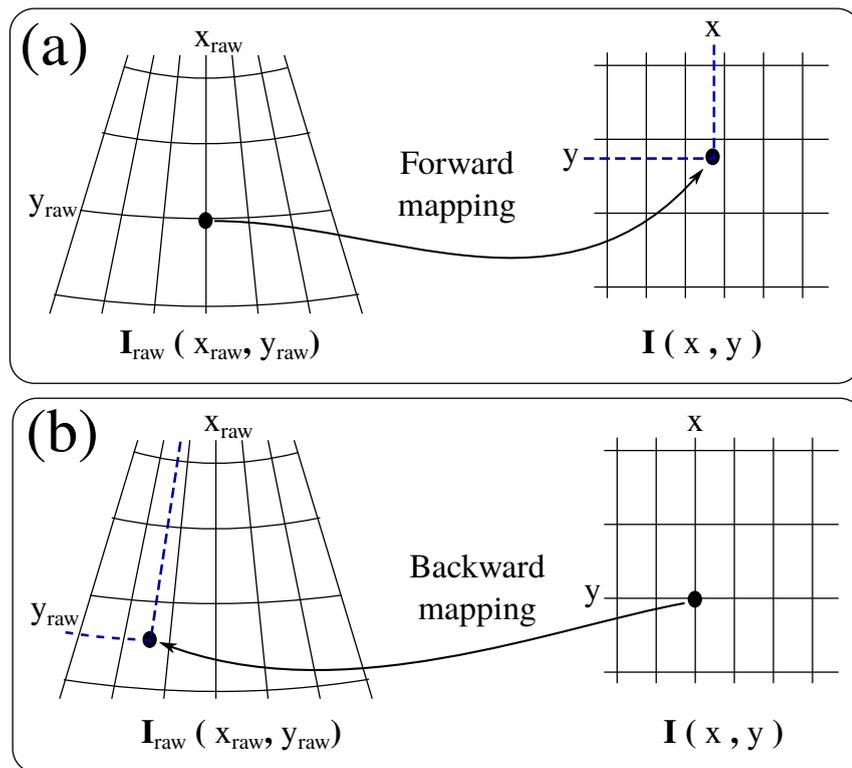


FIGURE 5.24 – Transformation géométrique des images : (a) forward mapping et (b) backward mapping.

En effet, la transformation géométrique est appliquée du plan  $(O_{raw}, \vec{x}_{raw}, \vec{z}_{raw})$  vers le plan  $(O, \vec{x}, \vec{z})$  (forward mapping) et du plan  $(O, \vec{x}, \vec{z})$  vers  $(O_{raw}, \vec{x}_{raw}, \vec{z}_{raw})$  (backward mapping). Enfin, nous attribuons les valeurs des pixels dans le nouveau repère par interpolation.

La première étape consiste à définir la nouvelle grille dans les coordonnées cartésiennes  $\mathcal{R}_{car}$  à partir des coordonnées polaires grâce à la méthode de “*forward mapping*”. Cette étape projette les coordonnées maximales que regroupe la grille dans le  $\mathcal{R}_{raw}$  et dans  $\mathcal{R}_{car}$  en utilisant les paramètres estimés lors de l'étalonnage ( $x_0$  et  $D$ ). Une fois  $\mathcal{R}_{car}$  délimité, nous procédons à la création de la nouvelle grille dont les coordonnées sont cartésiennes.

La deuxième étape utilise la méthodes de “*backward mapping*” pour projeter les coordonnées du repère  $\mathcal{R}_{car}$  dans le repère  $\mathcal{R}_{raw}$ . Cette étape assure la projection de l'intensité des pixels sur le repère  $\mathcal{R}_{car}$  en utilisant une méthode d'interpolation (par exemple interpolation cubique dans notre cas) [Lehmann et al., 1999].

Finalement, la correction géométrique des coupes B-Scan est montrée sur les figures 5.25 et 5.26 respectivement dans le cas d'une lame d'étalonnage rectiligne et inclinée.

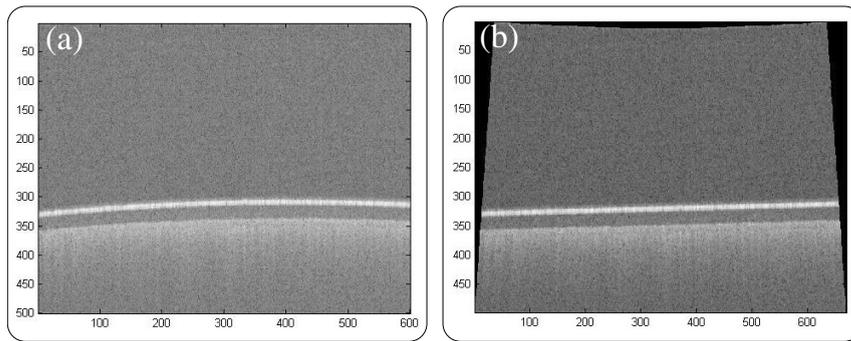


FIGURE 5.25 – [Exemple 1] Correction d'une image de coupe B-Scan : (a) image de coupe B-Scan avec distorsion et (b) image de coupe B-Scan corrigée.

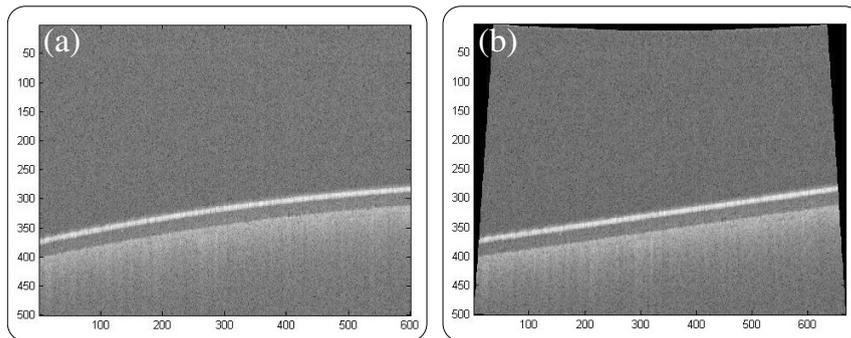


FIGURE 5.26 – [Exemple 2] Transformation géométrique des images : (a) calcul direct et (b) calcul par recherche d'antécédent.

#### 5.2.5.2/ CORRECTION D'UN VOLUME

Le principe de la correction des volumes OCT est schématisé sur la figure 5.27. Notre approche consiste à réaliser une correction des coupes sur l'axe  $x$  puis sur l'axe  $y$  ou inversement. Les figures 5.29 et 5.28 présentent les résultats obtenus pour deux configurations de la lame : rectiligne et inclinée. De plus, un premier résultat avec une image d'un échantillon biologique est présenté sur la figure 5.30.

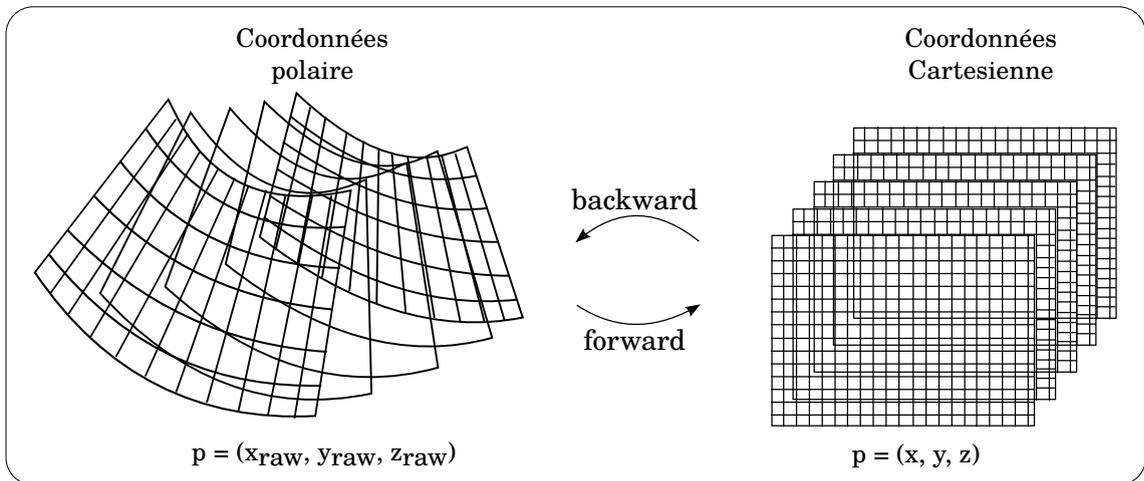


FIGURE 5.27 – Principe de correction des volumes OCT.

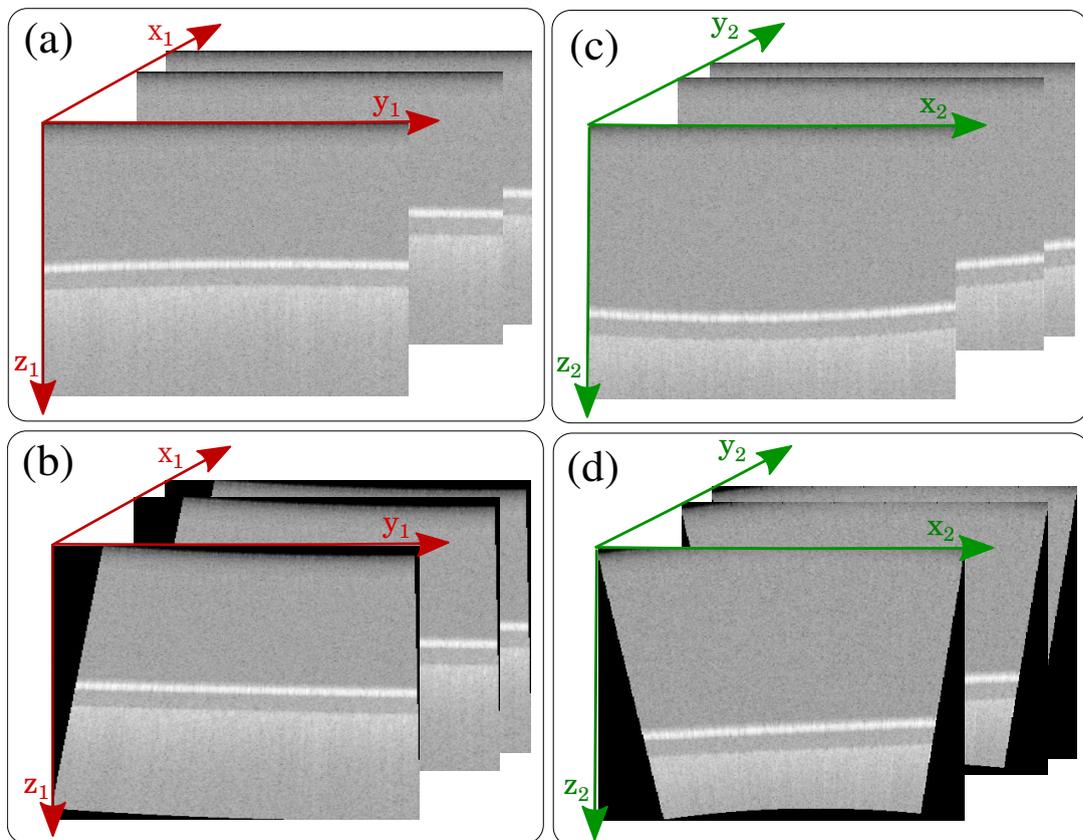


FIGURE 5.28 – [Exemple 1] Résultat de la correction d'un volume sur des coupes choisies aléatoirement d'une lame horizontale : (a) coupe d'un volume sur l'axe  $y$  avec distorsions, (b) correction de la coupe sur l'axe  $y$ , (c) coupe d'un volume sur l'axe  $x$  avec distorsions et (d) correction de la coupe sur l'axe  $x$ .

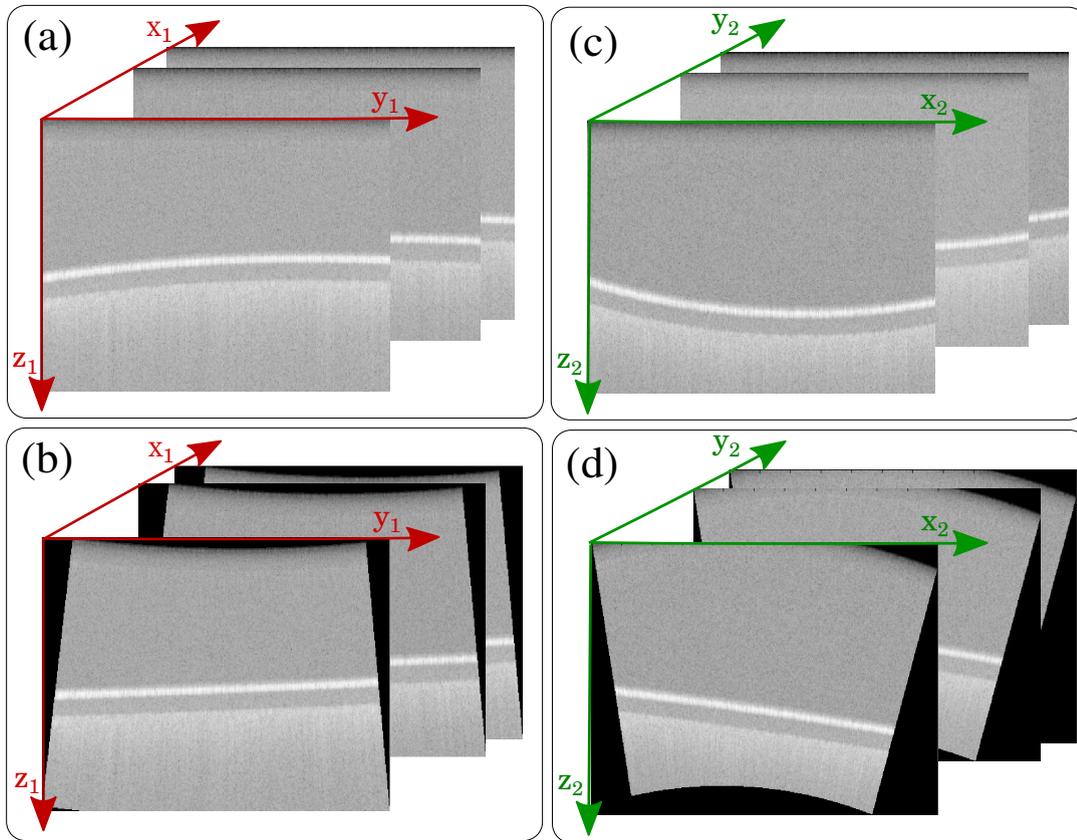


FIGURE 5.29 – [Exemple 2] Résultat de la correction d'un volume sur des coupes choisies aléatoirement d'une lame inclinée : (a) coupe d'un volume sur l'axe  $y$  avec distorsions, (b) correction de la coupe sur l'axe  $y$ , (c) coupe d'un volume sur l'axe  $x$  avec distorsions et (d) correction de la coupe sur l'axe  $x$ .

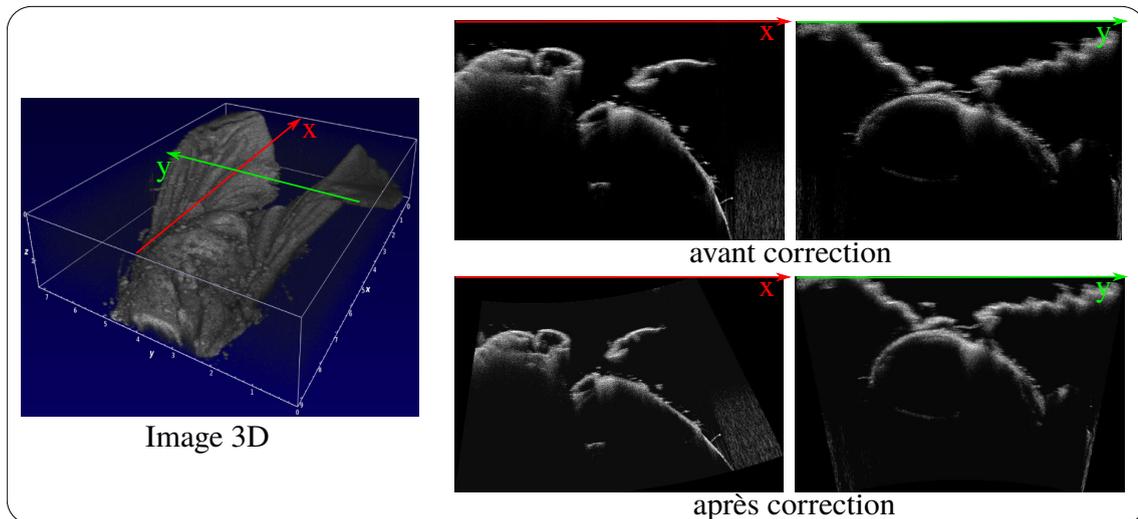


FIGURE 5.30 – Transformation géométrique des images biologiques (exemple d'une mouche).

### 5.3/ ASSERVISSEMENT VISUEL DANS LE CAS D'UNE COUPE B-SCAN

Jusqu'à présent, nous avons introduit les contributions de cette thèse d'une manière théorique et appliquée uniquement aux images conventionnelles (CCD). Dans la suite, nous allons les tester sur la modalité OCT dans le but de faire une première analyse de cette nouvelle modalité dans l'univers de l'asservissement visuel. Par ailleurs, nous avons fait le choix de ne pas corriger les images lors de la commande, car à la convergence les distorsions des images désirées et courantes sont les mêmes (prises dans les mêmes conditions d'utilisation). De plus, les commandes sont appliquées de la même manière sur les images CCD et OCT car on travaille uniquement sur le plan de coupe OCT bien que son acquisition soit différente. En revanche, l'utilisation des volumes OCT nécessitera une prise en compte de la formation des images OCT dans la commande.

#### 5.3.1/ ASSERVISSEMENT VISUEL OCT PAR ONDELETTES SPECTRALES CONTINUES

En utilisant la méthode d'asservissement visuel 2D pose direct avec des ondelettes spectrales continues, nous proposons de réaliser le positionnement automatique d'échantillons biologiques. Cette approche permet de gérer des images avec un rapport signal sur le bruit défavorable et à faible texture (caractéristiques des images OCT). Ainsi, nous appliquons cette méthode sur trois types de tests : tâche de positionnement sur 2 DDL, 3 DDL et répétition de biopsies optiques.

##### 5.3.1.1/ TÂCHE DE POSITIONNEMENT SUR 2 DDL

Le premier test consiste à effectuer une tâche de positionnement sur 2 DDL (translations  $x, y$ ). Nous indiquons au robot une position initiale  $x, y$  et  $\theta = 0$ . Dans ce cas, le clinicien effectue un choix de la coupe B-Scan et sa longueur sur l'échantillon biologique dans l'image CCD à la position désirée  $\mathbf{r}^*$  (figure 5.31(e)). A partir de cette position désirée, il choisit une nouvelle position courante  $\mathbf{r}$  (figure 5.31(f)) qu'on peut considérer comme la position initiale. L'approche consiste à faire un asservissement visuel pour atteindre la position  $\mathbf{r}^*$  à partir de la position  $\mathbf{r}$ . Les informations visuelles, utilisées dans la loi de commande, sont donc des ondelettes spectrales continues.

Les figures 5.31(a) et (d) représentent une séquence d'images OCT illustrant la réalisation d'une tâche de positionnement à 2 DDL. Dans cette expérience, l'erreur initiale entre l'image OCT initiale  $\mathbf{I}(\mathbf{r})$  (choisi de façon arbitraire) et l'image OCT désirée  $\mathbf{I}(\mathbf{r}^*)$  est de  $\Delta \mathbf{r}_{ini}(\mu m) = (1000, 1000)$ . Les figures 5.31(a) et (b) montrent les images initiales et désirées acquises. La différence d'images est représentée sur la figure 5.31(c), tandis que celle qui démontre la convergence du contrôleur est représentée à la figure 5.31(d). En effet, l'erreur de positionnement mesurée après convergence (en utilisant les capteurs à haute résolution internes du robot) est de  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu m) = (5, 5)$  illustrant la bonne convergence de l'approche. En outre, on peut souligner que le dispositif de commande est robuste en dépit de la différence (illumination et texture) entre les images désirées et les images courantes.

Pour une meilleure illustration des performances de la tâche de positionnement, nous avons également enregistré la séquence des images de la caméra CCD comme l'illustre la figure 5.31(e)–(h). La figure 5.31(f) montre le choix du biologiste/clinicien d'une ligne de balayage sur laquelle il cherche une possible pathologie tissulaire par l'analyse de l'image OCT B-Scan. Ensuite, le contrôleur déplace automatiquement de l'échantillon vers la ligne de balayage désirée prédéfinie sur la figure 5.31(e). Simulant un examen a posteriori de la pathologie.

La décroissance de l'erreur cartésienne de positionnement en fonction du temps est tracée sur

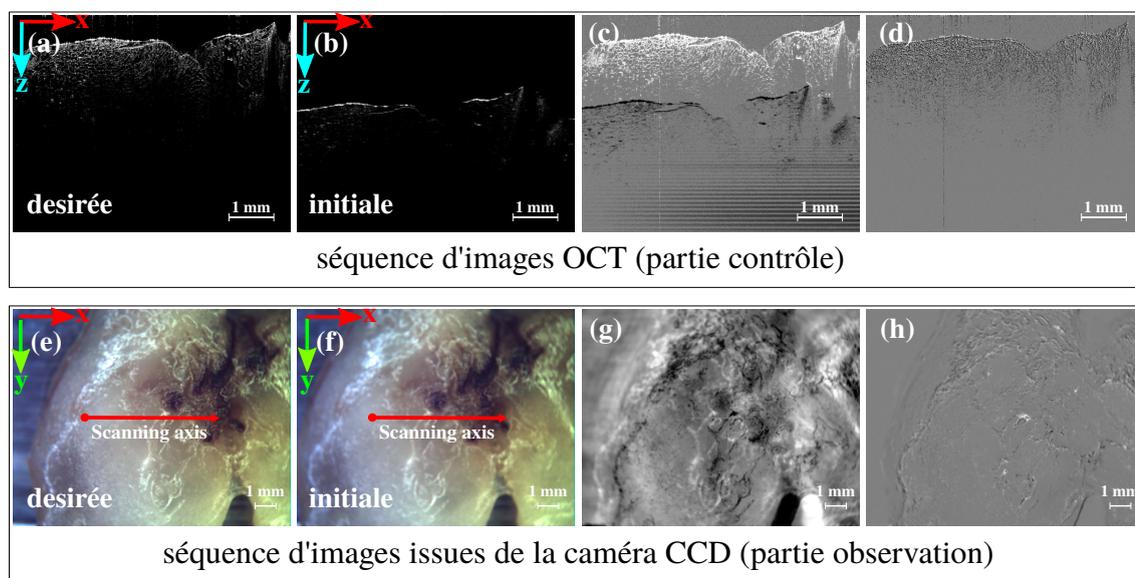


FIGURE 5.31 – Illustration de la séquence d’images de positionnement sur 2 DDL ( $x, y$ ) avec la méthode d’asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a)–(e) image désirée, (b)–(f) image initiale, (c)–(g) image de différence initiale  $I_{diff}$ , et (d)–(h) image de différence finale lorsque le contrôleur atteint la cible.

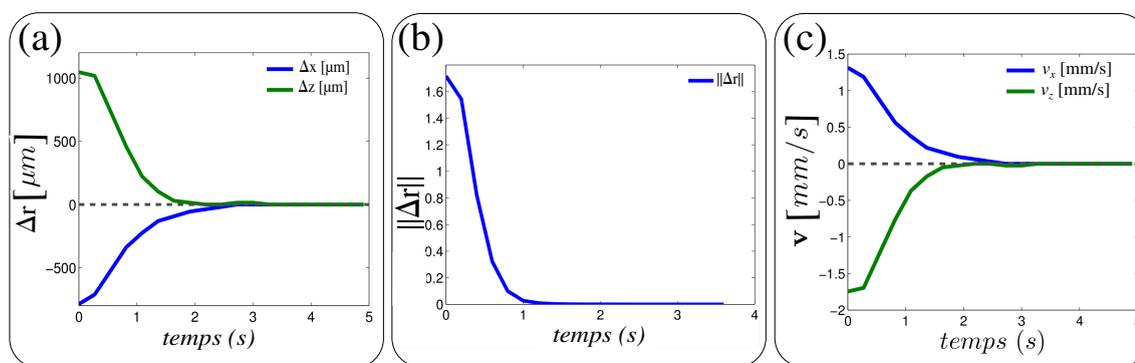


FIGURE 5.32 – Courbe lors du positionnement à 2 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta r_i$  (en  $mm$ ), (b) norme de l’erreur et (c) la vitesse de commande (en  $mm/s$ ) en fonction du temps.

la figure 5.32(a), tandis que la figure 5.32(b) montre la décroissance exponentielle de la norme de l’erreur cartésienne en fonction du temps, alors que la figure 5.32(c) montre l’évolution de la vitesse spatiale en fonction du temps. Comme on peut le souligner, le contrôleur converge de façon exponentielle vers la position désirée après environ 3 secondes (**0.1** seconde par itération) dans presque tous les cas. De ceci, nous pouvons conclure que le contrôleur validé sur les images OCT garde les mêmes performances que lors des images CCD en précision et en robustesse.

## 5.3.1.2/ TÂCHE DE POSITIONNEMENT SUR 3 DDL

L'expérience précédente sur les translations  $x, z$  est reproduite en ajoutant une rotation autour de l'axe  $y$  sur la consigne. Néanmoins, le scénario de validation reste identique au précédent. Les images des figures 5.33(a) et (d) représentent une séquence d'images OCT prise lors du processus de positionnement dans  $SE(2)$ . Les images de la figure 5.33(a) et (b) représentent respectivement les images OCT initiales et désirées, avec une erreur de positionnement initiale de  $\Delta \mathbf{r}_{init}(\mu\text{m}, \text{deg}) = (1000, 1000, 3.20)$ . Alors que la figure 5.33(c) illustre la différence entre les deux images  $\mathbf{I}(\mathbf{r})$  et  $\mathbf{I}(\mathbf{r}^*)$  et la figure 5.33(d) montre la différence après convergence. On peut souligner que le contrôleur converge vers la position souhaitée au bout de trente secondes. L'erreur finale mesurée est de  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu\text{m}, \text{deg}) = (81, 10, 0.10)$  qui prouve l'efficacité et la bonne convergence du contrôleur.

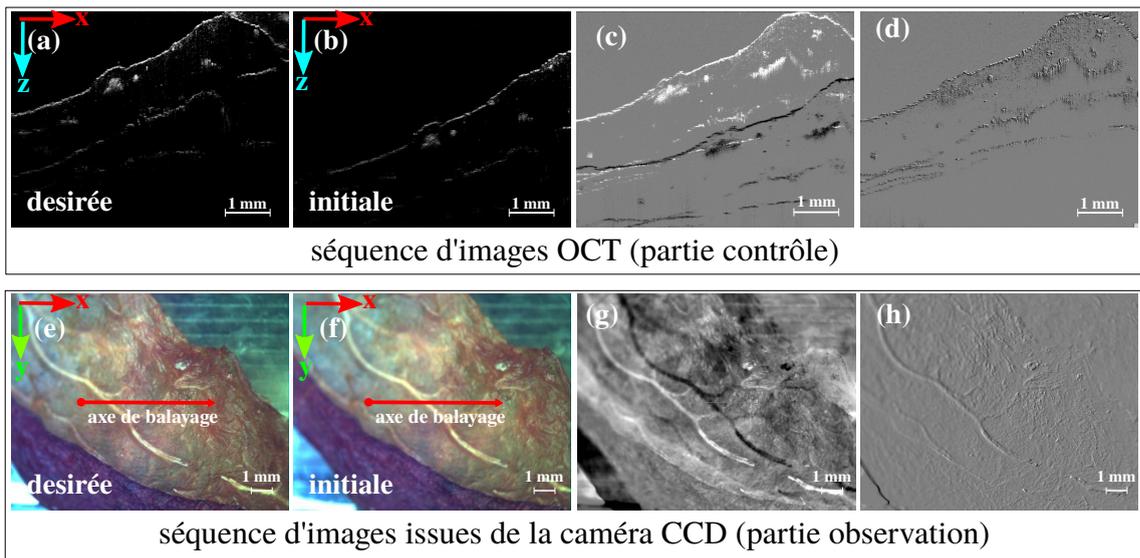


FIGURE 5.33 – Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale.

Toujours pour cet exemple, les images de la caméra CCD ont été enregistrées et représentées sur la figure 5.33(e) et (f). Ces images ne sont pas utilisées dans la boucle de commande mais seulement pour illustrer le fonctionnement du contrôleur avec un capteur extérieur (caméra CCD). Grâce à cette dernière, nous pouvons constater la convergence de la commande illustrée dans la figure 5.33 (h) de la caméra CCD.

L'erreur cartésienne, la norme de l'erreur ainsi que les vitesses en fonction du temps (secondes) sont illustrées sur la figure 5.34. Il est d'abord important de noter que la méthode reste invariante aux bruits des images OCT. Aussi, nous constatons que la translation garde une convergence exponentielle, alors que la rotation réalise une décroissance avec une présence d'oscillations. Ces dernières sont dues à la mesure de la rotation, bien qu'elles soient améliorées par les ondelettes elle reste encore difficile à mesurer. De plus, nous constatons une augmentation du temps de convergence, celui-ci est lié à l'étape de calcul de la rotation autour de  $z$  ajouté dans le test de validation (avec un temps de convergence de 30 secondes).

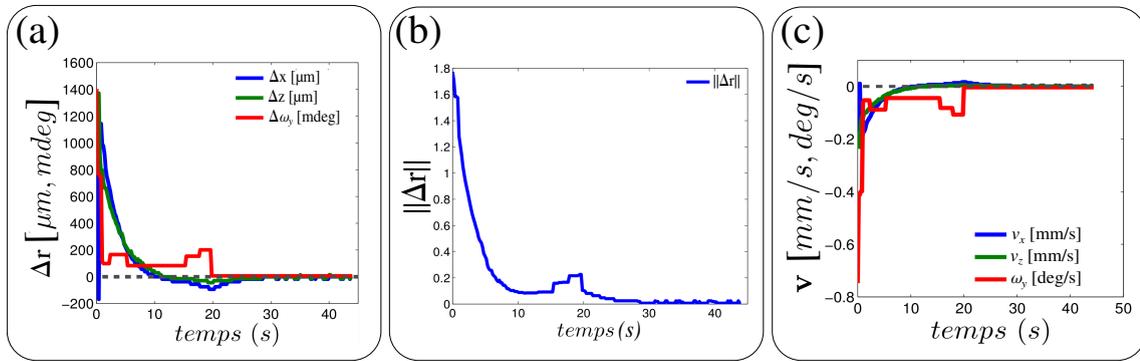


FIGURE 5.34 – Courbe lors du positionnement à 3 DDL : (a) erreur cartésienne  $\Delta \mathbf{r}_i$  (en  $\text{mm}$  et  $\text{mdeg}$ ), (b) norme de l'erreur et (c) la vitesse de commande (en  $\text{mm/s}$  et  $\text{deg/s}$ ) en fonction du temps.

### 5.3.1.3/ ÉTUDE DE LA RÉPÉTABILITÉ

La tâche de positionnement a été répétée plusieurs fois avec des positions initiales différentes prises aléatoirement. Les résultats de ces tests sont reportés dans la table 5.2 afin de juger de la répétabilité de la commande. De ce fait, il a été expérimentalement constaté que, à chaque essai, le contrôleur réussit à atteindre la position désirée. L'écart type est  $STD (\mu\text{m}, \text{deg}) = (0.036, 0.0029, 0.058)$ . Ces valeurs montrent la répétabilité de la commande pour plusieurs positions initiales.

TABLE 5.2 – Étude de la répétabilité de la loi de commande dite asservissement visuel 3D pose direct.

N°	error	$T_x (\mu\text{m})$	$T_z (\mu\text{m})$	$R_y (\text{deg})$	temps (seconds)
1	$\Delta \mathbf{r}_{initial}$	1000	1000	0	10
	$\Delta \mathbf{r}_{final}$	10	5	0	
2	$\Delta \mathbf{r}_{initial}$	500	500	1.5	15
	$\Delta \mathbf{r}_{final}$	5	5	0.1	
3	$\Delta \mathbf{r}_{initial}$	1000	1000	2	24
	$\Delta \mathbf{r}_{final}$	5	5	0.1	
4	$\Delta \mathbf{r}_{initial}$	1000	1000	3.2	44
	$\Delta \mathbf{r}_{final}$	80	10	0.2	

### 5.3.2/ ASSERVISSEMENT VISUEL OCT FONDÉ SUR LES ONDELETTES MULTIRÉSOLUTION

Nous avons aussi testé la deuxième approche d'asservissement visuel 2D direct. Cette méthode fondée sur les ondelettes multirésolution a été appliquée à des images OCT pour faire du positionnement répétitif. L'intérêt de ces tests est de voir si la commande est capable de réaliser un positionnement automatique malgré un rapport signal sur bruit très défavorable et également une faible texture. Les premiers résultats sont présentés dans la suite avec les mêmes objectifs et contraintes que précédemment, à savoir : le chirurgien fait un choix de la coupe sur des images CCD, alors que le contrôle se fait sur les images OCT. Les expérimentations sont réalisées sur trois types de scénarios : contrôle de 2 DDL, 3 DDL et étude de la répétabilité.

## 5.3.2.1/ TÂCHE DE POSITIONNEMENT SUR 2 DDL

A partir d'une coupe OCT désirée (figure 5.35(a)) choisie sur l'image CCD (figure 5.35(e)) à la position  $\mathbf{r}^*$ , nous déplaçons l'échantillon en translation vers une nouvelle position arbitraire  $\mathbf{r} = (x, 0, z, 0, 0, 0)$  figure 5.35(b) choisie sur l'image CCD (figure 5.35(f)).

La séquence de la figure 5.35 illustre la tâche de positionnement réalisée sur 2 DDL à partir d'une erreur de positionnement de  $\Delta\mathbf{r}_{init}(\mu\text{m}) = (800, 800)$  présenté dans la figure 5.35(c) (figure 5.35(b) sur l'image CCD) pour atteindre la position finale après convergence (figure 5.35(d)) avec une erreur  $\Delta\mathbf{r}_{finale}(\mu\text{m}) = (7.7, 5.2)$ .

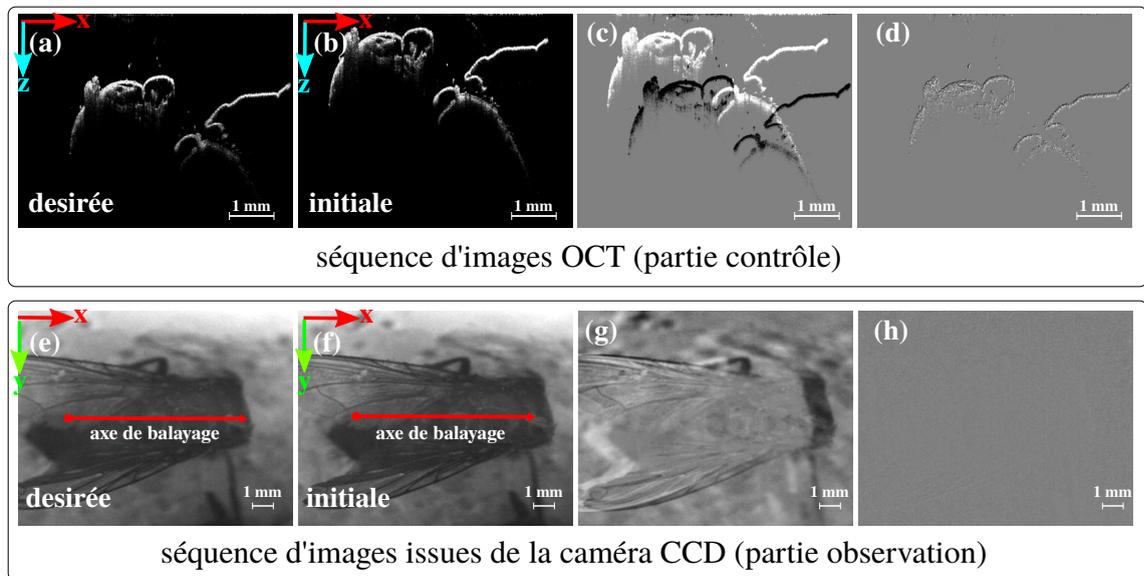


FIGURE 5.35 – Illustration de la séquence d'images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d'asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d'image initiale  $\mathbf{I}_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale. A noter que les images de la caméra CCD sont utilisées que pour la visualisation et non pour la commande.

Par ailleurs, nous avons tracé les courbes des erreurs et des vitesses lors de la tâche de positionnement illustrée dans la figure 5.36 afin de juger du comportement du contrôleur.

Nous pouvons constater une convergence décroissante (figure 5.36(a)) des valeurs articulaires. Cependant, l'erreur cartésienne (figure 5.36(b)) enregistre des variations qui sont dues au bruit de mesure sur les images OCT (faible rapport signal/bruit). Ces mêmes phénomènes apparaissent aussi dans le calcul de la norme de l'erreur  $\|\mathbf{I} - \mathbf{I}^*\|$  (figure 5.36(c)). À ceci, s'ajoute le phénomène de non-linéarités spécifiques aux lois de commande de type asservissement visuel direct.

## 5.3.2.2/ TÂCHE DE POSITIONNEMENT SUR 3 DDL

Après avoir validé la commande sur seulement des translations ( $x, z$ ), nous avons étudié le comportement de la commande en présence de la rotation (contrôle total de la coupe OCT).

Comme précédemment, nous avons présenté sur la figure 5.37 la séquence d'images illustrant la tâche de positionnement réalisée. Ainsi, à partir d'une erreur de position initiale  $\Delta\mathbf{r}_{init}(\mu\text{m}, \text{deg})$

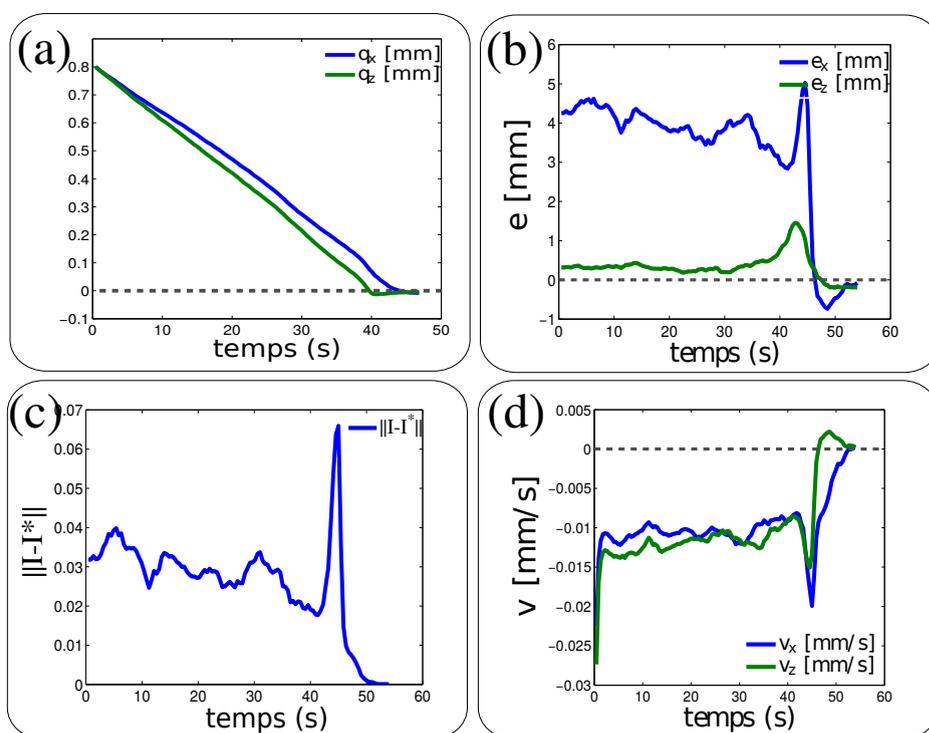


FIGURE 5.36 – Courbes lors du positionnement à 2 DDL : (a) valeurs articulaires, (b) Erreur cartésienne, (c) norme de l’erreur et (d) la vitesse de commande, toutes en fonction du temps.

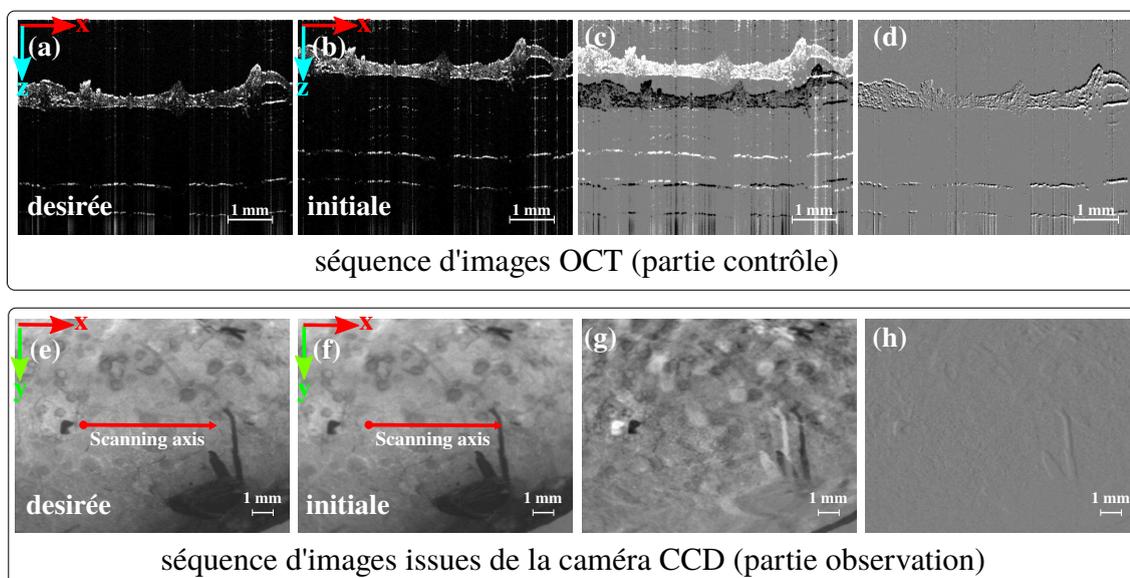


FIGURE 5.37 – Illustration de la séquence d’images de positionnement sur 3 DDL avec la méthode d’asservissement visuel par ondelettes spectrales continues : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d’image initiale  $I_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence finale.

= (650, 600, 1) représentée sur la figure 5.37(c), le contrôleur permet une erreur de positionnement finale  $\Delta \mathbf{r}_{finale}(\mu m, deg) = (8, 5.8, 0.12)$  (figure 5.37(d)).

Nous avons également tracé les courbes de convergence pour analyser le comportement de la commande. Les figures 5.37(a) à (c) représentent respectivement les valeurs articulaires, les erreurs cartésiennes, la norme de l'erreur  $\|\mathbf{I} - \mathbf{I}^*\|$  et les vitesses envoyées aux moteurs du robot en fonction du temps. Le comportement du contrôleur reste similaire au test avec seulement les translations

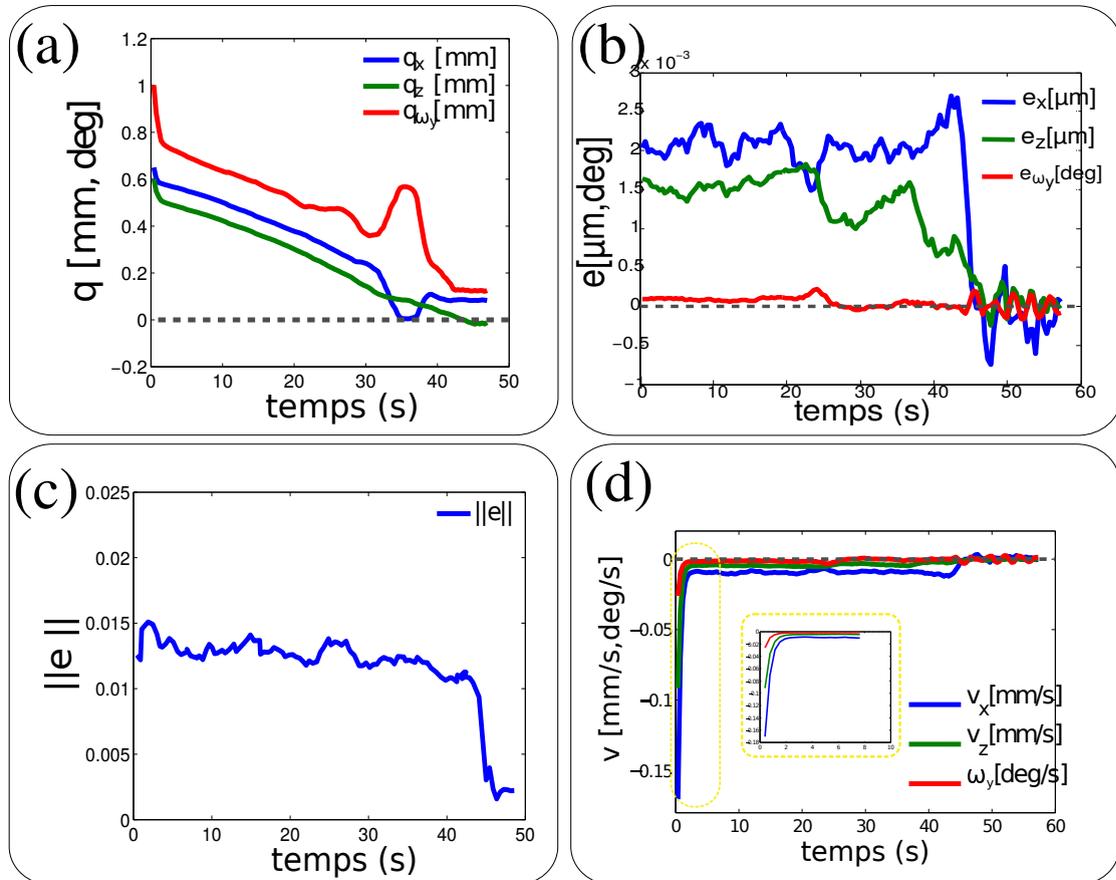


FIGURE 5.38 – Courbes lors du positionnement à 3 DDL : (a) valeurs articulaires, (b) Erreur cartésienne, (c) norme de l'erreur et (d) la vitesse de commande, toutes en fonction du temps.

### 5.3.2.3/ ÉTUDE DE LA RÉPÉTABILITÉ

Enfin, nous avons répété la tâche de positionnement à partir de plusieurs positions initiales (choisies arbitrairement). Les résultats de ce scénario, figurant sur la table 5.3, permettent de juger de la répétabilité de la commande. Dès lors, nous pouvons constater que le contrôleur assure un positionnement dans la mesure où nous restons dans l'espace de convergence présenté dans le chapitre 4. L'écart type final de positionnement est de  $STD(\mu m, deg) = (14.6, 5.84, 0.04)$ .

TABLE 5.3 – Étude de la répétabilité de la commande par ondelettes multirésolution.

N°	error	$T_x$ ( $\mu\text{m}$ )	$T_z$ ( $\mu\text{m}$ )	$R_y$ (deg)	temps (secondes)
1	$\Delta\mathbf{r}_{initial}$	800	800	$\mathbf{x}$	55
	$\Delta\mathbf{r}_{final}$	7.7	5.8	$\mathbf{x}$	
2	$\Delta\mathbf{r}_{initial}$	800	600	$\mathbf{x}$	55
	$\Delta\mathbf{r}_{final}$	11	18	$\mathbf{x}$	
3	$\Delta\mathbf{r}_{initial}$	650	600	1	59
	$\Delta\mathbf{r}_{final}$	8	5.8	0.12	
4	$\Delta\mathbf{r}_{initial}$	800	800	2	75
	$\Delta\mathbf{r}_{final}$	38	12	0.183	

### 5.3.3/ DISCUSSIONS

Ces premiers tests expérimentaux proches d'un usage clinique démontrent d'abord la possibilité d'utiliser les images OCT comme modalité d'imagerie pour réaliser des asservissements visuels. Ils illustrent aussi la capacité des deux méthodes de commande développées durant cette thèse à réaliser un positionnement répétitif et précis fondé sur des images OCT. En revanche, nous pouvons tirer des conclusions par une comparaison des performances des deux lois de commande (ondelettes continues spectrales et ondelettes multirésolution).

Ainsi, dans le cas des coupes OCT, nous pouvons aisément remarquer que le temps de calcul entre les deux méthodes est important. La méthode d'ondelettes spectrales continues est 4 fois plus rapide que la méthode des ondelettes multirésolution. De plus, l'espace de convergence que couvre la méthode utilisant les ondelettes spectrales est plus grand que celle issue des ondelettes multirésolution. Aussi, la méthode des ondelettes spectrales est moins sensible au bruit des images OCT comparativement à la méthode des ondelettes multirésolution. D'abord, la première méthode utilise des informations dans le domaine des fréquences qui élimine les bruits de mesure, alors que la deuxième méthode bien qu'elle élimine du bruit, elle utilise des informations dans le domaine temporel sujettes au bruit.

## 5.4/ ASSERVISSEMENT VISUEL PARTITIONNÉ POUR UN POSITIONNEMENT À 6 DDL

Afin de réaliser des tâches de positionnement dans  $SE(3)$ , plusieurs solutions peuvent être imaginées : la commande hors plan des coupes B-Scan, l'utilisation d'un volume 3D-Scan OCT ou bien dans notre cas combiner les images OCT et les images de la caméra CCD. Nous avons choisi d'utiliser la commande partitionnée, car elle permet d'exploiter deux modalités complémentaires (OCT, caméra CCD).

Comme nous pouvons le voir sur la figure 5.39, il s'agit de combiner l'image de la coupe B-Scan OCT ( $\mathbf{I}_{oct}$ ) avec l'image perpendiculaire issue de la caméra CCD ( $\mathbf{I}_{cam}$ ) pour réaliser une tâche de positionnement dans  $SE(3)$ . Ainsi, nous utilisons une loi de commande partitionnée. L'image OCT est utilisée pour le contrôle de 3 DDL restants sont contrôlés à l'aide de l'image issue de la caméra. Dans les deux cas, nous utilisons la loi de commande fondée sur les ondelettes multirésolution.

La figure 5.39 illustre parfaitement la tâche de positionnement à réaliser et la disposition des images OCT et conventionnelles (orthogonales).

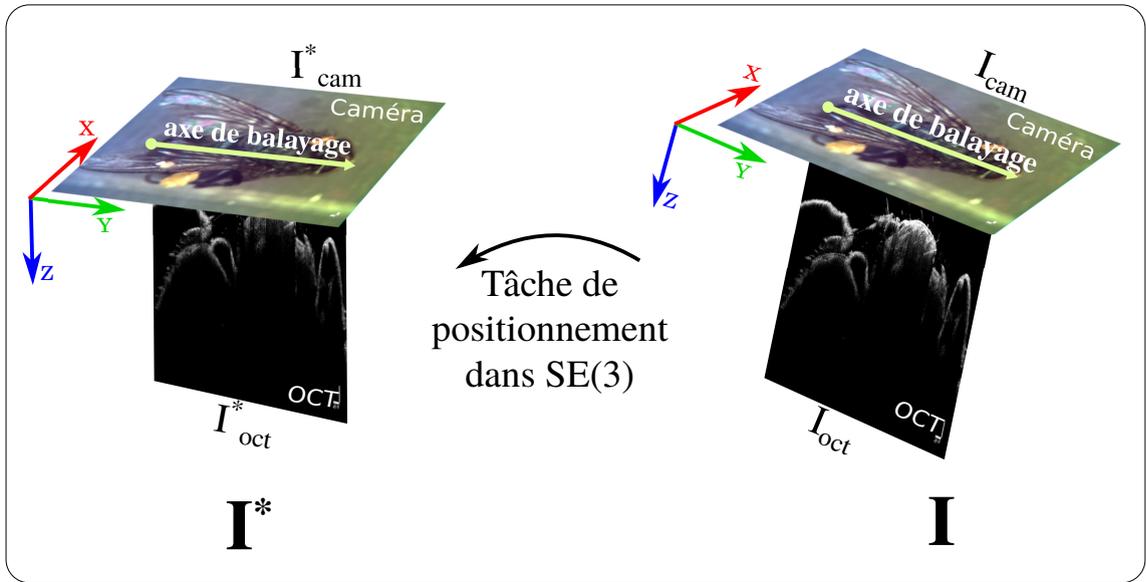


FIGURE 5.39 – Illustration de la tâche de positionnement dans  $SE(3)$  en utilisant deux modalités d'imagerie (OCT, caméra CCD).

#### 5.4.0.1/ LOI DE COMMANDE PARTITIONNÉE

La partition du contrôleur est inspirée par les approches de couplage vision/force bien connues dans la littérature [Mezouar et al., 2007, Prats et al., 2007]. Dans notre travail, à la place des capteurs de force et de vision, nous utilisons le système OCT et la caméra CCD. Comme le montre le schéma de commande (figure 5.40), la commande comporte deux chemins distincts. En effet, les images CCD sont utilisées pour contrôler 3 DDL ( $x$ ,  $R_y$ , et  $R_z$ ), tandis que les images OCT sont utilisées pour les 3 autres DDL ( $y$ ,  $z$ , et  $R_x$ ). Cependant, l'orthogonalité des deux contrôleurs est nécessaire pour éviter le conflit entre les différentes DDL (couplage)

En effet, une matrice de sélection  $\mathbf{S}$  et sa complémentaire  $\mathbb{I} - \mathbf{S}$  sont introduites dans la boucle de commande (figure 5.40) pour éviter un apport indésirable d'une partie vers l'autre qui fausserait le torseur de vitesses OCT et inversement. On obtient alors l'expression du contrôleur comme suit :

$$\mathbf{v} = \mathbf{S}\mathbf{v}_{cam} + (\mathbb{I} - \mathbf{S})\mathbf{v}_{oct} \quad (5.23)$$

où  $\mathbf{v}_{cam} = (v_x, v_y, v_z, \omega_x, \omega_y, \omega_z)^\top$  sont les vitesses calculées grâce à la caméra CCD,  $\mathbf{v}_{oct} = (0, v_y, v_z, \omega_x, 0, 0)^\top$  sont celles calculées grâce aux images OCT,  $\mathbf{v}$  est le torseur de vitesse combiné envoyé au robot, et  $\mathbf{S}$  est la matrice de sélection qui vaut  $\mathbf{S} = \text{diag}(1, 0, 0, 0, 1, 1)$ .

#### 5.4.0.2/ VALIDATION EXPÉRIMENTALE

Dans cette section, nous examinons les différents scénarios proposés pour démontrer la faisabilité de ce type de commande. Il s'agit d'une tâche de positionnement dans  $SE(3)$ . Les expérimentations sont réalisées comme suit : l'opérateur définit une position désirée  $\mathbf{r}^*$  (biopsie optique) sur l'image de la caméra CCD. Ensuite, à partir de n'importe quelle position initiale  $\mathbf{r}$ , le robot doit atteindre automatiquement la position désirée. Durant cette tâche, l'erreur cartésienne  $\mathbf{e}$ , la norme de l'erreur  $\|\mathbf{I} - \mathbf{I}^*\|$  ainsi que les vitesses cartésiennes sont enregistrées et tracées.

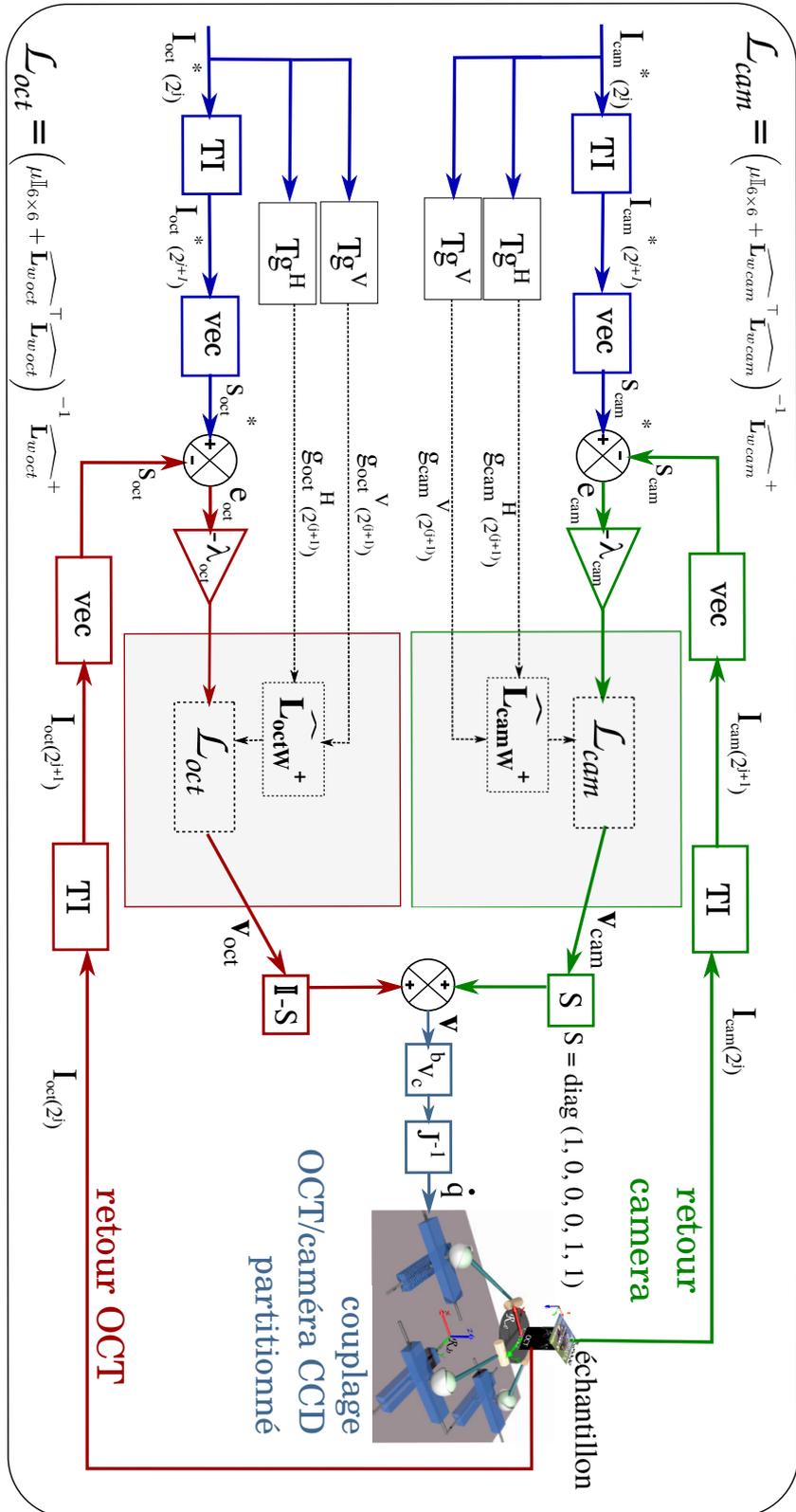


FIGURE 5.40 – Schéma de commande par asservissement visuel partitionné [Ourak et al., 2016b].

**scénario 1 :** Ce premier scénario consiste en une tâche de positionnement utilisant uniquement les translations ( $T_x$ ,  $T_y$  et  $T_z$ ) de la plateforme robotique. Ceci permet d'évaluer d'une part le potentiel de convergence du contrôleur partitionné et d'autre part sa précision sans l'effet des rotations.

La figure 5.41 montre des images capturées au cours de la tâche de positionnement à 3 DDL. La première ligne représente la séquence d'images issues de la caméra CCD, tandis que la deuxième ligne représente les images de B-Scan (biopsies optiques). Comme nous pouvons le voir sur l'image de différence finale, totalement grise (figure 5.41(h)), le contrôleur atteint la position désirée  $\mathbf{r}^*$ .

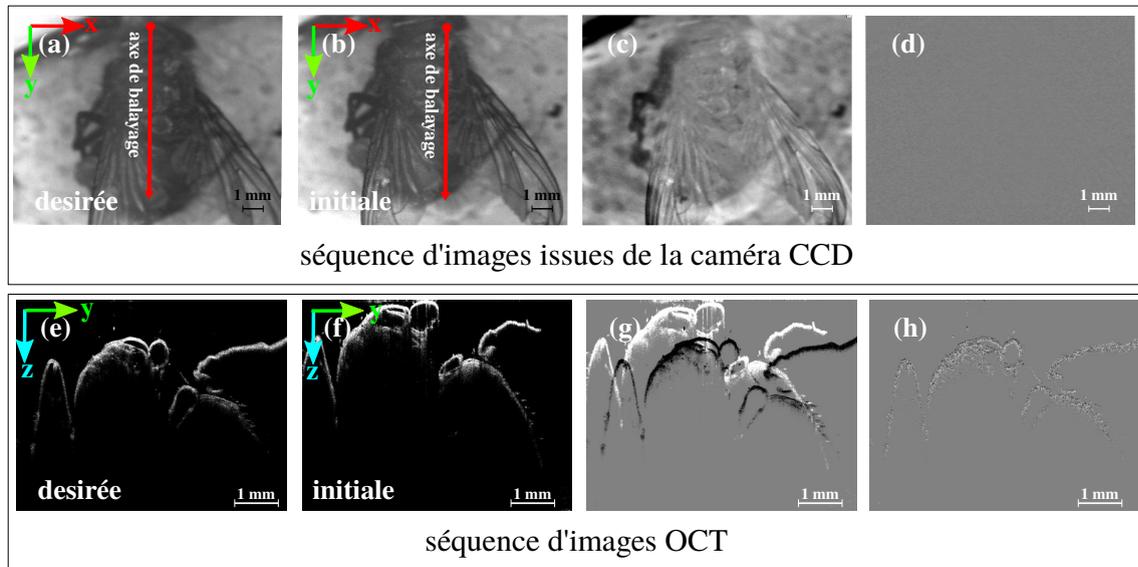


FIGURE 5.41 – Séquence d'images capturées pendant la tâche de positionnement (uniquement en utilisant les translations) : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence initiale  $\mathbf{I}_{diff}$  à  $t = 0$ , et (d) et (h) image de différence finale lorsque le contrôleur converge à sa position désirée.

La figure 5.42(a) représente la décroissance de l'erreur cartésienne  $\mathbf{e}$  à chaque itération, ainsi que celle de la norme de l'erreur (figure 5.42(b)). De ce fait, on peut souligner que les différentes composantes convergent, en même temps, à leurs valeurs de consignes respectives. La présence d'oscillations sur les actionneurs pilotés par les images B-Scan est due au rapport défavorable signal/bruit contrairement aux images issues de la caméra CCD. Une représentation de la vitesse du robot est donnée à la figure 5.42(c). Pour finir, la trajectoire parcourue par le robot dans l'espace cartésien est représentée sur la figure 5.42(d). Afin d'arriver à ce comportement synchronisé de convergence, il est nécessaire de choisir les bonnes valeurs du gain  $\lambda$  dans la commande.

La table 5.4 résume les valeurs numériques des erreurs finales pour chaque test effectué dans cette configuration. Par exemple, pour une norme de l'erreur initiale de  $\|\mathbf{e}_{0_{trans}}\| = 2.2mm$  on obtient une norme de l'erreur finale  $\|\mathbf{e}_{f_{trans}}\| = 0.04mm$  qui signifie la bonne précision du contrôleur.

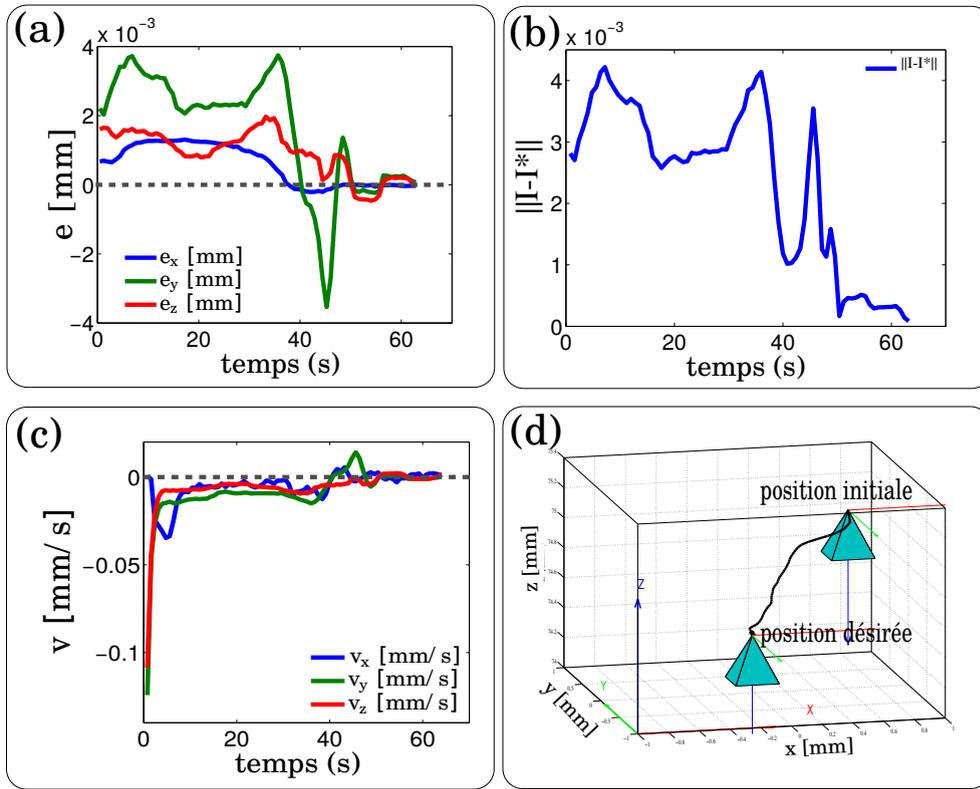


FIGURE 5.42 – (a) évolution de l’erreur sur chaque DDL contrôlé en fonction du temps, (b) la norme de l’erreur  $\|e\|$  en fonction du temps, (c) les vitesses de translation  $(v_x, v_y, v_z)^T$  (en  $mm/s$ ), et (d) trajectoire du robot dans l’espace cartésien enregistrée lors du positionnement.

TABLE 5.4 – Valeurs numériques obtenues lors de la tâche de positionnement dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$  en  $mm$ ).

moteur	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
$\mathbf{r}$	0.80	0.80	75.00	x	x	x
$\mathbf{r}^*$	0.00	0.00	74.40	x	x	x
$\mathbf{r}_f$	-0.012	0.014	74.381	x	x	x
	$\mathbf{e}_x$	$\mathbf{e}_y$	$\mathbf{e}_z$	$\mathbf{e}_{R_x}$	$\mathbf{e}_{R_y}$	$\mathbf{e}_{R_z}$
$\mathbf{e}_0$	<b>0.80</b>	<b>0.80</b>	<b>0.60</b>	<b>x</b>	<b>x</b>	<b>x</b>
$\mathbf{e}_f$	<b>0.010</b>	<b>0.011</b>	<b>0.019</b>	<b>x</b>	<b>x</b>	<b>x</b>

**scénario 2 :** Le second scénario est l’extension du premier, ceci en ajoutant les rotations  $R_x$ ,  $R_y$ , et  $R_z$  pour constituer une tâche de positionnement dans  $SE(3)$  (contrôler tous les DDL du robot).

La figure 5.43 présente une séquence d’images (la première ligne montre les images de caméra CCD tandis que la deuxième ligne correspond aux images B-Scan OCT) capturées au cours de la tâche de positionnement à 6 DDL. La figure 5.43(a) et (e) et 5.43(b) et (f) montre respectivement les images prises à la position désirée  $\mathbf{r}^*$  et initiale  $\mathbf{r}$ , alors que les images de la figure 5.43(d) et (h) illustrent la différence d’images finales une fois que le contrôleur a atteint la position désirée. Comme on peut le voir, le contrôleur converge vers la position désirée, avec une norme de l’erreur cartésienne en translation ( $T_x$ ,  $T_y$  et  $T_z$ ) de  $\|\mathbf{e}_{f_{trans}}\| = \mathbf{0.058}mm$ , tandis que la norme de l’erreur cartésienne en rotation ( $R_x$ ,  $R_y$  et  $R_z$ ) est de  $\|\mathbf{e}_{f_{rot}}\| = \mathbf{0.738}deg$ . Ces valeurs numériques obtenues

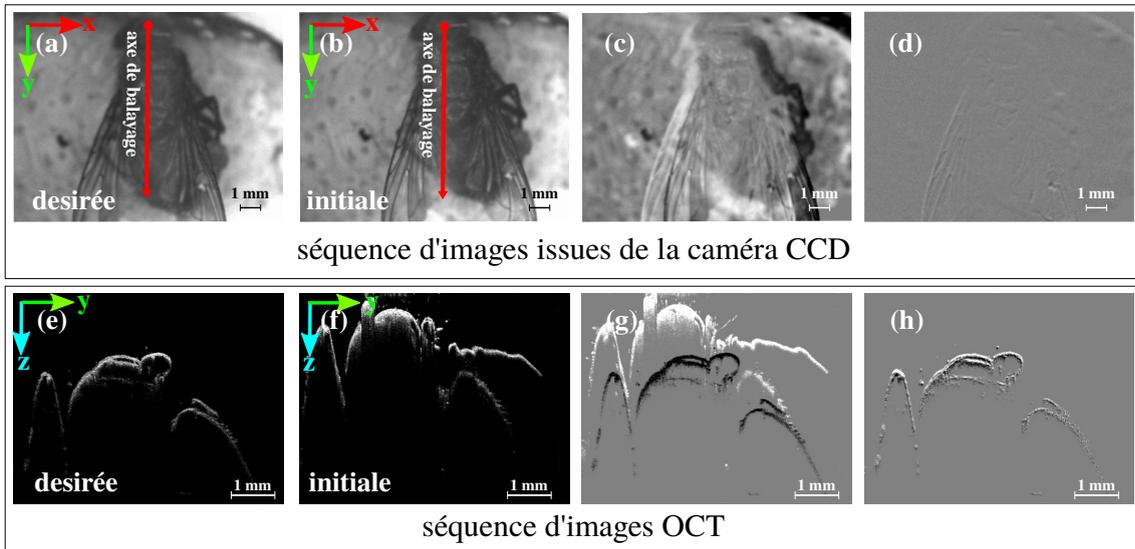


FIGURE 5.43 – Séquence d’images capturées pendant la tâche de positionnement sur 6 DDL : (a) et (e) image désirée, (b) et (f) image initiale, (c) et (g) image de différence d’image initiale  $I_{diff}$ , et (d) et (h) image de différence finale à convergence.

pour ce test sont résumées dans la table 5.5. Il est à noter que le contrôleur présente des performances en précision intéressantes.

De la même manière que pour le premier test, nous avons enregistré la décroissance de l’erreur  $e$  sur chaque DDL, la norme de l’erreur  $\|e\|$ , ainsi que les six vitesses cartésiennes. On peut souligner que malgré la présence de quelques petites oscillations, le contrôleur partitionné converge sans difficultés à la position-consigne. La trajectoire 3D de la sonde OCT (caméra CCD + OCT) enregistrée au cours de la tâche de positionnement est représentée graphiquement à la figure 5.44.

TABLE 5.5 – Valeurs numériques lors de la tâche de positionnement à 6 DDL dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$  en  $mm$ ) et  $(R_i, e_{R_i})$  en  $deg$ ).

moteur	$T_x$	$T_y$	$T_z$	$R_x$	$R_y$	$R_z$
$\mathbf{r}$	0.953	0.804	75.1	2.497	2.001	3.002
$\mathbf{r}^*$	0.00	0.00	74.4	0.00	0.00	0.000
$\mathbf{r}_f$	-0.006	0.023	74.371	0.485	0.176	-0.032
	$e_x$	$e_y$	$e_z$	$e_{R_x}$	$e_{R_y}$	$e_{R_z}$
$\mathbf{e}_0$	<b>0.953</b>	<b>0.804</b>	<b>0.70</b>	<b>2.497</b>	<b>2.001</b>	<b>3.002</b>
$\mathbf{e}_f$	<b>0.006</b>	<b>0.023</b>	<b>0.029</b>	<b>0.437</b>	<b>0.181</b>	<b>0.120</b>

**scénario 3 :** Le troisième scénario consiste en une série de tests de positionnement sous différentes conditions d’utilisation, ceci dans l’objectif de juger de la répétabilité et de la robustesse du contrôleur. Ainsi, la tâche de positionnement dans  $SE(3)$  a été répétée plusieurs fois en utilisant différentes positions initiales pour éviter des résultats biaisés dans la limite de l’espace de convergence de la méthode par ondelettes multirésolution présentés dans le chapitre précédent. La table 5.6 donne quelques exemples des tests de validation. Comme, il a été mentionné à plusieurs reprises les valeurs numériques sont obtenues en utilisant les capteurs à haute résolutions des moteurs du robot.

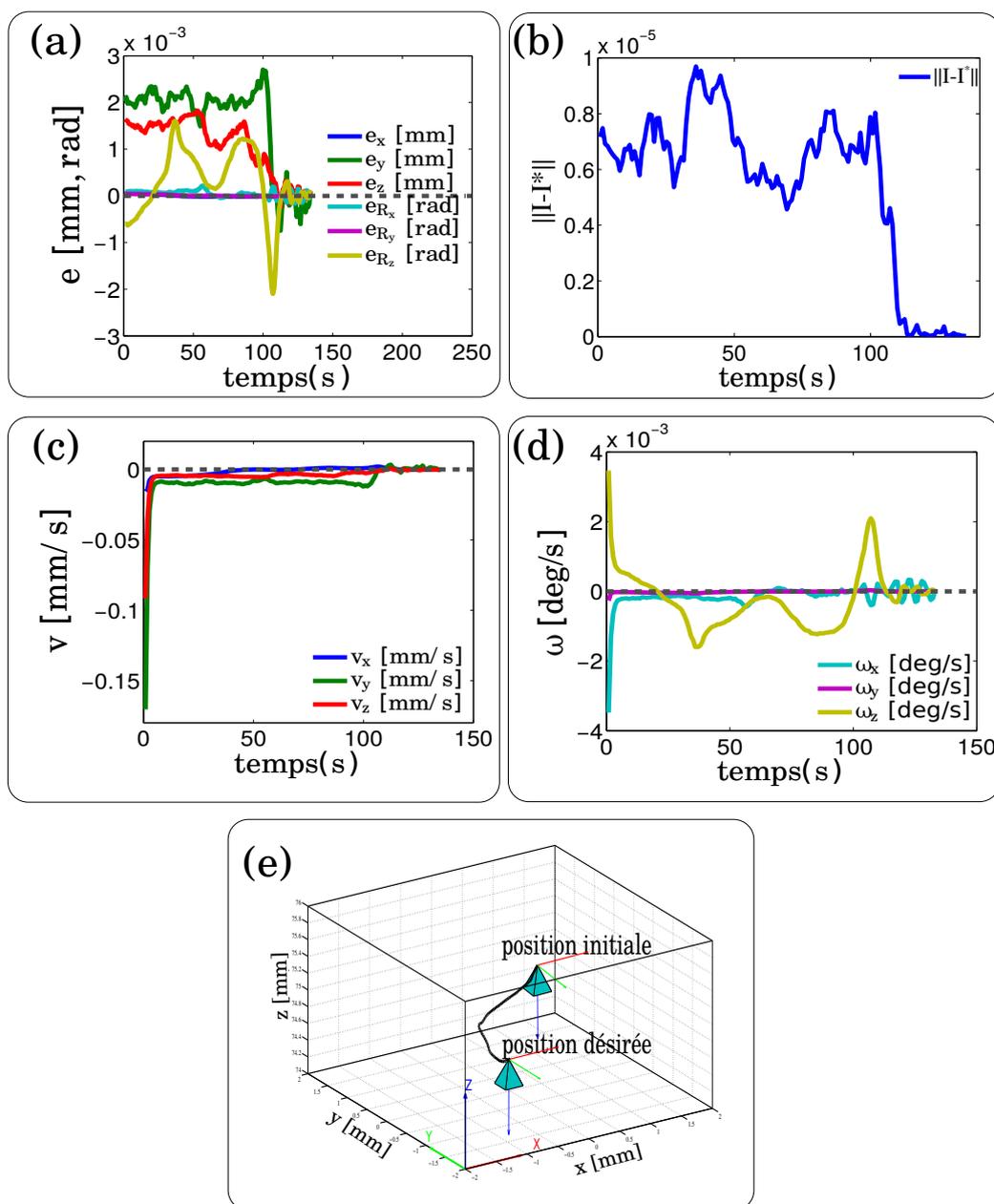


FIGURE 5.44 – (a) évolution de l’erreur sur chaque DDL contrôlé en fonction du temps, (b) la norme de l’erreur  $\|e\|$  en fonction du temps, (c) les vitesses de translation  $(v_x, v_y, v_z)^T$  (en  $mm/s$ ), (d) les vitesses de rotation  $(\omega_x, \omega_y, \omega_z)^T$  (en  $rad/s$ ) et (e) trajectoire du robot dans l’espace Cartésien enregistrée durant la tâche de positionnement.

TABLE 5.6 – Valeurs numériques lors de la tâche de positionnement répétitif à 6 DDL dans le cas de la commande partitionnée ( $(T_i, e_i)$  en  $mm$ ) et  $(R_i, e_{R_i})$  en  $deg$ ).

moteur	$T_x$	$T_y$	$T_z$		$R_x$	$R_y$	$R_z$	
$\mathbf{r}$	0.80	0.80	75.00		2.00	2.00	3.00	
$\mathbf{r}^*$	0.00	0.00	74.40		0.00	0.00	0.00	
$\mathbf{r}_f(1)$	-0.011	0.045	74.33		1.016	0.233	-0.025	
$\mathbf{r}_f(2)$	-0.035	-0.076	74.306		0.197	0.581	-0.078	
$\mathbf{r}_f(3)$	-0.185	-0.038	74.382		0.793	-0.100	-1.672	
$\mathbf{r}_f(4)$	-0.021	-0.006	74.371		0.459	0.278	-0.053	
$\mathbf{r}_f(5)$	-0.038	0.004	74.375		-0.183	0.471	-0.087	
$\mathbf{r}_f(6)$	-0.039	0.071	74.324		0.680	0.527	-0.077	
	$\mathbf{e}_x$	$\mathbf{e}_y$	$\mathbf{e}_z$	$\ T_i\ $	$\mathbf{e}_{R_x}$	$\mathbf{e}_{R_y}$	$\mathbf{e}_{R_z}$	$\ R_i\ $
$\mathbf{e}_0$	0.80	0.80	0.60	1.2806	2.00	2.00	3.00	4.1231
$\mathbf{e}_f(1)$	0.011	0.045	0.070	0.0839	1.016	0.233	0.025	1.0427
$\mathbf{e}_f(2)$	0.035	0.076	0.094	0.1258	0.197	0.581	0.078	0.6184
$\mathbf{e}_f(3)$	0.185	0.038	0.018	0.1897	0.793	0.1	1.672	1.8532
$\mathbf{e}_f(4)$	0.021	0.006	0.029	0.0363	0.459	0.278	0.053	0.5392
$\mathbf{e}_f(5)$	0.038	0.004	0.025	0.0457	0.183	0.471	0.087	0.5127
$\mathbf{e}_f(6)$	0.039	0.071	0.076	0.1111	0.68	0.527	0.077	0.8637
$\ \mathbf{e}_f\ $				<b>0.0988</b>				<b>0.905</b>

## 5.5/ CONCLUSION

Dans ce dernier chapitre, deux contributions ont été abordées : l'étalonnage géométrique du système OCT, et l'application des commandes d'asservissement visuel sur ces mêmes images. La première contribution est l'aboutissement d'un travail sur la correction des déformations géométriques qui caractérisent la formation des images OCT. Les distorsions sont principalement produites par le chemin optique parcouru par le faisceau laser (dans le système des miroirs galvanométriques) lors du balayage de l'échantillon à étudier. Nous avons proposé deux modèles de compensations de ces déformations sur des images et volumes OCT. Ces modèles ont été validés expérimentalement en utilisant notre système OCT. Les premiers résultats obtenus ont démontré la précision de ces modèles, afin de refléter la réalité des objets observés lors de l'utilisation des images pour la mesure ou la navigation. La deuxième contribution est l'application des deux méthodes proposées dans les deux chapitres traitant de l'asservissement visuel sur des images OCT. Après avoir validé ces méthodes, nous avons voulu les étendre pour contrôler 6 DDL au lieu des 3 DDL contrôlés dans le cas des images OCT (l'information hors plan inaccessible). Ainsi, Nous avons proposé une méthode de positionnement partitionné utilisant simultanément les images OCT et celles issues de la caméra CCD. Les résultats obtenus ont démontré la faisabilité de l'approche notamment dans le cadre de l'utilisation des images OCT comme signal d'entrée dans la boucle de commande. Par ailleurs, pour le contrôle des 6 DDL du robot, il nous a fallu utiliser également les images issues de la caméra CCD. Dans le futur, nous envisageons d'utiliser uniquement les images OCT dans la commande par exemple, en choisissant deux coupes OCT orthogonales comme signal d'entrée. Ceci permet d'accéder à l'information hors plan grâce à la deuxième image OCT.



# III

## CONCLUSION



## CONCLUSION ET PERSPECTIVES

### 6.1/ CONCLUSION

La pratique de la chirurgie dans les structures hospitalières a fortement progressé ces deux dernières décennies. Si nous posons la question à un chirurgien ou un patient au début des années 80, "serait-il possible qu'un jour, un robot puisse opérer (sous la supervision d'un clinicien) dans les blocs opératoires"? Je pense que la réponse de l'un ou de l'autre serait, "non, je ne vois pas comment cela pourrait être possible!". En réalité, la chirurgie et la médecine de manière générale ont énormément progressé, essentiellement vers une forme de médecine personnalisée et une chirurgie de moins en moins invasive, voire non-invasive. Les nouvelles technologies, la miniaturisation des composants (capteurs, actionneurs, outils de communication, etc.) et l'informatique ont permis le développement de robots pour la chirurgie plutôt inspirés de ceux utilisés dans l'industrie, puis ensuite est venue la mise en œuvre de structures robotiques dédiées. La plus connue est certainement le robot *Da Vinci* initialement conçu pour l'urologie mais qui trouve d'autres applications dans divers domaines de la chirurgie. Sa *démocratisation* dans les blocs opératoires oblige souvent le chirurgien à expliquer, à rassurer, avec "pédagogie". Les champs d'application de la robotique médicale sont nombreux et variés, cela va de la pédiatrie, en passant par la cardiologie, l'orthopédie, l'ophtalmologie, jusqu'à la neurologie.

Par ailleurs, comme il a été longuement mentionné dans ce document, la perception en chirurgie a énormément évolué ces dernières décennies ainsi une discipline de chirurgie guidée par l'image existe. Le clinicien dispose, aujourd'hui, d'un large choix de systèmes d'imagerie en fonction de la résolution, de la fréquence d'acquisition, de l'invasivité, et de la modalité (optique, magnétique, etc.). La robotique médicale profite de cette large palette de moyens de perception dans les blocs opératoires. Cela permet d'augmenter les fonctionnalités, la précision, la répétabilité et la sécurité des gestes chirurgicaux. Parmi ces modalités, nous avons principalement cité l'imagerie OCT, qui offre une perception volumique d'une résolution micrométrique et d'une profondeur millimétrique de l'échantillon étudié.

Dans ce document, nous avons évoqué la possibilité d'utiliser des images OCT (biopsies optiques) comme signaux d'entrée dans une boucle de commande de type asservissement visuel. Les approches développées dans cette thèse, sont originales et surtout en rupture avec l'état de l'art dans le domaine. En effet, il n'existe que quelques tentatives sur l'utilisation d'un retour visuel de type images OCT pour contrôler une structure robotique, notamment en mode téléopéré. Dans cette thèse, nous avons mis en œuvre différentes lois de commande par asservissement visuel dit *directes* originales, qui peuvent être classées aux côtés des approches dites *globales* (photométrie, information mutuelle, etc.).

D'une part, nous avons présenté le développement d'un type de commande référencée capteur

de vision. Il était question des ondelettes spectrales continues comme signal visuel d'entrée dans la boucle de commande, cependant, nous avons modélisé l'information spectrale des ondelettes continues pour estimer le mouvement relatif (pose 2D) entre deux images OCT. Cette nouvelle stratégie de commande, que nous avons appelée "asservissement visuel 2D pose", utilise directement l'information extraite de l'image (module et phase) pour l'estimation de la pose. Cette méthode permet de mettre à disposition une loi de commande découplée entre la rotation et la translation, un large espace de convergence et une insensibilité aux bruits présents dans l'image.

D'autre part, nous avons également relié la variation temporelle des coefficients des ondelettes multirésolution à la vitesse spatiale de la caméra (respectivement de l'OCT). La décomposition en ondelettes d'un signal image autorise une sélection automatique et hiérarchique des informations visuelles pertinentes. Au lieu d'utiliser l'ensemble des informations visuelles contenues dans l'image, l'utilisation des coefficients d'ondelettes améliore sensiblement la robustesse et la précision de l'asservissement visuel en excluant les hautes fréquences correspondantes aux bruits. Aussi, la représentation multi-échelle du signal image par la décomposition en ondelettes permet d'avoir une matrice d'interaction, elle-même multirésolution. Cela implique qu'il est envisageable de changer de résolution de manière intuitive en fonction du temps, de la position ou de la tâche de positionnement à effectuer.

L'autre contribution de cette thèse concerne la proposition d'un modèle d'étalonnage d'un système d'imagerie OCT. Celui-ci effectue un balayage laser pour imager un objet (respectivement, un tissu) et est équipé de deux miroirs galvanométriques perpendiculaires. En fait, le parcours du laser à travers ces miroirs pour arriver sur le tissu observé engendre des distorsions sur les images OCT acquises. Pour les corriger, nous avons proposé deux modèles de compensation correspondantes aux images OCT 2D (coupe B-Scan) et 3D (volume). La compensation des distorsions dans les images OCT a plusieurs intérêts comme : rendre les biopsies optiques plus réalistes pour un meilleur diagnostic, permettre une métrologie plus fidèle des structures tissulaires observées, ou encore un positionnement spatial, lors de la navigation, plus précis.

Les contributions scientifiques évoquées dans ce manuscrit ont été largement validées expérimentalement et aussi comparées aux méthodes existantes dans littérature. Dans un premier temps, les lois de commande proposées ont été validées en utilisant une caméra conventionnelle. Les résultats obtenus ont démontré un comportement plus que satisfaisant, ceci en termes de précision, de robustesse ou encore de convergence. Généralement même lorsque les conditions de travail sont sensiblement dégradées (éclairage instable, occlusions, etc.), le contrôleur reste fonctionnel avec une précision faiblement dégradée. La validation a été réalisée à la fois sur un robot commercial avec une architecture parallèle et une plateforme microrobotique réalisée au laboratoire. Une fois, les lois de commande validées et comparées aux méthodes existantes, elles ont ensuite été (avec l'adaptation nécessaire) confrontées à la réalité de terrain pour des applications médicales. Ainsi, la caméra conventionnelle a été remplacée par un système d'imagerie OCT. Malgré le faible rapport signal/bruit, qui caractérise les images OCT (très proches des images échographiques), nos lois de commande ont présenté des résultats très similaires à ceux obtenus en utilisant la caméra conventionnelle. D'un point de vue clinique, les tests de validation consistaient à automatiser des biopsies optiques reproductibles et répétitives.

## 6.2/ PERSPECTIVES

Ce travail laisse plusieurs axes d'amélioration qui seront détaillés ci-après, et classés en perspectives de recherches fondamentales ou applicatives. Cette thèse constitue une première brique dans l'utilisation des ondelettes comme primitives visuelles et la modalité OCT pour le contrôle

d'un système robotique.

### 6.2.1/ PERSPECTIVES DE RECHERCHES (FONDAMENTALES)

#### **A court terme**

D'abord, il est question de répondre aux limites de la méthode d'asservissement visuel 2D pose identifiées sur la rotation. Ainsi, il sera nécessaire d'identifier une meilleure approche de mesure de l'amplitude, malgré la présence d'améliorations grâce à l'utilisation des ondelettes continues. Ensuite, il sera important de comprendre le phénomène d'anisotropie dans l'espace de convergence de la méthode d'asservissement visuel 2D direct multirésolution. Après, une étude sera nécessaire pour évaluer l'intérêt de la multirésolution dans la commande. Enfin, l'amélioration du temps de calcul dans le cas des deux lois de commande développées durant cette thèse. Cette optimisation est envisageable en utilisant une programmation plus puissante sous GPU (Graphics Processing Unit en anglais) par exemple.

#### **A moyen terme**

Les lois de commande présentées dans ce document ont été certes ici validées expérimentalement dans diverses conditions favorables ou non. Cependant, pour aller plus loin dans la réflexion, il est nécessaire de faire la démonstration de la stabilité globale d'une telle méthode. Il en est de même pour la démonstration analytique de la robustesse d'un contrôleur fondé sur l'utilisation des coefficients des ondelettes multirésolution (ou spectrales) comme signal d'entrée.

L'autre volet sur lequel il faudra se pencher à l'avenir est l'utilisation des volumes OCT et non les coupes 2D (B-Scan) dans la boucle de commande. Dans la thèse, nous avons utilisé les coupes 2D OCT dans la modélisation du contrôleur. Les coupes 2D ne permettent pas de voir en dehors du plan de coupe de l'OCT. Cette dernière ne permet que le contrôle de 3 DDL. Pour arriver à contrôler les autres DDL, il faut utiliser simultanément au moins deux coupes non-parallèles (de préférence perpendiculaires) pour la perception hors-plan. Cependant, la meilleure façon d'aborder les verrous scientifiques est l'utilisation directement du volume OCT comme signal d'entrée au détriment des coupes perpendiculaires. Cela dit, l'acquisition d'un volume OCT dans une boucle de commande pose le problème du temps d'acquisition et de la grande qualité de données à prendre en compte dans la commande à chaque itération. Tout d'abord, il faut envisager de résoudre ce problème de temps d'acquisition par une implémentation plus efficace comme du GPU.

Un autre volet, qui n'a pas été traité dans cette thèse, et non des moindres, est l'aspect traitement des images OCT. Si nous considérons le cas où le volume OCT sera le signal d'entrée du contrôleur et vu la quantité de données à modéliser, il faut envisager des algorithmes de traitement d'images OCT (volumiques) pour la segmentation d'informations visuelles pertinentes. En d'autres termes, il faut être capable de détecter, de segmenter et surtout de suivre des régions d'intérêts (cellules, agrégations de cellules, tissus pathologiques, etc.). Ceci doit être effectué à une fréquence suffisante pour respecter la dynamique du robot médical et pour éviter les éventuels *artefacts* qui peuvent être engendrés par les mouvements du patient (lors de l'examen) ou par les perturbations physiologiques (respiration et/ou battements du cœur).

Par ailleurs, ce problème d'utilisation d'un très grand nombre d'informations visuelles dans une boucle de commande de type asservissement visuel direct peut être traité sous un autre angle. Il est clair, que le développement d'algorithmes de traitement d'images pour les images OCT est une tâche très complexe notamment à cause du faible rapport signal/bruit. Pour ce faire, nous pouvons envisager d'introduire les techniques dites d'*acquisition comprimée* (en anglais, *compressed sensing*) dans la boucle de commande. L'acquisition comprimée est une discipline des mathématiques

appliquées, qui traite de la représentation parcimonieuse d'un système linéaire (par exemple, une image) sous-déterminé. En clair, dans l'image, cela revient à trouver un ensemble de coefficients (10 à 20 %) capables de représenter l'ensemble (100%) du signal sans perte significative. Comme son nom l'indique, l'acquisition comprimée revient donc à acquérir qu'une partie de l'image. Il est certainement intéressant d'investiguer une manière de joindre la perception parcimonieuse à la commande référencée capteur de vision.

Il est à noter que l'acquisition d'un volume OCT est réalisée point-par-point (c.-à-d. *carotte-par-carotte*) via le déplacement des miroirs galvanométriques qui équipent généralement un système OCT. Ainsi, l'acquisition comprimée convient parfaitement à ce genre d'imageur. Actuellement, la littérature fait essentiellement référence à un choix aléatoire des données pour réaliser une compression de données acquises. En opposition, nous proposons un balayage prédéfini des données sous forme de spirale (ou toute autre courbe semblable) de l'échantillon à visualiser. Ce schéma doit répondre à certaines conditions de continuité du signal et respecte la dynamique des miroirs galvanométriques (respectivement du système robotique dans le cas d'un système *eye-to-hand*). Ce chemin d'acquisition peut être effectué par une commande de type asservissement visuel. Cette perspective constitue sans doute une solution scientifiquement intéressante et expérimentalement viable pour résoudre le problème de l'acquisition comprimée et de la commande référencée OCT sur des volumes.

Par ailleurs, le fonctionnement de l'OCT et le problème de la manipulation de volumes de données importants s'appliquent à divers types d'imageurs dont l'acquisition est séquentielle (point-par-point). Nous pouvons citer en exemple, l'IRM, l'échographie 3D, le scanner, etc. Il est ainsi possible d'augmenter la fréquence d'acquisition et par conséquent réduire les artefacts dus notamment aux mouvements physiologiques chez le patient. Finalement, d'autres systèmes d'imagerie dont le temps d'acquisition comprimée pose problème peuvent bénéficier de ces approches, c'est notamment le cas du Microscope Electronique à Balayage (MEB). Dans un autre registre,

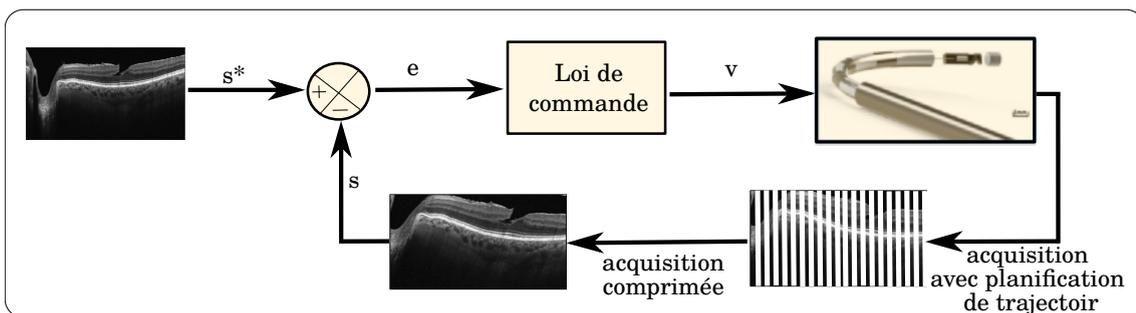


FIGURE 6.1 – Boucle de commande d'un système robotique par asservissement visuel avec l'intégration de la compression d'image.

nous avons exploré l'asservissement 2D pose direct en utilisant les informations spectrales d'une transformée en ondelettes continues. Dans ce travail, nous avons réussi à contrôler 3 DDL ( $x$ ,  $y$  et  $\theta_z$ ) que nous pouvons étendre jusqu'à 4 DDL avec l'intégration de  $z$ . Malgré tout, il manque les rotations hors-plan (2 DDL sur  $\theta_x$  et  $\theta_y$ ) fort intéressantes dans le positionnement complet de l'échantillon dans l'espace. Nous avons entamé l'exploration de ce travail dans le cas des images conventionnelles. Les premiers résultats montrent qu'il est tout à fait possible de calculer les 6 DDL dans l'espace fréquentiel sans traitement d'images complexe.

### 6.2.2/ PERSPECTIVES APPLICATIVES

Les approches développées dans le cadre de cette thèse ont été l'objet de nombreuses validations expérimentales, mais restent insuffisantes pour parler de validation préclinique ou encore clinique. Il s'agissait essentiellement de validations sur banc expérimental en utilisant une caméra projective conventionnelle (respectivement, un système OCT) couplée à une structure robotique. Dans la suite de ces travaux, il faudra se poser davantage dans le contexte médical.

Dans un premier temps, il sera intéressant de valider les approches de commande présentées sur des tissus biologiques. Par exemple, dans le cadre de l'automatisation de la prise de biopsies optiques répétitives et reproductives, il est nécessaire de prendre l'image désirée dans des conditions différentes de celles des images courantes pendant l'asservissement visuel. L'image désirée peut correspondre à un état biologique du tissu à examiner à l'instant  $t$ , et les images courantes à un état dégradé du dit tissu. L'autre perspective de ce travail est d'asservir le robot sur des images multimodales. Cela revient, par exemple, à utiliser une coupe (image désirée) de microscopie optique prise pendant un examen histopathologie et d'asservir le robot sur les images OCT prises *in-situ* lors d'un examen ultérieur. D'après les résultats obtenus en terme de robustesse aux changements des conditions d'expérimentation (occlusions partielles, changements d'éclairage, etc.), cette étape vers la validation préclinique (ou clinique à plus long terme) ne devrait pas poser de problème.

Finalement, comme il a été mentionné en début du manuscrit, ces travaux sont soutenus par des projets de robotique médicale avec des applications réelles et réalistes (diagnostic des maladies neurodégénératives et chirurgie gastrique). Pour envisager l'application clinique des contrôleurs proposés, il est nécessaire de se mettre dans les conditions cliniques relevant du projet. Ainsi, à la place d'utiliser un robot de type industriel (banc d'essais actuel), il faut transposer nos travaux sur les démonstrateurs respectifs des projets en question. Il s'agit de structures robotiques plus complexes (robots flexibles) présentant (du moins à l'état actuel de développement) diverses imperfections mécaniques rendant leur contrôle davantage difficile.



## BIBLIOGRAPHIE

- [Abolmaesumi et al., 2002] Abolmaesumi, P., Salcudean, S. E., Zhu, W.-H., Sirouspour, M. R., and DiMaio, S. P. (2002). Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 18(1) :11–23. 46
- [Adelson and Bergen, 1985] Adelson, E. H. and Bergen, J. R. (1985). Spatiotemporal energy models for the perception of motion. *JOSA A*, 2(2) :284–299. 89
- [Allen and Rabiner, 1977] Allen, J. B. and Rabiner, L. R. (1977). A unified approach to short-time fourier analysis and synthesis. *Proceedings of the IEEE*, 65(11) :1558–1564. 54
- [Anandan, 1989] Anandan, P. (1989). A computational framework and an algorithm for the measurement of visual motion. *International Journal of Computer Vision*, 2(3) :283–310. 89
- [Andreff, 1999] Andreff, N. (1999). *Asservissement visuel à partir de droites et auto-étalonnage pince-caméra*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG. 80
- [Azizian et al., 2014] Azizian, M., Khoshnam, M., Najmaei, N., and Patel, R. V. (2014). Visual servoing in medical robotics : a survey. part i : endoscopic and direct vision imaging–techniques and applications. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 10(3) :263–274. 44
- [Azizian et al., 2015] Azizian, M., Najmaei, N., Khoshnam, M., and Patel, R. (2015). Visual servoing in medical robotics : a survey. part ii : tomographic imaging modalities–techniques and applications. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 11(1) :67–79. 44
- [Banihachemi et al., 2008] Banihachemi, J.-J., Boidard, E., Bosson, J.-L., Bressollette, L., Bricault, I., Cinquin, P., Ferretti, G., Marchal, M., Martinelli, T., Moreau-Gaudry, A., et al. (2008). Ter : A robot for remote ultrasonic examination : Experimental evaluations. 34
- [Bateux and Marchand, 2017] Bateux, Q. and Marchand, E. (2017). Histograms-based visual servoing. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(1) :80–87. 80
- [Beard, 2011] Beard, P. (2011). Biomedical photoacoustic imaging. *Interface focus*, 1(4) :602–631. 17
- [Bell et al., 2012] Bell, B., Stieger, C., Gerber, N., Arnold, A., Nauer, C., Hamacher, V., Kompis, M., Nolte, L., Caversaccio, M., and Weber, S. (2012). A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation. *Acta oto-laryngologica*, 132(4) :355–360. 31
- [Bernard, 1999] Bernard, C. (1999). Wavelets and ill-posed problems : optic flow estimation and scattered data interpolation. *École Polytechnique*. 89, 92
- [Berson et al., 1999] Berson, M., Gregoire, J., Gens, F., Rateau, J., Jamet, F., Vaillant, L., Tranguart, F., and Pourcelot, L. (1999). High frequency (20 mhz) ultrasonic devices : advantages and applications. *European Journal of Ultrasound*, 10(1) :53–63. 21
- [Boppert et al., 2004] Boppert, S. A., Luo, W., Marks, D. L., and Singletary, K. W. (2004). Optical coherence tomography : feasibility for basic research and image-guided surgery of breast cancer. *Breast cancer research and treatment*, 84(2) :85–97. 26

- [Bourges et al., 2010] Bourges, J.-L., Hubschman, J.-P., Wilson, J., Prince, S., Tsao, T.-C., and Schwartz, S. (2010). Assessment of a hexapod surgical system for robotic micro-macro manipulations in ocular surgery. *Ophthalmic research*, 46(1) :25–30. 31
- [Bourla et al., 2008] Bourla, D. H., Hubschman, J. P., Culjat, M., Tsirbas, A., Gupta, A., and Schwartz, S. D. (2008). Feasibility study of intraocular robotic surgery with the da vinci surgical system. *Retina*, 28(1) :154–158. xiv, 31, 32
- [Brault and Antoine, 2013] Brault, P. and Antoine, J.-P. (2013). A spatio-temporal gaussian-conical wavelet with high aperture selectivity for motion and speed analysis. *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 34(1) :148–161. 57
- [Cense et al., 2004] Cense, B., Chen, T. C., Park, B. H., Pierce, M. C., and De Boer, J. F. (2004). Thickness and birefringence of healthy retinal nerve fiber layer tissue measured with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Investigative ophthalmology & visual science*, 45(8) :2606–2612. 25
- [Chang et al., 2000] Chang, S. G., Yu, B., and Vetterli, M. (2000). Adaptive wavelet thresholding for image denoising and compression. *IEEE transactions on image processing*, 9(9) :1532–1546. xv, 57
- [Chang et al., 2007] Chang, S.-L., Hsu, C.-C., Lu, T.-C., and Wang, T.-H. (2007). Human body tracking based on discrete wavelet transform. pages 113–122. 57
- [Chaumette, 2004] Chaumette, F. (2004). Image moments : a general and useful set of features for visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics*, 20(4) :713–723. 80
- [Chaumette and Hutchinson, 2006] Chaumette, F. and Hutchinson, S. (2006). Visual servo control. i. basic approaches. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 13(4) :82–90. xv, 38, 43, 53, 80
- [Chaumette and Hutchinson, 2007] Chaumette, F. and Hutchinson, S. (2007). Visual servo control, part ii : Advanced approaches. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(1) :109–118. 38
- [Chaumette and Hutchinson, 2008] Chaumette, F. and Hutchinson, S. (2008). Visual servoing and visual tracking. In *Springer Handbook of Robotics*, pages 563–583. Springer. 52
- [Chikhaoui et al., 2014] Chikhaoui, M. T., Rabenorosoa, K., and Andreff, N. (2014). Kinematic modeling of an eap actuated continuum robot for active micro-endoscopy. In *Advances in Robot Kinematics*, pages 457–465. Springer. 35
- [Collewet et al., 2004] Collewet, C., Alhaj, A., and Chaumette, F. (2004). Model-free visual servoing on complex images based on 3d reconstruction. In *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on*, volume 1, pages 751–756. IEEE. 45
- [Collewet and Marchand, 2010] Collewet, C. and Marchand, E. (2010). Luminance : a new visual feature for visual servoing. In *Visual Servoing via Advanced Numerical Methods*, pages 71–90. Springer. 82
- [Collewet and Marchand, 2011] Collewet, C. and Marchand, E. (2011). Photometric visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(4) :828–834. xvii, 80, 82, 83, 107
- [Comport et al., 2006] Comport, A. I., Marchand, E., Pressigout, M., and Chaumette, F. (2006). Real-time markerless tracking for augmented reality : the virtual visual servoing framework. *IEEE Transactions on visualization and computer graphics*, 12(4) :615–628. 39
- [Costache et al., 2013] Costache, M.-I., Iordache, S., Karstensen, J. G., Saftoiu, A., Vilmann, P., et al. (2013). Endoscopic ultrasound-guided fine needle aspiration : from the past to the future. *Endoscopic ultrasound*, 2(2) :77. xiii, 18

- [Crombez et al., 2015] Crombez, N., Caron, G., and Mouaddib, E. M. (2015). Photometric gaussian mixtures based visual servoing. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 5486–5491. IEEE. 80
- [Dahroug et al., 2016] Dahroug, B., Tamadazte, B., and Andreff, N. (2016). 3d path following with remote center of motion constraints. *International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, (1-8). 31
- [Dame, 2010] Dame, A. (2010). *A unified direct approach for visual servoing and visual tracking using mutual information*. PhD thesis, Université Rennes 1. xvii, 80, 81
- [Daubechies et al., 1992] Daubechies, I. et al. (1992). *Ten lectures on wavelets*, volume 61. SIAM. 59, 92
- [De Donno et al., 2013] De Donno, A., Zorn, L., Zanne, P., Nageotte, F., and de Mathelin, M. (2013). Introducing stras : a new flexible robotic system for minimally invasive surgery. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pages 1213–1220. IEEE. 33
- [Delabarre and Marchand, 2012] Delabarre, B. and Marchand, E. (2012). Visual servoing using the sum of conditional variance. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1689–1694. IEEE. 80
- [Dementhon and Davis, 1995] Dementhon, D. F. and Davis, L. S. (1995). Model-based object pose in 25 lines of code. *International journal of computer vision*, 15(1-2) :123–141. 39
- [Diamantis et al., 2009] Diamantis, A., Magiorkinis, E., and Koutselini, H. (2009). Fine-needle aspiration (fna) biopsy : historical aspects. *Folia Histochem Cytobiol*, 47(2) :191–197. 12, 13
- [Díaz et al., 2012] Díaz, J. D., Rahlves, M., Majdani, O., Reithmeier, E., and Ortmaier, T. (2012). Towards a one step geometric calibration of an optical coherence tomography. In *Photonics Asia*, pages 85630J–85630J. International Society for Optics and Photonics. xix, 121, 122
- [Díaz et al., 2013] Díaz, J. D., Rahlves, M., Majdani, O., Reithmeier, E., and Ortmaier, T. (2013). A one step vs. a multi step geometric calibration of an optical coherence tomography. In *SPIE BiOS*, pages 85730D–85730D. International Society for Optics and Photonics. xix, 121, 122
- [Dombre, 2007] Dombre, E. (2007). Introduction to medical robotics. *3rd Summer school in surgical robotics*. 30
- [Dremel, 2013] Dremel, H. W. (2013). General principles of endoscopic imaging. In *Principles and Practice of Interventional Pulmonology*, pages 15–25. Springer. 15
- [Dupont et al., 2010] Dupont, P. E., Lock, J., Itkowitz, B., and Butler, E. (2010). Design and control of concentric-tube robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(2) :209–225. 35
- [Eljamel, 2007] Eljamel, M. (2007). Validation of the pathfinder™ neurosurgical robot using a phantom. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 3(4) :372–377. 31
- [Espiau et al., 1992] Espiau, B., Chaumette, F., and Rives, P. (1992). A new approach to visual servoing in robotics. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 8(3) :313–326. 38, 39
- [Evans et al., 2006] Evans, J. A., Ponerros, J. M., Bouma, B. E., Bressner, J., Halpern, E. F., Shishkov, M., Lauwers, G. Y., Mino-Kenudson, M., Nishioka, N. S., and Tearney, G. J. (2006). Optical coherence tomography to identify intramucosal carcinoma and high-grade dysplasia in barrett’s esophagus. *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, 4(1) :38–43. 26
- [Fercher et al., 1988] Fercher, A., Mengedocht, K., and Werner, W. (1988). Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Optics letters*, 13(3) :186–188. 18

- [**Fercher et al., 1993**] Fercher, A. F., Hitztenberger, C. K., Drexler, W., Kamp, G., and Sattmann, H. (1993). In vivo optical coherence tomography. *American journal of ophthalmology*, 116(1) :113–114. 25
- [**Filip et al., 2011**] Filip, M., Iordache, S., Săftoiu, A., and Ciurea, T. (2011). Autofluorescence imaging and magnification endoscopy. *World J Gastroenterol*, 17(1) :9–14. xiii, 15, 16
- [**Fourier, 1822**] Fourier, J. (1822). *Theorie analytique de la chaleur*. Firmin Didot. 54
- [**Fujimoto and Farkas, 2009**] Fujimoto, J. G. and Farkas, D. (2009). *Biomedical optical imaging*. Oxford University Press. xiv, 22
- [**Fujimoto et al., 2000**] Fujimoto, J. G., Pitris, C., Boppart, S. A., and Brezinski, M. E. (2000). Optical coherence tomography : an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia*, 2(1) :9–25. 18
- [**Fujishiro et al., 2008**] Fujishiro, M., Kodashima, S., Takubo, K., Kakushima, N., and Omata, M. (2008). Detailed comparison between endocytoscopy and horizontal histology of an esophageal intraepithelial squamous cell carcinoma. *Diseases of the Esophagus*, 21(2) :181–185. 17
- [**Gabor, 1946**] Gabor, D. (1946). Theory of communication. part 1 : The analysis of information. *Electrical Engineers-Part III : Radio and Communication Engineering, Journal of the Institution of*, 93(26) :429–441. 54, 57
- [**Gao and Yan, 2011**] Gao, R. X. and Yan, R. (2011). From fourier transform to wavelet transform : A historical perspective. In *Wavelets*, pages 17–32. Springer. xv, 54, 55
- [**Gasquet and Witomski, 2000**] Gasquet, C. and Witomski, P. (2000). *Analyse de Fourier et applications : filtrage, calcul numérique, ondelettes*. Dunod. 58
- [**Gauthier et al., 2014**] Gauthier, M., Andreff, N., and Dombre, E. (2014). *Intracorporeal Robotics : From Milliscale to Nanoscale*. John Wiley & Sons. 35
- [**Gibson, 1978**] Gibson, J. J. (1978). The ecological approach to the visual perception of pictures. *Leonardo*, 11(3) :227–235. 89
- [**Gilbert, 2009**] Gilbert, J. (2009). The endoassist robotic camera holder as an aid to the introduction of laparoscopic colorectal surgery. *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*, 91(5) :389–393. 33
- [**Gora et al., 2013**] Gora, M. J., Sauk, J. S., Carruth, R. W., Gallagher, K. A., Suter, M. J., Nishioka, N. S., Kava, L. E., Rosenberg, M., Bouma, B. E., and Tearney, G. J. (2013). Tethered capsule endomicroscopy enables less invasive imaging of gastrointestinal tract microstructure. *Nature medicine*, 19(2) :238–240. 26
- [**Gumbs et al., 2007**] Gumbs, A. A., Crovari, F., Vidal, C., Henri, P., and Gayet, B. (2007). Modified robotic lightweight endoscope (viky) validation in vivo in a porcine model. *Surgical Innovation*, 14(4) :261–264. 33
- [**Hanahan and Weinberg, 2000**] Hanahan, D. and Weinberg, R. A. (2000). The hallmarks of cancer. *cell*, 100(1) :57–70. 12
- [**Haringsma et al., 2001**] Haringsma, J., Tytgat, G. N., Yano, H., Iishi, H., Tatsuta, M., Ogihara, T., Watanabe, H., Sato, N., Marcon, N., Wilson, B. C., et al. (2001). Autofluorescence endoscopy : feasibility of detection of gi neoplasms unapparent to white light endoscopy with an evolving technology. *Gastrointestinal endoscopy*, 53(6) :642–650. 15
- [**He et al., 2002**] He, C., Zheng, Y. F., and Ahalt, S. C. (2002). Object tracking using the gabor wavelet transform and the golden section algorithm. *IEEE transactions on multimedia*, 4(4) :528–538. 57

- [Hollands et al., 2001] Hollands, C. M., Dixey, L. N., and Torma, M. J. (2001). Technical assessment of porcine enteroenterostomy performed with zeus robotic technology. *Journal of pediatric surgery*, 36(8) :1231–1233. 33
- [Hong et al., 2004] Hong, J., Dohi, T., Hashizume, M., Konishi, K., and Hata, N. (2004). An ultrasound-driven needle-insertion robot for percutaneous cholecystostomy. *Physics in Medicine and Biology*, 49(3) :441. 46, 47
- [Horn and Schunck, 1981] Horn, B. K. and Schunck, B. G. (1981). Determining optical flow. *Artificial intelligence*, 17(1-3) :185–203. 82, 89
- [Huang et al., 1991] Huang, D., Wang, J., Lin, C. P., Puliafito, C. A., and Fujimoto, J. G. (1991). Micron-resolution ranging of cornea anterior chamber by optical reflectometry. *Lasers in surgery and medicine*, 11(5) :419–425. 18
- [Huang et al., 2012] Huang, Y., Liu, X., Song, C., and Kang, J. U. (2012). Motion-compensated hand-held common-path fourier-domain optical coherence tomography probe for image-guided intervention. *Biomedical optics express*, 3(12) :3105–3118. xiv, 31, 32
- [Hughes et al., 2013] Hughes, M., Chang, T. P., and Yang, G.-Z. (2013). Fiber bundle endocytoscopy. *Biomedical optics express*, 4(12) :2781–2794. xiii, 17
- [Hungr et al., 2011] Hungr, N., Fouard, C., Robert, A., Bricault, I., and Cinquin, P. (2011). Interventional radiology robot for ct and mri guided percutaneous interventions. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 137–144. 34
- [Inoue et al., 2004] Inoue, H., Kazawa, T., Sato, Y., Satodate, H., Sasajima, K., Kudo, S.-e., and Shiokawa, A. (2004). In vivo observation of living cancer cells in the esophagus, stomach, and colon using catheter-type contact endoscope, “endo-cytoscopy system”. *Gastrointestinal endoscopy clinics of North America*, 14(3) :589–594. xiii, 17
- [Inoue et al., 2005] Inoue, H., Kudo, S.-e., and Shiokawa, A. (2005). Technology insight : laser-scanning confocal microscopy and endocytoscopy for cellular observation of the gastrointestinal tract. *Nature Clinical Practice Gastroenterology & Hepatology*, 2(1) :31–37. 18
- [Jakopec et al., 2003] Jakopec, M., y Baena, F. R., Harris, S. J., Gomes, P., Cobb, J., and Davies, B. L. (2003). The hands-on orthopaedic robot” acrobot” : Early clinical trials of total knee replacement surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :902–911. xiv, 33
- [Kara et al., 2005] Kara, M., Peters, F., Rosmolen, W., Krishnadath, K., Ten Kate, F., Fockens, P., and Bergman, J. (2005). High-resolution endoscopy plus chromoendoscopy or narrow-band imaging in barrett’s esophagus : a prospective randomized crossover study. *Endoscopy*, 37(10) :929–936. xiii, 15, 16
- [Kelley, 1999] Kelley, C. T. (1999). *Iterative methods for optimization*, volume 18. Siam. 128
- [Kiesslich et al., 2007] Kiesslich, R., Galle, P. R., and Neurath, M. F. (2007). *Atlas of endomicroscopy*. Springer Science & Business Media. 14
- [Kilby et al., 2010] Kilby, W., Dooley, J., Kuduvalli, G., Sayeh, S., and Maurer, C. (2010). The cyberknife® robotic radiosurgery system in 2010. *Technology in cancer research & treatment*, 9(5) :433–452. 34
- [Kim et al., 2002] Kim, V. B., Chapman Iii, W. H., Albrecht, R. J., Bailey, B. M., Young, J. A., Nifong, L. W., and Chitwood Jr, W. R. (2002). Early experience with telemanipulative robot-assisted laparoscopic cholecystectomy using da vinci. *Surgical Laparoscopy Endoscopy & Percutaneous Techniques*, 12(1) :33–40. 33

- [**Kommu et al., 2007**] Kommu, S. S., Rimington, P., Anderson, C., and Rané, A. (2007). Initial experience with the endoassist camera-holding robot in laparoscopic urological surgery. *Journal of robotic surgery*, 1(2) :133–137. 33
- [**Krauter et al., 2015**] Krauter, J., Boettcher, T., Körner, K., Gronle, M., Osten, W., Passilly, N., Froehly, L., Perrin, S., and Gorecki, C. (2015). Full-field swept-source optical coherence tomography with phase-shifting techniques for skin cancer detection. In *SPIE Optical Metrology*, pages 952913–952913. International Society for Optics and Photonics. 26
- [**Kumar et al., 2009**] Kumar, H. S., Raja, K., Venugopal, K., and Patnaik, L. (2009). Automatic image segmentation using wavelets. *International Journal of Computer Science and Network Security*, 9(2) :305–313. xv, 56
- [**Kume et al., 2006**] Kume, T., Akasaka, T., Kawamoto, T., Okura, H., Watanabe, N., Toyota, E., Neishi, Y., Sukmawan, R., Sadahira, Y., and Yoshida, K. (2006). Measurement of the thickness of the fibrous cap by optical coherence tomography. *American heart journal*, 152(4) :755–e1. 26
- [**Larsson et al., 2006**] Larsson, J., Holm, K., and Lövestam-Adrian, M. (2006). The presence of an operculum verified by optical coherence tomography and other prognostic factors in macular hole surgery. *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, 84(3) :301–304. 25
- [**Lavallee, 1989**] Lavallee, S. (1989). *Geste médicaux-chirurgicaux assistés par ordinateur appliqués à la neurologie stéréotaxique*. PhD thesis, PhD thesis, Grenoble 1. xiv, 31
- [**Leduc et al., 1998**] Leduc, J.-P., Corbett, J. R., and Wickerhauser, M. V. (1998). Rotational wavelet transforms for motion analysis, estimation and tracking. In *Image Processing, 1998. ICIP 98. Proceedings. 1998 International Conference on*, volume 2, pages 195–199. IEEE. 57
- [**Leduc et al., 1997**] Leduc, J.-P., Mujica, F., Murenzi, R., and Smith, M. (1997). Spatio-temporal wavelet transforms for motion tracking. In *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1997. ICASSP-97., 1997 IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3013–3016. IEEE. 57
- [**Lee et al., 2007**] Lee, D., Koizumi, N., Ota, K., Yoshizawa, S., Ito, A., Kaneko, Y., Matsumoto, Y., and Mitsuishi, M. (2007). Ultrasound-based visual servoing system for lithotripsy. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 877–882. IEEE. 46
- [**Lee et al., 2008**] Lee, S., Nakamura, Y., Yamane, K., Toujo, T., Takahashi, S., Tanikawa, Y., and Takahashi, H. (2008). Image stabilization for in vivo microscopy by high-speed visual feedback control. *Ieee Transactions on Robotics*, 24(1) :45–54. 45
- [**Lefranc et al., 2014**] Lefranc, M., Capel, C., Pruvot, A. S., Fichten, A., Desenclos, C., Toussaint, P., Le Gars, D., and Peltier, J. (2014). The impact of the reference imaging modality, registration method and intraoperative flat-panel computed tomography on the accuracy of the rosa® stereotactic robot. *Stereotactic and functional neurosurgery*, 92(4) :242–250. 31
- [**Lehmann et al., 1999**] Lehmann, T. M., Gonner, C., and Spitzer, K. (1999). Survey : Interpolation methods in medical image processing. *IEEE transactions on medical imaging*, 18(11) :1049–1075. 132
- [**Li et al., 2002**] Li, Q. H., Zamorano, L., Pandya, A., Perez, R., Gong, J., and Diaz, F. (2002). The application accuracy of the neuromate robot—a quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems. *Computer Aided Surgery*, 7(2) :90–98. 31
- [**Lourakis, 2005**] Lourakis, M. I. (2005). A brief description of the levenberg-marquardt algorithm implemented by levmar. *Foundation of Research and Technology*, 4 :1–6. 93
- [**Low et al., 2006**] Low, A. F., Tearney, G. J., Bouma, B. E., and Jang, I.-K. (2006). Technology insight : optical coherence tomography—current status and future development. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, 3(3) :154–162. 25

- [Lucas et al., 1981] Lucas, B. D., Kanade, T., et al. (1981). An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *IJCAI*, volume 81, pages 674–679. 89
- [Maier et al., 2010] Maier, T., Strauss, G., Hofer, M., Kraus, T., Runge, A., Stenzel, R., Gumprecht, J., Berger, T., Dietz, A., and Lueth, T. C. (2010). A new micromanipulator system for middle ear surgery. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 1568–1573. IEEE. 31
- [Maillet et al., 2005] Maillet, P., Nahum, B., Blondel, L., Poignet, P., and Dombre, E. (2005). Brigit, a robotized tool guide for orthopedic surgery. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 211–216. IEEE. xiv, 33
- [Makita et al., 2006] Makita, S., Hong, Y., Yamanari, M., Yatagai, T., and Yasuno, Y. (2006). Optical coherence angiography. *Optics Express*, 14(17) :7821–7840. 25
- [Malis and Chaumette, 2002] Malis, E. and Chaumette, F. (2002). Theoretical improvements in the stability analysis of a new class of model-free visual servoing methods. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 18(2) :176–186. 40
- [Malis et al., 1999] Malis, E., Chaumette, F., and Boudet, S. (1999). 21/2d visual servoing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 15(2) :238–250. 40
- [Mallat, 1996] Mallat, S. (1996). Wavelets for a vision. *Proceedings of the IEEE*, 84(4) :604–614. 84, 89
- [Mallat, 2000] Mallat, S. (2000). *Une exploration des signaux en ondelettes*. Editions Ecole Polytechnique. 57
- [Mallat and Hwang, 1992] Mallat, S. and Hwang, W. L. (1992). Singularity detection and processing with wavelets. *IEEE transactions on information theory*, 38(2) :617–643. 58
- [Mallat, 1989] Mallat, S. G. (1989). A theory for multiresolution signal decomposition : the wavelet representation. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 11(7) :674–693. 84, 85
- [Marchand et al., 2005] Marchand, É., Spindler, F., and Chaumette, F. (2005). Visp for visual servoing : a generic software platform with a wide class of robot control skills. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 12(4) :40–52. 106, 107
- [Marescaux et al., 2001] Marescaux, J., Leroy, J., Gagner, M., Rubino, F., Mutter, D., Vix, M., Butner, S. E., and Smith, M. K. (2001). Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413(6854) :379–380. 33
- [Marescaux et al., 2002] Marescaux, J., Leroy, J., Rubino, F., Smith, M., Vix, M., Simone, M., and Mutter, D. (2002). Transcontinental robot-assisted remote telesurgery : feasibility and potential applications. *Annals of surgery*, 235(4) :487–492. 29
- [Marschall et al., 2011] Marschall, S., Sander, B., Mogensen, M., Jørgensen, T. M., and Andersen, P. E. (2011). Optical coherence tomography—current technology and applications in clinical and biomedical research. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 400(9) :2699–2720. xiv, 23, 24
- [Marturi, 2013] Marturi, N. (2013). *Vision and visual servoing for nanomanipulation and nanocharacterization using scanning electron microscope*. PhD thesis, Université de Franche-Comté. 53
- [Marturi et al., 2014] Marturi, N., Tamadazte, B., Dembélé, S., and Piat, N. (2014). Visual servoing schemes for automatic nanopositioning under scanning electron microscope. In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 981–986. IEEE. 53

- [Marturi et al., 2016] Marturi, N., Tamadazte, B., Dembélé, S., and Piat, N. (2016). Image-guided nanopositioning scheme for sem. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, PP(99) :1–12. 78
- [Maurin et al., 2008] Maurin, B., Bayle, B., Piccin, O., Gangloff, J., de Mathelin, M., Doignon, C., Zanne, P., and Gangi, A. (2008). A patient-mounted robotic platform for ct-scan guided procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(10) :2417–2425. 34
- [Mebarki et al., 2010] Mebarki, R., Krupa, A., and Chaumette, F. (2010). 2-d ultrasound probe complete guidance by visual servoing using image moments. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(2) :296–306. 46
- [Meyer, 1993] Meyer, Y. (1993). Wavelets-algorithms and applications. *Wavelets-Algorithms and applications Society for Industrial and Applied Mathematics Translation.*, 142 p., 1. 59
- [Mezouar et al., 2007] Mezouar, Y., Prats, M., and Martinet, P. (2007). External hybrid vision/force control. In *International Conference on Advanced Robotics (ICAR'07)*. 143
- [Miehlke et al., 2004] Miehlke, R., Haaker, R., and Konermann, W. (2004). The orthopilot navigation system in total knee arthroplasty : version 4.0. In *Navigation and robotics in total joint and spine surgery*, pages 242–247. Springer. 31
- [Minsky, 1961] Minsky, M. (1961). Microscopy apparatus. US Patent 3,013,467. 18
- [Miroir et al., 2012] Miroir, M., Nguyen, Y., Szewczyk, J., Sterkers, O., and Bozorg Grayeli, A. (2012). Design, kinematic optimization, and evaluation of a teleoperated system for middle ear microsurgery. *The Scientific World Journal*, 2012. 31
- [Misiti et al., 2003] Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., and Poggi, J.-M. (2003). *Les ondelettes et leurs applications*. Hermès science publications. xxiii, 59
- [Mogensen et al., 2009a] Mogensen, M., Nürnberg, B., Forman, J. L., Thomsen, J. B., Thrane, L., and Jemec, G. (2009a). In vivo thickness measurement of basal cell carcinoma and actinic keratosis with optical coherence tomography and 20-mhz ultrasound. *British Journal of Dermatology*, 160(5) :1026–1033. 26
- [Mogensen et al., 2009b] Mogensen, M., Thrane, L., Jørgensen, T. M., Andersen, P. E., and Jemec, G. B. (2009b). Oct imaging of skin cancer and other dermatological diseases. *Journal of biophotonics*, 2(6-7) :442–451. 26
- [Moglia et al., 2009] Moglia, A., Menciassi, A., Dario, P., and Cuschieri, A. (2009). Capsule endoscopy : progress update and challenges ahead. *Nature Reviews Gastroenterology and Hepatology*, 6(6) :353–361. xv, 37
- [Moglia et al., 2007] Moglia, A., Menciassi, A., Schurr, M. O., and Dario, P. (2007). Wireless capsule endoscopy : from diagnostic devices to multipurpose robotic systems. *Biomedical microdevices*, 9(2) :235–243. xv, 36
- [Mohebbi et al., 2015] Mohebbi, S., Fuchs, A., Tauscher, S., Ortmaier, T., Kahrs, L. A., Gaa, J., Rau, T., Lenarz, T., and Majdani, O. (2015). Optical coherence tomography navigated surgery for different internal auditory canal tumor approaches. *Journal of Neurological Surgery Part B : Skull Base*, 76(S 01) :A045. 37
- [Morlet et al., 1982] Morlet, J., Arens, G., Fourgeau, E., and Glard, D. (1982). Wave propagation and sampling theory-part i : Complex signal and scattering in multilayered media. *Geophysics*, 47(2) :203–221. 61, 62
- [Motwani et al., 2004] Motwani, M. C., Gadiya, M. C., Motwani, R. C., and Harris, F. C. (2004). Survey of image denoising techniques. In *Proceedings of GSPX*, pages 27–30. 57
- [Nadeau, 2011] Nadeau, C. (2011). *Asservissement visuel échographique : application au positionnement et au suivi de coupes anatomiques*. PhD thesis, Université Rennes 1. 18, 46

- [Nadeau and Krupa, 2011] Nadeau, C. and Krupa, A. (2011). Improving ultrasound intensity-based visual servoing : tracking and positioning tasks with 2d and bi-plane probes. In *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2837–2842. IEEE. 46
- [Neumann et al., 2011] Neumann, H., Fuchs, F. S., Vieth, M., Atreya, R., Siebler, J., Kiesslich, R., and Neurath, M. (2011). Review article : in vivo imaging by endocytoscopy. *Alimentary pharmacology & therapeutics*, 33(11) :1183–1193. 17
- [Nguyen-Tang et al., 2011] Nguyen-Tang, T., Frossard, J.-L., and Dumonceau, J.-M. (2011). Œsophage de barrett : nouvelles méthodes de dépistages et nouveaux traitements endoscopiques. *Rev Med Suisse*, 7(307) :1672–7. 16
- [Nouaille et al., 2012] Nouaille, L., Vieyres, P., and Poisson, G. (2012). Process of optimisation for a 4 dof tele-echography robot. *Robotica*, 30(07) :1131–1145. 34
- [Novotny et al., 2007] Novotny, P. M., Stoll, J. A., Dupont, P. E., and Howe, R. D. (2007). Real-time visual servoing of a robot using three-dimensional ultrasound. In *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2655–2660. IEEE. 46
- [Ouadour-Abbar, 2009] Ouadour-Abbar, M. (2009). *Principe De Tomographie et Spectro-Tomographie Optique de Coh{é}rence par Intercorr{é}lation sans Balayage Bas{é}e sur un R{é}seau de Diffraction*. PhD thesis, PhD thesis, L’UFR des Sciences et Techniques de l’Université de Franche-Comté. 19
- [Ourak et al., 2016a] Ourak, M., De Simone, A., Tamadazte, B., Laurent, G., Menciassi, A., and Andreff, N. (2016a). Automated in-plane oct-probe positioning towards repetitive optical biopsies. pages 4186–4191. xvi, 67, 68, 70
- [Ourak et al., 2016b] Ourak, M., Tamadazte, B., and Andreff, N. (2016b). Partitioned camera-oct based 6 dof visual servoing for automatic repetitive optical biopsies. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2337–2342. IEEE. xxi, 144
- [Ourak et al., 2016c] Ourak, M., Tamadazte, B., Andreff, N., and Marchand, E. (2016c). Multimodal image registration and visual servoing. In *Informatics in Control, Automation and Robotics 12th International Conference, ICINCO 2015 Colmar, France, July 21-23, 2015 Revised Selected Papers*, pages 157–175. Springer. 80
- [Ourak et al., 2016d] Ourak, M., Tamadazte, B., Lehmann, O., and Andreff, N. (2016d). Wavelets-based 6 dof visual servoing. pages 3414–3419. 93
- [Ouyang et al., 2016] Ouyang, B., Liu, Y., and Sun, D. (2016). Design of a three-segment continuum robot for minimally invasive surgery. *Robotics and biomimetics*, 3(1) :1. 35
- [Pan and Wang, 2011] Pan, G. and Wang, L. (2011). Swallowable wireless capsule endoscopy : progress and technical challenges. *Gastroenterology research and practice*, 2012. xv, 37
- [Park et al., 2012] Park, J. S., Chen, Z., Jeong, M. Y., and Kim, C.-S. (2012). Double common-path interferometer for flexible optical probe of optical coherence tomography. *Optics express*, 20(2) :1102–1112. 26
- [Pierrot et al., 1999] Pierrot, F., Dombre, E., Dégoulange, E., Urbain, L., Caron, P., Boudet, S., Gariépy, J., and Mégnien, J.-L. (1999). Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis*, 3(3) :285–300. 34
- [Plaskos et al., 2005] Plaskos, C., Cinquin, P., Lavallée, S., and Hodgson, A. (2005). Praxiteles : a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1(4) :67–79. xiv, 33

- [Prats et al., 2007] Prats, M., Martinet, P., Del Pobil, A. P., and Lee, S. (2007). Vision force control in task-oriented grasping and manipulation. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1320–1325. IEEE. 143
- [Rahimy et al., 2013] Rahimy, E., Wilson, J., Tsao, T., Schwartz, S., and Hubschman, J. (2013). Robot-assisted intraocular surgery : development of the iriss and feasibility studies in an animal model. *Eye*, 27(8) :972–978. 31
- [Reddy and Chatterji, 1996] Reddy, B. S. and Chatterji, B. N. (1996). An fft-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration. *IEEE transactions on image processing*, 5(8) :1266–1271. 53, 67
- [Riga et al., 2013] Riga, C. V., Bicknell, C. D., Rolls, A., Cheshire, N. J., and Hamady, M. S. (2013). Robot-assisted fenestrated endovascular aneurysm repair (fevar) using the magellan system. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 24(2) :191–196. 34
- [Rosa, 2013] Rosa, B. (2013). *Robotisation de la réalisation de mosaïques d’images endomicroscopiques*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI. xiii, 18, 19, 45
- [Rosa et al., 2012] Rosa, B., Erden, M. S., Vercauteren, T., Szewczyk, J., and Morel, G. (2012). Scanning the surface of soft tissues with a micrometer precision thanks to endomicroscopy based visual servoing. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4118–4124. IEEE. 18, 45
- [Rosen et al., 2011] Rosen, J., Hannaford, B., and Satava, R. M. (2011). *Surgical robotics : systems applications and visions*. Springer Science & Business Media. 30
- [Samson et al., 1991] Samson, C., Espiau, B., and Borgne, M. L. (1991). *Robot control : the task function approach*. Oxford University Press. 38
- [Sauvée et al., 2008] Sauvée, M., Poignet, P., and Dombre, E. (2008). Ultrasound image-based visual servoing of a surgical instrument through nonlinear model predictive control. *The International Journal of Robotics Research*, 27(1) :25–40. 47
- [Sharma et al., 2006] Sharma, P., Bansal, A., Mathur, S., Wani, S., Cherian, R., McGregor, D., Higbee, A., Hall, S., and Weston, A. (2006). The utility of a novel narrow band imaging endoscopy system in patients with barrett’s esophagus. *Gastrointestinal endoscopy*, 64(2) :167–175. 15
- [Shoham et al., 2003] Shoham, M., Burman, M., Zehavi, E., Joskowicz, L., Batkilin, E., and Kuniche, Y. (2003). Bone-mounted miniature robot for surgical procedures : concept and clinical applications. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :893–901. xiv, 33
- [Soliman et al., 2008] Soliman, W., Sander, B., Soliman, K. A. E.-N., Yehya, S., Rahamn, M. S. A., and Larsen, M. (2008). The predictive value of optical coherence tomography after grid laser photocoagulation for diffuse diabetic macular oedema. *Acta ophthalmologica*, 86(3) :284–291. 25
- [Steiner et al., 2003] Steiner, R., Kunzi-Rapp, K., and Scharffetter-Kochanek, K. (2003). Optical coherence tomography : clinical applications in dermatology. *Medical Laser Application*, 18(3) :249–259. 26
- [Stoianovici et al., 2003] Stoianovici, D., Cleary, K., Patriciu, A., Mazilu, D., Stanimir, A., Craciunoiu, N., Watson, V., and Kavoussi, L. (2003). Acubot : a robot for radiological interventions. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5) :927–930. 34
- [Swanson et al., 1993] Swanson, E. A., Izatt, J., Lin, C., Fujimoto, J., Schuman, J., Hee, M., Huang, D., and Puliafito, C. (1993). In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Optics letters*, 18(21) :1864–1866. 25

- [**Tamadazte et al., 2012**] Tamadazte, B., Piat, N. L.-F., and Marchand, E. (2012). A direct visual servoing scheme for automatic nanopositioning. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(4) :728–736. 80
- [**Tan et al., 2008**] Tan, O., Li, G., Lu, A. T.-H., Varma, R., Huang, D., for Glaucoma Study Group, A. I., et al. (2008). Mapping of macular substructures with optical coherence tomography for glaucoma diagnosis. *Ophthalmology*, 115(6) :949–956. 25
- [**Tanno and Kishi, 1999**] Tanno, N. and Kishi, S. (1999). Optical coherence tomographic imaging and clinical diagnosis. *Medical Imaging Technology*, 17 :3–10. 25
- [**Taylor et al., 2008**] Taylor, R. H., Menciassi, A., Fichtinger, G., and Dario, P. (2008). Medical robotics and computer-integrated surgery. In *Springer handbook of robotics*, pages 1199–1222. Springer. xv, 37
- [**Tearney et al., 1997**] Tearney, G. J., Brezinski, M. E., Bouma, B. E., Boppart, S. A., Pitris, C., Southern, J. F., and Fujimoto, J. G. (1997). In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography. *Science*, 276(5321) :2037–2039. 26
- [**Tearney et al., 2003**] Tearney, G. J., Yabushita, H., Houser, S. L., Aretz, H. T., Jang, I.-K., Schlen-dorf, K. H., Kauffman, C. R., Shishkov, M., Halpern, E. F., and Bouma, B. E. (2003). Quan-tification of macrophage content in atherosclerotic plaques by optical coherence tomography. *Circulation*, 107(1) :113–119. 26
- [**Torrésani, 2012**] Torrésani, B. (2012). *Analyse continue par ondelettes*. EDP Sciences. 61
- [**Tortora et al., 2013**] Tortora, G., Salerno, M., Ranzani, T., Tognarelli, S., Dario, P., and Menciassi, A. (2013). A modular magnetic platform for natural orifice transluminal endoscopic surgery. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 6265–6268. IEEE. 33
- [**Troccaz, 2012**] Troccaz, J. (2012). *Robotique médicale*. Lavoisier. xiv, 29, 30, 37
- [**Tsai et al., 2014**] Tsai, T.-H., Fujimoto, J. G., and Mashimo, H. (2014). Endoscopic optical cohe-rence tomography for clinical gastroenterology. *diagnostics*, 4(2) :57–93. xiv, 27
- [**Tsuboi et al., 2005**] Tsuboi, M., Hayashi, A., Ikeda, N., Honda, H., Kato, Y., Ichinose, S., and Kato, H. (2005). Optical coherence tomography in the diagnosis of bronchial lesions. *Lung cancer*, 49(3) :387–394. 26
- [**Usevitch, 2001**] Usevitch, B. E. (2001). A tutorial on modern lossy wavelet image compression : foundations of jpeg 2000. *IEEE signal processing magazine*, 18(5) :22–35. 58
- [**Van der Jeught et al., 2012**] Van der Jeught, S., Buytaert, J. A., Bradu, A., Podoleanu, A. G., and Dirckx, J. J. (2012). Large-volume optical coherence tomography with real-time correction of geometric distortion artifacts. *arXiv :1212.1595*. 121
- [**van der Meer et al., 2005**] van der Meer, F. J., Faber, D. J., Sassoon, D. B., Aalders, M. C., Pas-terkamp, G., and van Leeuwen, T. G. (2005). Localized measurement of optical attenuation coefficients of atherosclerotic plaque constituents by quantitative optical coherence tomogra-phy. *IEEE transactions on medical imaging*, 24(10) :1369–1376. 26
- [**Vitrani et al., 2005**] Vitrani, M.-A., Morel, G., and Ortmaier, T. (2005). Automatic guidance of a surgical instrument with ultrasound based visual servoing. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 508–513. IEEE. 47
- [**Wang et al., 2013**] Wang, D., Liang, P., Samuelson, S., Jia, H., Ma, J., and Xie, H. (2013). Cor-rection of image distortions in endoscopic optical coherence tomography based on two-axis scanning mems mirrors. *Biomedical optics express*, 4(10) :2066–2077. xix, 121, 122

- [Wang and Van Dam, 2004] Wang, T. D. and Van Dam, J. (2004). Optical biopsy : a new frontier in endoscopic detection and diagnosis. *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, 2(9) :744–753. xiii, 13, 14, 16
- [Weber and Malik, 1995] Weber, J. and Malik, J. (1995). Robust computation of optical flow in a multi-scale differential framework. *International Journal of Computer Vision*, 14(1) :67–81. 89
- [Webster III et al., 2009] Webster III, R. J., Swensen, J. P., Romano, J. M., and Cowan, N. J. (2009). Closed-form differential kinematics for concentric-tube continuum robots with application to visual servoing. In *Experimental Robotics*, pages 485–494. Springer. 35
- [Westphal et al., 2002] Westphal, V., Rollins, A., Radhakrishnan, S., and Izatt, J. (2002). Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying fermat’s principle. *Optics Express*, 10(9) :397–404. xix, 121, 123
- [Wieser et al., 2010] Wieser, W., Biedermann, B. R., Klein, T., Eigenwillig, C. M., and Huber, R. (2010). Multi-megahertz oct : High quality 3d imaging at 20 million a-scans and 4.5 gvoxels per second. *Optics express*, 18(14) :14685–14704. 24
- [Wiskott, 1999] Wiskott, L. (1999). Segmentation from motion : Combining gabor-and mallat-wavelets to overcome the aperture and correspondence problems. *Pattern Recognition*, 32(10) :1751–1766. 56
- [Wolberg, 1990] Wolberg, G. (1990). *Digital image warping*, volume 10662. IEEE computer society press Los Alamitos, CA. 131
- [Xia et al., 2014] Xia, J., Yao, J., and Wang, L. V. (2014). Photoacoustic tomography : principles and advances. *Electromagnetic waves (Cambridge, Mass.)*, 147 :1. xiii, 17
- [Yabushita et al., 2002] Yabushita, H., Bouma, B. E., Houser, S. L., Aretz, H. T., Jang, I.-K., Schlendorf, K. H., Kauffman, C. R., Shishkov, M., Kang, D.-H., Halpern, E. F., et al. (2002). Characterization of human atherosclerosis by optical coherence tomography. *Circulation*, 106(13) :1640–1645. 26
- [Yazdanfar et al., 2000] Yazdanfar, S., Rollins, A. M., and Izatt, J. A. (2000). Imaging and velocimetry of the human retinal circulation with color doppler optical coherence tomography. *Optics letters*, 25(19) :1448–1450. 25
- [Zaret, 1997] Zaret, B. L. (1997). *The Patient’s Guide to Medical Tests*. Houghton Mifflin. 12
- [Zhang and Bao, 2002] Zhang, L. and Bao, P. (2002). Edge detection by scale multiplication in wavelet domain. *Pattern Recognition Letters*, 23(14) :1771–1784. xv, 58
- [Zhang et al., 2014] Zhang, Y., Pfeiffer, T., Weller, M., Wieser, W., Huber, R., Raczkowsky, J., Schipper, J., Wörn, H., and Klenzner, T. (2014). Optical coherence tomography guided laser cochleostomy : Towards the accuracy on tens of micrometer scale. *BioMed research international*, 2014. 37



## Résumé :

Les avancées technologiques ont ouvert la voie à des approches de biopsie optique innovantes. Elles permettent à l'inverse des méthodes physiques de profiter des avantages d'une procédure mini-invasive, temps réels et répétitive. Le système de tomographie par cohérence optique (OCT) (la technique de biopsie optique utilisée dans cette thèse) propose des approches qui naviguent dans le corps humain grâce à des sondes endoscopiques robotisées. Toutefois, leur contrôle une fois à l'intérieur du corps devient difficile, surtout si l'objectif est de suivre l'évolution d'une zone cible, en faisant un travail de repositionnement dans le temps. L'asservissement visuel est un outil de choix pour le contrôle et le positionnement directement par l'image. Néanmoins, la richesse des informations présentes dans les images autorisent l'utilisation de plusieurs types d'information visuelle. Dans ce contexte, nous proposons l'utilisation de primitives visuelles innovantes fondées sur les ondelettes. Ainsi, deux approches d'asservissements visuels fondées sur les ondelettes ont été développées. La première approche est un asservissement visuel 2D pose fondé sur les ondelettes spectrales continues qui assure une convergence sur un espace plus important avec une bonne robustesse au bruit et une commande découplée. La deuxième est un asservissement visuel 2D direct fondé sur les ondelettes multirésolution, principalement pour faire du positionnement aux petits déplacements. Par ailleurs, la deuxième méthode couvre les 6 DDL quand la première se limite aux 3 DDL dans les images CCD. De plus, ces deux approches ont prouvé leurs aptitudes à faire du positionnement des coupes OCT. Mais encore, nous avons proposé une méthode de positionnement partitionnée que nous pouvons qualifier d'hybride, car elle exploite deux modalités d'images (OCT - CCD) pour assurer un positionnement sur  $SE(3)$  d'un échantillon. De même, nous avons proposé une méthode d'étalonnage des images de coupe et de volume OCT, liée aux distorsions générées par le chemin optique parcouru par le faisceau laser OCT. Finalement, ces travaux ouvrent la voie vers des applications dans le positionnement des volumes OCT, la compensation de mouvement physiologique et le suivi d'outils par des images OCT.

**Mots-clés :** Asservissement visuel, ondelettes, tomographie par cohérence optique, biopsie optique, robotique médicale

## Abstract:

The technological advances have facilitated the optical biopsy approaches, unlike physical methods to take advantage of a minimally invasive, real time and repetitive procedure. The optical coherence tomography system is one of the optical biopsy techniques used in this thesis to prospect in the human body with robotized OCT endoscopic probes. Nevertheless, their control once inside the body becomes difficult, especially if the goal is following changes in the target area. The visual servoing is an ideal tool for the control and positioning of the robot. However, the amount of information present in the images allows the use of several types of visual features. In this thesis, we propose to use an innovative visual servoing feature based on wavelets. This representation developed as the evolution of the Fourier transform for non-stationary signals provides a time-frequency representation of the signal with a better extraction of the relevant information. Indeed, two visual servoing approaches based on wavelets were developed. The first approach is a 2D pose visual servoing based on spectral continuous wavelets, which ensures convergence over a larger area and decoupled control. The second is a direct 2D visual servoing based on multiresolution wavelets, mainly for small displacements positioning. However, the latter covers the 6 DOF when the previous one is limited to 3 DDL with a CCD camera. Both approaches have proven their ability to make the positioning of B-Scan OCT images. After that, we have proposed a method of partitioned positioning, that we can qualify by hybrid because it uses two image modalities to ensure  $SE(3)$  positioning of a sample. On the other side, we proposed a calibration method of B-Scan and 3D-Scan OCT images, due to the distortions generated by the optical path of the laser beam in OCT. Finally, these thesis is a beginning work for applications in positioning of 3D-Scan OCT, physiological motion compensation and monitoring tools by OCT images.

**Keywords:** Visual servoing, wavelets, optical coherence tomography, optical biopsy, medical robotics

The logo for the SPIM (École doctorale SPIM) features the letters 'S', 'P', 'I', and 'M' in a stylized, white, sans-serif font. The 'S' is the largest and most prominent, followed by 'P', 'I', and 'M' in descending order of size. The letters are set against a dark background.