



**HAL**  
open science

# Apport de la combinaison de méthodes de mesure de formes tridimensionnelles dans le contexte de l'endoscopie flexible

Yingfan Hou

► **To cite this version:**

Yingfan Hou. Apport de la combinaison de méthodes de mesure de formes tridimensionnelles dans le contexte de l'endoscopie flexible. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2016. Français. NNT : 2016COMP2255 . tel-01510417

**HAL Id: tel-01510417**

**<https://theses.hal.science/tel-01510417>**

Submitted on 19 Apr 2017

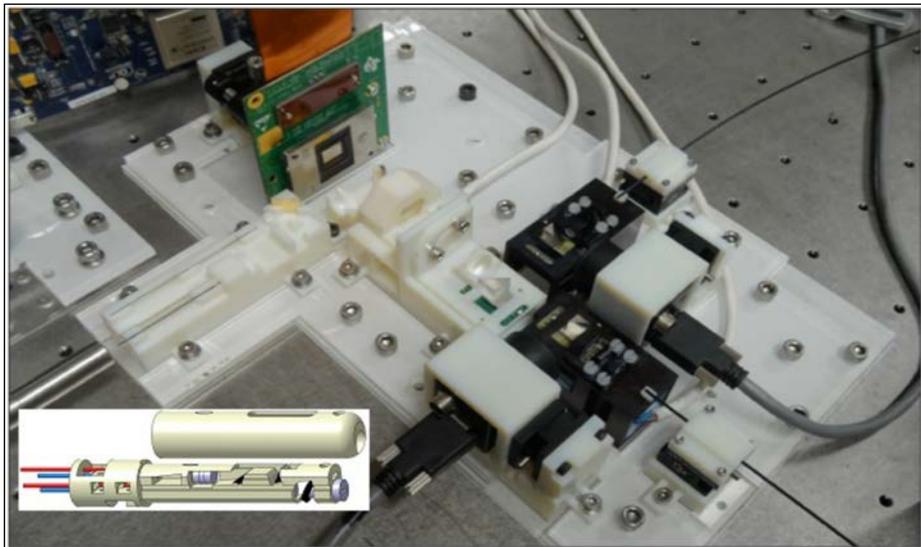
**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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.

Par Yingfan HOU

*Apport de la combinaison de méthodes de mesure de formes tridimensionnelles dans le contexte de l'endoscopie flexible*

Thèse présentée  
pour l'obtention du grade  
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 27 janvier 2016  
**Spécialité** : Mécanique Avancée

D2255

# Apport de la combinaison de méthodes de mesure de formes tridimensionnelles dans le contexte de l'endoscopie flexible

Par Yingfan HOU

Thèse présentée pour l'obtention du grade de Docteur de  
l'Université de Technologie de Compiègne

Spécialité : Mécanique Avancée

Soutenance le 27 janvier 2016 devant le jury composé de :

Jacques Lottin

Professeur à l'Université Savoie Mont Blanc, Polytech Annecy-Chambéry (Rapporteur)

Olivier Strauss

Maître de conférences HDR à l'Université de Montpellier II (Rapporteur)

El Mustapha Mouaddib

Professeur à l'Université de Picardie Jules Verne, Amiens (Examineur)

Laurent Petit

Maître de conférences à l'Université de Technologie de Compiègne (Examineur)

Tanneguy Redarce

Professeur à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon (Directeur de Thèse)

Frédéric Lamarque

Professeur à l'Université de Technologie de Compiègne (Directeur de Thèse)



# Résumé

Les techniques de reconstruction de formes tridimensionnelles sont très largement utilisées dans de nombreux domaines, et notamment dans le domaine industriel ou médical. Et dans ces domaines, les techniques de mesure sans contact sont particulièrement étudiées, principalement parce qu'elles permettent de ne pas détériorer l'objet mesuré. Ce travail de thèse se place donc dans ce contexte et plus particulièrement dans le cas des dispositifs endoscopiques de mesure tridimensionnelle de surface par moyen optique. Dans le domaine médical, ce type d'instrument peut être appliqué à la coloscopie 3D ou à la chirurgie mini-invasive pour la détection de forme en surface de tissus biologiques.

Dans cette thèse ce sont plus particulièrement les méthodes à base de stéréovision active ou passive, qui vont être étudiées et intégrées dans un dispositif miniaturisé. Différents modes de mesure vont être intégrés simultanément dans un unique instrument miniaturisé afin de permettre d'augmenter les performances de mesure : l'instrument peut adapter son principe de mesure à la texture de l'objet ou également à l'orientation des surfaces mesurées et plus généralement au contexte de la mesure. Ce travail de thèse est donc basé sur une étude algorithmique et instrumentale d'intégration de ces différents modes de mesure dans un unique instrument endoscopique miniaturisé.

L'étude des modes de mesure par stéréovision a été réalisée en trois phases. Tout d'abord, c'est l'influence de l'orientation de la surface des objets mesurés dans un cas de stéréovision active qui est analysé. Puis une technique de basculement entre les voies de projection et d'acquisition du système de stéréovision active par actionnement bistable est proposé, ce qui permet d'adapter la mesure à l'orientation des surfaces à mesurer. Enfin, l'étude est orientée vers la possibilité de basculer d'un mode de stéréovision active vers un mode de stéréovision passive, toujours par actionnement bistable, le mode de stéréovision passive étant particulièrement adapté aux objets fortement texturés. Ainsi, trois modes de mesure sont réalisés dans ce nouveau système : deux modes de stéréovision active (avec inversion des voies de capture et de projection) et un mode de stéréovision passive.

Pour réaliser la reconstruction tridimensionnelle, deux méthodes actives (par décalage de phase et par transformation de Fourier) et une méthode passive sont étudiées. Différentes performances de mesure sont obtenues selon les méthodes sélectionnées : un résultat de mesure plus précis est obtenu par les méthodes à décalage de phase, une vitesse de mesure plus élevée est obtenu par les méthodes à transformée de Fourier ou par les méthodes passives.

Le développement instrumental est également décrit dans cette thèse. Après modélisation optique et conception mécanique du système de mesure, un prototype de l'instrument endoscopique est fabriqué avec divers équipements spécifiques, tels qu'un DMD (Digital Micromirror Device), des guides d'images et des actionneurs électromagnétiques bistables.

La validation expérimentale de la mesure tridimensionnelle est réalisée essentiellement sur objets mécaniques (du type mesure de détails sur pièce de monnaie), les deux méthodes actives et la méthode passives sont ainsi testées et confrontées. Enfin, une mesure sur un colon artificiel est réalisée par ce système pour se placer dans un contexte applicatif médical.

**Mots clés :**

Mesure par stéréovision active et passive, profilométrie à décalage de phase, profilométrie par transformation de Fourier, guide d'images, digital micro-mirror device (DMD), actionnement électromagnétique bistable, endoscopie flexible.

# Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu mes directeurs de thèse, Messieurs Tanneguy Redarce et Frédéric Lamarque, pour tous leurs conseils, pour la confiance qu'ils m'ont accordée et pour tout ce qu'ils m'ont apporté au cours de ces trois années.

Je remercie Messieurs Jacques Lottin et Olivier Strauss pour l'intérêt qu'ils ont manifesté pour mon travail en acceptant d'être rapporteurs de mon manuscrit, et Messieurs Laurent Petit et Mustapha El Mouaddib pour accepter d'être examinateur de ce même travail.

J'adresse mes remerciements chaleureux particulièrement à Monsieur Erwan Dupont pour sa contribution, son aide ainsi que pour les nombreuses discussions que nous avons eues ensemble.

Je remercie également à Monsieur Hani Al Hajjar pour l'étude d'optimisation du système optique et Monsieur Muneeb Ullah Khan pour son aide dans les montages expérimentaux.

J'adresse un grand merci à Messieurs Jean-Marc Roelandt et Jérôme Favergeon, directeurs du Laboratoire Roberval, pour m'avoir successivement accueilli dans le laboratoire.

J'adresse un grand merci à l'ensemble des personnes du département Génie des Systèmes Mécaniques, aussi bien les enseignants que le personnel administratif, avec lesquelles j'ai pris beaucoup de plaisir à partager ces trois années.

Merci à tous mes collègues "thésards" : Xingxing Liu, Jing Xu, Zeina Rawashdeh, Neha Arora, Zineb Yanha, The-Anh-Tuan Dang, etc...

Je remercie également ma famille de m'avoir soutenu et encouragé, en particulier mes parents et mon frère.

Pour finir, un grand merci à ma copine Diwen pour son soutien et son aide mais aussi pour avoir m'encouragé à finir ma thèse.



# Table des matières

<b>Résumé</b>	<b>i</b>
<b>Remerciements</b>	<b>iii</b>
<b>Table des matières</b>	<b>viii</b>
<b>Table des figures</b>	<b>xii</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>xiii</b>
<b>Notations</b>	<b>xv</b>
<b>Introduction générale</b>	<b>xvii</b>
<b>1 État de l’art des méthodes optiques et des instruments endoscopiques de mesure 3D, application au domaine médical</b>	<b>1</b>
1.1 Méthodes de mesure optique pour la microscopie 3D . . . . .	4
1.1.1 Introduction . . . . .	4
1.1.2 Interférométrie . . . . .	5
1.1.3 Microscopie confocale . . . . .	6
1.1.4 Méthode basée sur la projection de lumière structurée . . . . .	8
1.1.5 Méthodes alternatives et bilan . . . . .	9
1.2 Méthodes de mesure optique pour la macroscopie 3D . . . . .	10
1.2.1 Introduction . . . . .	10
1.2.2 Contexte médical de la mesure macroscopique de surfaces 3D . . . . .	11
1.2.3 Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision active . . . . .	13
1.2.3.1 Stéréovision active avec projection d’une seule image . . . . .	14
1.2.3.2 Stéréovision active avec projection successive de plusieurs images . . . . .	19
1.2.4 Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision passive . . . . .	22
1.2.5 Méthodes de mesure 3D basées sur l’utilisation d’une unique caméra, donc monoculaires . . . . .	24
1.2.5.1 Mesure de forme à partir de l’ombrage (SFS - Shape from Shading)	25
1.2.5.2 Mesure de forme à partir de la focalisation (SFF - Shape from Focus) ou de la défocalisation (SFD - Shape from Defocus) . . . . .	26

1.2.5.3	Mesure de forme à partir du mouvement (SFM - Shape from Motion) . . . . .	26
1.2.5.4	Mesure de forme par localisation et cartographie simultanées (SLAM - Simultaneous Localization And Mapping) . . . . .	28
1.2.6	Méthodes à temps de vol (TOF - Time of Flight) . . . . .	29
1.2.7	Bilan de ces méthodes optiques de mesurer la forme tridimensionnelle . . .	30
1.3	Instruments endoscopiques médicaux pour la mesure tridimensionnelle . . . . .	33
1.3.1	Introduction . . . . .	33
1.3.2	Systèmes basés sur la méthode de stéréovision active . . . . .	33
1.3.2.1	Systèmes de stéréovision active avec projection d'une seule image	33
1.3.2.2	Systèmes de stéréovision active basés sur le décalage de phase . .	37
1.3.2.3	Autres systèmes de stéréovision active . . . . .	38
1.3.3	Systèmes basés sur la méthode de stéréovision passive . . . . .	39
1.3.3.1	Système de stéréovision passive à deux caméras . . . . .	40
1.3.3.2	Système de stéréovision passive à une caméra . . . . .	42
1.3.4	Systèmes passifs monoculaires basés sur les méthodes SFX (SFS, SFF...) . .	43
1.3.4.1	Systèmes avec méthode SFS . . . . .	43
1.3.4.2	Systèmes avec méthode SFF . . . . .	45
1.3.5	Systèmes de type capsule . . . . .	46
1.3.6	Synthèse des systèmes endoscopiques tridimensionnels . . . . .	48
1.4	Bilan . . . . .	48
<b>2</b>	<b>Étude du basculement de modes pour la reconstruction tridimensionnelle</b>	<b>51</b>
2.1	Introduction . . . . .	51
2.2	Basculement entre les deux modes de stéréovision active . . . . .	55
2.2.1	Description de l'architecture générique du système de stéréovision active . .	56
2.2.2	Maximisation de la densité des nuages de points acquis . . . . .	57
2.2.3	Détection optimale du motif projeté . . . . .	58
2.2.3.1	Influence de l'orientation de la surface de l'objet sur la fréquence du motif acquis . . . . .	58
2.2.3.2	Détection du contraste du motif acquis en fonction de sa fréquence	61
2.2.3.3	Détection du contraste du motif acquis en fonction de l'orientation de l'objet . . . . .	63
2.2.4	Maximisation de la résolution latérale dans les images acquises . . . . .	64

---

2.3	Exemple de reconstruction d'un objet cylindrique . . . . .	66
2.4	Intérêt de l'ajout du mode de stéréovision passive dans le système à modes actifs . . . . .	68
2.5	Bilan . . . . .	69
<b>3</b>	<b>Principes de reconstruction tridimensionnelle par stéréovision pour l'instrument endoscopique</b>	<b>71</b>
3.1	Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision active . . . . .	72
3.1.1	Etalonnage du système de stéréovision active . . . . .	72
3.1.2	Méthode à décalage de phase pour la stéréovision active . . . . .	73
3.1.3	Méthode de Transformation de Fourier pour la stéréovision active . . . . .	75
3.2	Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision passive . . . . .	79
3.2.1	Principe de la stéréovision passive . . . . .	79
3.2.1.1	Modèle sténopé pour une caméra avec correction des distorsions . . . . .	80
3.2.1.2	Modèle à deux caméras pour la stéréovision passive . . . . .	82
3.2.2	Etalonnage en stéréovision passive pour l'instrument endoscopique . . . . .	87
3.2.3	Proposition d'adaptation de la méthode d'étalonnage . . . . .	93
3.3	Bilan . . . . .	99
<b>4</b>	<b>Modélisation et conception du système pour les mesures actives et passives</b>	<b>101</b>
4.1	Introduction des équipements du système . . . . .	102
4.1.1	DMD (Digital Micromirror Device) . . . . .	102
4.1.2	Guide d'images . . . . .	104
4.1.3	Actionneurs . . . . .	105
4.2	Modélisation optique du système de mesure . . . . .	109
4.2.1	La partie de contrôle . . . . .	110
4.2.1.1	La voie d'acquisition . . . . .	111
4.2.1.2	La voie de projection . . . . .	114
4.2.1.3	La voie d'éclairage du DMD . . . . .	116
4.2.2	La partie de mesure . . . . .	118
4.3	Modélisation CAO et conception du prototype . . . . .	120
4.3.1	Le boîtier de commande . . . . .	121
4.3.1.1	Le bloc d'éclairage du DMD . . . . .	123
4.3.1.2	Le bloc 3 . . . . .	125
4.3.1.3	Les blocs 1 et 2 . . . . .	126
4.3.2	La sonde distale . . . . .	127

---

4.4	Bilan . . . . .	129
<b>5</b>	<b>Validation expérimentale du système</b>	<b>131</b>
5.1	Résultat de mesures expérimentales par utilisation des méthodes de stéréovision actives . . . . .	132
5.1.1	Mesure par méthode de décalage de phase . . . . .	132
5.1.2	Mesure par méthode FTP . . . . .	133
5.1.3	Comparaison entre la méthode de décalage de phase et la méthode FTP . . . . .	136
5.2	Basculement entre les deux modes actifs (décalage de phase) . . . . .	137
5.3	Résultat expérimentaux pour la méthode de stéréovision passive . . . . .	143
5.4	Application du système de mesure au cas du côlon artificiel . . . . .	150
5.5	Bilan . . . . .	152
<b>6</b>	<b>Conclusion générale et perspectives</b>	<b>155</b>
6.1	Bilan du travail réalisé . . . . .	155
6.2	Perspectives . . . . .	158
6.2.1	Perspective instrumentale - première amélioration . . . . .	158
6.2.2	Perspective instrumentale - deuxième amélioration . . . . .	158
6.2.3	Perspective algorithmique . . . . .	159
	<b>Publications</b>	<b>161</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>163</b>

# Table des figures

1.1	Classement des méthodes de mesure tridimensionnelles. . . . .	3
1.2	Les machines à mesurer tridimensionnelles. . . . .	5
1.3	La microscopie 3D par interférométrie. . . . .	6
1.4	La microscopie confocale 3D. . . . .	7
1.5	La microscopie 3D par lumière structurée. . . . .	8
1.6	Exemples médicaux de mesure optique par endoscopie. . . . .	11
1.7	Contraintes pour la mesure endoscopique ou coloscopique. . . . .	12
1.8	Mesure 3D en stéréovision active. . . . .	13
1.9	Exemple de mesure par la méthode FTP [Li 2010]. . . . .	15
1.10	Exemples d'images en niveaux de gris composées de multiples motifs. . . . .	16
1.11	Exemples d'images en couleur composée de multiples motifs. . . . .	17
1.12	Méthode de mesure avec une image en couleur proposée dans [Chen 2007a]. . . . .	18
1.13	Méthodes avec projection de deux images distinctes. . . . .	19
1.14	Exemple de méthodes avec projection de trois images. . . . .	20
1.15	Exemple de codage en code Gray et en code binaire. . . . .	22
1.16	Méthode de mesure en stéréovision passive. . . . .	23
1.17	Mesure de forme à partir du mouvement. . . . .	27
1.18	Système de stéréovision active avec projection d'une seule image dans [Schmalz 2012].	34
1.19	Système de stéréovision active avec projection d'une seule image dans [Albitar 2007] et [Maurice 2012] . . . . .	36
1.20	Système de stéréovision active par le décalage de phase dans [Cui 2013] et [Kagawa 2009]. . . . .	37
1.21	Système de stéréovision active dans [Hasegawa 2002], [Penne 2009] et [Ayoub 2011].	39
1.22	Système de stéréovision passive à deux caméras dans [Yao 2002], [Richa 2011] et [Rajesh 2007]. . . . .	40
1.23	Système de stéréovision passive à une caméra dans [Bae 2012]. . . . .	42
1.24	Système avec méthode SFS dans [Wu 2010]. . . . .	44
1.25	Système avec méthode SFF dans [Tsai 2010]. . . . .	45
1.26	Tableau comparatif ([Valdastri 2012]) des endoscopes à capsules sans fil (WCE) disponibles dans le commerce. . . . .	47

2.1	Description de la mesure 3D pour un endoscope dédié à la MIS (Minimally Invasive Surgery). . . . .	52
2.2	Trois niveaux de surface cylindrique pour différentes qualités de reconstruction. . .	53
2.3	Structure de système de mesure proposée dans cette thèse. . . . .	55
2.4	Système générique de mesure de stéréovision active. . . . .	56
2.5	Description de l'orientation de la surface de l'objet pour la voie d'acquisition. . . .	57
2.6	Relation entre l'orientation ( $\alpha$ ) et le petit détail $\Delta d_o$ sur la surface. . . . .	58
2.7	Description d'un système de mesure de stéréovision active avec trois rotations de l'objet. . . . .	59
2.8	Zoom sur l'objet pour le cas de la figure 2.7(a). . . . .	59
2.9	Relation entre la fréquence $f_c$ et l'angle de rotation $\alpha$ . . . . .	61
2.10	Exemple d'application de la MTF pour un système optique simple. . . . .	62
2.11	La MTF pour la voie d'acquisition de système dans 2.7(a). . . . .	63
2.12	Fréquence ( $f_c$ ) et contraste du motif en fonction de l'orientation ( $\alpha$ ) du plan. . . .	64
2.13	Voie d'acquisition d'un système de stéréovision active. . . . .	65
2.14	Résolution latérale $R_{olim}$ et contraste du motif en fonction de l'orientation $\alpha$ de l'objet. . . . .	65
2.15	Simulation de mesure de stéréovision active dans un objet cylindrique. . . . .	66
2.16	Simulation de mesure avec deux modes de stéréovision active dans un objet cylindrique. . . . .	67
3.1	Les trois repères et les deux étapes pour l'étalonnage de système stéréovision active. . .	73
3.2	Motifs utilisés lors de la projection. . . . .	74
3.3	Méthode de transformation de Fourier pour la stéréovision active. . . . .	76
3.4	Modèle sténopé pour une caméra et pour le système de stéréovision passive. . . . .	80
3.5	Matrice de passage et géométrie épipolaire entre les deux caméras du système de stéréovision passive. . . . .	83
3.6	Système de stéréovision passive avec deux caméras rectifiées. . . . .	86
3.7	Mire de calibrage. . . . .	89
3.8	Exemple d'application du filtrage de Canny pour détecter les contours et de la transformée de Hough pour détecter les centres de cercle. . . . .	90
3.9	Processus et le résultat de détection des points de la mire. . . . .	91
3.10	La mire de calibrage est mesurée pour 80 positions successives pour une profondeur de 1 mm. . . . .	92

---

3.11	Etalonnage pour le système de stéréovision passive. . . . .	93
3.12	Correspondance entre le repère d'image et le repère de mire ( $X, Y$ ) pour 16 positions de mire. . . . .	94
3.13	Recherche de lignes épipolaires correspondantes dans les deux images correspondant.	96
3.14	Utilisation des lignes épipolaires pour effectuer la rectification entre les deux images.	98
4.1	Structure du DMD (photos viennent des indications de Texas Instruments). . . . .	103
4.2	Structure du guide d'images (photos viennent des indication de Fujikura). . . . .	104
4.3	Schéma de l'actionneur numérique bistable. . . . .	107
4.4	Résultat de simulation de l'actionneur. . . . .	108
4.5	Schéma de principe du dispositif de mesure à deux guides d'images avec trois modes de fonctionnement. . . . .	110
4.6	Architecture schématique de la voie d'acquisition et sens du flux optique. . . . .	111
4.7	Schéma de la voie d'acquisition dans la partie de contrôle. . . . .	112
4.8	Analyses des taches générées à la surface de CCD. . . . .	113
4.9	Architecture schématique de la voie de projection et sens du flux optique. . . . .	114
4.10	Deux types de schéma optique pour la voie de projection dans la partie de contrôle.	115
4.11	Analyses des taches générées à la surface de guide d'images. . . . .	116
4.12	Schéma de positionnement pour la source de lumière. . . . .	117
4.13	Schéma de la voie d'éclairage du DMD. . . . .	117
4.14	Schéma optique de la partie de mesure. . . . .	118
4.15	Schémas optiques pour les trois modes de mesure de notre système. . . . .	119
4.16	Architecture du système mécanique pour les trois modes de mesure. . . . .	121
4.17	Modèle CAO du boîtier de commande. . . . .	122
4.18	Schéma du bloc optique d'éclairage. . . . .	123
4.19	Diffraction du DMD. . . . .	124
4.20	Montage expérimental pour l'éclairage du DMD lors de son utilisation. . . . .	125
4.21	Schéma du bloc 3. . . . .	125
4.22	Schéma du bloc 1 (ou 2). . . . .	126
4.23	Schéma de la sonde de mesure. . . . .	127
4.24	Prototype de la sonde de mesure. . . . .	128
5.1	Résultat de mesure avec la méthode à décalage de phase. . . . .	132
5.2	Résultat de mesure avec la méthode FTP. . . . .	134
5.3	Motifs avec différentes largeur de lignes utilisés dans la méthode FTP. . . . .	135

---

5.4	Objet reconstruit (mode 1) par la méthode à décalage de phase et la méthode FTP.	136
5.5	Résultats de mesure pour deux modes avec la méthode à décalage de phase. . . . .	138
5.6	Processus de calcul du contraste pour un pixel d'image $(x, y)$ . . . . .	139
5.7	Résultats de la reconstruction par analyse de la résolution latérale et le contraste d'image pour les deux modes. . . . .	141
5.8	Procédé de traitement pour combiner les deux résultats de mesure. . . . .	142
5.9	Combinaison de deux résultats de mesure pour générer un objet reconstruit plus précis. . . . .	143
5.10	Utilisation de deux images rectifiées pour calculer la disparité. . . . .	146
5.11	Processus de génération du nuage de points pour l'objet reconstruit par la carte de disparité. . . . .	147
5.12	Comparaison des trois modes de mesure du système. . . . .	149
5.13	Processus de reconstruction 3D d'un côlon artificiel issue d'une mesure active avec la méthode "Gray Code". . . . .	150
5.14	Reconstruction d'une portion du côlon artificiel par la fusion de quinze surfaces élémentaires mesurées. . . . .	151
6.1	Schéma de principe d'une nouvelle sonde de mesure. . . . .	158
6.2	Modification du bloc 3 dans le boîtier de commande optique pour utiliser l'éclairage laser. . . . .	159

# Liste des tableaux

1.1 Performances de mesure pour les différentes méthodes de microscopie 3D selon le type de surface à mesurer. D'après [Tiziani 1994] et [Knauer 2006]. . . . .	10
1.2 Comparaison entre les différentes méthodes de mesure de formes tridimensionnelles.	32
1.3 Synthèse des caractéristiques d'un système endoscopique à stéréovision active [Schmalz 2012]. . . . .	35
1.4 Synthèse des caractéristiques d'un laparoscope à stéréovision active [Albitar 2007] [Maurice 2011a] [Maurice 2011b] [Maurice 2012]. . . . .	36
1.5 Synthèse des caractéristiques du système de stéréovision active pour la mesure de dents [Cui 2013] [Cui 2012]. . . . .	38
1.6 Synthèse des caractéristiques du système endoscopique de stéréovision passive proposé dans [Yao 2002]. . . . .	41
1.7 Synthèse des caractéristiques du système monoculaire de stéréovision passive proposé dans [Bae 2012]. . . . .	43
1.8 Synthèse des caractéristiques de l'endoscope permettant de mesurer la surface des os avec une méthode SFS [Wu 2010]. . . . .	44
1.9 Synthèse des caractéristiques d'un système laparoscopique équipé d'une lentille fluide [Tsai 2010]. . . . .	46
1.10 Synthèse des caractéristiques d'un système monoculaire à capsule [Valdastrri 2012].	47
1.11 Synthèse des caractéristiques des systèmes de mesure précédents. . . . .	49
4.1 Caractéristiques des dioptries sphériques pour les lentilles achromates sélectionnées dans les interfaces optiques 1 et 2. . . . .	111
4.2 Caractéristiques des dioptries sphériques pour les lentilles sélectionnées pour l'interface optique 3. . . . .	115



# Notations

3D	Three-Dimension
CMM	Coordinate Measuring Machining
CT	Computed Tomography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
SEM	Scanning Electron Microscopy
AFM	Atomic Force Microscope
MIS	Minimally Invasive Surgery
SIM	Structured Imaging Microscopy
SNR	Signal-to-Noise Ratio
DMD	Digital Micromirror Device
CCD	Charge-Coupled Device
CCM	Chromatic Confocal Microscopy
CCSI	Chromatic Confocal Spectral Interferometry
PEM	Patterned Excitation Microscopy
SSIM	Saturated Structured Illumination Microscopy
ODM	Optical Diffraction Microscopy
NSOM	Near-field Scanning Optical Microscope
MEMS	Micro-Electro-Mechanical System
NEMS	Nano-Electro-Mechanical System
SLIM	Spatial Light Interference Microscopy
WDT	White-light Diffraction Tomography
OCT	Optical Coherence Tomography
FTP	Fourier Transform Profilometry
PSP	Phase Stepping Profilometry
SFP	Spatial Filtering Profilometry
WFT	Windowed Fourier Transform
WT	Wavelet Transform
PMP	Phase Measuring Profilometry
<i>fps</i>	frames per second
TOF	Time-of-Flight
SFS	Shape-From-Shading

---

SFF	Shape-From-Focusing
SFD	Shape-From-Defocusing
SFM	Shape-From-Motion
SLAM	Simultaneous Localization And Mapping
LCoS	Liquid Crystal on Silicon
<i>lux</i>	flux lumineux reçu par unité de surface
CMBF	Complementary Multi-Bandpass Filter
WCE	Wireless Capsule Endoscopy
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
LED	Light-Emitting Diode
DLP®	Digital Light Processing
MPM	Mobile Permanent Magnet
FPM	Fixed Permanent Magnet
SAD	Sum of Absolute Differences
SSD	Sum of Squared Differences
NCC	Normalized Cross Correlation
MRF	Markov Random Fields
MTF	Modulation Transfer Function

# Introduction générale

La reconstruction de formes tridimensionnelles d'objets est une technique très largement étudiée dans de nombreux domaines, et notamment dans le domaine médical ou industriel. De nombreuses méthodes existent maintenant en milieu médical pour réaliser une mesure tridimensionnelle dans le volume de l'objet biologique, telles que la tomographie en cohérence optique, l'imagerie à résonance magnétique, l'échographie à ultrasons, etc... Ces méthodes peuvent faciliter le diagnostic puis l'intervention du chirurgien. Cependant, pour la mesure surfacique en milieu médical, les méthodes tridimensionnelles sont encore peu appliquées, par exemple elles sont très peu intégrées dans des instruments coloscopiques commerciaux. Pourtant l'information tridimensionnelle en surface du tissu biologique serait un apport au diagnostic. En coloscopie, la qualité de visualisation du côlon par le praticien est primordiale pour la prévention du développement de lésions tumorales. Si ces lésions peuvent être détectées dans les premières phases de développement asymptomatique et extraites lors de ces phases, les chances de guérison sont augmentées de 90% [Valdastri 2012]. Même si les images haute définition sont confortables pour le praticien, leur utilisation n'est pas toujours suffisante pour l'amélioration du diagnostic parce que la détection de déformations, provoquées par des polypes par exemple, ne sont pas toujours détectables sur les images bidimensionnelles. En utilisant l'information tridimensionnelle surfacique, le diagnostic pourrait être amélioré grâce à l'extraction de résultats complémentaires aux mesures bidimensionnelles.

Concernant le milieu industriel, la mesure tridimensionnelle des surfaces déformées est également largement utilisée, notamment pour contrôler la qualité de la fabrication ou pour extraire les propriétés géométriques de pièces mécaniques. Les machines à mesurer tridimensionnelles (MMT) traditionnelles permettent de mesurer la forme 3D de pièces mécaniques. La mesure peut être à contact ou sans contact dans ces machines selon la tête de mesure qui y est intégrée. La mesure sans contact est plus attractive grâce à la possibilité de faire un contrôle non destructif. Cependant, l'encombrement de la MMT restant un inconvénient par rapport à la dimension de l'objet à mesurer, notamment pour des objets de dimension millimétrique ou micrométrique. Dans ce cas, les micro-machines à mesurer tridimensionnelle ( $\mu$ MMT) [Kao 2013] sont proposées avec une conception miniaturisée de la tête de mesure permettant d'adapter l'instrument aux dimensions de l'objet à mesurer.

Le travail de cette thèse se place dans ce double contexte, médical (lié à la mesure coloscopique en 3D) et industriel (lié à la miniaturisation et la flexibilité de l'instrument de mesure).

Ces contextes génèrent la première problématique liée aux choix de méthodes de reconstruction tridimensionnelle pour donner des résultats plus rapidement et/ou plus précisément, selon ce qui est exigé pour une mesure médicale. La deuxième problématique est liée à la conception optique et mécanique adaptée d'un instrument de mesure ayant des performances métrologiques maîtrisées, malgré une miniaturisation instrumentale. Le contexte étant centré sur la mesure "surfacique" 3D, l'influence des propriétés de cette surface doit également être considérée, notamment sa texture et son orientation, ce qui constitue une troisième problématique.

Ce document est organisé en cinq chapitres et une conclusion. Le chapitre 1 présente l'état de l'art des méthodes optiques de mesure 3D. Trois angles d'approche seront privilégiés : étude de la microscopie 3D, étude de la mesure de formes 3D à l'échelle macroscopique (ou macroscopie 3D) et enfin étude de différents instruments compacts et endoscopiques pour la mesure 3D. Ces 3 approches permettront d'identifier la méthode de mesure appropriée et de déterminer les caractéristiques instrumentales d'un dispositif de mesure adapté au contexte de l'étude.

Le chapitre 2 propose une direction d'étude dans le sens de l'amélioration des performances de la mesure tridimensionnelle. La problématique consiste à déterminer comment concevoir un système original ayant la capacité de basculer selon des modes de mesure 3D complémentaires. Cette combinaison de différents modes permettra notamment d'adapter la configuration de l'instrument à l'orientation de la surface mesurée. Elle permettra également d'adapter la mesure à son contexte.

Dans le chapitre 3, les méthodes de reconstruction et algorithmes associés sont étudiées. Deux méthodes principales sont présentées : la stéréovision active, qui utilise une caméra et un projecteur pour projeter les motifs structurés, et la stéréovision passive, qui utilise deux caméras. Pour répondre à une demande de mesure précise ou rapide, des algorithmes adaptés à ces méthodes seront présentés. Une méthode d'étalonnage pour le mode passif est également détaillée permettant d'adapter l'étalonnage au système de mesure.

Le chapitre 4 est centré sur la conception et la caractérisation du système de mesure ainsi que sa fonction de basculement. Le chapitre se décompose en trois parties : description des éléments instrumentaux, analyse optique puis analyse mécanique du système de mesure. Les objectifs de conception de ce système, tels que la miniaturisation et la flexibilité, sont réalisés grâce à la conception d'une sonde de mesure compacte, connectée à un boîtier de contrôle par l'intermédiaire de deux guides d'images. L'intégration d'actionneur bistable permet la réalisation du basculement entre les 3 modes de mesure 3D de façon dynamique. La fabrication d'un prototype intégrant ces fonctionnalités est présentée en fin de ce chapitre.

Le chapitre 5 est consacré aux mesures expérimentales selon les méthodes décrites dans le

chapitre 3. Les performances des différentes méthodes de mesure 3D sont validées par des tests sur un objet mécanique (une pièce de monnaie) et sur un objet biologique (côlon artificiel, matière plastique). La comparaison des différentes méthodes de mesure permet de sélectionner la méthode la plus adaptée au contexte. En utilisant un critère de contraste d'image, les résultats de mesure provenant des différents modes peuvent être combinés pour générer un résultat plus précis.

C'est donc une étude algorithmique, instrumentale et optique permettant de répondre à la problématique d'une mesure tridimensionnelle surfacique qui est proposée dans ce travail de thèse. Après la conclusion, les perspectives seront l'occasion de proposer de nouvelles directions d'étude.



# État de l'art des méthodes optiques et des instruments endoscopiques de mesure 3D, application au domaine médical

---

## Sommaire

---

<b>1.1</b>	<b>Méthodes de mesure optique pour la microscopie 3D</b> . . . . .	<b>4</b>
1.1.1	Introduction . . . . .	4
1.1.2	Interférométrie . . . . .	5
1.1.3	Microscopie confocale . . . . .	6
1.1.4	Méthode basée sur la projection de lumière structurée . . . . .	8
1.1.5	Méthodes alternatives et bilan . . . . .	9
<b>1.2</b>	<b>Méthodes de mesure optique pour la macroscopie 3D</b> . . . . .	<b>10</b>
1.2.1	Introduction . . . . .	10
1.2.2	Contexte médical de la mesure macroscopique de surfaces 3D . . . . .	11
1.2.3	Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision active . . . . .	13
1.2.4	Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision passive . . . . .	22
1.2.5	Méthodes de mesure 3D basées sur l'utilisation d'une unique caméra, donc monoculaires . . . . .	24
1.2.6	Méthodes à temps de vol (TOF - Time of Flight) . . . . .	29
1.2.7	Bilan de ces méthodes optiques de mesurer la forme tridimensionnelle . . . . .	30
<b>1.3</b>	<b>Instruments endoscopiques médicaux pour la mesure tridimensionnelle</b> .	<b>33</b>
1.3.1	Introduction . . . . .	33
1.3.2	Systèmes basés sur la méthode de stéréovision active . . . . .	33
1.3.3	Systèmes basés sur la méthode de stéréovision passive . . . . .	39
1.3.4	Systèmes passifs monoculaires basés sur les méthodes SFX (SFS, SFF...) . . . . .	43

1.3.5	Systèmes de type capsule . . . . .	46
1.3.6	Synthèse des systèmes endoscopiques tridimensionnels . . . . .	48
<b>1.4</b>	<b>Bilan . . . . .</b>	<b>48</b>

---

Le travail présenté dans cette thèse traite, dans un premier temps, des méthodes de la mesure tridimensionnelle de surfaces par moyen optique, dans un second temps, de la conception d’une sonde de mesure miniaturisée pour de la mesure tridimensionnelle et, dans un troisième temps, de l’application des méthodes de mesure sur la sonde fabriquée et de la vérification expérimentale de ses performances. Afin de cerner les problématique et les solutions liées à la mesure optique tridimensionnelle et à la miniaturisation des systèmes de mesure, ce premier chapitre en dresse un état de l’art.

Lors de ces dernières décennies, de nombreuses méthodes de mesure de formes tridimensionnelles ont fait l’objet d’études détaillées. Les méthodes de mesure doivent être sélectionnées avec minutie selon les conditions expérimentales de mesure. La microscopie 3D correspond à des mesure de surface avec une résolution inférieure au micromètre. La macroscopie 3D correspond à des mesures de formes millimétriques et au-delà. Les différentes techniques de mesure optique peuvent se classer dans l’une de ces deux catégories selon leur résolution de mesure. Une étude spécifique doit être menée en fonction de la surface mesurée et des conditions de la mesure. Un classement plus général est présenté en figure 1.1.

La mesure tridimensionnelle peut être utilisée dans le cadre industriel, pour l’inspection de pièces mécaniques par exemple. Elle est également applicable au domaine médical pour l’inspection de la surface d’organes, par exemple pour la détection de tumeurs lors d’un diagnostic gastro-intestinal. Ce contexte de mesure médical va être étudié et détaillé dans cette thèse, avec comme application l’endoscopie ou la coloscopie.

La miniaturisation est également une contrainte forte de cette thèse. On retrouve cette contrainte en milieu médical, notamment dans les applications de coloscopie et pour la chirurgie mini-invasive (MIS). Dans ce cas, Les dispositifs de mesure doivent être miniaturisés pour permettre une insertion aisée dans le corps du patient et ainsi alléger le traumatisme de l’opération. Plus le dispositif sera miniaturisé, plus rapide sera le temps de récupération pour le patient et plus la durée d’hospitalisation sera réduite. Étudier des systèmes de mesures coloscopiques existants permettra d’appréhender en détail cette technique et aidera à fixer des choix lors de l’étude d’un nouveau dispositif de coloscopie appliqué à la mesure optique de surface 3D.

Les méthodes de mesure en tridimensionnelles sont nombreuses et varient selon leur principe de fonctionnement. On peut classer ces méthodes de mesure selon divers critères. Un premier

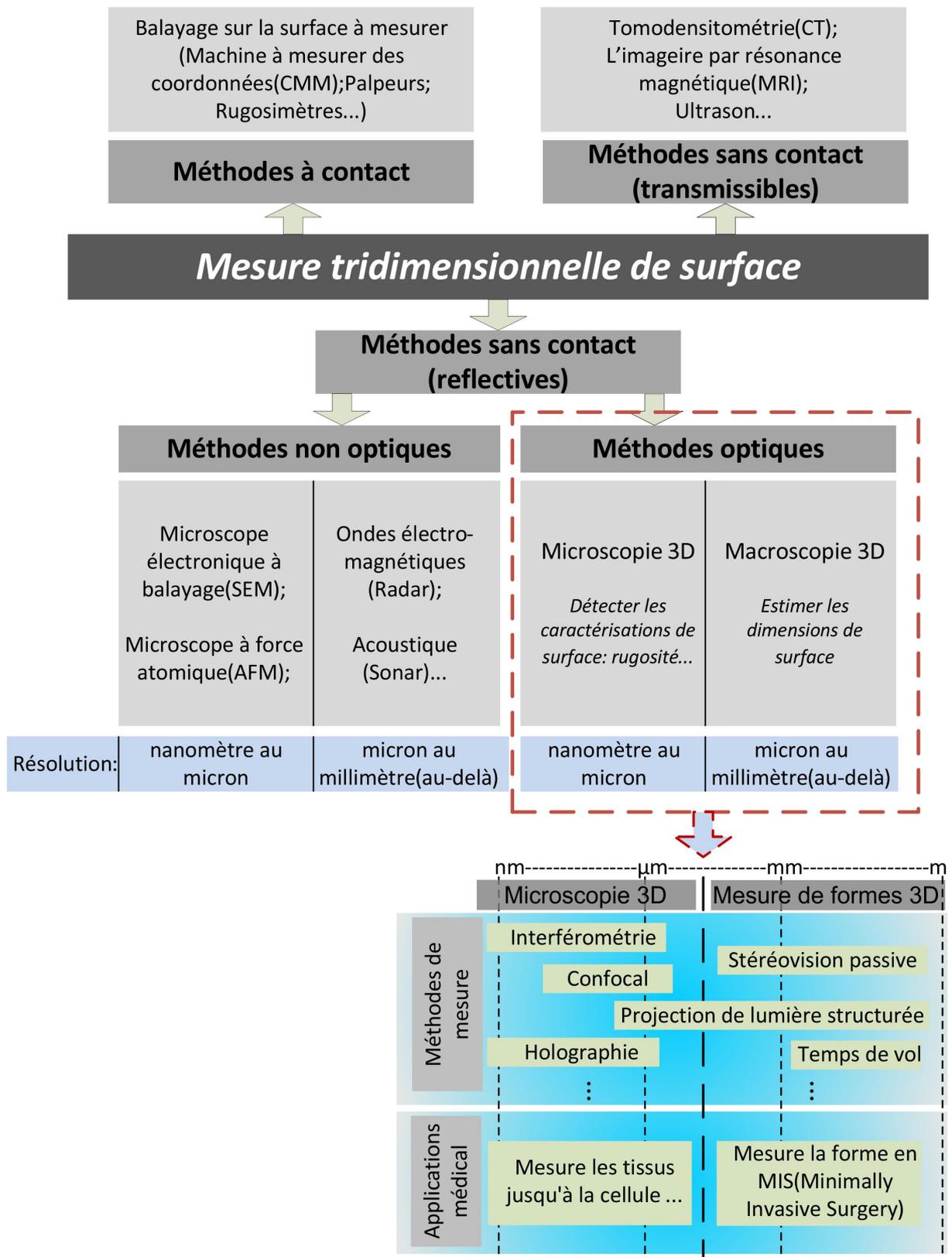


FIGURE 1.1: Positionnement des méthodes optiques dans l'ensemble des méthodes de mesure tridimensionnelles. Un classement des méthodes optiques et de leurs applications dans le domaine médical est effectué selon leur résolution axiale. D'après la thèse de Erwan DUPONT [Dupont 2015].

critère est la résolution qui distingue les méthodes microscopiques des méthodes macroscopiques. Un autre critère est la mesure avec ou sans contact. On peut aussi distinguer la mesure 3D en surface ou dans le volume de l'objet (par ultrason [Hodges 1994], tomographie en cohérence optique [Wojtkowski 2005], par résonance magnétique [Mayr 2002], etc...). Le cadre de la mesure 3D est vaste. Dans cette thèse, l'étude sera restreinte à la mesure tridimensionnelle en surface par méthode optique, sans contact, et pour des résolutions du micromètre au millimètre.

Ce chapitre débutera par une introduction à la microscopie 3D et ses applications au domaine médical, puis sera présenté une étude des différentes méthodes de mesure de forme tridimensionnelle macroscopiques, dans un contexte industriel (inspection de pièces mécaniques) et médical (mesure en surface d'organes). La dernière partie concernera l'analyse d'instruments miniaturisés d'endoscopie ou de coloscopie 3D, leurs caractéristiques principales, leurs avantages et inconvénients seront détaillés.

## 1.1 Méthodes de mesure optique pour la microscopie 3D

### 1.1.1 Introduction

Les progrès de la société humaine sont liés au développement industriel. Et chaque révolution industrielle s'accompagne d'une amélioration des techniques de mesure. Les premiers instruments de mesure en 3D sont proposés des années 1960, ce sont les machines à mesurer tridimensionnelles (MMT), comme présentée dans la figure 1.2. Un livre de J.A. Bosch [Hocken 2011] en donne une description détaillée ainsi que les applications associées. Le principe de cette méthode est d'utiliser une sonde (généralement de forme sphérique) pour balayer la surface à mesurer avec un point de contact et extraire la forme ou un profil de la surface. Le fait que la mesure soit à contact a une influence sur la précision de mesure, la force de contact déformant légèrement la surface. Après plusieurs utilisations, la détérioration de la sonde va réduire sa sensibilité et affecter la précision de mesure. Par d'ailleurs, le balayage de la surface est effectué point à point, ce qui réduit la vitesse de mesure.

Parallèlement, les méthodes optiques, donc sans contact, se sont développés. Le champ et la vitesse de mesure peuvent être élargis, et la dégradation de la surface de l'échantillon évitée. Un grand nombre des technologies de mesure optique sans contact sont bien identifiées et maîtrisées, comme l'interférométrie [Deck 1994], la microscopie confocale [Minsky 1961], la projection de lumière structurée [Heintzmann 2006], etc... Les méthodes optiques peuvent offrir une résolution micrométrique et même nanométriques dans certain cas [Hansen 2006].

De nombreux articles de synthèse viennent développer cet état de l'art des méthode de mi-

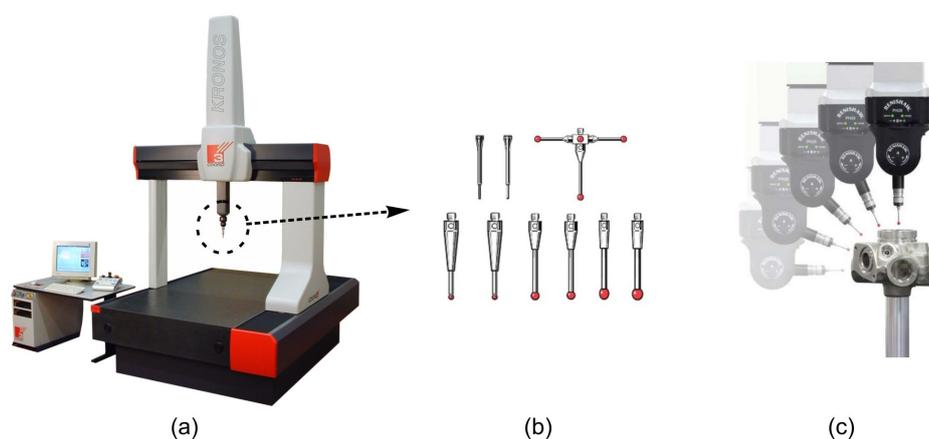


FIGURE 1.2: (a) : Exemple typique de MMT. (b) : Différents type de palpeurs. (c) : Processus de mesure consistant à balayer angulairement la surface de l'objet.

croscopie 3D optique. L'article de Schwenke et al.[Schwenke 2002] en 2002 propose une synthèse des mesures optiques dans le secteur industriel. Brémand et al.[Brémand 2011] en 2011 détaille la mesure en mécanique par méthodes optiques. Une grande variété d'instruments pour la topographie de surface par techniques optiques est présentée par Hocken et al.[Hocken 2005] en 2005, tels la conoscopie, l'holographie, l'interférométrie par polarisation ou en lumière blanche, la microscopie confocale etc... Une autre synthèse, plus axée sur les méthodes à lumière structurée, est aussi également donné par Chen et al.[Chen 2000] en 2000, et fourni les bases de la méthode de microscopie par lumière structurée SIM (Structured Imaging Microscopy) [Neil 1997]. Les méthodes principales de mesure optique pour la microscopie 3D vont être détaillées dans la partie suivante.

### 1.1.2 Interférométrie

L'interférométrie est l'une, sinon la principale, des méthodes de mesure optique sans contact. Elle s'applique dans une grande variété de domaines : astronomie [Labeyrie 1996], physique [Iaconis 1999], médical [Schwertner 2004] etc... Le principe des mesures interférométriques est d'exploiter les interférences intervenant entre plusieurs ondes cohérentes (souvent deux) entre elles. L'information utile est extraite de ces interférences.

L'interféromètre de Michelson, de Mach-Zehnder, de Fabry-Perot, de Gires-Tournois, etc. sont interféromètres à division d'amplitude, où les ondes interférant entre elles proviennent de la division en plusieurs faisceau de l'amplitude de l'onde sur toute sa surface. Ils partagent un principe de fonctionnement commun : deux faisceaux distincts provenant d'une même source de lumière sont divisés par un prisme ou une lame séparatrice en deux chemins optiques, un chemin de référence et un chemin de mesure. Le faisceau de référence se réfléchit sur un miroir de référence puis part vers le

détecteur. Le faisceau de mesure se réfléchit sur la surface de mesure puis part vers le détecteur. Ces deux faisceaux vont interférer sur le détecteur et les interférences observées vont fournir l'information topographique. Un schéma de principe du fonctionnement d'un interféromètre [Woods 2009] est présenté dans la figure 1.3(a).

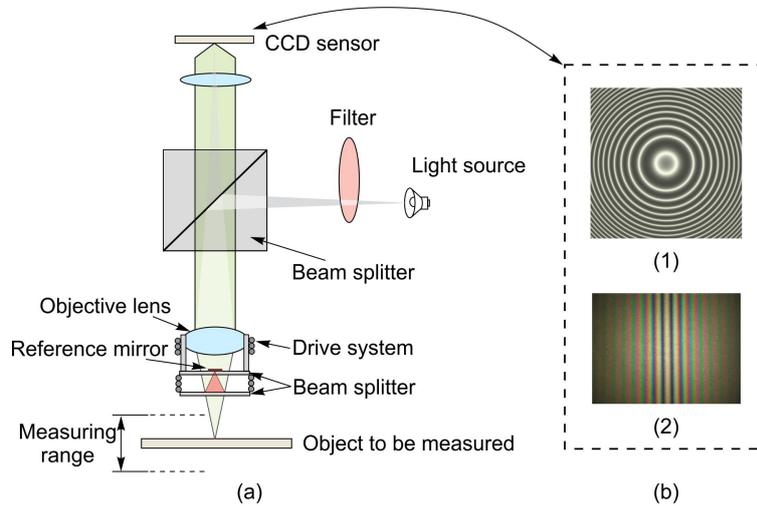


FIGURE 1.3: (a) : Schéma de principe d'un interféromètre. Un système actionné est utilisé pour contrôler le mouvement de l'objectif afin d'augmenter le champ de mesure. (b) : Interférences observées par : (1) : interféromètre de Fabry-Pérot, montrant la structure fine avec une lampe refroidie au deutérium. (2) : Interféromètre de Michelson en configuration coin d'air éclairé en lumière blanche.

Une interféromètre par polarisation est proposé par Mansur [Mansur 1992], basé sur un prisme de Wollaston qui sépare le faisceau laser en deux composantes polarisées orthogonalement, permet d'obtenir une résolution axiale de 0,4 angström. Les interféromètres hétérodynes [Dukes 1970] ont été appliqués à la mesure de topographie de surface, initialement par G.E.Sommargren [Sommargren 1981]. Le principe d'un interféromètre hétérodyne est d'utiliser plusieurs longueurs d'ondes pour la référence et la mesure, ce qui rend la mesure plus robuste et moins bruitée. L'interféromètre en lumière blanche [Deck 1994] est également largement utilisé pour la mesure topographique de surface. Il remplace l'onde laser classiquement utilisée en interférométrie par une lumière blanche incohérente. Dans ce cas, le risque d'ambiguïté sur l'estimation des franges est réduite, la reconstruction de surface est plus précise et robuste.

### 1.1.3 Microscopie confocale

Une autre méthode optique de microscopie 3D est la microscopie confocale, initialement décrite par M.Minsky en 1953 [Minsky 1961]. Cette méthode fonctionne pour une faible profondeur de champ (environ 400-600 nm) mais avec une excellente résolution latérale (jusqu'à 160-180 nm).

Son principe de fonctionnement est le suivant : un signal laser est focalisé sur une zone ponctuelle de la surface de l'échantillon, puis ce point est balayé par contrôle informatique. L'image du point de la surface illuminé par cette source d'illumination est filtrée par un sténopé et mesurée par un photodétecteur sensible.

Ce sont uniquement les zones de la surface présentes dans le plan focal du microscope confocal qui vont être détectés. En déplaçant le plan focal de l'objectif à différents niveau de profondeur dans l'échantillon, il est possible de mesurer l'altitude ( $z$ ) d'un élément de surface. Pour obtenir la topographie de surface de l'objet en 3D, la zone d'analyse doit être balayée en deux dimensions ( $x,y$ ) perpendiculaire à l'axe optique, et également dans la direction axiale ( $z$ ). Un schéma de principe d'un microscope confocal est donné à la figure 1.4(a) [Hocken 2005].

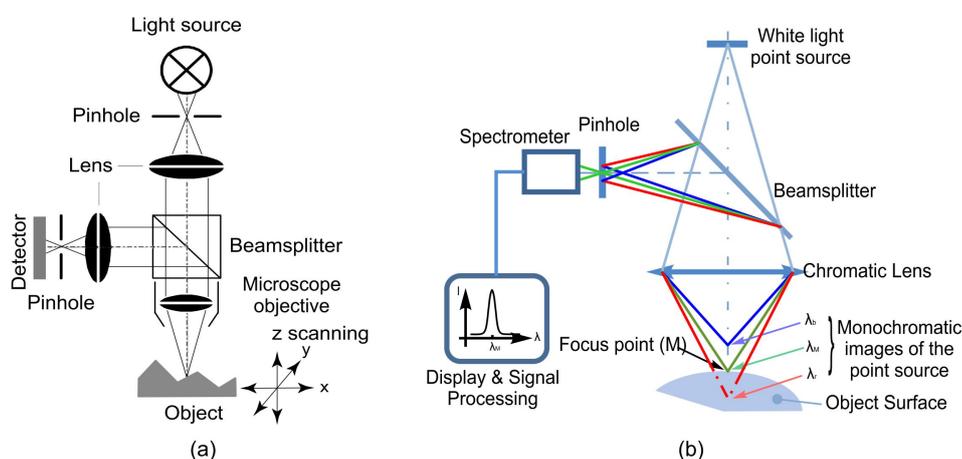


FIGURE 1.4: (a) : Schéma de principe d'un microscope confocal. (b) : Schéma de principe d'un microscope confocal chromatique à champ étendu selon l'axe  $z$ .

Les dispositifs confocaux sont insensible à lumière ambiante, sont optimaux pour la résolution latérale et présentent un rapport-signal-sur-bruit (SNR) élevé. Ils sont peu robuste à la vibration de balayage et ont une faible profondeur focale. Pour remédier aux vibrations dues au balayage, Tiftikci [Tiftikci 2005] a conçu un microscope confocal utilisant un projecteur de type DMD (Digital Micromirror Device) et un capteur CCD (Charge-Coupled Device), il est ainsi possible de balayer pixel par pixel l'illumination (avec le DMD) et aussi de balayer la zone d'analyse sur le capteur CCD. Cela évite un déplacement mécanique dans la direction  $x,y$  et permet de réduire les vibrations. Un microscope confocal chromatique (CCM - Chromatic Confocal Microscopy) [Tiziani 1994] permet d'élargir la profondeur focale, figure 1.4(b). La focalisation est réalisée à des distances axiales variant selon la longueur d'onde. Pour cela, une source optique polychromatique est couplée à une lentille chromatique (donc présentant de fortes aberrations chromatiques). Cette méthode CCM permet d'éliminer le balayage axial du microscope confocal. Une méthode

hybride propose de combiner l'interférométrie spectrale avec la microscopie confocale chromatique (CCSI - Chromatic Confocal Spectral Interferometry) [Papastathopoulos 2006] pour atteindre des résolutions sub-nanométriques. Une comparaison entre CCSI et CCM est détaillée par W.Lyda en [Lyda 2012].

#### 1.1.4 Méthode basée sur la projection de lumière structurée

Une méthode de microscopie basée sur la projection de lumière structurée est connue sous l'acronyme SIM (Structured Imaging Microscopy) [Neil 1997]. Le principe de la méthode SIM est de projeter un ou plusieurs motifs sur l'objet et d'observer la déformation (ou le contraste) de ces motifs sur la caméra. L'information de profondeur de l'objet peut être extraite par l'analyse de ces déformations. R.Heintzmann a détaillé le principe de cette méthode [Heintzmann 2006]. Un schéma de microscopie SIM est présenté en figure 1.5(a). Un résultat de mesure par la microscopie SIM est présenté en figure 1.5(b) d'après [Kranitzky 2009].

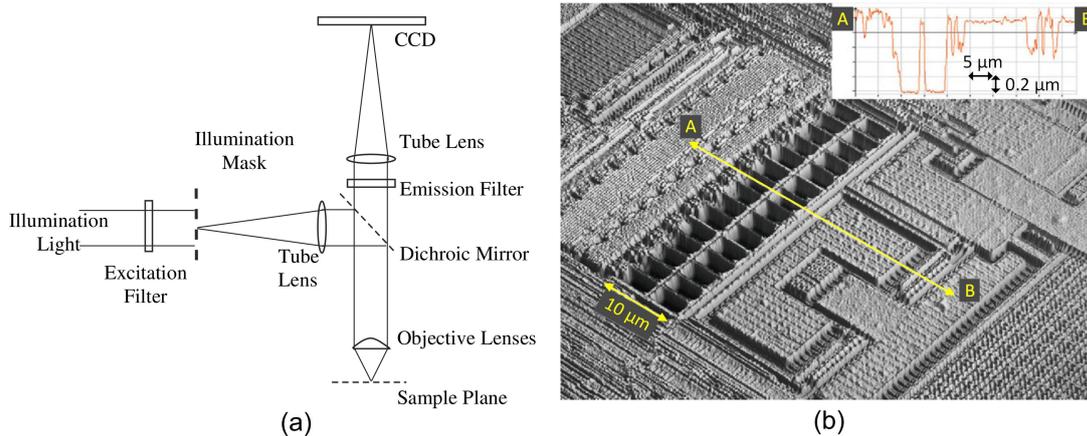


FIGURE 1.5: (a) : Schéma d'un microscope SIM [Heintzmann 2006]. Le masque illuminé dans différentes positions peut générer différents motifs projetés dans le plan de l'échantillon. (b) : image d'un wafer générée par le microscope à technologie SIM dans [Kranitzky 2009].

Au lieu de scanner un point à la fois comme pour l'interférométrie ou la microscopie confocale, la microscopie SIM mesure l'ensemble du champ de vision simultanément. Ceci limite ou élimine les problèmes de distorsion liés au balayage. La lumière structurée permet des mesures rapides, des acquisitions à la fréquence de 40 captures par seconde ont ainsi pu être atteintes [Zhang 2006a].

La résolution en microscopie SIM peut varier du micron à quelques centaines de nanomètres, comme la mesure de forme avec un écart type de l'ordre de  $\pm 150$  nm sur une surface de type miroir dans [Vogel 2010].

La microscopie SIM a également été appliquée dans un contexte endoscopique [Wong 2006]

et sélectionnée pour son contraste et sa fréquence de mesure qui sont supérieurs à ceux de la microscopie confocale. Dans une étude récente [Li 2013], la méthode SIM est également possible réalisé par la méthode de stéréovision active. Cependant, certains inconvénients de la méthode sont encore à surmonter, tels les problèmes d’ombrages.

Les méthodes de mesure tridimensionnelles par lumière structurée sont également utilisées dans le domaine macroscopique, dans ce cas, elle seront principalement du type stéréovision active, ou triangulation active. Ce type de méthode sera détaillé dans la partie 1.2.

### 1.1.5 Méthodes alternatives et bilan

Les paragraphes précédents permettent de positionner les méthodes à lumière structurée (SIM) par rapport aux deux grands principes de mesure tridimensionnelle que sont l’interférométrie et la microscopie confocale. D’autres méthodes de microscopie 3D optique alternatives à celles présentées précédemment existent également, parmi lesquelles on peut citer l’holographie digitale [Kolenovic 2004], la déflectométrie [Knauer 2004], la microscopie par diffraction optique (ODM - Optical Diffraction Microscopy) [Garnaes 2006], la microscopie optique en champ proche (NSOM) [Ducourtieux 2001], etc. Une synthèse sur les grands principes de capteurs optiques pour la microscopie 3D est proposée par Knauer et al. [Knauer 2006]. Les auteurs comparent les performances des différents méthodes de microscopie 3D et précisent leur domaine d’utilisation selon le type de matière qui doit être mesuré, tel le métal, la plastique, le verre, les tissus biologiques, etc. Selon la surface à mesurer, l’instrument de microscopie 3D doit être choisi avec attention. Le tableau 1.1 présente une partie de cette synthèse pour quatre principales méthodes de mesure.

Les méthodes interférométriques, confocales peuvent être utilisées dans le secteur industriel pour la mesure en microscopie 3D de surfaces de pièces mécaniques (matériaux opaques) avec des résolutions allant du micromètre au nanomètre.

Dans le domaine médical, les tissus biologiques laissent diffuser la lumière dans le volume. Dans ce cas, les méthodes de microscopie 3D seront plutôt adapté pour la mesure dans la profondeur du tissu, par exemple pour la mesure cellulaire ou tissulaires à des résolutions submicrométriques [Kim 2014], [Shtengel 2009]. Mais ces méthodes permettant des résolutions microscopiques effectuent des mesures à l’intérieur du tissu et sont en dehors du cadre de cette thèse centrée sur la mesure 3D surfacique.

Pour réaliser une mesure en surface d’organes (poumon, cœur, vessie, estomac, colon...), les méthodes de microscopie 3D n’étant plus adaptées, d’autres méthodes seront souvent utilisées comme reconstruire polypes en 3D par la caméra binoculaire dans endoscopie pour chirurgie de type MIS [Bernhardt 2013]. Les résolution recherchée seront plutôt millimétrique pour ces cas

TABLE 1.1: Performances de mesure pour les différentes méthodes de microscopie 3D selon le type de surface à mesurer. D'après [Tiziani 1994] et [Knauer 2006].

Surface Type	Classical Interferometry	White-light Interferometry	Fringe Projection	Chromatic Confocal Microscopy
<i>specular, flat</i>	++	++	--	++
<i>specular, curved</i>	--	--	--	--
<i>matt, lambertian</i>	--	++	++	++
<i>machined surfaces</i>	--	++	+	++
<i>tilted machined surfaces</i>	--	+	0	++
<i>deep boreholes</i>	--	++	--	+
<i>volume scatterer</i>	--	0	0	+
<i>measuring time</i>	+	0	++	0

++: measurement has no restrictions 0: suited in some cases --: measurement is impossible

comme exposé dans la partie suivante.

## 1.2 Méthodes de mesure optique pour la macroscopie 3D

### 1.2.1 Introduction

Les méthodes macroscopiques de mesure 3D de surface (ou bien méthodes de mesure de forme 3D) sont nombreuses. Elles consistent à mesurer la forme d'objet à des résolutions allant d'une fraction de millimètre jusqu'au mètre. Ces méthodes peuvent être classées selon divers critères. Un premier critère est le type de capture : ponctuelle, linéaire ou surfacique. Un second critère est le type de capteur utilisé pour l'acquisition. Un autre critère est l'utilisation ou non d'un système de projection d'un signal optique aux propriétés contrôlées, par exemple pour projeter de la lumière structurée. Si un projecteur est utilisé, la méthode est dite active, si ce sont uniquement des capteurs qui sont utilisés, la méthode est dite passive.

Les opérations de traitement du nuage de point capturé sont en dehors du contexte de cette étude et ne sont pas donc détaillé dans l'étude de l'art.

Dans cette partie, une description de méthodes optiques de mesure de formes sera réalisée

dans un contexte industriel ou médical. Le contexte industriel concerne par exemple la mesure de formes de pièces mécaniques pour du contrôle qualité ou de la rétroconception. La section qui suit précise le contexte médical.

### 1.2.2 Contexte médical de la mesure macroscopique de surfaces 3D

Dans le domaine médical, les méthodes de mesure macroscopique 3D de surfaces peuvent être utilisées lors d'une intervention chirurgicale. Les méthodes de triangulation, incluant stéréovision active 1.2.3 et stéréovision passive 1.2.4, peuvent être un outil de diagnostic (pour l'endoscopie [Bernhardt 2013], ou plus spécifiquement la coloscopie [Hong 2011] et la laparoscopie [Maurice 2012]). Quelques exemples d'application médicale de mesure optique de surface par endoscopie sont présentés en figure 1.6, La partie 1.3 va présenter différents instruments médicaux permettant la mesure tridimensionnelle.

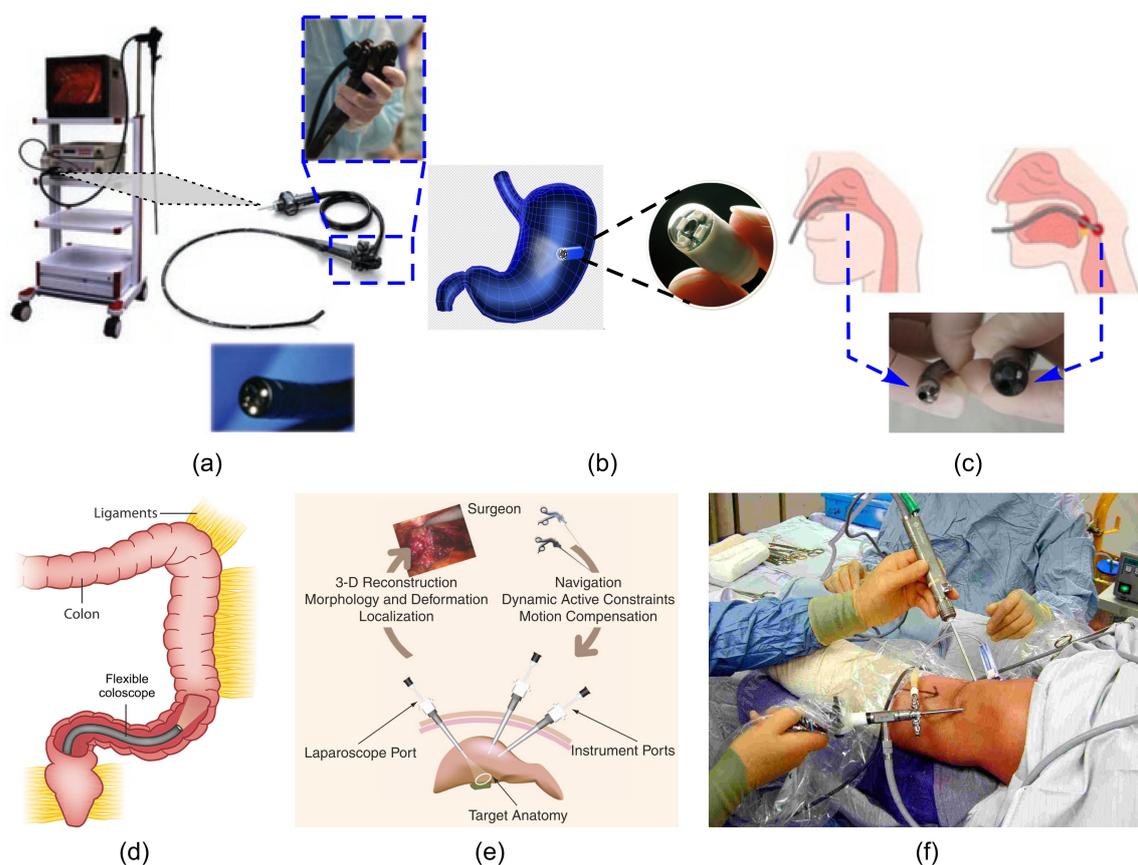


FIGURE 1.6: (a) : Système typique d'endoscopie flexible (coloscope) avec manipulation du praticien et une vue de l'extrémité de l'endoscope [Valdastrì 2012]. (b) : Endoscopie par capsule, donc sans fil [Cavallotti 2009]. (c) : L'endoscope nasale est plus fin que l'endoscope dans la gorge. (d) : Schéma d'un coloscope qui suit la courbure du colon. (e) : Schéma de principe montrant le flux d'information par un robot assisté en MIS [Mountney 2010a]. (f) : Exemple d'une intervention sur le genou avec des laparoscopes.

Dans ce contexte médical, différentes méthodes de mesure optique sont classifiées et présentées par Sansoni et al. [Sansoni 2009].

Une application médicale importante pour la mesure optique est la chirurgie mini-invasive (MIS - Mini Invasive Surgery). Contrairement à la chirurgie traditionnelle, la MIS limite le traumatisme opératoire et permet au chirurgien d'atteindre sa cible par des incisions de l'ordre du centimètre grâce à l'utilisation d'instruments longs et fins, tels des endoscopes rigides. Cette technique chirurgicale diminue efficacement le risque infectieux et la durée d'hospitalisation pour les patients. En utilisant la méthode de mesure de forme 3D en MIS, la structure tridimensionnelle d'un organe interne peut être détectée. Le challenge principal pour cette application en chirurgie MIS est d'effectuer une mesure précise, rapide et robuste avec des instruments endoscopique, donc avec une miniaturisation de la technique de mesure.

L'environnement médical de mesure doit aussi être considéré, par exemple, si la zone mesurée est spéculaire ou le tissu diffusant, la mesure s'en trouvera compliquée. Les principales contraintes médicales en MIS ou en coloscopie sont présentées en figure 1.7.

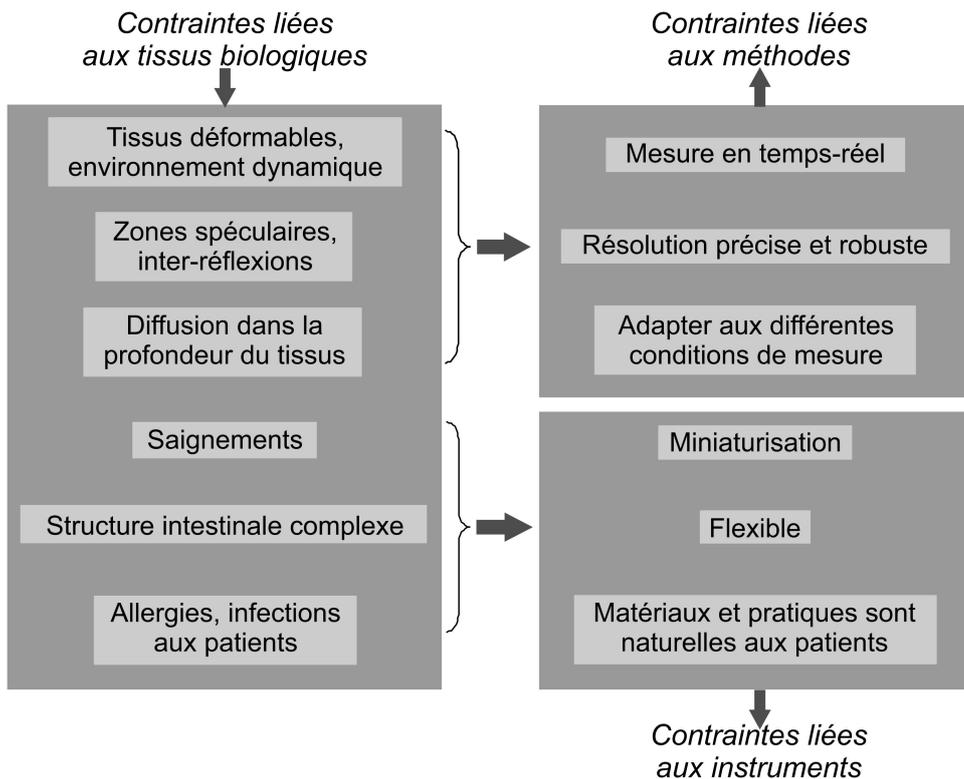


FIGURE 1.7: Principales contraintes (liées aux tissus, aux méthodes et aux instruments) pour la mesure de surfaces 3D en endoscopie ou coloscopie.

Les sections qui suivent vont détailler les méthodes de mesure optique de forme 3D dans un contexte industriel ou médical. A partir de la section 1.3, ce seront des instruments endoscopiques

de mesure 3D dans un contexte médical qui seront analysés.

### 1.2.3 Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision active

Les méthodes par stéréovision actives sont basées sur le principe de triangulation active [Graebling 1995] (voir figure 1.8(a)). Un projecteur et une caméra sont utilisés et orientés avec des angles différents vers la surface de mesure. Cette différence d'orientation est l'angle de triangulation qui permet de déterminer l'information de profondeur. Les principes mathématiques de la stéréovision active sont présentés en [Blais 2004].

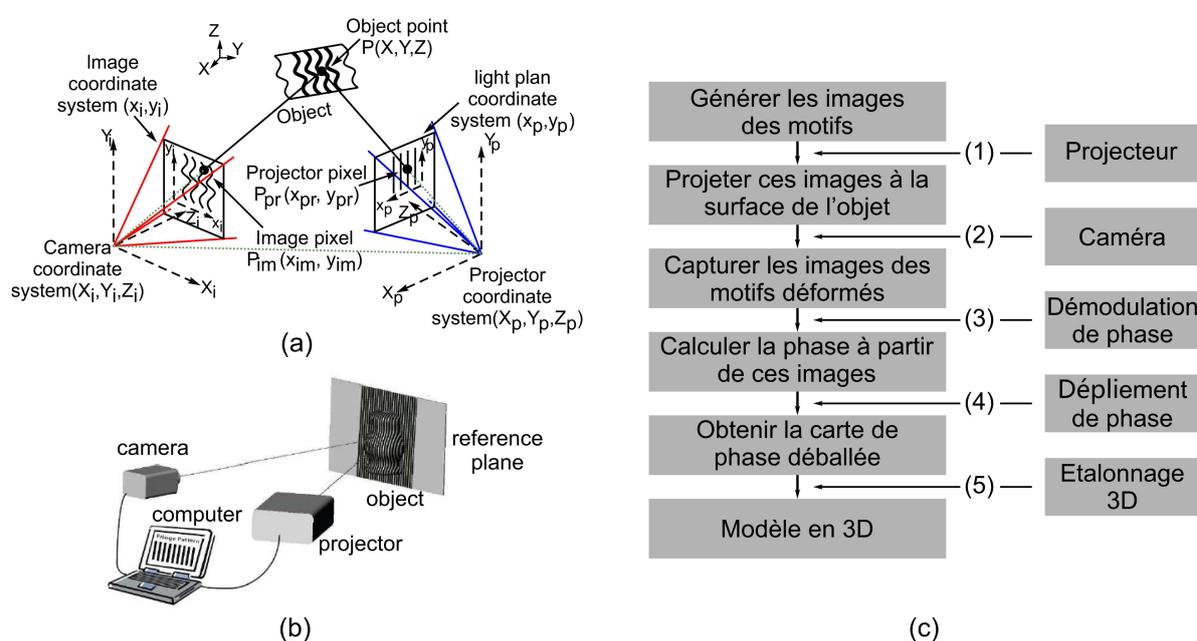


FIGURE 1.8: (a) : Schéma de principe de la stéréovision active. (b) : Système typique de projection de franges. (c) : Flux d'information dans un système de stéréovision active à décalage de phase.

Un des avantages des méthodes de stéréovision active est leur capacité à fournir des résolutions généralement plus élevées que les autres méthodes optiques de mesure de forme. Les méthodes actives sont appliquées à de nombreux secteurs tels que les systèmes de sécurité, les jeux vidéos [Lu 2009], les systèmes de réalité virtuelle [Chessa 2009], les applications biomédicales [Schmalz 2012], etc.

Selon l'article [Gorthi 2010], le processus de mesure pour la méthode à projection de franges peut se résumer ainsi : (1) projeter les motifs structurés à la surface de l'objet, (2) capturer avec une caméra les images du motif déformé latéralement par la topographie de surface, (3) calculer la modulation de phase par traitement d'images avec des techniques d'analyse de franges, (4) utiliser un algorithme de dépliection de phase pour obtenir la distribution de phase continue sans sauts

de phases, et finalement (5) utiliser les données d'étalonnage pour établir une topologie de surface en coordonnées 3D. Le flux d'information de ce processus est présenté en figure 1.8(c).

Pour chacune des cinq étapes du processus de mesure, de nombreuses techniques peuvent être utilisées. Par exemple, projeter les motifs de couleur [Wust 1991], gris [Guan 2003], noir ou blanc [Texas-Instruments 2011] en étape (1); calculer la phase à partir d'une transformée de Fourier (FTP - Fourier Transfert Profilometry)[Takeda 1983] ou par détection spatiale (SFP - Spatial Filtering Profilometry)[Toyooka 1986], ou encore par une méthode à décalage de phase (PSP - Phase Shifting Profilometry)[Huang 2006] en étape (3); étalonner le système avec différentes formes de motifs [Da 2008] ou étalonner directement en cours de capture [Li 2003] en étape (5) etc.

Les sections suivantes vont détailler les différentes possibilité de configuration permettant de réaliser de la stéréovision active.

### **1.2.3.1 Stéréovision active avec projection d'une seule image**

Réaliser la stéréovision active avec un unique motif projeté permet d'obtenir une mesure rapide et d'aboutir a des méthodes "temps réel" ou haute cadence. Les motifs sont dans ce cas générés en niveaux de gris ou en couleur, de multiples formes élémentaires peuvent également être intégrés dans un motif général pour réaliser un codage spatial [Pan 2010] et [Zhang 2012].

#### **a) L'image projetée est codée en niveaux de gris et composée d'un seul motif**

Une méthode possible dans cette catégorie est la méthode du type profilométrie à partir de la transformée de Fourier (FTP - Fourier Transfert Profilometry), proposée par Takeda et al.[Takeda 1983] en 1983 pour mesurer la surface d'un objet. Une simple image est nécessaire pour détecter l'information tridimensionnelle. Généralement, cette image est une grille Ronchi [Sansoni 2006], qui permet de projeter un motif sinusoïdale à la surface d'un objet. L'information de profondeur de l'objet est codée dans la déformation du motif projeté sur la surface de l'objet.

Si la déformation du motif doit être analysée avec la méthode FTP, la première étape consiste à calculer la transformée de Fourier du motif déformé pour obtenir son spectre. Puis le spectre est filtré dans le domaine fréquentiel afin de ne conserver que la fréquence fondamentale (premier ordre). La transformée inverse de cette fréquence fondamentale permet de retrouver la phase du motif projeté, puis, après dépliement de phase, l'information tridimensionnelle [Li 2010]. Un schéma de principe de cette méthode est présenté en figure 1.9.

Dans la suite de l'article de Takeda et al.[Takeda 1983], la méthode FTP a fait l'objet d'études détaillées : un article présente le détail de l'algorithme FTP et les difficultés associées à cette

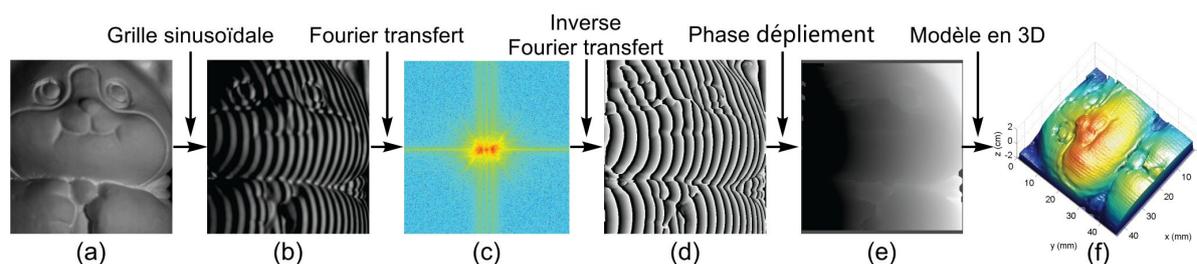


FIGURE 1.9: Exemple de mesure par la méthode FTP [Li 2010]. (a) : Objet à mesurer. (b) : Image avec grille sinusoïdale. (c) : Carte de fréquence après transformée de Fourier. (d) : Phase non dépliée après filtrage et transformée de Fourier inverse. (e) : Phase dépliée. (f) : Modèle 3D de l'objet.

méthode [Su 2001a]; un autre analyse les erreurs de phase [Chen 1999], l'utilisation de Transformées de Fourier 2D et de filtrage de Hanning 2D pour FTP [Lin 1995], des méthodes de dépliement de phase pour FTP [Guo 2009] [ZHU 2009]. Un article propose d'utiliser une forme de franges améliorée [Mao 2007] etc...

Un autre méthode proche de la méthode FTP est basée sur l'utilisation de la transformée de Fourier fenêtrée (WFT - Windowed Fourier Transform) [Dai 2014] avec la capture d'une image en niveaux de gris et la projection d'un simple motif. Dans le cas de WFT, la phase n'est pas extraite en une fois comme pour FTP, mais bloc par bloc. Des informations locales plus précises peuvent être extraites, avec la contrepartie d'un temps de calcul plus long. Une méthode de WFT améliorée [Quan 2010] permet de réduire le temps de calcul sans sacrifier la précision de mesure. L'influence de la taille de la fenêtre avec la méthode WFT est analysée en [Kemaio 2007a]; le principe de la méthode WFT en 2D et ses applications sont proposés en [Kemaio 2007b].

Dans les méthodes WFT, la taille de la fenêtre est fixe. Lorsque cette taille devient variable, la méthode WFT devient une méthode de transformée en ondelette (WT - Wavelet Transform). Dans ce cas, la taille de la fenêtre dépend de la fréquence spatiale et la détection de phase devient plus précise. Le principe de la méthode WT est analysé en [Antonini 1992] et une comparaison entre FTP, WFT et WT est présentée en [Huang 2010].

Généralement, une simple image est nécessaire dans ce type de méthode qui peut donc être utilisée pour mesurer des scènes dynamiques [Su 2001b], par exemple pour détecter des variations de forme de la membrane d'un tambour [Zhang 2005].

## b) L'image projetée est codée en niveaux de gris et composée de multiples motifs

Les méthodes avec projection d'un simple motif permettent de faire une mesure haute cadence, mais l'information extraite est naturellement plus faible qu'avec de multiples motifs, ce qui peut limiter la précision de mesure. Une proposition pour ajouter de l'information lors de la projection

est de moduler deux ou plusieurs motifs dans une seule image à niveaux de gris. Ce type de méthode permet de faire une mesure possédant des informations de phase supplémentaires et sans sacrifier la vitesse de mesure.

Une méthode permettant de combiner deux grilles sinusoidales avec des fréquences différentes en un seul motif est proposée par Sansoni et al. [Sansoni 2005]. Une résolution de mesure plus élevée et une gamme de hauteur étendue peuvent simultanément être obtenues par ce type de méthodes. Une autre approche, basée sur la théorie de communication, a été développée où les motifs individuels sont modulés dans l'espace selon différentes fréquences et dans des directions orthogonales puis additionnés pour générer l'image à projeter [Guan 2003], comme illustré sur la figure 1.10(a). En combinant plusieurs sinusoides avec des fréquences spatiales différentes dans un même motif, Takeda et al. proposent une technique permettant de mesurer la forme 3D d'objets ayant des discontinuités et des surfaces isolées spatialement [Takeda 1997].

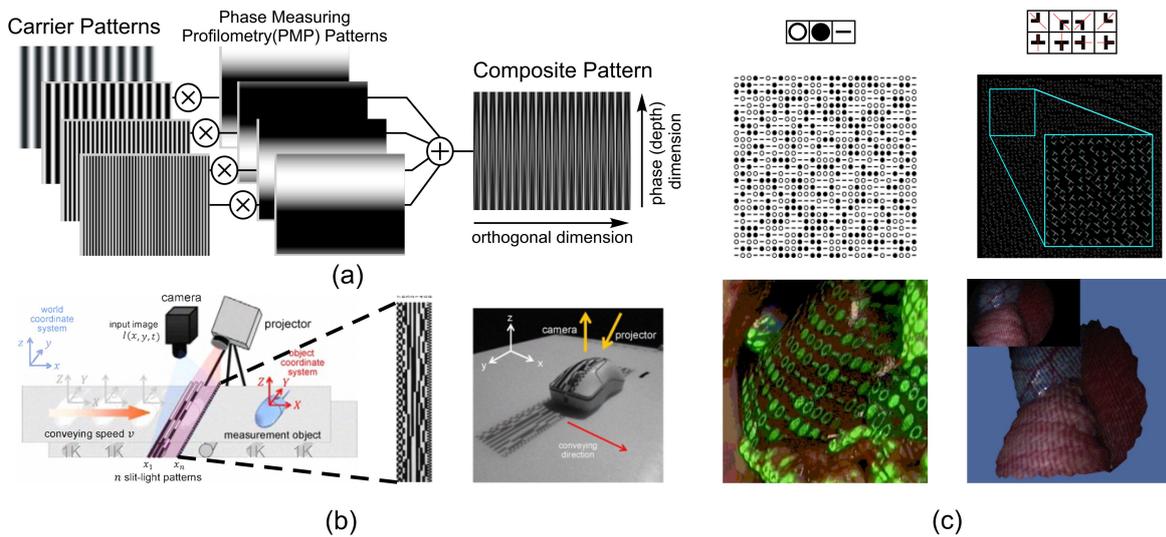


FIGURE 1.10: Exemples d'images en niveaux de gris composées de multiples motifs. (a) : L'image finale est le résultat de la combinaison de motifs binaires verticaux et de motifs de type PMP selon la direction orthogonale [Guan 2003]. (b) : Projection d'une image exploitant le code Gray pour mesurer la forme d'un souris selon un axe [Ishii 2011]. (c) : Projection d'une image constitués de symboles distincts et utilisé pour de la laparoscopie dans l'abdomen de porc [Albitar 2007] [Maurice 2011a] [Maurice 2011b] [Maurice 2012].

Une méthode permettant de détecter la forme 3D d'un objet se déplaçant selon un axe est proposée par Ishii et al. [Ishii 2011]. Ils projettent une unique image composée de multiples motifs accolés en forme de fente et peuvent réaliser une mesure en 10 000 fps, comme présenté en figure 1.10(b). En utilisant une stratégie de codage à trois symboles [Albitar 2007], en exploitant la géométrie épipolaire [Maurice 2011a] ou la théorie liée à la distance de Hamming [Maurice 2011b], une image monochromatique constituée de motifs codés de manière robuste peut être générée

rapidement (figure 1.10(c)) et appliquée à la mesure de surfaces en mouvement, comme pour une laparoscopie dans un abdomen de porc [Maurice 2012]. Ce type de motif doit être optimisé en taille et en répartition spatiale des symboles.

### c) L'image projetée est codée en couleur

Le principe présenté à la section précédente, consistant à combiner de multiples motifs dans une image en niveau de gris n'est pas l'unique méthode permettant d'augmenter la quantité d'information contenue dans l'image projetée. Utiliser des projections d'images en couleurs (composées de trois canaux : rouge, vert et bleu - RVB) est une autre possibilité. Un motif distinct peut être codé sur chaque canal RVB. Une image en couleur contient donc trois fois plus d'informations qu'une image en niveaux de gris.

Une des méthodes les plus répandue consiste à coder sur chaque canal RVB un motif sinusoidal distinct, les motifs des différents canaux étant déphasés de  $2\pi/3$ , comme proposé par Wust et al.[Wust 1991] et Huang et al.[Huang 1999] (figure 1.11(a)). La phase peut être ensuite calculée [Zhang 2010a] à partir des trois motifs sinusoidaux provenant des trois canaux RVB.

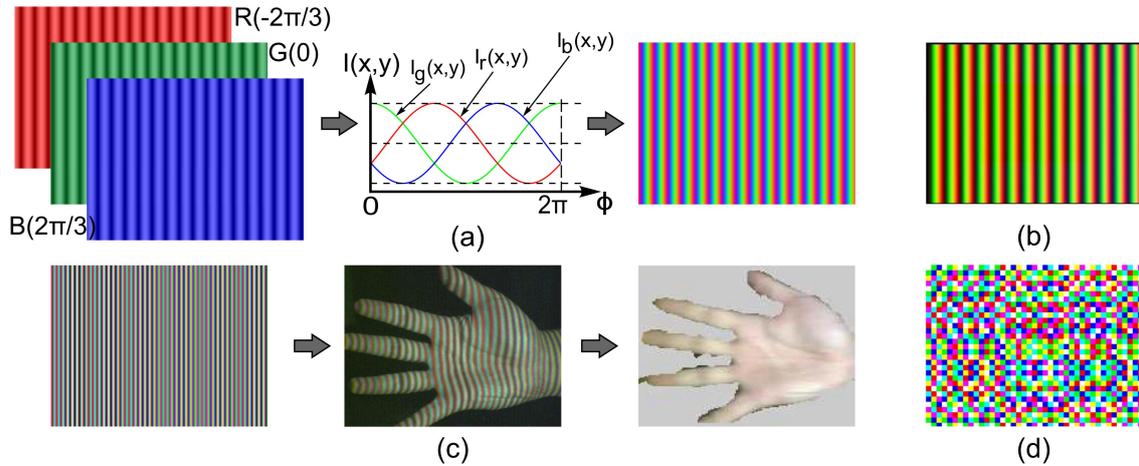


FIGURE 1.11: Exemples d'images en couleur composée de multiples motifs. (a) : Trois motifs sinusoidaux déphasés entre eux de  $2\pi/3$  sont combinés dans les trois canaux d'une image en couleur [Wust 1991]. (b) : Pour cette méthode, les canaux rouge et vert sont codés avec des motifs sinusoidaux et cosinusoidaux, le canal bleu est codé avec un motif en escalier [Karpinsky 2010a]. (c) : Les motifs sinusoidaux avec 42, 48 et 49 franges sont codés respectivement dans les canaux rouge, vert et bleu de l'image projetée. Le modèle tridimensionnel d'une main humaine est mesuré par ce motif [Zhang 2010b]. (d) : Génération d'un motif bidimensionnel en mosaïque à partir d'un ensemble de sept couleurs [Chen 2008].

Une nouvelle technique de codage des trois canaux dans une image en couleur est proposée par Zhang et al.[Zhang 2010b]. Le nombre de frange est différent pour chaque canal (e.g.  $N - \sqrt{N}$ ,  $N - 1$  et  $N$  pour les trois canaux). Ce choix de nombre de franges permettant d'obtenir simultanément

la forme tridimensionnelle et la couleur (texture) de l'objet (voir figure 1.11(c)).

Karpinsky et al. [Karpinsky 2010a] proposent de coder un motif sinusoïdal dans le canal rouge, un motif sinusoïdal déphasé de  $\pi/4$  dans le canal vert et de coder dans le canal bleu une fonction en escalier qui permet de déplier la phase (voir figure 1.11(b)).

Des motifs sinusoïdaux sont parfois associés à une grille codée en couleur [Sitnik 2009] [Chen 2007a] [Su 2008] (voir figure 1.12). Le motif sinusoïdal est utilisé pour calculer la distribution de phase par la méthode de FTP, WFT ou WT, tandis que la grille codée en couleur sert à effectuer le dépliement de la phase. Différents codages en couleur de grilles sont proposés dans les articles [Su 2007] (7 couleurs distinctes) et [Liu 2000] (8 couleurs distinctes).

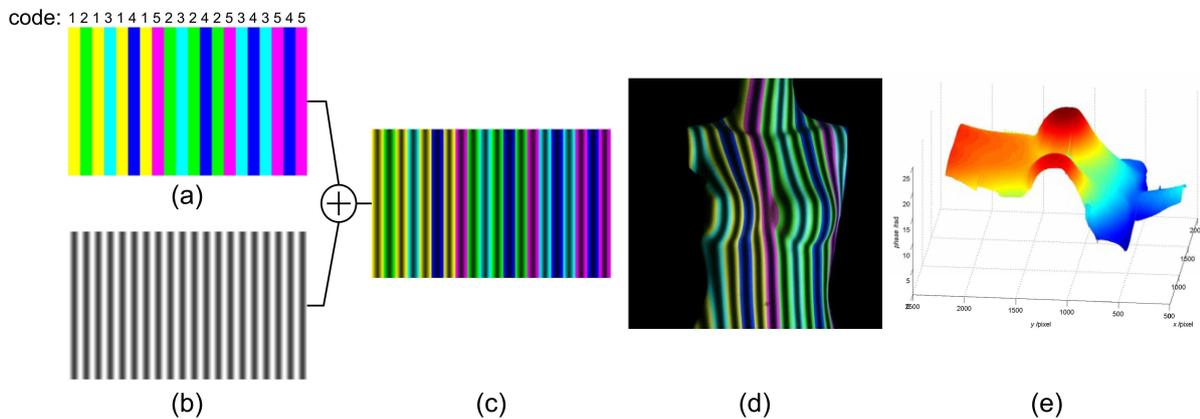


FIGURE 1.12: Méthode permettant de générer une image en couleur (5 couleurs) combinée avec un motif sinusoïdal et mesure d'un modèle féminin [Chen 2007a]. (a) : Motif en lumière structurée. (b) : Motif codé en intensité sinusoïdale. (c) : Motif composé de (a) et de (b). (d) : Projection de l'image sur un modèle féminin. (e) : Topographie 3D résultante.

Des motifs de forme autre que sinusoïdale peuvent également être utilisés pour générer une image en couleur. Quelques exemples sont proposés dans [Morano 1998] et [Chen 2008]. Un motif de type mosaïque est présenté en figure 1.11(d).

Effectuer un codage en couleur peut présenter des inconvénients. En effet, la couleur observée dépend non seulement de la couleur projetée, mais également de la couleur de la scène. Par conséquent, les systèmes utilisant un codage en couleur sont mis en défaut dans des scènes fortement texturées, ce peut limiter l'utilisation de cette méthode de codage, particulièrement dans le domaine médical où les variations de texture peuvent être parfois élevées et où certaines couleurs sont fortement absorbées (par exemple le rouge sur certains tissus biologiques).

### 1.2.3.2 Stéréovision active avec projection successive de plusieurs images

Comme présenté dans la partie précédente, les méthodes avec projection d'une seule image permettent de réaliser une mesure plus rapide, mais l'information de phase est parfois incomplète et utiliser des couleurs RVB pour augmenter le nombre d'images projetées est mis en défaut si la scène est fortement texturée. Dans ce cas, des méthodes avec projection successive de deux, trois images ou plus sont possibles en effectuant un compromis sur la durée d'acquisition [Karpinsky 2010b].

Afin d'accélérer le temps d'acquisition des multiples images, il est possible d'associer une caméra CCD haute vitesse synchronisée avec un projecteur. Par exemple, une cadence de mesure de 60 images par seconde peut être obtenue [Karpinsky 2010b].

Pour les méthodes en niveau de gris avec projection d'une seule image (FTP, WFT, WT), un filtrage est nécessaire après l'opération de transformée de Fourier afin d'éliminer les fréquences non utiles. Si la réflectivité de la surface est quasi uniforme, le filtrage est aisé, mais si la réflectivité varie significativement, le filtrage peut devenir problématique.

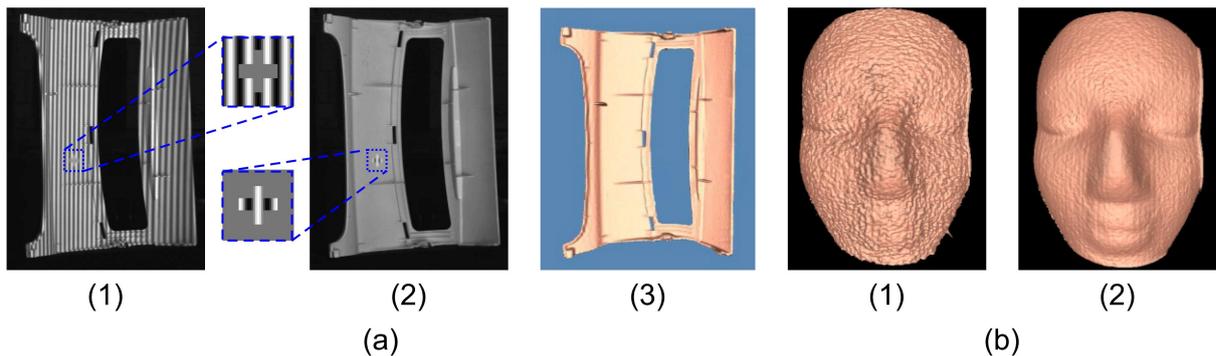


FIGURE 1.13: Méthodes avec projection de deux images distinctes. (a) : Premier exemple [Guo 2008] : (1) : projection de la première image avec un repère de type croix, (2) : projection de la seconde image, (3) : résultat de la reconstruction. (b) : Second exemple, reconstruction d'une sculpture [Karpinsky 2010b] : (1) : avec projection d'une seule image en niveaux de gris, (2) : avec projection de deux images en niveau de gris.

Pour résoudre ce problème, une méthode avec projection de deux images est proposée par Guo et al. [Guo 2008]. Avec cette méthode, la première image est un motif sinusoïdal, la seconde image est constituée d'un gris uniforme et avec intensité moyenne identique à celle du motif sinusoïdal. Cette deuxième image permet d'éliminer l'éclairage ambiant et un grand nombre de perturbations dans le spectre fréquentiel. Afin de récupérer la carte de phase absolue, deux marques en forme de croix sont intégrés dans les deux images projetées (figure 1.13). Une comparaison de résultat de mesure entre la méthode avec une seule image projetée et deux images projetées est présentée en [Karpinsky 2010b]. Cette méthode avec deux images permet d'obtenir des résultats plus précis

que la méthode à une image (voir figure 1.13 (b)).

Plutôt que de coder plusieurs motifs dans les composantes RVB de l'image, il est possible de projeter trois images successivement. Cette technique peut être appliquée dans les méthodes à décalage de phase. Trois images successives constituées de franges sinusoidales ou trapézoïdales [Zhang 2004] déphasées entre elles sont alors projetées (figure 1.14(a)). Les équations suivantes décrivent trois images constituées de franges sinusoidales déphasées entre elles :

$$I_1(x, y) = I'(x, y) + I''(x, y) \sin [\phi(x, y) - \alpha] \quad (1.1)$$

$$I_2(x, y) = I'(x, y) + I''(x, y) \sin [\phi(x, y)] \quad (1.2)$$

$$I_3(x, y) = I'(x, y) + I''(x, y) \sin [\phi(x, y) + \alpha] \quad (1.3)$$

$I'(x, y)$  est l'intensité moyenne,  $I''(x, y)$  est la modulation d'intensité,  $\phi(x, y)$  est la phase,  $\alpha$  est le déphasage. Même si la valeurs de  $\alpha$  peut être quelconque, la valeur  $2\pi/3$  est généralement utilisée. Pour un déphasage de  $2\pi/3$ , la valeur de phase est calculée ainsi [Zhang 2010a] :

$$\phi(x, y) = \arctan \left( \frac{\sqrt{3}(I_1(x, y) - I_3(x, y))}{2I_2(x, y) - I_1(x, y) - I_3(x, y)} \right) \quad (1.4)$$

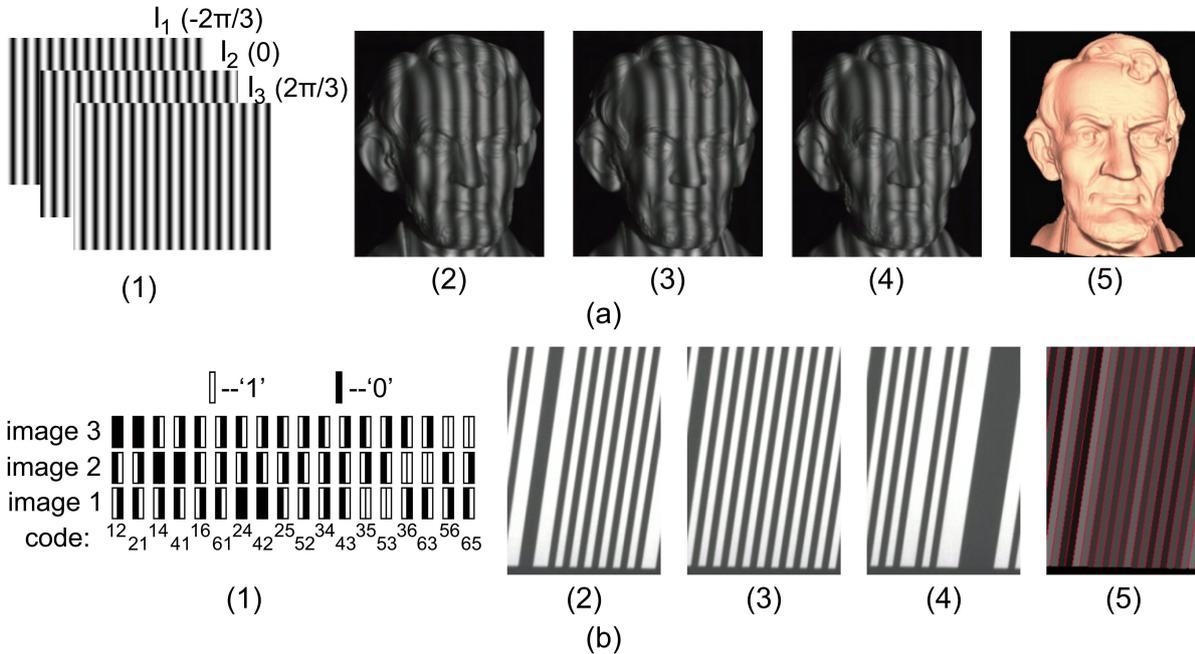


FIGURE 1.14: Exemple de méthodes avec projection de trois images. (a) : Mesure d'une sculpture avec projection de trois images sinusoidales [Huang 2006] : (1) : le déphasage est de  $2\pi/3$  entre chaque image. (2), (3) et (4) : Image capturées. (5) : résultat de la reconstruction. (b) : Méthode permettant de générer 3 motifs distincts [Xu 2010] : (1) : codage par alternances de bandes noires et blanches. (2), (3) et (4) : images générées. (5) : Identification des franges sub-pixelique.

Il est possible de remplacer la fonction arc-tangente par une fonction de rapport d'intensité afin d'augmenter la vitesse de calcul de la phase. Par exemple, dans [Huang 2006], le signal sinusoïdal mesuré est divisé en six parties égales par période ( $N = 1, 2, \dots, 6$ ). Pour chacune des 6 parties de sinusoïde, il est possible de trouver trois valeurs d'intensité caractéristiques :  $I_{min}(x, y)$ ,  $I_{moy}(x, y)$ ,  $I_{max}(x, y)$ , puis de calculer ce rapport d'intensité :

$$r(x, y) = \frac{I_{moy}(x, y) - I_{min}(x, y)}{I_{max}(x, y) - I_{moy}(x, y)} \quad (1.5)$$

La phase est ensuite calculée selon l'équation suivante :

$$\phi(x, y) = \frac{\pi}{3} \left[ 2 \times \text{round} \left( \frac{N-1}{2} \right) + (-1)^{N-1} r(x, y) \right] \quad (1.6)$$

Pour obtenir la carte de phase absolue, une marque (ou un repère) supplémentaire est parfois ajoutée dans les images projetées [Zhang 2006b]. Mais dans ce dernier cas, deux images supplémentaires doivent être projetées pour éliminer la marque dans le résultat final.

Il est également possible d'utiliser plus de trois images pour les méthodes à décalage de phase, par exemple quatre [Zheng 2012]. Plus le nombre d'image projeté est grand, plus la précision obtenue lors de la reconstruction peut être élevée. Pour  $N$  images de motifs déphasés, la valeur de phase dans pixel  $(x, y)$  peut être obtenue par l'équation suivante [Chen 2007b] :

$$\phi(x, y) = \arctan \left( \frac{-\sum I_i \sin(\alpha_i)}{\sum I_i \cos(\alpha_i)} \right) \quad (1.7)$$

Où  $I$  est la modulation d'intensité,  $\alpha$  est le déphasage.

Une méthode alternative aux techniques à décalage de phase consiste à détecter les frontières entre différentes bandes projetées. Un exemple avec trois images et la projection de bandes noires et blanches [Xu 2010] est illustrée en figure 1.14(b). L'algorithme de détection des frontières sous-pixelique est utilisé. La précision obtenue dépend de la largeur de bande [Xu 2010].

Une autre catégorie alternative aux méthodes à décalage de phase sont les méthodes à codes binaires. Celles-ci nécessitent la projection de plusieurs images, généralement plus de trois.

Ce type de méthode à codage binaire a été proposé initialement par Posdamer et Altschuler [Posdamer 1982]. Leur méthode consiste à projeter successivement une série de motifs constitués deux couleurs (noir et blanc, considérés comme des 0 et des 1). Ces motifs sont habituellement structurés en bandes horizontales ou verticales et  $\log_2(m)$  images sont nécessaires pour coder  $m$  lignes ou colonnes de pixels. Par exemple, pour faire une mesure sur une image large de 1024 pixels, on a besoin 10 ( $\log_2(1024)$ ) images pour coder chaque pixel. Comme chaque pixel comporte une série numérique binaire unique, ou mot de code unique, l'algorithme de décodage est très robuste

et conduit à des résultats très précis. Des variantes à ces méthodes à codage binaire peuvent être mises en place pour optimiser les performances.

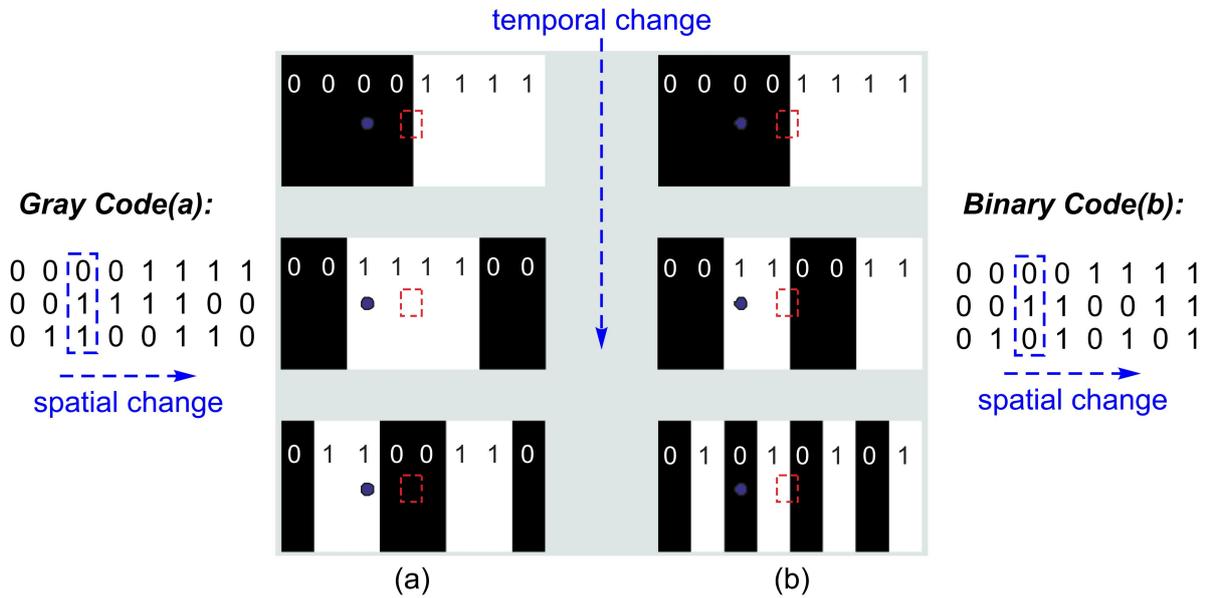


FIGURE 1.15: Exemple de codage à partir de trois (3) images pour coder huit ( $2^3$ ) colonnes en code Gray (a) et en code binaire (b). Le rectangle pointillé rouge illustre la différence de couleur au niveau de la frontière centrale [Texas-Instruments 2011].

Le schéma de codage binaire le plus commun est le code Gray [Savage 1997]. Dans un Gray code, un seul bit change entre deux mots successifs. Cette propriété est intéressante car il n'y a pas d'états intermédiaires pouvant être mal interprétés. Par exemple, pour un pixel situé à la frontière entre deux bandes (un changement entre un 0 et un 1), il ne sera pas possible de réaliser une erreur importante sur la valeur de ce pixel, l'erreur ne sera que d'un seul bit. L'avantage de la méthode à Code Gray par rapport à une méthode classique [Texas-Instruments 2011] est présentée en figure 1.15. Les motifs à Code Gray sont plus robustes au bruit et les erreurs de décodage sont réduites.

Un méthode alternative avec un codage binaire est également proposé par Hall-Holt et al. [Hall-Holt 2001] pour augmenter la performance de mesure en environnement dynamique. Les éclairage indirects peuvent perturber le décodage des méthodes à code binaire et affecter la précision du résultat. Une synthèse des méthodes permettant de résoudre cette problématique est présentée par Xu et al. [Xu 2007].

### 1.2.4 Méthodes de mesure 3D basées sur la stéréovision passive

Dans les méthodes de stéréovision active, un projecteur est requis pour projeter un signal optique aux propriétés contrôlées, et la mesure est réalisée en analysant le motif projeté. Une

méthode alternative permettant de réaliser de la stéréovision consiste à utiliser deux caméras et pas de système de projection. Cela correspond à de la stéréovision passive (figure 1.16(a)). Plus de deux caméras peuvent parfois être utilisées [Seitz 2006]. Après analyse des correspondances entre les images caméra, l'information de forme l'objet est obtenue par application d'un algorithme de stéréovision.

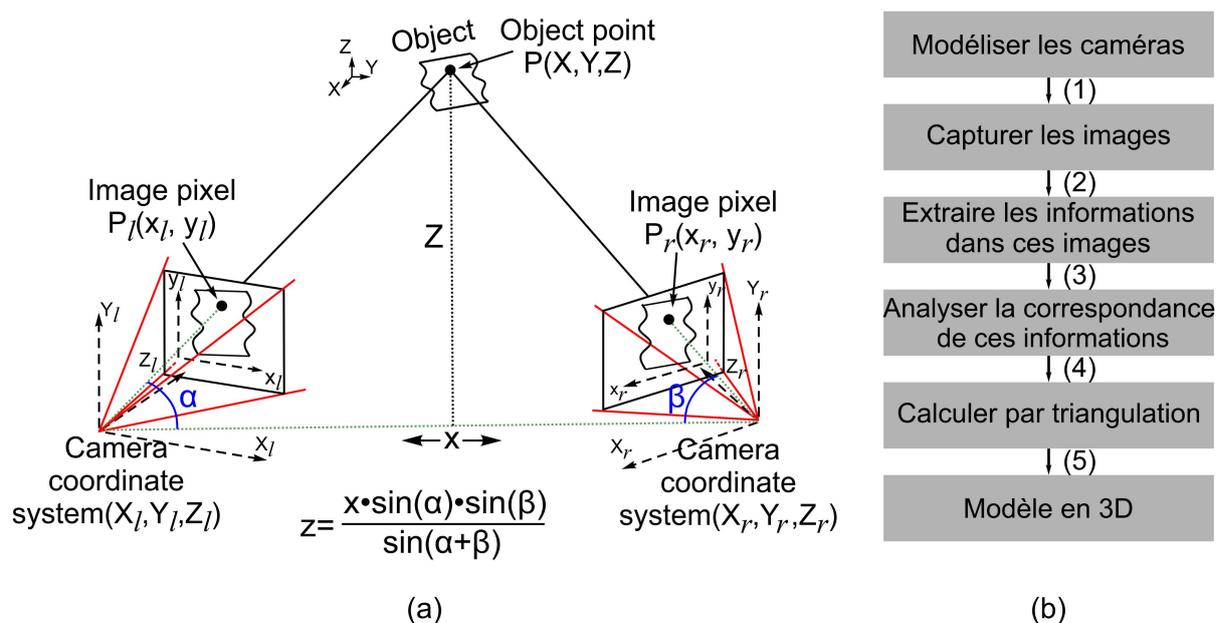


FIGURE 1.16: (a) : Schéma de principe de la triangulation pour les méthodes passives binoculaires. (b) : Étapes permettant d'effectuer la reconstruction en stéréovision passive [Sansoni 2009].

Les étapes de la mesure par stéréovision passive sont les suivantes : (1) capturer les images, (2) analyser des correspondances entre images, (3) calculer des coordonnées 3D de l'objet par triangulation à partir de l'étalonnage du système.

Une difficulté dans les méthodes à stéréovision passive consiste à détecter avec précision les correspondances entre images, c'est à dire qu'il faut déterminer sur les images de toutes les caméras les zones correspondant au même endroit de la scène ou de l'objet.

L'avantage des méthodes à stéréovision passive est notamment qu'elles ne nécessitent pas de sources de lumière spécifiques ou de projecteurs, donc la stéréovision passive a un avantage instrumental de simplicité sur la stéréovision active. De plus, les variations de textures qui peuvent être un inconvénient dans un mode de stéréovision active deviennent un avantage pour détecter les correspondances entre images dans le cas de la stéréovision passive. En stéréovision passive, plus les détails de texture seront fins, plus la reconstruction pourra être précise.

De nombreuses algorithmes de stéréovision passive ont été classifiés dans un article de synthèse [Scharstein 2002]. Le problème principal à résoudre pour ces algorithmes est la détection des

correspondances entre les deux images du système de stéréovision. Une distinction fondamentale peut être réalisée entre les approches qui tentent d'identifier des points caractéristiques communs entre les deux images [Bay 2006], et les approches qui supposent que les surfaces sont continues localement et étudient les correspondances par zones entières pour obtenir une carte de profondeur dense [Bernhardt 2013]. Avec le développement du calcul parallèle par processeur graphique (GPU - Graphical Processor Unit), de nombreux algorithmes calculent les reconstructions en temps réel.

De nombreuses applications de stéréovision passive existent en robotique. Par exemple, les robots basés sur la stéréovision passive sont développés pour aider des gens aveugles [Hawi 2012] ou des personnes âgées [Taghvaei 2010]. Ces méthodes sont aussi appliquées pour modéliser la route ou détecter les piétons dans un véhicule "intelligent" [Tarel 2012] [Lefée 2004]; ou suivre le visage ou le corps [Aissaoui 2012] dans les jeux vidéo.

Dans le domaine médical, et notamment en MIS, les méthodes de stéréovision passive sont utilisées grâce à leur facilité de mis en œuvre. Un laparoscope basé sur la stéréovision passive avec un circuit FPGA permettant une mesure en temps réel, avec une capture de 100 images par seconde [Naoulou 2006] a été développé. Les possibilités et limitations de l'utilisation de stéréo-endoscopes ont également fait l'objet d'une étude [Mueller-Richter 2004]. Un endoscope en stéréovision passive avec un algorithme de mise en correspondance dense pour la reconstruction 3D lors d'une opération chirurgicale a été proposé [Bernhardt 2013]. La résolution de reconstruction de ces méthodes dépend d'une part de la résolution des systèmes d'imagerie et d'autre part de la position respective des caméras. Dans un système de triangulation, plus la distance entre les deux caméras sera élevée, meilleure sera la résolution axiale. La contrainte de miniaturisation en MIS ou en coloscopie va provoquer une diminution de la résolution axiale.

### **1.2.5 Méthodes de mesure 3D basées sur l'utilisation d'une unique caméra, donc monoculaires**

Il est également possible de reconstruire la forme tridimensionnelle à partir d'une unique caméra, donc avec une haute simplicité instrumentale. Les travaux de Marr et al. [Marr 1982] présentent des méthodes de mesure de forme monoculaire à partir de  $X$  ( $X$  pouvant être ombrage, focalisation/défocalisation, mouvement, texture, etc...). La mesure tridimensionnelle avec une méthode monoculaire peut être réalisée avec une seule image ou une séquence d'images comme présenté dans le cas des méthodes à stéréovision active. Dans les sections suivantes, les différentes méthodes de mesure de forme à partir de  $X$  sont présentées.

### 1.2.5.1 Mesure de forme à partir de l'ombrage (SFS - Shape from Shading)

Avec une seule image capturée par une caméra, les méthodes de SFS peuvent récupérer les informations de la forme 3D de surface par la variation progressive de l'ombrage, donc en calculant les variations d'intensité de lumière [Prados 2006]. L'hypothèse de cette méthode est basé sur un modèle où l'intensité de chaque pixel de l'image dépend de l'orientation de la source d'éclairage et de la réflectance de la surface. A partir de la mesure, le gradient de surface, peut être obtenu en connaissant la position de la source lumineuse et l'intensité capturée. En intégrant les orientations de surface pour chaque pixel, il est possible de reconstruire la surface entière.

Pour la grande majorité des méthodes SFS, le modèle Lambertian pour la réflectance de la surface est largement utilisé en raison de sa simplicité. Mais pour une condition de mesure réel, ce modèle de Lambertian peut parfois être mis en défaut. Des modèles plus complexes sont alors proposés. La première utilisation de méthode SFS basée sur un modèle de réflectance non-linéaire est proposé par Horn [Horn 1989]. Quatre types principaux de méthode SFS basés sur des modèles de réflectance non Lambertien sont décrits dans la littérature [Zhang 1999] : l'approche par minimisation, où la solution est obtenue en minimisant la fonction d'énergie ; l'approche par propagation, où l'information de forme se propage à partir de points et vers la surface entière ; l'approche locale, qui récupère des informations de forme à partir de l'intensité et de ses dérivées première et seconde, avec l'hypothèse que la surface est localement sphérique ; et l'approche linéaire, qui calcule la solution en se basant sur une linéarisation de la carte de réflectance.

Les avantages de ces méthodes SFS sont leur simplicité et leur faible coût car une seule caméra utilisée. Une seule image est souvent capturée par reconstruction tridimensionnelle, mais plusieurs images peuvent aussi être utilisés en déplaçant la caméra [Heel 1990] ou la source de lumière [Zhang 1996]. Cependant, une précision de mesure élevée est difficile à obtenir avec ces méthode, spécialement lorsque la réflectance de l'objet est influencée par des facteurs extérieurs. Un autre inconvénient des méthodes SFS est que l'information n'est pas récupérée dans un espace de coordonnées métriques. Ce ne sont que les orientations de la surface qui sont mesurées et qu'il faut intégrer. Cette limitation peut être surmontée en combinant les méthodes SFS et les méthodes stéréoscopiques.

L'application de ces méthodes SFS aux domaine médical de type MIS ou coloscopie peut s'avérer ardu, notamment parce que la source est placée proche de la surface et non considérée comme provenant de l'infini (rayons incidents parallèles entre eux). Dans ce cas, un modèle où la source l'éclairage et le centre optique de la caméra sont considérés comme confondus est proposé en [Rashid 1992]. Avec ce modèle, un résultat de mesure d'un estomac en endoscopie est présenté en [Prados 2006].

### 1.2.5.2 Mesure de forme à partir de la focalisation (SFF - Shape from Focus) ou de la défocalisation (SFD - Shape from Defocus)

Les méthodes de mesure de forme à partir de la focalisation (SFF) utilisent l'information de focalisation dans les images pour obtenir la profondeur ou la distance de l'objet, à partir de la distance focale de l'objectif caméra [Nayar 1994]. Dans ces méthodes, un balayage vertical de l'objet dans la profondeur est réalisé pour déterminer la position focalisée où le contraste est le meilleur. Une seule caméra est suffisante pour réaliser ce balayage et pour capturer une série d'images.

Comme une série d'images doit être capturées dans les méthodes SFF, le processus de mesure peut être coûteux en temps. La mesure sur scène dynamique n'est plus possible.

Pour permettre une mesure dynamique, la méthode de mesure de forme à partir de la défocalisation (SFD) est une alternative. En SFD, l'importance de la défocalisation dans l'image est exploitée pour déterminer la distance ou la profondeur de l'objet, cette méthode SFD ne nécessite donc pas de scanner l'objet [Subbarao 1994]. En contrepartie, la méthode SFD fournit des résultats d'une précision moindre que la méthode SFF avec la nécessité d'un étalonnage complexe avant la mesure.

Ces deux méthodes peuvent également être combinées afin de réaliser un compromis de performance (vitesse et précision de mesure) [Chadebecq 2012]. Pour les méthodes SFF ou SFD, le système est généralement télécentrique, donc avec un grandissement indépendant de la distance de l'objet. Pour ces deux méthodes, l'objet doit avoir une texture suffisamment variée pour extraire la forme 3D. En cas d'objets peu texturés, il est possible de projeter des motifs supplémentaires sur l'objet afin de générer une texture de surface complexe et ainsi d'améliorer la précision de mesure [Nayar 1996].

Grâce à son principe monoculaire et sa simplicité, la méthode de SFF a été appliquée au domaine de l'endoscopie [Takeshita 2009]. Mais elle présume que la surface soit suffisamment texturée, ce qui n'est souvent pas toujours le cas. De plus, la scène doit être statique lors de la capture (donc du balayage) de la scène.

### 1.2.5.3 Mesure de forme à partir du mouvement (SFM - Shape from Motion)

Les méthodes de mesure de forme à partir du mouvement (SFM) tentent de déterminer la forme 3D en utilisant le mouvement relatif entre la caméra et l'objet [Zisserman 2003]. De multiples images de la même scène sont capturées sous différents angles par un système monoculaire, où une seule caméra est déplacée autour de la scène. Le processus de ces méthodes [Mountney 2010a] est

résumé en figure 1.17. Les étapes sont les suivantes : 1) enregistrement des images et estimation de mouvement de la caméra entre chaque image ; 2) optimisation globale sur l'ensemble des images ; 3) reconstruction de la scène.

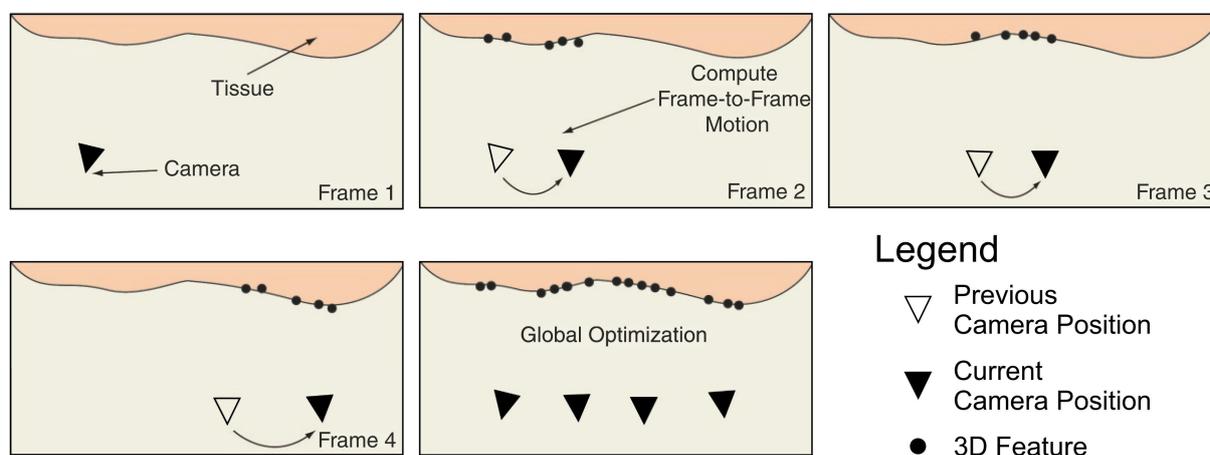


FIGURE 1.17: Mesure de forme à partir du mouvement : Estimation du mouvement de la caméra entre chaque image, puis optimisation globale [Mountney 2010a].

Dans l'étape 1), [Zisserman 2003] propose une méthode permettant d'estimer le mouvement de la caméra en minimisant une fonction de mouvement. Ce modèle pose des hypothèses sur la structure et la géométrie de l'environnement. Il définit la relation mathématique entre les pixels dans les images capturées sous différents angles de vue. Le principal problème de la méthode SFM est la propagation des erreurs d'estimation du mouvement de la caméra. Ce problème peut être résolu par l'optimisation globale dans l'étape 2), qui va minimiser l'erreur d'estimation et supprimer la dérive [Carroll 2009]. A partir des positions estimées de la caméra, la reconstruction de la scène dans l'étape 3) peut être effectuée par correspondance entre les régions communes et les différentes images. Les régions appariées sont triangulées pour estimer leur position tridimensionnelle par rapport la caméra. Ces points 3D sont ensuite maillés pour créer un modèle de l'objet.

Beaucoup d'applications utilisent ces méthodes SFM pour réaliser de la mesure de formes 3D, comme le suivi des visages et des corps [Stoykova 2007]; la mesure des organes en MIS [Atasoy 2008]; la mesure dans l'œsophage par endoscopie [Carroll 2009]; la reconstruction de modèles 3D de colon par coloscopie [Koppel 2007] etc...

La méthode SFM est basé sur l'hypothèse d'une scène statique pendant la capture et le déplacement de la caméra. Cette méthode est mise en défaut si les objets se déforment où se déplacent en cours de mesure. De plus, les méthodes SFM sont coûteuses en temps de calcul, principalement en raison de l'optimisation globale de l'étape 2). Comme une unique caméra est

utilisée, la méthode SFM génère des données 3D uniquement à un facteur d'échelle près, donc pas de mesure absolue.

Une méthode de SFM déformable (DSFM - Deformable Shape from Motion) a été étudiée [Malti 2011] pour mesurer des scènes dynamique. De multiple images montrant la forme observée sous différents états de déformation vont être traitées par la méthode DSFM pour reconstruire la forme 3D observée. Récemment, la combinaison de SFS et SFM a déjà été démontrée à la fois pour des scènes rigide et des surfaces déformables [Malti 2012].

#### **1.2.5.4 Mesure de forme par localisation et cartographie simultanées (SLAM - Simultaneous Localization And Mapping)**

La méthode SLAM a été développée à l'origine pour la localisation par lasers et sonars. C'est une méthode classique en robotique mobile : le principe est de laisser un capteur mobile suivre une trajectoire inconnue en observant un environnement inconnu, le but est d'estimer simultanément la structure de l'environnement (une carte de point 3D) et la position du capteur par rapport à cette carte. Le capteur peut être une unique caméra.

La méthode SLAM alterne entre une étape de prédiction, où la position de la caméra est estimée, et une étape de mise à jour, où la surface est mesurée par rapport à la position de caméra [Mountney 2010a]. Dans un système de type SLAM, une carte des points caractéristiques de l'environnement est générée et une variable d'état contenant la position de la caméra est estimée pendant la mesure. L'incertitude ou le bruit dans le système sont également modélisés, donc intégrés dans le modèle.

Afin d'estimer la trajectoire, un modèle de prédiction de la position caméra est généré et un modèle de mesure de l'état actuel du système est utilisé. Une étape de mise à jour permet de confronter le modèle de prédiction avec le modèle de mesure afin de s'assurer de la fiabilité de la prédiction. Un filtre de Kalman étendu (EKF - Extended Kalman filter) est souvent employé pour modéliser le système non-linéaire. Le processus de la méthode SLAM est décrit en [Mountney 2009], et appliqué à MIS.

Les application de la méthode SLAM sont nombreuses. Son succès dans la robotique mobile la rend attractive pour la chirurgie guidée par l'image et MIS, en grande partie de raison de son fondement probabiliste et sa capacité à effectuer les calculs en temps réel. Contrairement à la méthode SFM, la méthode SLAM n'a besoin pas un processus de convergence globale pour obtenir une estimation précise de la scène. La mesure en temps réel est donc possible, par exemple à 25 Hz en laparoscopie [Grasa 2009].

L'une des principales faiblesses de la méthode SLAM est qu'elle se trouve mise en défaut

si la scène n'est pas statique, comme cela était le cas pour les méthodes SFM. Pour une scène dynamique, la méthode SLAM basée sur un EKF a été appliquée avec succès lors de laparoscopie avec de faibles déformations de l'organe mesuré [Grasa 2009], cette méthode étant malgré tout mise en défaut en cas de mouvements brusques de caméra. Dans ce cas, des solutions ont été étudiées [Grasa 2011] pour permettre une mesure en conditions difficiles, notamment avec des mouvements brusques de la caméra et une déformation temporaire des tissus. L'estimation du mouvement de la caméra et de la déformation de l'objet dans la scène dynamique peuvent être effectués simultanément [Mountney 2010b]. La méthode SLAM a également été appliquée en endoscopie par stéréovision [Mountney 2006].

### 1.2.6 Méthodes à temps de vol (TOF - Time of Flight)

Les scanners 3D à temps de vol sont un choix possible pour des mesures à grandes distances à des résolutions millimétriques. Dans un système de type TOF, le temps de propagation aller-retour de l'onde optique va donner l'information de distance à l'objet. Par exemple, un émetteur génère une impulsion de laser, qui va se réfléchir à la surface de l'objet. Un récepteur, par exemple de type photodiode, détecte l'impulsion réfléchie et mesure le temps de propagation du signal et son intensité. Différentes techniques peuvent être utilisées, telle l'impulsion laser, la modulation d'amplitude, la modulation de fréquence, la détection hybride, etc. [Wang 1987]. En réalisant une moyenne sur plusieurs impulsions, la méthode de type laser pulsé va donner une résolution de l'ordre de 5 à 10 mm. En utilisant la modulation d'amplitude, la résolution peut atteindre 3 à 5 mm. Des résolutions sub-millimétriques sont possibles en utilisant la modulation de fréquence [Gokturk 2004].

Cette méthode a nombreux avantages. La précision est constante dans l'espace de mesure. Les problèmes d'occlusion rencontrés en stéréovision ne sont pas présents et le système utilisant la technique TOF peut être très compact. Cette technique présente aussi certains inconvénients. L'étalonnage du système est complexe, car fortement dépendant des conditions extérieures ou expérimentales. Les erreurs systématiques dans la profondeur peuvent atteindre plusieurs centimètres et les capteurs de type TOF sont généralement sensible à la température avec une dérive du signal mesuré [Lindner 2008]. Les inter-réflexions, la texture des objets et la diffusion dans le volume vont aussi causer des erreurs de profondeur. Cette méthode est également limitée par le niveau de puissance admissible du rayonnement laser, déterminé selon des considérations de sécurité.

Cependant, la méthode de TOF a également été prise en compte pour l'imagerie endoscopique grâce à ses avantages de compacité et l'absence d'occlusions. Penne et al. [Penne 2009] proposent

un endoscope rigide basé sur cette méthode TOF avec des fibres optiques pour l'illumination et l'observation. Une erreur moyenne de 0,89 mm pour les mesures d'un cube en plastique avec une longueur de 15 mm à une distance de 30 mm est obtenue expérimentalement. Pour cette application endoscopique, la qualité de mesure est pénalisée par la variation de texture en surface et la diffusion de l'onde dans le volume du tissu biologique.

### **1.2.7 Bilan de ces méthodes optiques de mesurer la forme tridimensionnelle**

Les méthodes optiques de mesure de formes tridimensionnelles ont été divisées en plusieurs catégories : les méthodes par stéréovision active, les méthodes par stéréovision passive, les méthodes monoculaires et les méthodes à temps de vol. Pour chacune de ces catégories, les différents techniques associées ont été détaillées ainsi que des exemples d'applications dans un cadre industriel ou médical.

La méthode de stéréovision active, où une image est projetée sur l'objet et capturée sous un angle de triangulation, peut fonctionner en environnement dynamique avec une mesure temps-réel. Un avantage de ces méthodes à stéréovision active est qu'elles apportent leur propres motifs sur la scène à analyser, et donc sont capables de mesurer des surfaces initialement peut texturées. La stéréovision active est optimale si la texture est uniforme et non réfléchissante. La projection d'une image en couleur peut apporter de l'information complémentaire, mais s'avère compliquée si la scène à mesurer est également texturée en couleur. Si la mesure en temps réel n'est pas nécessaire ou bien si la scène est statique, la stéréovision active avec une projection séquentielle de multiple images permet de fournir un résultat plus performant.

Les méthode passive monoculaire ont l'avantage de compacité et de facilité d'installation grâce à l'utilisation d'une unique caméra et sans projecteur. Le matériel médical existant (endoscopie, coloscopie ou laparoscopie...) peut donc directement utiliser cette méthode. La mesure en temps réel, pour des scènes dynamiques peut être obtenue par l'analyse d'une seule image en utilisant la méthode SFS, mais avec des résolutions de l'ordre de quelques millimètre. La méthode SFF offre des résolutions supérieures avec comme inconvénient la nécessité d'un balayage vertical de l'objet qui empêche cette méthode de fonctionner en mode dynamique. Pour les méthodes SFM et SLAM, plusieurs angles de vue de la même scène récupérées au cours du temps permettent d'effectuer la reconstruction tridimensionnelle et de positionner la caméra dans l'espace. Le mouvement de la caméra à malgré tout tendance à apporter des incertitudes sur le résultat, et la mesure dynamique s'en trouve compliquée.

La méthode de stéréovision passive peut permettre une mesure temps réel et fournit des performances supérieures à celles des systèmes monoculaires. La scène doit être texturée pour simplifier

la détection des points caractéristiques.

Enfin, La méthode de temps de vol à l'avantage d'éviter d'avoir des zones d'occlusion et s'applique dans un encombrement réduit. En conséquence elle peut s'appliquer notamment à l'imagerie endoscopique. Afin de libérer pleinement le potentiel de cette méthode, une augmentation technique des performances des capteurs à temps de vol est encore nécessaire.

Le tableau 1.2 suivant propose une synthèse des méthodes présentées dans cette partie selon différents critères. Ce n'est pas précisé dans le tableau 1.2, mais en combinant plusieurs de ces méthodes (par exemple en combinant le code gray avec les méthodes à décalage de phase, ou bien en combinant les méthodes SFD et SFF, ou encore en combinant stéréovision passive avec SFM), il est possible d'obtenir des résultats plus performants ou de compenser des défauts de certaines de ces méthodes.

TABLE 1.2: Comparaison entre les différentes méthodes de mesure de formes tridimensionnelles.

système	actif				passif				
	stéréovision active				stéréovision passive				
					monoculaire				binoculaire
méthode	une image	deux ou trois images	plusieurs images	temps de vol	SFS	SFF	SFM	SLAM	stéréo passive
nombre d'image minimum	1	2	plusieurs	1	1	plusieurs	plusieurs	plusieurs	2
temps de mesure	réel	moins réel	pas réel	réel	réel	pas réel	moins réel	réel	réel
triangulation	oui	oui	oui	non	non	non	oui	oui	oui
système complexité (matériel supplémentaire)	oui, un projecteur			oui, un récepteur de signal d'onde	non	oui, un actionneur de scanning	non	non	oui, deux caméras
auto illumination	oui	oui	oui	oui	non	non	non	non	non
profondeur de champ	dépend de l'angle de stéréovision			du centimètre au mètre	champ de caméra	équivalente au balayage en Z	champ de caméra	champ de caméra	dépend de l'angle de stéréovision
problème de correspondance	oui	oui	oui	non	non	non	oui	oui	oui
adapter à la scène dynamique	oui	non	non	oui	oui	non	oui, si DSFM	oui, si EKF SLAM	oui
performance en surface non texturée	bonne	bonne	bonne	bonne	mauvaise	mauvaise	mauvaise	mauvaise	mauvaise
influence de la diffusion	oui	oui	oui	oui	non	non	non	non	non
influence d'orientation de surface	oui	oui	oui	oui	oui	non	non	non	non
occlusion	oui	oui	oui	non	non	non	oui	oui	oui
résolution latérale $\approx$ résolution capteur	non, résolution du motif			oui	oui	oui	oui	oui	oui
résolution axiale minimum	$\leq$ mm	$\leq$ mm	$\approx$ sub mm	$\leq$ mm	$>$ mm	$\approx$ sub mm	$\leq$ mm	$\leq$ mm	$\leq$ mm
application médicale	++	+	+	-	+	-	+++	+++	+++
avantage	mesure rapide	précision améliorée	précision meilleur	mesure de champ large, pas occlusion	simplicité, coût faible, mesure rapide	coût faible, précision améliorée	coût faible, simplicité	coût faible, simplicité, mesure rapide	mesure rapide
défaut	précision baissée	vitesse de mesure baissée	mesure de long temps	coût cher, précision baissée	précision baissée, influence d'orientation	scène statique, mesure de long temps	précision baissée, scène statique	précision baissée, composant de mouvement	précision baissée, problème de correspondance

## 1.3 Instruments endoscopiques médicaux pour la mesure tridimensionnelle

### 1.3.1 Introduction

Dans la partie précédente, différentes méthodes optiques permettant de mesurer la forme tridimensionnelle ont été détaillées avec leurs applications industrielles ou médicales. Cependant, la méthode de mesure n'est pas le seul facteur qui va influencer la performance de mesure, la structure du système est aussi un critère important. Par exemple, il faut assurer la miniturisation en MIS et la flexibilité en coloscopie, tout en assurant la compatibilité instrumentale avec la méthode sélectionnée. Une méthode de mesure permettant d'identifier la forme 3D va par exemple aider les médecins à identifier une tumeur dans son stade initial asymptotique, et à l'enlever. De plus, si le système de mesure est bien adapté à des conditions de mesure dans le corps (miniaturisé, flexible etc...) cela va diminuer le traumatisme post-opératoire et la durée de l'hospitalisation. Même si l'intégration de la mesure 3D et son diagnostic associé en MIS et en coloscopie sont encore à l'état expérimental, la recherche et l'innovation instrumentale ne cessent d'améliorer la capacité des médecins à aider leur patients. Poussé par les avancées dans l'électronique, la science des matériaux, la détection et l'actionnement, de nouveaux dispositifs en MIS, des techniques de diagnostic et des traitement ont récemment émergées. En conséquence, des systèmes médicaux typiques basés sur les différentes méthodes de mesure vont être présentés dans les sections qui suivent.

### 1.3.2 Systèmes basés sur la méthode de stéréovision active

Dans le domaine médical, les mesures tridimensionnelles doivent généralement être réalisées à une cadence élevée (ex : 30 captures par seconde) et sur des scènes dynamiques. Les méthodes de stéréovision active où une seule image est projetée peuvent répondre à cette attente contrairement à celles où une séquence d'images doit être projetée. Différents types de motifs peuvent d'ailleurs être intégrés dans cette image comme expliqué en partie 1.2.3.1.

#### 1.3.2.1 Systèmes de stéréovision active avec projection d'une seule image

Basé sur la méthode de stéréovision active avec la projection d'une seule image, un système endoscopique complet a été développé par Schmalz et al.[Schmalz 2012]. L'ensemble des étapes de réalisation de l'endoscope 3D sont présentées dans cette étude, de la conception à la fabrication, jusqu'à la description d'un algorithme adapté à l'instrument. Finalement les évaluations

expérimentales du dispositif sont détaillées (figure 1.18). Pour ce prototype d'endoscope, un motif constitué de 15 anneaux de couleurs distinctes est projeté. L'agencement des couleurs entre les 15 anneaux permet d'éviter une mauvaise interprétation dans l'identification des anneaux, même en cas de forte variation de la texture de l'objet à mesurer. Le problème de correspondance entre le projecteur et la caméra est résolu en identifiant les changements de couleur entre chaque anneau plutôt que les couleurs elles-mêmes, les frontières étant plus faciles à détecter que les couleurs, ce qui rend la reconstruction plus robuste.

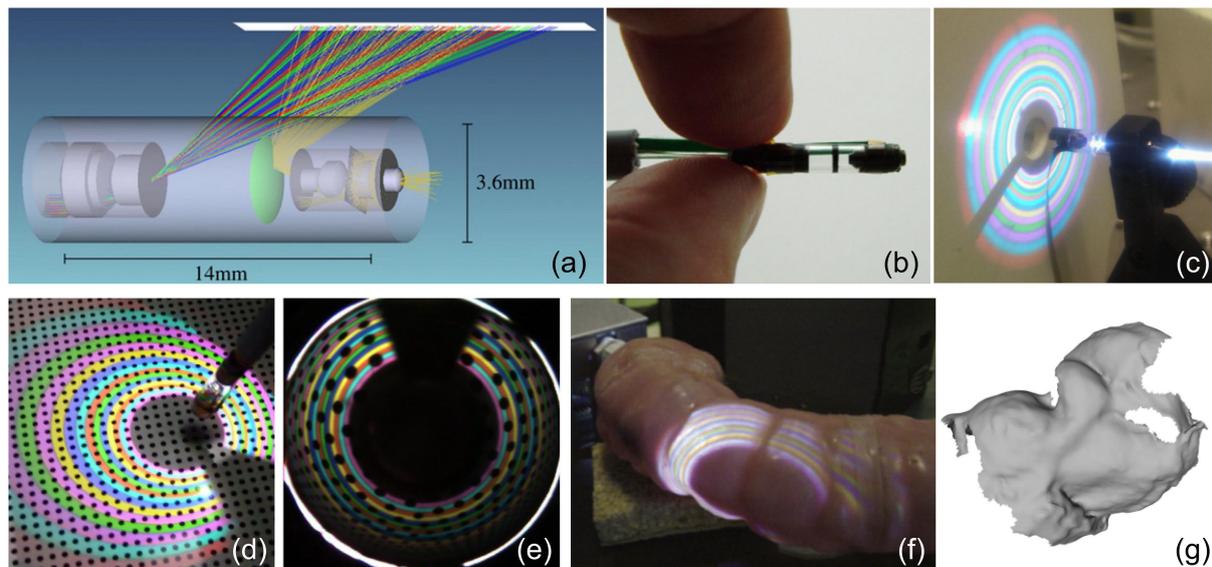


FIGURE 1.18: Après [Schmalz 2012]. (a) : Schéma de la tête de l'endoscope. Une fibre optique apporte la lumière vers le projecteur placé dans la partie gauche de la tête. Le motif constitué d'anneaux de couleurs est projeté en périphérie de la sonde et capturé par une première caméra via un miroir sphérique (composant vert). La deuxième caméra dans l'extrémité droite de la tête fournit une vue frontale. (b) : La réalisation de prototype de l'endoscope (diamètre 3,6 mm et longueur 14 mm). (c) : Prototype en fonctionnement. Le câble de connexion pour la caméra provoque une petite ombre. Les anneaux intérieurs sont moins larges pour compenser les distorsions de la caméra. (d) : Etalonnage du projecteur avec une mire de calibration. (e) : Image capturée par la caméra. La zone noire en haut est causé par le câble de la caméra et la zone noire centrale est l'image de la caméra elle-même dans le miroir. (f) : Mesure expérimentale d'un côlon artificiel. (g) : La surface du côlon artificiel est reconstruite à partir de 50 captures d'images.

La miniaturisation de l'instrument est possible grâce à l'utilisation d'une micro-caméra de dimension frontale  $1,2\text{ mm} \times 1,2\text{ mm}$  avec une résolution de  $400 \times 400$  pixels. En conséquence, le diamètre de la sonde est de 3,6 mm et sa longueur de 14 mm. Cette sonde est bien adaptée pour les cavités tubulaires ou cylindriques, comme la mesure coloscopique. Le volume de mesure de ce prototype est un cylindre d'environ 30 mm de diamètre. Il est également possible de réaliser des mesure 3D à la cadence de 30 Hz.

La structure principale de ce prototype d'endoscope est une caméra catadioptrique et un projecteur intégrés à l'intérieur d'un tube de verre cylindrique. Le système de triangulation entre la caméra et le projecteur est réalisé par un alignement non classique, la projection est latérale ce qui permet un angle stéréoscopique élevé. La source de lumière est externe et connectée à la sonde par une fibre optique. Le motif est projeté autour de la tête de l'endoscope et capturé par une caméra grand angle, qui utilise un miroir sphérique face à elle pour une vision périphérique. Une deuxième caméra à angle étroit observe la zone en face de l'endoscope et donne des informations frontales pour l'opérateur. Avec cet endoscope, différentes mesures expérimentales ont permis d'estimer des erreurs axiales moyennes inférieures à  $200 \mu\text{m}$ .

On peut réaliser une synthèse de ce système endoscopique [Schmalz 2012] dans le tableau 1.3 :

TABLE 1.3: Synthèse des caractéristiques d'un système endoscopique à stéréovision active [Schmalz 2012].

Avantages	Inconvénients
▲ miniaturisation de la tête de l'endoscope ( $\phi 3,6 \text{ mm} \times L14 \text{ mm}$ );	▲ mesurer sur des scènes non-rigide est encore un challenge;
▲ mesure en temps réel (projection d'une seule image);	▲ effet de distorsion type fish-eye présent dans l'image capturée;
▲ méthode active, robuste sur scènes avec texture uniforme;	▲ résolution de caméra limitée ( $400 \times 400$ );
▲ angle stéréoscopique élevé;	▲ plusieurs captures sont nécessaires pour une reconstruction dense;
▲ résolution élevée, sous le millimètre;	
▲ grande zone de vue, autour et en face par deux caméras respectivement;	

Un autre exemple, basé sur la même méthode de stéréovision active avec une seule image de motif, est aussi développé par Maurice et al. [Albitar 2007] [Maurice 2011a] [Maurice 2011b] [Maurice 2012] et appliqué avec un laparoscope. Des motifs évolués et robustes sont proposés pour une reconstruction en environnement difficile notamment en présence d'occlusions. Ces motifs sont projetés en utilisant des réseaux d'optique diffractives, comme illustré en figure 1.19(a).

La génération de ce type de motif est étudiée en détail dans le premier article [Albitar 2007] et est basé sur la mesure de distance de Hamming. Si la distance de Hamming entre 2 motifs identiques est supérieure à 3, la carte qui encode l'ensemble des motifs est notée carte parfaite et permet de simplifier le décodage. La carte parfaite assure que chaque voisinage de  $3 \times 3$  est unique dans l'image entière, ce qui permet d'identifier les motifs plus facilement et précisément

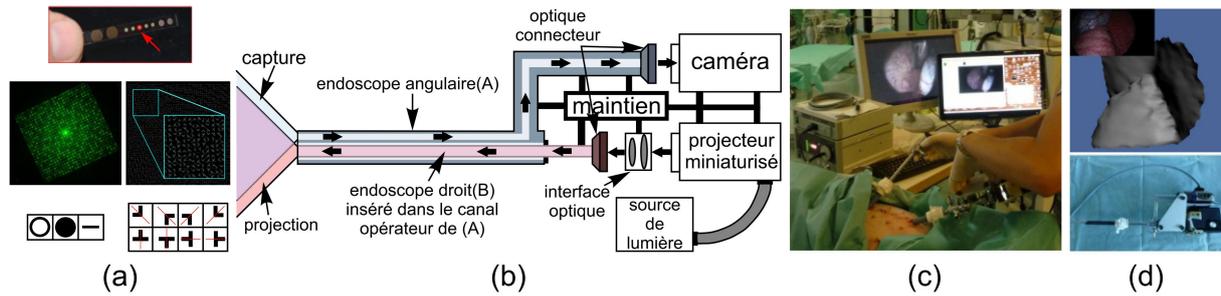


FIGURE 1.19: (a) : (haut) Un réseau d'optique diffractive de  $\phi=1,3$  mm est utilisé pour la projection du motif. (en bas à gauche) Motif généré (taille de  $29 \times 27$ ) en première phase [Albitar 2007] avec trois symboles. (bas à droite) Motif utilisé (taille de  $50 \times 50$ ) en deuxième phase [Maurice 2012] avec 8 symboles cunéiformes. (b) : Synopsis du laparoscope 3D. L'endoscope droit est connecté avec le projecteur miniaturisé via l'interface optique, pour composer le canal de projection. (c) : Expérimentation du laparoscope 3D dans une salle d'opération de l'IRCAD France (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif), les structures internes d'un abdomen de porc sont mesurées. (d) : (haut) Résultat de reconstruction 3D. (bas) Prototype de laparoscope.

lors du processus de décodage. Afin de faciliter encore l'étape de décodage, il est plus efficace de traiter moins de symboles. Donc 3 symboles sont utilisés pour générer une matrice de  $27 \times 29$  symétrique centrale. Le motif projeté est monochrome en utilisant une source de lumière de laser vert. Les performances instrumentales pour une scène dynamique sont vérifiées par une mesure tridimensionnelle dans un abdomen de porc.

Basé sur ce type de motif, un laparoscope 3D pour MIS, illustré en figure 1.19(b), est proposé dans la deuxième phase d'étude [Maurice 2012] avec de nouveaux symboles dans le motif projeté

TABLE 1.4: Synthèse des caractéristiques d'un laparoscope à stéréovision active [Albitar 2007] [Maurice 2011a] [Maurice 2011b] [Maurice 2012].

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> <li>▲ motif robuste en présence d'occlusion, d'ombrages... et système miniaturisé (<math>\phi=10</math> mm) ;</li> <li>▲ processus de décodage rapide ;</li> <li>▲ adapté à des scènes dynamiques ;</li> <li>▲ caméra haute résolution (full HD) ;</li> <li>▲ une seule image projetée = temps réel (25 images/seconde) ;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▲ endoscopie rigide uniquement</li> <li>▲ la taille du motif et la dimension du symbole doivent être adaptées au cas de la mesure ;</li> <li>▲ le canal opérateur est remplacé par un système de projection</li> </ul>

(figure 1.19(a)). Ce laparoscope dont le diamètre est de 10 mm est composé de deux canaux rigides. L'un des canaux est connecté à une caméra de haute résolution (full HD), dans le deuxième canal est inséré un endoscope droit de plus petite taille qui est connecté au projecteur compact extérieur via une interface optique. La source lumière blanche est une source Karl Storz Xenon 300. La performance de ce laparoscope est également testée sur un abdomen de porc. Le résultat de reconstruction est présenté en figure 1.19(d). Le résumé de ce système laparoscopique est présenté dans le tableau 1.4.

### 1.3.2.2 Systèmes de stéréovision active basés sur le décalage de phase

Comme présenté dans les deux exemples précédents, projeter une seule image est bien adapté au cas de MIS, qui nécessite la mesure en temps réel dans une scène dynamique. Cela est réalisé au dépend de la précision pour augmenter la cadence de mesure. Cependant, dans certains cas tels que le diagnostic intra-oral, la méthode à décalage de phase avec projection de plusieurs images peut être appliquée pour augmenter la précision de mesure.

Un système miniaturisé permettant de reconstruire la forme tridimensionnelle de dents avec

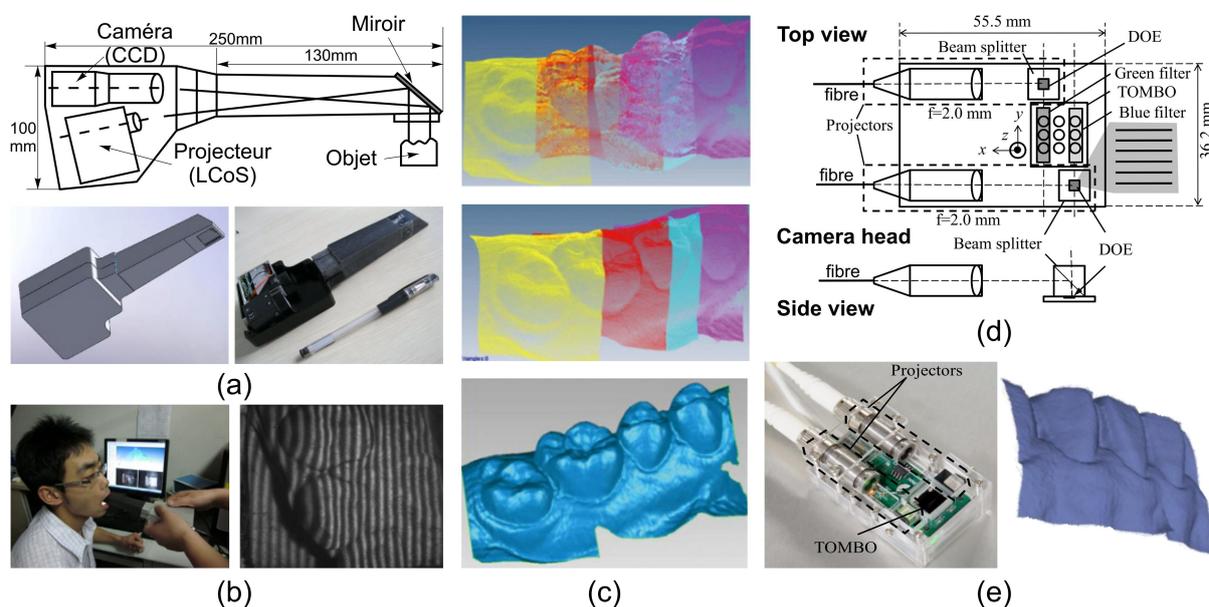


FIGURE 1.20: (a) : (haut) Structure du système de mesure de la forme de dents [Cui 2013]. (bas à gauche) Modèle CAO du système. (bas à droite) Prototype. (b) : (gauche) Mesure intraorale. (droite) Image capturée avec un motif à décalage de phase. (c) : (haut) De multiples nuages de points sont capturés. (centre) Regroupement des nuages de points. (bas) Modèle 3D géométrique obtenu à partir des multiples vues. (d) : Configuration du système de mesure intra-orale [Kagawa 2009]. (e) : (gauche) Prototype du système de mesure. (droite) Modèle de dent mesuré par ce système.

une méthode à décalage de phase est proposé par Haihua et al.[Cui 2013] [Cui 2012] et présenté en figure 1.20. Les motifs dynamiques (une suite temporelle de motifs distincts) sont projetés par un projecteur compact à cristaux liquide (LCoS - Liquid Cristal on Silicium) couplé à un miroir. Les motifs déformés sont capturés par un capteur CCD (CCD - Charge Coupled Device). La résolution du projecteur LCoS dans cet exemple est de  $640 \times 480$  pixels. Le champ de vue est de dimension  $20 \times 20$  mm.

TABLE 1.5: Synthèse des caractéristiques du système de stéréovision active pour la mesure de dents [Cui 2013] [Cui 2012].

Avantages	Inconvénients
▲ Mesure précise avec la méthode à décalage de phase ;	▲ Miniaturisation insuffisante pour un endoscope ou un coloscope ;
▲ Large choix de motifs projetés ;	▲ Mesure de scènes statiques uniquement ;
▲ Bonne résolution d’image ;	▲ Plusieurs captures sont nécessaires pour une reconstruction complète ;

Dans un même contexte, Kagawa et al.[Kagawa 2009] proposent un autre système de mesure compact pour le diagnostic intra-oral (figure 1.20(d)). Ce système utilise deux projecteurs à différentes longueurs d’onde (bleu et vert) afin d’augmenter la résolution spatiale. Un élément d’optique diffractive est intégré pour réaliser la projection. Ce système est miniaturisé, de dimension  $55 \times 36 \times 21$  mm<sup>3</sup> et l’erreur commise sur la profondeur est réduite (0,27 mm pour un plan à distance de 40 mm).

### 1.3.2.3 Autres systèmes de stéréovision active

Un endoscope 3D est proposé par Hasegawa et al.[Hasegawa 2002], qui intègre dans la tête de mesure : des lentilles, un capteur CCD pour la capture, un guide d’image fibré pour la projection et une voie d’éclairage. Son diamètre est de 16 mm (figure 1.21(a)). La source de lumière, le générateur de motif et la partie de contrôle de ce système sont connectées avec la tête de mesure via des fibres optiques. Ainsi, le lieu de la mesure et la partie contrôle sont déportés à distance ce qui réduit leurs interactions. Les informations tridimensionnelles peuvent être capturées entre 15 et 30 secondes avec ce système, le champ de mesure est de  $10 \times 10$  mm, pour une distance de mesure comprise entre 50 et 70 mm. Le diamètre de la tête est de 16 mm.

Un endoscope de type de temps de vol est proposé par Penne et al.[Penne 2009] (figure 1.21(b)). La scène est illuminée avec une lumière incohérente, proche infrarouge et modulée en intensité.

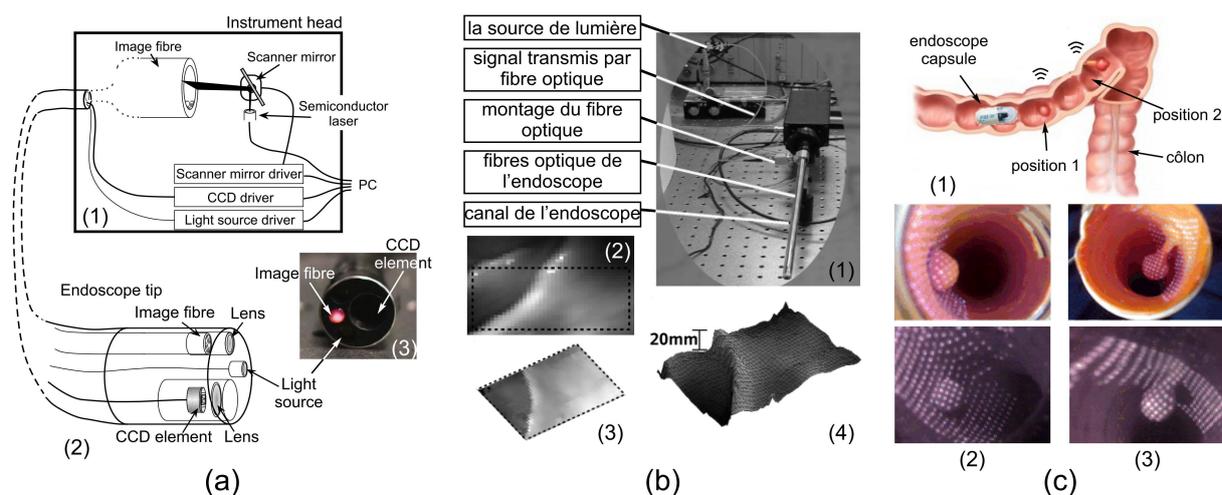


FIGURE 1.21: (a) : Endoscope proposé dans [Hasegawa 2002] : (1) Configuration du boîtier d'imagerie. (2) Configuration de la tête de l'endoscope. (a-3) Image de la tête de l'endoscope. (b) : Endoscope à temps de vol présenté dans [Penne 2009] : (1) : Configuration matérielle de cet endoscope ToF. (2) : Données en amplitude avec une région d'intérêt (ROI) lors d'une expérimentation dans un estomac de porc. (3) : Carte de hauteur sur la ROI. (4) : Visualisation 3D de la ROI. (c) : Endoscope capsule proposé dans [Ayoub 2011] : (1) : L'endoscope projette un motif, capture les images dans le cõlon et les transmet. (2) : Mesure sur un modèle de silicone de cõlon dans le cas d'une hyperplasie. (3) : Mesure un modèle silicone de cõlon dans le cas d'un adénome.

Chaque pixel est synchronisé avec l'éclairage et mesure le retard de phase entre la lumière émise et réfléchi. Ce retard est directement liée au temps de propagation du signal, qui donne la distance du point de la scène. Cet endoscope a une structure compacte avec un diamètre de 10 mm et un champ de mesure est de 3 cm. La mesure en temps réel est réalisée dans ce dispositif endoscopique (25 fps) avec une précision moyenne de 0,89 mm. Les défauts de ce dispositif sont principalement sa basse résolution en terme de nombre de points mesurés simultanément ( $64 \times 48$  pixels).

Basé sur la stéréovision active, un système de projection à codage spectral a été proposé par Clancy et al. [Clancy 2011]. Une source laser très large bande est utilisée pour projeter une grande variété de couleurs distinctes dans un faisceau de fibres ( $\phi = 1,7$  mm), ce qui permet de projeter des points de couleurs distinctes sur le tissu biologique, l'avantage de ce principe est la haute luminosité de projection. Le problème de diffusion dans le tissu reste malgré tout un inconvénient.

### 1.3.3 Systèmes basés sur la méthode de stéréovision passive

Les systèmes à stéréovision passive sont généralement plus simples à mettre en place que ceux à stéréovision active, car seulement une ou deux caméras sont nécessaires, et pas de dispositifs de projection. Dans les applications médicales, notamment de type MIS, de nombreux systèmes

profitent des avantages de la méthode passive pour effectuer une miniaturisation efficace.

### 1.3.3.1 Système de stéréovision passive à deux caméras

La méthode de stéréovision passive binoculaire s'est inspirée à l'origine des capacités du système visuel humain à visualiser la 3D. En utilisant un processus de triangulation, la distance entre l'objet et l'observateur peut être calculée (figure 1.16(a)). Quand un endoscope stéréo est utilisé, par exemple en MIS ou en coloscopie, des techniques de vision par ordinateur peuvent être

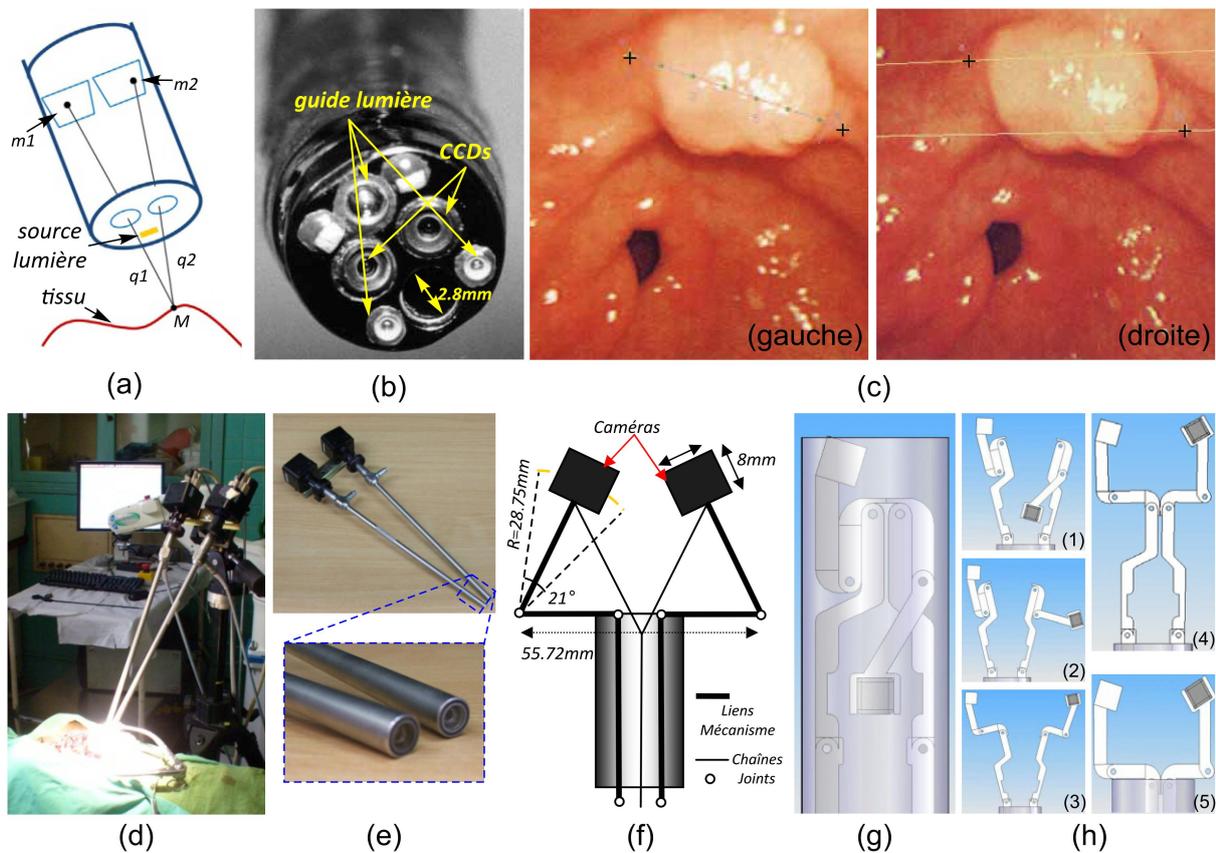


FIGURE 1.22: Premier système : (a) : Principe de la reconstruction tridimensionnelle basé sur la stéréovision passive. (b) : Endoscope de stéréovision passive proposé dans [Yao 2002]. Sont intégrés deux capteurs CCD, trois guides de lumière et un canal opérateur de 2,8 mm dans une tête de 10,5 mm. (c) : Mesure d'un adénome gastrique [Yao 2002]. Deux points correspondants sont indiqués dans la paire d'images. Le temps de mesure est de 2042 ms. Deuxième système : (d) : Mesure un cœur battant de porc [Richa 2011]. (e) : La configuration du système décrit dans [Richa 2011] utilise deux endoscopes Storz reliés à deux caméras haute vitesse (1m75 DALSA), monté de façon rigide. Troisième système : (f) : Schéma du mécanisme proposé dans [Rajesh 2007] pour agrandir la distance entre les caméras du système de stéréovision. (g) : Schéma du dispositif replié (installé dans un tube). (h) : Etapes de déploiement du mécanisme, détaillées dans [Rajesh 2007].

appliquées pour obtenir la géométrie de la surface du tissu à partir d'une paire d'images (figure 1.22(a)). Un point à la surface du tissu,  $M$ , est projeté sur les points  $m_1$  et  $m_2$  sur deux plans de images des caméras par les rayons  $q_1$  et  $q_2$ . A partir de l'étalonnage géométrique, et pour deux pixels ( $m_1$  et  $m_2$ ) correspondants dans la paire d'images stéréoscopiques, la position tridimensionnelle d'un point de la surface peut-être calculée par un calcul de l'intersection des rayons ( $q_1$  et  $q_2$ ).

Basé sur ce principe, un système endoscopique de stéréovision passive (utilisant un coloscope GIF-200, Olympus Optical Co., Ltd., Tokyo, Japan) est proposé par Kenshi et al.[Yao 2002] pour mesurer des lésions gastriques (figure 1.22(b)). Les images endoscopiques de gauche et de droite sont capturées et enregistrées simultanément lors de l'examen endoscopique. A partir de ces images, la mesure tridimensionnelle peut être réalisée en utilisant le principe de triangulation. L'erreur entre la valeur vraie ( $V_t$ ) et la valeur mesurée ( $V_m$ ) est calculée pour différents objets. Cette erreur absolue ( $E = |V_m - V_t|/V_t$ ) est inférieure à 10 lors de la mesure d'un tissu dont le diamètre est inférieur à 20 mm, c'est à dire un cas classique de l'examen gastrique.

Dans certaines applications en MIS, le système de stéréovision passive à deux caméras est utilisé pour mesurer des scènes dynamiques, par exemple la reconstruction de la forme de surfaces cardiaques et le suivi de leurs déformations. Richa et al.[Richa 2011] proposent un système binoculaire (figure 1.22(d)) qui peut réaliser une mesure en 83 fps. La performance du système est vérifiée expérimentalement dans un cœur battant de porc. A noter que la précision de la triangulation diminue lorsque la distance entre les centres de la caméra (baseline en anglais) diminue. La majorité des systèmes stéréo dans MIS ont un diamètre de 10 mm et la distance entre les caméras est environ de 5 mm, le système Da Vinci<sup>®</sup> [Haber 2010] utilise une distance de 8 mm. Pour résoudre ce problème, un système permettant d'augmenter l'écartement entre les caméras est proposé par Rajesh et al.[Rajesh 2007], illustré sur figure 1.22(f). Le diamètre de leur système est de 15 mm, et la distance entre les caméras varie de 29 mm à 41 mm.

TABLE 1.6: Synthèse des caractéristiques du système endoscopique de stéréovision passive proposé dans [Yao 2002].

<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▲ système flexible et miniaturisé (<math>\phi 10,5</math> mm);</li> <li>▲ correction des distorsions;</li> <li>▲ utilisé commercialement;</li> <li>▲ mesure temps réel;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▲ problème de mise en correspondance;</li> <li>▲ résolution de mesure limitée par la faible distance entre caméras;</li> </ul>

### 1.3.3.2 Système de stéréovision passive à une caméra

Sous certaines conditions, il est parfois possible de réaliser de la stéréovision passive en utilisant une seule caméra. Sam et al. [Bae 2012] ont proposé un système permettant de générer deux angles de vue par l'utilisation d'un seul objectif de caméra. Cela a été réalisé en plaçant une paire de filtres complémentaires passe-bande (CMBFs - Complementary Multi-Bandpass Filter) au niveau de l'ouverture (figure 1.23).

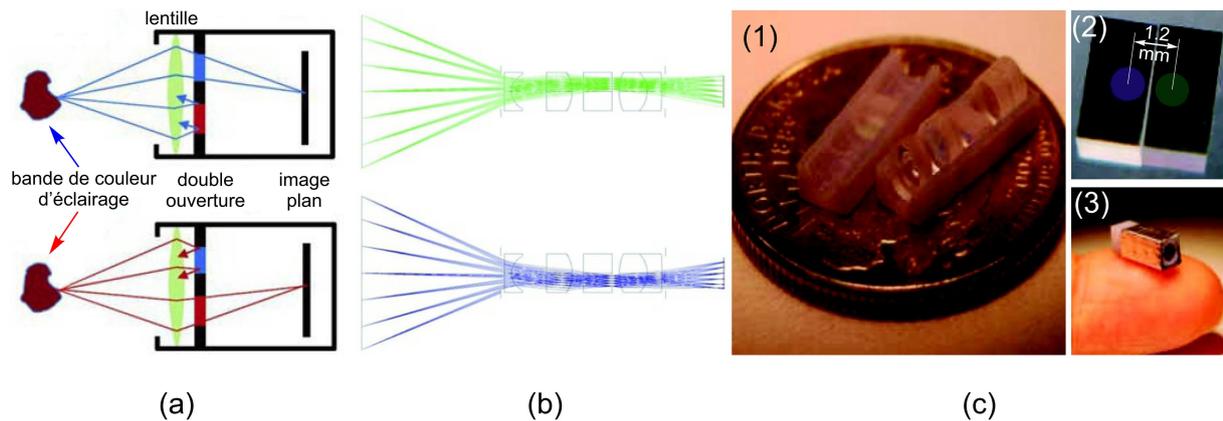


FIGURE 1.23: Système monoculaire avec deux points de vue proposé dans [Bae 2012]. (a) : Double ouverture créée par une paire de CMBFs. Le schéma montre l'ouverture CMBF selon la bande spectrale d'éclairage. (b) : Tracé de rayon simulé par un logiciel de simulation optique. (c) : Un stéréo endoscope utilisant cette technologie est intégré dans un boîtier de prototypage rapide. (1) : Prototype et lentilles de 3 mm placés sur une pièce de monnaie des Etats-Unis. (2) : Photos des filtres type CMBF en deux parties. (3) : Prototype de dimension  $4 \times 4 \times 12 \text{ mm}^3$  avec intégration des lentilles et des filtres.

Le principe est le suivant : les bandes passantes de CMBFs sont positionnées de telle sorte qu'un angle de vue particulier est associé à une longueur spectrale spécifique. Donc en sélectionnant la bande spectrale de l'éclairage (par filtrage optique), il est possible de sélectionner un angle de vue de l'endoscope. Les bandes passantes des filtres sont réparties sur l'ensemble du spectre visible. Cependant, comme chaque point de vue est réalisé sur une bande spectrale (donc une couleur) différente, il peut exister des incompatibilités de couleurs entre les différents point de vue, donc entre les images stéréoscopiques. Certaines couleurs seront mieux détectées sur un angle de vue que sur l'autre angle de vue.

Cela risque de complexifier l'analyse de stéréovision. Cependant, ces incompatibilités peuvent être minimisées par la correction numérique des couleurs et une bonne conception de CMBFs. Une paire optimale de CMBFs de diamètre 3 mm a été réalisée et intégrée dans un endoscope (figure 1.23(c)). Ce système optique, composé de lentille de diamètre 3 mm et d'un filtre CMBF bipartite de même diamètre, a été intégré dans un boîtier réalisé en prototypage rapide pour un diamètre

total de 4 mm. Des ouvertures d'environ  $800\ \mu\text{m}$  de diamètre ont été séparées de 1,2 mm centre à centre (ou baseline) pour optimiser l'angle de triangulation par rapport au diamètre de la sonde. Ce dispositif est fortement miniaturisé dans la tête de mesure. Un inconvénient au niveau de la fabrication est la nécessité de fabriquer des filtres précis spectralement.

TABLE 1.7: Synthèse des caractéristiques du système monoculaire de stéréovision passive proposé dans [Bae 2012].

Avantages	Inconvénients
▲ bonne miniaturisation (diamètre 3 mm) ;	▲ Angle stéréoscopique limité par la structure
▲ adapté pour des méthodes de mesure différentes (binoculaires et monoculaires) ;	miniature ;
▲ sans éléments électroniques dans la tête de mesure ;	▲ images capturées par séquençage temporel (au minimum deux images successive) ;
	▲ certaines couleurs coupées lors du filtrage ;

### 1.3.4 Systèmes passifs monoculaires basés sur les méthodes SFX (SFS, SFF...)

La mesure tridimensionnelle avec une unique caméra a fait l'objet de recherche en vision par ordinateur depuis des décennies. Le principal avantage des techniques monoculaires passives est qu'elles ne nécessitent pas de modifications matérielles supplémentaires. Ces techniques récupèrent les images directement acquises par la caméra et produisent une estimation de la forme 3D observée. Ce principe avantageux expérimentalement est parfois appliqué dans les dispositifs endoscopiques médicaux.

#### 1.3.4.1 Systèmes avec méthode SFS

La méthode de SFS peut être appliquée à MIS principalement parce que la source de lumière a une position relative constante par rapport à la caméra, ce qui est une hypothèse principale dans des nombreuses méthodes de SFS. Basé sur cette hypothèse, un endoscope orthopédique de SFS est proposé par Wu et al. [Wu 2010] pour reconstruire la surface d'os, avec un modèle de réflectance Lambertienne, à l'aide d'une séquence d'images (figure 1.24(a)).

Pour s'adapter à une source d'éclairage proche, cet article ([Wu 2010]) établit un nouveau modèle d'algorithme SFS avec une source de lumière à proximité et une projection en perspective (donc non orthogonale), sans supposer que la source de lumière ne soit située au centre optique. Basé sur la fonction de réflectance du modèle, la carte profondeur est calculée.

En raison du faible champ de vision de l'endoscope, seule une forme partielle peut être obtenue

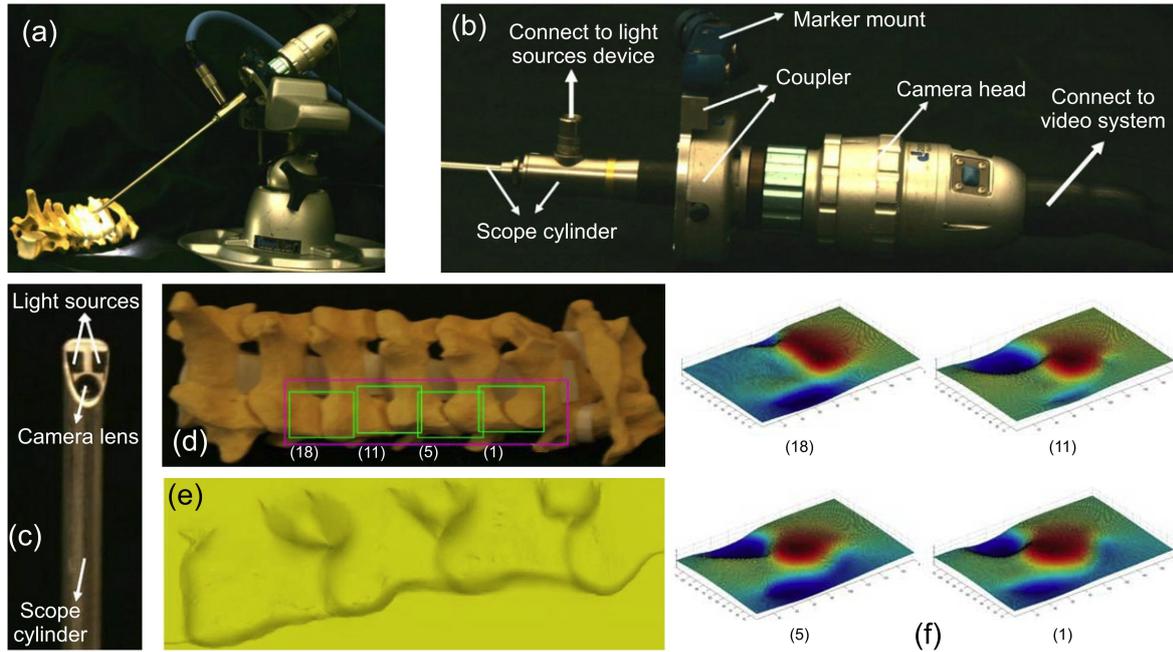


FIGURE 1.24: (a) : Endoscope orthopédique proposé dans [Wu 2010]. (b) : Architecture de l'endoscope rigide. (c) : Structure de l'extrémité de la tête de l'endoscope, la pointe a une forme inclinée. (d) : Processus de capture à la surface de l'objet, 18 images sont capturées dont quatre encadrées en vert. (e) : Reconstruction de forme 3D par fusion des nuages de points. (f) : Quatre formes 3D reconstruites indépendamment.

à partir d'une seule image. Mais en capturant des séquences d'images lors du déplacement de l'endoscope, il est possible de couvrir une plus grande étendue de la forme en assemblant les différentes formes capturées. Pour réduire les erreurs de suivi et d'étalonnage, un algorithme ICP (Iterative Closest Point) est utilisé. La forme complète et cohérente est obtenue en calculant simultanément les normales à la surface et les profondeurs pour l'ensemble des images. La précision de mesure avec cet endoscope orthopédique est inférieure à 5 mm. La distance de mesure est faible (généralement 5~15 mm). La mesure n'est pas effectuée en temps réel. Un système équivalent [Collins 2012] permet de réaliser une mesure plus rapide avec la même méthode SFS (23 fps pour 720×576).

TABLE 1.8: Synthèse des caractéristiques de l'endoscope permettant de mesurer la surface des os avec une méthode SFS [Wu 2010].

Avantages	Inconvénients
▲ monoculaire, système miniaturisé;	▲ résolution de mesure réduite;
▲ processus de mesure simple;	▲ dispositif rigide et champ de vue réduit;
▲ mesure en temps réel possible;	

### 1.3.4.2 Systèmes avec méthode SFF

Dans les méthodes de SFF, le principe consiste à changer la longueur focale de l'objectif du système de mesure pour mesurer la forme 3D. Cela est possible notamment avec des lentilles fluidiques (bioinspirées). En comparaison avec les actionneurs traditionnels, qui déplacent généralement un élément optique (par actionnement piezoélectrique par exemple), ce type de lentilles fluidiques ne génèrent qu'un changement de forme d'une lentille pour obtenir la variation de focale ce qui est un avantage pour la miniaturisation.

Un laparoscope miniaturisé qui utilise un type de lentille fluide est proposé par Frank et al. [Tsai 2010] pour améliorer la vision en MIS (figure 1.25(a)). Dans un laparoscope traditionnel, les lentilles sont faites de matériaux rigides avec une courbure fixe et un champ de vue fixe. En utilisant la lentille fluide, qui est similaire aux lentilles cristallines dans les yeux de l'homme, la courbure et la longueur focale de l'objectif peuvent être modifiées et en conséquence le plan focal image peut être ajusté.

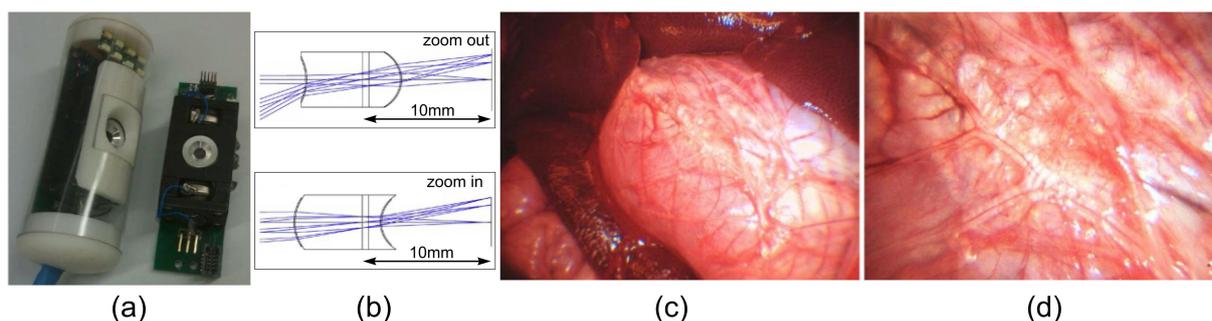


FIGURE 1.25: (a) : Caméra laparoscopique fabriquée pour être placée dans la cavité abdominale [Tsai 2010]. (b) : Simulation de tracé de rayons avec la lentille fluide. En ajustant la courbure des lentilles d'avant en arrière, le système optique peut adapter son niveau de zoom. (c) : Avec un zoom arrière sur dans un organisme de porc, l'estomac entier peut être visualisé, La caméra est placée à 12 cm de l'estomac. (d) : Un zoom avant permet de visualiser les détails de la surface de l'estomac.

La lentille dispose d'une gamme dynamique de plus de 100 dioptries et est convertible entre une forme convexe et concave. Grâce à ce large champ de réglage, une lentille zoom est construite avec deux lentilles fluidiques (figure 1.25(b)), et un zoom optique  $4\times$  est réalisé pour une distance de 17 mm. Contrairement au laparoscope actuel ayant un nombre d'ouverture supérieur à 100, la lentille fluide a un nombre d'ouverture beaucoup plus faible (de 5 à 10), c'est-à-dire que le laparoscope proposé est 100 fois plus sensible à la lumière que les laparoscopes classiques. Donc ce laparoscope peut travailler sous un éclairage aussi bas que 300 lux. Un module de cellule électrochimique qui fonctionne comme une pompe est utilisé pour contrôler électriquement les lentilles fluidiques. Le volume total de l'extrémité de ce laparoscope est de  $0,5\text{ cm}^3$  et la durée de

transformation entre la forme convexe et concave est de 5 secondes. La forme 3D est obtenue à partir d’une séquence d’images capturées en appliquant la méthode SFF.

TABLE 1.9: Synthèse des caractéristiques d’un système laparoscopique équipé d’une lentille fluïdique [Tsai 2010].

Avantages	Inconvénients
▲ monoculaire, miniaturisé (0,5 cm <sup>3</sup> );	▲ contrôle électronique dans la tête de mesure;
▲ grand champ de vue possible ainsi qu’un zoom élevé(4×);	▲ pas de mesure temps réel (cinq secondes de délai entre deux positions de focales extrêmes);
▲ sensible à l’intensité lumière (fonctionne sous 300 lux);	

### 1.3.5 Systèmes de type capsule

Avec le développement de la technologie des semi-conducteurs, l’endoscopie à capsule sans fil (WCE - Wireless Capsule Endoscopy), fortement miniaturisée, constitue une perspective importante qui a récemment émergé, et qui permet principalement d’innover sur la problématique du diagnostic médical. Le principe est le suivant : un endoscope capsule équipé d’une caméra miniature et de la dimension d’une pilule se déplace passivement dans le système digestif et permet de visualiser la paroi gastro-intestinal sans les inconforts liés à l’intubation, l’insufflation ou la sédation. Une fois que le patient a avalé la capsule, il peut parfois revenir à des activités normales sans nécessité de rester à l’hôpital. Cet endoscope est très utile pour le diagnostic de maladies suspectes dans l’intestin grêle, de longueur si importante à l’intérieur du corps que l’endoscopie traditionnelle ne peut être réalisée.

Un WCE est composé d’une enveloppe externe bio-compatible, généralement de 11 mm de diamètre et de 26 mm de longueur, qui contient un module de vision, une unité de commande et de communication, et une source d’énergie [Valdastrì 2012]. La capsule traverse le système digestif avec une vitesse de 1~2 cm/min et le temps de traversée total est 8~10 h. Les images sont capturées par le module de vision, transmises par une unité de communication et stockées sur un dispositif portable externe. L’analyse des images (par exemple en appliquant des méthodes de reconstruction 3D monoculaires passive type SFX) peut être réalisée après la récupération de la capsule. De nombreux endoscopes à capsules commerciaux sont développés par différentes entreprises. Les avantages et défauts de ces dispositifs sont analysés et comparés dans [Valdastrì 2012], et illustrés en figure 1.26.

	PillCam SB2	EndoCapsule	MiroCam	OMOM	PillCam Colon 2	PillCam ESO2
Photo						
Diameter	11 mm	11 mm	11 mm	13 mm	11.6 mm	11 mm
Length	26 mm	26 mm	24 mm	27.9 mm	31.5 mm	26 mm
Weight	3.4 g	3.8 g	3.4 g	6 g	2.9 g	3.4 g
Frame rate	2 fps	2 fps	3 fps	0.5-2 fps	4-35 fps	18 fps
Image sensor	CMOS	CCD	CCD	CCD	CMOS	CMOS
Field of view	156°	145°	150°	140°	2 × 172°	2 × 169°
Illumination	6 white LEDs	6 white LEDs	6 white LEDs	6 white LEDs	2 × 6 white LEDs	2 × 6 white LEDs
Antennas	8	8	9	14	8	8
Real-time view	RT viewer	VE-1 viewer	Microviewer	RT monitoring	No	No
Recording time	8 h	9 h	11 h	79 h	10 h	30 min
FDA approval	Yes (2005)	Yes (2007)	No	No	No	Yes (2007)

FIGURE 1.26: Tableau comparatif ([Valdastrì 2012]) des endoscopes à capsules sans fil (WCE) disponibles dans le commerce. Un ensemble d'antennes est placé sur le corps du patient pour recevoir des données sans fil et, dans certains cas, pour localiser la capsule, ce qui correspond à la ligne Antennas. FDA correspond à Food and Drug Administration.

Même si le WCE permet d'augmenter le confort du patient en raison de la forte miniaturisation, il ne peut pas encore remplacer l'endoscopie traditionnelle, parce que la précision du diagnostic n'est pas encore équivalente à celle obtenue avec des techniques classiques. Souvent, de multiples angles de vue et des allers/retours dans le voisinage d'une lésion suspecte sont requis pour un diagnostic robuste, mais cela est rendu compliqué, voire impossible avec le WCE, parce que son mouvement est passif et l'angle de vue est limité. De plus, la capsule ne peut pas encore interagir avec les tissus (par exemple pour réaliser une biopsie). Cependant, des études commencent à rechercher des solutions à ces inconvénients, comme l'actionnement mécanique [Valdastrì 2009] ou magnétique [Swain 2010] du WCE pour contrôler sa position, la possibilité de réaliser une biopsie [Simi 2012] etc...

TABLE 1.10: Synthèse des caractéristiques d'un système monoculaire à capsule [Valdastrì 2012].

Avantages	Inconvénients
▲ système fortement miniaturisé ( $\phi 11 \times 26$ mm);	▲ la précision n'est pas élevée;
▲ particulièrement adapté à la mesure dans l'intestin grêle;	▲ le mouvement de la capsule est passif;
▲ réduit l'inconfort pour le patient;	▲ pas de vision complète pour de larges surfaces;
	▲ absence d'interactions tissulaires;

Une capsule a été développée par Ayoub et al. [Ayoub 2011] utilisant la stéréovision active, comme illustré sur la figure 1.21(c). Le processus complet de mesure est présenté en détail dans l'article, incluant l'acquisition des données, l'extraction et l'analyse des résultats. La vitesse de capture des images dans ce système est de l'ordre de 2~7 fps.

### 1.3.6 Synthèse des systèmes endoscopiques tridimensionnels

Selon diverses méthodes macroscopiques de mesure tridimensionnelle (méthodes actives ou passives), différents dispositifs endoscopiques médicaux ont été présentés en détail dans cette partie. La miniaturisation devient une tendance générale pour le développement d'applications médicales et est d'ailleurs à l'origine de la chirurgie de type MIS. Plus les dispositifs sont miniaturisés, plus l'inconfort du patient est réduit, comme le démontre par exemple l'avènement des endoscopes de type capsule, qui sont particulièrement bien adaptées au diagnostic de l'intestin grêle. Cependant, la taille du dispositif a un impact sur la précision de mesure, tel par exemple l'endoscopie à stéréovision passive, où la distance entre caméras est réduite, ce qui affecte les performances de la triangulation.

Une autre propriété importante de l'endoscope permettant de réaliser une mesure dans le côlon, dans l'œsophage ou l'intestin est sa flexibilité pour qu'il puisse s'adapter à une structure interne parfois complexe. Un système rigide, tel un laparoscope, peut mesurer la forme dans une cavité, mais pour d'autres dispositifs, tels les coloscopes, l'utilisation de fibres optiques permet d'assurer la flexibilité de l'instrument pendant l'intervention. Avec ces fibres, le système ajoute non seulement de la flexibilité, mais aussi augmente sa distance de travail à l'intérieur du corps. Le tableau 1.11 ci-dessous résume les performances des systèmes précédents.

Les dispositifs présentés précédemment ont chacun leurs avantages et inconvénients, comme expliqué dans les tableaux de synthèse (Tableau 1.3~Tableau 1.6). En général, une seule méthode de mesure est intégrée dans l'instrument endoscopique. Par exemple, un dispositif basé sur une mesure passive ne peut pas utiliser une méthode active et inversement. Cette thèse va présenter un nouveau système qui a la capacité de réaliser à la fois des mesures en stéréovision active et en stéréovision passive sans sacrifier à la miniaturisation, et applicable pour de la mesure endoscopique ou coloscopique.

## 1.4 Bilan

Les instruments endoscopiques mesurant des formes tridimensionnelles dans le domaine médical sont généralement basés sur des méthodes de stéréovision passives ou des méthodes monoc-

TABLE 1.11: Synthèse des caractéristiques des systèmes de mesure précédents.

Réf.	MdM	Taille	CdV	DdT	PdM	TdE	TdM
[Schmalz 2012]	active, un motif	$\phi 3,6 \times$ $L14 \text{ mm}^3$	$106^\circ$	$\phi 30 \times L30$ $\text{mm}^3$	0,2 mm	flexible	réel (30 fps)
[Maurice 2012]	active, un motif	$\phi 10 \text{ mm}$	-	-	H.min*=6	rigide	réel (25 fps)
[Cui 2013] [Cui 2012]	active, phase décaler	$10 \times 25 \times 4,5 \text{ cm}^3$	$20 \times 20 \text{ mm}^2$	-	-	rigide	non réel
[Kagawa 2009]	active, 2 projecteurs	$55 \times 36 \times 21$ $\text{mm}^3$	-	40 mm	0,4 mm	rigide	non réel
[Hasegawa 2002]	active, source laser	$\phi 16 \text{ mm}$	$10 \times 10 \text{ mm}^2$	50~70 mm	1,58 mm	flexible	non réel (15~30s)
[Penne 2009]	active, TOF	$\phi 10 \text{ mm}$	-	30 mm	0,89 mm	rigide	reel (25 fps)
[Wu 2010]	passive, SFS	$\phi 10 \text{ mm}$	$75^\circ$	5~15 mm	2,8 mm	rigide	non réel
[Tsai 2010]	passive, SFS	$0,5 \text{ cm}^3$	4× zoom dans 17 mm	100 mm	-	mini.**	non réel (5s délai)
[Bae 2012]	passive, monoculaire	$4 \times 4 \times 12 \text{ mm}^3$	$52^\circ$	6~12 mm	0,6 mm	flexible	réel
[Valdastri 2012]	passive, capsule	$\phi 11 \times L26 \text{ mm}^3$	$140^\circ \sim 170^\circ$	0~20 mm***	-	mini.	2~35 fps
[Yao 2002]	passive, binoculaire	$\phi 10,5 \text{ mm}$	$140^\circ$	3~100 mm	-	flexible	réel
<b>L'acronyme utilisé dans le tableau</b>							
Référence( <b>Réf</b> ), Méthode de mesure( <b>MdM</b> ), Champ de Vision( <b>CdV</b> ), Distance de Travail( <b>DdT</b> ), Précision de Mesure( <b>PdM</b> ), Type d'endoscopie( <b>TdE</b> ), Temps de Mesure( <b>TdM</b> ), * : Hamming distance minimum(H.min), ** : Miniaturisé, *** : pour le cas EndoCapsule							

ulaires passives grâce à leur simplicité de mise en oeuvre.

Cependant, la mesure tridimensionnelle basée sur la projection de lumière structurée est un

procédé permettant, sous certaines conditions, d'obtenir des résultats plus performants que les méthodes dites passives. Et lors d'une mesure, certains facteurs externes, comme par exemple l'orientation des surfaces mesurées, vont avoir un impact sur la précision.

Pour résoudre ces différentes problématiques, une proposition consiste à combiner différentes techniques de mesures (actives, passives) dans un système unique afin d'obtenir des résultats de reconstruction tridimensionnelle complémentaires.

En s'appuyant sur cette idée de combiner de multiples méthodes de mesure dans une seule sonde optique, l'objectif scientifique de cette thèse est de trouver des méthodes/reconstructions algorithmiques permettant d'effectuer des mesures rapides et/ou précises, tout en s'adaptant au contexte de la mesure. Également, un objectif est de pouvoir reconstruire la forme tridimensionnelle en limitant l'influence de l'orientation des surfaces par rapport à la sonde de mesure. Pour assurer son application dans le cadre médical de l'endoscopie flexible, l'objectif technologique de cette thèse est de concevoir, fabriquer et tester un système instrumental miniaturisé et flexible. L'étude sera réalisée selon 4 axes :

1. Conception d'une configuration instrumentale pouvant fonctionner non seulement sous une méthode passive mais également sous une méthode active. Selon les conditions expérimentales, une des méthodes actives ou passives peut être sélectionnée ou bien les résultats de ces méthodes peuvent être combinés.
2. Étude d'algorithmes de mesure en stéréovision active et en stéréovision passive. Un résultat de mesure haute résolution en environnement statique peut être obtenu par une méthode active à décalage de phase. Une mesure à plus basse résolution, mais en environnement dynamique, peut être réalisé par une méthode active à transformation de Fourier ou une méthode passive.
3. Analyse des contraintes et possibilités optiques liées à la miniaturisation de la tête de mesure. La miniaturisation instrumentale pour se placer dans le cadre de l'endoscopie ou de la coloscopie est bénéfique pour le patient, car elle lui permet un temps de récupération plus rapide et donc un délai d'hospitalisation plus court.
4. Développement d'une méthode d'étalonnage pour la méthode passive adaptée à l'instrument miniaturisé. Les performances de mesure du système instrumental sont vérifiées expérimentalement après étalonnage.

# Étude du basculement de modes pour la reconstruction tridimensionnelle

---

## Sommaire

---

<b>2.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>51</b>
<b>2.2</b>	<b>Basculement entre les deux modes de stéréovision active</b>	<b>55</b>
2.2.1	Description de l'architecture générique du système de stéréovision active	56
2.2.2	Maximisation de la densité des nuages de points acquis	57
2.2.3	Détection optimale du motif projeté	58
2.2.4	Maximisation de la résolution latérale dans les images acquises	64
<b>2.3</b>	<b>Exemple de reconstruction d'un objet cylindrique</b>	<b>66</b>
<b>2.4</b>	<b>Intérêt de l'ajout du mode de stéréovision passive dans le système à modes actifs</b>	<b>68</b>
<b>2.5</b>	<b>Bilan</b>	<b>69</b>

---

## 2.1 Introduction

L'étude bibliographique menée dans le premier chapitre nous amène deux voies de recherche pour améliorer les performances de mesure en 3D : l'une est basée sur les algorithmes (ou méthodes) de mesure, comme celles décrites dans section 1.2, pour diminuer les erreurs de mesure ; l'autre est basée sur les systèmes (ou dispositifs) dans lesquels algorithmes sont appliqués, comme les dispositifs de la section 1.3.

Un système de mesure est très souvent conçu pour être utilisé dans un type de méthode spécifique, et généralement les tendances de conception sont la miniaturisation et d'être flexible pour certains cas de mesure (comme le contexte coloscopique). Cependant, même si le système est bien adapté à une condition de mesure particulière grâce à la prise en compte de ces deux objectifs de conception, les performances de mesures restent principalement limitées par la méthode choisie.

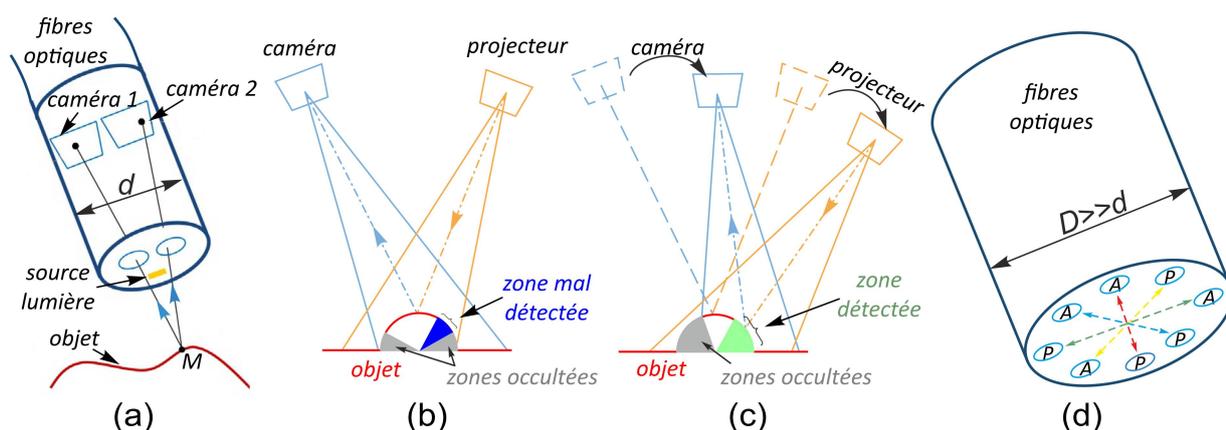


FIGURE 2.1: Description de la mesure 3D pour un endoscope dédié à la MIS (Minimally Invasive Surgery). (a) : Architecture à deux caméras utilisée dans un type d'endoscope classique. (b) : Méthode active (projection du motif), certaines zones ne sont pas détectables. (c) : Une possibilité de déplacer l'endoscope est proposée pour résoudre le problème dans (b) avec les défauts de la consommation de temps et de la complexité de l'opération. (d) : Une autre possibilité est proposée par l'augmentation des différents points de vue, avec plusieurs voies de projection (P) et d'acquisition (A). Dans ce cas, le diamètre  $D$  est plus grand que  $d$  du cas (a).

La figure 2.1 montre les différentes approches pour acquérir la forme d'une surface dans le contexte endoscopique/coloscopique. Dans la forme miniaturisée, bien adapté à une mesure dans l'œsophage ou le côlon, le système est conçu pour appliquer la méthode de stéréovision passive au moyen de deux caméras (figure 2.1(a)). La méthode de stéréovision passive permet de réaliser une mesure rapide à défaut d'être précise, et il sera difficile de détecter un objet sur une surface de tissu uni. En revanche, pour obtenir une mesure plus précise, nous pouvons appliquer une méthode de stéréovision active à la conception du système, comme la projection du motif structuré. Mais dans ce cas, certains facteurs externes peuvent affecter la précision de mesure, tels que l'orientation de la surface, les zones de matériaux absorbants ou spéculaires. La figure 2.1(b) présente un problème d'orientation de surface lors de la mesure d'un objet cylindrique. Nous aurons dans ce cas des zones de l'objet mal détectées, comme la zone bleu. Cette partie de surface est mal détectée car la surface n'est pas bien orientée vis à vis de la voie d'acquisition. La zone grise n'est pas détectable du fait de l'occultation d'une partie de l'objet. Afin de résoudre cet inconvénient, une possibilité est de déplacer le dispositif dans différentes positions pour faire la mesure, telle qu'illustré sur la figure 2.1(c). Le principal défaut de cette approche est la consommation de temps et la complexité de l'opération. Une autre possibilité serait d'ajouter plusieurs fibres optiques dans le dispositif pour construire plusieurs voies de projection et d'acquisition, ceci étant illustré sur la figure 2.1(d), ce qui va aussi augmenter la taille du dispositif et limite la miniaturisation.

Dans ces conditions, on peut se demander comment construire un système qui peut réaliser une mesure sans gêner la miniaturisation et en même temps sans augmenter la complexité de l'opération pour s'affranchir des problèmes posés par l'orientation de la surface par rapport à la voie d'acquisition. C'est la problématique de cette thèse.

Pour préciser le problème, dans l'exemple présenté sur la figure 2.2, c'est-à-dire l'exploration d'une surface cylindrique, nous voyons que suivant la position (hauteur) où nous sommes, nous n'aurons pas la même qualité de reconstruction. Il sera nécessaire de concevoir un système capable de s'adapter aux différentes tangentes de la surface.

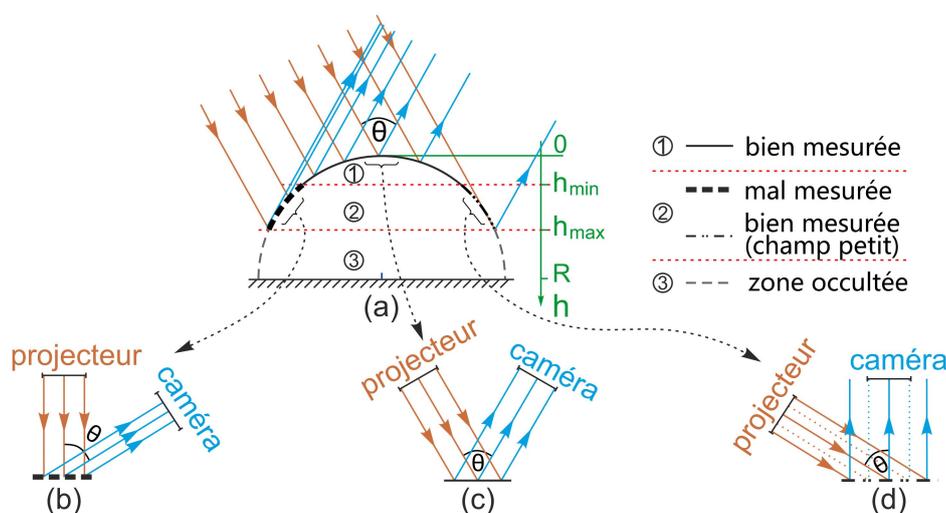


FIGURE 2.2: (a) : Différentes zones de la surface pour un objet cylindrique avec trois types de résultat de mesure. (b) : Une surface de côté gauche dans le deuxième niveau ( $h_{min} < h < h_{max}$ ). (c) : Une zone de surface dans le premier niveau ( $0 < h < h_{min}$ ). (d) : Une surface de côté droit dans le deuxième niveau ( $h_{min} < h < h_{max}$ ).

Pour un certain angle de mesure stéréoscopique  $\theta$ , nous supposons que la lumière projetée (ou acquise) est constituée de rayons parallèles, et perpendiculaires à la surface du système de projection du motif structuré ou de la caméra. Dans ce cas de mesure, la surface de cet objet cylindrique peut être classée en trois niveaux qui conduisent à trois résultats de mesure différents (figure 2.2(a)). Le premier niveau est celui qui correspond au cas où la hauteur de la surface ( $h$ ) est inférieure à  $h_{min}$ . Cette zone sera toujours bien mesurée, et l'orientation de la surface n'a pas d'effet sur la résolution de la mesure. Le deuxième niveau correspond au cas où la hauteur de la surface ( $h$ ) est entre  $h_{min}$  et  $h_{max}$ . L'orientation de celle-ci dans cette zone affecte la résolution de mesure, car il y a toujours une zone mal orientée vers la voie d'acquisition du système de stéréovision active. Le troisième niveau correspond au cas où la hauteur de la surface ( $h$ ) est comprise entre  $h_{max}$  et le rayon  $R$  du cylindre. La surface ne peut pas être mesurée en raison de

l'occultation, par l'objet, du motif projeté. Il est intéressant de remarquer que la valeur de  $h_{max}$  est déterminée par l'angle de stéréovision  $\theta$ , et la valeur de  $h_{min}$  est dépendante de l'ensemble du système optique de mesure, qui sera étudié dans le chapitre suivant. La hauteur  $h$  pour chaque point de surface peut aussi être décrite par l'angle de pente tangent.

Trois zones de surface de cet objet cylindrique sont choisies pour analyser l'effet de l'orientation de la surface sur le résultat de la mesure. Une zone de surface située dans le premier niveau, représenté sur la figure 2.2(c), assure que le motif projeté peut être bien détecté par la caméra pour garantir la meilleure résolution de mesure parce que tous les pixels de la caméra représentent tous les pixels du projecteur (ou motif). La zone de surface dans le côté gauche du deuxième niveau, représenté sur la figure 2.2(b), est perpendiculaire à la voie de projection, ce qui conduit à une difficulté de détection du motif projeté par la caméra ; la résolution de mesure sera beaucoup plus faible parce que seule une partie des pixels de la caméra représentent tous les pixels du projecteur. La surface au côté droit du deuxième niveau, comme dans la figure 2.2(d), est perpendiculaire à la voie d'acquisition ce qui peut garantir une bonne résolution dans la caméra pour les parties du motif projeté ; la résolution de mesure est optimisée en comparaison avec le cas décrit dans la figure 2.2(b), parce que tous les pixels de la caméra représentent une surface mesurée dans l'objet, même si cette surface mesurée est seulement une petite zone de la surface sur laquelle le motif a été projeté. La partie suivante va expliquer en détail cette dépendance de la résolution de mesure avec l'orientation de la surface sur laquelle le motif structuré est projeté.

On le rappelle, un système de mesure est souvent construit avec une structure statique pour une seule méthode de mesure, soit la stéréovision active, soit la stéréovision passive. Cette structure statique limite les performances de mesure. En conséquence, notre objectif est de construire une structure dynamique adaptée à la méthode active et à la méthode passive.

La plupart des méthodes de stéréovision active sont souvent basées sur deux voies pour réaliser la triangulation, une voie de projection du motif et une autre voie pour l'acquisition [Gorthi 2010]. Les informations de profondeur de l'objet sont obtenues par un angle stéréoscopique entre ces deux voies. Avec le même principe de triangulation, les méthodes de stéréovision passive peuvent aussi utiliser deux voies pour acquérir les images et mesurer la forme 3D, telle le système binoculaire [Scharstein 2002]. En conséquence, pour mettre ces deux voies en commun, les méthodes actives et passives peuvent être combinées dans un même système pour enrichir l'information de surface. La structure principale de notre système est basée sur cette idée et est conçue comme illustré sur la figure 2.3, avec trois modes de mesure.

Sur les figure 2.1(c) et (d), le système avec cette structure dynamique n'a pas besoin d'être déplacé. Les différents points de vue avec la méthode active, peuvent être réalisés par le mode 1

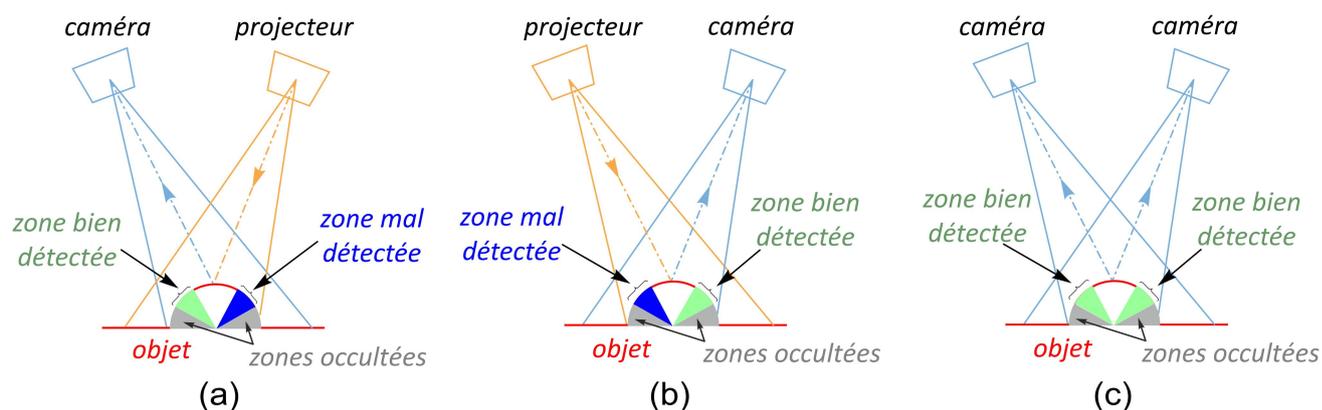


FIGURE 2.3: Structure conçue dans cette thèse pour résoudre le problème d'orientation de la surface dans la figure 2.2 avec trois modes. (a) : Mode 1, stéréovision active, une voie de projection et une voie d'acquisition. (b) : Mode 2, stéréovision active, le cas symétrique du mode 1. (c) : Mode 3, stéréovision passive, les deux voies sont dédiées à l'acquisition.

(figure 2.3(a)) et le mode 2 (figure 2.3(b)). La taille du système peut aussi être miniaturisée dans ce cas, grâce à l'utilisation de deux voies. De plus, le mode 3 (figure 2.3(c)) permet d'utiliser la méthode passive. Donc la réalisation de cette structure dynamique est une bonne solution pour notre problématique de mesure. La section suivante va expliquer l'avantage de cette méthode reposant sur le basculement entre trois modes.

## 2.2 Basculement entre les deux modes de stéréovision active

En général, la méthode de stéréovision active est souvent basée sur la triangulation, réalisée par deux voies de mesure : une voie pour projeter du motif et une autre voie pour l'acquisition de ceux-ci, déformés par la surface de l'objet. Cette méthode est aussi appelée la méthode de projection de motif.

En analysant le motif déformé acquis dans la voie d'acquisition, des informations 3D de surface peuvent être obtenues. Mais parfois, comme mentionné dans la partie précédente, la précision de mesure pour cette méthode peut être dégradée en raison de certains facteurs, tel que l'orientation de la surface. Si la surface n'est pas orientée de façon optimale (figure 2.1(b)), nous proposons d'interchanger les voies de projection et d'acquisition dynamiquement (figure 2.3(a) et (b)).

Grâce à cette option de basculement des voies, deux nuages de points 3D de la même zone de l'objet sont obtenus. Cette nouvelle caractéristique de mesure permet l'optimisation du résultat de la reconstruction 3D. Les formes de l'objet obtenues en raison de cette option de basculement sont plus précises suite à la fusion de ces deux nuages de points. Dans cette partie, nous allons

expliquer comment choisir le meilleur mode de mesure de stéréovision active (mode 1 ou mode 2 de la figure 2.3) en fonction de l'orientation de la surface de l'objet, et comment combiner les deux résultats.

### 2.2.1 Description de l'architecture générique du système de stéréovision active

Le processus de mesure avec le système de stéréovision active est analysé dans un cas général (figure 2.4(a)). Le projecteur et la caméra sont fixés à la même hauteur et un angle stéréoscopique entre la voie de projection et d'acquisition est réglé à  $\theta$ , limité à l'intervalle de  $[0, \pi]$ . La surface de l'objet est considéré comme un plan et peut être incliné à partir de la direction horizontale d'un angle, noté  $\alpha$ , limité à l'intervalle de  $[-(\pi - \theta)/2, (\pi - \theta)/2]$ .

Le projecteur projette un motif vertical de ligne binaire via une interface optique. Ce motif est réfléchi dans toutes les directions, en raison de l'état de surface de l'objet (figure 2.4(b)), mais il est acquis dans une direction unique ( $\theta$ ) donnée par l'orientation de la caméra. Une seconde interface optique est également située entre l'objet et la caméra. Le système de lentilles de la caméra et du projecteur, et, la position de l'objet garantissent leur correspondance centrale ; ce qui signifie que le pixel central du projecteur est réfléchi par l'objet sur le pixel central de la caméra.

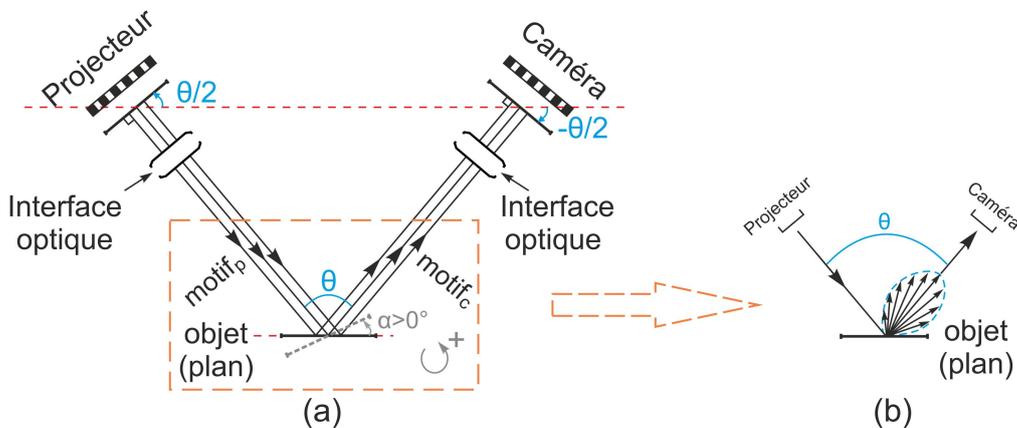


FIGURE 2.4: (a) : Description d'un système générique de mesure de stéréovision active. (b) : Description de la diffusion de la lumière sur l'objet.

Comme décrit dans la partie précédente, il est possible d'inverser les voies de projection et d'acquisition pour obtenir deux modes distincts de stéréovision active. Si la surface de l'objet est initialement orientée vers la voie de projection ( $\alpha > 0$ ), elle sera orientée vers la voie d'acquisition après le basculement. Avec ce basculement dynamique, il est donc possible de choisir vers quelle voie la surface de l'objet sera orientée pour la mesure 3D.

Les parties suivantes vont expliquer pourquoi il est généralement plus optimal d'orienter la

surface mesurée de l'objet vers la voie d'acquisition : d'une part cela permet d'acquérir des nuages de points 3D avec une densité plus élevée (section 2.2.2), d'autre part, le contraste élevé du motif acquis permettra une détection beaucoup plus aisée (section 2.2.3).

### 2.2.2 Maximisation de la densité des nuages de points acquis

Lorsque l'orientation angulaire de la surface de l'objet ( $\alpha$ ) varie, la taille du plus petit détail sur la surface de l'objet qui peut être détecté par la caméra, noté  $\Delta d_o(\alpha)$ , va varier également (figure 2.5).

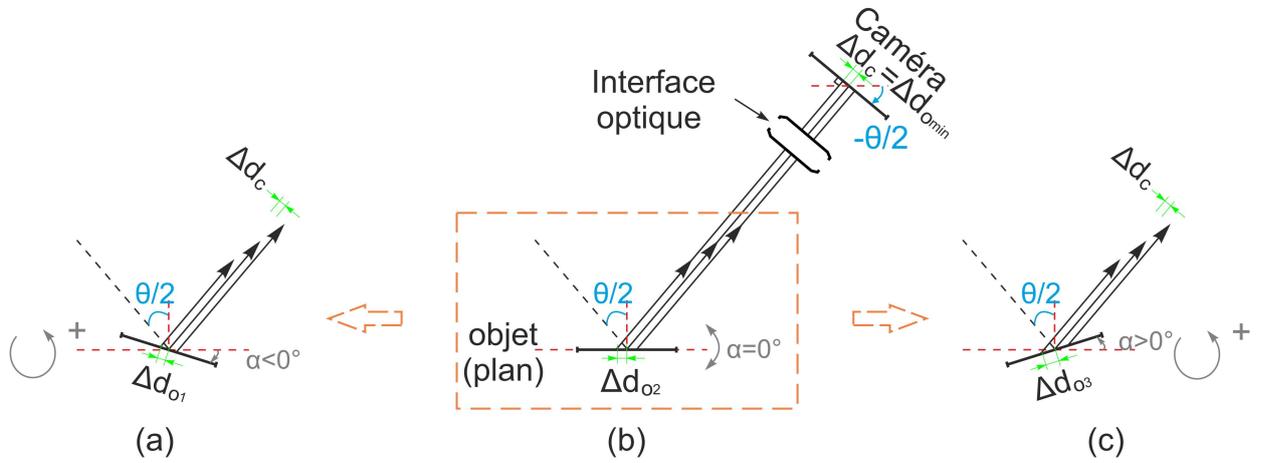


FIGURE 2.5: Description de l'orientation de la surface de l'objet pour la voie d'acquisition avec trois rotations distinctes de l'objet mesuré. (a) : Rotation négative. (b) : Rotation égale à zéro. (c) : Rotation positive.

Une orientation particulière de la surface de l'objet est obtenue lorsque la normale de la surface de l'objet est orientée vers la voie d'acquisition, (cas de  $\alpha = -\theta/2$ ). Pour cette orientation particulière, la taille du plus petit détail sur la surface de l'objet qui peut être détecté par la caméra est noté  $\Delta d_{o \min}$ .

$$\Delta d_{o \min} = \Delta d_o \Big|_{\alpha = -\frac{\theta}{2}} = \Delta d_C \quad (2.1)$$

Où  $\Delta d_C$  est la plus petite taille discernable par la caméra. Avec les analyses géométriques données dans la figure 2.5, la relation entre  $\Delta d_{o \min}$  et  $\Delta d_o(\alpha)$  peut être exprimée :

$$\Delta d_o(\alpha) = \frac{1}{\cos\left(\alpha + \frac{\theta}{2}\right)} \times \Delta d_{o \min} \quad (2.2)$$

La courbe ci-dessous (figure 2.6) représente l'équation (2.2) ci-dessus.

La valeur minimale de  $\Delta d_o(\alpha)$  dans l'équation (2.2) est obtenue lorsque  $\alpha = -\theta/2$ , où la surface normale est orientée vers la voie d'acquisition, de sorte  $\Delta d_o(-\theta/2) = \Delta d_{o \min}$ .

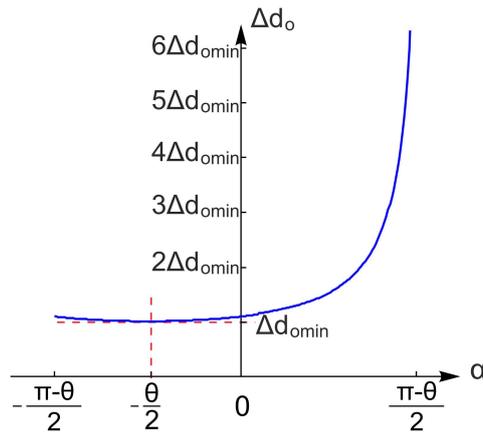


FIGURE 2.6: La taille du plus petit détail  $\Delta d_o$  sur la surface de l'objet qui peut être détecté par la caméra est exprimée en fonction de l'orientation ( $\alpha$ ) de l'objet. Dans cet exemple, l'angle  $\theta$  de stéréovision est réglé sur  $\pi/3$ .

Avec cette orientation particulière, les détails fins seront détectés et le processus de reconstruction 3D calculera un nuage de points 3D dense. De manière plus générale, la densité de reconstruction sera plus élevée lorsque  $\alpha$  sera négatif.

La partie suivante va expliquer que la meilleure détection du motif projeté est également obtenue lorsque la surface de l'objet est orientée vers la voie d'acquisition. L'analyse sera basée sur le contraste du motif.

### 2.2.3 Détection optimale du motif projeté

#### 2.2.3.1 Influence de l'orientation de la surface de l'objet sur la fréquence du motif acquis

Un motif binaire composé de lignes verticales de largeur  $\Delta d_p$  est projeté sur l'objet par la voie de projection. Le motif est alors réfléchi par l'objet et est projeté sur la caméra par la voie d'acquisition. La largeur des lignes verticales capturées par la caméra est noté  $\Delta d_c$ . La figure suivante (figure 2.7) présente l'influence de la rotation de la surface de l'objet  $\alpha$  sur la largeur de ligne capturée  $\Delta d_c$ .

Lorsque la valeur de  $\alpha$  est  $0^\circ$ , figure 2.7(b), le motif reçu par la caméra est le même que celui projeté, de sorte que  $\Delta d_c = \Delta d_p$ . Quand l'objet est tourné dans le sens antihoraire ( $\alpha > 0^\circ$ ), figure 2.7(a), la largeur des lignes verticales du motif projeté devient plus petite après la réflexion sur l'objet, donc  $\Delta d_c < \Delta d_p$ . Enfin, lorsque l'objet est tourné dans le sens horaire ( $\alpha < 0^\circ$ ), figure 2.7(c), la largeur des lignes verticales devient plus grande après la réflexion sur l'objet, ce qui signifie que  $\Delta d_c > \Delta d_p$ .

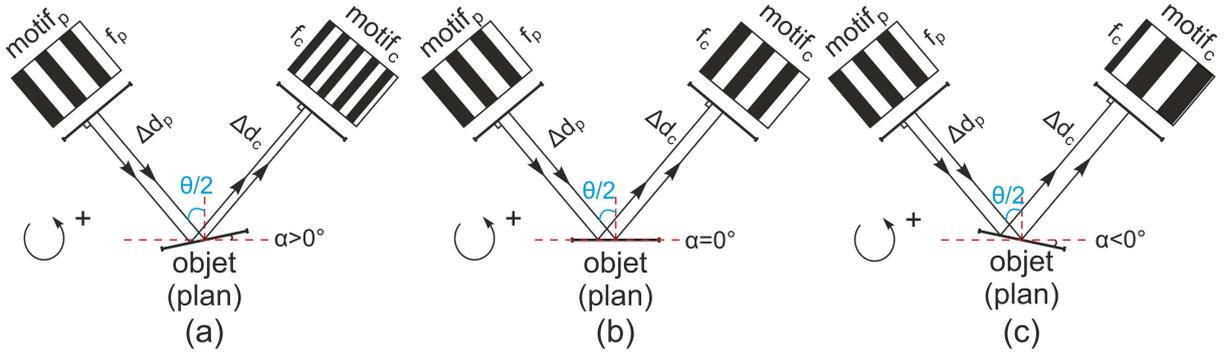


FIGURE 2.7: Description d'un système de mesure de stéréovision active avec trois rotations distinctes de l'objet mesuré. (a) : Rotation positive. (b) : Rotation égale à zéro. (c) : Rotation négative.

Avec une analyse de la configuration géométrique présentée dans la figure 2.4, nous pouvons obtenir la relation entre la largeur de ligne du motif projeté ( $\Delta d_p$ ) et la largeur de ligne de motif capturé ( $\Delta d_c$ ). A partir de la représentation de la figure 2.7(a), nous pouvons représenter la largeur de ligne  $\Delta d_c$  et  $\Delta d_p$  comme indiqué ci-dessous sur la figure 2.8. (l'angle  $\beta$  est la moitié de  $\theta$ )

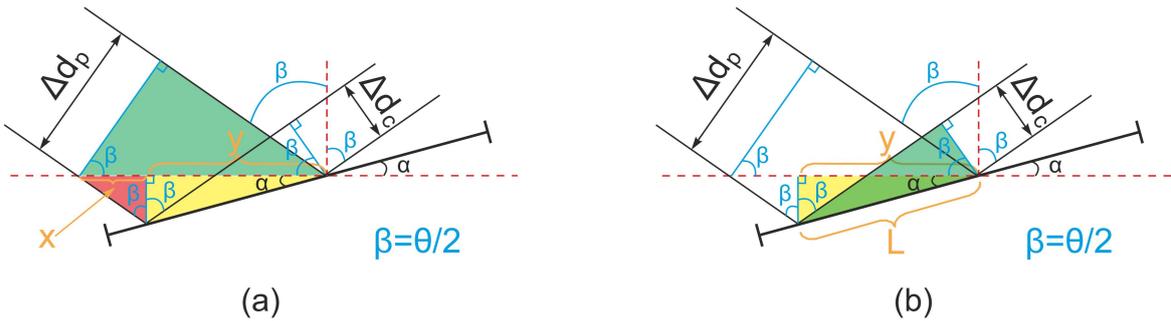


FIGURE 2.8: Zoom sur l'objet pour le cas de la figure 2.7(a).

Dans la figure 2.8(a), avec les trois triangles vert, rouge et jaune, nous avons les formules ci-dessous :

$$\begin{cases} x + y = \frac{\Delta d_p}{\cos \beta} \\ \frac{x}{\tan \beta} = \tan \alpha \times y \end{cases} \quad (2.3)$$

Avec la formule (2.3), nous pouvons déduire une nouvelle formule en éliminant  $x$ .

$$y = \frac{1}{1 + \tan \alpha \times \tan \beta} \times \frac{\Delta d_p}{\cos \beta} \quad (2.4)$$

A partir de la figure 2.8(b), on peut aussi obtenir les formules à partir des triangles vert et jaune :

$$\begin{cases} L = \frac{y}{\cos \alpha} \\ \cos(\alpha + \beta) = \frac{\Delta d_c}{L} \end{cases} \quad (2.5)$$

En éliminant la grandeur  $L$ , on a la relation entre  $y$  et  $\Delta d_c$  :

$$\Delta d_c = \frac{\cos(\alpha + \beta)}{\cos \alpha} \times y \quad (2.6)$$

Avec les formules (2.4) et (2.6), on peut obtenir la relation entre  $\Delta d_p$  et  $\Delta d_c$  :

$$\Delta d_c = \frac{1}{1 + \tan \alpha \times \tan \beta} \times \frac{\cos(\alpha + \beta)}{\cos \alpha \times \cos \beta} \times \Delta d_p \quad (2.7)$$

A partir des fonctions trigonométriques, nous avons  $\cos(\alpha + \beta) = \cos \alpha \times \cos \beta - \sin \alpha \times \sin \beta$ , donc :

$$\frac{\cos(\alpha + \beta)}{\cos \alpha \times \cos \beta} = 1 - \tan \alpha \times \tan \beta \quad (2.8)$$

En combinant (2.8) dans (2.7), on a l'expression :

$$\Delta d_c = \frac{1 - \tan \alpha \times \tan \beta}{1 + \tan \alpha \times \tan \beta} \times \Delta d_p \quad (2.9)$$

L'analyse de la largeur de ligne peut également être convertie en une analyse de fréquence. La fréquence  $f$  du motif (en paires de lignes par millimètre, lpm) peut être déduite à partir de la largeur de ligne  $\Delta d$  avec la relation suivante :

$$f = \frac{1}{2 \times \Delta d}; (\text{en lpm}) \quad (2.10)$$

Par conséquent, la relation entre la fréquence de motif projetée  $f_p$  et la fréquence de motif capturée  $f_c$  peut être déduite à partir des équations (2.10) et (2.9).

$$f_c = \frac{1 + \tan \alpha \times \tan \theta/2}{1 - \tan \alpha \times \tan \theta/2} \times f_p, \alpha \in \left(-\frac{\pi - \theta}{2}, \frac{\pi - \theta}{2}\right), \theta \in (0, \pi) \quad (2.11)$$

Avec la formule (2.11), nous pouvons étudier l'influence de l'angle de rotation  $\alpha$  sur la fréquence  $f_c$  du motif acquis. La courbe entre  $\alpha$  et  $f_c$  est donnée ci-dessous (figure 2.9), avec  $f_p$  et  $\theta$  constants.

Une fois que la valeur  $f_c$  est connue, il est possible de calculer le contraste du motif acquis, cette valeur de contraste pouvant être un indicateur de la performance de mesure 3D. En fait, le contraste du motif acquis doit être suffisamment élevé pour permettre une bonne détection des paires de lignes. Si la fréquence du motif acquis est trop élevée, ou la largeur des lignes acquis est trop petite (en particulier inférieure à la résolution de la caméra), le motif acquis ne sera pas

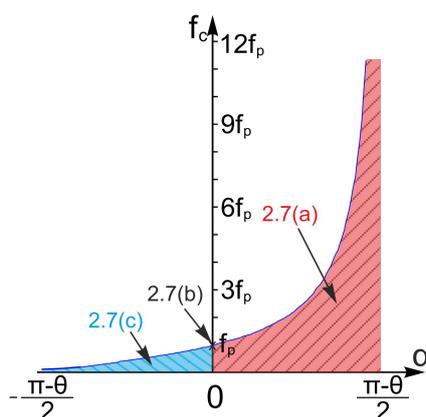


FIGURE 2.9: Relation entre la fréquence  $f_c$  et l'angle de rotation  $\alpha$ . Les différentes configurations décrites dans la figure 2.7 sont indiquées. Pour la condition figure 2.7(b),  $f_c$  est égale à  $f_p$ . Pour la figure 2.7(c),  $f_c$  est toujours inférieure à  $f_p$ . Pour la figure 2.4(a),  $f_c$  est toujours supérieure à  $f_p$ . Dans cet exemple, l'angle stéréoscopique  $\theta$  est défini à  $\pi/3$ .

mesuré en raison du faible contraste. En général, plus les fréquences spatiales du motif acquis sont faibles, plus le contraste du motif est élevé.

Le contraste du motif capturé peut être estimé par une analyse optique de la voie d'acquisition sur la base de la fonction de transfert de modulation (MTF - Modulation Transfer Function). La partie suivante présentera comment utiliser la MTF pour évaluer le contraste de sortie de la voie d'acquisition.

### 2.2.3.2 Détection du contraste du motif acquis en fonction de sa fréquence

La fonction de transfert de modulation (MTF) est le résultat d'une analyse de fréquence d'un système optique [Boreman 2001]. En analysant l'interface optique de la voie d'acquisition, sa fonction de transfert de modulation (MTF) peut être extraite. Cette MTF donne la relation entre la fréquence du motif acquis ( $f_c$ ) et la valeur de contraste du motif acquis. C'est une méthode pratique pour évaluer les performances d'un système optique.

Le principe général de MTF est d'analyser les fréquences spatiales avec la transformée de Fourier pour un système optique. Quand on émet une impulsion (une onde lumineuse) à partir d'un point dans l'espace, la réponse impulsionnelle de ce système optique va indiquer ses caractéristiques. Pour un système optique simple avec les signaux d'entrée spatialement sinusoïdaux (figure 2.10), alors les signaux de sortie seront également sinusoïdaux. Les fréquences des signaux d'entrée et de sortie sont identiques, mais les amplitudes sont différentes. La MTF mesure le rapport d'amplitude entre les signaux d'entrée et de sortie dans cette formule :

$$MTF = \frac{M_{sortie}}{M_{entree}}, \text{ où } M = \frac{A_{max} - A_{min}}{A_{max} + A_{min}} \quad (2.12)$$

où  $A_{max}$  et  $A_{min}$  sont les amplitudes extrêmes de la sinusoïde considérée (d'entrée ou de sortie). La valeur de  $M$  indique souvent la mesure de contraste dans les images acquises par la caméra, donc la MTF peut être mesurée expérimentalement pour un système optique simple, comme présenté dans la figure 2.10. La valeur à zéro de la MTF indique un signal de sortie constant, et la valeur à 1 de la MTF donne un signal de sortie avec la même d'amplitude de l'entrée. A partir de la figure 2.10, plus la fréquence sinusoïdale d'entrée est élevée, plus l'amplitude du signal de sortie est faible, ce qui signifie un plus faible contraste de l'image.

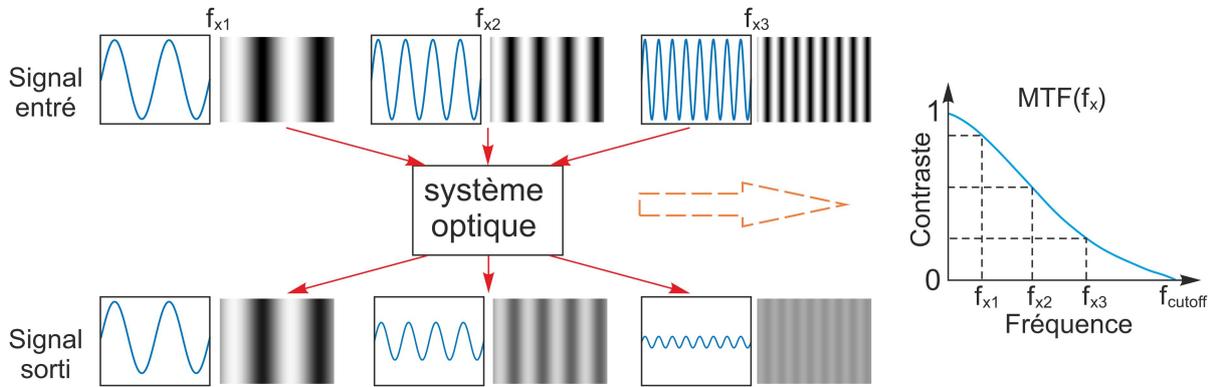


FIGURE 2.10: Exemple d'application de la MTF pour un système optique simple. Dans ce schéma, plus la fréquence d'entrée est élevée, plus le contraste est faible.

Pour la voie d'acquisition dans la figure 2.11(a), la MTF est calculée par une étude optique de l'interface optique de la caméra pour cette voie. Cette MTF peut aussi être obtenue avec le logiciel de simulation optique de Zemax (Radiant Société Ltd.). Avec les analyses dans [Dupont 2015], on a la formule de MTF comme ci-dessous :

$$MTF\left(\frac{f_c}{f_{cutoff}}\right) = \frac{2}{\pi} \cdot \left( \cos^{-1}\left(\frac{f_c}{f_{cutoff}}\right) - \frac{f_c}{f_{cutoff}} \cdot \sqrt{\left(1 - \left(\frac{f_c}{f_{cutoff}}\right)^2\right)} \right), \text{ si } f_c < f_{cutoff} \quad (2.13)$$

$$MTF\left(\frac{f_c}{f_{cutoff}}\right) = 0, \text{ si } f_c > f_{cutoff} \quad (2.14)$$

La fréquence coupure  $f_{cutoff}$  est la fréquence à laquelle la valeur de la MTF est égale à zéro. Cette fréquence est calculée comme indiqué ci-dessous :

$$f_{cutoff} = \frac{2 \times N.A.}{\lambda} \quad (2.15)$$

Où  $N.A.$  est l'ouverture numérique de la voie d'acquisition dans l'espace de l'image,  $\lambda$  étant la longueur d'onde de la lumière.

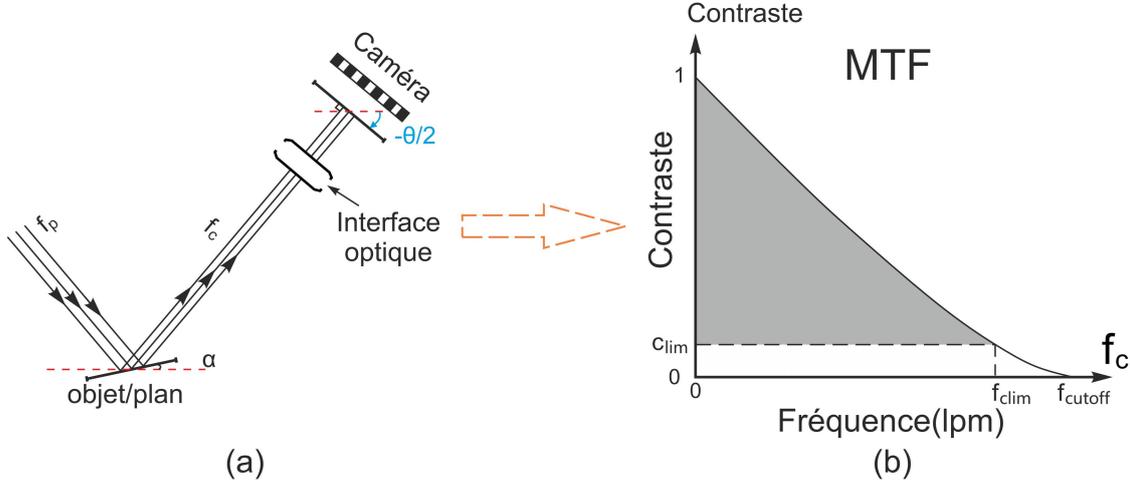


FIGURE 2.11: (a) : La voie d'acquisition pour le système de la figure 2.7(a). (b) : MTF de cette voie d'acquisition. Le motif acquis ne peut pas être détecté par la caméra si le contraste est inférieur à un contraste limite  $c_{lim}$ . Ce contraste limite fixe la fréquence la plus élevée détectable  $f_{c_{lim}}$ .

La figure 2.11(b) illustre un exemple de MTF pour la voie d'acquisition. Pour chaque fréquence spatiale  $f_c$ , la MTF donne le rapport d'amplitude (le contraste) entre le signal de sortie, soit le signal acquis par le capteur de la caméra, et le signal d'entrée, soit le signal d'entrée dans l'interface optique de la voie d'acquisition. Pour cet exemple, lorsque la fréquence augmente, le contraste du motif acquis va diminuer, la capacité à détecter des hautes fréquences spatiales va diminuer également. Dans la caméra, il existe une limite de contraste où le motif acquis n'est plus détectable. Cette limite de contraste, noté  $c_{lim}$ , fixe la limite de fréquence  $f_{c_{lim}}$  de la voie d'acquisition (figure 2.11(b)), qui est la plus haute fréquence spatiale que la caméra peut détecter. En conséquence, la fréquence spatiale du motif acquis doit être inférieure à  $f_{c_{lim}}$ .

### 2.2.3.3 Détection du contraste du motif acquis en fonction de l'orientation de l'objet

En combinant la MTF de la voie d'acquisition (figure 2.11(b)) avec la relation "fréquence-orientation" (figure 2.9), ou en combinant les équations (2.11) et (2.13), il est possible de calculer le contraste du motif acquis en fonction de l'orientation de la surface de l'objet  $\alpha$  (figure 2.12(b)).

La plus haute fréquence détectable par la voie d'acquisition fixera également une nouvelle limite pour l'angle  $\alpha$ , comme présenté dans la figure 2.12(a). Si l'orientation de l'objet est supérieure à une valeur  $\alpha_{lim}$ , la fréquence du motif devient trop élevée et le motif projeté ne sera pas détecté par la caméra parce qu'il n'aura pas un contraste suffisant dans l'image acquis (figure 2.12(b)).

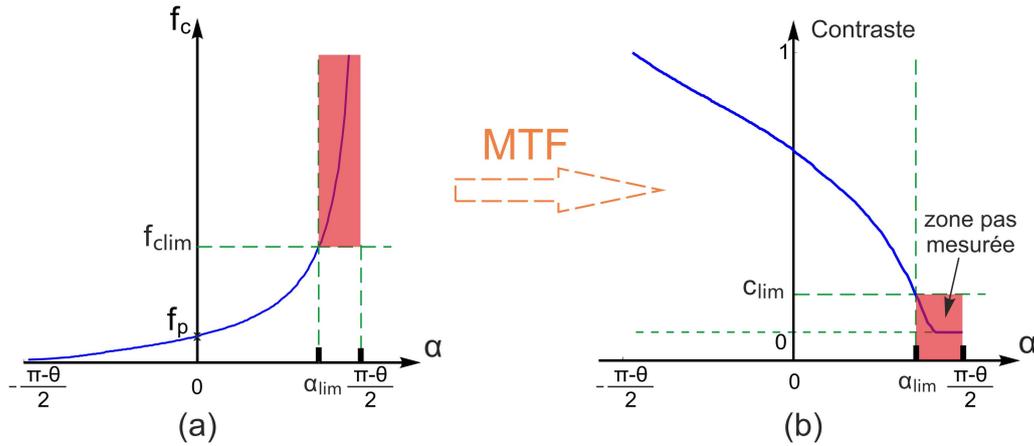


FIGURE 2.12: (a) : Relation entre la fréquence du motif acquis ( $f_c$ ) et l'orientation du plan de mesure ( $\alpha$ ) à partir de l'équation (2.11) ( $\theta$  est choisi à  $\pi/3$ ,  $f_p$  est constant). (b) : La relation entre le contraste du motif acquis et l'orientation du plan de mesure ( $\alpha$ ). Au-delà d'une orientation  $\alpha_{lim}$ , la mesure n'est plus possible, la fréquence du motif acquis est trop élevée et le contraste du motif est trop faible (zone rouge dans ces deux images).

L'analyse du contraste peut être obtenue facilement par la MTF d'un système optique. Un contraste plus faible signifie pas de détection et aucune reconstruction de l'objet. Ainsi, en conclusion de l'analyse ci-dessus, le contraste du motif acquis peut être un critère pour la reconstruction.

## 2.2.4 Maximisation de la résolution latérale dans les images acquises

Afin d'évaluer la performance du système de mesure, la résolution latérale de la voie d'acquisition peut aussi être étudiée. Deux fréquences distinctes,  $f_o$  et  $f_c$ , doivent être définies de manière à évaluer l'impact de l'orientation de l'objet  $\alpha$  sur la résolution.

$f_o$  est la fréquence d'un motif sur la surface de l'objet. Lorsque l'objet est mis en rotation avec un angle  $\alpha$ , cette fréquence n'est pas modifiée.  $f_{olim}$  est la fréquence la plus élevée du motif sur l'objet qui peut être détectée par la voie d'acquisition.

$f_c$  est la fréquence du motif qui est capturée par la caméra. Lorsque l'objet est mis en rotation (avec un angle  $\alpha$ ), cette fréquence détectée  $f_c$  est modifiée. la grandeur  $f_{clim}$  est la plus haute fréquence du motif qui peut être détectée par la voie d'acquisition.

Après l'analyse géométrique sur la voie d'acquisition (figure 2.13), la relation entre  $f_o$  et  $f_c$  peut être extraite par le triangle jaune dans la figure 2.8(b) sous la forme ci-dessous :

$$f_o = \cos(\alpha + \theta/2) \times f_c; \alpha \in \left[ -\frac{\pi - \theta}{2}, \frac{\pi - \theta}{2} \right]; \theta \in [0, \pi] \quad (2.16)$$

Le plus petit détail qui peut être détecté sur l'objet par la caméra est équivalent à la résolution

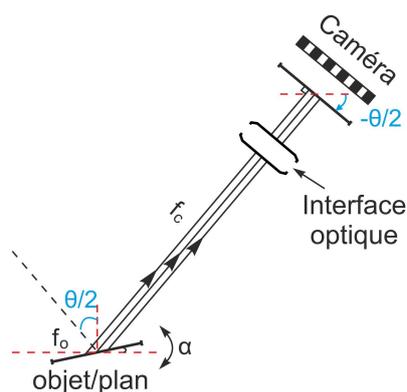


FIGURE 2.13: Voie d'acquisition d'un système de stéréovision active. La grandeur  $f_o$  est la fréquence d'un motif.  $f_c$  est la fréquence du motif acquis par la caméra.

latérale de la mesure notée par  $R_{olim}$  qui exprimée comme ci-dessous :

$$R_{olim} = \frac{1}{2 \times f_{olim}} = \frac{1}{2 \times \cos(\alpha + \theta/2) \times f_{clim}} ; \alpha \in \left[ -\frac{\pi - \theta}{2}, \frac{\pi - \theta}{2} \right] ; \theta \in [0, \pi] \quad (2.17)$$

Plus cette valeur de résolution latérale est petite, plus la mesure est exacte. En considérant  $\theta$  et  $f_{clim}$  constants, on peut obtenir la relation entre la résolution  $R_{olim}$  et l'angle  $\alpha$ . La courbe est présentée dans la figure 2.14(a).

A partir de la figure 2.14(b), on peut noter que la zone avec un meilleur contraste pour un point de vue sera également la zone avec la meilleure résolution de mesure. En conséquence, en

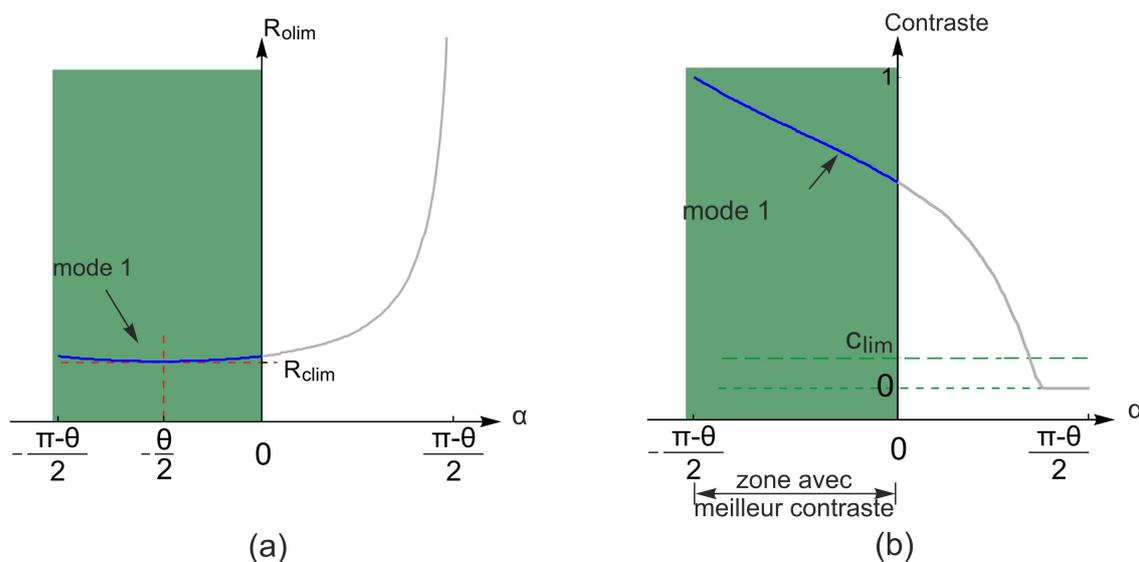


FIGURE 2.14: (a) : La résolution latérale  $R_{olim}$  de la mesure en fonction de l'orientation de l'objet  $\alpha$  ( $\theta = \pi/3$ ). (b) : Relation entre le contraste du motif acquis et l'orientation de l'objet  $\alpha$ . La zone verte dans le mode 1 est celle où le contraste est le meilleur.

utilisant le contraste de l'image comme critère, pour choisir la zone de meilleure détection, il serait possible d'améliorer l'exactitude de la mesure.

### 2.3 Exemple de reconstruction d'un objet cylindrique

Pour illustrer l'analyse ci-dessus, la figure 2.15 présente une simulation de mesure avec un objet cylindrique (rayon de 1 mm) avec un système tel que montré en figure 2.4(a), ayant l'angle stéréoscopique  $\theta$  égale à  $60^\circ$ . En raison de la forme de l'objet, les différentes zones avec différentes orientations  $\alpha$  vont générer différentes fréquences  $f_c$  dans le motif acquis. La valeur  $\alpha$  de chaque point de surface correspond à une valeur de hauteur  $h$  (figure 2.2). La hauteur  $h_{min}$  de la figure 2.2 est calculée au moyen de  $\alpha_{lim}$ , la hauteur  $h_{max}$  est calculée au moyen de  $(\pi - \theta)/2$ .

$$h = R \times (1 - \cos \alpha) \quad (2.18)$$

Dans la zone verte (côté droit), l'objet a un angle d'orientation  $\alpha$  dans l'intervalle de  $[-(\pi - \theta)/2, \alpha_{lim}]$ , donc la fréquence du motif acquis est inférieure à  $f_{clim}$  (selon figure 2.12(a)). En conséquence, le contraste est suffisant et cette zone verte sera bien détectée par la caméra (selon figure 2.12(b)). Pour la zone jaune (côté gauche) de l'objet, l'angle d'orientation  $\alpha$  est dans l'intervalle de  $[\alpha_{lim}, (\pi - \theta)/2]$ , qui est toujours plus élevé que  $\alpha_{lim}$ . Cette zone sera mal mesurée parce que la fréquence du motif acquis est toujours supérieure à  $f_{clim}$  (zone rouge dans la figure 2.12(a)), et le contraste sera également trop faible pour assurer une bonne détection (zone rouge dans la figure 2.12(b)).

Pour mesurer cette zone problématique (zone jaune dans la figure 2.15(c)), il est généralement

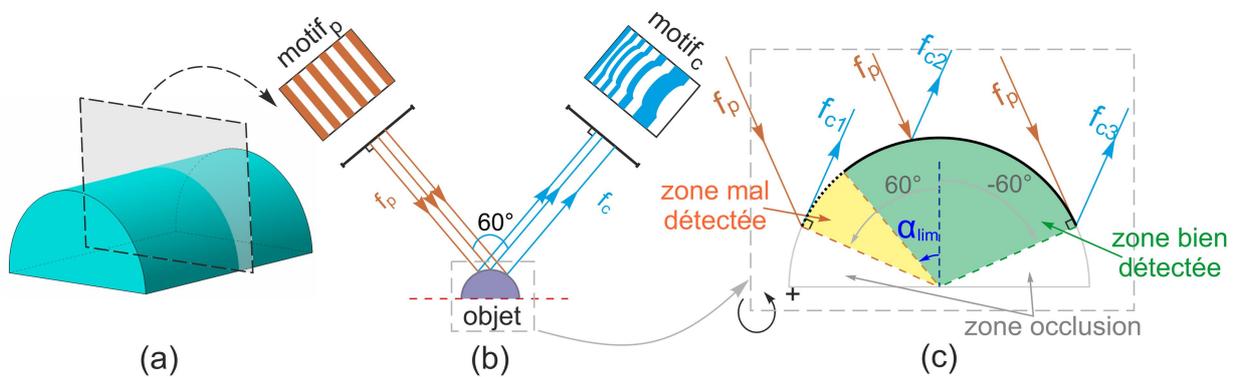


FIGURE 2.15: (a) : Simulation avec un objet cylindrique dont le rayon est de 1 mm. (b) : Schéma de la mesure par stéréovision active pour une section de cet objet cylindrique. Fréquence  $f_p$  constante, et fréquence  $f_c$  variable selon l'orientation de surface de l'objet. (c) : Zone bien mesurée et zone mal mesurée sur l'objet cylindrique. Les valeurs  $f_{c1}$ ,  $f_{c2}$  et  $f_{c3}$  sont notés pour indiquer les différences de fréquences acquis.

nécessaire de déplacer le dispositif de mesure 3D autour de l'objet et placer les voies d'acquisition face à cette zone. Une autre solution possible est d'utiliser la structure que nous avons proposée (figure 2.3) pour inverser les voies de projection et d'acquisition.

En utilisant un système de mesure avec cette structure, il est possible de mesurer la même

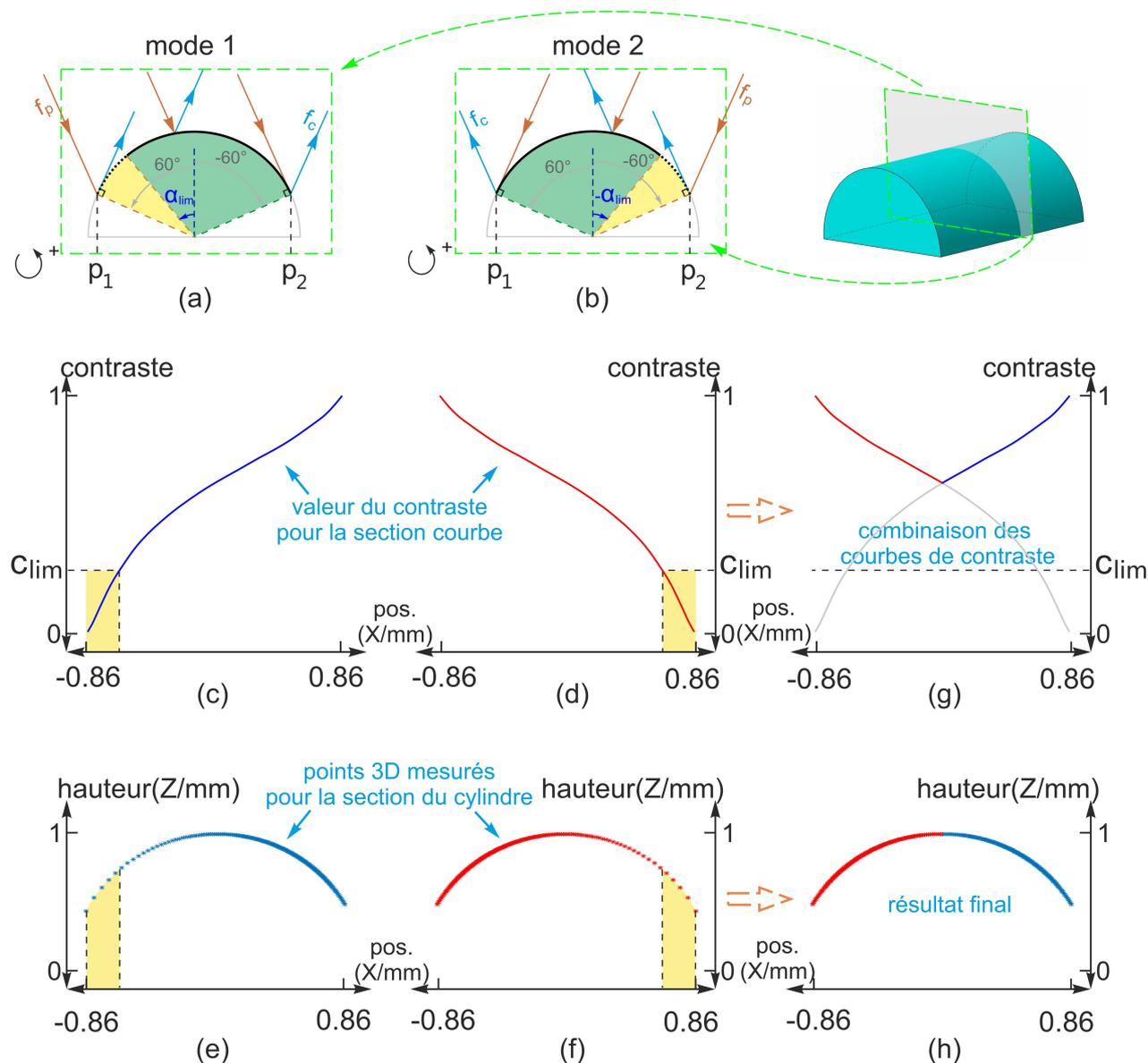


FIGURE 2.16: (a) : Analyse d'un objet cylindrique dans une section transversale avec le mode de stéréovision active 1(a) et le mode de stéréovision active 2(b). La valeur de contraste de la courbe de section est calculée dans chaque mode, (c) et (d). Les points 3D sont présentés pour montrer la courbe formée par la section de cet objet, (e) et (f). En combinant les valeurs de contraste entre ces deux modes (g), on peut assurer que chaque pixel a la valeur de contraste la plus élevée, et, la forme construite peut être générée avec une densité élevée de points (h).

surface de l'objet avec deux modes de stéréovision active en inversant les voies de projection et d'acquisition, comme illustré sur la figure 2.16. Les valeurs de contraste pour la section transversale dans ces deux modes sont calculées pour les positions de  $p_1$  à  $p_2$  (figures 2.16(c) et (d)). Les nuages de points 3D pour cette section sont présentés par la position  $X$  et la valeur de hauteur  $Z$  (figures 2.16(e) et (f)). Pour chacun de ces deux modes de stéréovision, la zone avec la valeur de contraste faible (inférieur à  $c_{lim}$ ) sera la zone problématique parce que la densité du nuage de point 3D est beaucoup plus faible pour construire la surface de l'objet, comme pour les zones jaunes dans la figure 2.16. Cependant, ces deux zones problématiques ne sont pas identiques entre chaque mode. Donc, en retirant ces zones dans chaque mode et en gardant les points 3D reconstruits restants, il est possible de générer une plus grande surface 3D.

Pour calculer le nuage de points 3D final, une autre méthode est intéressante : au lieu de combiner les zones 3D reconstruites qui sont en commun entre les deux modes de stéréovision, il est possible de sélectionner un mode de stéréovision unique qui a la valeur de contraste la plus élevée, comme présenté sur la figure 2.16(g) et (h). Le mode 1 produit un meilleur contraste, si la surface est orientée dans une direction négative ( $\alpha < 0$ ), et le second mode donne un meilleur contraste si la surface est orientée dans une direction positive ( $\alpha > 0$ ). En conséquence, avec ces diverses orientations de surface, il y aura toujours un mode de mesure qui permettra de produire un meilleur contraste.

Pour résumer, la mesure de la surface de l'objet avec deux modes de stéréovision active, en inversant les voies de projection et d'acquisition, permet d'obtenir un résultat avec grande valeur de contraste et un nuage de points 3D plus grand et plus dense. L'impact de l'orientation de la surface sur la reconstruction est réduite et les zones de contraste faible sont éliminées par cette configuration dynamique.

## 2.4 Intérêt de l'ajout du mode de stéréovision passive dans le système à modes actifs

Comme présenté dans la section 1.2.3, on sait que la méthode de stéréovision passive est un autre possibilité pour réaliser la mesure en 3D avec seulement les caméras et sans projecteur. Les avantages pour ce type de méthode sont sa simplicité dans les étapes de mesure, son faible coût et sa vitesse de mesure. Mais l'exactitude est moins élevée que pour la méthode de stéréovision active et elle dépend essentiellement des algorithmes utilisés pour reconstruire l'objet 3D.

Avec la structure dynamique décrite dans la figure 2.3 (possibilité de basculer selon 3 modes de fonctionnement), nous pouvons changer de mode, et passer en stéréovision passive afin de réaliser

une mesure. Ce mode de mesure enrichit la capacité d'un système uniquement basé sur la structure de figure 2.3. Nous n'avons pas besoin de permuter les voies dans ce mode passif. Le principe de mesure et les résultats obtenus vont être présentés en détail dans le chapitre suivant.

## 2.5 Bilan

La problématique pour un dispositif de mesure dans les applications MIS a été introduite au début de ce chapitre. Dans la plupart de ceux-ci, c'est très souvent un seul type de méthode qui est développé, une méthode active, ou une méthode passive. Mais chaque méthode a ses propres avantages, et inconvénients. Cela limitera la performance du système pour mesurer la forme de différents objets dans différentes conditions de mesure. En conséquence, comment construire un système plus performant est la problématique de cette thèse. Une solution possible proposée dans ce chapitre est de combiner deux types de méthodes (active et passive) dans un système pour obtenir une structure dynamique basée sur l'idée de mettre les deux voies de triangulation en commun.

Le système avec cette structure dynamique possède trois modes de mesure. Le basculement des deux modes de stéréovision active est présenté dans la deuxième partie de ce chapitre. Les problèmes dues à la forme ou à l'orientation de la surface de l'objet, qui vont affecter l'exactitude de mesure sont résolues par la fonction de basculement. Deux nuages de point 3D sont obtenus pour la même zone de l'objet avec ces deux modes de mesure active. En utilisant le critère du bon contraste de l'image, nous avons analysé l'influence de l'orientation de la surface de l'objet sur l'exactitude de la mesure et nous avons présenté comment choisir le meilleur mode de mesure en fonction de cette orientation. Afin d'assurer un bon niveau de contraste et d'extraire des informations de formes enrichies, les deux nuages de points de ces deux modes actifs sont combinés. La reconstruction 3D s'en trouve optimisée.

A la fin de ce chapitre, nous avons indiqué comment réaliser le mode passif avec le basculement du système. Ce mode passif permet d'utiliser la méthode passive dans notre système de mesure. Pour certains cas, le mode passif peut donner une vitesse de mesure plus rapide que le mode actif, toutefois avec une exactitude de reconstruction moindre. Avec ces trois modes de mesure, la capacité de ce système dynamique est renforcée en comparaison aux systèmes qui utilisent un seul type de méthode.



# Principes de reconstruction tridimensionnelle par stéréovision pour l'instrument endoscopique

---

## Sommaire

<b>3.1 Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision active</b> . . . . .	<b>72</b>
3.1.1 Etalonnage du système de stéréovision active . . . . .	72
3.1.2 Méthode à décalage de phase pour la stéréovision active . . . . .	73
3.1.3 Méthode de Transformation de Fourier pour la stéréovision active . . . . .	75
<b>3.2 Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision passive</b> . . . . .	<b>79</b>
3.2.1 Principe de la stéréovision passive . . . . .	79
3.2.2 Etalonnage en stéréovision passive pour l'instrument endoscopique . . . . .	87
3.2.3 Proposition d'adaptation de la méthode d'étalonnage . . . . .	93
<b>3.3 Bilan</b> . . . . .	<b>99</b>

---

Le chapitre précédent a permis de proposer une structure instrumentale permettant de concevoir un système s'adaptant à différentes conditions de mesure. Lors de l'étude bibliographique dans la section 1.2, de nombreuses méthodes optiques permettant la mesure tridimensionnelle ont été détaillées. La spécificité de la structure instrumentale présentée au chapitre précédent par rapport à l'état de l'art est qu'elle permet de basculer dynamiquement entre trois modes lors d'une mesure : deux modes de stéréovision active et un mode de stéréovision passive. Toutefois, quelle que soit la méthode utilisée, l'étalonnage des deux voies (projection et/ou acquisition) doit être fait avant la phase de mesure.

Comme détaillé précédemment (figure 2.3(a) et (b)), deux modes de mesure peuvent être appliqués pour la stéréovision active. La méthode d'étalonnage pour ces modes actifs a été détaillée dans la thèse de Erwan Dupont [Dupont 2015], en conséquence, ce principe d'étalonnage des modes actifs sera juste rappelé dans cette partie. En revanche, le principe de la reconstruction

tridimensionnelle basé sur différentes méthodes actives, telles que la méthode à décalage de phase et la méthode exploitant les transformées de Fourier, sera développé.

Concernant la méthode de stéréovision passive, un seul mode de mesure est exploité dans le système proposé (Fig.2.3(c)). L'étalonnage du mode passif ainsi que le principe de la reconstruction tridimensionnelle dans ce mode vont également être détaillés dans cette partie.

### 3.1 Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision active

Le principe de la stéréovision active est de projeter des motifs par une première voie et de les capturer par une seconde. L'utilisation de différentes méthodes actives permet d'obtenir des performances de mesure adaptées au contexte de la mesure. Dans cette section, après avoir présenté la méthode d'étalonnage en stéréovision active, deux méthodes de stéréovision active spécifiques vont être étudiées : la méthode à décalage de phase, qui donne une mesure plus précise mais moins rapide, et la méthode à transformée de Fourier, qui permet une mesure plus rapide mais moins précise. Les principes de ces deux algorithmes vont être décrits en détail. L'étude de ces deux algorithmes va être réalisée sur l'un des modes de stéréovision active, le mode 1 (Fig.2.3 (a)), le principe sera identique pour le mode 2 de stéréovision active.

#### 3.1.1 Etalonnage du système de stéréovision active

Afin d'effectuer une mesure puis une reconstruction 3D en stéréovision active, l'étalonnage du système est obligatoire. Les données de cet étalonnage vont permettre de déterminer les coordonnées des points  $(X, Y, Z)$  de la surface mesurée dans le repère de l'espace de mesure. La méthode de réalisation de cet étalonnage a bien été détaillé dans la thèse de Erwan Dupont [Dupont 2015]. Cette méthode ne va donc pas être à nouveau détaillée ici, mais plutôt son principe général.

Trois repères distincts doivent être définis et utilisés pendant le processus d'étalonnage et de mesure 3D, comme présenté en figure 3.1(a).

Le premier repère est lié à la caméra, noté  $(X_c, Y_c, Z_c)$ . L'objet est capturé dans une image du capteur CCD, donc les distances sont généralement mesurées en pixels  $(x_c, y_c)$ . Le deuxième repère est lié au projecteur, noté  $(X_p, Y_p, Z_p)$ . Le motif projeté provient de la matrice DMD, donc les distances sont également exprimées dans ce repère en pixels  $(x_p, y_p)$ . Le dernier repère est positionné dans l'espace de mesure, noté  $(X, Y, Z)$ . Il indique le résultat de mesure tridimensionnelle en coordonnées métriques.

Il y a deux étapes dans le processus d'étalonnage (figure 3.1(b)). La première étape consiste à identifier des correspondances entre les pixels caméra et les pixels projecteur pour différentes

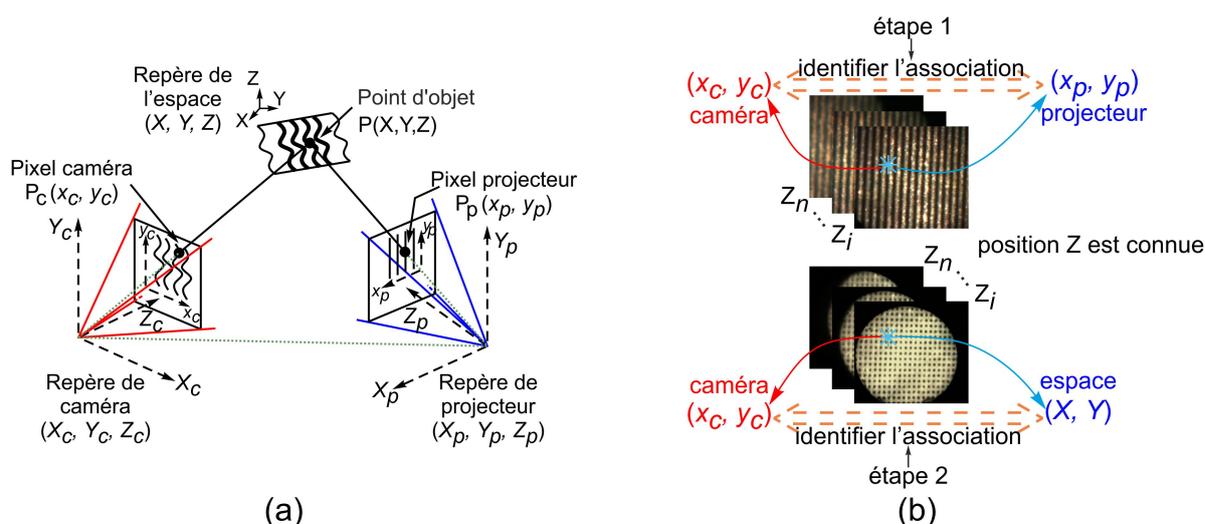


FIGURE 3.1: (a) : Relation entre les trois repères dans un système stéréovision active. (b) : Les deux étapes principales de l'étalonnage.

profondeurs  $Z$  (dans l'espace de mesure). Pour ce faire, des motifs sont projetés sur une mire type écran blanc qui est placée à différentes profondeurs  $Z$  et l'ensemble des pixels caméra et des pixels projecteur sont associés. Ainsi lors d'une mesure tridimensionnelle lorsqu'une correspondance entre un pixel caméra  $(x_c, y_c)$  et un pixel projecteur  $(x_p, y_p)$  est établie, il est possible de déterminer la profondeur  $Z$  de ce pixel en exploitant cette première étape d'étalonnage.

La seconde étape identifie des correspondances entre les pixels caméra et les coordonnées  $(X, Y)$  dans le repère de mesure pour différentes profondeur  $Z$ , en utilisant une mire de calibrage (figure 3.1(b)). Lors d'une mesure 3D, avec la valeur  $Z$  déterminée pour un pixel caméra  $(x_c, y_c)$  dans l'étape précédente (première étape), il est possible de trouver la coordonnée  $(X, Y)$  correspondante à ce pixel caméra grâce à cette seconde étape d'étalonnage. Donc, les coordonnées 3D  $(X, Y, Z)$  de la surface à mesurer peuvent être finalement obtenues à partir de ces deux étapes d'étalonnage.

### 3.1.2 Méthode à décalage de phase pour la stéréovision active

Afin d'évaluer avec précision les performances du système proposé, la première méthode de stéréovision active testée est basée sur un multiplexage temporel, avec une méthode à décalage de phase. Avec cette méthode, des motifs périodiques sont projetés successivement et temporellement décalés par petits incréments. Chaque pixel est codé par une variation d'intensité lors de la mesure. Plus le nombre de motif projeté est élevé, plus la précision de mesure augmente. Afin d'obtenir un résultat de mesure précis, il est nécessaire de projeter successivement plusieurs motifs. Cette méthode s'applique donc uniquement aux scènes statiques, et pas aux scènes dynamiques évoluant rapidement dans le temps.

La fréquence du motif projeté correspond à la plus petite largeur de ligne verticale qui est projetée pendant la mesure (voir l'explication, partie 2.2.3.1). Cette fréquence ne doit pas être trop élevée, sinon les lignes du motif ne seront pas détectées, le contraste du motif étant trop bas, le motif devenant d'un gris uni (comme détaillé en figure 2.10). Cependant, la fréquence du motif suffisamment élevée pour assurer une bonne résolution de mesure. Au final, la largeur de ligne doit être minimale, mais détectable.

Les motifs projetés pour les méthodes à décalage de phase ont une largeur de 1024 pixels dans notre système, ce qui est la largeur horizontale du DMD. Le nombre de pixels de décalage entre deux motifs successifs correspond à la résolution du décalage de motif. Par exemple, si le motif possède une largeur de ligne de 16 pixels (une période de 32 pixels pour chaque alternance de ligne noir/blanc) et que chaque décalage vaut un pixel pour 32 décalages, alors chaque pixel de motif sera encodé de manière unique. En conséquence, c'est un codage avec 1024 valeurs pour 1024 pixels, et la résolution du décalage sera de 10 bits ( $2^{10} = 1024$ ). Mais si le motif est décalé par deux pixels, il y aura uniquement besoin de 16 décalages, 512 valeurs seront encodées pour les 1024 pixels du motif, la résolution pour ce décalage de phase sera de 9 bits ( $2^9 = 512$ ).

Dans notre mesure, les motifs avec une largeur de ligne de 16 pixels sont utilisés pour faire des décalages de 10 bits, donc 32 images doivent être capturées. Afin de diminuer l'influence du bruit dans les images capturées, pour chacun des 32 motifs projetés, on projette le motif inverse, puis on fait la soustraction entre les images capturées avec un motif et leur inverse, comme illustré sur la figure 3.2. Au total, ce sont 64 images qui sont capturées par la caméra.

Dans notre cas instrumental, le motif généré par le DMD est binaire (en créneau), on assume que ce motif devient sinusoïdal après avoir traversé le système optique en raison des aberrations géométriques des éléments optiques (lentilles), de la défocalisation, etc... Dans ces conditions, la fonction d'intensité du motif projeté, puis capturé par le capteur CCD peut être estimée sous une forme sinusoïdale et la phase de cette fonction sinusoïdale va être étudiée lors de la reconstruction tridimensionnelle.

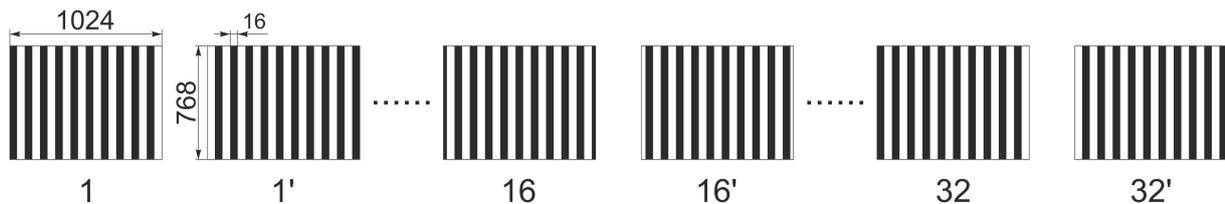


FIGURE 3.2: Motifs utilisés lors de la projection. Chaque motif est de dimension  $1024 \times 768$  pixels, la largeur de ligne est de 16 pixels. Le motif est décalé par incrément d'un pixel, et inversé pour générer un motif complémentaire (exemple,  $1'$  est le complémentaire de 1).

Les méthodes à décalage de phase sont très largement utilisées dans de nombreux ouvrages ou articles pour la reconstruction tridimensionnelle [Nayar 2006] [Gupta 2011]. Quand on projette les motifs binaires avec un DMD sur la surface de mesure, et qu'on les décale horizontalement par un séquençement temporel (figure 3.2), on considère les motifs capturés comme sinusoidaux et l'intensité de chaque pixel CCD est capturée sous la forme suivante :

$$I_i(x, y) = L_d(x, y) \sin(\varphi(x, y) + \delta_i) + L_g(x, y) \quad (3.1)$$

Où  $x$  et  $y$  sont les coordonnées du pixel dans la  $i^{\text{ème}}$  image capturée par le CCD.  $L_d$  et  $L_g$  sont les intensités lumineuses pour respectivement : la partie illumination directe par le projecteur et la partie illumination globale due à l'éclairage ambiant de la scène.  $\delta_i$  est le décalage de phase pour le  $i^{\text{ème}}$  motif. La phase  $\varphi(x, y)$  encode l'information de profondeur pour un pixel  $(x, y)$  correspondant à un point à la surface de l'objet. En conséquence, un processus de décodage est nécessaire pour déterminer la valeur de phase  $\varphi$ . Pour  $N$  décalages de phase dans une période, on peut calculer la phase  $\varphi$  par la formule suivante [Chen 2007b] :

$$\varphi(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{-\sum_{i=1}^N I_i(x, y) \sin(\delta_i)}{\sum_{i=1}^N I_i(x, y) \cos(\delta_i)} \right) \quad (3.2)$$

La phase  $\varphi$  calculée pour chaque pixel  $(x, y)$  avec l'équation (3.2) est déterminée dans un intervalle de  $[-\pi; \pi]$ . Après un processus de dépliage de la phase, on peut obtenir une image de phase continue dans la plage  $[0; 1]$ .

Des mesures basées sur la méthode à décalage de phase seront présentés dans le chapitre 5 et la validation expérimentale de cette méthode sur l'instrument développé lors de cette thèse sera étudiée en section 5.1.1.

### 3.1.3 Méthode de Transformation de Fourier pour la stéréovision active

Les méthodes à base de transformées de Fourier ont fait l'objet de nombreuses études pour la mesure tridimensionnelle grâce à leur avantage de ne nécessiter qu'un faible nombre de motifs à projeter, d'une rapidité de calcul pour la reconstruction. Il suffit de projeter un ou deux motifs pour réaliser une mesure basée sur la transformée de Fourier. Takeda et al. [Takeda 1983] sont les premiers à avoir proposé et expliqué le principe de la profilométrie par transformée de Fourier (FTP - Fourier Transform Profilometry) dans les années 1980.

Dans la méthode FTP, une grille de Ronchi (cible optique où les barres ont un intervalle constant et un contraste élevé) ou une grille sinusoidale est projetée à la surface d'un objet.

Les informations de profondeur, donc la forme de l'objet, sont encodées via la déformation de la grille projetée qui est enregistré par une caméra. La forme de la surface sur laquelle le motif est projeté peut être décodée par un calcul de transformée de Fourier, un filtrage dans le domaine des fréquences spatiales, et enfin par le calcul d'une transformée de Fourier inverse.

Deux géométries optiques différentes ont été proposées pour le procédé de FTP [Takeda 1983] : la géométrie en axe-optique-croisé, où l'axe optique du projecteur et de la caméra se situent dans le même plan et se croisent dans un point près du centre de l'objet ; la géométrie en axe-optique-parallèle, où l'axe optique du projecteur et de la caméra sont situés dans le même plan et parallèles. Ici, nous supposons que l'axe optique du projecteur (DMD) et l'axe optique de la caméra (CCD) sont placés dans le même plan et se croisent en un point, donc en axe-optique-croisé (voir la figure 3.3(a)).

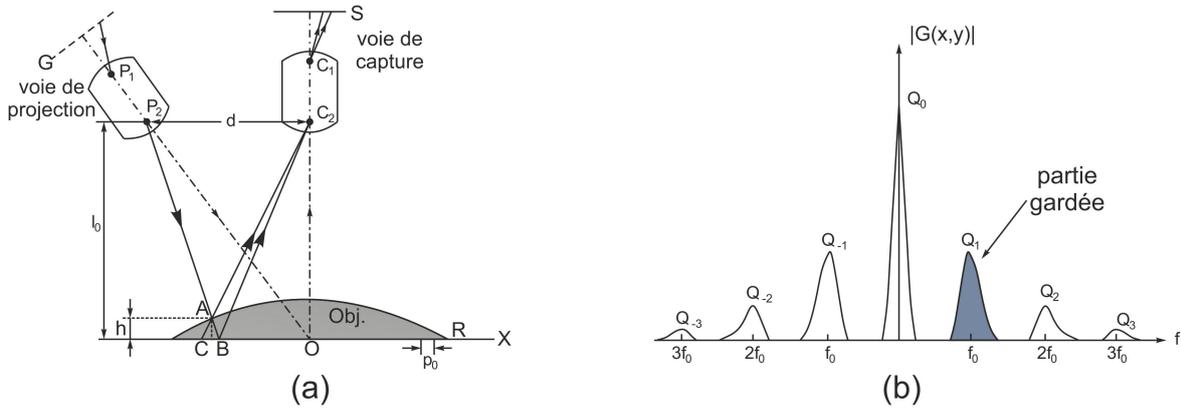


FIGURE 3.3: (a) : Schéma de la configuration optique avec croisement des axes optiques entre la capture et la projection. (b) : Spectres des fréquences spatiales pour une ligne de l'image du motif déformé.  $Q_1$  est le seul signal spectral sélectionné lors de l'opération de filtrage.

La figure 3.3(a) représente une géométrie standard où les axes optiques d'un objectif de projection  $P_1P_2$  croise celui d'une caméra  $C_1C_2$  au point  $O$  sur un plan de référence  $R$ , qui est un plan fictif normal à  $C_1C_2$  et sert de référence, à partir de laquelle la hauteur  $h(x,y)$  est mesurée.  $P_1, P_2$  et  $C_1, C_2$  sont les points représentant les pupilles d'entrée et de sortie des objectifs de projection et de capture, respectivement [Takeda 1983].  $P_2$  et  $C_2$  sont situés à la même distance  $l_0$  du plan  $R$ .  $A$  est le point mesuré.

Les lignes du motif  $G$  sont orthogonales au plan de la figure. Le motif  $G$  se projette sur l'objet à travers l'objectif du projecteur, et ce motif est ensuite capturé sur le capteur CCD à travers l'objectif de la caméra.

Initialement, il est possible de considérer que l'objet à mesurer est le plan de référence  $R$  (donc  $h(x,y) = 0$ ). Dans ce cas, le motif est projeté sur le plan de référence à travers l'objectif de

projection, puis imagé sur le plan caméra  $S$  à travers l'objectif de la caméra. Dans ce dernier cas où l'objet à mesurer est confondu avec le plan de référence  $R$ , La période du motif imagé sur la caméra est notée  $p_0$  et sa fréquence  $f_0$ .

Lorsque l'objet est une surface plane uniforme sur  $R$ , i.e.  $h(x, y) = 0$ , l'image du motif projeté sur la surface de l'objet et observée par le capteur caméra est un motif régulier qui peut être exprimé par son expansion en série de Fourier :

$$g_0(x, y) = r_0(x, y) \sum_{n=-\infty}^{\infty} A_n \exp \{i [2\pi n f_0 x + n\varphi_0(x, y)]\} \quad (3.3)$$

Pour un objet général avec la variation de hauteur  $h(x, y)$  par rapport du plan  $R$ , l'image de motif déformé observée par un CCD est exprimée ci-dessous :

$$g(x, y) = r(x, y) \sum_{n=-\infty}^{\infty} A_n \exp \{i [2\pi n f_0 x + n\varphi(x, y)]\} \quad (3.4)$$

où  $r_0(x, y)$  et  $r(x, y)$  sont les distribution non-uniformes de la réflectivité sur le plan de référence et sur l'objet diffus, respectivement.  $A_n$  sont les facteurs de pondération de la série de Fourier.  $\varphi_0(x, y)$  et  $\varphi(x, y)$  sont les modulations de phase initiales (pour  $h(x, y) = 0$ ) et les modulations de phase résultant des variations de hauteur de l'objet, respectivement.  $f_0$  est la fréquence fondamentale du motif observé, où

$$f_0 = 1/p_0 \quad (3.5)$$

L'image du motif déformé dans l'équation (3.4) peut être interprété comme la composition d'une série de signaux avec des fréquences spatiales de  $n f_0$  modulés à la fois en phase  $\varphi(x, y)$  et en amplitude  $r(x, y)$  (voir la figure 3.3(b)). Comme la phase encode les informations sur la forme 3D à mesurer, la problématique de la méthode FTP consiste obtenir  $\varphi(x, y)$  indépendamment de la variation d'amplitude  $r(x, y)$  (qui provient d'une réflectivité non-uniforme à la surface de l'objet).

En utilisant des algorithmes de type FFT (Fast Fourier Transform), il est possible de calculer la transformée de Fourier (1D ou 2D) de l'équation (3.4), et d'obtenir son spectre de Fourier (figure 3.3(b)). Dans la plupart des cas,  $r(x, y)$  et  $\varphi(x, y)$  varient très lentement par rapport à la fréquence  $f_0$  du motif, donc les spectres de différents ordres (comme  $Q_0, Q_1, Q_2, Q_3$  dans la figure 3.3(b)) sont disjoints les uns des autres, et ils peuvent être filtrés pour ne garder que la composante fréquence fondamentale  $f_0$  ( $Q_1$ ) après une opération de filtrage appropriée. En appliquant la Transformée de Fourier Inverse sur cette composante fondamentale, on obtient le signal complexe suivant :

$$\hat{g}(x, y) = A_1 r(x, y) \exp \{i [2\pi f_0 x + \varphi(x, y)]\} \quad (3.6)$$

Si l'opération est appliquée sur l'équation (3.3) où l'objet est le plan de référence  $R$ , on obtient :

$$\hat{g}_0(x, y) = A_1 r_0(x, y) \exp \{i [2\pi f_0 x + \varphi_0(x, y)]\} \quad (3.7)$$

En multipliant l'expression complexe (3.6) avec le conjugué de l'expression complexe (3.7), on obtient cette nouvelle formule :

$$\hat{g}(x, y) \cdot \hat{g}_0^*(x, y) = |A_1|^2 r_0(x, y) r(x, y) \exp \{i [\Delta\varphi(x, y)]\} \quad (3.8)$$

où  $\Delta\varphi(x, y)$  est la carte de phase de l'objet :

$$\Delta\varphi(x, y) = \varphi(x, y) - \varphi_0(x, y) = 2\pi f_0 \overline{BC} \quad (3.9)$$

Il peut être noté que  $r(x, y)$  et  $\varphi(x, y)$  sont toutes les deux présentes dans l'équation (3.8). On peut les dissocier afin d'obtenir uniquement la carte de phase par un calcul de logarithme complexe sur l'équation (3.8).

$$\log [\hat{g}(x, y) \cdot \hat{g}_0^*(x, y)] = \log [|A_1|^2 r_0(x, y) r(x, y)] + i\Delta\varphi(x, y) \quad (3.10)$$

En extrayant la partie imaginaire de l'équation (3.10), on obtient :

$$\Delta\varphi(x, y) = \text{Im} \{ \log [\hat{g}(x, y) \hat{g}_0^*(x, y)] \} \quad (3.11)$$

Les phases calculées à partir de l'équation (3.11) sont comprises dans un intervalle de  $[-\pi, \pi]$ , la carte de phase présente donc des discontinuités avec des sauts de phase de  $2\pi$  pour les variations supérieures à  $2\pi$ . Ces discontinuités peuvent être corrigées par des algorithmes à dépliement de phase [Takeda 1982] qui permettent d'obtenir une carte de phase continue. En supposant que le système de mesure est parfait et que les paramètres  $d$  et  $l_0$  du système ne présentent aucune erreur, la carte de hauteur peut être calculée par la formule suivante [Su 2001a] :

$$h(x, y) = \frac{l_0 \Delta\varphi(x, y)}{\Delta\varphi(x, y) - 2\pi f_0 d} \quad (3.12)$$

En substituant (3.11) dans l'équation (3.12),  $h(x, y)$  est obtenu à partir des images capturées.

La limitation principale de la méthode FTP est que le spectre de fourier  $Q_1$  centré sur la fréquence  $f_0$  doit être bien dissocié des autres éléments spectraux lors du filtrage (figure 3.3(b)), ce qui revient au niveau des variations de hauteur en surface de l'objet mesuré à la limitation définie par cette équation [Su 2001a] :

$$\left| \frac{\partial h(x, y)}{\partial x} \right|_{\max} < l_0/3d \quad (3.13)$$

Cela signifie que le champ maximal de la mesure n'est pas limité par la carte de hauteur  $h(x, y)$  elle-même, mais par sa dérivée dans la direction orthogonale à l'orientation des lignes constituant le motif.

Lorsque la variation de pente dépasse la limitation posée par l'équation (3.13), le spectre autour de la fréquence fondamentale  $Q_1$  va chevaucher le spectre à la composante zéro ( $Q_0$ ) et le même phénomène se reproduit pour les composantes d'ordre supérieur ( $Q_{2,3,4\dots}$ ). Le champ de mesure peut malgré tout être étendu en utilisant une disposition caméra/projecteur pour laquelle  $l_0/d$  est maximisée, mais au détriment de la résolution de stéréovision (car l'angle de stéréovision diminue).

Dans les analyses ci-dessus, la méthode FTP ne nécessite aucune attribution d'ordre de frange ou la détermination du centre de la frange. Et elle ne demande aucune interpolation entre franges car elle donne la distribution de la hauteur à chaque pixel sur l'ensemble du domaine mesuré.

Par rapport à la méthode à décalage de phase, la méthode FTP ne nécessite de projeter qu'une image. Avec cette méthode, il est donc possible de traiter des données dynamiquement, en temps réel à partir de calculs de FFT, la contrepartie étant la probable baisse de précision dans la carte de hauteur due aux faibles nombres de motifs projetés. Des résultats de mesure basés sur la méthode FTP sont présentés en partie 5.1.2.

## 3.2 Reconstruction tridimensionnelle en stéréovision passive

Basé sur la structure dynamique proposée dans le chapitre 2 (figure 2.3(c)), il est possible d'utiliser deux caméras afin de réaliser une mesure de stéréovision passive, appliquée dans certains dispositifs médicaux, parfois endoscopiques [Bernhardt 2013] [Naoulou 2006] [Mueller-Richter 2004]. Les avantages de cette méthode sont sa simplicité de mise en œuvre et la haute cadence de mesure. En contrepartie, la précision de mesure est généralement moins élevée par rapport aux méthodes actives. Dans cette partie, le principe de la stéréovision passive et la méthode d'étalonnage vont être détaillés.

### 3.2.1 Principe de la stéréovision passive

Un schéma de principe et le processus général de mesure pour la stéréovision passive sont présentés en figure 1.16 du chapitre 1.

### 3.2.1.1 Modèle sténopé pour une caméra avec correction des distorsions

La première étape consiste à modéliser les caméras. Pour cela, on utilise le modèle sténopé qui correspond à une modélisation simple et linéaire du processus de formation des images au sein d'une caméra. Ce modèle de sténopé est combiné avec un modèle de distorsion des lentilles, pour décrire les deux caméras du système de mesure.

Selon le modèle sténopé, chaque ligne de projection passe le centre optique ( $O_c$ ) de la caméra, croise le plan de l'image et enfin constitue un point dans l'image. En combinant les modèles sténopés des deux caméras, il est possible d'établir une relation entre la scène tridimensionnelle et les images bidimensionnelles, comme illustré en figure 3.4(a).

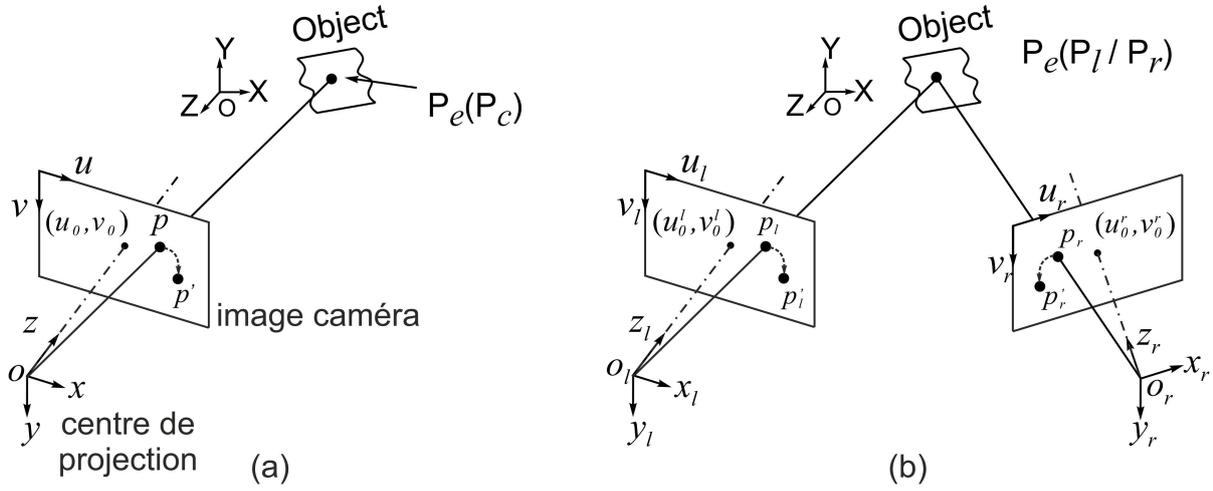


FIGURE 3.4: (a) : Le modèle sténopé d'une caméra avec les repères de l'espace, de caméra et de l'image. (b) : Le modèle de stéréovision passive basé sur le modèle sténopé de (a).

Un point en 3D dans le repère de l'espace ( $O-XYZ$ ) est noté  $P_e = [X, Y, Z]^T$ , et ce point est présenté dans le repère de caméra ( $o-xyz$ ) comme un point correspondant  $P_c = [x, y, z]^T$ . Ce point correspondant est projeté dans le plan d'image de caméra ( $o-uv$ ) comme un point bidimensionnel  $p = [u, v]^T$ . L'unité pour les repères ( $O-XYZ$ ) et ( $o-xyz$ ) est le *millimètre*, et pour ( $o-uv$ ) est le *pixel*.

Afin d'écrire les équations de transformation entre les points tridimensionnels  $P_m$  et les points bidimensionnels  $p$  sous forme matricielle, il faut tout d'abord exprimer ces points dans leurs coordonnées homogènes, avec  $\tilde{P}_e = [X, Y, Z, 1]^T$  et  $\tilde{p} = [u, v, 1]^T$ . Ensuite, à partir d'un point 3D  $\tilde{P}_e$  vers son point image 2D  $\tilde{p}$  s'exprime ainsi :

$$s\tilde{p} = K \begin{bmatrix} R_{e2c} & T_{e2c} \end{bmatrix} \tilde{P}_e \quad (3.14)$$

où  $s$  est un facteur d'échelle.  $K$  est la matrice des paramètres intrinsèque de la caméra. La

matrice  $[R_{e2c} \ T_{e2c}]$  est la matrice extrinsèque de la caméra, correspondant à une rotation et une translation respectivement à partir du repère de l'espace vers le repère caméra.

$$K = \begin{bmatrix} \alpha_u & \gamma & u_0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Dans la matrice intrinsèque  $K$ ,  $\alpha_u = f \times k_u$  et  $\alpha_v = f \times k_v$ .  $f$  est la longueur focale de la caméra, en *millimètre*.  $k_u$  et  $k_v$  sont les facteurs d'échelle, en *pixel/mm*, selon les axes  $u$  et  $v$  de l'image, qui dépendent des dimensions réelles des pixels.  $u_0$  et  $v_0$  sont les coordonnées du point principal de la caméra. Et  $\gamma$  est le paramètre décrivant la dissymétrie entre les deux axes de l'image (égal à zéro si les axes  $u$  et  $v$  sont perpendiculaires). Au total, ce sont donc cinq paramètres intrinsèques qui décrivent un modèle de caméra.

Les deux matrices  $(R_{e2c}, T_{e2c})$  dans (3.14) décrivent une transformation rigide entre les points  $P_e$  et  $P_c$  qui peut être exprimé par

$$P_c = R_{e2c} \cdot P_e + T_{e2c} \quad (3.16)$$

où  $R_{e2c}$  est une matrice de  $3 \times 3$ , et  $T_{e2c}$  est une matrice de  $3 \times 1$ .

Théoriquement, on peut définir un objectif de caméra parfait, sans distorsions. Mais en réalité, il n'y a pas d'objectifs parfaits en raison des imperfections de fabrication et de montage. Donc dans le modèle de caméra, il est possible d'ajouter deux types de distorsions pour compenser la distorsion géométrique causée par l'objectif caméra : la distorsion radiale, qui vient principalement de la forme imparfaite des lentilles constituant l'objectif, et la distorsion tangentielle, qui est principalement causée par les défauts d'alignement lors du montage de l'objectif [Vo 2011].

On définit  $P_n$ , qui correspond à la projection de  $P_c$  dans le plan de l'image normalisé, qui est le plan parallèle à l'image caméra et situé à distance unité du centre  $o$  de la lentille.

$$P_n = \begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x/z \\ y/z \end{bmatrix}_{P_c} \quad (3.17)$$

L'influence des distorsions causées par l'objectif de la caméra peut être exprimée par un nouveau vecteur  $P_d$  lié au vecteur normalisé  $P_n$  selon cette équation [Vo 2011] :

$$P_d = \begin{bmatrix} x_d \\ y_d \end{bmatrix} = (1 + k_1 r^2 + k_2 r^4) \begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 2k_3 x_n y_n + k_4 (r^2 + 2x_n^2) \\ k_3 (r^2 + 2y_n^2) + 2k_4 x_n y_n \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

$r^2 = x_n^2 + y_n^2$ .  $k_1, k_2$  sont les coefficients de distorsion radiale,  $k_3, k_4$  sont les coefficients de distorsion tangentielle.

A partir du modèle de distorsion décrit par l'équation (3.18), la projection finale  $p'$  sur le plan de l'image est définie par l'équation suivante :

$$p' = \begin{bmatrix} u' \\ v' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u x_d + u_0 \\ k_v y_d + v_0 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Il est donc possible de corriger les distorsions dans l'image caméra en utilisant l'équation (3.19). Une fois cette correction des distorsions appliquée, il est ensuite possible d'employer l'équation (3.14) qui décrit linéairement le modèle caméra.

### 3.2.1.2 Modèle à deux caméras pour la stéréovision passive

#### a) Matrice de passage entre les caméras et correction des distorsions

Ce modèle de caméra peut être appliqué à une seconde caméra pour construire le modèle de stéréovision passive (figure 3.4(b)). Lors de l'étalonnage, tous les paramètres de ces deux caméras ( $K$ ,  $R$ ,  $T$  et  $k$ ) doivent être déterminés. Une fois les matrices de rotation et de translation de la caméra gauche ( $R_l$   $T_l$ ) et droite ( $R_r$   $T_r$ ) obtenues, la rotation et la translation de la caméra droite vers la caméra gauche, désigné par  $R$  et  $T$ , peuvent être exprimées ainsi :

$$R = R_l(R_r)^{-1} \quad (3.20)$$

$$T = T_l - R_l(R_r)^{-1}T_r \quad (3.21)$$

Avec ces matrices de passages, un même point  $P$  observé par caméra gauche ( $P_l$ ) et caméra droite ( $P_r$ ) est dans la relation suivante (voir la figure 3.5(a)) :

$$P_l = R \cdot P_r + T \quad (3.22)$$

Après étalonnage, il est possible de réaliser une mesure 3D en stéréovision passive parce que tous les paramètres des caméras et la matrice de passage entre caméras sont déterminés. Après avoir capturé une image par caméra, il faut tout d'abord corriger les distorsions dans les images en appliquant l'équation (3.19), ce qui permet de générer une paire d'images sans distorsions qui seront utilisées pour l'étape suivante.

#### b) Géométrie épipolaire

A partir des deux images de caméras sans distorsions déterminées à l'étape précédente, une étape de rectification des images pour faciliter la recherche des pixels correspondants va être

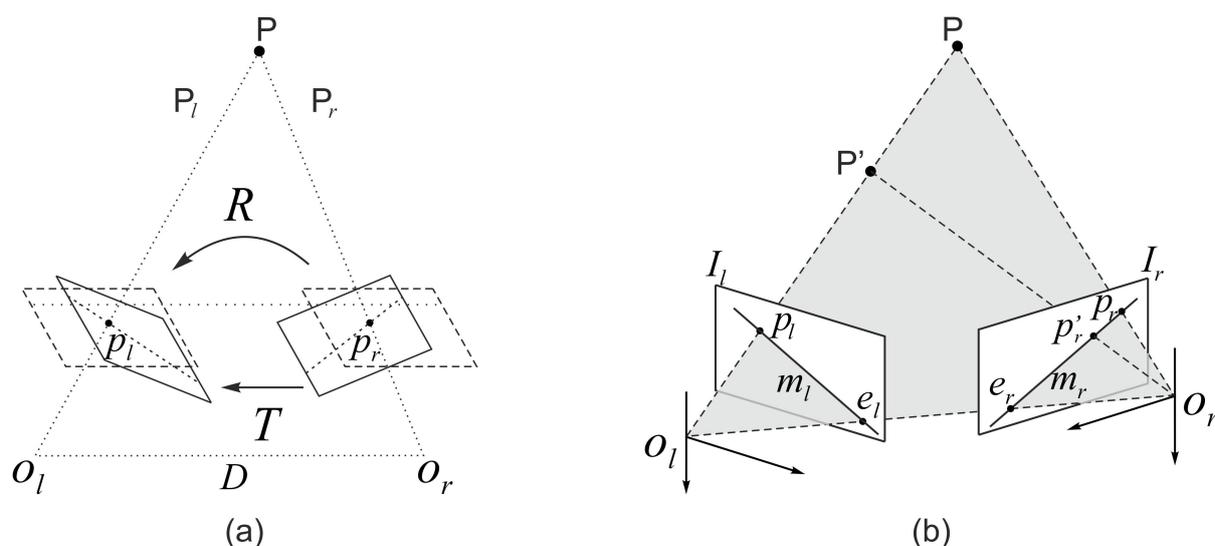


FIGURE 3.5: (a) : Matrice de passage entre les deux caméras dans un système de stéréovision passive. (b) : La géométrie épipolaire de deux images dans un système de stéréovision passive.

effectuée. Mais avant cela, quelques définitions doivent être données. La première est liée à la géométrie épipolaire et plus particulièrement la contrainte épipolaire.

La contrainte épipolaire (voir figure 3.5(b)) est un principe important pour un système de stéréovision. Elle est très utile car elle permet une grande efficacité dans la recherche des points correspondants entre deux images en la simplifiant d'un problème bidimensionnel à un problème unidimensionnel.

Par exemple, si on se place dans le contexte suivant : on connaît un point  $p_l$ , image de  $P$  dans une image de caméra gauche, on cherche son correspondant  $p_r$ , image de  $P$  dans une image de caméra droite 3.5(b). Sans utiliser la contrainte épipolaire, on devrait chercher le point  $p_r$  dans toute l'image de droite. Avec la contrainte épipolaire, la recherche de  $p_r$  est uniquement effectuée le long d'une ligne (nommé ligne épipolaire), ce qui simplifie grandement la recherche des points correspondants lors du traitement d'image. C'est la géométrie épipolaire qui permet cette simplification.

Voici la définition du plan épipolaire et des droites épipolaires : dans une configuration à deux caméras comme dans la figure 3.5(b),  $P$  est un point 3D dans l'espace,  $O_l$  et  $O_r$  sont les centres des caméras gauche et droite, respectivement. Le plan défini par trois points  $P$ ,  $O_l$  et  $O_r$  est nommé comme étant le plan épipolaire. Les intersections du plan épipolaire avec l'image  $I_l$  et l'image  $I_r$  sont appelées les lignes épipolaires, notées respectivement  $m_l$  et  $m_r$ . Tout les points de l'espace (par exemple  $P$  ou  $P'$ ) situés sur ce plan épipolaire vont se projeter dans les 2 images caméras le long des lignes épipolaires  $m_l$  et  $m_r$ . C'est la contrainte épipolaire. Donc pour chercher les points

correspondants entre les 2 images, il ne faut plus chercher la correspondance dans toutes l'image, mais uniquement le long des lignes épipolaires.

Par exemple, on détecte le point  $p_l$  dans l'image gauche qui correspond au point  $P'$  dans l'espace. Comme  $p_l$  est situé sur la ligne épipolaire  $m_l$  on sait que le point correspondant dans l'image droite (c'est à dire la projection de  $P'$  sur l'image droite) sera situé sur la ligne épipolaire  $m_r$ . Donc l'algorithme de traitement d'image va être appliqué uniquement sur la droite  $m_r$  et va trouver que le correspondant du point  $p_l$  dans l'image droite est le point  $p'_r$ . Une fois que  $p_l$  et  $p'_r$  sont détectés comme étant correspondants, il est possible de calculer la position spatiale de  $P'$  par triangulation.

Si c'est le point  $p_r$  qui avait été détecté comme étant le correspond de  $p_l$ , alors c'est la position de  $P$  qui aurait été calculée par triangulation.

La contrainte épipolaire permet également de supprimer des correspondances fausses entre les deux images. De plus, cette contrainte garde l'ordre d'apparition des points. Si  $n$  points sont ordonnés dans un certains ordre sur la ligne épipolaire de l'image gauche, ils seront ordonnés dans le même ordre le long de la ligne épipolaire correspondante dans l'image gauche.

### c) Matrice essentielle et matrice fondamentale

La deuxième définition concerne deux matrices importantes pour un système de stéréovision passive : les matrices essentielles et fondamentales, qui permettent de passer d'un point d'une image (par exemple de la caméra gauche) à la ligne épipolaire correspondante dans l'autre image (par exemple de la caméra droite). La matrice essentielle permet de faire les calculs de correspondance dans les repères caméras, la matrice fondamentale permet de faire les calculs de correspondance dans les repères d'image.

La matrice essentielle inclut les informations de rotation et de translation entre les deux caméras ; la matrice fondamentale est composée de la matrice essentielle et des paramètres intrinsèques de deux caméras.

Dans le plan épipolaire (figure 3.5(b)), on définit deux vecteurs  $\overrightarrow{O_l P}$  (noté  $P_l$ ) et  $\overrightarrow{O_l O_r}$  (noté  $T$ ), le plan épipolaire peut être décrit par son vecteur normal  $\vec{n}$  ( $\vec{n} = T \times P_l$ ) et on définit également le vecteur  $\overrightarrow{P O_r}$  ( $= P_l - T$ ). La formule ci-dessous permet de définir le plan épipolaire :

$$(P_l - T)^T (T \times P_l) = 0 \tag{3.23}$$

A noter que le produit vectoriel entre matrices peut s'écrire sous la forme d'une multiplication de matrice, donc nous définissons la relation suivante [Bradski 2008] :

$$T \times P_l = S \cdot P_l \text{ avec } S = \begin{bmatrix} 0 & -T_z & T_y \\ T_z & 0 & -T_x \\ -T_y & T_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

Pour un point P observé par les deux caméras, nous avons la relation de l'équation (3.22), dans ce cas, nous pouvons écrire l'équation (3.23) sous la formule :

$$P_r^T \cdot R \cdot S \cdot P_l = 0 \Rightarrow P_r^T \cdot E \cdot P_l = 0 \quad (3.25)$$

La matrice E s'appelle la matrice essentielle, qui décrit la transformation épipolaire gauche-droite dans le repère caméra. Elle permet de calculer l'équation d'une droite épipolaire passant par l'image de droite associée à un point de l'image de gauche [Horaud 1995]. Cette matrice est le produit de deux matrices : une matrice antisymétrique de rang 2 (S) et une matrice orthonormée de rang 3 (R). On peut remarquer que cette matrice essentielle ne comprend pas les paramètres intrinsèques des caméras, elle donne la relation entre points dans le repère de caméra, et non pas dans les repères d'images.

La transformation épipolaire est intéressante à décrire dans les repères d'images plutôt que dans les repères des caméras. On peut trouver la relation entre le point dans le repère image et dans le repère caméra avec l'équation (3.15) :

$$p_l = K_l \cdot P_l \Rightarrow P_l = K_l^{-1} \cdot p_l \quad (3.26)$$

On peut donc écrire l'équation (3.25) sous la forme :

$$p_r^T \cdot (K_r^{-1})^T \cdot E \cdot K_l^{-1} \cdot p_l = 0 \Rightarrow p_r^T \cdot F \cdot p_l = 0 \quad (3.27)$$

La matrice F s'appelle matrice fondamentale qui décrit la géométrie épipolaire dans le repère d'images. Cette matrice peut se calculer pour un capteur de stéréovision préalablement calibré.

#### d) Rectification des images

Grâce à la géométrie épipolaire et à partir des matrices essentielle et fondamentale, il est possible d'effectuer la rectification des deux images.

La configuration la plus simple pour effectuer une opération de reconstruction tridimensionnelle par stéréovision serait d'utiliser 2 caméras parfaitement identiques (même longueur focale, même taille de capteur) qui seraient disposées l'une à côté de l'autre telles que leurs axes optiques soient parallèle et que les images soient dans le même alignement horizontal (comme présenté en figure 3.6(a)). Expérimentalement, cet ensemble de conditions est très rarement réalisé. Mais

par une série de calcul matriciels, il est possible, à partir d'une configuration de stéréovision passive quelconque, de se ramener aux conditions simplifiées évoquées ci-dessus (longueurs focales identiques, axes optiques parallèles...). C'est l'opération de rectification des images. Elle permet de simplifier grandement le calcul de triangulation réalisé à l'étape suivante.

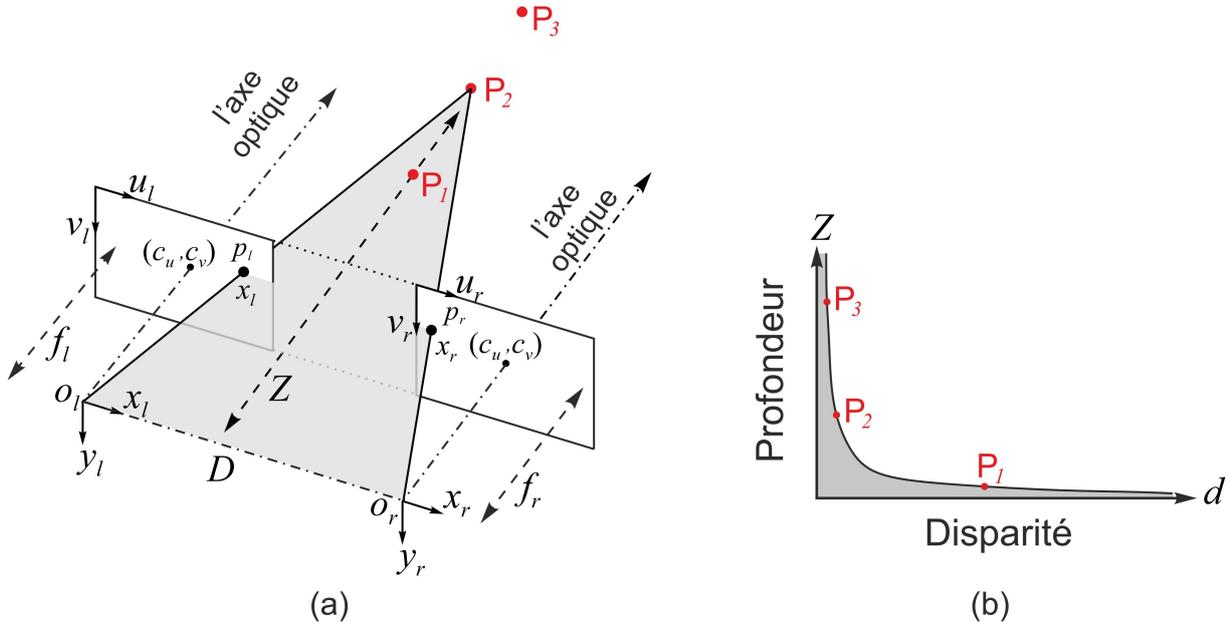


FIGURE 3.6: (a) : Deux caméras sans distorsion sont rectifiées dans un système de stéréovision passive, les axes optiques sont parallèles et éloignés entre eux d'une distance  $D$ , les distances focales ( $f_l$ ,  $f_r$ ) sont identiques. Un point  $P_2$  dans l'espace est mesuré par ces deux caméras, sa profondeur  $Z$  est calculée par les triangles semblables (équation 3.29). (b) : Relation entre la profondeur  $Z$  et la disparité  $d(x_l - x_r)$ . Trois points ( $P_1$ ,  $P_2$  et  $P_3$ ) dans 3 positions différentes de l'espace en (a) sont indiquées sur la courbe de (b).

Dans le langage de la géométrie épipolaire, l'opération de rectification consiste à aligner horizontalement et à la même hauteur les lignes épipolaires correspondantes entre les 2 caméras dans les 2 images. Ainsi la recherche des points correspondants revient à effectuer une recherche sur des lignes épipolaires horizontales situés à des hauteurs identiques sur chaque images. L'opération de rectification peut s'effectuer par calcul matriciel. La matrice fondamentale correspond à deux images stéréo-rectifiées si elle a la forme ci-dessous, à un facteur d'échelle près, pour conserver uniquement une translation selon la direction X [Monasse 2010] :

$$F \text{ doit être de la forme : } \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

L'opération de rectification est le processus qui consiste à transformer la ligne épipolaire de

forme  $(e_x, e_y, 1)$  sous la forme  $(1, 0, 0)$  dans les deux images. [Monasse 2010] présente une méthode robuste avec trois étapes de rotation des repères caméra pour faire la rectification des images.

### e) Triangulation à partir des images rectifiées.

Une fois l'étalonnage terminé, les aberrations corrigées et les images de chaque caméra rectifiées (figure 3.6(a)), il est possible d'effectuer l'opération de triangulation. Les images de deux caméras sont dans le même plan, les axes optiques sont parallèles et éloignés d'une distance ( $D$ ), les points principaux ont les mêmes coordonnées  $(c_u, c_v)$  dans les repères de l'image de deux caméras et les distances focales des caméras sont identiques ( $f_l = f_r = f$ ).

Un point  $P_2$  de l'espace, se projette dans les images rectifiées en deux points  $p_l$  et  $p_r$  d'abscisse  $x_l$  et  $x_r$  respectivement. L'écart  $x_l - x_r$  (la disparité) sera noté  $d$  par la suite. On rappelle que  $p_l$  et  $p_r$  sont situés à la même hauteur dans les images après l'opération de rectification, donc  $y_l = y_r$ . En utilisant les triangles semblables (figure 3.6(a)), la coordonnée  $Z$  se calcule ainsi :

$$\frac{D - (x_l - x_r)}{Z - f} = \frac{D}{Z} \Rightarrow Z = \frac{fD}{x_l - x_r} \quad (3.29)$$

On retrouve dans l'équation ci-dessus la valeur  $d = x_l - x_r$  qui correspond à la disparité. La profondeur  $Z$  et la disparité  $d$  sont inversement proportionnelles, et donc liées par une relation non-linéaire (voir figure 3.6(b)). Lorsque la disparité  $d$  est proche de zéro, une faible variation de  $d$  va générer une forte variation de profondeur  $Z$  et inversement. En conséquence, la résolution axiale de la reconstruction tridimensionnelle sera meilleure pour un objet proche de la caméra, une faible variation de profondeur étant mesurée par une forte variation de disparité (donc une sensibilité de mesure plus élevée).

## 3.2.2 Etalonnage en stéréovision passive pour l'instrument endoscopique

### a) Présentation générale de la méthode d'étalonnage des caméras

L'étalonnage d'un système de stéréovision doit permettre de connaître précisément, la relation entre d'une part 2 points  $p_r(x_r, y_r)$  et  $p_l(x_l, y_l)$  détectés dans chacune des images et d'autre part le point de l'espace  $P(X, Y, Z)$  associé à ces deux points. Cet étalonnage sera exploité par la suite pour effectuer les reconstructions tridimensionnelles.

Afin de déterminer cette correspondance entre les points détectés dans les images et les points associés dans l'espace de mesure, une méthode classique consiste à effectuer une analyse matricielle. Cela correspond tout d'abord à déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras puis les relations ( $R$  et  $T$ ) liant les deux caméras. A partir de cette détermination

de paramètres et après rectification, il est possible d'effectuer des calculs de triangulation entre points correspondants et ainsi d'effectuer la reconstruction tridimensionnelle.

La détermination des paramètres caméras (extrinsèques et intrinsèques) est effectuée par l'intermédiaire d'une mire de calibrage de dimension connue. Cette mire est placée sous différentes positions spatiales, ou observée par les caméras sous différents angles de vue et les caractéristiques dimensionnelles de la mire sont extraites par traitement d'images. Lors du repositionnement de la mire pour chaque nouvelle orientation spatiale, les deux caméras sont figées l'une par rapport à l'autre afin de s'assurer que les relations ( $R$  et  $T$ ) liant les caméras soient constantes.

Dans le modèle de caméra (décrit en partie 3.2.1), 10 paramètres au total sont à calculer. Les paramètres extrinsèques de caméra sont au nombre de 6, c'est à dire 3 pour la rotation (la matrice rotation  $R$  de dimension  $3 \times 3$  (voir 3.16) peut être simplifiée en un vecteur rotation de dimension  $3 \times 1$  selon l'équation de Rodrigues [Bradski 2008]) et 3 pour la translation. Les paramètres intrinsèques sont au nombre de 4 pour notre système ( $\gamma$  est fixé à zéro dans l'équation (3.15), les repères d'images de caméra sont supposés orthogonaux).

Pour déterminer ces 10 paramètres, il va être nécessaire de capturer des images de mires de calibrage et pour chaque image, de déterminer des points caractéristiques de la mire. Cela permet de poser des relations (autrement dit des contraintes) entre les pixels caméras  $p$  et des points connus de l'espace  $P$ . La détermination des points caractéristiques va ainsi permettre de calculer les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras, donc de les étalonner.

Pour se placer dans un cas d'étalonnage général, il est possible de capturer  $M$  images de mires et dans chacune de ces  $M$  images, de déterminer  $N$  points caractéristiques sur la mire de calibrage.

Donc, en supposant que  $N$  points ont été détectés dans  $M$  images (ou positions) de mire, il reste à déterminer si ces nombres  $N$  et  $M$  sont suffisamment élevés pour déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras.

- $N$  points dans  $M$  images de mire capturées permettent de résoudre  $2 \times N \times M$  contraintes. (le nombre de contraintes est multiplié par 2 parce qu'un point possède des coordonnées  $x$  et  $y$ .)
- En considérant que les distorsions ont été corrigées, il reste à déterminer 4 valeurs de paramètres intrinsèques (3.15) et  $6 \times M$  valeurs de paramètres extrinsèques, parce qu'il y a une translation (3 paramètres) et une rotation (3 paramètres) de mire pour chacune des  $M$  images.
- Les paramètres intrinsèques et extrinsèques pourront donc être résolus si le nombre de contraintes extraites des images de mires est au moins égal au nombre de paramètres à déterminer. D'où les équations suivantes :

$$2 \times N \times M \geq 4 + 6 \times M \quad (3.30)$$

$$(N - 3) M \geq 2 \quad (3.31)$$

Pour  $N = 5$  et  $M = 1$ , l'équation (3.31) est vérifiée, mais il est malgré tout souhaitable de capturer un nombre plus élevé qu'une unique paire d'images ( $M > 1$ ). En effet, il faut tenir compte du bruit de mesure, des erreurs d'évaluation de points caractéristiques dans les images lors du traitement. Plus le nombre d'images capturées et le nombre de points mesurés dans les images sera élevé, plus l'étalonnage pourra être précis.

### b) Détection des caractéristiques de la mire de calibrage

Comme présenté en partie 3.1.1, l'étalonnage du système doit être réalisé avant la mesure tridimensionnelle, et pour faire l'étalonnage du système de stéréovision passive, une mire de calibrage ayant les caractéristiques de forme connues doit être utilisée. Il existe de nombreuses méthodes et algorithmes permettant d'extraire des points caractéristiques dans des mires de calibrage, tels que la détection de coins (dans des mires en échiquier), la détection de contours, de formes etc... La précision de l'étalonnage dépend de la qualité de l'extraction des informations dans la mire. Cette dernière doit donc être choisie avec attention.

La figure 3.7 présente les caractéristiques de la mire qui a été utilisée dans le cas de la thèse. Ce type de mire calibrée est d'ailleurs également utilisé lors de l'étalonnage des deux modes de stéréovision active sur notre système [Dupont 2015]. Cette mire, commercialisée par la société

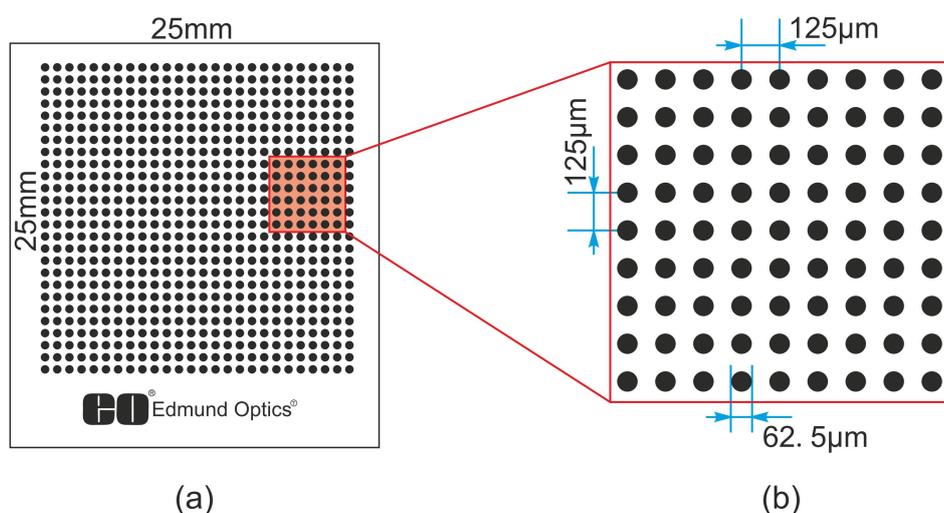


FIGURE 3.7: (a) Mire de calibrage de la société Edmund Optics. (b) Caractéristiques dimensionnelles des points constituant la mire.

Edmund Optics, est constituée d'une grille de taille  $25 \times 25 \text{ mm}$ , composée de points circulaires noirs de diamètre  $62,5 \mu\text{m}$  et régulièrement espacés de  $125 \mu\text{m}$  centre à centre.

Avec ce type de mire, ce sont les centre des cercles noirs qui vont être détectés [Yang 2010]. La méthode de détection pour ce type de cible doit être adaptée aux diamètres des cercles dans les images de mire capturées (quelques dizaines de pixels). Autre critère important, la méthode doit également fonctionner pour différents niveaux de netteté dans les images, afin d'assurer qu'il y a suffisamment de point détectés, même en extrémité de profondeur de champ.

Comme expliqué dans la thèse de Erwan DUPONT [Dupont 2015], pour le calibrage de la voie de capture, le filtrage de Canny [Canny 1986] est une méthode possible pour faire apparaître les contours de cercles dans les images, et puis la transformée de Hough [Illingworth 1988] est appliquée pour détecter les centres de ces cercles. Ces deux étapes permettent de détecter la plupart des centres de cercle dans différentes conditions expérimentales (notamment la variation du niveau de zoom) avec des images nettes, comme présenté dans la figure 3.8.

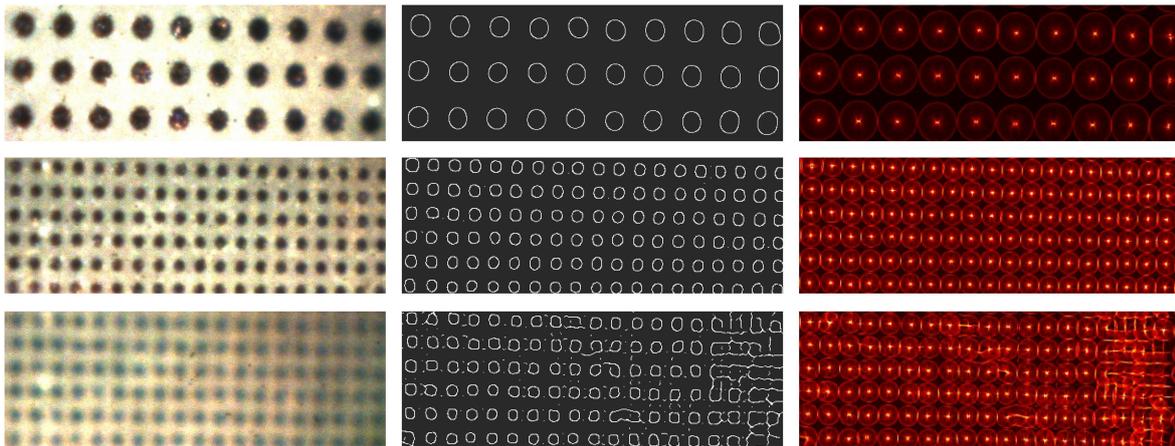


FIGURE 3.8: Exemple d'application du filtrage de Canny pour détecter les contours et de la transformée de Hough pour détecter les centres de cercle. Colonnes 1 : capture de la mire de calibration. Colonnes 2 : détection de contour par filtrage de Canny. Colonnes 3 : détection de centres des cercles par transformée de Hough. Ligne 1 : zoom élevé. Ligne 2 : zoom faible, mire focalisée. Ligne 3 : zoom faible, mire en partie défocalisée.

Pour cette méthode, il y a des difficultés à détecter des contours de cercles de petite taille dans une image floue, les contours des cercles n'étant plus détectés.

Une méthode alternative consiste à ne plus détecter les points de la mire indépendamment, mais plutôt de détecter leur alignement vertical et horizontal, que les points de la mire soient nets ou flous. Cela permet une robustesse de détection même sur des images floues. Au final, cette méthode revient à effectuer la détection de points dans un quadrillage, les intersections de courbes de ce quadrillage étant les centres des cercles de la mire. Pour réaliser ce traitement d'image, on

considère que l'orientation de la mire est à peu près identique à celle de la caméra, c'est-à-dire que les points de la mire sont approximativement alignés sur la matrice de pixels du capteur CCD.

Pour réaliser cela, l'image de la mire est convoluée avec une fenêtre rectangulaire étendue verticalement (pour générer les lignes verticales) puis horizontalement (pour générer les lignes horizontales). Les points de la mire peuvent ensuite être positionnés précisément dans les intersections des lignes horizontales et verticales. Afin de réaliser la détection avec plus de précision et de robustesse, l'alignement des points de la mire dans l'image n'est pas considéré comme étant rectilignes, mais de courbure parabolique, ce qui prend en compte les distorsion optiques dans les images capturées. En utilisant cette courbure parabolique lors de l'étalonnage des caméras, les défauts de distorsion seront intégrés lors de la mesure tridimensionnelle. La figure 3.9 présente le processus et le résultat de détection des points de la mire.

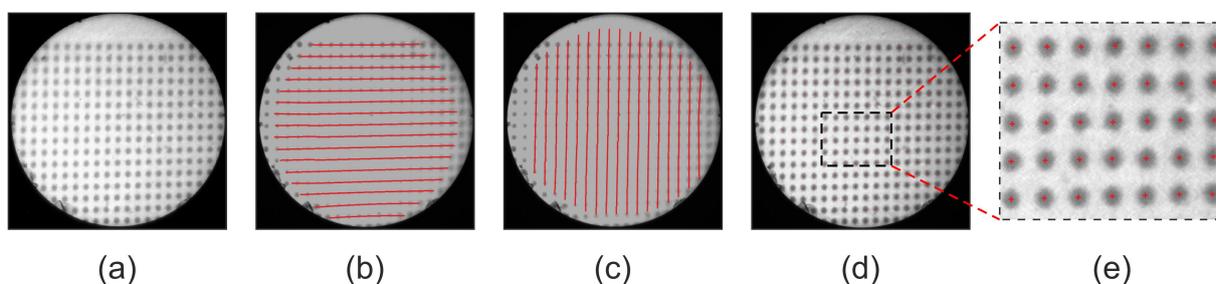


FIGURE 3.9: (a) : Une image de mire capturée. (b) : Une courbe parabolique est utilisée pour détecter l'alignement horizontal des points de mire. (c) : Une courbe parabolique est utilisée pour détecter l'alignement vertical des points de mire. (d) : Les centres des points sont détectés dans l'image de la mire grâce aux intersections des courbes parabolique horizontales et verticales. (e) : Zoom de l'image (d), les points de centre cercle sont notés par les croix rouges.

### c) Mise en défaut de la méthode d'étalonnage classique

Pour réaliser l'étalonnage, la mire de calibration est déplacée dans la profondeur de champ (selon l'axe  $Z$ ) sur l'étendue  $[-0,5 \text{ mm} ; +0,5 \text{ mm}]$  et les images de mire sont capturées simultanément avec les deux caméras en 80 positions successives dans cette étendue. 80 positions sont choisies pour mesurer l'ensemble de la profondeur de champ avec une précision suffisante (en prenant en compte les distorsions). Lorsque la mire est dans le plan de focalisation, elle est de netteté maximale, puis elle perd en netteté en extrémité de la profondeur de champ (voir figure 3.10). C'est pour cette raison de perte de netteté dans la profondeur de champ que l'algorithme de traitement présenté dans la partie précédente doit être bien choisi.

A partir des points détectés dans les images de la mire, il est possible d'obtenir les coordonnées de ces points dans le repère lié aux images caméras  $(u, v)$  en pixel et dans le repère de l'espace lié

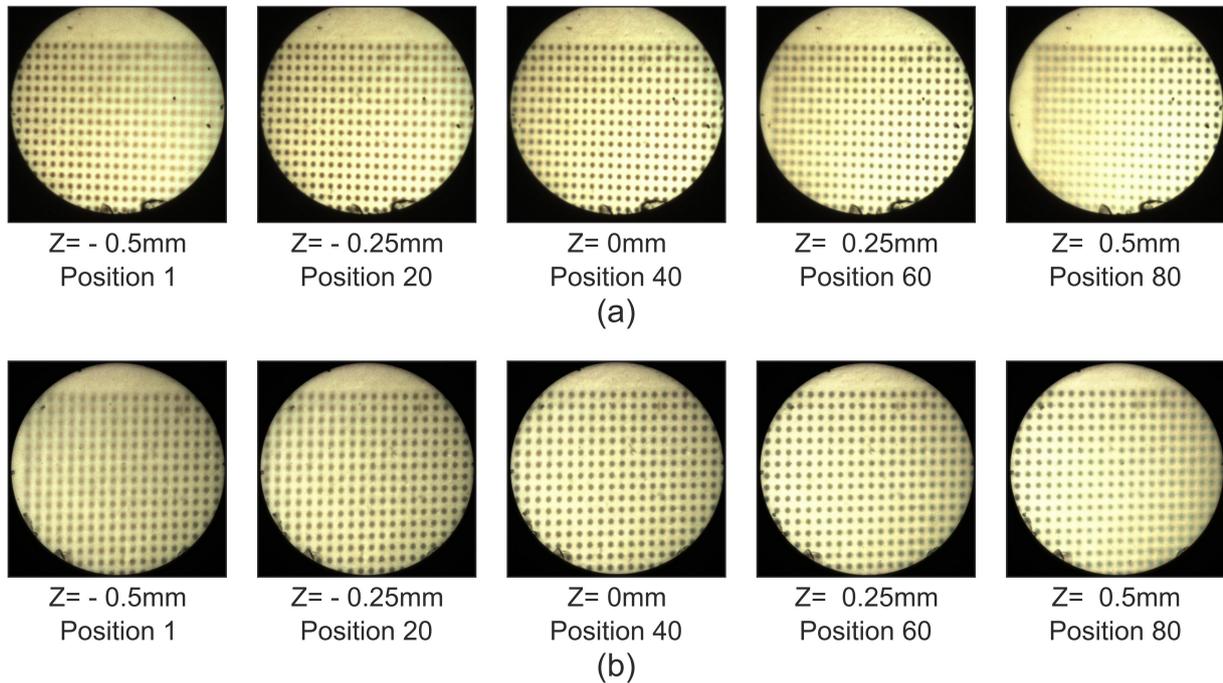


FIGURE 3.10: La mire de calibrage est mesurée pour 80 positions successives dans la profondeur de champ ( $Z$ ) sur l'étendue  $[-0,5 \text{ mm}; +0,5 \text{ mm}]$ . (a) Capture avec la caméra gauche. (b) Capture avec la caméra droite. Les images sont nettes en proximité du plan de focalisation ( $Z=0 \text{ mm}$ , position 40), et floues dans les extrémités de la profondeur de champs ( $Z=\pm 0,5 \text{ mm}$ , position 1 et 80).

à la mire ( $X, Y, Z$ ) en millimètre.  $Z$  est fixé à zéro en assimilant la mire à un plan.

Par rapport à l'équation (3.31), le nombre  $M$  d'images capturées (80) et le nombre  $N$  de points capturés par images ( $>100$ ) font que la résolution est surdéterminée et que les paramètres de caméras devraient pouvoir être calculés. Donc en appliquant ces coordonnées dans l'équation (3.14), il est possible de calculer les paramètres intrinsèques de la caméra et les paramètres extrinsèques ( $R_{m2c}$  et  $T_{m2c}$ ) entre la caméra et la mire.

Nous avons essayé d'appliquer cette démarche matricielle pour déterminer les paramètres extrinsèques et intrinsèques des caméras, mais cette démarche a été mise en défaut pour plusieurs raisons : notamment la très faible profondeur de champ (1 mm) qui génère des positions de mires très rapprochées et quasi-parallèles pour les 80 positions, ce qui provoque des erreurs importantes pour la détermination des paramètres caméras, certains algorithmes standard de détermination des paramètres refusent d'effectuer le calcul, d'autres algorithmes proposent des résultats, mais entachés d'erreurs importantes, donc non exploitables. Par ailleurs, la focale de caméra est très élevée (le système est presque afocal), ce qui pénalise la détermination de la matrice intrinsèque. En conséquence, les relations  $R$  et  $T$  entre les deux caméras calculées par cette méthode matricielle ne sont pas précises.

L'étalonnage doit donc être adapté plus spécifiquement au cas expérimental dans lequel on se place, qui a une profondeur de champ très faible devant les distances focales des caméras et devant la taille des images caméras. C'est donc une méthode d'étalonnage adaptée au cas d'étude qui va être proposée pour déterminer la relation entre les caméras et effectuer l'opération de rectification.

### 3.2.3 Proposition d'adaptation de la méthode d'étalonnage

Dans l'étape d'étalonnage, on a capturé 80 positions successives de la mire avec les deux caméras, voir la figure 3.11. A partir de ces images capturées, on réalise les étapes suivantes :

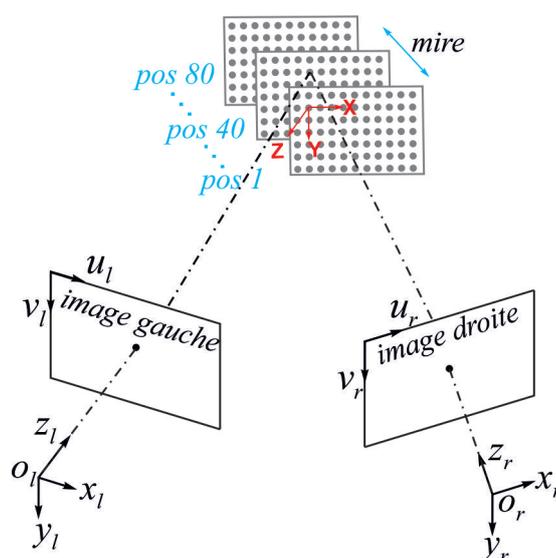


FIGURE 3.11: Etalonnage pour le système de stéréovision passive par déplacement de la mire dans 80 positions. Le repère de la mire  $(X, Y, Z)$  est fixé dans le plan de la mire.

#### étape 1 :

Cette première étape est basée sur du traitement d'image et consiste à associer les points de la mire détectés dans les images  $(u, v)$  avec leur coordonnées spatiales  $(X, Y, Z)$ . La détection des points est basée sur la méthode de filtrage présentée en figure 3.9.

La mire de calibrage est alignées dans la direction du repère  $(X, Y)$  dans des positions connues de l'espace et translatée par incréments (par une platine motorisée de précision submicrométrique) selon l'axe  $Z$ . Les positions tridimensionnelles  $(X, Y, Z)$  des points de la mire sont connues pour chaque position de mire, leur association avec les coordonnées d'images  $(u, v)$  est possible.

Cette première étape est réalisée pour la caméra gauche et aussi pour la caméra droite.

#### étape 2 :

La deuxième étape s'appuie sur le traitement d'image réalisé à l'étape précédente et consiste à générer des tableaux de correspondance entre les coordonnées spatiales  $(X,Y,Z)$  et les coordonnées d'images  $(u,v)$  et inversement.

Afin de simplifier les calculs, ce sont 16 positions de mires parmi les 80 capturées qui vont être exploitées pour la suite de l'étalonnage (position 1, 5, 15, ...75).

Pour chaque position de mire (donc pour différentes valeurs de  $Z$ ) et pour chaque caméra, quatre tableaux de correspondance sont générés (figure 3.12) : deux tableaux permettant de calculer une correspondance de l'image caméra  $(u,v)$  vers les coordonnées spatiales  $(X,Y)$  et deux tableaux permettant de calculer une correspondance des coordonnées spatiales  $(X,Y)$  vers les coordonnées dans l'image caméra  $(u,v)$ .

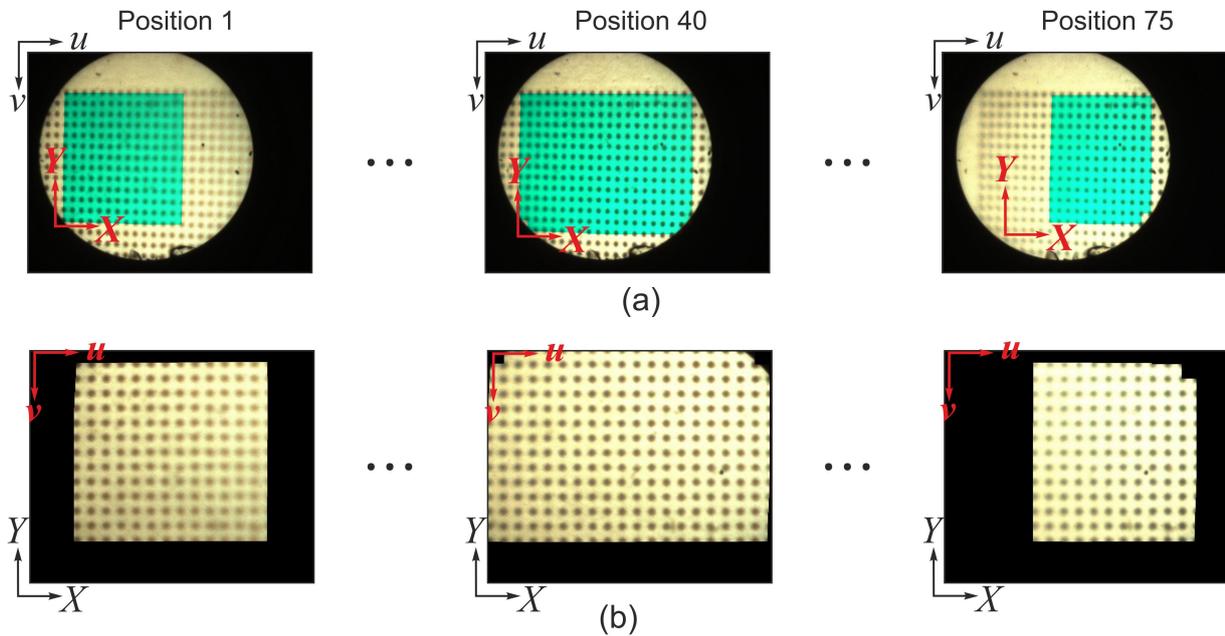


FIGURE 3.12: Correspondance entre le repère d'image de caméra gauche  $(u, v)$  et le repère de mire  $(X, Y)$  pour 16 positions de mire. (a) Image de la mire dans le repère de la caméra pour différentes positions de mire (1, 40 et 75). A partir de ces images, il est possible de constituer un tableau de correspondance associant les coordonnées d'images  $(u, v)$  aux coordonnées spatiales  $(X, Y, Z)$ . (b) Image de la mire vue dans le repère de la mire (zone verte dans les images (a)). Le repère de ces images est celui de la mire, donc le repère  $(X, Y)$ . Dans ce repère, les points de la mire sont parfaitement alignés horizontalement et verticalement dans l'image.

Les deux premières séries de tableau ( $T_X(u, v)$  et  $T_Y(u, v)$ ) associent au couple  $(u, v)$  dans les images caméras la coordonnées spatiale  $X$  puis  $Y$  :

$$T_X(u, v) : (u, v)_Z \Rightarrow (X)_Z \quad (3.32)$$

$$T_Y(u, v) : (u, v)_Z \Rightarrow (Y)_Z \quad (3.33)$$

Et les deux autres séries de tableaux ( $T_u(X, Y)$  et  $T_v(X, Y)$ ) permettent d'effectuer la démarche inverse. A partir des coordonnées spatiales  $(X, Y)$ , il est possible de déterminer les coordonnées  $u$  et  $v$  dans les images caméras :

$$T_u(X, Y) : (X, Y)_Z \Rightarrow (u)_Z \quad (3.34)$$

$$T_v(X, Y) : (X, Y)_Z \Rightarrow (v)_Z \quad (3.35)$$

On rappelle que ces 4 séries de tableaux sont déterminés pour l'ensemble des positions de mires (16 dans ce cas), donc pour un ensemble de valeurs discrètes de  $Z$ . Avec ces tableaux, on peut trouver rapidement une coordonnée spatiale si une coordonnée dans l'image est connue, et vice versa, on peut connaître une coordonnée dans l'image si une coordonnée spatiale est connue.

Ces tableaux de correspondances sont déterminés en double, c'est à dire une fois pour la caméra gauche et une fois pour la caméra droite. Ainsi, dans le cas présent, ce sont  $16 \times 4 \times 2$  tableaux de correspondances qui vont être déterminés pour décrire l'étalonnage des caméras. Cet ensemble de tableau décrit de façon discrète, mais exhaustive, le lien entre l'espace de mesure et les images caméra. Les distorsions sont naturellement intégrées dans cette étalonnage, vu que l'espace de mesure est précisément décrit et qu'il n'est pas simplifié à quelques matrices descriptives (extrinsèques et intrinsèques).

### étape 3 :

L'étape 3 reprend les données d'étalonnage calculées dans l'étape 2 et les utilise pour calculer les lignes épipolaires. Le calcul des lignes épipolaires est l'étape préliminaire à la rectification qui sera détaillée dans l'étape 4. L'opération de rectification sera importante pour simplifier la mise en correspondance entre les images caméras, les points correspondants étant alors placés à la même hauteur dans les images, donc sur les lignes épipolaires correspondantes, voir figure 3.5(b).

L'opération de recherche de lignes épipolaires va se baser sur des changements de repères entre les images et l'espace de mesure. Le repère de la mire, donc de l'espace  $(X, Y, Z)$  est identique pour la caméra gauche et pour la caméra droite, car ce repère est indépendant des positions de caméras. Il est possible, en passant par le repère de la mire, de passer du repère  $(u, v)_l$  lié à la caméra gauche au repère  $(u, v)_r$  lié à la caméra droite.

Ce passage entre repères est effectué en utilisant les 4 séries de tableaux déterminées à l'étape précédente ( $T_X(u, v)$ ,  $T_Y(u, v)$ ,  $T_u(X, Y)$  et  $T_v(X, Y)$ ).

La figure 3.13(a) explique le processus général de la recherche de lignes épipolaires. Le

principe général de l'algorithme permettant de trouver la ligne épipolaire dans l'image gauche correspondant au pixel  $(u_r, v_r)$  de l'image droite est le suivant :

- Premièrement, il faut trouver une série de points  $(X_i, Y_i, Z_i)$  dans l'espace de mesure qui correspondent au pixel  $(u_r, v_r)$  de l'image droite.
- Deuxièmement, il faut trouver une série de pixels dans l'image gauche correspondant à la série de points  $(X_i, Y_i, Z_i)$  de l'espace de mesure . Cette série de pixels sur l'image de gauche est par exemple notée  $(u_l, v_l)_i$ .
- Troisièmement, la série de points  $(u_l, v_l)_i$  est confondue avec la droite épipolaire dans l'image gauche correspondant au pixel  $(u_r, v_r)$  de l'image droite.

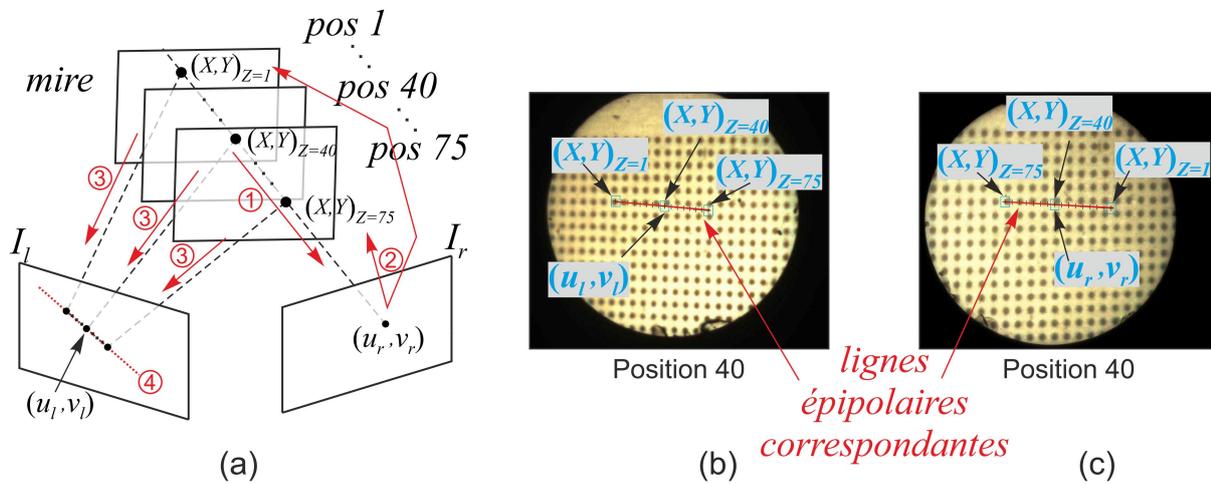


FIGURE 3.13: Recherche de lignes épipolaires correspondantes dans les deux images correspondant à l'étape 3. (a) Processus de traitement entre le repère des images et le repère de la mire permettant de calculer une ligne épipolaire dans l'image de droite. Les numéros indiquent l'ordre de traitement. (b) Image de la mire pour la caméra gauche dans la position 40. La ligne épipolaire pour le point  $(u_l, v_l)$  est calculée pour 16 points dans l'image gauche correspondants aux coordonnées de mire  $(X, Y)_{Z=1,5...75}$ . (c) : L'image de mire pour la caméra droite dans la position 40. La ligne épipolaire pour le point  $(u_r, v_r)$  est calculée par 16 points dans l'image droite correspondants aux mêmes coordonnées de mire  $(X, Y)_{Z=1,5...75}$ .

Une fois déterminée la ligne épipolaire dans l'image gauche correspondant au pixel  $(u_r, v_r)$  de l'image droite, il est possible de reproduire le même processus en inversant image droite et image gauche.

Les lignes épipolaires de l'image droite et de l'image gauche vont se correspondre deux à deux : si on considère plusieurs points dans l'espace de mesure s'imaginant sur une ligne épipolaire de l'image de droite, alors ces points de l'espace de mesure s'imagineront sur une même ligne épipolaire de l'image de gauche. Les lignes épipolaires des images droites et gauches sont correspondantes.

Le principe de recherche de lignes épipolaires décrit ci-dessus a été décrit de façon générale. Ce principe de recherche va être à nouveau décrit en basant l'explication sur les tableaux de correspondance déterminés à l'étape 2 (voir figure 3.13(a) associée à l'explication ci-dessous) :

- Premièrement, on commence par fixer un pixel, noté  $(u_r, v_r)$ , dans l'image de droite pour la position de mire n°40, donc pour la mire placée dans le plan de focalisation. Il est possible de calculer l'image de ce pixel  $(u_r, v_r)$  dans l'espace de mesure pour les 16 positions de mire (donc les positions de mire 1, 5, 15, ...75 correspondant à 16 positions de  $Z$ ). Pour calculer l'image de ces points, on utilise la série de 16 tableaux de correspondance pour l'image droite ( $T_X(u, v)_r$  et  $T_Y(u, v)_r$ ). On détermine ainsi une série de points dans l'espace de mesure  $(X, Y)_{Z_i}$  avec 16 valeurs de  $i$  distinctes. Ces 16 points se projettent sur le même pixel de l'image droite  $(u_r, v_r)$ . (voir figure 3.13(a))
- Deuxièmement, il faut calculer l'image de ces 16 points  $(X, Y)_{Z_i}$  dans l'image de gauche. Pour cela, on utilise la série de 16 tableaux de correspondance pour l'image gauche ( $T_u(X, Y)_l$  et  $T_v(X, Y)_l$ ). On détermine ainsi une série de 16 pixels dans l'image gauche  $(u_l, v_l)_{Z_i}$ , avec  $i$  variant de 1 à 16.
- Troisièmement, la série de pixels de l'image gauche  $(u_l, v_l)_{Z_i}$  décrit la droite épipolaire correspondant au pixel de l'image droite  $(u_r, v_r)$ . En cas de distorsions, cette épipole peut être non linéaire (pas une droite), on peut dans ce cas assimiler la courbure à une parabole dont il est possible de déterminer les paramètres des paraboles par exemple avec une méthode aux moindres carrés.

Comme évoqué auparavant, cette méthode permet de déterminer les droites épipolaires pour les images droite et gauche. Une fois ces droites épipolaires déterminées, il est possible d'effectuer la rectification.

#### étape 4 :

L'étape 4 correspond au processus de rectification des images qui permet de s'assurer que les points correspondants entre l'image gauche et droite sont placés à la même hauteur dans les images. Pour cela, il faut que les lignes épipolaires soient horizontales dans les images et que les lignes épipolaires correspondantes entre l'image droite et l'image gauche soient placées à la même hauteur dans les 2 images (figure 3.14(a)).

Après l'étape 3, les lignes épipolaires pour l'image droite et pour l'image gauches sont toutes connues. Pour chaque pixel de l'image gauche on peut trouver la ligne épipolaire équivalente dans l'image droite et réciproquement.

A priori, il n'y a pas de raison que les lignes épipolaires dans chaque images soient horizontales, elles sont généralement inclinées. Un processus de traitement va donc permettre de les

rendre horizontale et de les aligner entre les 2 images droites et gauches.

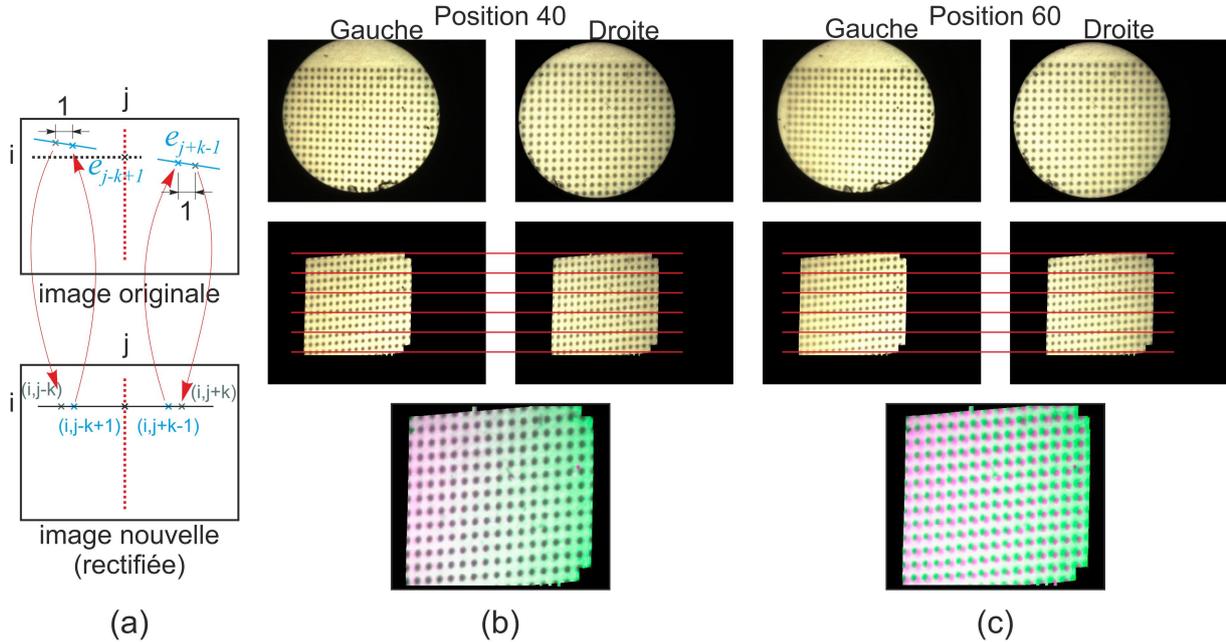


FIGURE 3.14: Etape 4 : Utilisation des lignes épipolaires pour effectuer la rectification entre les deux images. (a) : Schéma de principe de la rectification tel que décrit dans l'étape 4. (b) Une paire d'image originale (haut) et une paire d'image rectifiée (milieu) pour la position 40 de la mire. Les deux images rectifiées sont superposées (bas), le vert correspond à l'image gauche et le magenta à l'image droite. (c) Même démarche que (b) pour la position 60 de la mire.

Pour redresser ces lignes épipolaires, on va créer 2 nouvelles images gauches et droites dans lequel on va effectuer une recopie des lignes épipolaires par traitement d'image en respectant ces trois critères :

- Les pixels le long de chaque ligne épipolaire sont placés horizontalement dans les nouvelles images .
- Les pixels correspondants entre chaque images, donc associés au même point  $(X, Y, Z)$  dans l'espace de mesure sont placés à la même hauteur dans les images.
- Les images de la mire dans le plan de focalisation (donc position 40) sont rectifiées de telle manière à ce que l'image de la mire pour la caméra gauche soient superposée à l'image de la mire pour la caméra droite (figure 3.14(b)).

Cette opération de traitement d'image permet d'effectuer la rectification. Tout cela est rendu possible en s'appuyant sur les 4 séries de tableaux de correspondances par image  $T_u(X, Y)$ ,  $T_v(X, Y)$ ,  $T_X(u, v)$  et  $T_Y(u, v)$  calculés lors de l'étalonnage et qui permettent de faire le lien entre l'espace de mesure et les images des 2 caméras.

Ce processus permet de rectifier une paire d'image à partir de deux caméras pour n'importe

quelle position de mire. Par superposition de ces deux images (e.g. figure 3.14(c)), une disparité peut être vue clairement.

Deux exemples de rectification pour les position de mire 40 et 60 sont présentés dans la figure 3.14(b) et (c). Sur ces images il est clairement visible que la recherche des points correspondants entre les images gauches et droites peut se faire uniquement le long des lignes horizontales, que ce soit pour la position 40 (ou les images de mires sont parfaitement superposées, il n'y a pas de disparité, voir figure 3.14(b)) ou bien pour la position 60 (où les images des mires sont décalées entre elles, avec la présence d'une disparité, voir figure 3.14(c)). La mesure de disparité se fait donc bien horizontalement.

Il n'y a pas de disparité pour la position de mire 40, car c'est l'un des 3 critères qui a été posé pour effectuer la rectification. Ce critère dit que pour la position 40 de la mire, les images gauches et droites doivent se superposer, donc la disparité doit être nulle. Cette superposition entre image gauche et droite est assurée en se basant sur les 4 séries de tableaux de correspondances calculés à l'étalonnage. C'est la position 40 de la mire qui a été choisit comme référence car c'est la position centrale, là où la focalisation est la meilleure et également là où le champ de vue est le plus large, donc le nombre de points de mire détectés est le plus élevé.

Cette méthode d'étalonnage proposée dans cette partie est donc basée sur une méthode différente de l'analyse matricielle (avec les matrices intrinsèques, extrinsèques, fondamentale...). La méthode proposée s'est avérée plus efficace dans le cas où la profondeur de champ est très faible devant la distance focale des caméras et devant la dimension du champ de vue. Elle conserve les avantages de la méthode matricielle : les distorsions sont prises en compte et les images peuvent être rectifiées pour simplifier la mise en correspondance entre image gauche et droite.

Des exemple expérimentaux de reconstruction tridimensionnelle basés sur de la mesure passive et exploitant cette méthode d'étalonnage pour un objet sont présenté dans le chapitre 5, section 5.3.

### 3.3 Bilan

Dans ce chapitre, les algorithmes de reconstruction 3D pour le mode de mesure active et le mode de mesure passive sont présentés en détail et la méthode d'étalonnage pour chaque type de mode est aussi expliquée.

Le principe de l'étalonnage et les algorithmes de mesure pour le mode de stéréovision active sont présentés dans la première partie de ce chapitre. La méthode d'étalonnage est basée sur la

détection de points caractéristiques. Les algorithmes de reconstruction sont tout d'abord basés sur une méthode à multiplexage temporel : le décalage de phase. La seconde méthode nécessite la projection d'une unique image (éventuellement deux) et exploite la transformée de Fourier, c'est la méthode FTP. La méthode de décalage de phase peut permettre un résultat de mesure avec des résolutions axiales plus élevées, mais elle demande aussi un plus grand nombre d'images projetées, ce qui limite son application pour des scènes dynamiques. La méthode FTP permet de ne projeter qu'une ou deux images, ce qui peut permettre une mesure dynamique et en temps réel. En contrepartie, le résultat de mesure avec la méthode FTP est moins précis par rapport aux méthodes à décalage de phase.

Dans la deuxième partie de ce chapitre, le fonctionnement théorique et la méthode d'étalonnage pour la stéréovision passive ont été présentés. La méthode de reconstruction en stéréovision passive est basée sur le principe de la triangulation. L'objectif est de détecter des points correspondants entre des images sur deux caméras. Lorsque ces points correspondants ont été détectés, on mesure leur disparité. À partir de la valeur de la disparité, la profondeur du point et ses coordonnées spatiales ( $X, Y, Z$ ) peuvent être déterminées.

Afin de simplifier la recherche des points correspondants entre les deux images, il est possible d'effectuer une opération de rectification. Grâce à la rectification, la recherche des pixels correspondants entre l'image gauche et l'image droite est effectuée selon des lignes horizontales à la même hauteur dans les images gauches et droites.

L'opération de rectification traditionnelle est basée sur le modèle sténopé pour la caméra, puis sur le calcul de matrices de passage ( $R$  et  $T$ ) entre les deux caméras. La rectification est alors effectuée par calcul matriciel. Il s'est avéré que cette méthode traditionnelle n'était pas adaptée à notre système en raison de la faible profondeur de champ devant les autres caractéristiques dimensionnelles du système de stéréovision. En fin de chapitre, une nouvelle méthode d'étalonnage et de rectification a été proposée basée sur une analyse détaillée de l'espace de mesure grâce à une mire de calibrage constituée d'une grille de points circulaires. Cette nouvelle méthode permet la rectification, elle permet également de prendre en compte les distorsions présentes dans les images.

Le chapitre suivant va détailler la conception optique et mécanique puis la réalisation du système de mesure permettant d'appliquer les différentes méthodes de mesure tridimensionnelles décrites dans ce chapitre.

# Modélisation et conception du système pour les mesures actives et passives

---

## Sommaire

---

<b>4.1 Introduction des équipements du système . . . . .</b>	<b>102</b>
4.1.1 DMD (Digital Micromirror Device) . . . . .	102
4.1.2 Guide d'images . . . . .	104
4.1.3 Actionneurs . . . . .	105
<b>4.2 Modélisation optique du système de mesure . . . . .</b>	<b>109</b>
4.2.1 La partie de contrôle . . . . .	110
4.2.2 La partie de mesure . . . . .	118
<b>4.3 Modélisation CAO et conception du prototype . . . . .</b>	<b>120</b>
4.3.1 Le boîtier de commande . . . . .	121
4.3.2 La sonde distale . . . . .	127
<b>4.4 Bilan . . . . .</b>	<b>129</b>

---

Selon les descriptions présentées dans le chapitre 2, le basculement parmi trois modes de mesure peut être réalisé par un nouveau système de mesure de la forme 3D en intégrant des méthodes actives ou passives. La conception de ce système est détaillée dans ce chapitre. Premièrement, les différents équipements qui sont intégrés dans ce système de mesure sont présentés. Deuxièmement, les contraintes optiques entre ces éléments sont analysées et le modèle optique de ce nouveau système est proposé avec l'aide du logiciel Zemax. Enfin, le modèle CAO est construit sous CATIA et un prototype est fabriqué par fabrication additive.

## 4.1 Introduction des équipements du système

### 4.1.1 DMD (Digital Micromirror Device)

Comme expliqué dans le chapitre 1, un projecteur de motifs structurés est indispensable pour le système stéréovision active. Afin de projeter les différents motifs et de les changer plus rapidement, un DMD est utilisé comme projecteur de notre système.

Un DMD est une matrice de micro-miroirs intégrée dans un DLP, produit fabriqué par la Société Texas Instruments. Le DMD est principalement utilisé dans les systèmes de vidéo projection pour des applications commerciales et scientifiques. Il est également un modulateur spatial de lumière qui peut être utilisé avec des sources de lumières monochromatiques et/ou cohérentes tant à l'intérieur qu'à l'extérieur du spectre visible.

Le pixel d'un DMD (un micro-miroir) est à la fois un élément opto-mécanique et un élément électro-mécanique. En tant qu'élément électro-mécanique, le pixel du DMD a deux états stables ( $+12^\circ$  et  $-12^\circ$  par rapport à l'axe axial (Z)), ceci pour la plupart des DMD disponibles sur le marché. En tant qu'élément opto-mécanique, ces deux états déterminent la direction dans laquelle la lumière est déviée. En conséquence, le DMD est un modulateur spatial de lumière. Par convention, l'état positif (+) est incliné vers l'illumination et est noté comme l'état "on". De même, l'état négatif (-) est incliné loin de l'axe d'illumination et est considéré comme l'état "off". La figure 4.1(a) montre deux pixels, l'un dans l'état "on" et l'autre dans l'état "off". Ce sont les seuls états de fonctionnement du micromiroir. Le modèle mécanique du DMD est présenté dans la figure 4.1(b). Le contrôle entre les deux états est réalisé par une cellule de mémoire à double CMOS qui est en dessous de chaque micromiroir. Les détails spécifiques de la forme et du contrôle sont décrits dans les fiches de données des divers produits (DLP ou DMD) caractérisés par la Société Texas Instruments.

Le DMD que nous avons utilisé est un Discovery 4000 Starter Kits XGA (figure 4.1(c)), qui a une matrice de pixels individuels de 1024 colonnes par 768 lignes. La taille de chaque micromiroir est de  $10,8 \mu\text{m}$ . L'état Binary (0 ou 1) détermine la position de micromiroir. Lorsqu'un 1 logique est écrit dans la cellule mémoire, le micromiroir est en position "+12°". Inversement, lorsqu'un 0 logique est écrit, la position "-12°" est obtenue. L'axe de symétrie entre ces deux positions est à  $45^\circ$  par rapport aux axes "colonne" et "ligne" du micromiroir (figure 4.1(d)). Le changement des positions du micromiroir sera d'autant plus rapide que le sera l'écriture dans la mémoire.

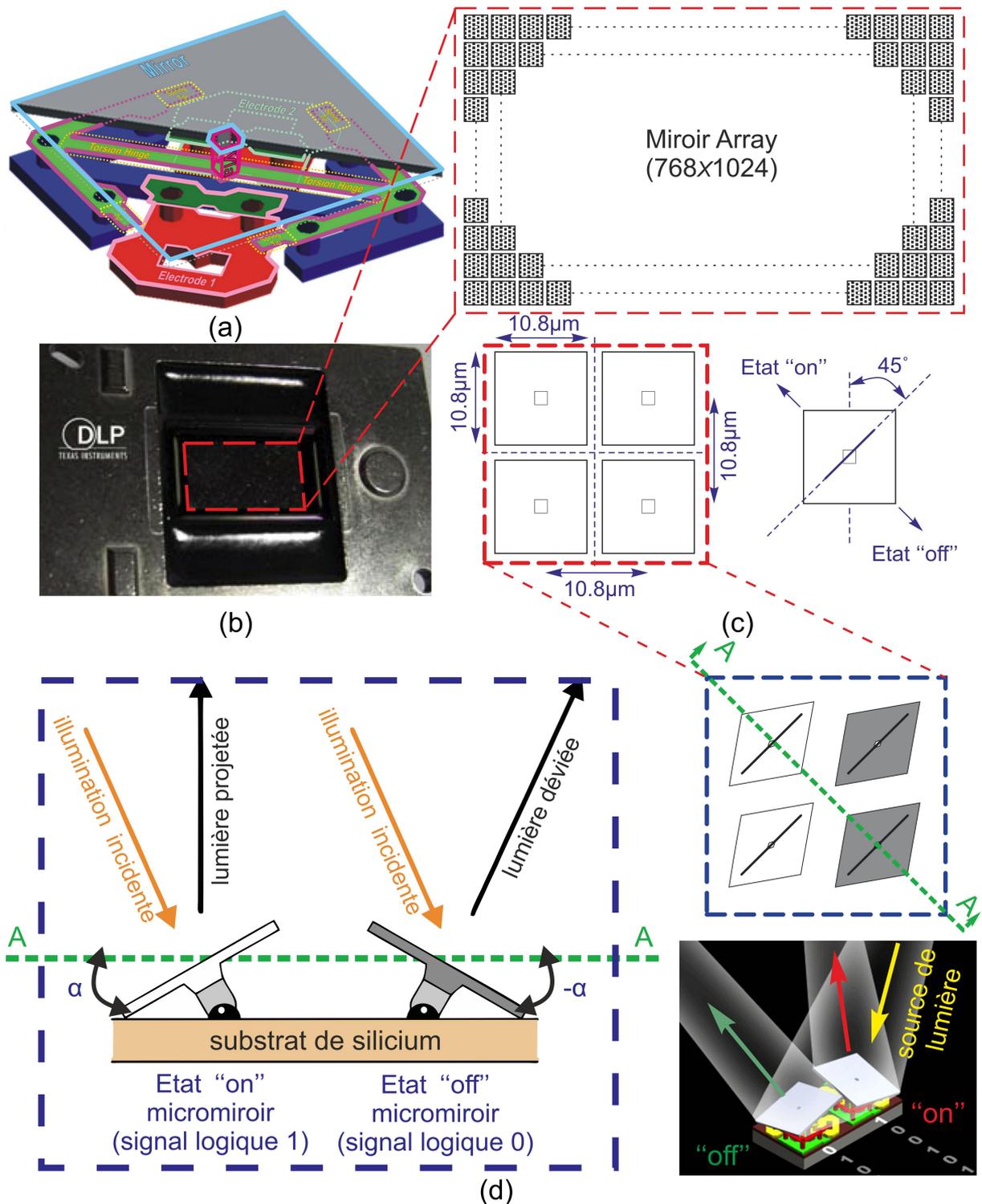
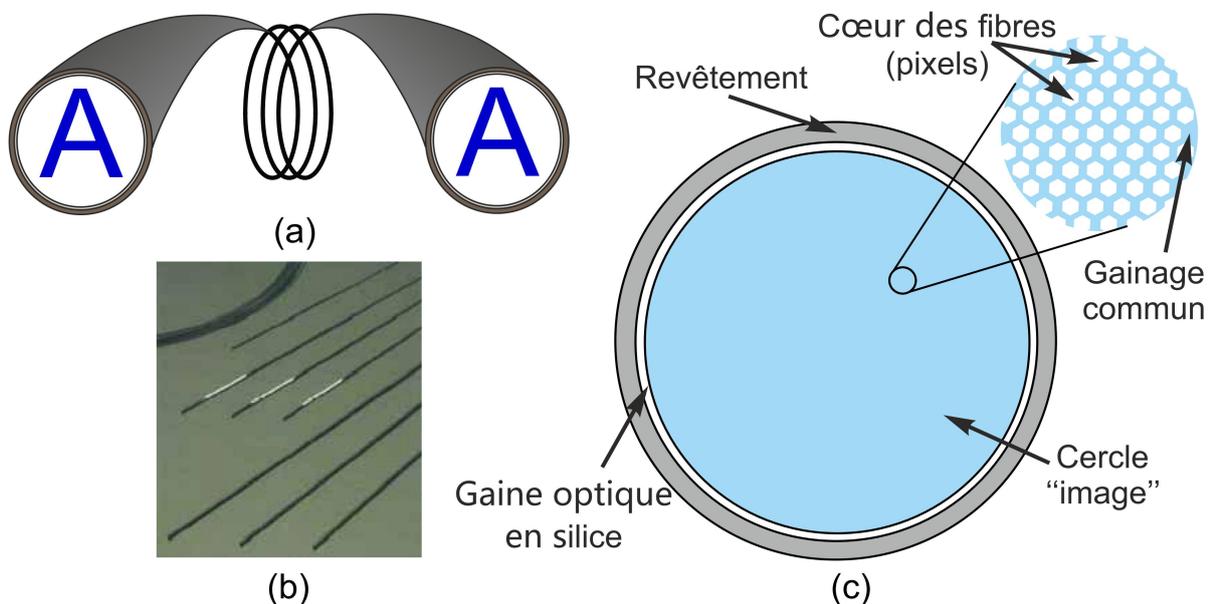


FIGURE 4.1: Structure du DMD (photos viennent des indications de Texas Instruments). (a) : Structure mécanique d'un pixel. La partie rouge est l'électrode qui tient le micromiroir dans la position opérationnelle ( $\pm 12^\circ$ ). (b) : Type de DMD utilisé dans notre cas. (c) : La taille de micromiroir et l'axe de symétrie entre les deux états. (d) : Deux états de micromiroir sont présentés par deux pixels du DMD.

### 4.1.2 Guide d'images

L'objectif de notre système étant d'appliquer les méthodes de mesure optique dans un endoscope ou un coloscope, la forme de l'œsophage ou du côlon doit être pris en compte quand on conçoit le système. Il est non seulement nécessaire que le dispositif de mesure soit flexible, mais en même temps, il faut que sa longueur soit adaptée à une insertion dans le corps. En conséquence, deux guides d'images fabriqués par Fujikura Ltd. sont utilisés dans notre système pour répondre à ces exigences.

Le guide d'images est un faisceau de fibres optiques, arrangées de la même manière en ses deux extrémités (figure 4.2). Beaucoup des fibres optiques sont intégrées dans un tube flexible



Référence (modèle de type FIGH)	06-400N	15-600N	30-800G	40-920G	70-1300N	100-1500N
Nombre de "pixel" (+/-10%)	6000	15000	30000	40000	70000	100000
Diamètre du "cercle image" ( $\mu\text{m}$ ; +/-6%)	370	550	750	854	1200	1400
Diamètre du guide d'images ( $\mu\text{m}$ ; +/-6%)	500	700	950	1030	1450	1700
Rayon de courbure minimum (mm)	40	60	80	100	150	200

(d)

FIGURE 4.2: Structure du guide d'images (photos viennent des indications de Fujikura). (a) : L'image est transmise d'une extrémité à l'autre extrémité. (b) : Objet matériel d'un guide d'images. (c) : Un guide d'images est composé par un cercle "image", une gaine optique en silice et un revêtement. Le cercle "image" consiste en beaucoup de fibres optiques, chacune pouvant être considérée comme un pixel. (d) : Tableau de spécification pour les différents guides d'images par la société Fujikura ; le type choisi est indiqué par la zone rectangulaire.

dont le diamètre est de quelques millimètres. Ce tube flexible forme le guide d'images. Chaque fibre optique est en verre d'un diamètre de quelques micromètres. Un revêtement (résine de silicone habituellement) enrobe le guide d'images pour le protéger.

Un guide d'images permet la transmission d'une image d'une extrémité à l'autre avec une faible perte. Chaque fibre optique peut être considérée comme un pixel de l'image. En augmentant le nombre de fibres optiques, on peut obtenir une haute densité de pixel, c'est à dire une haute résolution. Cependant, si trop de fibres optiques sont intégrées dans un guide d'images, son diamètre sera agrandi, et son rayon de courbure minimum deviendra plus grand, ceci diminuant la flexibilité du guide. En conséquence, le choix du type de guide d'images est un compromis entre résolution de mesure (nombre de fibres) et flexibilité du système de mesure.

Dans notre système, le guide d'images est le FIGH-70-1300N (Fujikura Ltd.). Il est composé de 70,000 fibres optiques dans un diamètre "image" de 1,2 mm. Le diamètre total du guide d'images est de 1,45 mm. Le rayon de courbure minimum est de 150 mm et la longueur du guide d'images est environ de 2 m. Tous ces paramètres satisfont la demande de miniaturisation et de flexibilité pour le système de mesure dans un endoscope ou un coloscope.

La structure de notre système est constituée de deux parties : la partie de mesure (sonde) et la partie de contrôle, ces deux parties étant séparées et connectées par deux guides d'images. Un même guide d'images peut effectuer la projection d'un motif lumineux structuré mais aussi l'acquisition des images (cf. chapitre 2). Cette propriété permet la possibilité de mesurer dynamiquement avec différents modes grâce à l'intégration d'actionneurs dans le boîtier de contrôle (voir partie 4.2).

### 4.1.3 Actionneurs

En analysant les systèmes de mesure basés sur la stéréovision active ou passive, on a trouvé que ces deux types de systèmes utilisent deux voies pour réaliser la triangulation : une voie de projection et une voie d'acquisition pour un système à stéréovision active, deux voies d'acquisition pour un système à stéréovision passive.

Bien que les méthodes de stéréovision active permettent de reconstruire ou de visualiser des formes, certains facteurs tels que l'orientation de la surface illuminée, les zones spéculaires ou l'absorption de certains matériaux peuvent conduire à la perte de l'information 3D pendant le processus de mesure/reconstruction. Une manière de résoudre ces difficultés est d'acquérir plusieurs images de l'objet dans des positions différentes, ceci ayant toutefois l'inconvénient de la consommation de temps. Une autre possibilité est de générer dynamiquement deux résultats de mesure différents en changeant les fonctions de projection et d'acquisition de deux voies. Par ailleurs,

utilisant ces deux mêmes voies en acquisition, la méthode de stéréovision passive permet d’offrir un résultat de mesure de la forme. La combinaison de ces trois résultats<sup>1</sup> peut être un moyen supplémentaire d’enrichir l’information obtenue, comme présenté dans la section 2.2.

Basé sur cette idée, des actionneurs électromagnétiques numériques équipés d’un miroir sont utilisés pour changer la fonction de projection ou d’acquisition de chaque voie afin de modifier la configuration optique du système interne. Des actionneurs numériques ont été utilisés parce que ce type d’actionneur est facile à contrôler et à commander en boucle ouverte sans la nécessité de l’intégration d’un capteur. Le principe électromagnétique a été utilisé pour le présent actionneur car une force de maintien des états discrets peut être facilement obtenue grâce à des interactions magnétiques entre les aimants permanents mis en jeu dans l’actionneur, sans nécessité de consommer de l’énergie électrique pour maintenir les positions. Le principe de ces actionneurs est basé sur un travail de recherche au laboratoire Roberval par l’équipe «micromécatronique» et plus spécifiquement par Laurent Petit, Emmanuel Doré et Christine Prella.

Le schéma du principe de fonctionnement de l’actionneur numérique est fourni sur la figure 4.3 [Hou 2014a]. L’actionneur est constitué d’un aimant permanent mobile (MPM) placé dans une cavité rectangulaire, de deux aimants permanents fixes (FPMs) et de cinq câbles conducteurs de courant placé au centre de la cavité. Le MPM ne peut se déplacer que le long de l’axe X et atteindre deux positions discrètes situées aux extrémités de la course. En chaque position discrète, le FPM exerce une force d’attraction magnétique sur le MPM, ce qui élimine le besoin d’énergie électrique pour maintenir les positions discrètes, même en présence de perturbations extérieurs (e.g. vibrations etc.). En injectant le courant dans les câbles placés en dessous de la cavité, une force de Lorentz est générée, ceci résultant en le mouvement du MPM entre les deux positions discrètes. La course de l’actionneur est de 5 mm et a été définie selon le diamètre du faisceau optique (voir la partie 2.2). Les caractéristiques de cet actionneur sont présentés dans la figure 4.3(c).

La force d’attraction magnétique exercée par les FPMs sur le MPM a deux composantes selon les axes x et y dont les valeurs sont respectivement 22,1 mN et 11,9 mN. L’objectif de ces composantes est d’assurer une haute répétabilité de positionnement du MPM en ses positions discrètes le long de l’axe x. La valeur de la force de maintien le long de l’axe x est déterminé en tenant compte de l’effet d’adhérence et de la masse du miroir. Avec cette valeur de la force de maintien, si la partie mobile (MPM + miroir) est placé à une distance de 1,38 mm à partir de sa position discrète, elle atteindra la position discrète sans consommation d’énergie électrique (attraction magnétique). En raison des contraintes de montage, la dimension de la cavité le long

---

1. Les trois modes de mesure seront présentés dans la partie 4.2

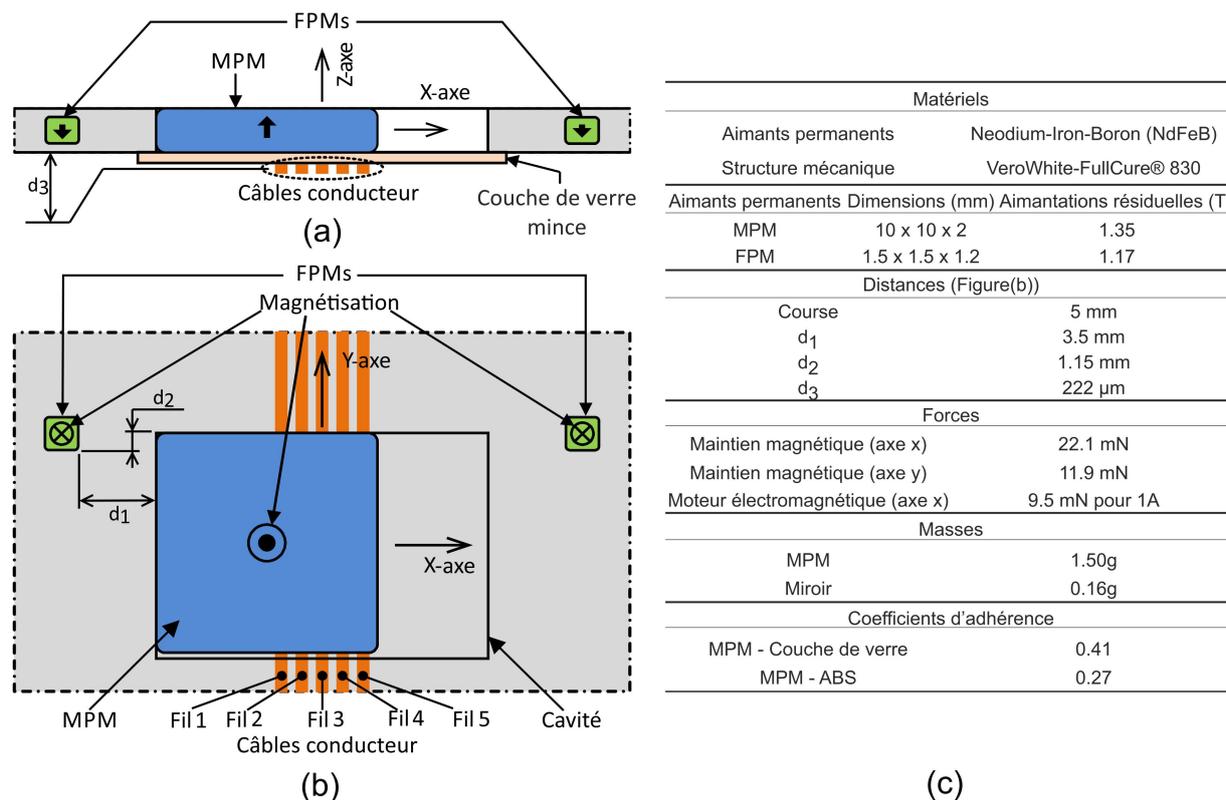


FIGURE 4.3: Schéma de l'actionneur numérique bistable. (a) : Vue de côté. (b) : Vue de dessus. (c) : Les caractéristiques de l'actionneur numérique.

de l'axe y est un peu plus élevée (0,1 mm) que la dimension de MPM. La force de maintien de l'axe y a été mis en place afin d'assurer le contact entre le MPM et la côté latéral de cavité lors du mouvement.

Afin d'obtenir une force d'entraînement élevée et un actionneur de course de 5 mm, cinq câbles conducteurs sont utilisés et connectés en série. Une distance de 250  $\mu$ m entre les câbles a été utilisée pour maximiser la force électromagnétique générée. Une modélisation des forces magnétiques et électromagnétiques exercées sur le MPM a été effectuée au moyen du logiciel RADIA. La force électromagnétique exercée par chaque câble et la force totale exercée par les cinq câbles sont présentées sur la figure 4.4(a) en fonction de la position du MPM, avec un courant d'entraînement de 1 A. Cette force électromagnétique générée par chaque câble est différente et non-symétrique par rapport au centre de la cavité (i.e., 0 mm). Lorsque le MPM est placé à la position de gauche (i.e., +2,5 mm), les forces électromagnétiques maximale et minimale générées par les câbles conducteurs N°1 et N°5 sont de 2,4 mN et 1,5 mN, respectivement. Lorsque le MPM est placé à la position de droite (i.e., -2,5 mm), des forces similaires sont générées entre ces deux mêmes câbles. La force électromagnétique totale générée avec ces cinq câbles est de 9,5 mN lorsque le MPM se trouve dans

une position discrète (i.e.,  $\pm 2,5$  mm). Une force verticale (le long de l'axe z) est également exercée sur le MPM lorsqu'il n'est pas situé au centre de la cavité. La valeur maximale de cette force verticale est de 3,7 mN lorsque MPM est à l'une des deux positions discrètes.

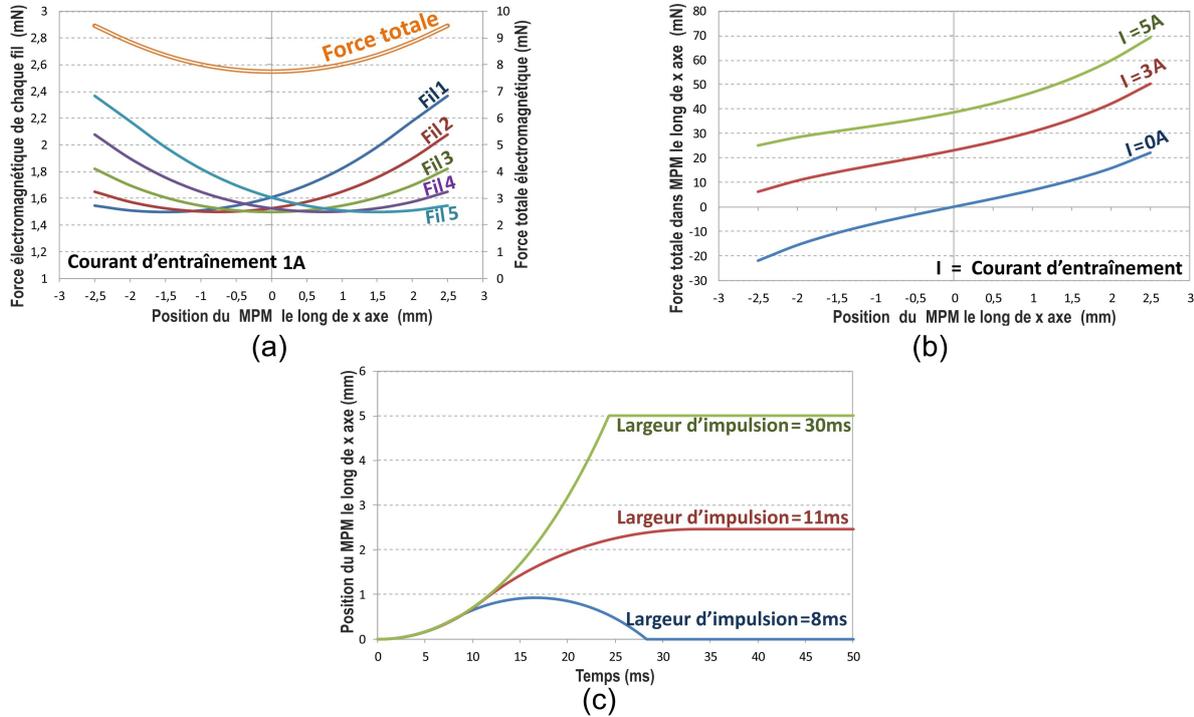


FIGURE 4.4: Résultat de simulation : (a) : La force électromagnétique générée par les cinq câbles (courant : 1 A). (b) : Forces totales exercées sur le MPM en fonction de sa position. (c) : Déplacement simulé du MPM, pour une amplitude de courant de 5 A, avec différentes largeurs d'impulsion.

La force totale (magnétique + électromagnétique) exercée sur le MPM en fonction de sa position dans la cavité pour trois amplitudes de courant est présentée sur la figure 4.4(b). Lorsque le courant est égale à 0 A, la force d'attraction magnétique maintien en position exercée sur le MPM est uniquement visible. Lorsque le MPM se trouve en position discrète, une force de maintien de  $\pm 22,1$  mN est visible. Quand un courant est injecté dans les câbles conducteurs, la courbe initiale (courant de 0 A) est déplacée verticalement. Deux courbes sont présentées sur la figure 4.4(b) avec une amplitude de 3 A et de 5 A. Considérant la force magnétique et la force d'adhérence, le courant minimum pour bouger la partie mobile (MPM + miroir) doit être de 3,38 A (calcul tenant compte de la force adhérence et de la masse de MPM + miroir).

Un modèle dynamique de cet actionneur a été développé et décrit dans [Petit 2010]. En utilisant ce modèle, le déplacement du MPM en fonction du temps est déterminé et présenté sur la figure 4.4(c). Différentes largeurs d'impulsions avec une amplitude de 5 A ont été considérés. Avec une largeur d'impulsion de 8 ms, le MPM n'atteint pas l'autre position discrète. Dans cette

configuration, le MPM revient à la position initiale en raison de la force d'attraction magnétique exercée par les FPMs (aimants permanents fixes). Avec une largeur d'impulsion de 11 ms, le MPM s'arrête en position proche de la position centrale. Cette configuration n'est pas acceptable pour l'actionneur numérique, car dans un fonctionnement normal, le MPM ne peut s'arrêter que dans l'une des deux positions discrètes. Avec une largeur d'impulsion de 30 ms, le MPM atteint la deuxième position stable avant la fin de l'impulsion. La largeur d'impulsion minimum est alors obtenue dans cette configuration, qui est égale à 24,4 ms.

## 4.2 Modélisation optique du système de mesure

Depuis l'étude bibliographique (chapitre 1), on sait qu'il y a deux environnements principaux pour l'instrument de mesure : l'environnement industriel et l'environnement médical. Même si ces deux environnements appartiennent à différents domaines d'applications, ils présentent certains points communs tel que la miniaturisation de la sonde pour l'inspection en conditions difficiles (inspection tubulaire ou inspection de l'intérieur du côlon). Dans ce contexte, le but de conception de nos systèmes sera dans le sens de la miniaturisation et de la flexibilité pour bien adapter la sonde distale aux différentes conditions.

Avec les équipements précédents, ce but peut être atteint. Le DMD permet de projeter le motif dynamiquement et permet d'utiliser une variété de motifs projetables, ce qui donne la possibilité d'effectuer la reconstruction avec différents algorithmes (chapitre 2). Pour l'aspect lié à la miniaturisation, ce projecteur est déporté hors de la tête distale par les guides d'images. Enfin, suite à l'utilisation d'actionneurs bistables, la configuration de mesure des formes de l'objet illuminé peut être changée dynamiquement pour passer d'une méthode active à une méthode passive. Dans la partie suivante, un nouveau système pouvant utiliser les méthodes de stéréovision active et passive successivement pour améliorer la mesure en 3D va être présenté.

Ce système consiste en deux parties pour réaliser les trois modes de mesure, illustrés sur la figure 4.5 : une partie "sonde" (tête distale) et une partie "contrôle". Ces deux parties sont connectées par deux guides d'images, comme deux voies en parallèle, pour satisfaire l'exigence de flexibilité de notre système. En conséquence, la voie 1 est identique à la voie 2 dans cette architecture optique symétrique, et les modes de fonctionnement 1 et 2 correspondent aux deux situations expérimentales où le rôle des deux voies est permuté. Pour la voie d'acquisition, l'actionneur détermine la liaison de l'interface optique 1 (ou 2) au CCD1 (ou CCD2) et la voie de projection est configurée par la liaison de l'interface optique 3 à l'interface optique restée libre. Le fonctionnement de chaque voie dépend de la configuration des trois actionneurs de ce système. Dans un

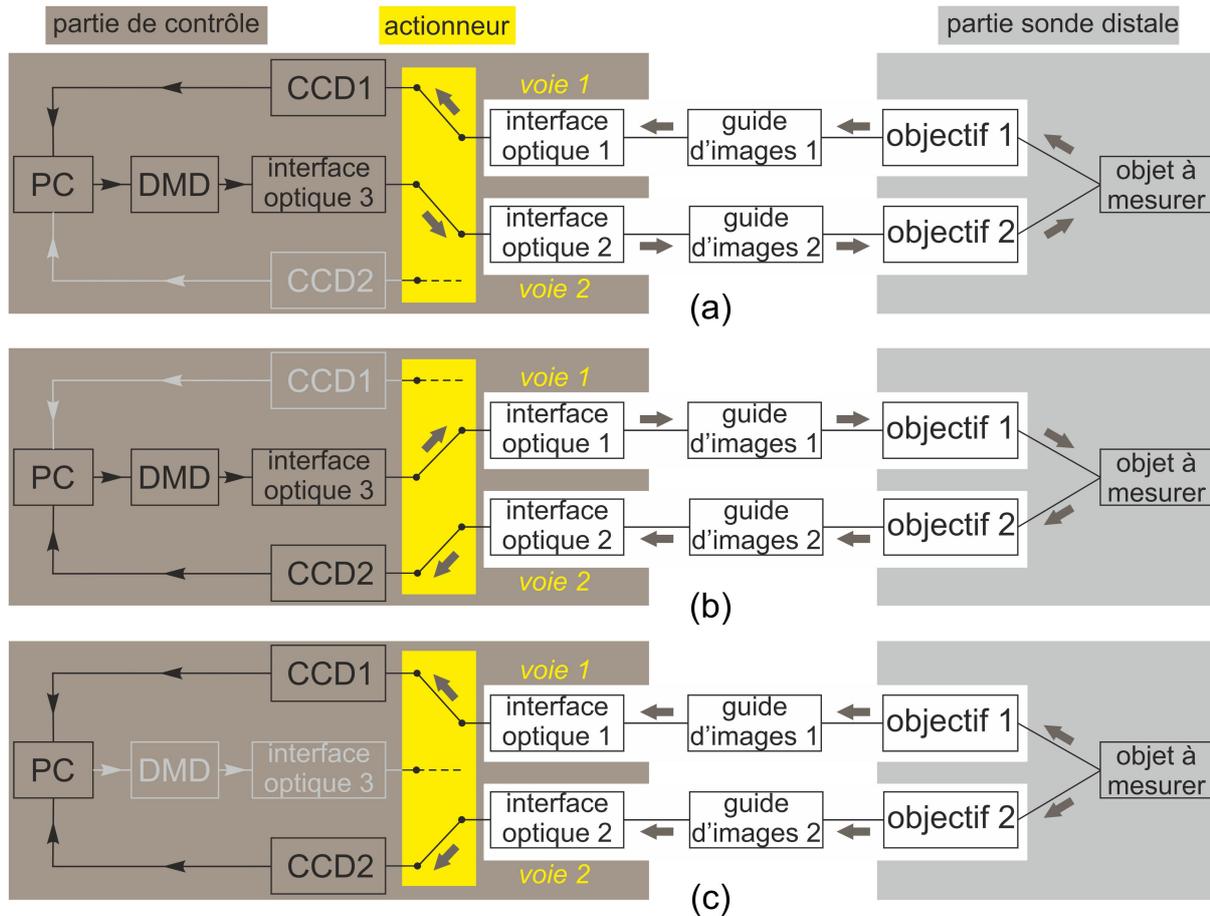


FIGURE 4.5: Schéma de principe du dispositif de mesure à deux guides d'images avec trois modes de fonctionnement et flux optiques correspondants. Les 2 CCDs et le DMD peuvent se connecter à la voie 1 ou la voie 2, indépendamment, selon le mode de mesure. Parmi ces trois modes, les deux voies peuvent changer de fonction (projection ou acquisition) en utilisant les actionneurs. (a) : Mode 1, stéréovision active. (b) : Mode 2, stéréovision active. (c) : Mode 3, stéréovision passive.

système de stéréovision standard, les configurations optiques et mécaniques sont généralement statiques. Dans notre système, une configuration dynamique est obtenue par l'intégration ces actionneurs numériques, qui permet la réalisation des trois modes de mesure avec une méthode de reconstruction active ou passive. Chaque mode de mesure a la capacité de réaliser une mesure tridimensionnelle complémentaire.

#### 4.2.1 La partie de contrôle

Dans la partie de contrôle, les contraintes optiques sont entre le DMD, le CCD (incorporé dans la caméra Flea2 de la société Pointgrey), l'interface optique et le guide d'images. Les voies d'acquisition et de projection font l'objet d'une description détaillée dans les parties suivantes.

## 4.2.1.1 La voie d'acquisition

Pour la voie d'acquisition, la contrainte optique est entre le guide d'images, l'interface optique et le CCD. Le signal provenant de la partie de mesure transite par le guide d'images puis une interface optique, composée de lentilles, et puis s'imagine sur le détecteur CCD (figure 4.6). Pour modéliser le système optique, les propriétés du dispositif optoélectronique (CCD) doivent être fixées et les paramètres de l'interface optique doivent être également bien choisis, comme la position, l'ouverture numérique, le type de lentille, etc. Tous ces paramètres de la stéréovision et les caractéristiques pour un système optique (la sensibilité, la résolution, etc.) sont expliqués en détail dans le chapitre 2 de thèse d'Erwan DUPONT [Dupont 2015].

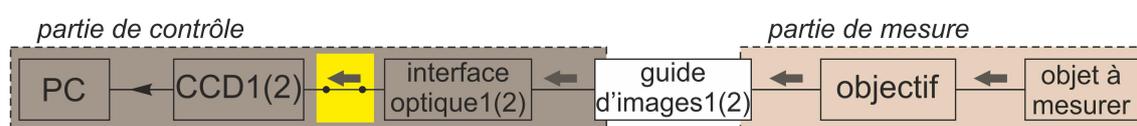


FIGURE 4.6: Architecture schématique de la voie d'acquisition et sens du flux optique.

Pour faire la conception optique du système de stéréovision, un logiciel de calcul optique Zemax a été utilisé afin d'évaluer et de vérifier en cours de conception que les performances du système de stéréovision était suffisantes. Dans ce logiciel, chaque élément d'un système optique est traité comme un ensemble de surfaces.

En particulier, pour analyser la voie d'acquisition dans la partie de contrôle, le CCD est la surface image et une extrémité du guide d'images est la surface objet. Dans notre cas, la taille de CCD est de  $4,79 (L) \times 3,59 (H) \text{ mm}^2$ , et le diamètre du guide d'images est de  $1,2 \text{ mm}$ . Ces valeurs déterminent le grandissement transversal entre le CCD et guide d'images. Une fois ce grandissement fixé, le type de lentille dans les interfaces optiques 1 et 2 peut être choisi.

Selon les formules théoriques de dimensionnement d'un dispositif de stéréovision [Dupont 2015] et à l'aide du logiciel Zemax, deux lentilles achromates ont été choisies pour les interfaces optique 1

TABLE 4.1: Caractéristiques des dioptries sphériques pour les lentilles achromates sélectionnées dans les interfaces optiques 1 et 2.

Lentilles des interfaces 1 et 2	Référence Edmund Optics	Numéro de surface	Rayon de courbure (mm)	Epaisseur (mm)	Type de verre	Demi-diamètre (mm)
	47655	1	22.16	2.5	N-BK7	4.5
		2	-15.98	1.5	N-SF5	4.5
		3	-46.14			4.5
	49277	1	53.57	1.03	N-SF10	2.5
		2	6.46	1.55	N-BAF10	2.5
		3	-10.67			2.5

et 2 (tableau 4.1). Une lentille achromate a la capacité de réduire les aberrations chromatiques du système d'imagerie. Elle a été sélectionnée selon le catalogue d'une société spécialisée en optique, Edmund Optics.

Après avoir déterminé les caractéristiques des interfaces optiques, il est possible de positionner les éléments les uns par rapport aux autres dans la voie d'acquisition. Le schéma de cette voie est présenté dans la figure 4.7. Un miroir est mis entre le CCD et l'interface optique. Ce miroir est fixé sur un actionneur bistable ; par le mouvement de sa position, la direction du flux optique est modifiée et la permutation des voies s'effectue dans moins de 30 ms pour reconfigurer le système selon le mode de mesure (actif ou passif) souhaité.

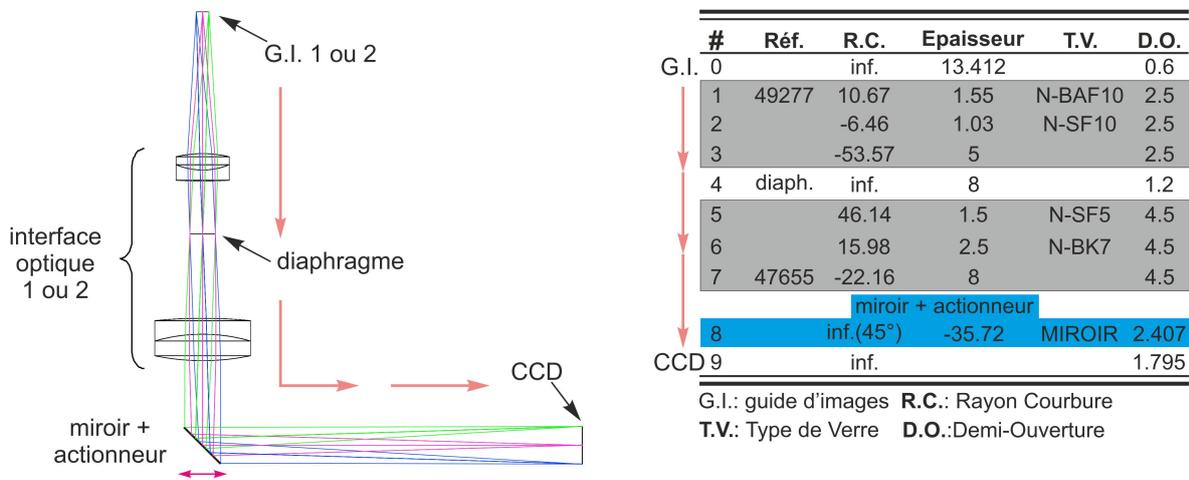


FIGURE 4.7: Schéma de la voie d'acquisition dans la partie de contrôle. Le tableau présente les détails des surfaces de cette voie.

A partir du tableau des informations de la voie, on peut trouver une valeur de l'épaisseur de surface. Cette valeur indique la distance de cette surface à la surface suivante ; il s'agit de la position relative entre deux éléments successifs. Il y a également un diaphragme placé entre les deux lentilles, qui restreint l'angle d'ouverture des rayons traversant la voie d'acquisition. Cette ouverture est appelée "pupille de l'interface optique". Sa taille (diamètre de diaphragme) détermine la valeur d'ouverture numérique de cette voie. Pour choisir la taille du diaphragme, on calcule l'image de tous les diaphragmes du dispositif projetée dans l'espace de mesure à l'aide de Zemax, puis on détermine celle qui est la plus occultante. Les processus de calcul des paramètres, de détermination de la sensibilité de mesure et d'analyse de la résolution latérale et axial sont expliqués en détail par Erwan DUPONT dans [Dupont 2015]. Les principes ne seront plus détaillés et seuls les résultats pour le cas de notre système seront donnés.

Un diaphragme avec le diamètre de 2,4 mm est choisi comme la pupille de la voie d'acquisition dans le système. Une fois cette valeur déterminée, chaque élément dans la voie doit être positionné

précisément, la focalisation et la résolution latérale de la voie étant très sensibles à la perturbation de position des éléments. En analysant la taille de la tache dans la surface image (CCD), on peut évaluer les performances de la focalisation et de la résolution latérale. L'image ci-dessous présente le résultat d'analyse de la tache pour la voie optique, telle que décrite en figure 4.7 à l'aide de Zemax.

Un point lumineux dans la surface objet (guide d'images) peut générer une tache dans la surface image (CCD). Pour expliquer le champ latéral, on a trois taches détectées par le CCD selon trois points objets repartis le long d'un diamètre du guide d'image (point central + points extrêmes). Avec ces valeurs, le grandissement réel 0,337 pour la voie décrite en figure 4.7 peut être calculé ( $0,6/1,783$ ). Par conséquent, pour un guide d'images de diamètre 1,2 mm, la zone de l'image générée sur le CCD sera de 3,564 mm ( $1,2/0,337$ ), valeur inférieure à la hauteur du CCD (3,59 mm). Donc, l'image du guide d'images sera complètement représentée sur la surface du CCD. Les valeurs de Rayon RMS et Rayon GEO indiquent la taille de la tache détectée sur le CCD. Le Rayon Airy, quant à lui, est déterminé par la valeur d'ouverture de la voie. Il indique la taille maximum de la tache dans l'espace du CCD pour obtenir une image nette. On peut noter que la valeur "Rayon RMS" est inférieur à la valeur "Rayon Airy" (figure 4.8), ce qui démontre que les positions des éléments dans la voie optique décrite dans la figure 4.7 ont été bien déterminées pour assurer une focalisation adéquate.

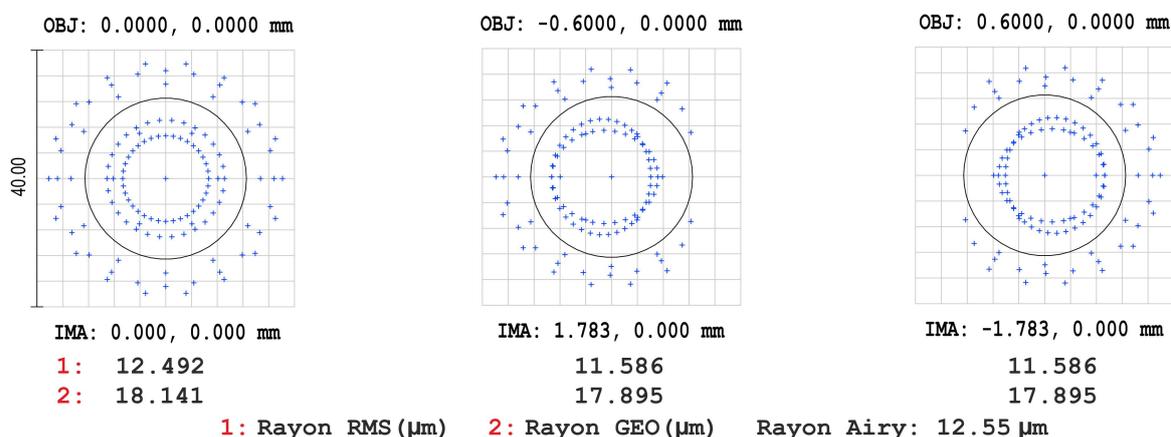


FIGURE 4.8: Trois taches de localisation dans la surface de CCD sont générées par trois points repartis le long d'un diamètre du guide d'image (point central + points extrêmes). La longueur d'onde de la lumière est de  $0,5876 \mu\text{m}$ . Le cercle en noir est la tache d'Airy.

Pour la voie d'acquisition, la résolution latérale est le plus petit détail discernable sur la surface de guide d'images via le CCD. Un pixel de guide d'images est une fibre optique de diamètre de  $4,285 \mu\text{m}$ . Ce pixel correspond à une tache sur le CCD de taille  $12,73 \mu\text{m}$  ( $4,285/0,337$ ) compte

tenu du grandissement transversal de la voie. Entre la taille de cette tache et le “Rayon Airy” ( $12,55 \mu\text{m}$ ), la plus grande valeur est la résolution latérale minimum de la voie. On sait qu’un pixel de CCD est de  $4,67 \mu\text{m}$ , donc la résolution latérale minimum de la voie d’acquisition sera de 3 pixel de CCD.

Selon la structure de notre système (figure 4.5), l’architecture de la voie d’acquisition est la même pour les trois modes de mesure. Comme CCD 1 et CCD 2 sont identiques, ce qui est également le cas des interfaces optiques 1 et 2 et des guide d’images 1 et 2, le schéma optique de la voie d’acquisition dans la partie de contrôle est le même pour ces trois modes. Le mode 3 est le mode “passif” qui est construit par deux mêmes voies d’acquisition, alors que les modes 1 et 2 sont les modes “actifs” qui nécessitent une voie d’acquisition et une voie de projection.

#### 4.2.1.2 La voie de projection

Avec les voies d’acquisition uniquement, il est possible de construire un système de stéréovision passive, comme le mode 3 dans la figure 4.5. En revanche pour construire un système de stéréovision active, une voie supplémentaire de projection est nécessaire. En s’inspirant de la voie d’acquisition, on peut construire la voie de projection en inversant le sens du flux optique de la voie d’acquisition. Le DMD structure un signal optique, ce signal est injecté dans le guide d’images via l’interface optique 3 puis l’interface optique 1 ou 2, et, finalement ce signal est injecté dans la partie de mesure (figure 4.9).

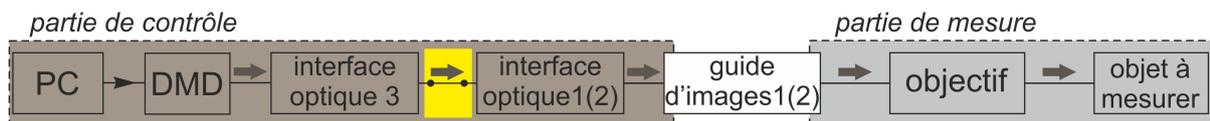


FIGURE 4.9: Architecture schématique de la voie de projection et sens du flux optique.

Les interfaces optiques 1 et 2 restant inchangées, il est juste nécessaire de déterminer les paramètres de l’interface optique 3 pour construire la voie de projection. Comme précédemment, on sait que la taille de DMD est de  $11,06 \text{ (L)} \times 8,29 \text{ (H)} \text{ mm}^2$ , et que le diamètre du guide d’images est de  $1,2 \text{ mm}$ . Ainsi, le grandissement entre le DMD et le guide d’images peut être déterminé. Avec la même méthode de conception que pour la voie d’acquisition et à l’aide de Zemax, l’interface optique 3 a été conçue avec deux lentilles achromates pour la voie de projection. Les caractéristiques sont présentés dans le tableau 4.2.

Après avoir positionné les éléments les uns par rapport aux autres, on peut obtenir le schéma optique de la voie de projection. Dans cette voie, on a aussi positionné un actionneur après l’interface optique 3 (zone jaune présenté dans la figure 4.9). Cet actionneur va déterminer la

TABLE 4.2: Caractéristiques des dioptries sphériques pour les lentilles sélectionnées pour l'interface optique 3.

Lentilles d'interface 3	Référence Edmund Optics	Numéro de surface	Rayon de courbure (mm)	Épaisseur (mm)	Type de verre	Demi-diamètre (mm)
	49663	1	23.5	9	S-LAL8	12.5
		2	-36.7	2.5	S-TIH53	12.5
		3	ifn.	0.08	Asphere	12.5
		4	-323.006			12.5
	49658	1	15.851	0.08	Asphere	6.25
		2	24.9	1.5	S-TIH53	6.25
		3	12.8	6.5	S-FSL5	6.25
		4	-8.15			6.25

liaison de l'interface 3 à interface 1 ou 2. Deux types de schéma optique pour cette voie de projection sont présentés sur la figure 4.10. Quand le miroir est positionné sur le trajet optique, la lumière va être réfléchiée pour connecter l'interface 3 à l'interface 2. Si le miroir est hors du chemin optique, il n'a aucune interaction avec la lumière, et donc l'interface 3 est connecté à l'interface 1.

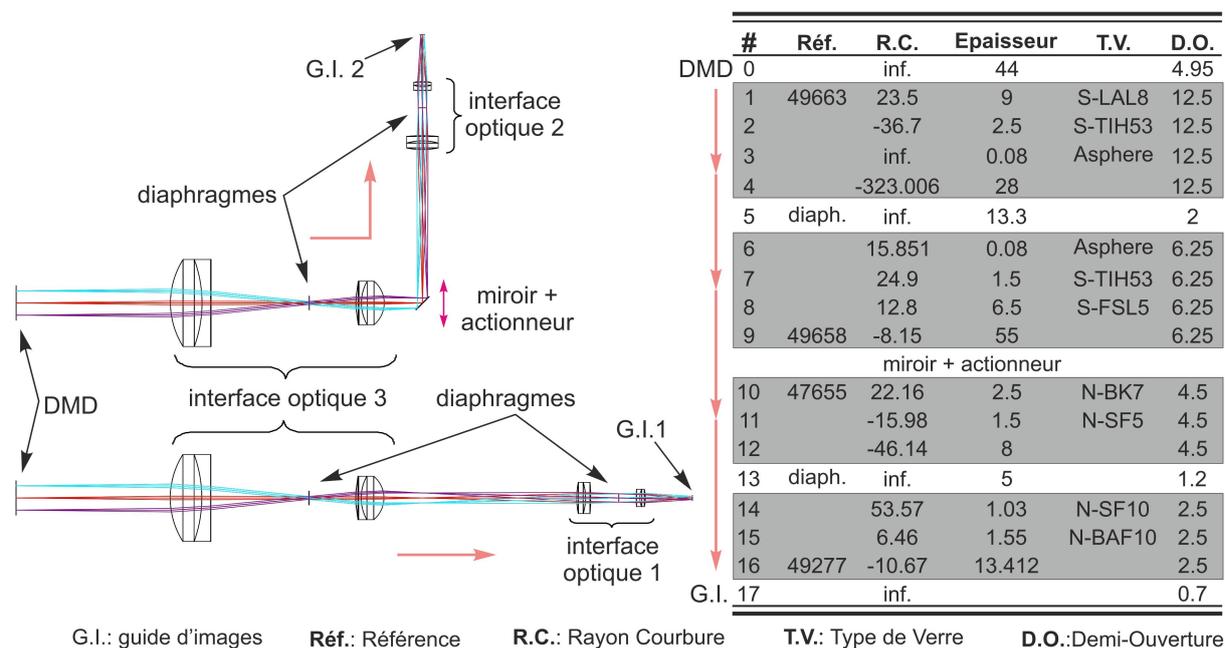


FIGURE 4.10: Deux types de schéma optique pour la voie de projection dans la partie de contrôle selon la position de l'actionneur. Le tableau présente les détails des surfaces du système optique.

Comme dans la voie d'acquisition, l'architecture de la voie projection de la figure 4.10 est vérifiée par une analyse des taches de focalisation sur la surface image (guide d'images). Même si deux diaphragmes sont posés dans cette voie, la pupille de la voie est déterminée par le diaphragme dans l'interface optique 1 ou 2, c'est-à-dire le diaphragme de 2,4 mm de la voie d'acquisition.

Le grandissement transversal de la voie de projection est de 0,138. La taille géométrique du DMD (8,29 mm) est imagée sur le guide d'images avec une taille de 1,14 mm ( $8,29 \times 0,138$ ). Cette image peut être transmise complètement par le guide d'images parce que sa taille est inférieure au diamètre utile de guide d'images (1,2 mm). De plus, les valeurs "Rayon RMS" sont toutes inférieures à la valeur "Rayon Airy" (figure 4.11), donc cette architecture la voie de projection est adaptée pour la demande de focalisation et grandissement.

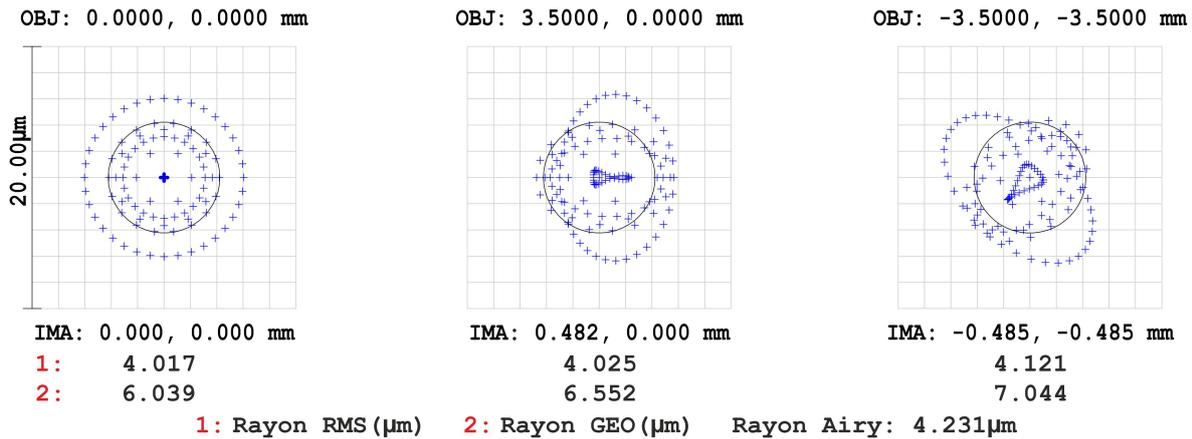


FIGURE 4.11: Trois taches défocalisation dans la surface de guide d'images sont générées par trois points repartis le long d'une hauteur du DMD (point centres + points extrêmes). La longueur d'onde de la lumière est de  $0,5876 \mu\text{m}$ . Le cercle en noir est la tache d'Airy.

Pour la voie de projection, la résolution latérale est le plus petit motif projeté par le DMD détectable sur la surface du guide d'images. Dans la voie de projection, un pixel de DMD est de  $10,8 \mu\text{m}$ , et le grandissement dans le sens "GI vers DMD" est  $1/0,138 = 7,26$ . Donc on trouve qu'une unité de guide d'images (pixel de  $4,285 \mu\text{m}$ ) peut présenter une zone de  $31,11 \mu\text{m}$  ( $4,285 \times 7,26$ ) sur le DMD, ce qui repensent environ 2,88 ( $31,11/10,8$ ) pixels du DMD. La plus petite largeur dans un motif sera donc de 3 pixel de DMD : c'est la résolution latérale de la voie projection.

Le DMD ne génère pas de lumière, il est nécessaire d'utiliser une source de lumière additionnelle. En conséquence, la conception d'une voie d'éclairage du DMD est nécessaire.

#### 4.2.1.3 La voie d'éclairage du DMD

Dans notre système, deux types de lumière vont être utilisés pour faire l'éclairage du système : la lumière blanche et l'éclairage infrarouge à base d'une SLD<sup>1</sup>. La source de lumière blanche est un illuminateur à Fibres Optiques Dolan-Jenner MI-150. La source incohérente SLD peut

1. Une diode super luminescente

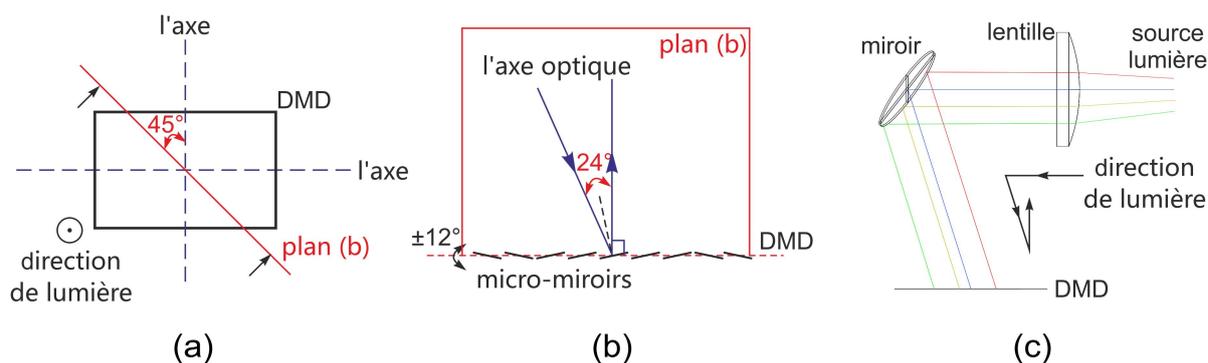


FIGURE 4.12: Schéma de positionnement pour la source de lumière. (a) : vue de face du DMD. (b) : l'axe optique dans le plan. (c) : schéma optique avec miroir et lentille pour projeter les motifs normalement au DMD.

offrir davantage de puissance lumineuse que la source de lumière blanche mais elle génère un bruit spatial, le speckle, perturbant la mesure. Les mesures par ces deux sources vont être analysées et comparées dans la partie 4.3.1.1.

Le positionnement de la source lumière est critique. Afin de projeter les motifs qui sont perpendiculaires à la surface du DMD sur la surface des guides d'images (selon le mode 1 ou 2), l'axe optique incident doit être incliné de 24° par rapport à la normale du DMD à cause de l'inclinaison

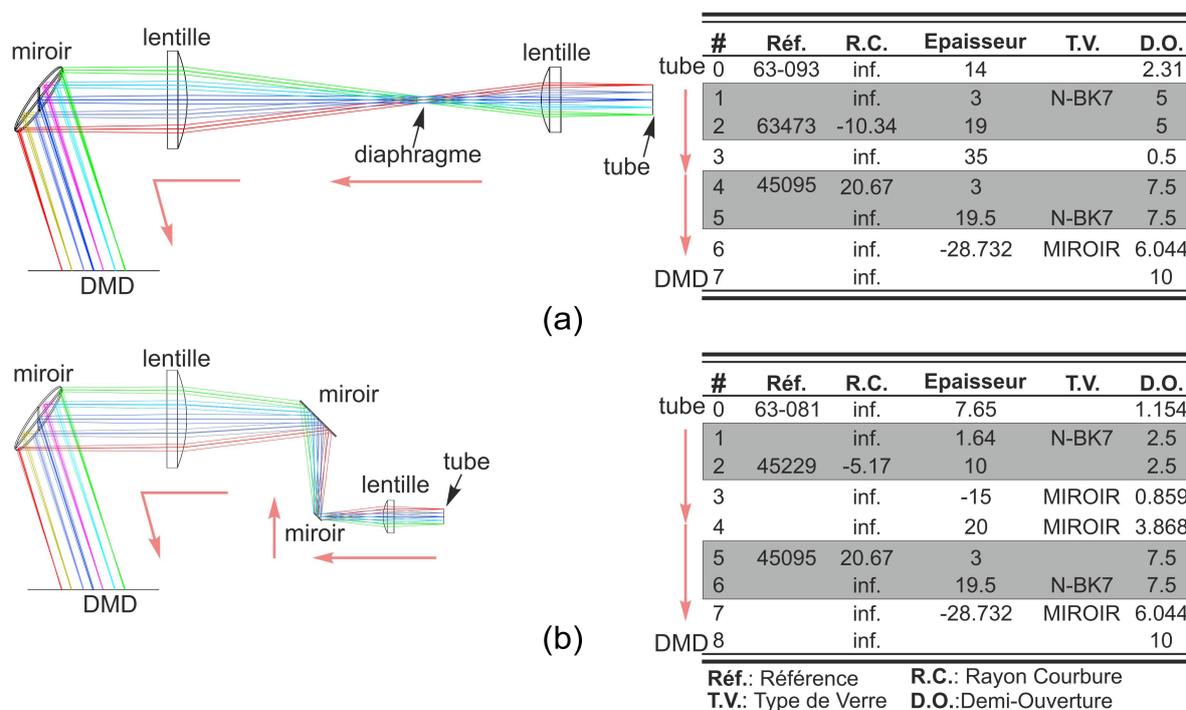


FIGURE 4.13: Schéma de la voie d'éclairage du DMD. (a) : L'éclairage en lumière blanche. (b) : L'éclairage à base d'une diode super luminescente (SLD).

de  $\pm 12^\circ$  de ses micro-miroirs (figure 4.12(b)). Le fait que les micro-miroirs basculent selon leur diaconale doit également être pris en compte. Ces deux critères limitent la position de la source lumineuse, et on utilise une lentille et un miroir pour refléter la lumière parallèlement au DMD, comme indiqué sur la figure 4.12(c).

Afin de contrôler la divergence des sources lumineuses, on utilise un tube de lumière pour chaque source afin de projeter la lumière parallèlement au DMD. Ce tube est un type de lentille fabriquée par la société Edmund Optics. Pour la source de lumière blanche, on utilise un tube de référence #63 – 093 et un tube de référence #63 – 081 pour la SLD. Chaque voie d'éclairage du DMD est construite par l'interface optique qui est composée de lentilles. Les schémas ci-dessous (figure 4.13) présentent les modèles optiques de la voie d'éclairage selon les deux types de sources lumières utilisées. Ces sources permettent au DMD de projeter les motifs à l'objet de mesure via un guide d'images.

### 4.2.2 La partie de mesure

Dans la partie de mesure, une sonde optique compacte est conçue. Les contraintes optiques sont entre les guides d'images et l'objet à mesurer.

D'après la figure 4.5, on trouve qu'il y a deux types de voies dans la partie de mesure : la voie de projection ou la voie d'acquisition, chacune connectée dans la partie de contrôle par les guides d'images. Ces deux voies dans la partie de mesure forment un angle stéréoscopique. Avec cet angle, la mesure en 3D peut être réalisée par les méthodes de stéréovision active ou de stéréovision passive.

Comme expliquer dans la thèse [Dupont 2015], les plans de focalisation de ces deux voies

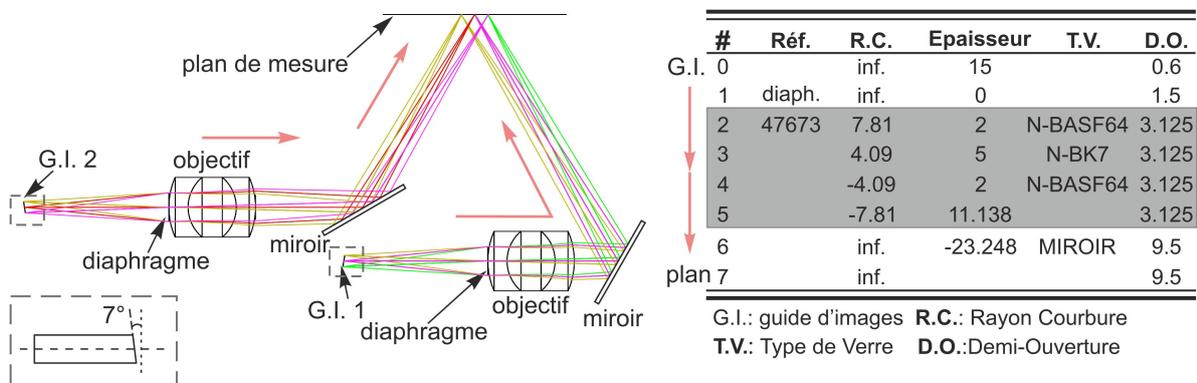


FIGURE 4.14: Schéma optique de la partie de mesure. L'inclinaison des guides d'images permet aux plans de focalisation de deux voies d'être confondus. Les détails des surfaces de chaque voie sont présentés dans le tableau.

ne sont pas confondus parce que les dispositifs optoélectroniques sont positionnés par défaut orthogonalement à l'axe optique de chaque voie de mesure. Donc, l'angle de stéréovision va baisser la profondeur du champ de la mesure du fait que les plans de focalisation des deux voies ne seront pas bien superposés. Pour résoudre cet inconvénient, les plans des guides d'images dans la partie de mesure vont être clivés de  $7^\circ$  par rapport à la normale de l'axe optique des guides afin de

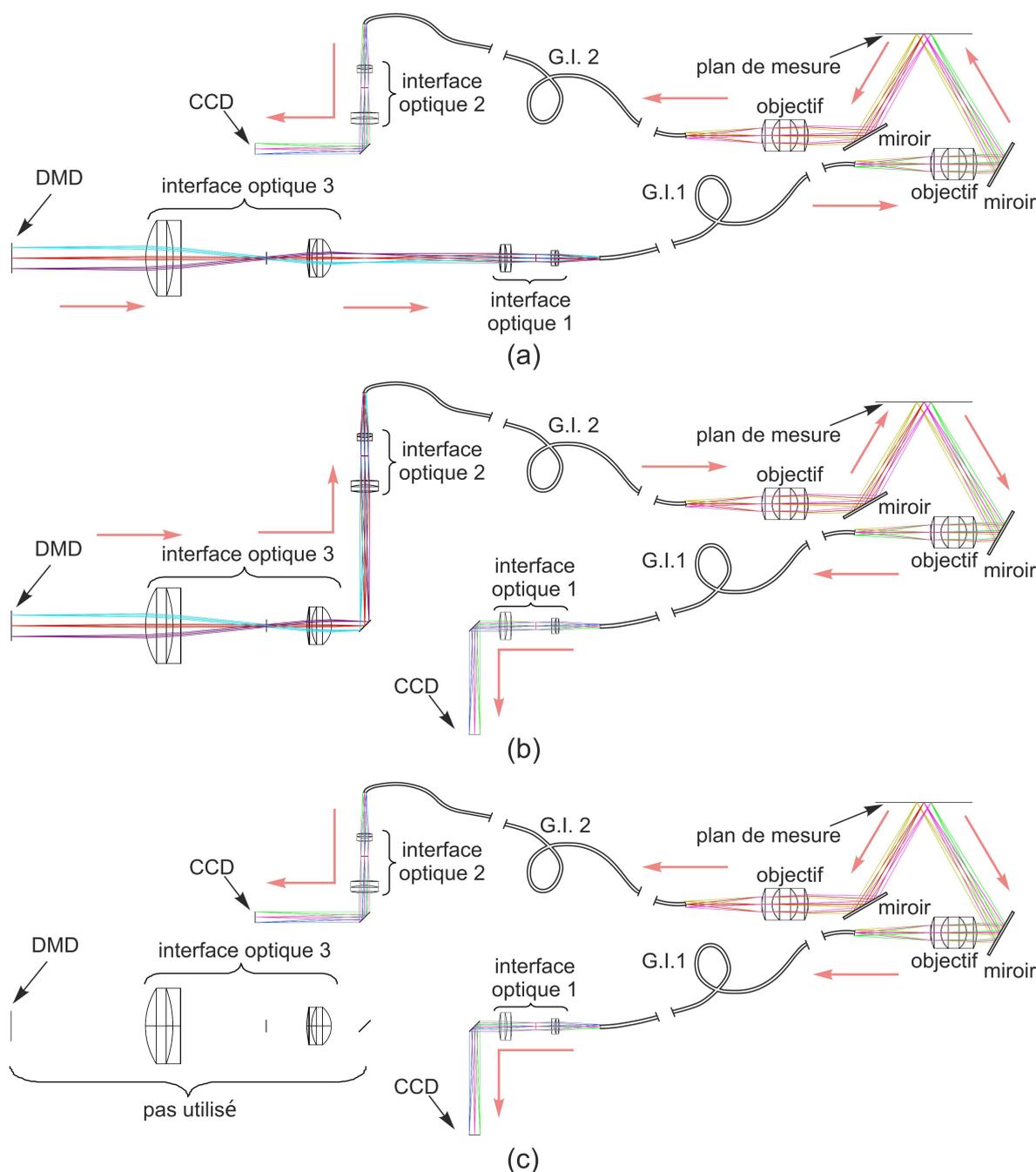


FIGURE 4.15: Schémas optiques pour les trois modes de mesure de notre système. (a) : mode 1, stéréovision active. (b) : mode 2, stéréovision active. (c) : mode 3, stéréovision passive.

superposer les plans de focalisation des deux voies (figure 4.14).

Comme pour les voies dans la partie de contrôle, les voies dans la tête de mesure (sonde distale) sont aussi composées par une interface optique, cette dernière étant construite par une seule lentille (triplet Steinheil). Cet objectif permet d'éliminer les aberrations géométriques et chromatiques au 3ème ordre.

A l'aide de Zemax, on a choisi un objectif de la société Edmund Optics avec un diamètre de 6,25 mm et une distance focale image de 12,5 mm pour la tête de mesure. Cette taille d'objectif est suffisante pour la miniaturisation de la tête. Chaque voie dans la tête de mesure a le même objectif, donc la structure de la tête est symétrique ; les trois modes de mesure peuvent donc être réalisés facilement en permutant le fonctionnement de chaque voie au moyen du boîtier de contrôle précédemment décrit. Le schéma optique des voies est présenté en figure 4.14. Avec ces schémas optiques, une tête de mesure compacte est conçue (cf. 4.3.2).

Avec les modèles optiques de la partie contrôle et de la partie de mesure, on peut construire le schéma de contraintes optiques pour les trois modes de mesure de notre système (figure 4.15).

### 4.3 Modélisation CAO et conception du prototype

Dans la partie précédente, on a conçu le modèle optique de notre système et analysé ses performances. A partir de cette conception optique, on peut trouver quelques propriétés de notre système : le dispositif est compatible pour l'endoscopie suite à l'utilisation des guides d'images ; la tête de mesure est miniaturisée par le choix d'un triplet de petite taille ; la configuration de mesure peut être modifiée parmi trois modes en moins de 30 ms en utilisant des actionneurs numériques, etc. Dans cette partie, on va concevoir et fabriquer le système au niveau mécanique qui combine toutes ces propriétés.

Notre système est dans une forme d'architecture symétrique avec deux parties, la partie de contrôle et la partie de mesure. Ces deux parties sont conçues respectivement comme un boîtier de commande optique et une sonde de mesure dans le modèle mécanique. Une source d'éclairage pour la voie de projection est intégrée dans le boîtier de commande. Tous les éléments dans la partie de contrôle sont fixés sur une plaque de type PMMA (Polyméthyl méthacrylate) d'épaisseur 5 mm. La taille de cette plaque ( $20 \times 30 \text{ cm}^2$ ) fixe la dimension du boîtier de commande. Dans la sonde de mesure, les lentilles sont fixées d'avance et les positions des guides d'images sont réglées par des platines de translation de précision. Une fois ces préréglages effectués, on peut fixer les guides d'images dans la sonde de mesure, puis enlever les platines. Dans ce cas, la sonde de mesure est connectée avec le boîtier de commande uniquement par les guides d'images, et ce système

mécanique devient transportable.

Afin de régler les configurations des trois modes de mesure, on a utilisé 3 commutateurs pour modifier la fonction de chaque voie. Chaque commutateur consiste en un miroir et un actionneur bistable. Le miroir est fixé sur l'actionneur. Les schémas des paragraphes précédents (figure 4.5, figure 4.15) présentent le principe du dispositif et le flux optique pour les trois modes. Le schéma ci-dessus (figure 4.16) synthétise le système pour ces trois modes de mesure. Dans la partie suivante, le modèle mécanique va être présenté en détail pour ses deux parties : le boîtier de commande et la sonde de mesure.

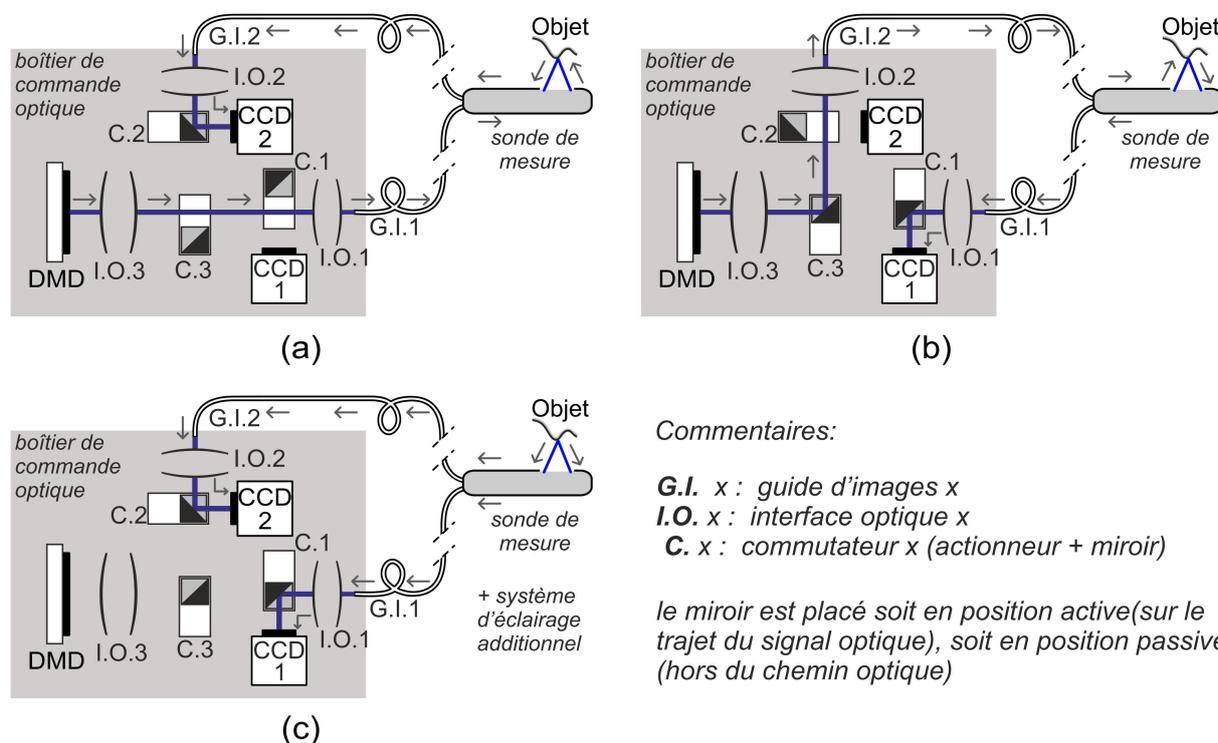


FIGURE 4.16: Architecture du système mécanique pour les trois modes de mesure avec les flux optiques dans le boîtier de commande et la sonde. (a) : Mode actif 1. (b) : Mode actif 2. (c) : Mode passif 3.

### 4.3.1 Le boîtier de commande

Le modèle mécanique est conçu comme présenté dans la figure 4.16. Plusieurs éléments composent ce boîtier de commande : un DMD et deux CCDs, deux guides d'images, trois interfaces optiques et trois commutateurs. Grâce à ces 3 commutateurs, les 3 modes de mesure sont réalisées par le boîtier de commande : 2 modes de stéréovision active (figure 4.16(a) et (b)) et 1 mode de stéréovision passive (figure 4.16(c)). La conception de ce modèle mécanique est réalisée à l'aide du logiciel CATIA. L'image ci-dessous (figure 4.17) présentent en détail le modèle CAO du boîtier de

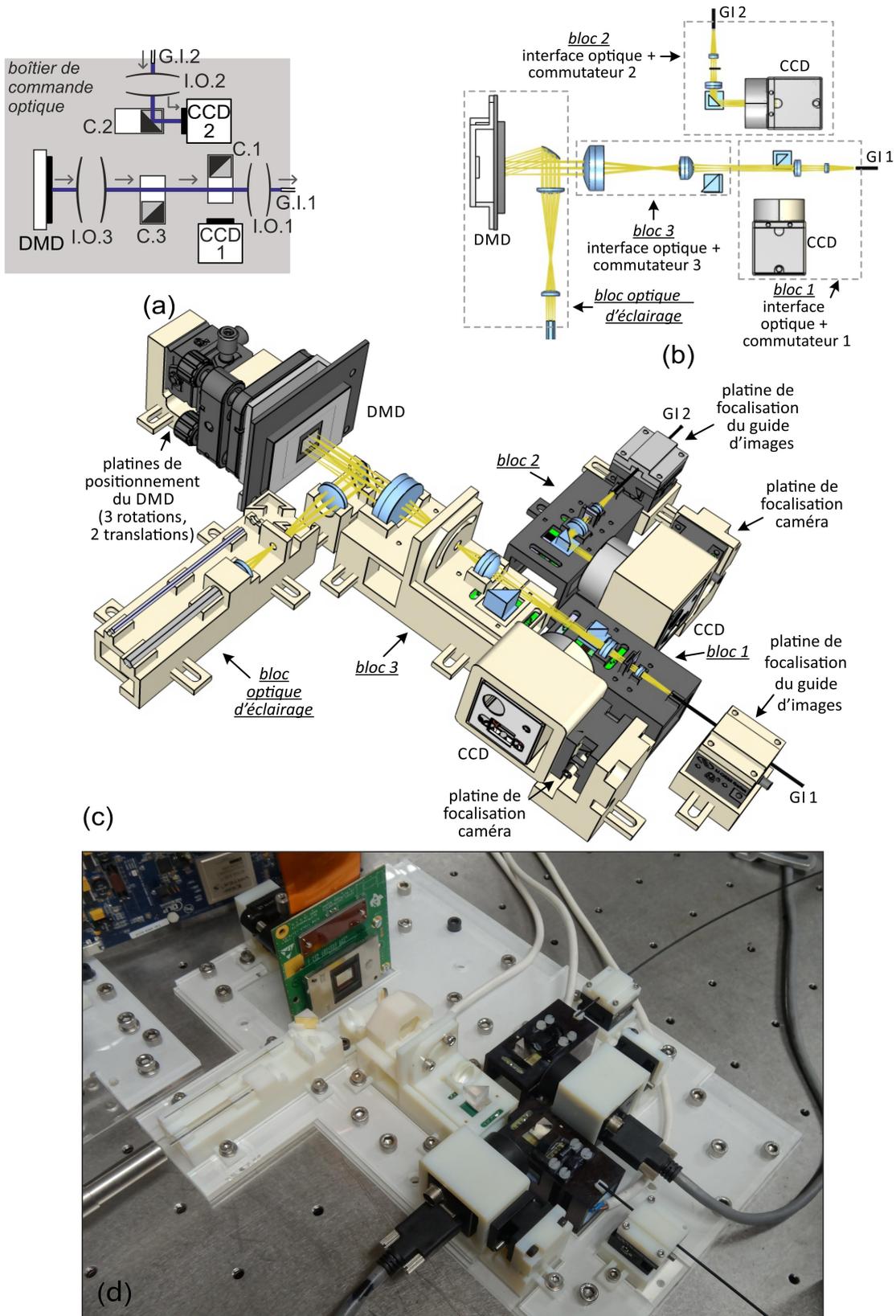


FIGURE 4.17: Modèle CAO du boîtier de commande. (a) : Schéma des flux optiques pour mode actif 1. (b) : Vue de dessus. (c) : Vue CAO en perspective. (d) : Le prototype fabriqué du boîtier de commande.

contrôle et le résultat de sa fabrication. Tous les éléments dans le boîtier de contrôle sont groupés en 4 blocs, comme présenté dans la figure 4.17(b). Chaque bloc est fabriqué par fabrication additive et sera présenté en détail par la suite.

#### 4.3.1.1 Le bloc d'éclairage du DMD

Un bloc d'éclairage du DMD est conçu selon le modèle optique de la voie d'éclairage associée dans la partie 4.2.1.3. Ce bloc offre la lumière pour la voie de projection. Afin de comparer l'apport de la lumière blanche ou d'une diode SLD, il y aura deux voies optiques dans ce bloc pour ces deux sources d'éclairage. Le basculement entre ces deux sources dans le bloc peut être réalisé rapidement en enlevant ou positionnant le miroir 3 dans la voie (figure 4.18). La méthode de positionnement du miroir dans ce bloc est présentée en détail dans la partie 4.2.1.3

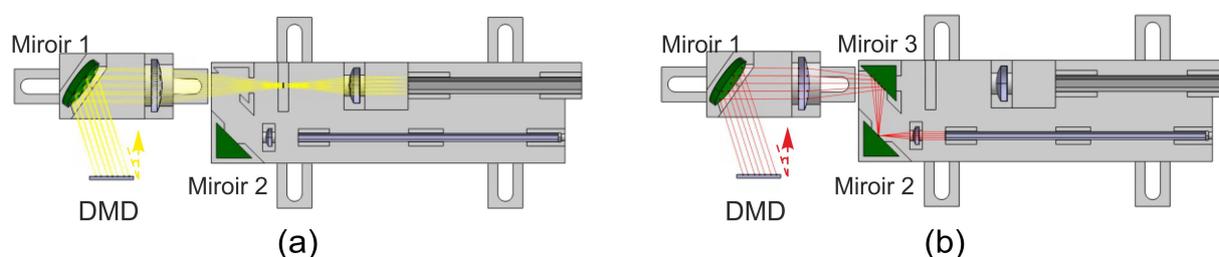


FIGURE 4.18: Schéma du bloc optique d'éclairage. Le basculement entre les deux voies est réalisé par la présence ou l'absence du miroir 3. (a) : Voie de lumière blanche. (b) : Voie SLD.

Pour bien régler la position du DMD, quelques platines sont utilisées pour régler ses 5 degrés de liberté : 2 translations et 3 rotations, comme présenté dans la figure 4.17(c). Avec ces platines de réglage, on peut diminuer les défauts de positionnement de chaque bloc et les défauts de précisions de la fabrication. On peut également optimiser la puissance optique d'éclairage sur l'interface des guides d'images du boîtier de commande.

Quand on utilise une source cohérente ou faiblement incohérente (SLD) à l'intérieur ou à l'extérieur du spectre visible, le fait que le DMD soit un réseau 2D de miroirs espacés périodiquement ne peut pas être ignoré; ceci va causer un phénomène de diffraction de l'onde incidente après réflexion sur la surface du DMD. Une description du phénomène est proposée dans un article par Texas Instrument [Instruments 2005].

A cause du réseau de micro-miroir du DMD, une onde incidente va générer les différentes ondes optiques selon des directions discrètes, qui s'appellent les ordres de diffraction (figure 4.19(a)). La position de chaque ordre de diffraction est donnée par l'équation 4.1 :

$$\sin(\theta) = m \times \frac{\lambda}{d} - \sin(\theta_i) \quad (4.1)$$

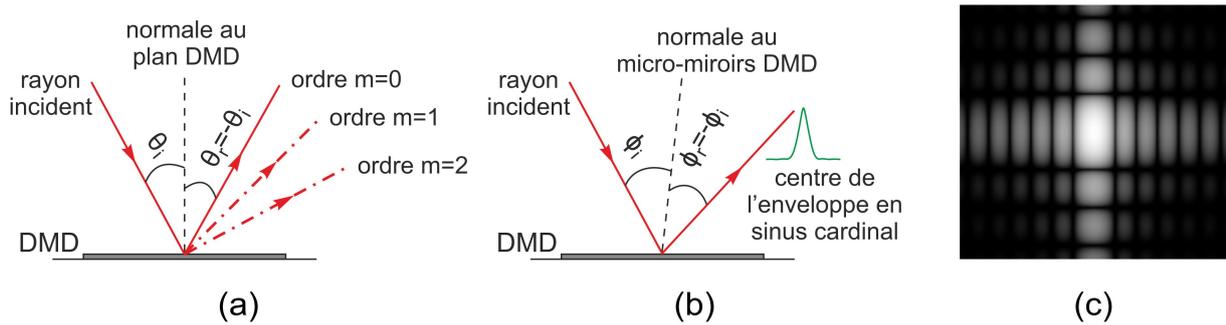


FIGURE 4.19: Diffraction du DMD. (a) : Les différents ordres de diffraction par rapport à la normale au plan du DMD. (b) : Le centre de l'enveloppe modulante le signal optique par rapport à la normale aux micro-miroirs (order 1). (c) La forme de l'enveloppe 2D pour le carré de la fonction sinus cardinal.

où  $\theta$  est la position angulaire pour le  $m^{\text{ème}}$  ordre de diffraction,  $\lambda$  est la longueur d'onde optique,  $d$  est la distance centre à centre entre deux micro-miroirs successifs et  $\theta_i$  est l'angle d'incidence. L'intensité de chaque ordre de diffraction est modulée en amplitude par la forme sinus cardinal [Instruments 2005] (figure 4.19(c)) :

$$I(\theta) = \text{sinc}^2 \left[ \pi \times \frac{a}{\lambda} [\sin(\theta) - \sin(\theta_i)] \right] \quad (4.2)$$

où la valeur  $a$  est la hauteur de micro-miroir. On peut noter que l'ordre principal ( $m = 0$ ) ne dépend que de l'angle d'incidence, donc l'intensité de cet ordre est maximale par rapport aux autres ordres, c'est-à-dire que le centre de l'enveloppe est aligné sur l'ordre zéro. En revanche, pour les surfaces rainurées (cas du DMD du fait de sa structure matricielle), le centre de l'enveloppe n'est pas nécessairement aligné sur un ordre. Si le centre de l'enveloppe s'aligne avec un ordre, on appelle cet ordre « blazé », et dans ce cas, une majorité de l'énergie est dirigée dans l'ordre blazé. Lorsque le centre de l'enveloppe n'est pas aligné sur un ordre mais tombe entre les ordres, l'énergie est répartie entre plusieurs ordres. La conséquence est que « personne » ne reçoit la majorité de la lumière. Cette condition est dite « non blazé ». Pour réaliser une mesure avec le bon éclairage, on doit se trouver dans un cas « blazé » avec un DMD.

Pour optimiser l'intensité de l'éclairage et obtenir suffisamment de puissance optique sur la surface à mesurer, la configuration du système doit prendre en compte le phénomène de diffraction sur le DMD. Pour faire les expérimentations, on trouve que la source de lumière blanche est bien adaptée à la configuration dans la figure 4.17. En revanche, pour la source SLD, la diffraction ne peut pas être ignorée dans le système de la figure 4.17.

A partir de la figure 4.20(a), on trouve que la lumière infrarouge de la source SLD traverse la voie d'éclairage dans le bloc. Cette lumière est reflétée par le miroir 1 et arrive au DMD. Le motif

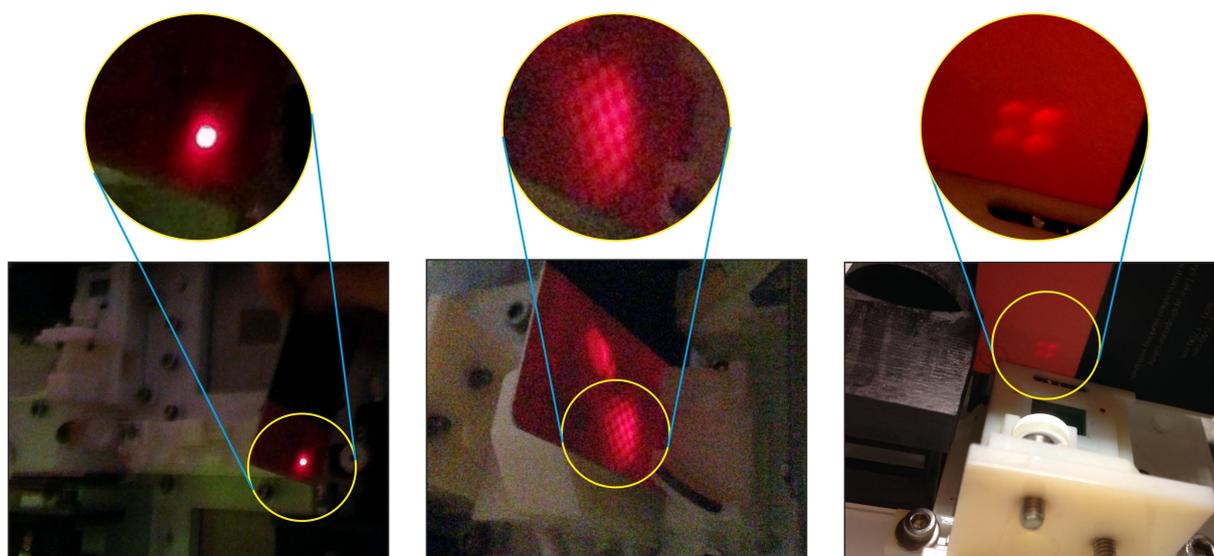


FIGURE 4.20: Montage expérimental pour l'éclairage du DMD lors de son utilisation.

est généré par les micro-miroirs dans DMD et est projeté au bloc suivant (figure 4.20(b)). Les différents ordres de diffraction vont être coupés par le diaphragme dans le bloc 3. Donc le motif ne peut pas être transmis entièrement dans la voie du système, il est coupé en quatre parties après être sorti du bloc 3 (figure 4.20(c)). En conséquence, cette configuration du système est adaptée pour la source lumière blanche, mais pas pour la source SLD. En revanche, on peut mettre un objectif simplement entre le DMD et le guide d'images pour résoudre le problème de diffraction du DMD (figure 6.2).

#### 4.3.1.2 Le bloc 3

La lumière structurée réfléchiée par le DMD va entrer dans le bloc 3.

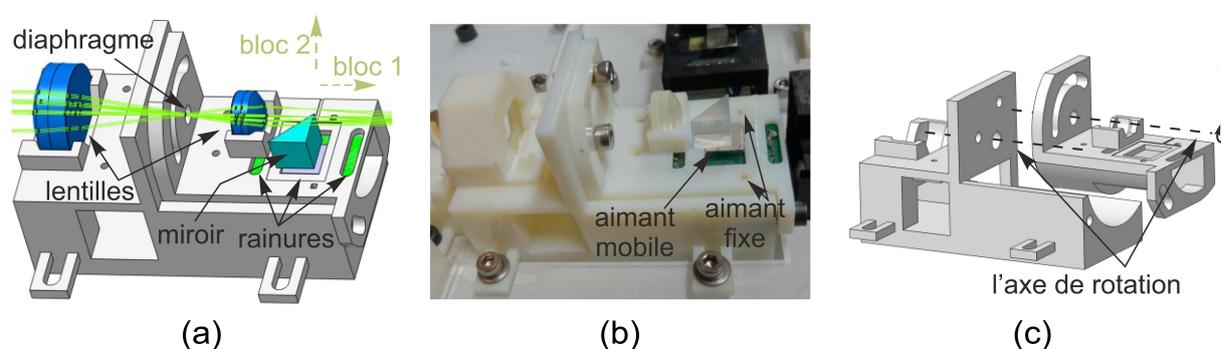


FIGURE 4.21: Schéma du bloc 3. Le commutateur dans ce bloc détermine la direction du signal optique ensuite, vers les blocs 1 ou 2. (a) : Vue CAO du bloc 3. (b) : Image du prototype du bloc 3. (c) Vue CAO du réglage en rotation du bloc 3.

Ce bloc est composé par l'interface optique 3 et commutateur 3. Ce commutateur est constitué d'un miroir fixé sur un actionneur bistable qui peut être déplacé entre deux positions discrètes (les détails du fonctionnement de cet actionneur sont présentés dans partie 4.1.3). Il permet de réaliser la commutation du signal optique structuré vers les blocs 1 et 2 (figure 4.21(a) et (b)). Si le miroir est hors du chemin optique (position passive), la lumière structurée va entrer dans le bloc 1, sinon le signal optique va être dirigé vers le bloc 2 (figure 4.16(a) et (b)). Pour bien projeter la lumière structurée, un degré de liberté en rotation est intégré au bloc 3 pour coupler efficacement le DMD au bloc 2 (figure 4.21(c)).

#### 4.3.1.3 Les blocs 1 et 2

La lumière structurée va entrer ensuite soit dans le bloc 1 pour le mode de mesure active 1, soit dans le bloc 2 pour le mode de mesure active 2. Comme expliqué précédemment, la voie d'acquisition est la même pour les trois modes de mesure. Donc les blocs 1 et 2 sont identiques et composés d'un détecteur CCD, d'une interface optique, d'un commutateur et d'un guide d'images. Avec le modèle optique de la voie d'acquisition, la configuration du bloc 1 ou 2 est structurée comme ci-dessous (figure 4.22).

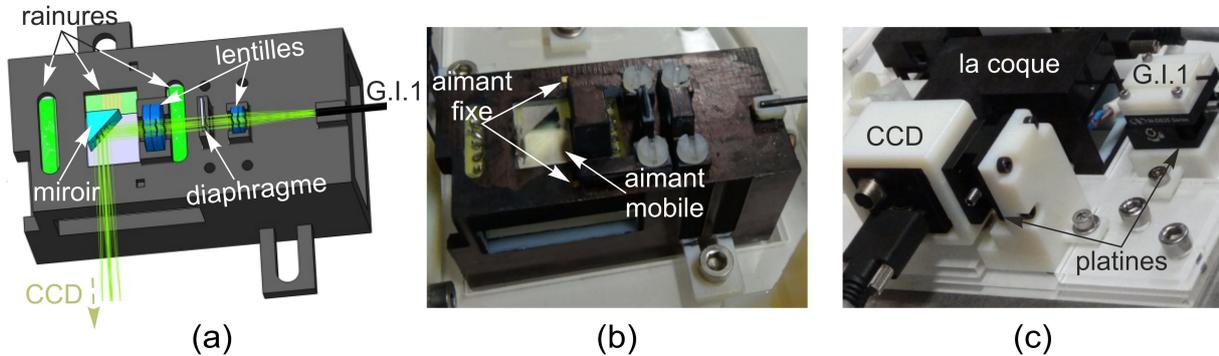


FIGURE 4.22: Schéma du bloc 1 (ou 2). Le fonctionnement de la voie dans ce bloc est déterminé par le commutateur. (a) : Vue CAO du bloc. (b) : Image du prototype du bloc. (c) : Image prototype du bloc avec les platines et la coque.

La position du miroir détermine que le bloc est dans la voie d'acquisition ou dans la voie de projection. Si le miroir est positionné sur le chemin optique, le signal optique du guide d'images va être réfléchi vers une caméra par ce miroir ; c'est le cas de l'acquisition. Si le miroir est hors du chemin optique, le signal optique du DMD va passer directement vers le guide d'images ; c'est le cas de la projection.

Comme dans le modèle optique, un support de diaphragme est disposé entre les deux lentilles de ce bloc. Ce diaphragme est une plaque de PMMA de 0.5 mm épaisseur avec un trou circulaire

fabriqué par usinage laser. Les deux lentilles sont fixées dans les supports du bloc et couvertes par deux coques qui limitent les perturbations optiques (la couleur en noir de cette coque évite l'influence des éclairages extérieurs à la voie de mesure).

### 4.3.2 La sonde distale

Avec le modèle optique de la partie de mesure décrits dans le paragraphe 4.2.2, on a conçu la sonde de mesure en forme de cylindre qui inclut tous les éléments d'un chemin optique : lentilles, miroir, diaphragme etc. Deux voies pour la mesure de stéréovision sont intégrées dans cette sonde. L'architecture mécanique de la sonde est présentée ci-dessous (figure 4.23).

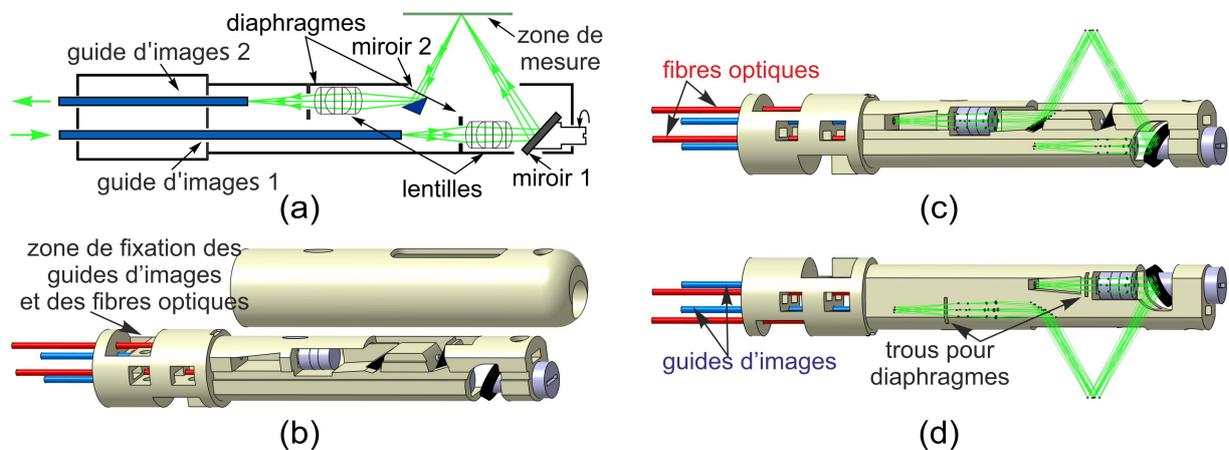


FIGURE 4.23: Schéma de la sonde de mesure. (a) : Schéma fonctionnel de la sonde pour un mode de mesure active. (b) : Vue CAO de la sonde avec capot. (c) : CAO de la sonde avec vue de face. (d) : CAO de la sonde avec vue de derrière.

Cette sonde est fabriquée par fabrication additive, utilisant le matériau VeroWhite FullCure, de la société Stratasys. Elle a une longueur de 11 cm et un diamètre de 1,8 cm. Deux parties composent cette sonde : un corps principal qui soutient les éléments optiques et un capot d'épaisseur de 1,4 mm qui ferme la sonde et protège ces éléments de l'environnement extérieur. Dans le corps principal, il y a deux trous à côtés des lentilles pour mettre les diaphragmes dans les voies optiques (voir la figure 4.23(d)). Ces diaphragmes sont des plaques de PMMA perforées circulairement, fabriqués de la même façon que ceux du bloc 1, soit par usinage laser.

Pour réaliser un mode de stéréovision active avec cette sonde, le signal optique va émerger d'un guide d'images, entrer dans la sonde, traverser un diaphragme et une lentille, être réfléchi par un miroir et arriver finalement à la zone de mesure. Le signal optique va être ensuite réfléchi par l'objet et "capturé" par un seconde guide d'images via un chemin optique symétrique du chemin d'illumination. Dans le mode de stéréovision passive, le signal optique provenant de la zone de

mesure va être “capturé” par les deux guides d’images en même temps, après la réflexion sur le miroir, puis la traversée de la lentille et du diaphragme de chaque voie. Dans ce cas, un éclairage supplémentaire est nécessaire. Cet éclairage est réalisé en intégrant deux fibres optiques à la sonde. Une fibre éclaire la zone de mesure par un miroir, une autre fibre fait cet éclairage directement (figure 4.24).

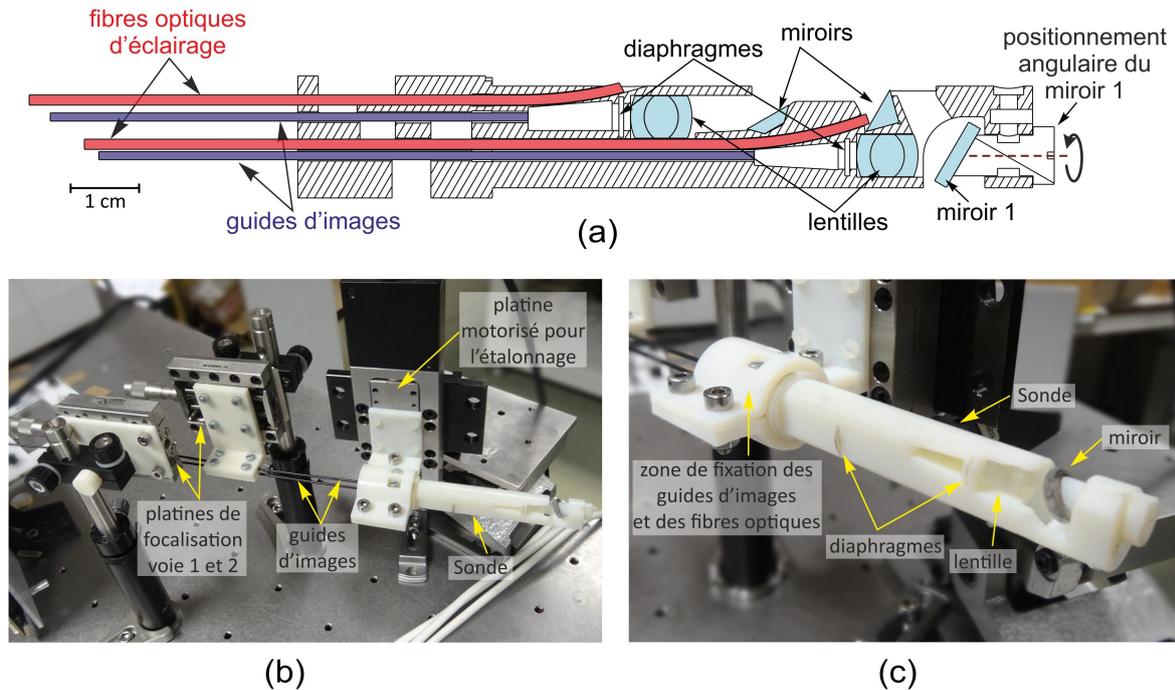


FIGURE 4.24: Prototype de la sonde de mesure. (a) : Vue en coupe de la sonde. (b) : Montage expérimental de la sonde. (c) : Fixation de la sonde.

L’angle de stéréovision entre les deux voies de mesure étant fixé par l’étape de conception dans le modèle optique, l’objectif de cette sonde mécanique est d’aligner les deux voies parfaitement afin d’assurer la mesure. Cet objectif est réalisé par le réglage en rotation d’un miroir d’une des deux voies (figure 4.24(a)). En conséquence, la zone de mesure de chaque voie est superposée dans l’espace de mesure. Une fois ce réglage fait, une vis bloque sa rotation.

Dans la sonde de mesure, tous les éléments sont fixés sauf le miroir en rotation et les guides d’images. Comme le DMD, le CCD ou le guide d’images dans le boîtier de commande, la position des guides d’images dans la sonde doit être aussi bien réglée pour assurer les contraintes optiques de la mesure, parce qu’elle affecte l’effet de netteté de la mesure. A cette fin, on a utilisé deux platines de translations par régler la position des guides d’images (figure 4.24). Une fois ce réglage effectué, les guides d’images peuvent être bloqués dans la sonde par des vis et les platines sont retirées.

Par ailleurs, lors de l’étalonnage du système de mesure, une platine de translation motorisée

est utilisée. Une fois l'étalonnage effectué, cette platine peut être également retirée et la sonde peut être utilisée pour faire une mesure. Enfin, la zone de mesure est située sur la côté de la sonde, ceci étant approprié pour la mesure en contexte coloscopique. De cette manière, une bande de 360° d'œsophage ou d'intestin peut être mesurée simplement en tournant la sonde au cours de l'opération.

## 4.4 Bilan

Ce chapitre a présenté les trois aspects importants de notre système de mesure : les équipements nécessaires, le modèle du système optique, le modèle CAO et le prototype réalisé.

Trois types d'équipement sont décrits en détail dans la première partie de ce chapitre. Le DMD est indispensable pour le système de stéréovision active. Il est capable de projeter les différents motifs pour les différentes méthodes actives, de changer les motifs dynamiquement et permet d'utiliser des sources de lumière de différents types. Le guide d'images augmente la flexibilité et l'adaptation de notre système au contexte coloscopique. Il connecte la partie de contrôle et la partie de mesure et transmet l'information (images) entre ces deux parties dans deux sens (projection et acquisition). En utilisant deux guides d'images, deux voies sont construites dans notre système. Les actionneurs bistables électromagnétiques numériques sont utilisés pour changer la fonction de chaque voie afin de réaliser trois modes de mesure. Le temps de basculement de cet actionneur est de 24,4 ms.

Le modèle optique de notre système est construit et analysé dans la deuxième partie de ce chapitre avec l'aide du logiciel Zemax. Les contraintes optiques entre les équipements sont étudiées et les paramètres optiques dans la partie de contrôle et la partie de mesure sont évalués et vérifiés pour satisfaire la qualité de mesure de stéréovision. Ces paramètres sont la position des lentilles, le grandissement transversal des voies, la position des diaphragmes etc. Par ailleurs, le modèle optique de la voie d'éclairage supplémentaire est aussi conçue dans cette partie par faire une utilisation de DMD appropriée.

A la suite de la modélisation optique du système, le modèle CAO est conçu sous le logiciel CATIA et le prototype de ce système est fabriqué par fabrication additive dans la troisième partie de ce chapitre. La partie de contrôle est conçue comme un boîtier de commande dans le modèle CAO dont les éléments sont fixés sur une plaque de type PMMA. Ce boîtier inclut quatre blocs mécaniques et l'un d'eux est dédié à l'éclairage optique. Les résultats expérimentaux d'éclairage avec la source SLD indiquent le problème de diffraction de l'onde optique incidente après réflexion sur le DMD, ce qui est causé par le réseau de micro-miroir du DMD. Ce problème peut être résolu

par l'utilisation la lumière blanche dans l'éclairage. La partie de mesure est construite comme une sonde de mesure dans le modèle mécanique. La sonde est sous forme cylindrique et la zone de mesure est située sur le côté de la sonde, ceci étant adapté pour la mesure coloscopique. La sonde est entièrement optique sans composants internes électriques, ceci permettant de l'utiliser dans un environnement magnétique. Après le réglage de la position des guides d'images, tous les éléments sont fixés dans la sonde ; le boîtier de commande ainsi que la sonde de mesure peuvent en conséquence être transportés.

# Validation expérimentale du système

---

## Sommaire

---

<b>5.1</b>	<b>Résultat de mesures expérimentales par utilisation des méthodes de stéréovision actives</b>	<b>132</b>
5.1.1	Mesure par méthode de décalage de phase	132
5.1.2	Mesure par méthode FTP	133
5.1.3	Comparaison entre la méthode de décalage de phase et la méthode FTP	136
<b>5.2</b>	<b>Basculement entre les deux modes actifs (décalage de phase)</b>	<b>137</b>
<b>5.3</b>	<b>Résultat expérimentaux pour la méthode de stéréovision passive</b>	<b>143</b>
<b>5.4</b>	<b>Application du système de mesure au cas du côlon artificiel</b>	<b>150</b>
<b>5.5</b>	<b>Bilan</b>	<b>152</b>

---

Sur la base de la structure dynamique proposée dans le chapitre 2 pour résoudre le problème de mesure dans différentes conditions, un modèle optique et son modèle mécanique d'un nouveau système sont conçus et un prototype est réalisé dans le chapitre 4. Dans ce chapitre, les performances de ce nouveau système vont être validées expérimentalement avec les méthodes de reconstruction détaillées dans le chapitre 3.

Premièrement, les résultats de mesure de stéréovision active avec la méthode de décalage de phase et la méthode de FTP (Fourier Transform Profilometry) sont présentés et comparés pour indiquer les particularités de ces deux méthodes. Puis, le basculement entre les deux modes de mesure actives est vérifié, en utilisant la méthode de décalage de phase, et le processus pour générer un résultat plus précis est également présenté. Enfin, la méthode de stéréovision passive est testée et vérifiée en utilisant une nouvelle méthode d'étalonnage qui sera décrite.

## 5.1 Résultat de mesures expérimentales par utilisation des méthodes de stéréovision actives

### 5.1.1 Mesure par méthode de décalage de phase

Une mesure de la lettre “E” ( $1,5 \times 1,6 \times 0,07 \text{ mm}^3$ , cf. figure 5.1(a)) dans une pièce de monnaie de 10 centimes d’euros, peinte au moyen d’une peinture blanche, a été réalisée pour démontrer le potentiel de l’instrument. Cette pièce est peinte pour éviter la saturation des images, dans certaines zones, provoquée par l’effet spéculaire sur la surface métallique de la pièce.

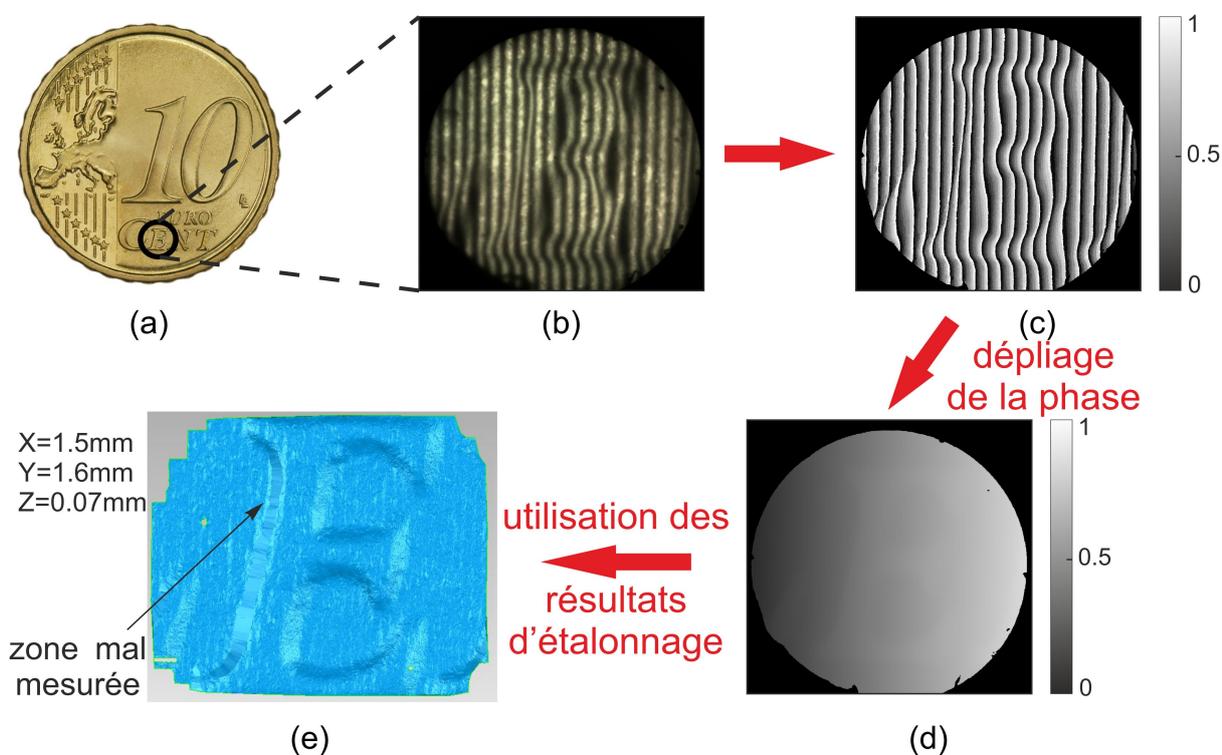


FIGURE 5.1: Résultat de mesure avec la méthode à décalage de phase. (a) : Objet à mesurer : une lettre E dans une pièce monnaie de 10 centimes. (b) : Image acquise avec un des 64 motifs projetés. (c) : Carte de phase discrète calculée. (d) : Une carte de phase continue est générée par dépliement la phase de (c), les valeurs sont normalisées entre 0 et 1. (e) : Reconstruction obtenue par application des résultats d’étalonnage à la carte de phase continue.

Les 64 images du motif structuré de la figure 3.2 de la section 3.1.2 sont projetées à la surface de la pièce de monnaie. Les motifs sont déformés dans les images acquises par le relief de la surface de l’objet (figure 5.1(b)). Avec la formule (3.2) (cf. section 3.1.2), on peut obtenir une valeur de phase pour chaque pixel  $(x_c, y_c)$  dans les images acquise au moyen du détecteur CCD. En utilisant les 64 images acquises, une carte de phase discrète comprenant des sauts de  $2\pi$  est obtenue (figure

5.1(c)). Après le dépliement de cette carte de phase discrète, on obtient une nouvelle carte de phase continue, où les valeurs de phases sont continues sans sauts de  $2\pi$  et normalisées sur l'intervalle de  $[0; 1]$  (figure 5.1(d)). La valeur de la phase pour chaque pixel  $(x_c, y_c)$  dans cette carte correspond à une valeur de hauteur de pixel dans la surface de l'objet mesuré. Avec les résultats d'étalonnage du système, les coordonnées d'un point dans l'espace objet  $(X, Y, Z)$  sont calculées par rapport aux coordonnées dans le repère d'image  $(x_c, y_c)$ , et un nuage de points décrivant la surface est reconstruit. Le processus de cette mesure est présenté en figure 5.1.

Les méthodes à décalage de phase peuvent donner un résultat plus précis que les autres méthodes telle que Gray Code ou MMSW (maximum minimum-stripe-width) Code [Dupont 2013]. En observant le résultat de mesure de la figure 5.1(e), on peut remarquer qu'il y a un côté de la lettre "E" qui n'est pas détecté à cause de l'orientation de la projection des motifs structurés sur l'objet dans ce mode de mesure (cf. section 2.2). Afin d'obtenir un résultat de mesure plus précis, on va utiliser l'idée du basculement entre deux modes, disponible dans notre système, pour améliorer la reconstruction de l'objet. Ceci va être présenté dans la partie 5.2 de ce chapitre.

### 5.1.2 Mesure par méthode FTP

Dans le chapitre 4, nous avons analysé les performances optiques de notre système de mesure, et nous avons trouvé que la résolution latérale de la voie projection était de 3 pixels de DMD (cf. section 4.2.1.2). Cette valeur est un critère pour choisir la largeur du motif. Par ailleurs, le contraste de l'image acquise est également affecté par la fréquence (ou la largeur de ligne) du motif selon la MTF du système optique (figure 2.10). Afin de bien pouvoir analyser la déformation des motifs, le contraste est un autre critère à considérer pour choisir la largeur de ligne dans un motif. Dans notre système de mesure, on peut détecter les motifs avec une largeur de ligne minimal de 8 pixels pour assurer un contraste suffisant afin de distinguer les lignes claires des lignes sombres.

Du fait que la méthode FTP (Fourier Transform Profilometry) nécessite moins d'images projetées, elle est appliquée à notre système pour réaliser une mesure. Afin de comparer la méthode de décalage de phase et la méthode FTP, on a choisi premièrement une même largeur de 16 pixels de ligne de motif projeté pour les deux méthodes. On utilise seulement deux images de motif pour la méthode FTP : une image de l'objet à mesurer, et une autre image de plan pris comme référence (figure 5.2).

On considère que les motifs de deux images dans la méthode FTP (figure 5.2(a)) sont sous les formes de l'équation (3.3) et (3.4) (cf. section 3.1.3). Après la transformée de Fourier 2D appliquée à ces deux images, on peut obtenir le spectre de Fourier du type de celui de la figure 5.2(b). En filtrant ce spectre et en ne gardant que la composante du premier l'ordre (figure 5.2(c)), la

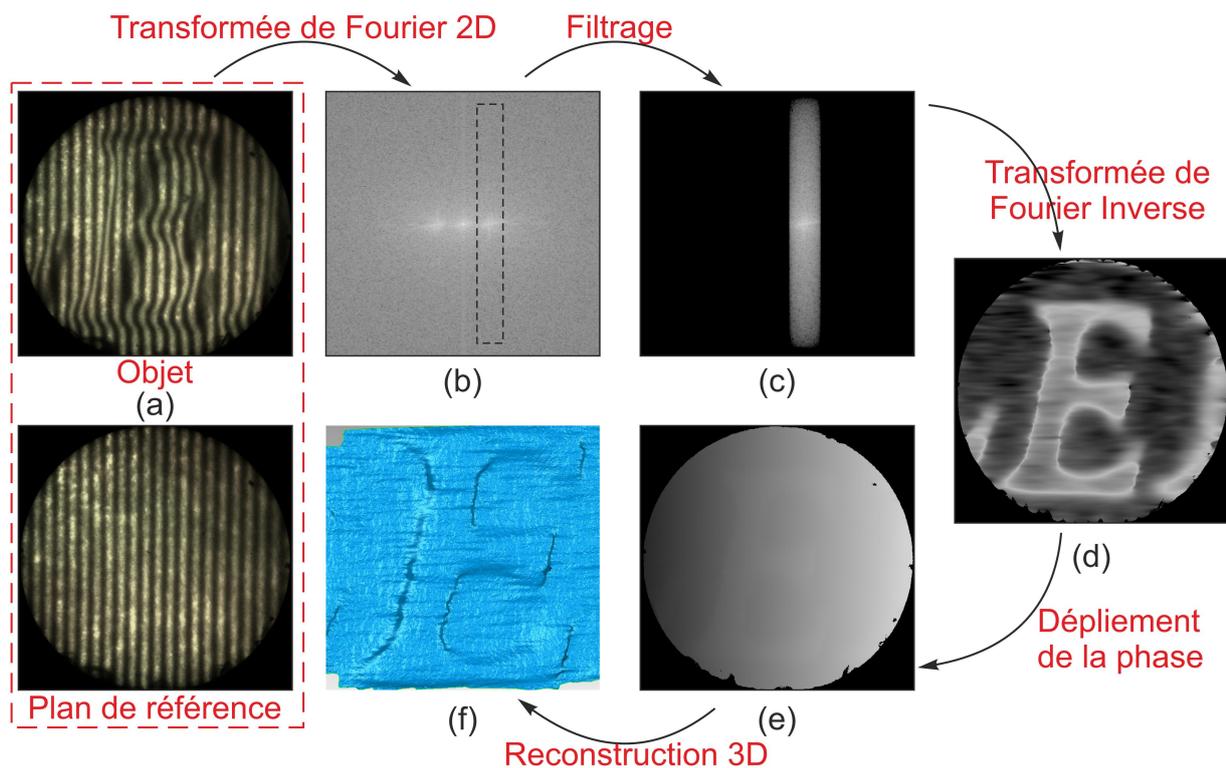


FIGURE 5.2: Résultat de mesure avec la méthode FTP. (a) : Deux images de motifs structurés sont utilisées, l'une de l'objet, l'autre comme plan de référence. (b) : Spectre de fréquence spatial (en 2D) pour l'image de l'objet montrée en (a). (c) : La composante du premier l'ordre du spectre après le filtrage. (d) : La phase discontinue après transformée de Fourier Inverse. (e) : Phase continue après dépliement. (f) : Objet reconstruit (3D).

distribution de phase (figure 5.2(d)) est obtenue par le calcul de la transformée de Fourier inverse de cette composante. Ensuite, un dépliement de la phase est nécessaire pour obtenir la phase continue (figure 5.2(e)). Enfin, en utilisant les résultats d'étalonnage du système, la reconstruction de l'objet est obtenue (figure 5.2(f)).

Afin de voir l'influence de la largeur des lignes projetées sur la méthode de reconstruction FTP, différentes largeurs de lignes, allant de 8 à 16 pixels, ont été utilisées (figure 5.3). La largeur de ligne minimale détectable dans notre système est de 8 pixels.

Pour chaque image de motifs avec une largeur de ligne, le processus de mesure avec la méthode illustrée en figure 5.2 est effectué. Le résultat de mesure est présenté en figure 5.3. On analyse le nuage de points dans une partie plane de surface reconstruite, où le bruit de mesure est détectable, pour comparer la précision de mesure avec les différentes largeurs des motifs. Les valeurs de hauteur  $Z$  dans ces nuages de points sont utilisées pour calculer l'écart-type de ces points. On constate que pour la largeur de ligne la plus grande, la plus petite valeur de l'écart-type pour une partie de surface reconstruite est observée (figure 5.3). Par exemple, le motif avec une largeur de ligne de 16

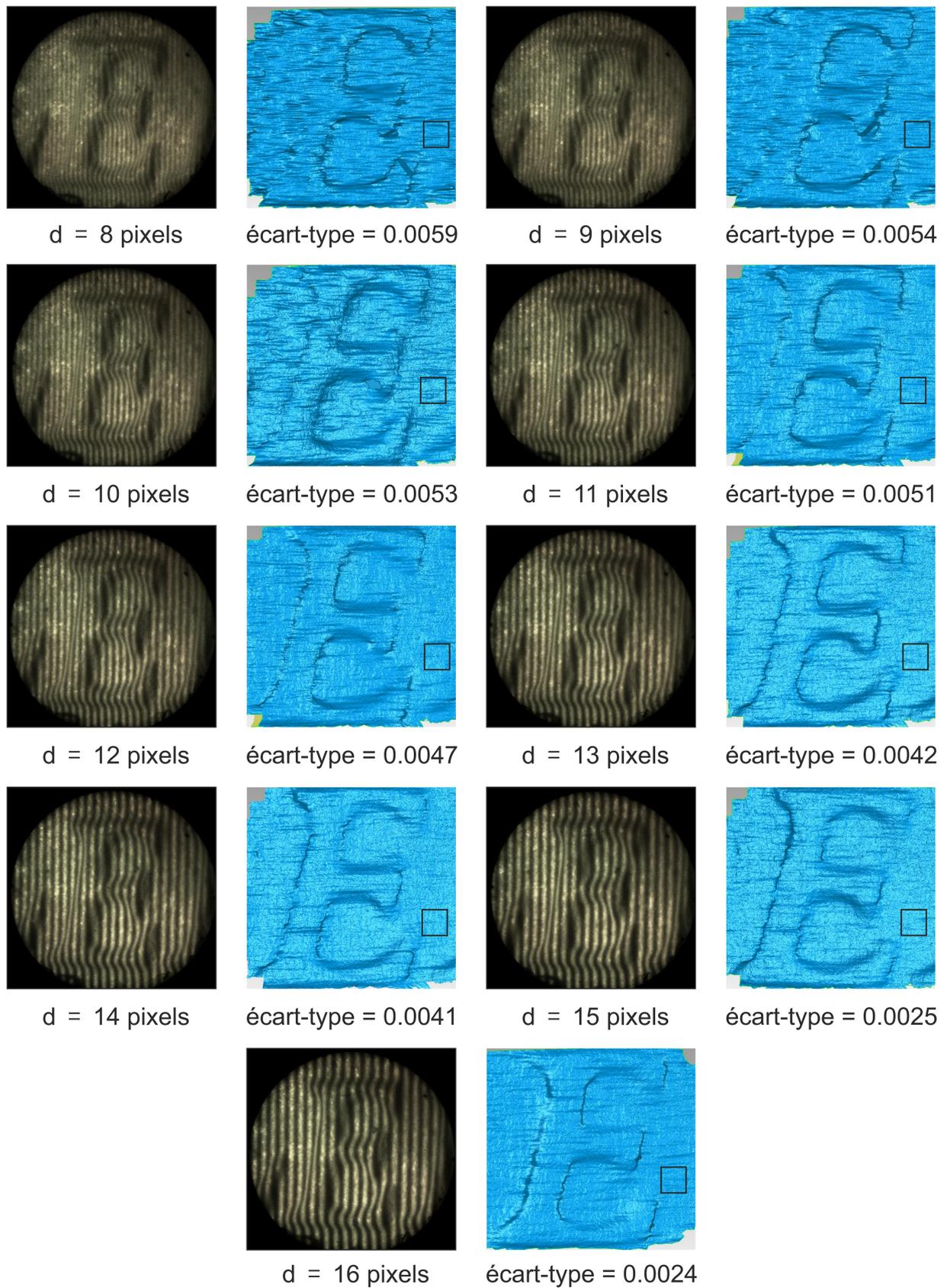


FIGURE 5.3: Motifs avec différentes largeur de lignes utilisés dans la méthode FTP. Une zone rectangulaire avec la taille de  $70 \times 70$  pixels dans la surface reconstruite est analysée. (d : largeur de ligne. )

pixels donne un résultat de mesure avec l'écart-type de 0,0024, alors que le motif avec une largeur de ligne de 8 pixels donne le plus grand écart-type (0,0059). En conséquence, dans la méthode FTP, la largeur de ligne du motif influence l'exactitude de la mesure. Cependant, la largeur de ligne ne peut pas être trop large, sinon il sera difficile de filtrer le premier ordre dans le spectre de fréquence spatial, parce que, par exemple dans la figure 3.3(b),  $Q_1$  et  $Q_0$  sont très proche.

### 5.1.3 Comparaison entre la méthode de décalage de phase et la méthode FTP

Pour bien comparer les méthodes précédentes, on a choisi la même largeur de ligne de motif projeté (16 pixels).

En analysant les modèles 3D reconstruits, on peut comparer la précision de mesure par la méthode FTP et par la méthode de décalage de phase (la figure 5.4). Comme présenté en figure 5.1, il y a un côté de l'objet qui n'est pas bien mesuré dans un mode stéréoscopique (mode 1) par

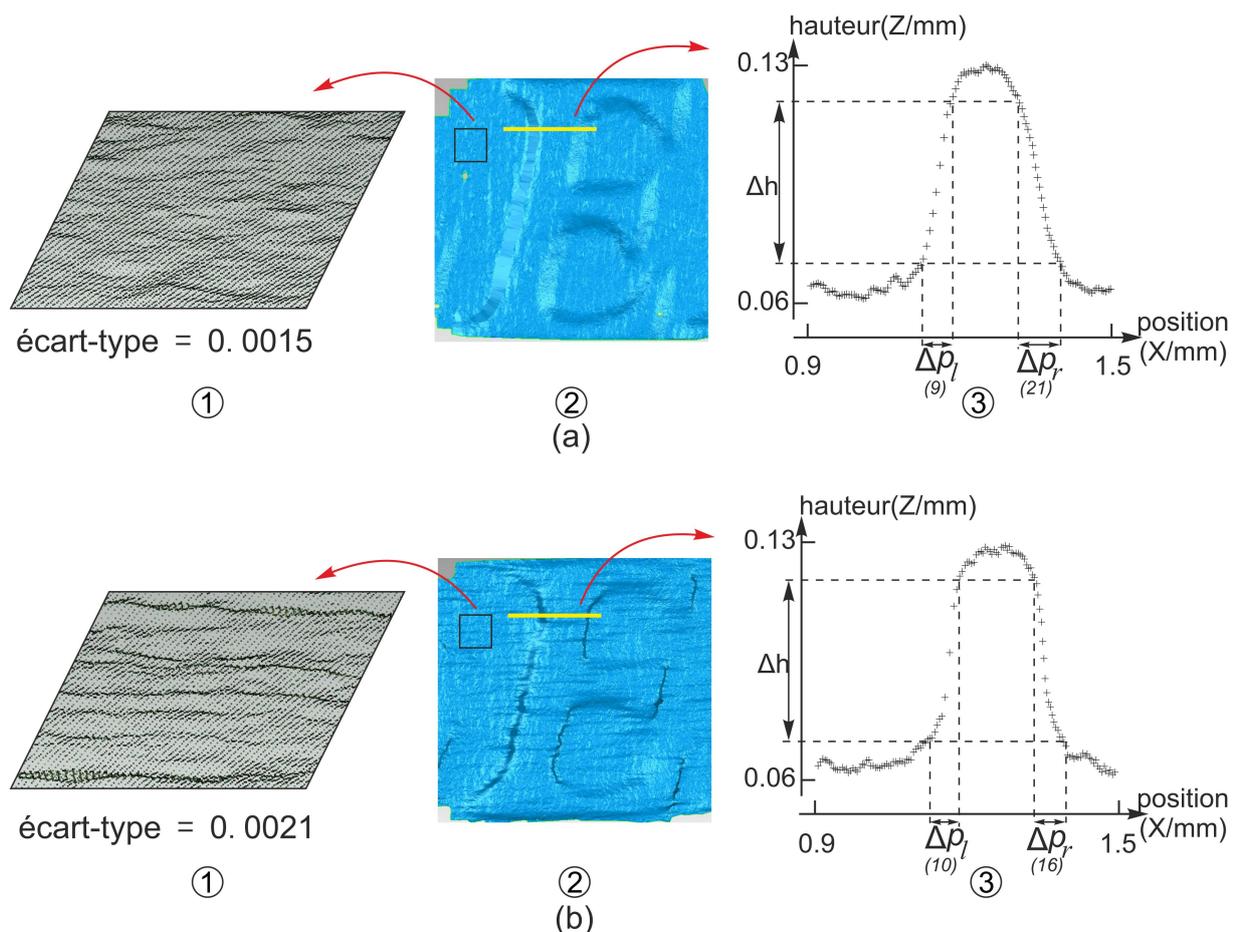


FIGURE 5.4: Objet reconstruit (mode 1) par la méthode à décalage de phase (a) et la méthode FTP (b). ① : Nuage de points pour une partie plane de surface reconstruite (taille :  $70 \times 70$  pixels). ② : Objet reconstruit. ③ : Profil correspondant à la ligne jaune indiquée sur ②.

la méthode de décalage de phase du fait de l'orientation de la surface de l'objet par rapport à la direction de projection des motifs. Cet inconvénient est aussi présent dans le cas de la méthode FTP (cf. la figure 5.4(b)③), où le côté gauche de l'objet n'est pas non plus bien mesuré par notre système. Pour comparer la précision de mesure de ces deux méthodes, on a choisi une zone rectangulaire plane dans le modèle 3D reconstruit et son nuage de points (figure 5.4(a)-(b) ①) a été analysé. Les profils pour une ligne de l'objet reconstruit sont aussi analysés (figure 5.4(a)-(b) ③).

A partir de la figure 5.4(a)③ et (b)③, on peut trouver que pour une même hauteur  $\Delta h$ , le nombre de points mesurés sur la pente de gauche ( $\Delta p_l$ ) est toujours inférieur au nombre de points sur la pente de droite ( $\Delta p_r$ ), ceci pour les deux méthodes de mesure. Cela est dû à l'orientation de la surface de l'objet par rapport à la direction de projection des motifs. Dans ce cas, le côté gauche de l'objet n'est pas bien mesuré par ces deux méthodes. En revanche, le côté droit est bien reconstruit, mais la méthode de décalage de phase est plus précise que la méthode FTP du fait du plus grand nombre de points détectés sur la pente ( $21 > 16$ ). Les nuages de points pour une partie plane de la surface reconstruite sont analysés par le calcul du bruit (écart-type). Cet écart-type est inférieur pour la méthode de décalage de phase, ce qui indique que la surface plane reconstruite est plus lisse. La méthode de décalage de phase est donc plus précise que la méthode FTP, car beaucoup d'images de motifs sont utilisées pour calculer la valeur de phase (moyennage du bruit), alors que seules deux images sont utilisées pour la méthode FTP. Mais en retour, la méthode FTP est capable de réaliser une mesure en temps réel. En conséquence, si on veut une reconstruction rapide, on peut utiliser la méthode FTP mais en s'accommodant du manque de précision. Inversement, si on souhaite obtenir une mesure précise, on peut utiliser la méthode de décalage de phase moyennant une durée de reconstruction plus importante.

## 5.2 Basculement entre les deux modes actifs (décalage de phase)

Les résultats de mesure avec la méthode de décalage de phase et la méthode de FTP dans la partie précédente montrent un inconvénient de la mesure de stéréovision active : il y a toujours un côté de l'objet qui ne peut pas être bien détecté puis reconstruit. Mais cet inconvénient peut être résolu par la possibilité de basculer entre les deux modes de stéréovision active disponible dans notre système, comme expliqué dans la section 2.2. Dans cette partie, la fonction du basculement va être vérifiée en utilisant la méthode de décalage de phase, et le contraste de l'image va être utilisé comme critère pour combiner les résultats de ces deux modes. En effet, d'après les analyses précédentes du chapitre 2 (cf. section 2.2.3.3), on sait que le contraste de l'image est un bon

critère pour choisir les zones avec une haute résolution latérale de mesure dans chaque mode actif et combiner ces deux modes (mode 1 et mode 2) de notre système.

On peut effectuer le même processus de mesure avec la méthode de décalage de phase à partir du deuxième mode de mesure actif (mode 2) pour la même zone mesurée dans l'objet et obtenir un résultat similaire à celui présenté en figure 5.1. Les voies de projection et d'acquisition étant inversées pour les modes 1 et 2, deux points de vue différents sont donc obtenus. Quand on projette les mêmes motifs (figure 3.2) sur la même zone de l'objet et que l'on utilise le même processus de mesure tel que celui décrit en figure 5.1 pour reconstruire la lettre 'E', on obtient les résultats présentés dans la figure 5.5.

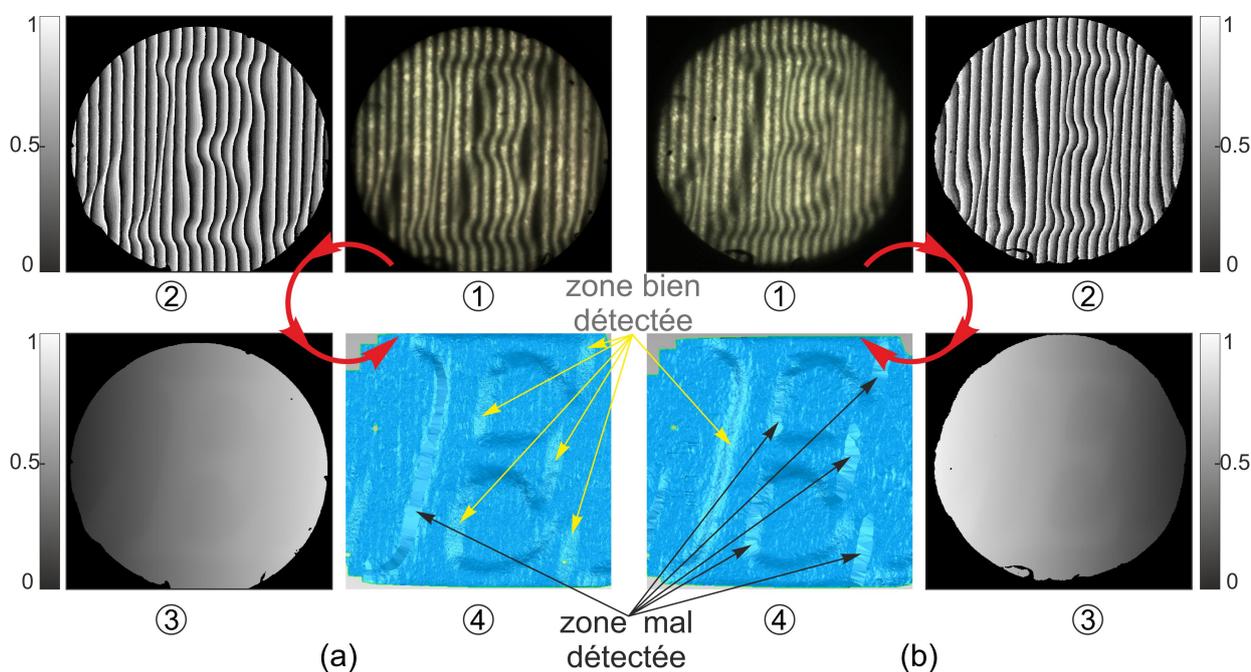


FIGURE 5.5: Résultats de mesure pour mode 1(a) et mode 2(b) avec la méthode à décalage de phase. Le processus est identique : (①) L'image de l'objet avec les motifs projetés est acquise ; (②) La carte de phase discrète est calculée ; (③) Une nouvelle carte de phase continue est générée par le dépliement de la carte de phase discrète ; (④) L'objet est reconstruit.

On observe dans celle-ci que les lignes verticales dans le motif sont déformées à cause de la hauteur de lettre 'E'. L'orientation de cette déformation est différente entre le mode 1 (figure 5.5(a)①), qui déforme "à gauche", et le mode 2 (figure 5.5(b)①), qui déforme "à droite". Cette orientation opposée des déformations, que l'on peut également observer dans la carte de phase discrète (figure 5.5(a)② et (b)②), indique que deux points de vue différents sont réalisés avec l'instrument de mesure. Dans le modèle reconstruit à partir du mode 1 (figure 5.5(a)④), on observe des zones qui ne sont pas bien reconstruites (côté gauche de la lettre, pixels sombres).

En revanche, elles le sont lorsque la mesure est réalisée à partir du mode 2 (figure 5.5(b)④). En combinant ces deux reconstructions, on peut obtenir une reconstruction plus exacte, à l’instar du résultat de simulation d’un objet cylindrique (cf. figure 2.16).

Afin de combiner les deux résultats de mesure, le contraste du motif capturé pour chaque point de vue est calculé, ces valeurs de contraste permettent de sélectionner les parties correctement détectées de la surface de l’objet. Les surfaces avec une valeur de contraste en dessous d’un seuil fixé ( $C_{lim}$ ) sont considérées comme n’étant pas détectable.

Avec les images de l’objet acquises, qui correspondent à 64 motifs (figure 3.2) projetés, on peut calculer l’image de contraste pour chaque mode de fonctionnement. Du fait que l’intensité du motif en chaque pixel de CCD ( $i_m(x, y)/i_{m'}(x, y)$ ,  $m = 1, \dots, 32$ ) est sous la forme d’une sinusoïde (équation 3.1), comme présenté dans la figure 5.6, on détermine la valeur de contraste (C) de ce pixel ( $x, y$ ) avec la valeur d’amplitude (A) et la valeur moyenne (M) du signal sinusoïdal. Le processus de calcul du contraste de pixel ( $x, y$ ) est présenté dans la figure 5.6 et l’expression du contraste est donnée dans la formule ci-dessous.

$$C(x, y) = \frac{A}{M} \tag{5.1}$$

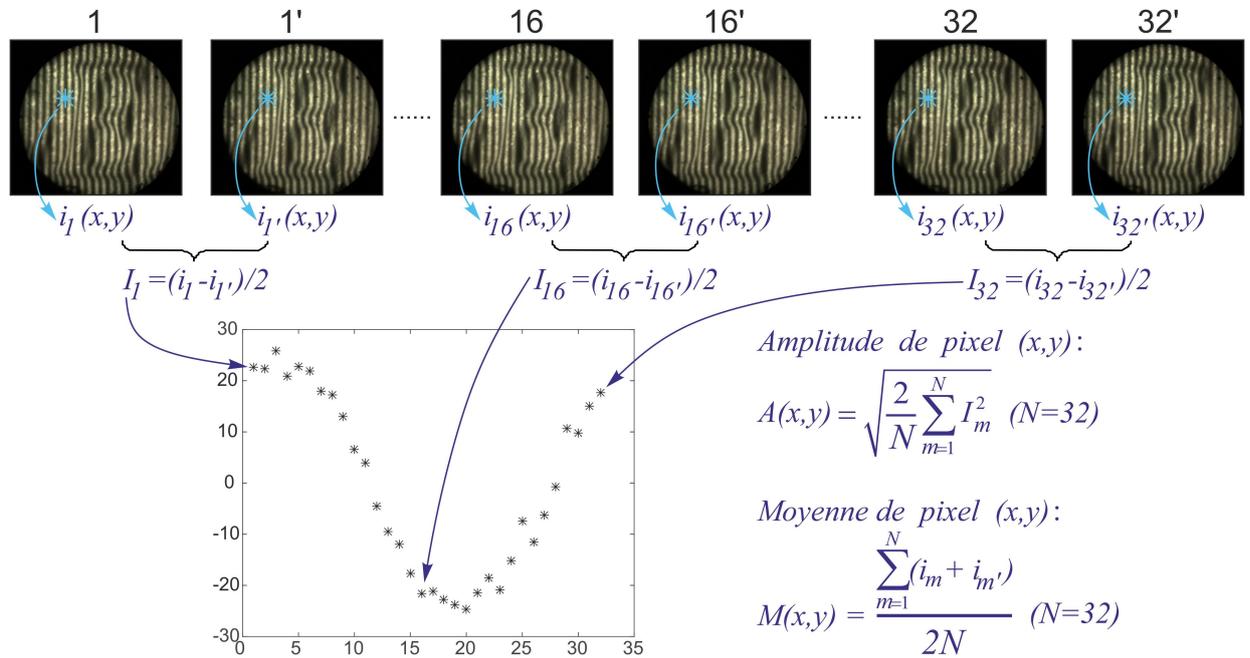


FIGURE 5.6: Processus de calcul du contraste pour un pixel d’image ( $x, y$ ). 64 images de motifs sont projetées sur l’objet mesuré.

Pour un signal sinusoïdal sur une période :  $s(t) = A \sin(\omega t + \varphi)$ , la valeur efficace d’amplitude est calculée comme ci-dessous :

$$\frac{A}{\sqrt{2}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T s(t)^2 dt} \quad (5.2)$$

Après la discrétisation de l'équation (5.2), on a la valeur d'amplitude :

$$A = \sqrt{\frac{2}{N} \sum_{m=1}^N s(i)^2} \quad (5.3)$$

Ainsi, on peut obtenir une image de contraste pour chaque mode de mesure avec la valeur de contraste calculée en chaque pixel (figure 5.7(e) et (j)). Les valeurs de contraste pour une ligne dans deux modes sont présentées dans la figure 5.7(f) et (k), en fonction des valeurs de position ( $X$ ) de chaque pixel dans cette ligne.

De même, en analysant les nuages de points reconstruits, les profils d'une ligne sont présentés par sa position  $X$  et la valeur de hauteur  $Z$  (figure 5.7(c) et (h)). La figure 5.7(c et d) correspond aux profils de la ligne jaune dans les nuages de points 3D. La valeur de coordonnée "position  $X$ " de chaque point dans cette ligne est pour l'abscisse, et la hauteur du point (valeur  $Z$ ) est utilisée en ordonnée. Les valeurs minimales et maximales de la hauteur sont indiquées en ordonnée. Pour un intervalle de hauteur  $\Delta h$ , les points correspondants sont comptés et ils sont indiqués par les intervalles en abscisse  $\Delta p_{l1}$  et  $\Delta p_{r1}$ , la taille de ces deux intervalles étant liée aux résolutions latérales de mesure des deux côtés de la lettre 'E'. A titre d'exemple dans le mode 1 (figure 5.7(c)), l'intervalle de gauche ( $\Delta p_{l1}$ ) a moins de points (10) en raison de sa valeur de contraste faible, inférieure à  $C_{lim}$  (figure 5.7(f)). L'intervalle de droite ( $\Delta p_{r1}$ ) a quant à lui beaucoup plus de points (21) parce que sa valeur de contraste est au-dessus de  $C_{lim}$ , ceci permettant de mieux mesurer le côté droit de la lettre 'E'. Inversement, dans le mode 2 (figure 5.7(k)), la partie du côté gauche a davantage de points ( $\Delta p_{l2}$ ) que celle du côté droit ( $\Delta p_{r2}$ ). En conséquence, le côté gauche, dans le mode 2, sera mieux résolu. L'analyse de ces deux profils de nuages de points prouvent l'efficacité de l'utilisation du contraste de l'image comme critère de détection.

En conséquence, nous utilisons le contraste de l'image pour garder les pixels avec les plus grandes valeurs de contraste et supprimer les pixels qui ont les plus petites valeurs pour garantir la précision de mesure de chaque point de vue. En procédant de cette manière, certaines parties de l'objet sont absentes dans le résultat de mesure pour un point de vue. Cependant, un résultat plus précis peut être obtenu en combinant les deux résultats de mesure de ces deux points de vue. Le processus est présenté ci-dessous.

Tout d'abord, l'objet 3D est reconstruit individuellement par la méthode de décalage de phase pour chaque mode de mesure (figure 5.8(a)① et (b)①). Avec les images de contraste des figures 5.7 (e) et (j), la mise en correspondance des pixels dans la zone de mesure entre ces deux images

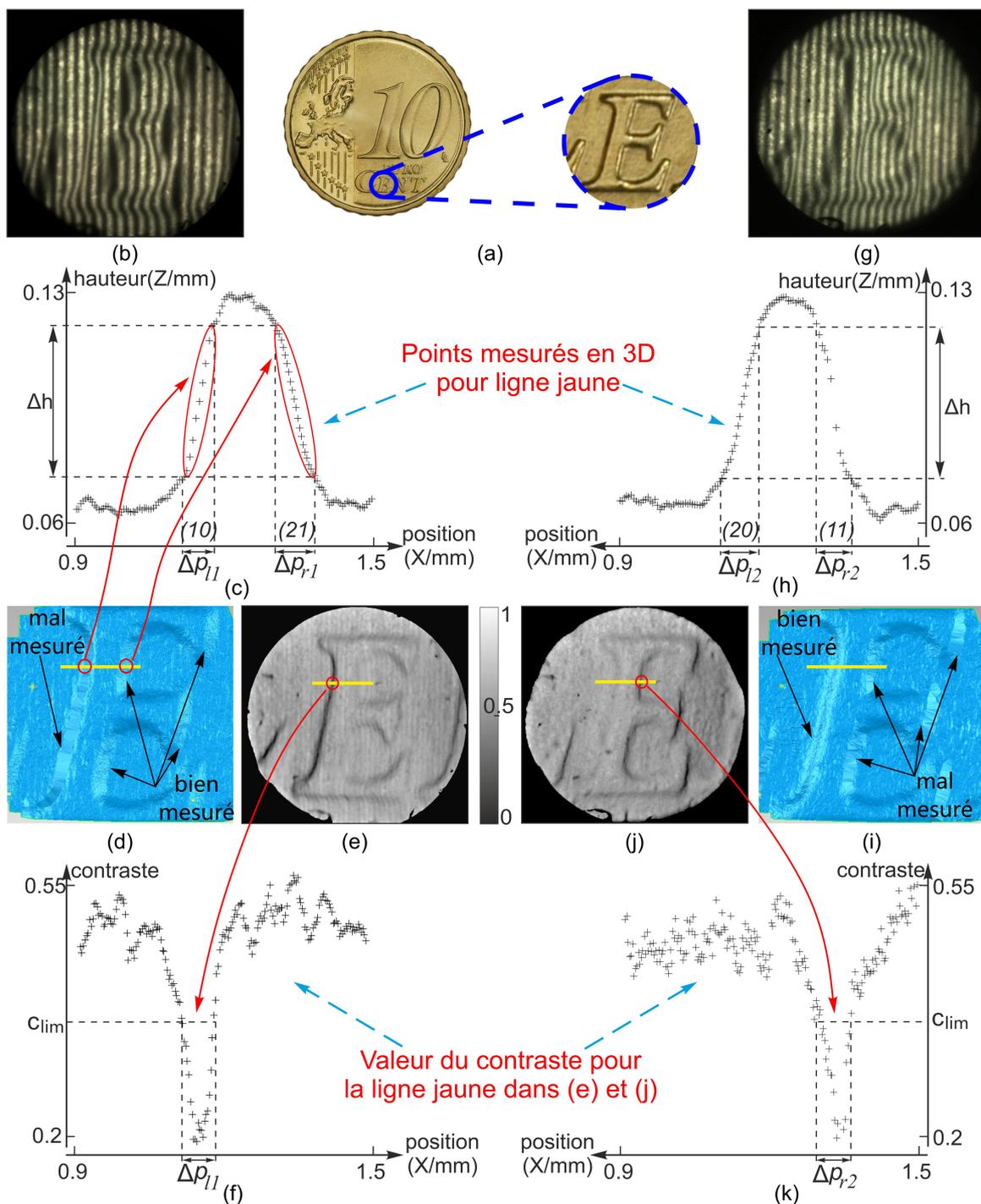


FIGURE 5.7: Résultats de la reconstruction par analyse de la résolution latérale et le contraste d'image pour le mode 1 ((b),(c),(d),(e),(f)) et le mode 2 ((g),(h),(i),(j),(k)). (a) : La lettre 'E' est mesurée dans une pièce de 10 centimes d'euro. (b) et (g) : Les images acquises de l'objet avec les motifs projetés. (c) et (h) : Les profils, correspondant à la ligne jaune, représentés par la hauteur  $Z$  (mm) en fonction de la position  $X$  (mm). (d) et (i) : Objets reconstruits. (e) et (j) : Image de contraste avec des valeurs normalisées à 1. (f) et (k) : "Profil" de contraste de la ligne jaune dans les images de contraste.

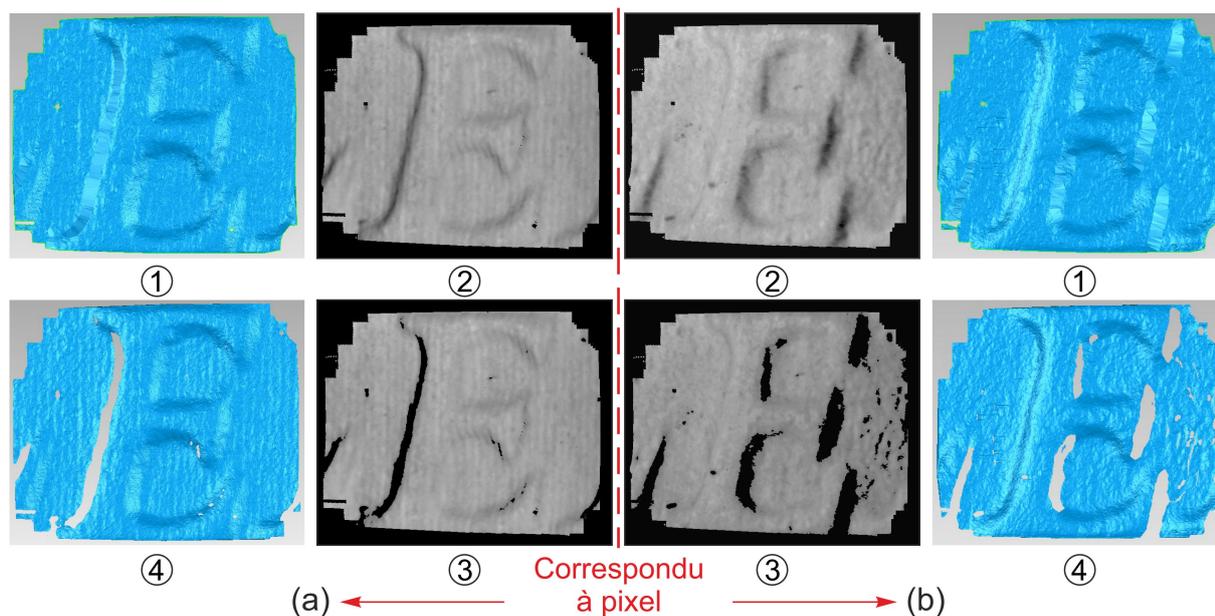


FIGURE 5.8: Procédé de traitement pour combiner les deux résultats de mesure. (a) : Le processus pour le mode 1. (b) : Le processus pour le mode 2. ① : Modèle 3D reconstruit pour un mode. ② : L'image de contraste dans la zone de mesure pour un mode. ③ : L'image de contraste d'un mode après le filtrage des pixels ayant la plus faible valeur de contraste. ④ : Objet 3D reconstruit pour un mode, en ayant supprimé les pixels de faible contraste identifiés en étape ③.

de contraste est mise en œuvre. La paire de pixel correspondante est placée dans la même position de deux nouvelles images de contraste, présenté sur la figure 5.8(a)② et (b)②.

Deuxièmement, c'est le filtrage des pixels. Avec ces deux nouvelles images de contraste, on compare les valeurs de contraste pour les pixels correspondant avec une valeur de seuil (par exemple 0.3). Dans une paire de pixels, si la différence de la valeur de contraste de ces deux pixels est supérieure à ce seuil, on garde le pixel qui a la plus grande valeur et on supprime l'autre dans les nuages de points. Si la différence est inférieure à ce seuil, on garde les deux pixels dans les nuages de points et on fait la moyenne de ces deux pixels. Le résultat est présenté dans la figure 5.8(a)③ et (b)③.

Enfin, c'est le mélange des résultats de mesure. Les pixels supprimés dans l'image de contraste par l'étape précédente seront également supprimés dans l'objet reconstruit pour garantir la précision de mesure (figure 5.8(a)④ et (b)④). En combinant ces deux résultats de mesure, nous pouvons obtenir un résultat plus précis et assurer que toutes les parties de l'objet sont bien mesurées car les pixels avec les plus grandes valeurs de contraste sont choisis pour la mesure (figure 5.9). En analysant une zone carrée plane dans le nuage de points de l'objet reconstruit par la combinaison, l'écart-type est de 1,5 micromètre et la résolution latérale est d'environ 20 micromètres

(voir la section IV.2.4 de [Dupont 2015]). Après ces trois étapes, le problème de l'orientation de surface dans le procédé de mesure peut donc être résolu par la combinaison des résultats de deux points de vue (figure 5.9).

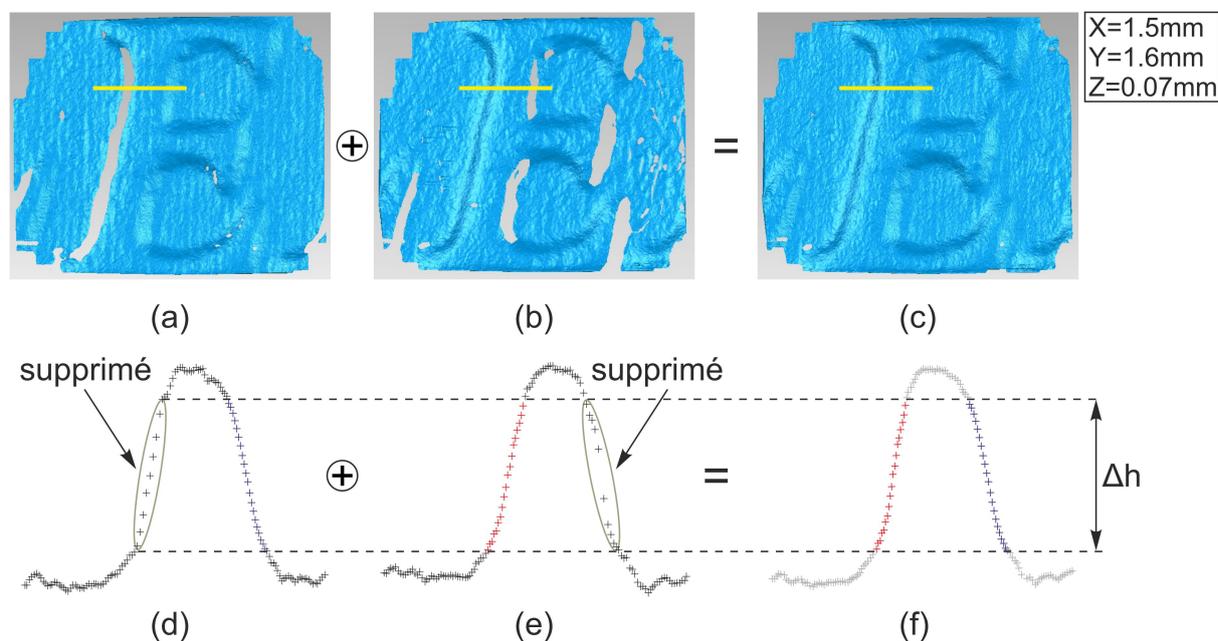


FIGURE 5.9: Combinaison de deux résultats de mesure pour générer un objet reconstruit plus précis. La taille de cet objet est d'environ  $1,5 \times 1,6 \times 0,07 \text{ mm}^3$ . Les points de mesure de la ligne jaune dans les nuages de points sont également analysés. (a) : Reconstruction de l'objet par le mode 1. (b) : Reconstruction de l'objet par le mode 2 (c) : Objet reconstruit en utilisant le méthode de combinaison. (d), (e) et (f) : Les points de mesure dans la ligne jaune pour chaque reconstruction. Le côté avec moins de points est supprimé et le côté avec plus de points est conservé dans chaque mode, les parties au-delà de  $\Delta h$  correspondent à une moyenne des deux images ayant servi à la reconstruction.

### 5.3 Résultat expérimentaux pour la méthode de stéréovision passive

Avec les analyses dans la section 3.2.1, on sait que la carte de disparité est le principe pour réaliser une mesure au moyen d'un système de stéréovision passive, parce que selon l'équation (3.29), la valeur de disparité en chaque pixel détermine la hauteur ( $Z$ ) de chaque point. Afin de trouver cette carte de disparité facilement, on doit faire la rectification des deux caméras du système pour assurer que les deux images sont de formes identiques. Le résultat de cette rectification est que les mêmes points de l'objet acquis par deux caméras sont dans la même ligne de l'image rectifiée (figure 3.6(a)).

Une solution pour réaliser l'opération de rectification est de calculer les relations géométriques ( $R$  et  $T$ ) entre les deux caméras (figure 3.5(a)). Les calculs manquant de précision avec cette solution dans le cas de notre système (cf. section 3.2.2), on utilise la solution décrite dans la section 3.2.3 pour faire cette opération de rectification et réaliser une mesure par stéréovision passive d'un objet. La mesure repose sur les deux étapes suivantes.

**étape 1 :**

On fait l'acquisition de deux images de la lettre 'E' d'une pièce de monnaie de 10 centimes par les deux caméras et on réalise la rectification de ces deux images avec le processus de traitement décrits en section 3.2.3. Le résultat est illustré sur la figure 5.10(a). Puis on génère une image composite en superposant ces deux images (figure 5.10(b)). Après cette rectification, on peut rechercher et trouver les pixels correspondants et générer une carte de disparité pour chaque pixel.

Lorsque les deux images sont bien rectifiées, les pixels correspondants sont situés dans la même ligne et la recherche est effectuée dans une dimension. Beaucoup d'articles présentent des algorithmes pour trouver les pixels correspondants et générer la carte de disparité. En général, les algorithmes de stéréo correspondance sont classés en deux catégories : "méthode locale" et "méthode globale" [Scharstein 2002]. Dans les méthodes locales, le calcul de disparité dépend des valeurs d'intensité dans une fenêtre de dimension finie déplacée dans les deux images rectifiées. Les méthodes locales les plus connues sont la somme de différence absolue (SAD - Sum of Absolute Differences) [Hamzah 2010], la somme des écarts au carré (SSD - Sum of Squared Differences) [Kanade 1994], la corrélation normalisée (NCC - Normalized Cross Correlation) [Zhao 2006], etc. Pour la méthode globale, le problème de stéréo correspondance consiste en récupérer la carte de disparité qui optimise une fonction globale, qui peut varier suivant les différents algorithmes utilisés. La méthode globale le plus souvent utilisée est la "Propagation Croyance" [Sun 2003] qui est basée sur un champ aléatoire de Markov (MRF Markov-Random-Fields), modèle de graphe probabiliste.

Pour la méthode locale, la disparité est obtenue en prenant une fenêtre carrée d'une certaine taille autour du pixel d'intérêt dans l'une des images rectifiées et on cherche le pixel homologue dans la fenêtre de l'autre image rectifiée, en déplaçant la fenêtre le long de la ligne horizontale (ligne épipolaire). Le but est de trouver le pixel correspondant (corrélation) dans une certaine gamme de disparité  $d$  ( $d \in [0, \dots, d_{max}]$ ) qui minimise l'erreur associée et maximise la similarité. Trois différents algorithmes pour calculer la similarité des pixels entre les deux images sont appliqués [Scharstein 2002] :

$$SAD : \sum_{(i,j) \in w} |I_1(x, y) - I_2(x + i, y + j)| \quad (5.4)$$

$$SSD : \sum_{(i,j) \in w} (I_1(x, y) - I_2(x + i, y + j))^2 \quad (5.5)$$

$$NCC : \frac{\sum_{(i,j) \in w} I_1(x, y) \cdot I_2(x + i, y + j)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in w} I_1^2(x, y) \cdot \sum_{(i,j) \in w} I_2^2(x + i, y + j)}} \quad (5.6)$$

SAD est l'un des algorithmes les plus simple pour la mesure de similarité qui est calculée en soustrayant les valeurs des pixels dans une fenêtre carrée entre l'image de gauche ( $I_1$ ) et l'image de droite ( $I_2$ ) suivie par l'agrégation des différences absolues au sein de la fenêtre carrée (équation (5.4)), puis l'optimisation avec la stratégie "winner-take-all" (WTA) [Scharstein 2002]. Si les images de gauche et de droite correspondent exactement, le résultat sera égal à zéro. Dans l'algorithme SSD, les différences sont élevées au carré et agrégées dans une fenêtre carrée (équation (5.5)) puis optimisées par la stratégie WTA. Cette mesure a une complexité de calcul plus élevée par rapport à l'algorithme SAD car cela implique de nombreuses opérations de multiplication. L'algorithme de NCC est encore plus complexe que les deux algorithmes SAD et SSD car il implique de nombreuses multiplications, divisions et opérations de racine carrée (équation (5.6)). Cependant, l'algorithme de NCC peut calculer la disparité plus précisément que les deux autres, notamment en diminuant l'influence du bruit dans le calcul.

Après l'étalonnage (c.f. section 3.2.3), deux images de la lettre 'E' sont rectifiées (figure 5.10(a)), puis on utilise les trois algorithmes "locaux" pour calculer la carte de disparité et on compare leurs performances (voir la figure 5.10(c), (d) et (e)). La taille de la fenêtre est choisie de  $17 \times 17$  pixels et la gamme de disparité est de 50.

Différentes couleurs dans la carte de disparité indiquent les valeurs de disparité entre les pixels homologues dans les deux images. Les cartes de disparité calculées par les algorithmes de SAD ou SSD ne sont pas précises car la profondeur de lettre 'E' est difficile à discerner. En effet, la couleur change beaucoup dans la zone de la lettre 'E', où la profondeur doit être la même, ainsi que dans la zone plane représentant le fond de la pièce (figure 5.10(c)). A l'inverse, la carte de disparité générée par l'algorithme de NCC est plus précise que les deux autres car la profondeur de la lettre 'E' est bien observable dans cette carte (la couleur jaune de la lettre 'E' est bien distinguée de la couleur rouge du fond, figure 5.10(e)).

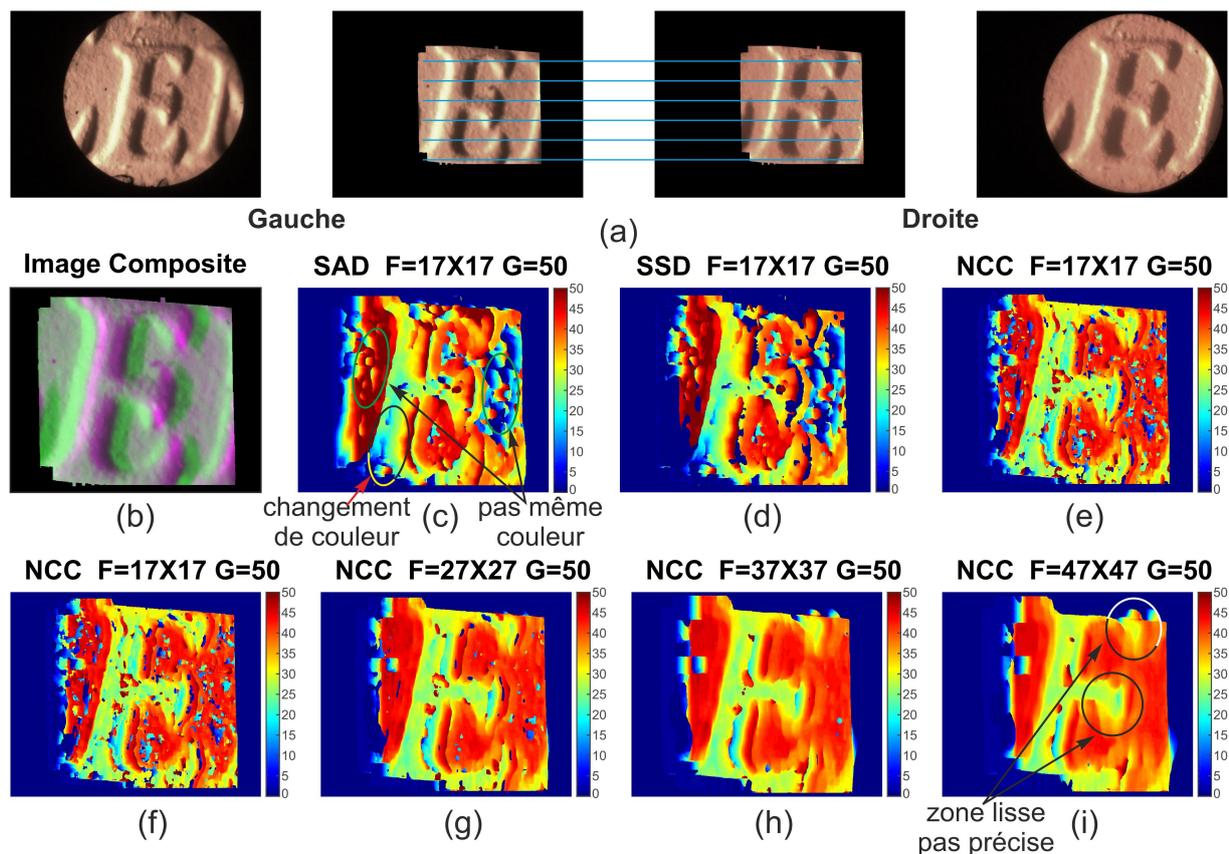


FIGURE 5.10: Utilisation de deux images rectifiées pour calculer la disparité dans l'étape 1. (a) : Une paire d'images originales et une paire d'images rectifiées pour lettre 'E' d'une pièce de monnaie. La zone dans l'image rectifiée est déterminée par la taille de tableau utilisé dans le processus d'étalonnage (c.f. section 3.2.3). (b) : Les deux images rectifiées sont superposées et présentées ; image du gauche en vert et image de droite en magenta. Une carte de disparité est calculée avec les deux images rectifiées par la méthode SAD (c), SSD (d) et NCC (e) avec la fenêtre (F) de  $17 \times 17$  et la gamme (G) de 50. La carte de disparité est calculée par la méthode NCC avec les différentes taille de fenêtre : (f) : taille de  $17 \times 17$ , (g) : taille de  $27 \times 27$ , (h) : taille de  $37 \times 37$ , (i) : taille de  $47 \times 47$ .

La taille de la fenêtre nécessaire pour la mise en œuvre de ces méthodes locales ne peut pas être trop petite (variation d'intensité insuffisante) ni trop grande (région couvrant de multiples disparités). Différentes tailles de fenêtres ont donc été choisies pour étudier l'influence de la taille dans le cas de l'utilisation de l'algorithme de NCC et trouver la taille optimale de fenêtre pour générer la carte de disparité la plus exacte (voir la figure 5.10(f), (g), (h) et (i)).

A partir de la figure 5.10, nous pouvons observer que quand la fenêtre est petite (e.g.  $F=17 \times 17$ ), certaines zones de disparité sont mal calculées (e.g. les trous bleus dans la lettre 'E' et le fond de la figure 5.10(f)) car la variation d'intensité n'est pas suffisante dans cette

taille de fenêtre. Quand la taille de la fenêtre augmente, les zones mal calculées (trous bleus) diminuent, mais si la fenêtre est trop grande, la variation de profondeur de la lettre 'E' va diminuer également (lissage), ceci amenant a une diminution de l'exactitude de la carte (c.f. figure 5.10(i) avec  $F=47 \times 47$ ). La valeur optimale de la taille de la fenêtre est de  $37 \times 37$  et cette valeur a été utilisée pour la reconstruction dans l'étape suivante.

### étape 2 :

Avec la carte de disparité obtenue lors de l'étape 1, on peut trouver les coordonnées  $(X, Y, Z)$  de chaque pixel dans cette carte et générer un nuage des points pour l'objet reconstruit.

Une méthode possible de reconstruction est basé sur le principe exposé dans la section 3.2.1 du chapitre 3. Avec les distances focales des caméras et la distance entre elles, la valeur  $Z$  peut être calculée par la formule 3.29. Mais cette méthode demande d'établir les relations de rotation ( $R$ ) et de translation ( $T$ ) entre les deux caméras dans l'étape d'étalonnage. Ce n'est pas le cas pour notre processus d'étalonnage (c.f. section 3.2.3). En conséquence, afin de reconstruire l'objet en 3D, on utilise encore les résultats d'étalonnage des tableaux établis dans l'étape 2 de la section 3.2.3 ( $T_X(u, v)$ ,  $T_Y(u, v)$  et  $T_u(X, Y)$ ,  $T_v(X, Y)$ ).

Nous avons quatre types de tableaux qui indiquent les correspondances entre le pixel d'image

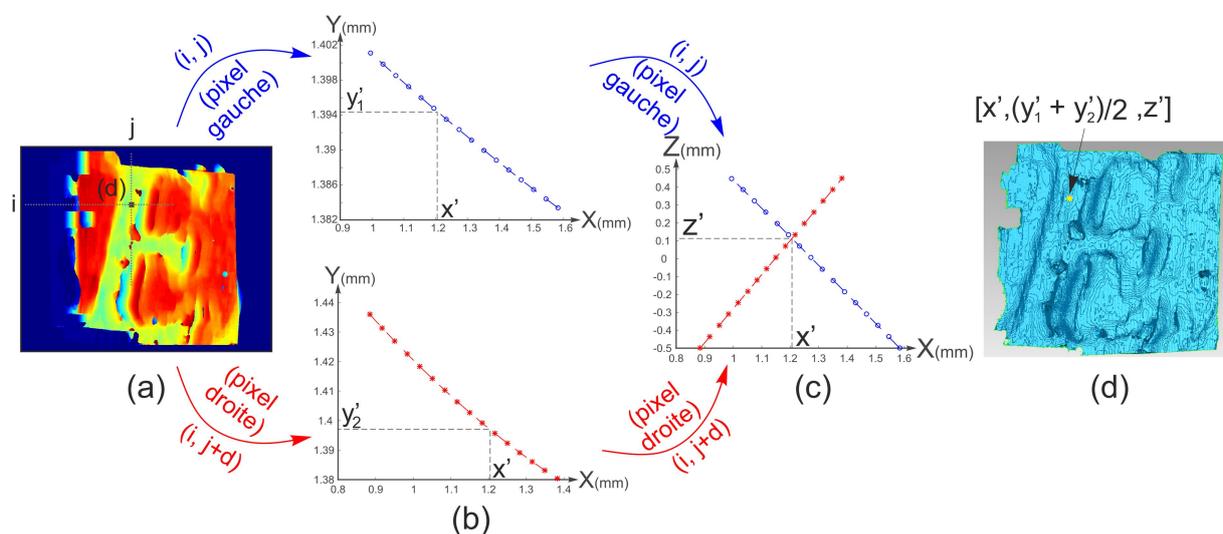


FIGURE 5.11: Processus de génération du nuage de points pour l'objet reconstruit par la carte de disparité. (a) : La carte de disparité calculée dans l'étape 1. Le pixel  $(i, j)$  a une valeur de disparité  $d$ . (b) : Deux courbes de  $Y = f(X)$  pour deux pixels d'image correspondants :  $(i, j)$  et  $(i, j + d)$  selon les 16 positions de la mire. La valeur  $x'$  est fixée par le point croisé de deux courbe  $Z = f(X)$  dans figure (c). (c) : Deux courbes de  $Z = f(X)$  pour deux pixels d'image correspondants :  $(i, j)$  et  $(i, j + d)$  selon les 16 positions de la mire. Les valeurs  $(x', z')$  est le point croisé par ces deux courbes. (d) : Le nuage de points 3D  $(x', y', z')$  est généré. La valeur  $y'$  est déterminé par la moyenne de  $y'_1$  et  $y'_2$ .

et le pixel de mire pour chaque position de mire (voir la section 3.2.3 étape 2). Dans l'image gauche, quand on choisit un pixel  $(i, j)$ , on peut trouver les valeurs  $(X, Y, Z)$  (dans le repère de mire) du pixel correspondant à celui de la mire dans les différentes positions de celle-ci. On utilise ensuite ces coordonnées pour dessiner deux courbes de  $Z = f(X)$  et  $Y = f(X)$ , comme présenté dans la figure 5.11(b) et (c). La carte de disparité obtenue en étape 1 indique les pixels correspondants entre l'image gauche et l'image droite. On peut dessiner ainsi deux courbes pour le pixel correspondant de l'image droite  $(i, j + d)$ .

Les deux courbes  $Z = f(X)$  des deux pixels d'image correspondants  $((i, j)$  et  $(i, j + d)$ ) génèrent un point intersection, et les valeurs  $X$ , et  $Z$  de ce point sont les valeurs du pixel  $(i, j)$  de la carte de disparité. La valeur  $Y$  est calculée en faisant la moyenne selon les courbes  $Y = f(X)$ , illustré sur la figure 5.11(d). On utilise cette méthode pour calculer les valeurs de coordonnées en 3D de chaque pixel dans la carte de disparité, et on a le nuage de points pour l'objet final reconstruit.

On peut comparer ce dernier résultat de reconstruction avec les deux autres générés par le décalage de phase dans les deux modes actifs 1 et 2 (figure 5.12). Pour présenter la précision de mesure de ces trois modes, on a choisi une zone plane dans la reconstruction 3D de l'objet et analysé son nuage de points (①). Les profils d'une ligne de l'objet reconstruit sont également analysés (③).

Les écart-types pour les valeurs de hauteur  $Z$  dans la zone plane sélectionnée du nuage de points reconstruits sont calculés. On constate que les écart-types des modes actifs sont inférieurs à celui du mode passif, ce qui indique que le plan de surface reconstruit par les modes actifs est plus lisse que dans le cas du mode passif. En conséquence, la méthode de décalage de phase utilisée dans le mode actif est plus précise. Ceci peut être expliqué par le fait que beaucoup d'images sont acquises pour calculer la valeur de la phase dans les modes actifs, alors que seulement deux images sont utilisées dans le mode passif. La méthode NCC utilisée pour calculer la disparité entre les deux pixels correspondants dans le cas du mode passif est aussi une cause de moindre précision car les pixels correspondants sont difficiles à trouver correctement dans les images du fait des faibles variations d'intensité.

Les différences entre le mode actif et le mode passif sont également présentées par les analyses de variation de profils le long d'une ligne (figure 5.12③). On sait que, dans le mode actif, le nombre de points mesurés sur chaque pente de l'objet est différent à cause de l'orientation de surface. Ce problème peut être résolu en combinant les résultats de deux modes actifs (c.f. figure 5.9). Pour le mode passif, il y a aussi une différence de nombre de points mesurés entre la pente de gauche ( $\Delta p_l$  (17)) et la pente de droite ( $\Delta p_r$  (7)). Ceci n'est pas causé

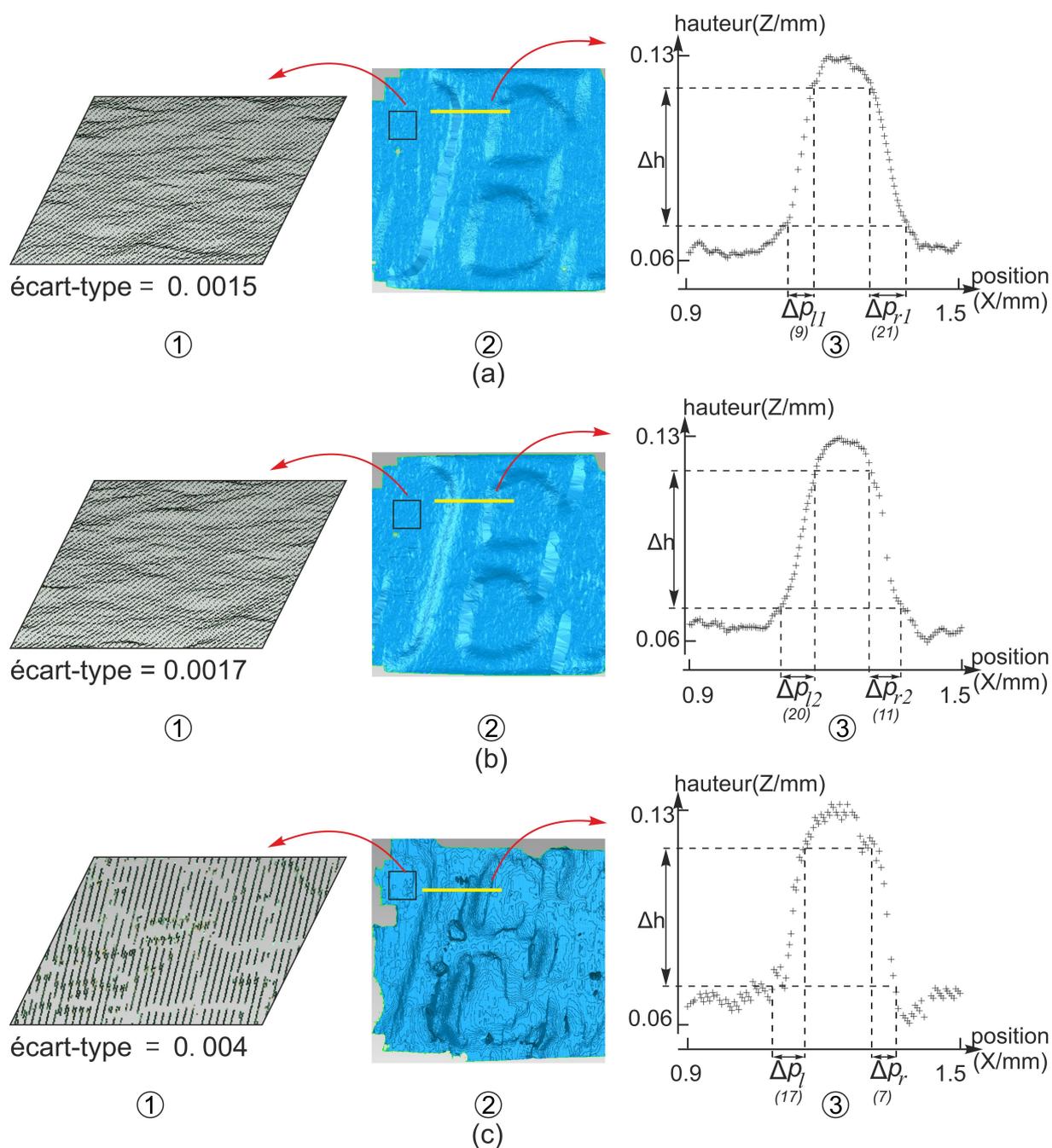


FIGURE 5.12: Comparaison des trois modes de mesure du système. Une zone et un profil du nuage de points reconstruit sont analysés pour chaque mode. (a) : Mode actif 1. (b) : Mode actif 2. (c) : Mode passif 3. ① : Zone rectangulaire dans le nuage de points (taille :  $70 \times 70$  pixels). ② : Reconstruction 3D. ③ : Profil mesurés pour une ligne (en jaune).

par l'orientation de la surface, mais par le manque de luminosité dans les images acquises (figure 5.10(a)) à cause de la position de la source lumineuse. La forme du profil de l'objet reconstruit est similaire pour ces trois modes de mesure, et bien que la méthode passive

soit moins précise que la méthode de décalage de phase, elle a l'avantage de fournir une reconstruction plus rapidement, ceci étant d'un grand intérêt par des applications médicales.

#### 5.4 Application du système de mesure au cas du côlon artificiel

Les dimensions de la sonde distale ( $L \times \phi = 11 \text{ cm} \times 1,8 \text{ cm}$ , voir la section 4.3.2) permettent une application du système de mesure en coloscopie. La zone de mesure est située sur le côté de la sonde cylindrique (figure 4.23), et cette mesure peut-être adaptée pour le diagnostic gastro-intestinal. De cette manière, une bande de  $360^\circ$  dans l'œsophage ou l'intestin peut être mesurée par la rotation de la sonde au cours de l'opération.

Afin de mesurer la forme d'un échantillon de côlon artificiel, la méthode "Gray Code" a été utilisée [Dupont 2015] [Hou 2014b]. Cette méthode est similaire à la méthode de décalage de phase. La différence principale avec la méthode de décalage de phase est que la méthode "Gray code" a besoin de moins d'images projetées et évite le problème de dépliement de la phase. En la comparant avec la méthode FTP, la méthode "Gray code" est plus robuste au bruit et génère

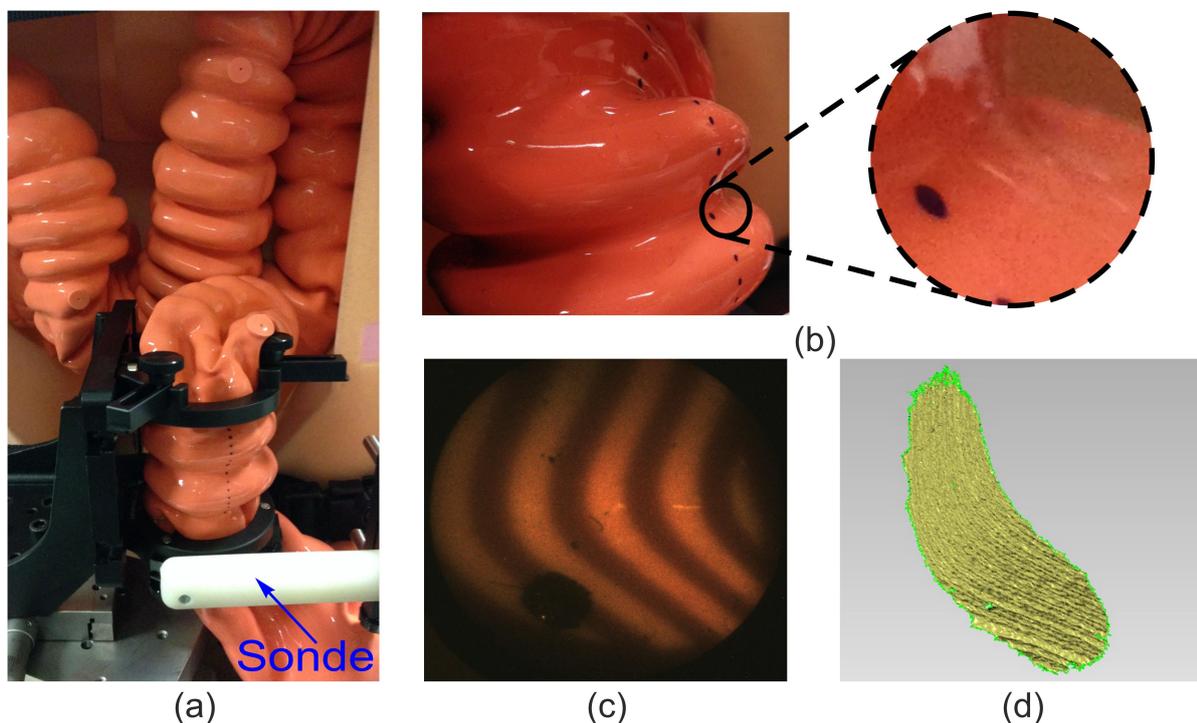


FIGURE 5.13: Processus de reconstruction 3D d'un côlon artificiel issue d'une mesure active avec la méthode "Gray Code". (a) : Montage expérimental. (b) : Pour la simplicité, la forme extérieure de l'intestin factice est mesurée au lieu de la forme intérieure, le matériau étant identique. (c) : Une image acquise avec le motif "Gray Code" sur le côlon artificiel. (d) : La surface reconstruite pour une portion de l'objet.

moins d'erreurs de décodage. En conséquence, la méthode "Gray code" est un compromis entre la méthode de décalage de phase et la méthode FTP. Cette méthode est appliquée sur un côlon artificiel (figure 5.13).

Seize images de motif codées selon la méthode "Gray Code" sont projetées pour reconstruire une portion de surface du côlon artificiel. Le champ pouvant être reconstruit à chaque mesure est de  $4 \times 4 \text{ mm}^2$ , une méthode de 'stitching' a été préférée pour augmenter l'étendue de mesure plutôt qu'une reconception de la sonde avec un champ de vue plus large. En conséquence, plusieurs mesures par décalage progressif de la position de sonde ont été réalisées et les reconstructions issues de ces mesures ont été assemblées pour obtenir une portion plus étendue du côlon artificiel. Plus précisément, la surface reconstruite dans chaque mesure est regroupée en un unique nuage de points pour générer une surface étendue (figure 5.14).

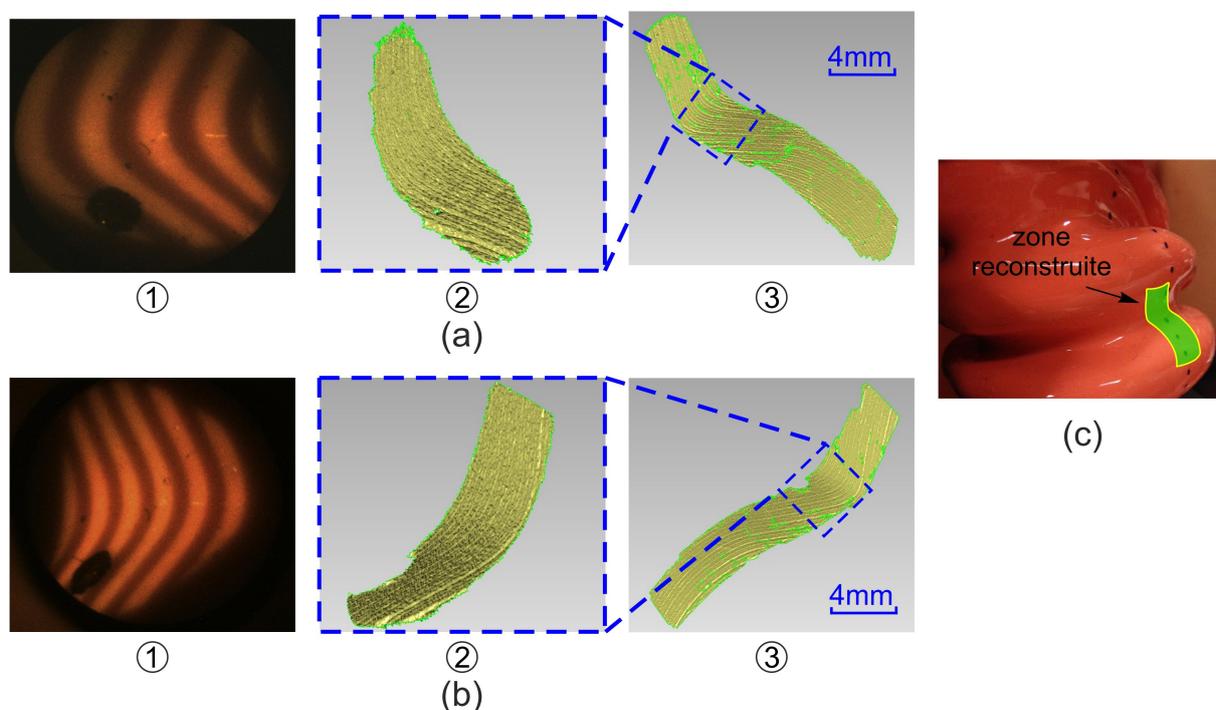


FIGURE 5.14: Reconstruction d'une portion du côlon artificiel par la fusion de quinze surfaces élémentaires mesurées. (a) : Processus de reconstruction dans le mode actif n°1. (b) : Le processus de reconstruction dans mode 2. (c) : Image du côlon artificiel et la zone reconstruite. ① : Une image acquise avec le motif "Gray code" sur le côlon artificiel dans une mesure. ② : La surface élémentaire reconstruite dans une mesure pour une portion du côlon. ③ : Surface complétée obtenue par la fusion des quinze surfaces élémentaires.

Quinze positions successives de la sonde sont réalisées dans cette expérimentation et les résultats de surfaces mesurées sont fusionnés pour reconstruire la forme finale de l'objet. Les points noirs imprimés sur la surface du côlon (figure 5.14(c)) sont utilisés pour simplifier la fusion

des nuages de points lors du regroupement des surfaces mesurées. Deux modes de stéréovision active sont appliquées dans ce test (figure 5.14(a) et (b)). Ces deux modes permettent de choisir les meilleurs résultats de reconstruction pour un objet correspondant au cas où la voie d'acquisition est située le plus possible face à la surface à mesurer (voir la section 2.2.3). L'obtention de la surface complétée reconstruite par la fusion des quinze surfaces (figure 5.14(a)③ et (b)③) indiquent que les deux modes de mesure active de notre système permettent de réaliser une mesure étendue par 'stiching'.

Dans l'étape de conception de la sonde (section 4.2.2), on a étudié les contraintes optiques entre le guide d'images et l'objet à mesurer, et une architecture optique a été construite en se basant sur l'analyse de ces contraintes (figure 4.14). La sonde distale résultante est capable de réaliser une mesure en microscopie tridimensionnelle, mais elle a une distance de travail proche et un champ de vue réduit ( $4 \times 4 \text{ mm}^2$ , figure 5.14). Pour les applications de chirurgie mini-invasive (MIS - Minimally Invasive Surgery), notamment dans le contexte de la coloscopie, l'augmentation du champ de vue, de la profondeur de champ et de la distance de travail est nécessaire. Donc, la sonde utilisée dans ce test a encore besoin d'être optimisée pour être adaptée au contexte coloscopique. En utilisant des micro-lentilles, on peut augmenter le champ de vue et la profondeur de champ à quelque centimètres et surtout éviter l'augmentation du diamètre de la sonde. Cette optimisation sera décrite en détail dans le chapitre 'Conclusions et Perspectives'.

## 5.5 Bilan

Les résultats expérimentaux avec les différentes méthodes de reconstruction 3D dans les trois modes de mesure, la fonction de basculement entre chaque mode et l'application sur un côlon artificiel du système de mesure ont été présentés dans ce chapitre.

Dans la première partie de ce chapitre, les performances de mesure avec la méthode de décalage de phase et la méthode FTP sont validées par les mesures expérimentales sur une pièce de monnaie. Les objets reconstruits présentent dans le cas de la stéréovision active l'inconvénient d'être dépendant de l'orientation de la surface; la précision de mesure est affectée et il y a toujours un côté de l'objet moins bien mesuré puis reconstruit. Par ailleurs, en comparant les reconstructions par la méthode à décalage de phase et la méthode FTP, on constate que la reconstruction de l'objet est plus précise par la première méthode. Avec la fonction de basculement dynamique entre les deux modes actifs, les influences d'orientation de surface de l'objet peuvent être évitées par le système de mesure.

Dans la deuxième partie de ce chapitre, deux processus de mesures individuels sont réalisés

par les deux modes actifs de l'instrument pour une même zone de mesure de l'objet. Dans chaque mode, l'influence de l'orientation de la surface mesurée cause quelque zones problématiques (reflets spéculaires par exemple). Cependant ces zones problématiques ne sont pas les mêmes dans les reconstructions issues de ces deux modes actifs. En utilisant l'image de contraste comme critère, on peut choisir la zone bien détectée et supprimer la zone problématique dans chaque mode. Après la fusion des zones détectées par ces deux modes, un résultat plus précis peut être reconstruit sans les zones problématiques dans la zone de mesure de l'objet.

Le basculement en mode passif de notre système et ses résultats de mesure expérimentaux sont présentés dans la troisième partie de ce chapitre. La méthode traditionnelle pour l'étalonnage d'un système de stéréovision passive est de trouver les relations géométriques ( $R$  et  $T$ ) entre les deux caméras puis réaliser une opération de rectification. Mais cette méthode n'est pas adaptée au mode passif de notre système car le champ de mesure est très étroit, ce qui va causer des erreurs de rectification (en comparant avec les autres systèmes macroscopiques). Dans ce cas, on utilise la méthode proposée dans la section 3.2.3 pour rectifier les images des deux caméras. En utilisant les relations entre les pixels d'image et les pixels de mire, ainsi que la contrainte épipolaire, on peut modifier les images originales (images acquises) en niveau de pixel et générer les images rectifiées. Les résultats de mesure par ce mode passif présentent la potentialité de mesurer une scène dynamique avec notre système.

En fin de chapitre, une application de mesure sur côlon artificiel avec notre système a été présentée. La forme de la sonde de mesure est compatible au contexte coloscopique pour le diagnostic gastro-intestinal. Les résultats de mesure prouvent la capacité de basculement entre deux modes actifs dans l'application de coloscopie.



# Conclusion générale et perspectives

---

## Sommaire

---

<b>6.1 Bilan du travail réalisé</b> . . . . .	<b>155</b>
<b>6.2 Perspectives</b> . . . . .	<b>158</b>
6.2.1 Perspective instrumentale - première amélioration . . . . .	158
6.2.2 Perspective instrumentale - deuxième amélioration . . . . .	158
6.2.3 Perspective algorithmique . . . . .	159

---

Dans ce chapitre de conclusion générale et de perspectives, un bilan est présenté pour tous les travaux réalisés au cours de la thèse. Ensuite, quelques perspectives indiquent le sens des améliorations et modifications à apporter pour les algorithmes et les instruments de mesure afin d'obtenir des résultats optimaux.

## 6.1 Bilan du travail réalisé

Avec l'état de l'art des techniques de mesure optique tridimensionnelle, les mesures en 3D peuvent être classées en deux catégories selon la résolution exigée : la microscopie 3D pour détecter les détails de surface ( $nm \sim \mu m$ ), et la mesure à échelle macroscopique pour estimer les formes des objets ( $\mu m \sim m$ ). Parmi toutes les méthodes de mesure, la méthode stéréoscopique, telle que la stéréovision active ou la stéréovision passive, est étudiée principalement dans cette thèse car elle est capable d'être appliquée aux échelles microscopique et macroscopique. Le sujet de recherche principal de cette thèse est développer une méthode compatible avec l'application de coloscopie, donc la troisième partie de l'état de l'art présente les caractéristiques de différents instruments de mesure, spécialement la mesure en 3D dans le contexte endoscopique et coloscopique. Avec cette étude de l'existant, un nouvelle conception instrumentale a été proposé pour réaliser la mesure dans un contexte coloscopique avec différents modes de mesure stéréoscopiques.

Les deux parties de l'état de l'art indiquent les deux directions de recherche pour améliorer les performances de mesure en 3D : l'une est basée sur les algorithmes de reconstruction des

formes, l'autre est basée sur les systèmes de mesure. Un système de mesure est souvent conçu pour n'appliquer qu'un seul type de méthode de mesure. Dans ce cas, il restera encore difficile de mesurer les formes irrégulières et les surfaces complexes avec ce type de système à cause de certains facteurs externes, par exemple l'orientation de la surface illuminée.

Pour résoudre cette problématique, un système original est conçu et proposé avec la caractéristique de pouvoir basculer entre trois modes de mesure : deux modes de stéréovision active et un mode de stéréovision passive. Cette configuration dynamique permet d'appliquer une grande variété de méthodes algorithmiques de reconstruction dans ce système, telles que le décalage de phase, la méthode de transformation de Fourier, la méthode stéréovision passive, etc. Bien que pensé pour l'application de coloscopie, cet instrument est adaptable à une grande variété de contextes de mesure, notamment l'endoscopie 3D en environnement industriel.

Un autre apport de cette thèse consiste en l'analyse de l'influence de l'orientation de la surface dans un système de mesure de stéréovision active. La méthode est basée sur les deux facteurs suivants : la fréquence du motif projeté et le contraste d'image dans les images acquises. Ces deux facteurs indiquent les performances de la voie d'acquisition lorsque la surface n'est pas correctement orientée par rapport à cette voie d'acquisition. Le contraste d'image peut devenir un critère pour juger les performances de mesure dans chaque voie et aussi le critère de fusion des résultats de mesure. Ces analyses théoriques sont validées expérimentalement par la mesure d'un objet (face d'une pièce de monnaie) en utilisant un projecteur DMD. Pour le développement instrumental, ces analyses permettent d'optimiser l'instrument lors de la phase de (re)conception.

Une fois ces analyses effectuées, les méthodes algorithmiques de reconstruction ont été étudiées en détail dans le chapitre 3. La fonction de basculement entre les deux voies de projection/acquisition donne la possibilité d'utiliser la méthode de stéréovision active en deux modes et la méthode de stéréovision passive dans un seul système de mesure. Un projecteur (DMD) est nécessaire pour projeter les motifs structurés dans la méthode active, cependant, il n'est pas nécessaire pour la méthode passive qui n'utilise que les deux caméras du système de mesure.

Trois méthodes ont été étudiées en détail dans cette thèse. La méthode active de décalage de phase donne une mesure plus précise mais aussi plus lente que les autres méthodes à cause de nombre d'images acquises nécessaires pour la reconstruction de l'objet. La méthode basée sur la transformée de Fourier réalise une mesure moins précise par rapport la méthode de décalage de phase mais plus rapide car une seule image est nécessaire. La méthode de stéréovision passive est largement appliqué dans les dispositifs médicaux grâce à sa simplicité et sa cadence de reconstruction. Cependant, la précision est moins importante comparée à la méthode de décalage de phase. Les performances de ces trois méthodes sont présentées en reconstruisant la même pièce

de monnaie.

Toutes ces méthodes étant basées sur la triangulation, il est nécessaire que l'étalonnage des deux voies soit fait avant la mesure. Cet étalonnage est réalisé en utilisant une mire de calibration dont les caractéristiques de forme (taille de point et distances entre les points) sont connues.

La méthode d'étalonnage traditionnelle pour un système à deux voies est de déplacer une cible "échiquier" dans les différentes positions non-parallèles de l'espace afin de trouver les paramètres intrinsèques et extrinsèques des caméras et les relations entre deux caméras. Cette méthode n'est pas adaptée à notre système car la cible ne peut pas être déplacée sur une grande étendue. Dans ce cas, une nouvelle méthode d'étalonnage pour réaliser la mesure de stéréovision passive a été proposée dans la section 3.2.3. Une mire est déplacée dans 80 positions parallèles dans le champ de mesure. L'étalonnage est réalisé en détectant les points circulaires noirs de la mire et en utilisant la contrainte épipolaire entre deux caméras. Les images des deux caméras sont bien rectifiées après cet étalonnage et la mesure est faite par la carte de disparité entre ces deux images rectifiées.

Notre système de mesure a été construit sur la base de deux types d'analyse : l'analyse optique avec l'aide de logiciel optique (Zemax), et l'analyse mécanique à l'aide d'un logiciel de modélisation géométrique (CATIA), comme présenté dans le chapitre 4. L'objectif de conception de ce système est la miniaturisation et la flexibilité pour bien répondre aux différentes conditions de mesure, notamment l'environnement médical. La miniaturisation est réalisée par une sonde de mesure compacte, qui est connectée à la partie de contrôle avec deux guides d'images. En intégrant trois actionneurs bistables, la configuration dynamique du système donne de la flexibilité dans le choix parmi les trois modes de mesure. Enfin, l'utilisation d'un DMD permet de moduler les motifs dynamiquement, ce qui donne la possibilité d'effectuer la reconstruction avec un grand nombre d'algorithmes. Un prototype de ce système est fabriqué par fabrication additive pour faire les expérimentations de validation de performances (chapitre 5).

Dans le dernier chapitre, la fonction de basculement entre les deux voies et le critère de contraste d'image dans deux modes actifs sont vérifiées expérimentalement. Enfin, la mesure sur cône artificiel avec notre système indique la possibilité de son application à la coloscopie.

L'étude de la mesure en 3D par un système endoscopique ou coloscopique est un sujet très vaste. Le système proposé dans cette thèse a permis de concevoir puis fabriquer un premier instrument pour résoudre certaines problématiques de mesure. Par la suite des améliorations du fonctionnement de ce système sont présentés, celles-ci constituant les perspectives de ce travail.

## 6.2 Perspectives

### 6.2.1 Perspective instrumentale - première amélioration

Le prototype de notre système est construit et analysé au niveau de ses performances optiques et mécaniques dans le chapitre 4. Ce système permet le basculement parmi les trois modes de mesure étudiés, cependant, afin de pouvoir répondre à un cas de mesure coloscopique, il est encore nécessaire d'améliorer cet instrument, notamment en augmentant le champ et la profondeur de champ. Ceci constitue la première perspective instrumentale de cette thèse.

En remplaçant la seule lentille (triplet) par deux objectifs pour chaque voie dans la tête de mesure, et en modifiant l'architecture optique du système, il est possible de mesurer l'objet en face de la sonde par stéréovision avec une large profondeur de champ. Un schéma de principe est présenté dans la figure ci-dessous. Les plans de l'image conjuguée du guide d'images n°1 et du guide d'images n°2 sont superposés en face de l'extrémité de la sonde, ayant pour conséquence une zone de recouvrement (le champ de mesure). La projection des motifs structurés par un guide d'images sera détectée par l'autre guide d'images et la surface sera analysée au moyen des informations extraites dans l'image. La profondeur de champ, qui est plus large dans ce cas, assure la netteté de l'image acquise sur une distance de 30 mm avec un champ de mesure augmenté.

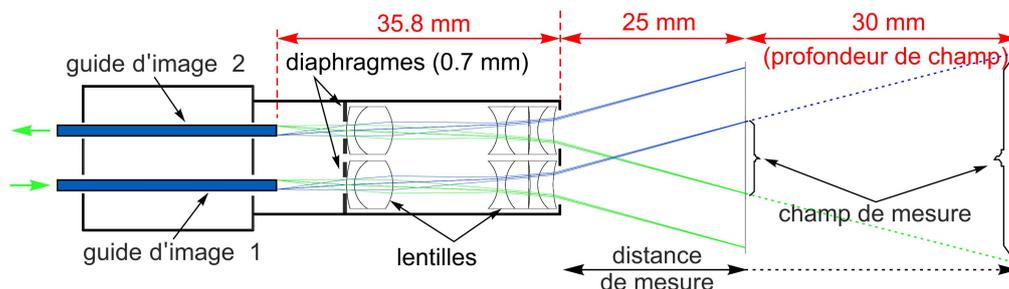


FIGURE 6.1: Schéma de principe d'une nouvelle sonde de mesure.

Cette architecture augmente la miniaturisation de la sonde et est bien adaptée à la mesure coloscopique car sa large profondeur et champ peut permettre un diagnostic gastro-intestinal plus facilement.

### 6.2.2 Perspective instrumentale - deuxième amélioration

Pour éclairer le DMD, il est possible d'utiliser deux types de sources lumineuses dans notre système : la lumière blanche ou celle issue d'une Super Luminescente Diode (SLD). Toutes les expérimentations menées dans cette thèse ont été réalisées en utilisant la lumière blanche car le DMD cause un phénomène de diffraction de la lumière qui gêne la mesure quand on utilise une

SLD. Pour régler ce problème, la structure du boîtier de commande a besoin d'être modifiée.

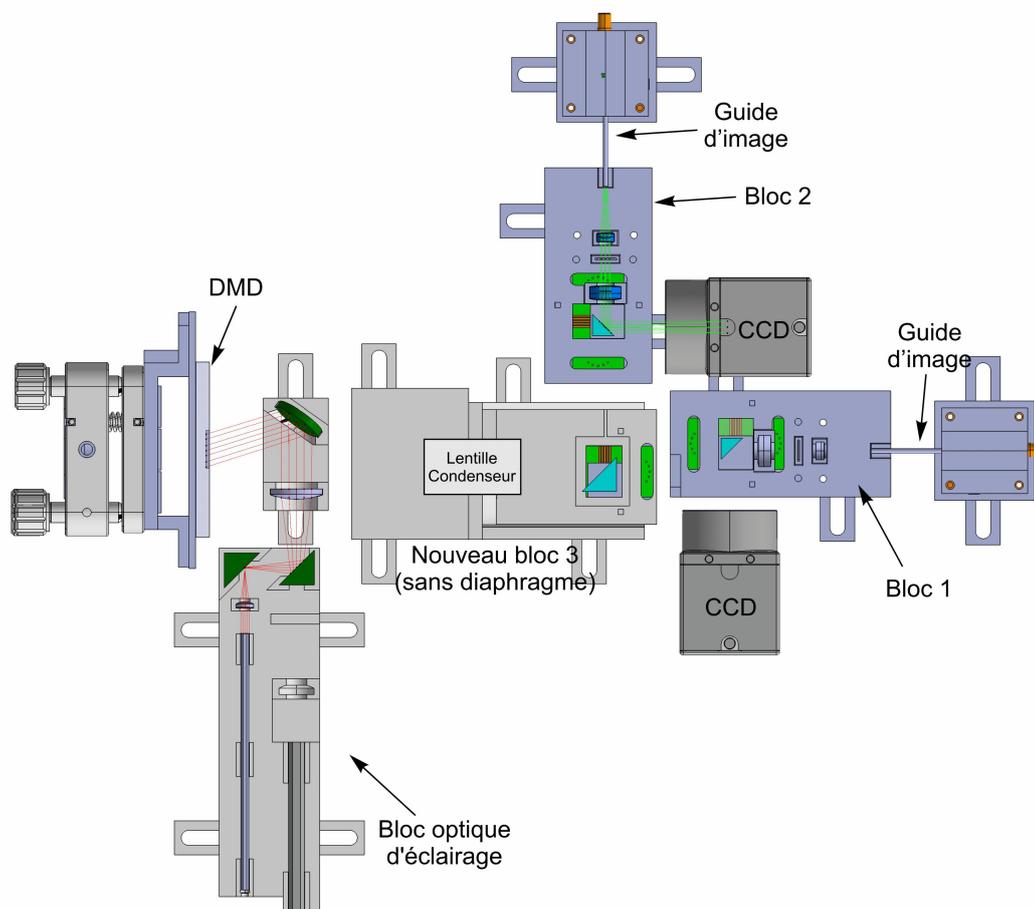


FIGURE 6.2: Modification du bloc 3 dans le boîtier de commande optique pour utiliser l'éclairage laser.

Le phénomène de diffraction est basé sur le fait que le DMD est un tableau bidimensionnel de miroirs espacés périodiquement. Quand on utilise une source cohérente ou quasi-cohérente à l'intérieur ou à l'extérieur du spectre visible, il y a une diffraction à l'onde incidente après réflexion sur DMD. Cette diffraction va être coupée par le diaphragme du bloc 3 dans la figure 4.17, et le motif de diffraction n'est dans ce cas pas transmis au guide d'images par le bloc 1 (figure 4.20). Il devient donc nécessaire de remplacer le bloc 3 par un nouveau bloc intégrant une lentille (condenseur) mais ne comportant plus de diaphragme pour résoudre le problème posé par la diffraction de la lumière. Le dispositif est décrit en figure 6.2.

### 6.2.3 Perspective algorithmique

Deux types d'algorithmes de mesure sont présentés dans le chapitre 3. Chaque méthode a ses propres avantages et inconvénients, et les performances de ces méthodes sont vérifiées dans cette

thèse par la mesure d'une pièce de monnaie ou d'un côlon artificiel. L'objectif de mesure dans les applications médicales est de donner rapidement un résultat précis.

La méthode de stéréovision active, telle que le décalage de phase, est capable de réaliser une mesure avec la résolution de quelques micromètres mais elle n'est pas adaptée sur le plan dynamique du fait qu'elle nécessite un grand nombre d'images pour permettre une reconstruction de l'objet. La méthode FTP donne une perspective algorithmique intéressante pour la stéréovision active car une ou deux images sont suffisantes pour réaliser la mesure. Cependant, sa précision est inférieure à celle obtenue par la méthode de décalage de phase. Pour améliorer les performances de la méthode FTP, on a besoin de trouver une meilleure façon de filtrer en 2D la fréquence spatiale utile et la façon de déplier la phase pour obtenir une phase continue. C'est une perspective algorithmique pour la méthode stéréovision active.

Enfin, le principe pour la méthode de stéréovision passive est de trouver les pixels correspondants dans deux images puis de calculer la disparité entre eux. Dans cette thèse, on a développé une nouvelle méthode pour rectifier les deux images des caméras, et on utilise la méthode locale de corrélation normalisée (NCC) pour trouver la disparité entre les deux pixels correspondants, comme présenter dans les figures 5.10 et 5.11. L'objet reconstruit en 3D par cette méthode n'est pas très précis par rapport la méthode active, parce qu'il est aussi sensible à la qualité des images acquises et aux paramètres de la méthode, tels que la position de lumière d'éclairage, la taille de la fenêtre, la gamme de disparité recherchée etc. Cependant, la rapidité de la reconstruction pour cette méthode est plus importante car seules deux images sont utilisées. Pour la perspective de la méthode de stéréovision passive, on peut améliorer la condition d'éclairage des images, optimiser les paramètres des méthodes locales ou essayer les méthodes globales pour trouver les disparités plus précisément entre deux pixels correspondants afin d'augmenter l'exactitude de reconstruction de cette méthode passive.

# Publications

## Conférence Internationale :

- Dupont, E., Hou, Y., Lamarque, F., & Redarce, T. (2013, March). Binary pattern codification strategies in an active stereoscopic system based on flexible image guides. In SPIE MOEMS-MEMS (pp. 86180H-86180H). International Society for Optics and Photonics.
- Hou, Y., Dupont, E., Petit, L., Redarce, T., & Lamarque, F. (2014, July). Dynamic reconfiguration of a compact active stereovision system with digital electromagnetic actuators. In Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2014 IEEE/ASME International Conference on (pp. 1128-1133). IEEE.
- Hou, Y., Dupont, E., Redarce, T., & Lamarque, F. (2014). A Compact Active Stereovision System with Dynamic Reconfiguration for Endoscopy or Colonoscopy Applications. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention ?MICCAI 2014 (pp. 448-455). Springer International Publishing.



# Bibliographie

- [Aissaoui 2012] Amel Aissaoui, Jean Martinet and Chabane Djeraba. *3D face reconstruction in a binocular passive stereoscopic system using face properties*. In Image Processing (ICIP), 19th IEEE International Conference on, pages 1789–1792. IEEE, 2012.
- [Albitar 2007] Chadi Albitar, Pierre Graebbling and Christophe Doignon. *Robust Structured Light Coding for 3D Reconstruction*. In ICCV, pages 1–6, 2007.
- [Antonini 1992] Marc Antonini, Michel Barlaud, Pierre Mathieu and Ingrid Daubechies. *Image coding using wavelet transform*. Image Processing, IEEE Transactions on, vol. 1, no. 2, pages 205–220, 1992.
- [Atasoy 2008] Selen Atasoy, David P Noonan, Selim Benhimane, Nassir Navab and Guang-Zhong Yang. *A global approach for automatic fibroscopic video mosaicing in minimally invasive diagnosis*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI, pages 850–857. Springer, 2008.
- [Ayoub 2011] Jade Ayoub, Bertrand Granado, Olivier Romain and Yasser Mohanna. *A new approach to 3D form recognition within video capsule endoscopic*. In Design and Architectures for Signal and Image Processing (DASIP), Conference on, pages 1–7. IEEE, 2011.
- [Bae 2012] Sam Y Bae, Ron Korniski, Allen Ream, Hrayr Shahinian and Harish M Manohara. *New technique of three-dimensional imaging through a 3-mm single lens camera*. Optical Engineering, vol. 51, no. 2, pages 021106–1, 2012.
- [Bay 2006] Herbert Bay, Tinne Tuytelaars and Luc Van Gool. *Surf : Speeded up robust features*. In Computer Vision–ECCV, pages 404–417. Springer, 2006.
- [Bernhardt 2013] Sylvain Bernhardt, Julien Abi-Nahed and Rafeef Abugharbieh. *Robust dense endoscopic stereo reconstruction for minimally invasive surgery*. In Medical Computer Vision. Recognition Techniques and Applications in Medical Imaging, pages 254–262. Springer, 2013.
- [Blais 2004] François Blais. *Review of 20 years of range sensor development*. Journal of Electronic Imaging, vol. 13, no. 1, 2004.
- [Boreman 2001] Glenn D Boreman. *Modulation transfer function in optical and electro-optical systems*, volume 4. SPIE Press Bellingham, WA, 2001.
- [Bradski 2008] Gary Bradski and Adrian Kaehler. *Learning opencv : Computer vision with the opencv library*. ” O’Reilly Media, Inc.”, 2008.

- [Brémand 2011] F Brémand, M Cottton, P Doumalin, JC Dupré, A Germaneau and V Valle. *Mesures en mécanique par méthodes optiques*. R1850 Editions Techniques de l'Ingénieur, 2011.
- [Canny 1986] John Canny. *A computational approach to edge detection*. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, no. 6, pages 679–698, 1986.
- [Carroll 2009] Robert E Carroll and Steven M Seitz. *Rectified surface mosaics*. International journal of computer vision, vol. 85, no. 3, pages 307–315, 2009.
- [Cavallotti 2009] C Cavallotti, M Piccigallo, E Susilo, P Valdastrì, A Menciassi and Paolo Dario. *An integrated vision system with autofocus for wireless capsular endoscopy*. Sensors and Actuators A : Physical, vol. 156, no. 1, pages 72–78, 2009.
- [Chadabecq 2012] François Chadabecq, Christophe Tilmant and Adrien Bartoli. *Measuring the size of neoplasia in colonoscopy using depth-from-defocus*. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE, pages 1478–1481. IEEE, 2012.
- [Chen 1999] Wenjing Chen, Hu Yang, Xianyu Su and Songxin Tan. *Error caused by sampling in Fourier transform profilometry*. Optical Engineering, vol. 38, no. 6, pages 1029–1034, 1999.
- [Chen 2000] Frank Chen, Gordon M Brown and Mumin Song. *Overview of three-dimensional shape measurement using optical methods*. Optical Engineering, vol. 39, no. 1, pages 10–22, 2000.
- [Chen 2007a] HJ Chen, J Zhang, DJ Lv and J Fang. *3-D shape measurement by composite pattern projection and hybrid processing*. Optics express, vol. 15, no. 19, pages 12318–12330, 2007.
- [Chen 2007b] Tongbo Chen, Hendrik Lensch, Christian Fuchs and Hans-Peter Seidel. *Polarization and phase-shifting for 3D scanning of translucent objects*. In Computer Vision and Pattern Recognition. CVPR'07. IEEE Conference on, pages 1–8. IEEE, 2007.
- [Chen 2008] SY Chen, You Fu Li and Jianwei Zhang. *Vision processing for realtime 3-D data acquisition based on coded structured light*. Image Processing, IEEE Transactions on, vol. 17, no. 2, pages 167–176, 2008.
- [Chessa 2009] Manuela Chessa, Fabio Solari and Silvio P Sabatini. *A Virtual Reality Simulator for Active Stereo Vision Systems*. In VISAPP (2), pages 444–449, 2009.
- [Clancy 2011] Neil T Clancy, Danail Stoyanov, Lena Maier-Hein, Anja Groch, Guang-Zhong Yang and Daniel S Elson. *Spectrally encoded fiber-based structured lighting probe for intraoperative 3D imaging*. Biomedical optics express, vol. 2, no. 11, pages 3119–3128, 2011.

- [Collins 2012] Toby Collins and Adrien Bartoli. *Towards live monocular 3d laparoscopy using shading and specular information*. In Information Processing in Computer-Assisted Interventions, pages 11–21. Springer, 2012.
- [Cui 2012] Haihua Cui, Wenhe Liao, Ning Dai and Xiaosheng Cheng. *Registration and integration algorithm in structured light three-dimensional scanning based on scale-invariant feature matching of multi-source images*. Chinese Optics Letters, vol. 10, no. 9, pages 091001–091001, 2012.
- [Cui 2013] Haihua Cui, Ning Dai, Wenhe Liao and Xiaosheng Cheng. *Intraoral 3d optical measurement system for tooth restoration*. Optik-International Journal for Light and Electron Optics, vol. 124, no. 12, pages 1142–1147, 2013.
- [Da 2008] Feipeng Da and Shaoyan Gai. *Flexible three-dimensional measurement technique based on a digital light processing projector*. Applied optics, vol. 47, no. 3, pages 377–385, 2008.
- [Dai 2014] Xianglu Dai, Huimin Xie and Qinghua Wang. *Geometric phase analysis based on the windowed Fourier transform for the deformation field measurement*. Optics & Laser Technology, vol. 58, pages 119–127, 2014.
- [Deck 1994] Leslie Deck and Peter De Groot. *High-speed noncontact profiler based on scanning white-light interferometry*. Applied optics, vol. 33, no. 31, pages 7334–7338, 1994.
- [Ducourtieux 2001] Sébastien Ducourtieux. *Microscopie optique en champ proche sans ouverture : développement d'un instrument et application à l'étude de nanostructures*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie, 2001.
- [Dukes 1970] John N Dukes and Gary B Gordon. *A two-hundred-foot yardstick with graduations every microinch*. Hewlett-Packard Journal, vol. 21, no. 12, pages 2–8, 1970.
- [Dupont 2013] Erwan Dupont, Yingfan Hou, Frederic Lamarque and Tanneguy Redarce. *Binary pattern codification strategies in an active stereoscopic system based on flexible image guides*. In SPIE MOEMS-MEMS, page 86180H. International Society for Optics and Photonics, 2013.
- [Dupont 2015] Erwan Dupont. *Méthode de mesure tridimensionnelle active appliquée au contexte de l'analyse endoscopique ou coloscopique*. PhD thesis, Université de Technologie de Compiègne, 2015.
- [Garnaes 2006] J Garnaes, P-E Hansen, N Agersnap, J Holm, F Borsetto and A Kühle. *Profiles of a high-aspect-ratio grating determined by spectroscopic scatterometry and atomic-force microscopy*. Applied optics, vol. 45, no. 14, pages 3201–3212, 2006.

- [Gokturk 2004] S Burak Gokturk, Hakan Yalcin and Cyrus Bamji. *A time-of-flight depth sensor-system description, issues and solutions*. In Computer Vision and Pattern Recognition Workshop, CVPRW'04., page 35. IEEE, 2004.
- [Gorthi 2010] Sai Siva Gorthi and Pramod Rastogi. *Fringe projection techniques : whither we are ?* Optics and Lasers in Engineering, vol. 48, pages 133–140, 2010.
- [Graebling 1995] Pierre Graebling, Cyril Boucher, Christian Daul and Ernest Hirsch. *3D sculptured surface analysis using a structured-light approach*. In Photonics East'95, pages 128–139. International Society for Optics and Photonics, 1995.
- [Grasa 2009] Oscar G Grasa, J Civera, A Guemes, V Munoz and JMM Montiel. *EKF monocular SLAM 3D modeling, measuring and augmented reality from endoscope image sequences*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), volume 2, 2009.
- [Grasa 2011] Oscar G Grasa, Javier Civera and JMM Montiel. *EKF monocular SLAM with relocalization for laparoscopic sequences*. In Robotics and Automation (ICRA), pages 4816–4821. IEEE, 2011.
- [Guan 2003] C Guan, L Hassebrook and D Lau. *Composite structured light pattern for three-dimensional video*. Optics Express, vol. 11, no. 5, pages 406–417, 2003.
- [Guo 2008] Hong Guo and Peisen S Huang. *3-D shape measurement by use of a modified Fourier transform method*. In Optical Engineering+ Applications, page 70660E. International Society for Optics and Photonics, 2008.
- [Guo 2009] Hong Guo and Peisen Huang. *Quality-guided phase unwrapping for the modified Fourier transform method*. In SPIE Europe Optical Metrology, page 73890B. International Society for Optics and Photonics, 2009.
- [Gupta 2011] Mohit Gupta, Amit Agrawal, Ashok Veeraraghavan and Srinivasa G Narasimhan. *Structured light 3D scanning in the presence of global illumination*. In Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), pages 713–720. IEEE, 2011.
- [Haber 2010] Georges-Pascal Haber, Michael A White, Riccardo Autorino, Pedro F Escobar, Matthew D Kroh, Sricharan Chalikonda, Rakesh Khanna, Sylvain Forest, Bo Yang, Fatih Altunrendeet *al*. *Novel robotic da Vinci instruments for laparoendoscopic single-site surgery*. Urology, vol. 76, no. 6, pages 1279–1282, 2010.
- [Hall-Holt 2001] Olaf Hall-Holt and Szymon Rusinkiewicz. *Stripe boundary codes for real-time structured-light range scanning of moving objects*. In Computer Vision. ICCV. Proceedings. 8th IEEE International Conference, volume 2, pages 359–366. IEEE, 2001.

- [Hamzah 2010] Rostam Affendi Hamzah, Rosman Abd Rahim and Zarina Mohd Noh. *Sum of Absolute Differences algorithm in stereo correspondence problem for stereo matching in computer vision application*. In Computer Science and Information Technology (ICCSIT), 3rd IEEE International Conference, volume 1, pages 652–657. IEEE, 2010.
- [Hansen 2006] Hans Nørgaard Hansen, Kim Carneiro, Han Haitjema and Leonardo De Chiffre. *Dimensional micro and nano metrology*. CIRP Annals-Manufacturing Technology, vol. 55, no. 2, pages 721–743, 2006.
- [Hasegawa 2002] Kazuhide Hasegawa, Kazufusa Noda and Yukio Sato. *Electronic endoscope system for shape measurement*. In Pattern Recognition. Proceedings. 16th International Conference, volume 2, pages 761–764. IEEE, 2002.
- [Hawi 2012] Firas Hawi and Mohamad Sawan. *Phase-based passive stereovision systems dedicated to cortical visual stimulators*. In Computer Design (ICCD), IEEE 30th International Conference, pages 256–262. IEEE, 2012.
- [Heel 1990] Joachim Heel. *Dynamic motion vision*. In Advances in Intelligent Robotics Systems Conference, pages 758–769. International Society for Optics and Photonics, 1990.
- [Heintzmann 2006] Rainer Heintzmann. *Structured illumination methods*. In Handbook of biological confocal microscopy, pages 265–279. Springer, 2006.
- [Hocken 2005] RJ Hocken, N Chakraborty and C Brown. *Optical metrology of surfaces*. CIRP Annals-Manufacturing Technology, vol. 54, no. 2, pages 169–183, 2005.
- [Hocken 2011] Robert J Hocken and Paulo H Pereira. *Coordinate measuring machines and systems*. CRC Press, 2011.
- [Hodges 1994] Timothy C Hodges, Paul R Detmer, David H Burns, Kirk W Beach and D Eugene Strandness. *Ultrasonic three-dimensional reconstruction : in vitro and in vivo volume and area measurement*. Ultrasound in medicine & biology, vol. 20, no. 8, pages 719–729, 1994.
- [Hong 2011] DongHo Hong, Wallapak Tavanapong, Johnny Wong, JungHwan Oh and Piet C de Groen. *Colon fold contour estimation for 3D visualization of colon structure from 2D colonoscopy images*. In Biomedical Imaging : From Nano to Macro, IEEE International Symposium, pages 121–124. IEEE, 2011.
- [Horaud 1995] Radu Horaud and Olivier Monga. *Vision par ordinateur : outils fondamentaux*. Editions Hermès, 1995.
- [Horn 1989] Berthold KP Horn. *Obtaining shape from shading information*. In Shape from shading, pages 123–171. MIT press, 1989.

- [Hou 2014a] Y Hou, E Dupont, L Petit, T Redarce and F Lamarque. *Dynamic reconfiguration of a compact active stereovision system with digital electromagnetic actuators*. In *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), IEEE/ASME International Conference*, pages 1128–1133. IEEE, 2014.
- [Hou 2014b] Yingfan Hou, Erwan Dupont, Tanneguy Redarce and Frederic Lamarque. *A Compact Active Stereovision System with Dynamic Reconfiguration for Endoscopy or Colonoscopy Applications*. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI*, pages 448–455. Springer, 2014.
- [Huang 1999] Peisen S Huang, Qingying Hu, Feng Jin and Fu-Pen Chiang. *Color-encoded digital fringe projection technique for high-speed three-dimensional surface contouring*. *Optical Engineering*, vol. 38, no. 6, pages 1065–1071, 1999.
- [Huang 2006] Peisen S Huang and Song Zhang. *Fast three-step phase-shifting algorithm*. *Applied optics*, vol. 45, no. 21, pages 5086–5091, 2006.
- [Huang 2010] Lei Huang, Qian Kemao, Bing Pan and Anand Krishna Asundi. *Comparison of Fourier transform, windowed Fourier transform, and wavelet transform methods for phase extraction from a single fringe pattern in fringe projection profilometry*. *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 48, no. 2, pages 141–148, 2010.
- [Iaconis 1999] Chris Iaconis and Ian A Walmsley. *Self-referencing spectral interferometry for measuring ultrashort optical pulses*. *Quantum Electronics, IEEE Journal*, vol. 35, no. 4, pages 501–509, 1999.
- [Illingworth 1988] John Illingworth and Josef Kittler. *A survey of the Hough transform*. *Computer vision, graphics, and image processing*, vol. 44, no. 1, pages 87–116, 1988.
- [Instruments 2005] Texas Instruments. *Using lasers with dlp (r) dmd technology*. TI DN, vol. 2509927, 2005.
- [Ishii 2011] Idaku Ishii, Teruyuki Koike, Hao Gao and Takeshi Takaki. *Fast 3D shape measurement using structured light projection for a one-directionally moving object*. In *IECON 2011-37th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*, pages 135–140. IEEE, 2011.
- [Kagawa 2009] K Kagawa, H Tandabe, C Ogata, R Horisaki, Y Ogura, Y Nakao, T Toyoda, Y Masak, M Ueda and J Tanida. *A compact shape-measurement module based on a thin compound-eye camera with multi-wavelength pattern projection for intraoral diagnosis*. In *Proc. of SPIE*, volume 7442, pages 74420U–1, 2009.

- [Kanade 1994] Takeo Kanade and Masatoshi Okutomi. *A stereo matching algorithm with an adaptive window : Theory and experiment*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 16, no. 9, pages 920–932, 1994.
- [Kao 2013] Shin-Min Kao and Dong-Yea Sheu. *Developing a novel tri-switch tactile probing structure and its measurement characteristics on micro-CMM*. Measurement, vol. 46, no. 9, pages 3019–3025, 2013.
- [Karpinsky 2010a] Nikolaus Karpinsky and Song Zhang. *Composite phase-shifting algorithm for three-dimensional shape compression*. Optical Engineering, vol. 49, no. 6, page 063604, 2010.
- [Karpinsky 2010b] Nikolaus Karpinsky and Song Zhang. *High-resolution 4-D imaging using fringe analysis*. In Information Sciences and Systems (CISS), 44th Annual Conference on, pages 1–6. IEEE, 2010.
- [Kemao 2007a] Qian Kemao. *On window size selection in the windowed Fourier ridges algorithm : addendum*. Optics and Lasers in Engineering, vol. 45, no. 12, pages 1193–1195, 2007.
- [Kemao 2007b] Qian Kemao. *Two-dimensional windowed Fourier transform for fringe pattern analysis : principles, applications and implementations*. Optics and Lasers in Engineering, vol. 45, no. 2, pages 304–317, 2007.
- [Kim 2014] Taewoo Kim, Renjie Zhou, Lynford Goddard and Gabriel Popescu. *A new look at live cells in 3D*. Biomedical Optics & Medical Imaging, 2014.
- [Knauer 2004] Markus C Knauer, Jurgen Kaminski and Gerd Hausler. *Phase measuring deflectometry : a new approach to measure specular free-form surfaces*. In Photonics Europe, pages 366–376. International Society for Optics and Photonics, 2004.
- [Knauer 2006] MARKUS C Knauer, C Richter and G Häusler. *3D sensor zoo*. Laser Technik Journal, vol. 1, pages 33–37, 2006.
- [Kolenovic 2004] Ervin Kolenovic, Cosme Furlong and Werner Jüptner. *Inspection of micro-optical components by novel digital holographic techniques*. Proc. SEM, pages 470–475, 2004.
- [Koppel 2007] Dan Koppel, Chao-I Chen, Yuan-Fang Wang, Hua Lee, Jia Gu, Allen Poirson and Rolf Wolters. *Toward automated model building from video in computer-assisted diagnoses in colonoscopy*. In Proc. SPIE, volume 6509, page 65091L, 2007.
- [Kranitzky 2009] Christoph Kranitzky, Claus Richter, Christian Faber, M Knauer and Gerd Häusler. *3D-microscopy with large depth of field*. In DGaO Proceedings, page A12, 2009.

- [Labeyrie 1996] Antoine Labeyrie. *Resolved imaging of extra-solar planets with future 10-100km optical interferometric arrays*. Astronomy and Astrophysics Supplement Series, vol. 118, pages 517–524, 1996.
- [Lefée 2004] David Lefée, Stéphane Mousset, M Bertozzi and A Benschair. *Cooperation of passive vision systems in detection and tracking of pedestrians*. In Intelligent Vehicles Symposium, IEEE, pages 768–773. IEEE, 2004.
- [Li 2003] YF Li and SY Chen. *Automatic recalibration of an active structured light vision system*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 2, pages 259–268, 2003.
- [Li 2010] Ji Li and Song Zhang. *Generating sinusoidal fringe by defocusing : potentials for unprecedentedly high-speed 3-D shape measurement using a DLP projector*. In SPIE Optical Engineering+ Applications, page 77900B. International Society for Optics and Photonics, 2010.
- [Li 2013] Ameng Li, Xiang Peng, Yongkai Yin, Xiaoli Liu, Qiping Zhao, Klaus Körner and Wolfgang Osten. *Fringe projection based quantitative 3D microscopy*. Optik-International Journal for Light and Electron Optics, vol. 124, no. 21, pages 5052–5056, 2013.
- [Lin 1995] Jin-Feng Lin and Xianyu Su. *Two-dimensional Fourier transform profilometry for the automatic measurement of three-dimensional object shapes*. Optical Engineering, vol. 34, no. 11, pages 3297–3302, 1995.
- [Lindner 2008] Marvin Lindner, Andreas Kolb and Thorsten Ringbeck. *New insights into the calibration of ToF-sensors*. In Computer Vision and Pattern Recognition Workshops. CVPRW'08. IEEE Computer Society Conference on, pages 1–5. IEEE, 2008.
- [Liu 2000] Weiyi Liu, Zhaoqi Wang, Guoguang Mu and Zhiliang Fang. *Color-coded projection grating method for shape measurement with a single exposure*. Applied Optics, vol. 39, no. 20, pages 3504–3508, 2000.
- [Lu 2009] Peng Lu, Yisong Chen and Chao Dong. *Stereo vision based 3D game interface*. In Sixth International Symposium on Multispectral Image Processing and Pattern Recognition, page 749609. International Society for Optics and Photonics, 2009.
- [Lyda 2012] W Lyda, M Gronle, D Fleischle, F Mauch and W Osten. *Advantages of chromatic-confocal spectral interferometry in comparison to chromatic confocal microscopy*. Measurement Science and Technology, vol. 23, no. 5, page 054009, 2012.
- [Malti 2011] Abed Malti, Adrien Bartoli and Toby Collins. *Template-based conformal shape-from-motion from registered laparoscopic images*. In Conference on Medical Image Understanding and Analysis, volume 1, page 7, 2011.

- [Malti 2012] Abed Malti, Adrien Bartoli and Toby Collins. *Template-based conformal shape-from-motion-and-shading for laparoscopy*. In Information Processing in Computer-Assisted Interventions, pages 1–10. Springer, 2012.
- [Mansur 1992] David J Mansur, David W Voorhes and Geert J Wijntjes. *Laser surface profilometer with subangstrom resolution*. In Micro-DL Tentative, pages 403–413. International Society for Optics and Photonics, 1992.
- [Mao 2007] Xianfu Mao, Wenjing Chen and Xianyu Su. *Improved Fourier-transform profilometry*. Applied optics, vol. 46, no. 5, pages 664–668, 2007.
- [Marr 1982] David Marr and A Vision. *A computational investigation into the human representation and processing of visual information*. WH San Francisco : Freeman and Company, 1982.
- [Maurice 2011a] Xavier Maurice, Pierre Graebbling and Christophe Doignon. *Epipolar based structured light pattern design for 3-d reconstruction of moving surfaces*. In Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference, pages 5301–5308. IEEE, 2011.
- [Maurice 2011b] Xavier Maurice, Pierre Graebbling and Christophe Doignon. *A pattern framework driven by the hamming distance for structured light-based reconstruction with a single image*. In Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), IEEE Conference, pages 2497–2504. IEEE, 2011.
- [Maurice 2012] Xavier Maurice, Chadi Albitar, Christophe Doignon and Michel de Mathelin. *A structured light-based laparoscope with real-time organs' surface reconstruction for minimally invasive surgery*. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE, pages 5769–5772. IEEE, 2012.
- [Mayr 2002] Nina A Mayr, Toshiaki Taoka, William TC Yuh, Leah M Denning, Weining K Zhen, Arnold C Paulino, Robert C Gaston, Joel I Sorosky, Sanford L Meeks, Joan L Walker *et al*. *Method and timing of tumor volume measurement for outcome prediction in cervical cancer using magnetic resonance imaging*. International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics, vol. 52, no. 1, pages 14–22, 2002.
- [Minsky 1961] Marvin Minsky. *Microscopy apparatus*, December 19 1961. US Patent 3,013,467.
- [Monasse 2010] Pascal Monasse, Jean-Michel Morel and Zhongwei Tang. *Three-step image rectification*. In BMVC -British Machine Vision Conference, pages 89.1–89.10. BMVA Press, 2010.

- [Morano 1998] Raymond A Morano, Cengizhan Ozturk, Robert Conn, Stephen Dubin, Stanley Zitetz and Jonathan Nissanov. *Structured light using pseudorandom codes*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 20, no. 3, pages 322–327, 1998.
- [Mountney 2006] Peter Mountney, Danail Stoyanov, Andrew Davison and Guang-Zhong Yang. *Simultaneous stereoscope localization and soft-tissue mapping for minimal invasive surgery*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI, pages 347–354. Springer, 2006.
- [Mountney 2009] Peter Mountney and Guang-Zhong Yang. *Dynamic view expansion for minimally invasive surgery using simultaneous localization and mapping*. In Engineering in Medicine and Biology Society. EMBC. Annual International Conference of the IEEE, pages 1184–1187. IEEE, 2009.
- [Mountney 2010a] Peter Mountney, Danail Stoyanov and Guang-Zhong Yang. *Three-dimensional tissue deformation recovery and tracking*. Signal Processing Magazine, IEEE, vol. 27, no. 4, pages 14–24, 2010.
- [Mountney 2010b] Peter Mountney and Guang-Zhong Yang. *Motion compensated SLAM for image guided surgery*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI, pages 496–504. Springer, 2010.
- [Mueller-Richter 2004] UD A Mueller-Richter, A Limberger, P Weber, KW Ruprecht, W Spitzer and M Schilling. *Possibilities and limitations of current stereo-endoscopy*. Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques, vol. 18, no. 6, pages 942–947, 2004.
- [Naoulou 2006] A Naoulou, J Boizard, JY Fourniols and M Devy. *A 3D real-time vision system based on passive stereovision algorithms : Application to laparoscopic surgical manipulations*. In Information and Communication Technologies. ICTTA'06. 2nd, volume 1, pages 1068–1073. IEEE, 2006.
- [Nayar 1994] Shree K Nayar and Yasuo Nakagawa. *Shape from focus*. IEEE Transactions on Pattern analysis and machine intelligence, vol. 16, no. 8, pages 824–831, 1994.
- [Nayar 1996] Shree K Nayar, Masahiro Watanabe and Minori Noguchi. *Real-time focus range sensor*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 18, no. 12, pages 1186–1198, 1996.
- [Nayar 2006] Shree K Nayar, Gurunandan Krishnan, Michael D Grossberg and Ramesh Raskar. *Fast separation of direct and global components of a scene using high frequency illumination*. ACM Transactions on Graphics (TOG), vol. 25, no. 3, pages 935–944, 2006.

- [Neil 1997] MAA Neil, Rimas Juskaitytis and Tony Wilson. *Method of obtaining optical sectioning by using structured light in a conventional microscope*. Optics letters, vol. 22, no. 24, pages 1905–1907, 1997.
- [Pan 2010] Bei Pan, Qiu Guan, Xin Wang and SY Chen. *Strategies of Real-Time 3D Reconstruction by Structured Light*. In Chinese Conference on Pattern Recognition (CCPR), pages 1–5. IEEE, 2010.
- [Papastathopoulos 2006] Evangelos Papastathopoulos, Klaus Körner and Wolfgang Osten. *Chromatic confocal spectral interferometry*. Applied optics, vol. 45, no. 32, pages 8244–8252, 2006.
- [Penne 2009] Jochen Penne, Kurt Höller, Michael Stürmer, Thomas Schrauder, Armin Schneider, Rainer Engelbrecht, Hubertus Feußner, Bernhard Schmauss and Joachim Hornegger. *Time-of-flight 3-D endoscopy*. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI, pages 467–474. Springer, 2009.
- [Petit 2010] Laurent Petit, Christine Prelle, Emmanuel Doré, Frédéric Lamarque and Maxence Bigerelle. *A four-discrete-position electromagnetic actuator : modeling and experimentation*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 15, no. 1, pages 88–96, 2010.
- [Posdamer 1982] JL Posdamer and MD Altschuler. *Surface measurement by space-encoded projected beam systems*. Computer graphics and image processing, vol. 18, no. 1, pages 1–17, 1982.
- [Prados 2006] Emmanuel Prados and Olivier Faugeras. *Shape from shading*. In Handbook of mathematical models in computer vision, pages 375–388. Springer, 2006.
- [Quan 2010] C Quan, H Niu and CJ Tay. *An improved windowed Fourier transform for fringe demodulation*. Optics & Laser Technology, vol. 42, no. 1, pages 126–131, 2010.
- [Rajesh 2007] M Rajesh and GK Ananthasuresh. *A Foldable Mechanism for Stereo Vision in Laparoscopic surgery*. In CD-ROM proceedings of the 13th National Conference on Mechanisms and Machines, pages 12–13, 2007.
- [Rashid 1992] Haroon U Rashid and Peter Burger. *Differential algorithm for the determination of shape from shading using a point light source*. Image and Vision Computing, vol. 10, no. 2, pages 119–127, 1992.
- [Richa 2011] Rogério Richa, Antônio PL Bó and Philippe Pognet. *Towards robust 3D visual tracking for motion compensation in beating heart surgery*. Medical Image Analysis, vol. 15, no. 3, pages 302–315, 2011.

- [Sansoni 2005] Giovanna Sansoni and Elisa Redaelli. *A 3D vision system based on one-shot projection and phase demodulation for fast profilometry*. Measurement Science and Technology, vol. 16, no. 5, page 1109, 2005.
- [Sansoni 2006] Giovanna Sansoni, Marco Trebeschi and Franco Docchio. *Fast 3D profilometer based upon the projection of a single fringe pattern and absolute calibration*. Measurement Science and Technology, vol. 17, no. 7, page 1757, 2006.
- [Sansoni 2009] Giovanna Sansoni, Marco Trebeschi and Franco Docchio. *State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation*. Sensors, vol. 9, no. 1, pages 568–601, 2009.
- [Savage 1997] Carla Savage. *A survey of combinatorial Gray codes*. SIAM review, vol. 39, no. 4, pages 605–629, 1997.
- [Scharstein 2002] Daniel Scharstein and Richard Szeliski. *A taxonomy and evaluation of dense two-frame stereo correspondence algorithms*. International journal of computer vision, vol. 47, no. 1-3, pages 7–42, 2002.
- [Schmalz 2012] Christoph Schmalz, Frank Forster, Anton Schick and Elli Angelopoulou. *An endoscopic 3D scanner based on structured light*. Medical image analysis, vol. 16, no. 5, pages 1063–1072, 2012.
- [Schwenke 2002] Heinrich Schwenke, Ulrich Neuschaefer-Rube, Tilo Pfeifer and Horst Kunzmann. *Optical methods for dimensional metrology in production engineering*. CIRP Annals-Manufacturing Technology, vol. 51, no. 2, pages 685–699, 2002.
- [Schwertner 2004] M Schwertner, MJ Booth, MAA Neil and T Wilson. *Measurement of specimen-induced aberrations of biological samples using phase stepping interferometry*. Journal of microscopy, vol. 213, no. 1, pages 11–19, 2004.
- [Seitz 2006] Steven M Seitz, Brian Curless, James Diebel, Daniel Scharstein and Richard Szeliski. *A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms*. In Computer vision and pattern recognition, IEEE Computer Society Conference, volume 1, pages 519–528. IEEE, 2006.
- [Shtengel 2009] Gleb Shtengel, James A Galbraith, Catherine G Galbraith, Jennifer Lippincott-Schwartz, Jennifer M Gillette, Suliana Manley, Rachid Sougrat, Clare M Waterman, Pakorn Kanchanawong, Michael W Davidson *et al.* *Interferometric fluorescent super-resolution microscopy resolves 3D cellular ultrastructure*. Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 106, no. 9, pages 3125–3130, 2009.

- [Simi 2012] Massimiliano Simi, Giada Gerboni, Arianna Menciassi and Pietro Valdastri. *Magnetic mechanism for wireless capsule biopsy*. In Proc. of ASME Design of Medical Devices Conference,(DMD), Minneapolis, MN, April, pages 10–12, 2012.
- [Sitnik 2009] Robert Sitnik. *Four-dimensional measurement by a single-frame structured light method*. Applied optics, vol. 48, no. 18, pages 3344–3354, 2009.
- [Sommargren 1981] Gary E Sommargren. *Optical heterodyne profilometry*. Applied Optics, vol. 20, no. 4, pages 610–618, 1981.
- [Stoykova 2007] Elena Stoykova, A Aydin Alatan, Philip Benzie, Nikolaos Grammalidis, Sotiris Malassiotis, Joern Ostermann, Sergej Piekh, Ventseslav Sainov, Christian Theobalt, Thangavel Thevar et al. *3-D time-varying scene capture technologies—A survey*. Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on, vol. 17, no. 11, pages 1568–1586, 2007.
- [Su 2001a] Xianyu Su and Wenjing Chen. *Fourier transform profilometry : : a review*. Optics and lasers in Engineering, vol. 35, no. 5, pages 263–284, 2001.
- [Su 2001b] Xianyu Su, Wenjing Chen, Qichan Zhang and Yiping Chao. *Dynamic 3-D shape measurement method based on FTP*. Optics and Lasers in Engineering, vol. 36, no. 1, pages 49–64, 2001.
- [Su 2007] Wei-Hung Su. *Color-encoded fringe projection for 3D shape measurements*. Optics express, vol. 15, no. 20, pages 13167–13181, 2007.
- [Su 2008] Wei-Hung Su. *Projected fringe profilometry using the area-encoded algorithm for spatially isolated and dynamic objects*. Optics express, vol. 16, no. 4, pages 2590–2596, 2008.
- [Subbarao 1994] Murali Subbarao and Gopal Surya. *Depth from defocus : a spatial domain approach*. International Journal of Computer Vision, vol. 13, no. 3, pages 271–294, 1994.
- [Sun 2003] Jian Sun, Nan-Ning Zheng and Heung-Yeung Shum. *Stereo matching using belief propagation*. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, vol. 25, no. 7, pages 787–800, 2003.
- [Swain 2010] Paul Swain, Arifa Toor, Frank Volke, Jutta Keller, Jeremy Gerber, Elisha Rabinovitz and Richard I Rothstein. *Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans (with)*. Gastrointestinal endoscopy, vol. 71, no. 7, pages 1290–1293, 2010.
- [Taghvaei 2010] Sajjad Taghvaei, Yasuhisa Hirata and Kazuhiro Kosuge. *Vision-based human state estimation to control an intelligent passive walker*. In System Integration (SII), IEEE/SICE International Symposium on, pages 146–151. IEEE, 2010.

- [Takeda 1982] Mitsuo Takeda, Hideki Ina and Seiji Kobayashi. *Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry*. *JosA*, vol. 72, no. 1, pages 156–160, 1982.
- [Takeda 1983] Mitsuo Takeda and Kazuhiro Mutoh. *Fourier transform profilometry for the automatic measurement of 3-D object shapes*. *Applied optics*, vol. 22, no. 24, pages 3977–3982, 1983.
- [Takeda 1997] Mitsuo Takeda, Quan Gu, Masaya Kinoshita, Hideaki Takai and Yosuke Takahashi. *Frequency-multiplex Fourier-transform profilometry : a single-shot three-dimensional shape measurement of objects with large height discontinuities and/or surface isolations*. *Applied optics*, vol. 36, no. 22, pages 5347–5354, 1997.
- [Takeshita 2009] Takaaki Takeshita, Yoshikazu Nakajima, MK Kim, Shinya Onogi, Mamoru Mitsushishi and Yoichiro Matsumoto. *3D Shape Reconstruction Endoscope using Shape from Focus*. In *VISAPP (1)*, pages 411–416, 2009.
- [Tarel 2012] Jean-Philippe Tarel, Pierre Charbonnier, François Goulette and Jean-Emmanuel Deschaud. *3D Road Environment Modeling Applied to Visibility Mapping : an Experimental Comparison*. In *Proceedings of the IEEE/ACM 16th International Symposium on Distributed Simulation and Real Time Applications*, pages 19–26. IEEE Computer Society, 2012.
- [Texas-Instruments 2011] Texas-Instruments. *Using DLP Development Kits for 3d Optical Metrology Systems*. Rapport technique, May 2011. Online : <http://focus.ti.com/lit/an/dlpa026/dlpa026.pdf/>; accessed on 2 march 2012.
- [Tiftikci 2005] KA Tiftikci. *Development and verification of a micromirror based high accuracy confocal microscope*. PhD thesis, Ph. D. Thesis, Eindhoven Univ. of Tech, 2005.
- [Tiziani 1994] Hans J Tiziani and H-M Uhde. *Three-dimensional image sensing by chromatic confocal microscopy*. *Applied optics*, vol. 33, no. 10, pages 1838–1843, 1994.
- [Toyooka 1986] Satoru Toyooka and Yuuji Iwaasa. *Automatic profilometry of 3-D diffuse objects by spatial phase detection*. *Applied Optics*, vol. 25, no. 10, pages 1630–1633, 1986.
- [Tsai 2010] Frank S Tsai, Daniel Johnson, Cameron S Francis, Sung Hwan Cho, Wen Qiao, Ashkan Arianpour, Yoav Mintz, Santiago Horgan, Mark Talamini and Yu-Hwa Lo. *Fluidic lens laparoscopic zoom camera for minimally invasive surgery*. *Journal of biomedical optics*, vol. 15, no. 3, page 030504, 2010.
- [Valdastri 2009] Pietro Valdastri, Robert J Webster, Claudio Quaglia, Marco Quirini, Arianna Menciasci and Paolo Dario. *A new mechanism for mesoscale legged locomotion in compliant*

- tubular environments*. IEEE Transactions on Robotics, vol. 25, no. 5, pages 1047–1057, 2009.
- [Valdastri 2012] Pietro Valdastri, Massimiliano Simi and Robert J Webster III. *Advanced technologies for gastrointestinal endoscopy*. Annual review of biomedical engineering, vol. 14, pages 397–429, 2012.
- [Vo 2011] Minh Vo, Zhaoyang Wang, Long Luu and Jun Ma. *Advanced geometric camera calibration for machine vision*. Optical Engineering, vol. 50, no. 11, page 110503, 2011.
- [Vogel 2010] M Vogel, A Kessel, Z Yang, C Faber, MC Seraphim and G Häusler. *Tuning structured illumination microscopy (SIM) for the inspection of micro optical components*. In DGaO Proceedings, page A22, 2010.
- [Wang 1987] Jon Y Wang. *Imaging laser radar-an overview*. In Proceedings of the Ninth International Conference on Lasers and Applications, volume 1, pages 19–29, 1987.
- [Wojtkowski 2005] Maciej Wojtkowski, Vivek Srinivasan, James G Fujimoto, Tony Ko, Joel S Schuman, Andrzej Kowalczyk and Jay S Duker. *Three-dimensional retinal imaging with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography*. Ophthalmology, vol. 112, no. 10, pages 1734–1746, 2005.
- [Wong 2006] CH Wong, NG Chen and CJR Sheppard. *Study on potential of structured illumination microscopy utilizing digital micromirror device for endoscopy purpose*. Microscopy, vol. 4, page 6, 2006.
- [Woods 2009] Susan Woods. *Understanding scanning white light interferometry*. Micro Manufacturing, vol. 2, 2009.
- [Wu 2010] Chenyu Wu, Srinivasa G Narasimhan and Branislav Jaramaz. *A multi-image shape-from-shading framework for near-lighting perspective endoscopes*. International Journal of Computer Vision, vol. 86, no. 2-3, pages 211–228, 2010.
- [Wust 1991] Clarence Wust and David W Capson. *Surface profile measurement using color fringe projection*. Machine Vision and Applications, vol. 4, no. 3, pages 193–203, 1991.
- [Xu 2007] Yi Xu and Daniel G Aliaga. *Robust pixel classification for 3d modeling with structured light*. In Proceedings of Graphics Interface, pages 233–240. ACM, 2007.
- [Xu 2010] Jing Xu, Ning Xi, Chi Zhang and Heping Chen. *Real-time 3D shape inspection system for manufacturing parts based on three-step stripe pattern*. In Automation Science and Engineering (CASE), IEEE Conference on, pages 228–233. IEEE, 2010.
- [Yang 2010] Jie Yang, Qing-Dong Yan and Yue Ma. *2D circle calibration method based on Matlab/Simulink*. Journal of Computer Applications, vol. 6, page 052, 2010.

- [Yao 2002] Kenshi Yao, Toshiyuki Matsui, Hisashi Furukawa, Tsuneyoshi Yao, Toshihiro Sakurai and Tomoko Mitsuyasu. *A new stereoscopic endoscopy system : accurate 3-dimensional measurement in vitro and in vivo with distortion- correction function*. Gastrointestinal endoscopy, vol. 55, no. 3, pages 412–420, 2002.
- [Zhang 1996] Ruo Zhang, Ping-Sing Tsai and Mubarak Shah. *Photomotion*. Computer Vision and Image Understanding, vol. 63, no. 2, pages 221–231, 1996.
- [Zhang 1999] Ruo Zhang, P-S Tsai, James Edwin Cryer and Mubarak Shah. *Shape-from-shading : a survey*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 21, no. 8, pages 690–706, 1999.
- [Zhang 2004] Song Zhang and Peisen Huang. *High-resolution, real-time 3D shape acquisition*. In Computer Vision and Pattern Recognition Workshop. CVPRW'04. Conference on, pages 28–28. IEEE, 2004.
- [Zhang 2005] Qican Zhang and Xianyu Su. *High-speed optical measurement for the drumhead vibration*. Optics express, vol. 13, no. 8, pages 3110–3116, 2005.
- [Zhang 2006a] Song Zhang and Peisen S Huang. *High-resolution, real-time three-dimensional shape measurement*. Optical Engineering, vol. 45, no. 12, page 123601, 2006.
- [Zhang 2006b] Song Zhang and Shing-Tung Yau. *High-resolution, real-time 3D absolute coordinate measurement based on a phase-shifting method*. Optics Express, vol. 14, no. 7, pages 2644–2649, 2006.
- [Zhang 2010a] Song Zhang, Daniel Van Der Weide and James Oliver. *Superfast phase-shifting method for 3-D shape measurement*. Optics express, vol. 18, no. 9, pages 9684–9689, 2010.
- [Zhang 2010b] Zonghua Zhang, David P Towers and Catherine E Towers. *Snapshot color fringe projection for absolute three-dimensional metrology of video sequences*. Applied optics, vol. 49, no. 31, pages 5947–5953, 2010.
- [Zhang 2012] ZH Zhang. *Review of single-shot 3D shape measurement by phase calculation-based fringe projection techniques*. Optics and Lasers in Engineering, vol. 50, no. 8, pages 1097–1106, 2012.
- [Zhao 2006] Feng Zhao, Qingming Huang and Wen Gao. *Image matching by normalized cross-correlation*. In Acoustics, Speech and Signal Processing. ICASSP Proceedings. IEEE International Conference on, volume 2, pages II–II. IEEE, 2006.
- [Zheng 2012] Dongliang Zheng and Feipeng Da. *Self-correction phase unwrapping method based on Gray-code light*. Optics and Lasers in Engineering, vol. 50, no. 8, pages 1130–1139, 2012.

- 
- [ZHU 2009] Yong-jian ZHU, An-hu LI, Wei-qing PAN, Jian-wu YU and Shao-hui YIN. *Fast Phase-unwrapping Algorithms Used for Structural-light Measurement*. Acta Photonica Sinica, vol. 1, 2009.
- [Zisserman 2003] Andrew Zisserman and Richard Hartley. Multiple view geometry in computer vision. Cambridge University Press, 2003.