



HAL
open science

Méthode de mesure tridimensionnelle active appliquée au contexte de l'analyse endoscopique ou coloscopique

Erwan Dupont

► **To cite this version:**

Erwan Dupont. Méthode de mesure tridimensionnelle active appliquée au contexte de l'analyse endoscopique ou coloscopique. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2015. Français. NNT : 2015COMP2198 . tel-01509847

HAL Id: tel-01509847

<https://theses.hal.science/tel-01509847>

Submitted on 18 Apr 2017

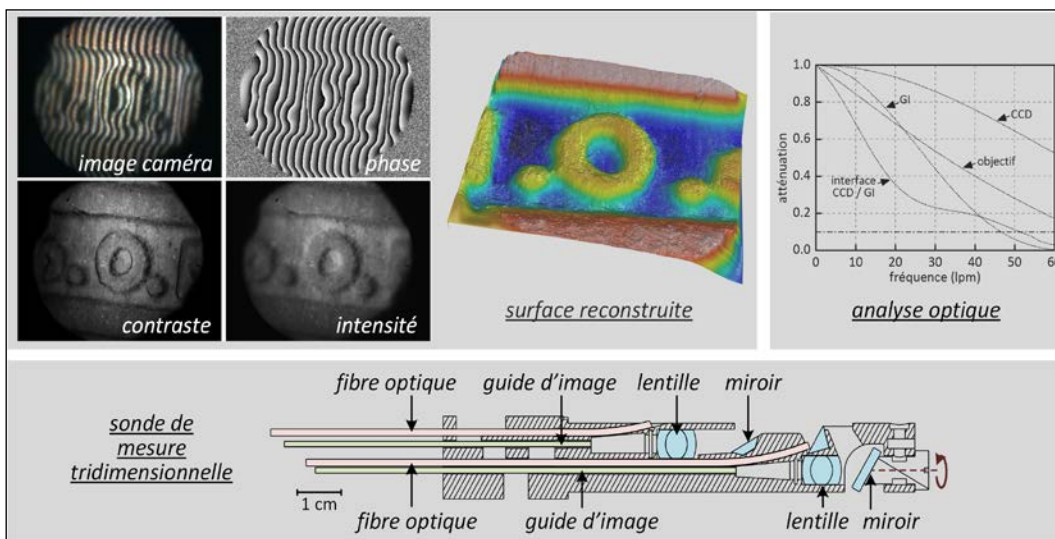
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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 Erwan DUPONT

Méthode de mesure tridimensionnelle active appliquée au contexte de l'analyse endoscopique ou coloscopique

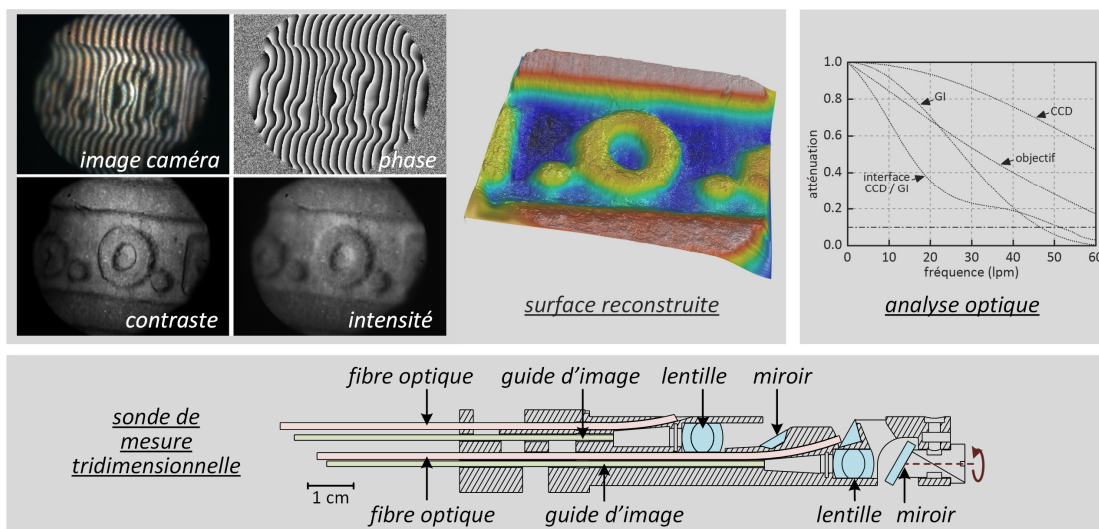
Thèse présentée
pour l'obtention du grade
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 10 juillet 2015
Spécialité : Mécanique Avancée

Méthode de mesure tridimensionnelle active appliquée au contexte de l'analyse endoscopique ou coloscopique

Par Erwan Dupont



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

Spécialité : Mécanique Avancée

Soutenance réalisée le 10 juillet 2015 devant le jury composé de :

Christophe Doignon

Professeur à Télécom Physique, Strasbourg (Rapporteur)

Kevin Heggarty

Professeur à Télécom Bretagne, Brest (Rapporteur)

Catherine Marque

Professeur à l'Université de Technologie de Compiègne (Examinatrice)

Vincent Frémont

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

Frédéric Lamarque

Professeur à l'Université de Technologie de Compiègne (Co-directeur de Thèse)

Tanneguy Redarce

Professeur à l'Institut National des Sciences Appliquées, Lyon (Co-directeur de Thèse)

Remerciements

Ce travail de thèse a constitué une expérience pleine et enrichissante qui n'aurait été possible sans l'aide de nombreuses personnes : responsables, collègues, famille et amis auxquelles j'adresse mes sincères remerciements.

Tout d'abord je tiens à te remercier, Delphine, pour ton soutien au long de la thèse. De nombreux évènements (heureux pour la plupart) nous sont arrivés pendant le déroulement de cette thèse, dont un beau mariage et de beaux enfants. Le travail de thèse m'a demandé de nombreuses soirées et des week-ends studieux, merci donc de m'avoir permis de mener ce travail à son terme en parallèle de notre vie personnelle. Je te dédie ce travail ainsi qu'aux enfants. Merci également à mes parents et beaux-parents, notamment d'avoir gardé périodiquement les enfants quand nous vous le demandions.

Merci à mes responsables de thèse, Frédéric et Tanneguy. Tanneguy, tu m'as apporté notamment ton recul et aussi de savoir rester centré sur l'essentiel, ce qui me semble nécessaire pour le bon déroulement d'une thèse. Les aspects coloscopiques de ce travail te tiennent particulièrement à cœur et j'aurais souhaité les mener toujours plus avant, nous aurons certainement l'occasion de continuer à avancer ensemble sur ce sujet dans les années qui viennent. Frédéric, tu as su m'accompagner tout en me laissant la liberté de suivre les orientations qui me paraissaient judicieuses. Tu as également su chercher les perspectives de valorisation, de prolongement scientifique liées à ce sujet de thèse, qu'elles soient tournées vers le domaine médical ou industriel. Merci pour la hauteur de vue que tu as pu m'apporter au long de la thèse et pour tes efforts pour pérenniser ce travail.

Merci également aux collègues et doctorants du département de l'UTC où je travaille et plus particulièrement à l'équipe de recherche au sein de laquelle j'ai réalisé ce travail, Laurent, Christine, Emmanuel, ainsi que Hani qui nous a rejoints dernièrement. C'est une chance pour moi d'appartenir à votre équipe de recherche et de travailler avec vous, que ce soit sur le plan de la recherche ou de l'enseignement. Merci à Philippe qui a pu me guider sur les aspects conception mécanique et prototypage dont j'ai découvert certains aspects au cours de ma thèse.

Merci également à Yingfan, qui termine actuellement sa thèse sur un sujet connexe au mien. Yingfan, nous avons suivi des parcours parallèles, nous allons terminer nos thèses à quelques mois d'écart. Les attentes que j'avais envers mes responsables il y a quelques mois, tu les as en partie envers moi maintenant. Je te souhaite une fin de thèse dans les meilleures conditions. Merci pour ton travail sérieux et assidu au long de ta thèse. Merci également aux groupes d'étudiants de Master ou d'étudiants ingénieurs qui ont travaillé sur différents aspects du sujet qu'ils soient liés aux aspects mécaniques, optiques ou d'actionnement.

Enfin je remercie chaleureusement les membres du jury : Christophe Doignon, Kevin Heggarty, Catherine Marque et Vincent Frémont qui ont accepté de découvrir et d'évaluer mon travail de thèse et qui m'ont fait un retour riche et fructueux en amont et lors de la soutenance sur ce travail.

Introduction générale

Que ce soit en milieu médical ou en milieu industriel, la mesure tridimensionnelle a connu un essor important lors des dernières décennies. En milieu médical de nombreuses méthodes existent maintenant pour détecter les formes à l'intérieur des corps biologiques, par exemple via l'imagerie à résonance magnétique, la tomographie par cohérence optique, les échographies à base d'ultrasons... Ces méthodes permettent de faciliter le diagnostic du praticien et l'intervention chirurgicale. Cependant les méthodes de mesure de forme, non plus à l'intérieur du corps mais en surface des tissus biologiques sont encore très peu intégrées aux instruments commerciaux. Pourtant, dans le cas de la coloscopie par exemple, cette information tridimensionnelle serait un apport. La qualité de la visualisation du colon par le praticien est primordiale : si un polype est détecté dans ses premières phases de développement asymptomatique et retiré à ce moment, l'espérance de vie du patient à 5 ans est aux alentours de 90%, à comparer à 5% s'il est identifié plus tardivement [1]. L'éclairage en lumière blanche lors de la coloscopie a montré ses limites : un praticien expérimenté peut manquer jusqu'à 6% des adénomes avancés et jusqu'à 30% de l'ensemble des adénomes lors de coloscopies en lumière blanche [1]. L'utilisation d'images hautes définition, bien que confortable pour le praticien, n'a pas prouvé son efficacité pour l'amélioration du diagnostic. L'ajout de l'information tridimensionnelle à la mesure coloscopique pourrait constituer une aide au diagnostic en facilitant la détection de nodules parfois difficiles à visualiser en imagerie bidimensionnelle.

De même, en milieu industriel, le procédé de mesure tridimensionnelle de surface est largement utilisé, notamment pour extraire les propriétés géométriques de pièces mécaniques ou pour contrôler la qualité de la fabrication ; les machines à mesurer tridimensionnelles (MMT) sont spécialisées dans ces tâches. Selon la tête de mesure intégrée dans la MMT, la mesure peut être à contact ou sans contact. La mesure sans contact a l'avantage de permettre du contrôle non destructif et de la mesure d'objets de faible étendue volumique, par exemple pour des dimensions de pièces mécaniques allant de quelques mm³ à quelques centaines de μm³. Des fabricants de MMT, tels Taylor Hobson ou Mitutoyo proposent des MMT basées sur de la mesure optique sans contact (interférométrie, triangulation laser...) adaptées pour de tels volumes. Cependant, l'encombrement de la MMT reste disproportionné par rapport à la dimension de l'objet à mesurer. C'est dans ce contexte qu'intervient la notion de micro-machines à mesurer tridimensionnelle (μMMT) [2, 3] qui ont un encombrement proportionné avec les dimensions de l'objet à mesurer et permettent généralement une reconfiguration plus aisée et une flexibilité de fonctionnement. Pour aboutir à de telles machines, un effort de miniaturisation doit être appliqué sur la tête de mesure tridimensionnelle tout en conservant un niveau de performances métrologiques élevé.

C'est dans ce double contexte, médical (lié à la coloscopie 3D), et industriel (lié à la miniaturisation d'un instrument de mesure tridimensionnelle), que se place ce travail de thèse. Bien qu'à priori disjoints, ces contextes génèrent des problématiques communes, problématiques liées au choix de méthodes de mesure tridimensionnelle permettant la miniaturisation instrumentale, mais également problématiques liées aux choix d'une conception optique et mécanique adaptée permettant de générer un instrument de mesure dont les performances métrologiques restent maîtrisées, malgré la miniaturisation instrumentale.

Un instrument de mesure tridimensionnelle miniaturisé à tête de mesure déportée va être conçu, fabriqué, analysé et testé au cours de cette thèse. Après étude de l'état de l'art, la méthode de stéréovision active sera choisie en raison de ses performances de mesure dans ce contexte de miniaturisation. Le choix technologique d'une sonde de mesure entièrement optique, donc sans électronique, apportera une

spécificité supplémentaire permettant de basculer dynamiquement entre plusieurs modes de mesure, et ainsi d'augmenter les capacités de l'instrument. Au-delà des choix algorithmiques et instrumentaux, une démarche d'analyse des performances de la mesure par étude optique sera décrite, fournissant ainsi un outil d'analyse lors de la phase de conception. Plusieurs contributions scientifiques sont venues jaloner le travail fourni lors de cette thèse, qu'elles concernent la description d'une méthode optique d'étude d'un système de stéréovision active, la proposition d'un algorithme à décalage de phase utilisant la minimisation de Levenberg-Marquardt pour optimiser la résolution de mesure, ou encore un procédé permettant de basculer dynamiquement entre 3 modes de stéréovision (2 modes actifs et 1 mode passif).

Le premier chapitre dresse un état de l'art des méthodes optiques de mesure de surfaces tridimensionnelles. Trois angles d'approche seront privilégiés : la microscopie 3D pour la caractérisation de surface, la vision macroscopique pour la mesure de formes et les instruments compacts et endoscopiques permettant la mesure tridimensionnelle. Cette étude permettra de sélectionner la méthode de mesure et les caractéristiques instrumentales à privilégier lors de la réalisation du dispositif de mesure tridimensionnelle.

Afin de guider les phases de conception et de caractérisation de l'instrument de mesure par stéréovision active, le chapitre II propose une méthode optique d'évaluation des performances d'un système de stéréovision. L'originalité de ce chapitre réside dans la description de l'association entre l'étude optique d'un système d'imagerie et la mesure par stéréovision. Les chapitres III et IV s'appuieront par la suite sur les méthodes et définitions détaillées dans ce chapitre.

Le chapitre III est centré sur l'étude instrumentale. Avant d'aboutir à un instrument compact, endoscopique, de stéréovision active, plusieurs étapes instrumentales successives ont été suivies. La première de ces étapes est la réalisation d'un dispositif de stéréovision active macroscopique. Puis des guides d'images ont été intégrés à cet instrument macroscopique pour évaluer leur impact sur la mesure, et enfin une tête de mesure compacte a été développée et testée. Au cours de ces différentes étapes, le choix de la source optique ainsi que le clivage des guides d'images sont évalués. En fin de chapitre III, une amélioration instrumentale basée sur un actionnement bistable est proposée permettant d'augmenter les performances de la reconstruction tridimensionnelle.

Le chapitre IV est consacré à la mesure tridimensionnelle par l'instrument endoscopique. Il se décompose en trois parties distinctes : l'étalonnage, l'estimation expérimentale des performances et enfin la mesure tridimensionnelle en elle-même. Celle-ci est plus particulièrement centrée sur un environnement statique et donc l'utilisation de méthodes à multiplexage temporel. Divers algorithmes ont été testés allant des algorithmes à code Gray jusqu'aux algorithmes à décalage de phase, la comparaison entre ces différents algorithmes permettant d'effectuer une sélection selon des critères de performances.

Ces études optiques, instrumentales et algorithmiques permettront d'apporter des réponses à la problématique de l'étude. La conclusion et les perspectives seront l'occasion de proposer un bilan et de nouvelles pistes d'études.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
INTRODUCTION GENERALE	5
TABLE DES MATIERES	7
GLOSSAIRE	11
I CHAPITRE I - ETAT DE L'ART DE LA MESURE 3D PAR METHODE OPTIQUE ET SES APPLICATIONS EN ENDOSCOPIE.....	13
I.1 METHODES DE MESURE POUR LA MICROSCOPIE OPTIQUE 3D	15
I.1.1 Introduction.....	15
I.1.2 Interférométrie.....	15
I.1.3 Méthodes holographiques	16
I.1.4 Microscopie confocale.....	17
I.1.5 Méthodes basées sur la projection de lumière structurée	18
I.1.6 Déflectométrie.....	19
I.1.7 Méthodes de mesure alternatives.....	20
I.1.8 Bilan	21
I.2 METHODES DE MESURE DE FORME TRIDIMENSIONNELLES ET LEURS APPLICATIONS EN ENDOSCOPIE MEDICALE.....	23
I.2.1 Introduction.....	23
I.2.2 Stéréovision passive	25
I.2.3 Stéréovision active (projection de lumière structurée).....	26
I.2.4 Forme à partir de l'ombrage (Shape from Shading, SfS).....	27
I.2.5 Forme à partir du mouvement (Shape from Motion, SfM).....	28
I.2.6 Cartographie et localisation simultanées (Simultaneous Localization And Mapping, SLAM)	29
I.2.7 Forme à partir de la focalisation (Shape from Focus, SfF).....	30
I.2.8 Méthode par temps de vol	30
I.2.9 Bilan	32
I.3 INSTRUMENTS ENDOSCOPIQUES POUR LA MESURE OPTIQUE DE SURFACES 3D	34
I.3.1 Endoscopes basés sur la stéréovision passive	34
I.3.2 Endoscopes basés sur la vision passive multivue	36
I.3.3 Endoscopes basés sur la stéréovision active	39
I.3.4 Endoscopes basés sur des méthodes alternatives.....	42
I.4 BILAN	47
II CHAPITRE II - DIMENSIONNEMENT ET ANALYSE OPTIQUE DES SYSTEMES DE STEREOVISION	51
II.1 PARAMETRES DE LA STEREOVISION ET REGLAGE DU SYSTEME OPTIQUE	52
II.1.1 Etendue de mesure, angles de stéréovision et grandissement.....	52
II.1.2 Définition et positionnement des interfaces optiques.....	53
II.1.3 Pupille et ouverture numérique.....	55
II.1.4 Application au cas d'étude.....	56
II.2 DETERMINATION DE LA SENSIBILITE DE MESURE.....	60

II.2.1	<i>Sensibilité globale.....</i>	60
II.2.2	<i>Mesure de sensibilité dans l'étendue de mesure.....</i>	62
II.3	DETERMINATION DE LA RESOLUTION LATERALE DE MESURE.....	65
II.3.1	<i>Introduction.....</i>	65
II.3.2	<i>Facteurs d'influence sur la résolution latérale</i>	67
II.3.3	<i>Réglages permettant d'optimiser la résolution latérale</i>	72
II.3.4	<i>Application au cas d'étude.....</i>	74
I.1.1.	<i>Bilan sur la résolution latérale</i>	77
II.4	MESURE DES PERFORMANCES DE LA STEREOVISION PAR LA MTF	77
II.4.1	<i>Présentation générale de la MTF</i>	77
II.4.2	<i>Valeur de MTF pour des systèmes classiques.....</i>	79
II.4.3	<i>Critère fixant la résolution latérale à partir de la MTF.....</i>	80
II.4.4	<i>Impact du capteur, du projecteur ou des guides d'images sur la MTF.....</i>	81
II.4.5	<i>Retour sur le cas d'étude, analyse optique basée sur la MTF</i>	82
II.4.6	<i>Mesure de MTF dans l'étendue de mesure axiale et latérale.....</i>	85
II.5	BILAN	90
III	CHAPITRE III – DU DISPOSITIF MACROSCOPIQUE A L'INSTRUMENT ENDOSCOPIQUE. CONCEPTION ET VALIDATION.	91
III.1	INTRODUCTION.....	91
III.1.1	<i>Présentation générale.....</i>	91
III.1.2	<i>Utilisation d'une matrice de micro-miroirs (DMD) pour la projection.....</i>	92
III.1.3	<i>Intégration de guides d'images pour déporter la mesure.....</i>	93
III.1.4	<i>Basculement du mode de stéréovision par actionneurs bistables.....</i>	93
III.1.5	<i>Présentation itérative des instruments de mesure.....</i>	94
III.2	ETAPE 1 - CONCEPTION, REALISATION ET VALIDATION D'UN DISPOSITIF DE MICROSCOPIE 3D	95
III.2.1	<i>Présentation</i>	95
III.2.2	<i>Une voie de projection basée sur un DMD</i>	96
III.2.3	<i>Conception du dispositif de stéréovision</i>	98
III.2.4	<i>Performances optiques du dispositif de stéréovision</i>	100
III.2.5	<i>Mesures expérimentales</i>	102
III.2.6	<i>Bilan</i>	104
III.3	ETAPE 2 - INCORPORATION D'UN GUIDE D'IMAGES ET TEST D'UNE SOURCE LASER	105
III.3.1	<i>Présentation</i>	105
III.3.2	<i>Ajout d'un guide d'images</i>	105
III.3.3	<i>Conception du dispositif.....</i>	106
III.3.4	<i>Mesures expérimentales et impact de l'éclairage laser</i>	108
III.3.5	<i>Mesures expérimentales sur pièce de monnaie</i>	114
III.3.6	<i>Bilan</i>	117
III.4	ETAPE 3 - MINIATURISATION DE LA TETE DE MESURE, INTEGRATION DE 2 GUIDES D'IMAGES, CLIVAGE.....	118
III.4.1	<i>Présentation du dispositif de mesure</i>	118
III.4.2	<i>Réglage de la résolution de mesure sur l'objectif.....</i>	120
III.4.3	<i>Clivage du guide d'images.....</i>	121
III.4.4	<i>Résolution du dispositif de mesure.....</i>	123

III.4.5	<i>Bilan</i>	124
III.5	ETAPE 4 - SYSTEME MINIATURISE ET DEPORTE AVEC BASCULEMENT DE MODE DE MESURE (STEREOVISION ACTIVE, PASSIVE)	124
III.5.1	<i>Présentation générale</i>	124
III.5.2	<i>Description de la sonde de mesure</i>	128
III.5.3	<i>Description du Boitier de commande optique</i>	129
III.6	BILAN	135
IV	CHAPITRE IV – MESURE PAR STEREOVISION ACTIVE D’UN INSTRUMENT ENDOSCOPIQUE. ETALONNAGE, ESTIMATION DES PERFORMANCES ET RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE.	137
IV.1	ETALONNAGE DU DISPOSITIF DE MESURE.....	138
IV.1.1	<i>Méthode d’étalonnage</i>	138
IV.1.2	<i>Etalonnage de la voie de capture</i>	141
IV.1.3	<i>Etalonnage de la projection</i>	144
IV.2	VALIDATION EXPERIMENTALE DES CARACTERISTIQUES OPTIQUES.....	145
IV.2.1	<i>Présentation</i>	145
IV.2.2	<i>Etendue de mesure</i>	145
IV.2.3	<i>Sensibilité</i>	149
IV.2.4	<i>Résolution latérale</i>	149
IV.3	RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE.....	157
IV.3.1	<i>Principe de la reconstruction tridimensionnelle</i>	157
IV.3.2	<i>Choix de méthodes de reconstruction à multiplexage temporel</i>	157
IV.3.3	<i>Critères d’évaluation des méthodes de mesure</i>	158
IV.3.4	<i>Motifs à code gray classique</i>	160
IV.3.5	<i>Motifs à code gray de type Maximum Min-SW (MMSW)</i>	162
IV.3.6	<i>Motifs à décalage de phase</i>	163
IV.3.7	<i>Comparaison expérimentale des 4 méthodes à multiplexage temporel</i>	169
IV.3.8	<i>Comparaison entre un profil mesuré avec l’instrument de mesure et par interférométrie</i>	176
IV.3.9	<i>Exemple de reconstruction tridimensionnelle par basculement de mode</i>	176
IV.3.10	<i>Exemple de mesure expérimentale en milieu coloscopique artificiel</i>	178
IV.4	BILAN	180
V	CONCLUSION ET PERSPECTIVES	181
V.1	BILAN DU TRAVAIL EFFECTUE	181
V.2	PERSPECTIVES ENVISAGEES.....	182
V.2.1	<i>Perfectionnement de l’étude optique</i> :.....	182
V.2.2	<i>Perspectives en terme d’algorithmes et de méthodes de mesure</i>	184
V.2.3	<i>Perspectives instrumentales</i>	186
V.2.4	<i>Perspectives en terme de projets</i>	187
VI	BIBLIOGRAPHIE	190
VII	ANNEXE 1 – ANALYSE DE SYSTEMES OPTIQUES PAR CALCUL MATRICIEL	198
VIII	ANNEXE 2 – DESCRIPTION DES SYSTEMES OPTIQUES DU CHAPITRE III	201
IX	RESUMES	202

Glossaire

ABS	Acrylonitrile Butadiène Styène
AFM	Atomic Force Microscope
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CAS	Computer-Assisted Surgery
CCD	Charge-Coupled Device
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
DDL	Degrés de liberté (ddl)
DHM	Digital Holographic microscopy
DLP	Digital Light Processing
DLT	Direct Linear Transformation
DMD	Digital Micromirror Device
DSfM	Deformable Shape from Motion
FFT	Fast Fourier Transform
FP-3DM	Fringe Projection - 3D microscopy
FPGA	Field-Programmable Gate Array
FTP	Fourier Transform Profilometry
GPU	Graphics Processing Unit
HDR	High Dynamic Range
HDRI	High Dynamic Range Imaging
LCoS	Liquid Crystal on Silicon
LED	Light-Emitting Diode
LMA	Levenberg-Marquardt Algorithm
LPM	Line Pairs per Milimeter (lpm)
LSB	Least Significant Bit
LSI	Linearity and Shift Invariance
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
Min-SW	Minimum Stripe Width
MIS	Minimally Invasive Surgery

MMSW	Maximum Min-SW
MMT	Machine à Mesurer Tridimensionnelle
MSB	Most Significant Bit
MTF	Modulation Transfer Function
N.O.	Nombre d'Ouverture
O.N.	Ouverture Numérique
OTF	Optical Transfer Function
PMD	Phase Measuring Deflectometry
PMMA	Polyméthyl methacrylate
PS	Phase Shifting
PSE	Photometric Stereo Endoscopy
PSF	Point Spread Function
RVB	Rouge-Vert-Bleu
SEM	Scanning Electron Microscopy
SfD	Shape from Defocus
SFE	Scanning Fiber Endoscope
SfF	Shape from Focus
SfM	Shape from Motion
SfP	Shape from Polarization
SfS	Shape from Shading
SIM	Structured Imaging Microscopy
SLAM	Simultaneous Localization And Mapping
SLD	Superluminescent Diode
SNOM	Scanning Near Optical Field Microscopy
USB	Universal Serial Bus
μMMT	micro-Machine à Mesure Tridimensionnelle

I Chapitre I - Etat de l'art de la mesure 3D par méthode optique et ses applications en endoscopie.

Le travail présenté dans cette thèse traite de la mesure tridimensionnelle de surfaces par moyen optique, avec un dispositif instrumental miniaturisé de type endoscopique. Afin de cerner les problématiques et solutions existantes liées à la mesure optique tridimensionnelle puis à la miniaturisation des systèmes de mesure, ce premier chapitre en dresse un état de l'art.

La Figure I-1 replace la mesure optique dans le contexte plus général de la mesure de surface 3D. Cette figure fait également ressortir un aspect important : les techniques de mesure optiques vont être différentes selon que l'on cherche à mesurer avec une résolution inférieure au micromètre des surfaces peu étendues, ce qui est le cadre de la microscopie 3D ou bien que l'on cherche à déterminer des caractéristiques macroscopiques de formes 3D avec des résolutions de l'ordre du millimètre. Ces deux types de mesure, microscopique ou macroscopique, vont faire chacun l'objet d'une étude spécifique, et leurs liens réciproques seront également établis.

La microscopie 3D pour la mesure de surface est régulièrement utilisée pour l'inspection dans un cadre industriel. L'inspection de surface reste également une problématique industrielle lorsque les dimensions caractéristiques deviennent macroscopiques. A cette échelle macroscopique, le domaine médical est aussi fortement concerné par l'inspection de surface, notamment la surface d'organes, par exemple pour la détection de polypes ou tumeurs. Le contexte médical de mesure sera donc également détaillé. L'application médicale à un contexte endoscopique est associée à la coloscopie ou encore à la chirurgie mini-invasive (MIS).

La miniaturisation instrumentale des méthodes de mesure afin de se placer dans un contexte endoscopique entraîne des contraintes supplémentaires : la description de systèmes de mesures endoscopiques existants permettra d'en cerner les contours. A l'issue de cet état de l'art, plusieurs choix seront effectués en vue du développement d'un dispositif endoscopique de mesure optique de surfaces 3D.

Ce chapitre débutera par une présentation de la microscopie optique 3D avec ses principales méthodes et ses différentes propriétés. Ensuite, la mesure de forme 3D macroscopiques sera présentée avec ses différentes techniques et placée dans un cadre médical pour la visualisation et mesure de surfaces d'organes. La dernière partie sera consacrée à l'analyse de systèmes endoscopiques de mesure optiques 3D existants ; leurs caractéristiques et leurs apports spécifiques seront détaillés.

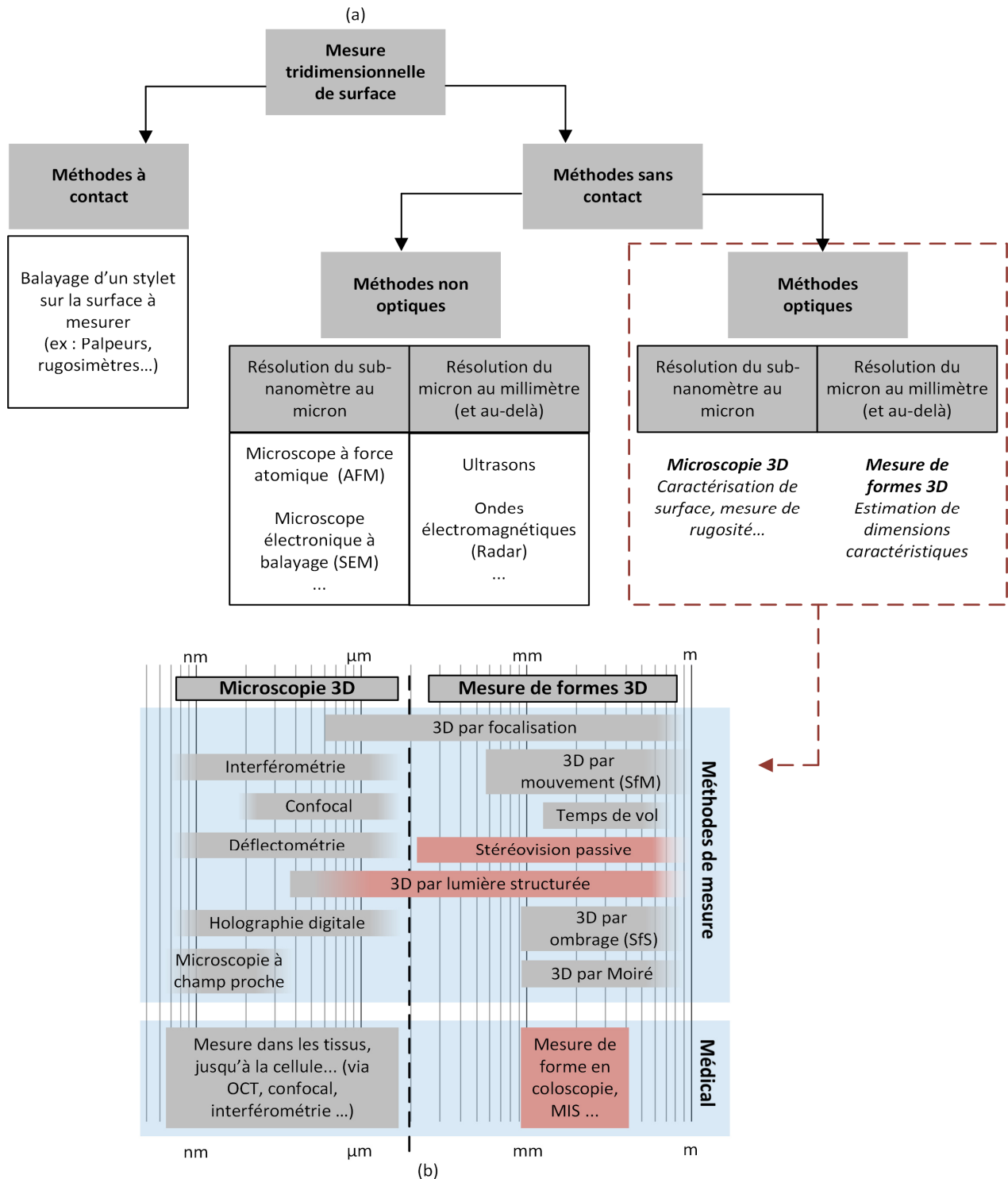


Figure I-1 – (a) Positionnement de la mesure 3D par méthode optique dans les méthodes de mesure tridimensionnelle de surface.

(b) Méthodes de mesures par méthode optique et utilisation dans le domaine médical. Un classement est effectué selon une échelle logarithmique (du nanomètre au mètre) qui donne une indication de la résolution axiale obtenue lors de la mesure 3D.

1.1 Méthodes de mesure pour la microscopie optique 3D

1.1.1 Introduction

Que ce soit dans le domaine industriel ou médical, il est nécessaire de mesurer des profils ou même directement des surfaces afin d'extraire des informations de forme ou également des informations dimensionnelles. Historiquement, les premiers instruments consistaient à balayer une sphère (un point de contact) sur une surface afin de mesurer un profil.

Parallèlement les méthodes optiques se sont développées et ont permis d'effectuer des mesures sans contact et surfaciques. Cela a ainsi évité la dégradation de l'échantillon à analyser et élargi le champ et la vitesse de mesure. Ces méthodes ont permis d'atteindre des résolutions sous le seuil du micron et même du nanomètre pour certaines. La mesure optique de surfaces tridimensionnelles sans contact s'est peu à peu standardisée depuis 2005. Une normalisation a été proposée sur ce thème (norme ISO 25178). Des méthodes de description de surfaces tridimensionnelles et des paramètres standards de mesure y sont définis [4]. On y trouve également des technologies de mesure optiques sans contact bien identifiées et maîtrisées, telles l'interférométrie, la microscopie confocale, la variation focale... Bien sûr, l'ensemble des méthodes de mesure optique sans contact existantes n'y sont pas détaillées, et ceci d'autant plus que la caractérisation de surface 3D par méthodes optiques fait toujours l'objet de nombreux travaux de recherche. Mais la norme en pose un fondement stable et reste en évolution.

Les méthodes de mesure optique pour la microscopie 3D décrites dans la partie qui suit sont en grande partie positionnées dans cette normalisation. Différentes publications ont synthétisées les méthodes optiques de mesure sans contact. Des articles de Chen et al. [5] en 2000, Schwenke et al. [6] en 2002 et de Hocken et al. [7] en 2005 en proposent des synthèses, orientées pour le secteur industriel, et pour des dispositifs allant de la triangulation laser à l'interférométrie en lumière blanche en passant par des méthodes plus atypique. Un livre de R. Leach [8] propose également une description détaillée des principales méthodes de mesure 3D optique avec notamment un chapitre sur une méthode basée sur l'utilisation de lumière structurée pour la microscopie 3D (Structured Imaging Microscopy, SIM) [9].

Cette partie n'est pas orientée vers le domaine médical, car à cette échelle de résolution inférieure au micron, les tissus vont diffuser la lumière dans le volume, et en conséquence l'essentiel des méthodes de mesure optiques connues (confocales, interférométriques...) seront consacrées à des mesures dans la profondeur du tissu, pour détecter des cellules par exemple. Ces méthodes sortent alors du contexte de cette thèse qui est consacrée à la mesure en surface. En revanche, lorsque les résolutions recherchées s'approchent du millimètre (voir partie 1.2), la mesure de surface pour le milieu médical devient possible, et c'est alors la mesure de la surface d'organes (cœur, vessie, poumon, colon, trachée...) qui est réalisée.

1.1.2 Interférométrie

L'interférométrie est utilisée actuellement dans un grand nombre de domaines allant de l'astronomie à la physique des particules en passant par la biologie moléculaire, etc. Cette technique est basée sur l'extraction d'informations à partir de superpositions d'ondes, la plupart du temps optiques [10]. Le principe est d'exploiter les propriétés issues de la superposition de 2 ondes pour remonter à leur état initial avant superposition.

De nombreux systèmes microscopiques sont basés sur les méthodes interférométriques pour la mesure de la topographie de surface. Parmi différentes méthodes d'interférométries, on peut citer : l'interférométrie de Michelson, Mirau, Fizeau... Les interféromètres basés sur ces méthodes fonctionnent sur ce procédé : avec des jeux de lame semi-réfléchissante ou de miroirs, un signal optique émis par une source est divisé en un faisceau de référence et un faisceau de mesure. Le faisceau de mesure va se réfléchir sur la surface à mesurer, puis être dirigée vers le détecteur. Les deux faisceaux vont interférer sur le détecteur et la différence de phase entre le signal de référence et le signal mesuré fournit l'information de topographie recherchée. L'avènement d'actionneurs de grande précision tels les actionneurs de type piézoélectriques a permis d'effectuer des translations ou rotation des miroirs de référence et ainsi d'améliorer les performances des mesures.

Lorsque les ondes incidentes interfèrent sur la même longueur d'onde, on parle d'interférométrie homodynes. Les méthodes hétérodynes utilisent quant à elle le principe d'interférences d'ondes modulées à plusieurs fréquences (par exemples 2 fréquences distinctes). La première utilisation d'un interféromètre hétérodyne a été proposée par E.Sommargren [11], les dispositifs suivant étant principalement des dérivés de ce premier. L'utilisation de ce type d'interféromètre peut donner plus de robustesse lors de la mesure de phase et une mesure moins bruitée que dans le cas des interféromètres homodynes.

Une méthode fréquemment utilisée dans le domaine de l'interférométrie est l'interférométrie en lumière blanche. Elle est basée sur l'émission d'une lumière blanche incohérente en lieu et place d'un laser. Dans ce cas, c'est donc une bande spectrale qui est émise avec une faible cohérence temporelle. Un des avantages de l'interférométrie en lumière blanche est qu'il n'y a pas d'ambiguïté de phase, pas de dépliement de phase à effectuer, lors de la reconstruction de surface comme cela peut être le cas avec les autres méthodes [12].

Le nombre de méthodes interférométriques est vaste (interférométrie à décalage de phase [13], interférométrie à faible cohérence [14], interférométrie de moiré [15], etc.), et cette variété permet d'adapter la technique d'interférométrie à la surface à mesurer. Comme évoqué dans la conclusion de cette partie, le choix de l'interféromètre devra être effectué avec une grande attention compte tenu du type de surface à mesurer.

I.1.3 Méthodes holographiques

L'holographie a été décrite par Gabor en 1948 [16] bien avant l'avènement du laser qui a permis sa mise en place [17]. Avec l'avènement des capteurs numériques (CCD ou CMOS), c'est l'holographie numérique et plus particulièrement la microscopie par holographie numérique (Digital Holographic microscopy, DHM) [18], qui permet d'effectuer des mesures de surface de précision. L'holographie numérique se distingue des autres méthodes de mesure par le fait qu'elle ne mesure pas une image projetée de l'objet (donc l'amplitude d'une onde provenant de l'objet), mais l'information de la totalité du front d'onde provenant de l'objet, c'est-à-dire son amplitude et sa phase. Dans la microscopie holographique digitale, ce n'est pas une lentille qui va permettre de reconstruire une image de l'objet, mais bien un algorithme de reconstruction appliqué sur les mesures du front d'onde capturé, ce qui permet notamment des reconstructions à différentes positions de focalisations en post-traitement.

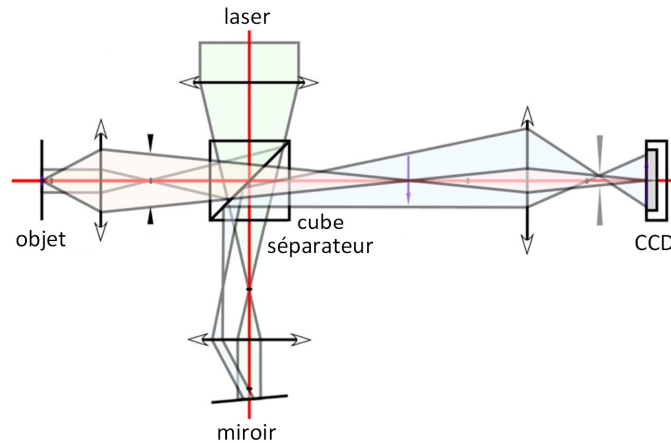


Figure I-2 – D'après [19]. Schéma de principe d'un interféromètre de Michelson pour la mesure en réflexion par holographie digitale.

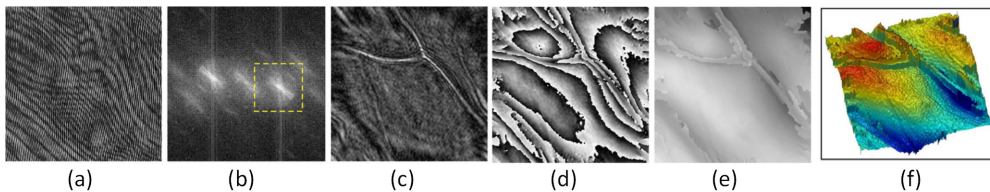


Figure I-3 – D'après [19]. Etapes de reconstruction en holographie digitale appliquée à des cellules d'oignons FOV 100x100 μm , 416x416 pixels. (a) hologramme (b) spectre angulaire (c) image de l'amplitude (d) image de la phase (e) image de la phase dépliée (f) phase en pseudo vue 3D

Un exemple de mesure par holographie digitale est présenté ci-dessus (Figure I-2). Un faisceau laser est émis vers un miroir pour générer l'onde de référence d'une part, et d'autre part vers l'objet ou il va également se réfléchir. Les 2 fronts d'ondes vont finalement se rejoindre sur le capteur CCD où le motif d'interférence entre l'onde de référence et l'onde réfléchi par l'objet (hologramme) va être mesuré ; la phase et l'amplitude du front d'onde émis par l'objet peuvent alors être calculés et la topographie de surface déduite (Figure I-3). Des résolutions axiales inférieures au nanomètre ont pu être obtenues via ce procédé [20].

Ces méthodes de mesure microscopique par holographie digitale se rapprochent des autres méthodes interférométriques par le fait que dans tous les cas, ce sont des mesures d'amplitude et de phase d'ondes qui sont effectuées. L'holographie digitale se distingue de l'interférométrie (à décalage de phase notamment) par le fait qu'elle ne nécessite pas plusieurs positions du front d'onde de référence, et donc pas de balayage vertical de l'échantillon ou de l'objectif. La topographie de surface est capturée en une seule acquisition, ce qui permet davantage de robustesse notamment dans un environnement dynamique ou soumis à des vibrations. De plus l'étalonnage vertical n'est plus dépendant des paramètres d'un actionneur (piézoélectrique par exemple), mais uniquement liée à la longueur d'onde du faisceau émis.

I.1.4 Microscopie confocale

La microscopie confocale [21] consiste à réaliser des sections optiques (« tranches ») d'un objet dans le sens de la profondeur de celui-ci. Le principe général est d'éclairer un point de l'objet à analyser dans le même plan focal (donc conjugué) que celui de l'objectif, grâce au positionnement judicieux de diaphragmes. Ainsi, la lumière provenant des zones hors plan focal sera bloquée par l'extrémité occultante des

diaphragmes et seule la lumière utile, dans le plan focal de l'objectif, sera détectée. L'étape suivante consiste à balayer les différents plans pour obtenir l'information de hauteur sur l'ensemble de la surface et finalement pouvoir reconstruire la forme de l'objet. Il est possible d'appliquer la méthode confocale pour des matériaux opaques, mais également pour des matériaux translucide, la mesure pouvant alors être effectuée dans la profondeur de l'objet, ce qui est notamment le cas pour les tissus biologiques.

Avec ce type de dispositif confocal, il est possible d'obtenir des résolutions de l'ordre de 200 nm latéralement et 600 nm axialement. La mesure confocale convient généralement mieux aux surfaces présentant des pentes locales importantes ou de fortes rugosités contrairement à l'interférométrie qui est plus adaptée à la mesure d'échantillons avec de faibles rugosités.

Une méthode dérivée de la microscopie confocale est la microscopie confocale chromatique [22] où une lumière polychromatique émise avec une focalisation du faisceau à différentes distances axiales selon la longueur d'onde. La dispersion axiale en longueur d'onde du faisceau incident est effectuée par exemple avec une lentille possédant de fortes aberrations chromatiques (Figure I-4), ou sur des principes équivalents.

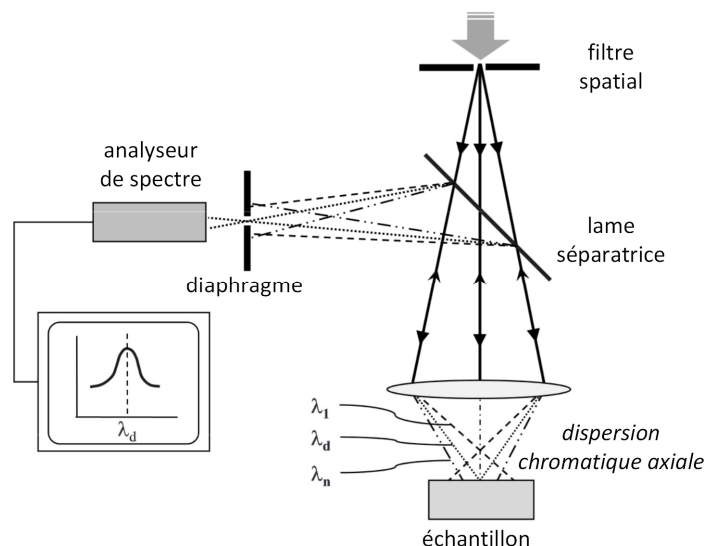


Figure I-4 – D'après [23]. Schéma de principe du microscope confocal chromatique. Pour le microscope confocal classique, l'étendue axiale n'est pas balayée en longueur d'onde comme en confocal chromatique, mais au moyen d'un actionneur.

Au niveau du détecteur, une analyse spectrale permet alors de positionner le point de surface mesuré dans l'étendue de mesure en profondeur, via un étalonnage préalable [23]. L'avantage du microscope confocal chromatique par rapport au dispositif confocal classique est qu'il n'y a pas besoin de balayer axialement l'objet, les longueurs d'ondes étant réparties selon cette direction.

I.1.5 Méthodes basées sur la projection de lumière structurée

Un principe de mesure basé sur la projection de lumière structurée est la microscopie SIM (Structured Imaging Microscopy) [24], ou des méthodes équivalentes [25]. Le principe de base de la méthode SIM est de projeter un ou plusieurs motifs structurés sur la surface à contrôler et de mesurer localement le contraste du motif dans l'image capturée. Cette mesure de contraste est effectuée en balayant l'objet dans sa profondeur. L'adjonction de la projection de motifs permettant une mesure par décalage de phase a permis d'augmenter nettement la résolution de mesure [9].

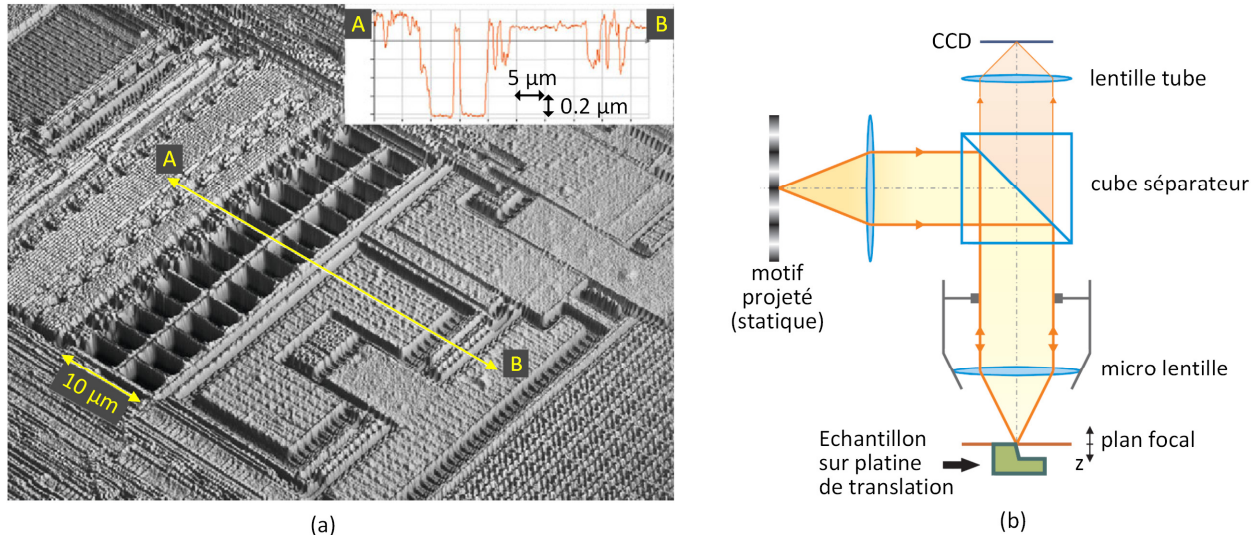


Figure I-5 – D'après [26]. mesure basée sur la microscopie SIM. (a) Image d'un wafer générée par le microscope à technologie SIM. (b) synopsis du microscope

Kranitzky et al. [26] présentent dans un article leur dispositif SIM et les résultats obtenus (Figure I-5). Ils donnent également un détail des caractéristiques de cette méthode de mesure : la source est incohérente, le dispositif n'est pas basé sur de l'interférométrie, cela fonctionne sur des surfaces lisses et rugueuses ; le capteur n'est pas affecté par des limitations de profondeurs de champs, en conséquence, l'ouverture du système d'imagerie peut être la plus grande possible pour augmenter la résolution. Des expérimentations via la méthode SIM ont permis d'obtenir des mesures de forme avec un écart type de l'ordre de +/- 150 nm sur une surface de type miroir [27].

L'utilisation des méthodes de lumière structurées est également possible par méthode de stéréovision active, c'est-à-dire par la projection d'un motif sous une direction donnée et sa capture sous une autre direction [28, 29, 30]. Un microscope binoculaire conventionnel est parfois utilisé comme matériel initial pour effectuer ce type de mesure [31]. Dans une étude récente [32], les auteurs reviennent sur le concept de FP-3DM proposé par Leonhardt et al. [33] et en démontre une application plus récente sur un microscope binoculaire adapté pour cette méthode. L'avantage de ce type de méthode à stéréovision active est qu'elle ne nécessite pas de balayage supplémentaire comme dans la méthode SIM, mais uniquement une projection d'une série de motifs. La résolution par ce type de méthode est limitée par la résolution du dispositif de projection, du dispositif d'imagerie CCD et par la diffraction. Des résolutions de l'ordre du micromètre ont par exemple pu être obtenues sur un objet étalon fabriqué pour l'étude [32]. Dans cette étude, des mesures ont également été validées sur une pièce de monnaie et sur des composants de cartes électroniques.

I.1.6 Déflectométrie

La déflectométrie a pour principe de mesurer la pente locale d'objets réfléchissants [34]. Dans la dernière décennie, de nouvelles méthodes, telles la méthode de déflectométrie par mesure de phase (Phase Measuring Deflectometry, PMD), ont permis d'augmenter sa précision [35, 36].

Dans les méthodes de déflectométrie récentes du type PMD, des franges sinusoïdales sont projetées sur un écran. L'image du motif projeté sur l'écran est ensuite réfléchi par le miroir qui doit être mesuré puis l'image du motif vient se focaliser sur une caméra. La focalisation de la caméra est donc faite sur l'écran où

sont placées les franges sinusoïdales. Si le miroir à mesurer est déformé localement, la phase du motif sinusoïdal s'en trouvera déformée et l'analyse des changements de phase locaux permet de remonter à la mesure des défauts de la surface spéculaire. Les mesures par déflectométrie, de par leur principe, permettent d'évaluer des angles et des gradients de hauteur plutôt que des hauteurs directement. De bonnes précisions de mesures ont été obtenues avec cette méthode, avec par exemple une résolution axiale qui tendrait à se rapprocher du nanomètre sur surfaces lisses [36].

I.1.7 Méthodes de mesure alternatives

La mesure du speckle [37] généré par une surface diffuse permet aussi d'obtenir des informations de surface. Le speckle se manifeste sous la forme d'une granularité dans l'intensité de la lumière détectée. Cette granularité est notamment due à des interférences locales liée à la rugosité de la surface lors de la diffusion d'une lumière cohérente sur celle-ci. Ce phénomène de speckle est alors exploité pour déduire des informations statistiques de rugosité de surface. Des méthodes interférométriques basées sur le speckle (shearographie) permettent également d'extraire la topographie de surface [38].

Des méthodes permettent également d'extraire des informations statistiques sur une surface en mesurant la lumière qu'elle diffuse. Ces méthodes sont donc peu adaptées aux surfaces de type miroir. La mesure de la lumière diffusée peut se faire sur quelques angles de diffusion spécifiques ou bien pour l'ensemble de la diffusion. Différentes type d'informations topographiques statistiques (dont en premier lieu la rugosité moyenne) peuvent alors être extraites basées sur les équations de diffusion de l'onde optique [39, 40].

La conoscopie est une méthode qui s'apparente à de l'interférométrie à polarisation basée sur la projection d'une lumière incohérente. Cette méthode est basée sur la propriété de biréfringence de certains cristaux : un matériau biréfringent possède deux indices de réfraction, un indice de réfraction ordinaire selon un premier axe de polarisation de la lumière et un indice de réfraction extraordinaire selon un second axe de polarisation. Lors d'une conoscopie, un point de surface à analyser est éclairé par un faisceau lumineux monochromatique et spatialement incohérent. Le faisceau réfléchi par la surface est ensuite polarisé selon les 2 axes de polarisation ordinaires et extraordinaires du matériau biréfringent, puis injecté dans le cristal. La vitesse de propagation dans le matériau va être différente selon les 2 orientations de polarisation dans le matériau et donc à la sortie de celui-ci, des interférences vont se produire entre les 2 rayons [41, 42].

Une méthode optique ayant un principe de mesure très différent des autres méthodes présentées au cours de ce chapitre est la méthode de microscopie optique en champ proche (Scanning Near Optical Field Microscopy, SNOM). Contrairement à toutes les autres méthodes présentées dans ce chapitre, la sonde de mesure très fine (pointe de quelques nanomètres d'épaisseur) est placée à une distance de quelques nanomètres de l'échantillon à mesurer et va détecter une onde optique évanescente à la surface de l'échantillon. La sonde est ensuite balayée sur toute la surface de l'échantillon, une boucle d'asservissement réalisant une contre-réaction permettant de suivre la topographie de l'objet. Ce type de microscope obtient des résolutions non limitées à la diffraction, par exemple des mesures avec des résolutions de quelques nanomètres peuvent être obtenues [43].

I.1.8 Bilan

Les méthodes de mesure pour la microscopie 3D sont diverses et vont chacune convenir pour des cas d'utilisation distincts. La plupart de ces technologies de mesure ont atteint leur maturité, leur découverte datant de plusieurs décennies. La grande variété de produits disponibles dans le commerce en montre l'étendue. Le Tableau I-1 présente une succincte liste de microscopes optiques pour la mesure de topographie de surfaces utilisés dans des systèmes commerciaux, et pour des résolutions axiales commençant sous le nanomètre et jusqu'à quelques micromètres.

Société	Nom de l'instrument	Méthode de mesure	Caractéristiques métrologique	Avantages (indiqués par la société)
Alicona	InfiniteFocus standard	Variation focale	Pente jusque 86°, résolution verticale 10 nm	Mesure de pentes abruptes et des rayons de faible dimension. Ajout d'informations de couleur.
STIL	Micromesure Systems	Confocal chromatique	Sonde, résolution axiale 5 nm, résolution latérale 1.1 µm, pente jusque 43°	Mesure des pentes abruptes sur matériaux spéculaires. Mesure d'épaisseurs sur matériaux transparents.
Optimet	ConoProbe Mark 3.0	Conoscopie holographique	Sonde, résolution axiale 0.5 µm, résolution latérale 1 µm, pente jusque 85°	Mesure possible sur surfaces spéculaires et matériaux semi-transparentes.
Eotech	d-Station	Stéréovision active à décalage de phase	Champ de vue 70x90 mm, profondeur de champs 50mm, resolution axiale 5 µm, résolution latérale 75 µm	Mesure rapide sur tout type d'objet diffusant.
Lynceetec	DHM-R2200	Digital holography	profondeur de champ 200 µm détection de pas verticaux de 15 µm avec une résolution nanométrique	Mesure possible sur objets transparents, pas de balayage nécessaire, mesure haute cadence
Novacam	MicroCam-3D	Low-coherence interferometry	Sonde miniature, balayage axial 4 mm, résolution axiale 0.125 µm, résolution latérale 6.4 µm	Large gamme de matériaux (plastiques, verre, metal, silicone, spéculaire, non spéculaires, transparents...).
Zygo	ZVS-200S	Fast Moiré interférométry	Résolution axiale 0.7 um, résolution latérale 4 um	Bonne Rapidité, Précision et répétabilité. Contrôle qualité de soudure en production.
Zygo	Newview 7300	White light interferometry	Balayage axial 150 µm résolution verticale < 0.1 nm résolution latérale > 0.36 µm	Resolution subnanométrique. Vitesse de balayage jusqu'à 135 um par seconde.

Tableau I-1 - Différents microscopes 3D du commerce avec leurs caractéristiques (indiquées dans les spécifications commerciales).

Pour la plupart des systèmes présentés dans le Tableau I-1, différentes versions existent avec des optiques modifiant la profondeur de champ, la résolution axiale... permettant ainsi d'adapter le système à l'application souhaitée. Les caractéristiques métrologiques indiquées dans le tableau correspondent au choix d'optiques permettant d'obtenir la meilleure résolution axiale.

Un article de 2011 de M.Zani-Demange [44] dresse une liste alternative plus complète de microscopes 3D du commerce et propose une classification selon le type de surface à mesurer. Une des conclusions principale de cet article est qu'il est souvent nécessaire de tester préalablement le dispositif de mesure sur le type d'échantillon voulu afin de vérifier que l'instrument corresponde aux besoins. Certains microscopes permettent d'ailleurs de basculer entre différents modes de mesure. Une étude de F. Blais [45] de 2004 reprend également une liste non exhaustive de capteurs de forme tridimensionnelle du commerce allant de résolutions sub-nanométrique à des résolutions supérieures au millimètre, faisant ainsi le lien entre les dispositifs de microscopie 3D et la mesure de forme macroscopique, telle qu'évoquée dans la partie suivante (Partie I.2).

Enfin, une étude de Knauer et al. [46] propose une synthèse sur les capteurs optiques pour la microscopie 3D. Le titre est assez évocateur de la perception des auteurs concernant la variété des méthodes de mesures : « Le zoo des capteurs 3D », et le sous-titre : « Les espèces et leur environnement naturel ». Les auteurs rappellent en effet que la variété des objets sur lesquelles on peut mesurer la forme tridimensionnelle est élevée, la variété des matières à mesurer aussi, allant du métal au plastique, en passant par le silicium, la céramique, le verre et également les tissus biologiques... Ils reprennent les différentes méthodes exposées dans cette partie, allant des capteurs basés sur la lumière structurée à la déflectométrie et précisent leur domaine d'utilisation.

L'incertitude de la mesure va dépendre fortement de la microtopographie de la surface analysée. Par exemple, pour une observation détaillée dans l'étendue micrométrique, l'interférométrie en lumière blanche est adaptée, même si le temps de balayage est parfois long pour des surfaces étendues. La mesure de phase par déflectométrie est très performante et rapide pour la mesure de surfaces spéculaires sans avoir une mise en œuvre trop compliquée. La mesure en stéréovision par projection de frange peut permettre de détecter par un procédé rapide des défauts sur des surfaces rugueuses... Le choix de l'instrument est très clairement dépendant du type d'objet à mesurer (de l'application) et doit être effectué avec attention en fonction des limites métrologiques recherchées.

1.2 Méthodes de mesure de forme tridimensionnelles et leurs applications en endoscopie médicale

1.2.1 Introduction

Comme évoqué dans la partie précédente, les techniques de microscopie 3D sont généralement spécialisées dans la mesure d'étendues réduites avec des résolutions élevées. Lorsque les étendues de mesure vont augmenter et les contraintes en précision vont se relâcher, des méthodes alternatives, telles la stéréovision passive par exemple, peuvent devenir avantageuses. Certaines techniques utilisées en microscopie 3D, comme l'utilisation de lumière structurée ou la détection de forme via la focalisation, restent possible mais avec une instrumentation adaptée à la dimension macroscopique de l'objet mesuré. Savio et al. [47] proposent un classement des méthodes de mesure en contexte industriel selon les dimensions de la zone à mesurer en incluant également les méthodes non-optiques. D'autres études, plus centrées sur les méthodes optiques [45, 48] décrivent et classent également les différentes techniques de mesure de formes 3D.

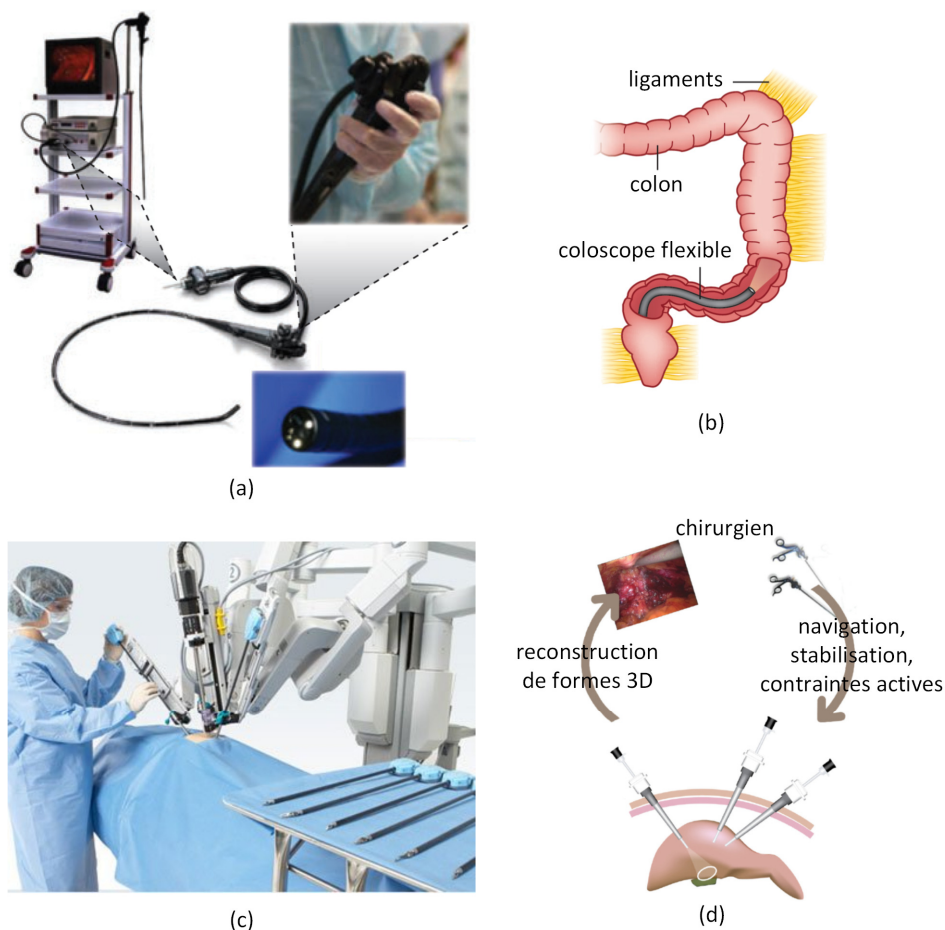


Figure I-6 – (a) système de coloscopie regroupant la tour d'opération, un coloscope flexible, une image de manipulation du praticien et une vue l'extrémité proximale du coloscope [1]. (b) schéma d'une coloscopie. (c) Exemple de manipulation laparoscopique en MIS sur robot Da Vinci (société Intuitive Surgical). (d) Schéma d'une possibilité de flux d'informations en chirurgie MIS où une robotisation avancée assisterait le chirurgien [49].

Certaines méthodes de mesures vont pouvoir être adaptées au contexte médical où la détection de forme est parfois primordiale, notamment en coloscopie ou en chirurgie de type mini-invasive (Minimally Invasive Surgery, MIS) [1, 49, 50].

En coloscopie, le praticien cherche par exemple à détecter des polypes qui ne sont pas toujours visibles sur imagerie classique, la texture uniforme du colon camouflant le changement de relief au niveau du polype. L'utilisation de moyens de mesure basés sur la 3D peut pallier ces inconvénients.

Par ailleurs, l'apport de la mesure de formes tridimensionnelle en chirurgie MIS peut être avantageuse. La chirurgie mini-invasive permet d'accéder à la cible de l'opération à l'intérieur du patient avec un minimum d'incisions de petites tailles, ce qui réduit les traumatismes post opératoires pour le patient. Pour obtenir une vision interne aux organes, des instruments endoscopiques sont alors nécessaires. En contraste à la chirurgie ouverte, le chirurgien a une vue plus restreinte et moins complète de l'espace d'intervention. En compensation, les performances des moyens de visualisation, donc des instruments endoscopiques demandent à être optimisées avec des méthodes permettant de visualiser de manière optimale les tissus internes au patient. La difficulté principale est alors d'effectuer une acquisition précise, rapide et robuste lors de l'opération.

Dans ce cadre, Les méthodes optiques de reconstruction de formes permettent d'apporter des solutions attractives. Les méthodes optiques peuvent être subdivisées en 2 catégories : les méthodes passives qui ont besoin uniquement d'images provenant de caméras, et les méthodes actives qui nécessitent qu'une lumière aux propriétés contrôlées soit projetée sur les tissus. Dans les méthodes passives, on trouve principalement la stéréoscopie, les méthodes monoculaires d'acquisition de formes à partir d'un de ces 3 principes : mesure de l'ombrage (Shape from Shading, SfS), mesure du mouvement (Shape from Motion, SfM) ou mesure de la focalisation (Shape from Focus, SfF), et les méthodes de localisation et de cartographie simultanée (Simultaneous Localization And Mapping, SLAM). Les méthodes actives quant à elles, sont plus particulièrement basées sur la projection de lumière structurée ou sur la mesure par temps de vol.

L'application de ces techniques de mesure optiques à l'environnement médical, parfois contraignant (Figure I-7), demande une attention particulière. Les facteurs compliquant la mesure peuvent être la propriété déformable des tissus et leurs mouvements en cours de mesure. Un autre facteur est le fait que les tissus biologiques sont parfois constitués avec des textures assez homogènes, celles-ci pénalisent certains algorithmes qui recherchent des points caractéristiques pour effectuer une reconstruction tridimensionnelle. De même, obtenir de la précision et de la robustesse dans la mesure n'est pas toujours aisé en présence de zones spéculaires ou de tissus diffusants... Enfin, la nécessaire miniaturisation impose ses contraintes ; par exemple, dans les méthodes de stéréovision passive, une certaine distance entre les centres optiques de deux caméras est nécessaire. Un équilibre est donc à déterminer entre la compacité du dispositif et son exactitude de mesure.

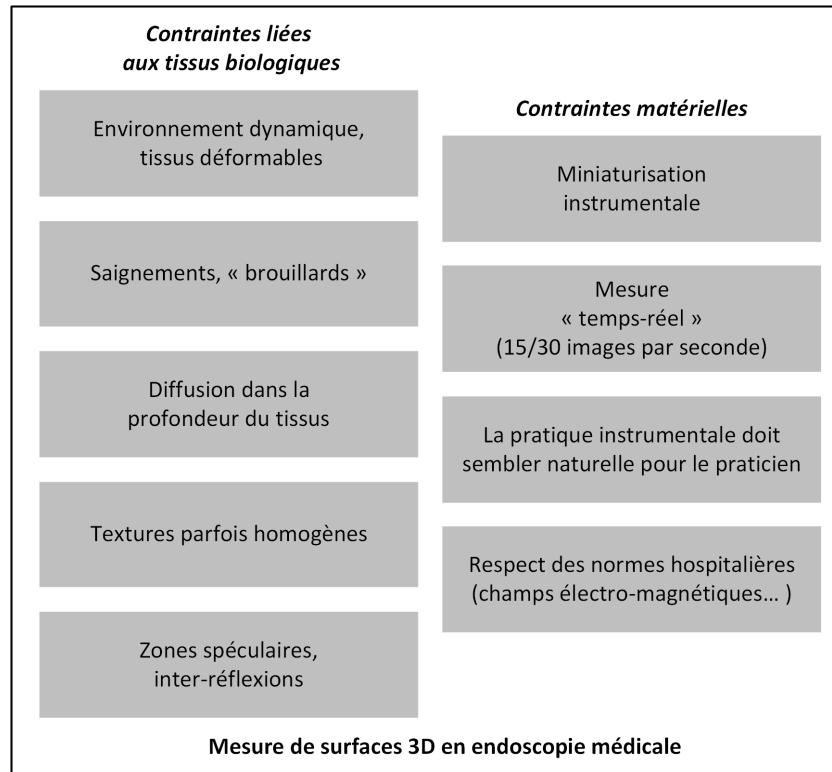


Figure I-7 – Principales contraintes à prendre en compte lors de l'application de méthodes de mesure 3D en endoscopie médicale.

Dans les paragraphes qui suivent, les différentes méthodes de mesure de forme 3D seront détaillées ainsi que leur application dans un contexte médical.

1.2.2 Stéréovision passive

1.2.2.a Description générale

A partir de deux images d'une même surface sous deux angles de vues différents, les algorithmes de stéréovision vont reconstruire la forme de cette surface. Cette technique de vision tridimensionnelle passive demande peu de matériel (2 caméras) et a été très étudiée au cours des décennies précédentes. Elle fait encore l'objet de nombreuses publications. On peut notamment citer un article de Scharstein et al. [51] qui fait la synthèse des performances des techniques de stéréovision passive et leurs méthodes algorithmiques associées. D'autres études ont permis également de développer le même type de reconstruction en augmentant le nombre de vues (supérieur à 2) [52].

1.2.2.b Application à l'endoscopie médicale

Les méthodes de stéréovision passive sont parmi celles qui ont été le plus souvent étudiées pour la coloscopie ou la chirurgie de type MIS, notamment en raison de la facilité de mise en œuvre et de la fiabilité des résultats [53, 54, 55, 56]. La performance en résolution des algorithmes de stéréovision est fortement liée à la résolution des systèmes d'imagerie, mais aussi à l'angle de triangulation du dispositif de stéréovision, et donc de l'écartement entre les caméras. Dans les cas d'endoscopie ou de coloscopie, les distances entre les systèmes de vision ne vont donc généralement pas excéder les 15 mm environ. Cette contrainte va provoquer une diminution de la résolution axiale.

Les premiers endoscopes 3D appliqués à la chirurgie MIS [57] fonctionnaient à une fréquence de 1Hz au niveau de la cadence d'acquisition avec un dispositif basé sur un *FPGA* (Field-Programmable Gate Array). Des fréquences plus élevées, aux alentours de 30 Hz, ont été décrites plus récemment [58]. L'utilisation du GPU (Graphics Processing Unit) permet de diminuer significativement le temps de calcul [59].

Des résultats récents montrent que l'on peut, par exemple, obtenir des résolutions axiales aux alentours de 1,5 mm sur des mesures de modèles en silicones [58].

Les méthodes de stéréovision passive sont peut-être les mieux placées pour être intégrées au milieu médical, elles sont d'ailleurs intégrées dans le système Da Vinci (Sunnyvale, CA, USA). Une étude de 2013 [50] reporte que Karl Storz GmbH ainsi que Richard Worlf GmbH et ConMed Corporation développent des systèmes endoscopiques basés sur la stéréovision. Une des limitations principales des systèmes de stéréovision est leur difficulté à reconstruire fidèlement les zones spéculaires et les faibles variations de textures. Etant donné la faible distance entre les caméras et la flexibilité du dispositif endoscopique, une autre difficulté est d'éviter le changement de configuration des éléments optiques dans la tête de mesure, et donc de maintenir un état d'étalonnage satisfaisant lors de l'intervention. L'étalonnage est également compliqué à maintenir lorsque la focale du dispositif de stéréovision est variable. Enfin la plupart des méthodes de stéréovision présument un éclairage distant et fixe, c'est-à-dire des textures indépendantes des conditions d'éclairage, ce qui n'est pas toujours le cas en endoscopie médicale, d'où des nécessités d'adaptations instrumentales ou algorithmiques.

1.2.3 Stéréovision active (projection de lumière structurée)

1.2.3.a Description générale

Les méthodes de stéréovision active sont basées sur l'utilisation d'une caméra et d'un projecteur contrairement aux méthodes de stéréovision passives qui utilisent deux caméras. La caméra et le projecteur n'ont pas le même angle d'orientation vers la zone à mesurer et cette différence angulaire, l'angle de triangulation, permet de mesurer les variations de profondeur.

Les méthodes de stéréovision active ont également fait l'objet de nombreuses études suivant le type de motif projeté (couleur, niveau de gris, noir et blanc, variations d'intensité discrète ou continue...), et le nombre de ces motifs projetés (multiplexage temporel ou non). Différentes synthèses en regroupent les différentes approches [60, 61, 62, 63]. Ces méthodes sont similaires à celles présentées en microscopie 3D, notamment la méthode FP-3DM, mais avec des choix d'optiques et de matériels compatibles avec des champs de vue plus grand, et donc des résolutions axiales plus élevées.

Les résolutions de mesure des méthodes actives sont généralement plus élevées que celles des méthodes passives, ceci résultant du choix et du nombre, en général optimisé, des motifs projetés. La difficulté de mesure en zones faiblement texturées disparaît avec les méthodes actives, la projection d'un motif ajoutant elle-même la variation d'intensité sur la scène à mesurer.

1.2.3.b Application à l'endoscopie médicale

L'avantage des systèmes basés sur de la lumière structurée sont leur vitesse, précision et la robustesse de la reconstruction 3D, même dans le cas où les objets sont faiblement texturés et n'ont pas de détails clairement identifiés, la projection de motifs sur la scène à mesurer créant elle-même les détails utiles à la reconstruction. Parmi les inconvénients que l'on peut noter sur ces systèmes, le principal vient du fait qu'ils sont basés sur de la triangulation de la même façon que les dispositifs de stéréovision passive. La source de projection et la caméra doivent donc être éloignées pour créer un angle stéréoscopique. En endoscopie cet éloignement est généralement limité au diamètre de la tête endoscopique.

Une autre difficulté à surmonter est de réussir à faire parvenir sur l'objet suffisamment de lumière par l'intermédiaire du système endoscopique. Ce problème est général dans le cas de l'endoscopie, mais encore plus flagrant dans le cas de l'endoscopie par projection de lumière structurée. En effet, dans ce cas, des contraintes de profondeur de champs du motif projeté demandent parfois l'ajout de diaphragmes à la voie de projection qui est également la voie d'éclairage, ce qui est une source supplémentaire de pertes lumineuses. Les endoscopes, laparoscopes ou coloscopes basés sur de la lumière structurée ont fait l'objet de quelques études avec des motifs projetés par réseau de diffraction [64, 65] ou par projecteur miniature de type DMD (Digital Micromirror Device) ou LCoS (Liquid Crystal on Silicon) [66, 67]. La partie 1.3.3 en présente les détails. L'utilisation du balayage laser est également une possibilité [68, 69].

1.2.4 Forme à partir de l'ombrage (Shape from Shading, SfS)

1.2.4.a Description générale

Les méthodes de SfS sont basées sur l'analyse de l'intensité de lumière réémise par une surface [70], ce sont des méthodes de vision passives. L'hypothèse de base est que la lumière est diffusée de manière déterministe en fonction d'un modèle de réflectance de la surface et de l'orientation de la source d'éclairage. En conséquence, en connaissant ces paramètres, l'orientation de la surface peut être calculée à partir de la quantité de lumière qu'elle renvoie dans la direction de la caméra, puis en intégrant les différentes orientations de surface, il est possible de remonter à la forme de cette surface.

L'avantage de cette méthode est que le matériel nécessaire est constitué d'une unique caméra, ce qui en fait un système de capture très simple et équivalent à un système d'imagerie 2D. Le premier à formuler l'équation utilisée en SfS est Horn [71] en trouvant la solution du premier ordre à une équation aux dérivées partielles décrivant la luminosité de la surface à mesurer. Mais trouver un modèle unique n'est pas un problème simple, et les résultats obtenus sont encore peu précis, notamment dans les cas où les propriétés de réflexion ou de diffusion de la surface ne sont pas connues avec précision ou sont changeantes. La grande majorité des algorithmes de SfS présument d'ailleurs que le modèle de réflectance de la surface est Lambertien, ce qui est généralement une approximation assez large. Lorsque le résultat recherché est l'aspect général de la forme de la surface plutôt que sa mesure précise, tel que cela peut arriver en endoscopie médicale par exemple, alors de telles méthodes s'avèrent utiles, notamment grâce à l'extrême simplicité de leur mise en œuvre.

1.2.4.b Application à l'endoscopie médicale

Une des premières équipes à l'appliquer au cas de l'endoscopie médicale a été Okatani et Deguchi [72]. En endoscopie des contraintes supplémentaires sont appliquées aux algorithmes classiques de SfS parce qu'il n'est pas possible de se baser sur l'hypothèse d'une source lumineuse placée à longue distance de la cible avec des rayons lumineux incidents quasi parallèles. Donc ce modèle de projection, nommé modèle orthographique, se trouve mis en défaut. L'hypothèse réalisée par Okatani et Deguchi est que la source lumineuse serait un unique point placé au centre de projection. Mais leur méthode peut se trouver mise en défaut en cas d'inter-réflexions et si le modèle de réflectance est non-uniforme.

De nombreuses études se sont penchées sur les algorithmes de SfS [73, 74, 75] pour des résultats de reconstruction qualitatifs sur la forme reconstruite. Des méthodes de SfS récentes ont été appliquées au cas de la laparoscopie avec des résultats proches du « temps réel » grâce à l'appui des performances d'un GPU pour le calcul, avec par exemple 23 images par secondes pour des images de 720x576 pixels [76].

Un des avantages que l'on peut reporter pour les méthodes de SfS utilisées en endoscopie est que la position de l'éclairage est bien connue par rapport à la position de la caméra. Cette caractéristique peut être exploitée lors de l'utilisation des algorithmes de reconstruction [77]. L'utilisation des couleurs a également permis d'améliorer les performances algorithmiques [78]. Cependant, si l'on s'écarte des hypothèses restrictives (notamment un modèle de réflectance de surface lambertien) appliquées aux méthodes de SfS, cette méthode devient très rapidement complexe. Un inconvénient des méthodes de SfS est que le résultat n'est pas reporté dans un espace de coordonnées métriques, mais sont extraites uniquement des orientations relatives entre surfaces. Dans ce cadre, la combinaison de SfS avec des méthodes stéréoscopiques pourrait permettre de pallier ce défaut.

1.2.5 Forme à partir du mouvement (Shape from Motion, SfM)

1.2.5.a Description générale

Les méthodes de reconstruction de forme à partir du mouvement [79, 80] sont des méthodes monoculaires. A partir d'une succession d'images de la même surface, mais légèrement décalées entre elles car généralement issues d'une vidéo de mouvement autour d'un objet, la forme de la surface capturée peut être reconstruite. La méthode de reconstruction peut en conséquence s'apparenter à la reconstruction d'image par stéréovision ou par vision multi-vues, mais avec un multiplexage temporel plutôt que spatial.

Des méthodes basées sur l'analyse du flux optique ont été appliquées pour effectuer la reconstruction tridimensionnelle [81]. L'avantage principal de ces méthodes de SfM est qu'elles sont d'une application très simple, car basées sur du matériel utilisé pour de la vision à un objectif, donc notamment exploitées en endoscopie médicale.

1.2.5.b Application à l'endoscopie médicale

Les études de SfM appliquées à l'endoscopie médicale sont nombreuses, notamment dans le domaine de la coloscopie [82, 83]. Une difficulté supplémentaire est aussi liée au fait que les tissus sont déformables et suivent un mouvement dynamique en cours de capture, ceci représente l'obstacle principal à l'utilisation

des méthodes de SfM, les méthodes appliquées sont alors de type DSfM (Deformable Shape from Motion) [84, 50].

Des méthodes de SfM ont été appliquées dans des contextes d'optimisation, par exemple avec l'utilisation d'un endoscope « ultrafin » basé sur le balayage d'une fibre optique (SFE) [85]. Ceci a abouti à la conception d'un dispositif fortement miniaturisé ayant la capacité de reconstruire des formes tridimensionnelle. Il existe également des applications de la méthode de SfM testé dans un colon artificiel avec un objectif de type fish-eye et un étalonnage robuste [86].

1.2.5.c Associations des méthodes SfS et SfM.

Dans le domaine de la reconstruction 3D par vision monoculaire en milieu médical, les méthodes de SfS et de SfM sont celles qui sont le plus adaptées. Leur avantage est qu'elles ne demandent pas de matériel supplémentaire et leur association peut permettre, dans certains cas, de lever des ambiguïtés sur le résultat et donc d'améliorer les performances [87]. La principale difficulté qu'elles rencontrent est d'effectuer une reconstruction fiable lorsque des phénomènes imprévus et donc non modélisés surviennent, telle la présence de sang, d'occlusions...

1.2.6 Cartographie et localisation simultanées (Simultaneous Localization And Mapping, SLAM)

La méthode SLAM était à l'origine utilisée pour des applications d'aide à la navigation en robotique basé sur des lasers et sonars. L'objectif dans ce cas était pour le robot de se localiser tout en cartographiant (mapping) son environnement. L'estimation de ces deux paramètres, localisation et cartographie, se faisant en une seule estimation d'état dans un cadre probabiliste. Cette méthode a ensuite été reformulée pour des caméras [88]. Puis également appliqué aux cas de l'endoscopie médicale, parfois en temps réel [89].

Le principe général est le suivant : le système alterne entre une phase de prédiction de la prochaine position de la caméra (et donc prédiction des prochains points mesurés sur la surface) et une étape de mise à jour de cette position (via la mesure des positions des points caractéristiques de la surface) puis de cartographie. Ce modèle de calcul SLAM est basé sur une approche probabiliste et permet de modéliser des incertitudes ou du bruit sur les estimations ou sur la mesure, par exemple via des filtrages de Kalman. Pour le positionnement 3D des points caractéristiques, des systèmes stéréoscopiques [90, 91] ou monoscopiques (par exemple basés sur le SfM) peuvent être utilisés, les applications monoscopiques présentant malgré tout un soucis de détermination d'un facteur d'échelle.

Les futurs challenges pour la méthode SLAM sont de créer des cartographies à forte densité de points, de pouvoir récupérer et se repositionner lors d'échecs de localisation et de pouvoir traiter les déformations locales qui peuvent se produire dans les cas endoscopiques [92], ce dernier aspect représentant la plus grande difficulté à surmonter.

1.2.7 Forme à partir de la focalisation (Shape from Focus, Sff)

1.2.7.a Description générale

Dans les méthodes de mesure de forme par focalisation (Sff), Les mesures de profondeur et de distance sont calculées via la recherche de la meilleure focalisation [93]. Le principe est de chercher, via un balayage vertical, la position axiale dans la profondeur de champ où le contraste est maximal, indice d'une focalisation et donc d'une netteté optimale. Le plan focal où la netteté a été estimée comme la meilleure correspond à la hauteur axiale de la zone mesurée, d'où une reconstruction tridimensionnelle de la surface.

Le fait qu'il faille réaliser un balayage vertical rend compliqué voire impossible les mesures sur scènes dynamiques. Une autre méthode, nommée SfD (Shape from Defocus) [94], est parfois utilisée en alternative aux méthodes de Sff. Elle exploite directement le flou dans une unique image pour retrouver la profondeur, donc sans nécessité de balayage de la focalisation. En contrepartie, un étalonnage précis doit être réalisé avant la mesure.

On peut distinguer deux types de méthodes de Sff, les méthodes actives et passives. Dans le cas des méthodes passives, c'est la texture de l'objet qui est exploitée pour déterminer la zone de meilleure focalisation. Un des inconvénients des méthodes passives est que la résolution axiale dépendra de la texture de l'objet et ne sera pas donc pas uniforme. Dans le cas des méthodes actives, un motif supplémentaire est projeté sur l'objet permettant d'améliorer la qualité de la mesure. Ce principe appliqué à la microscopie de type SIM a permis d'obtenir des résolutions axiales sub-micrométriques [27].

1.2.7.b Application à l'endoscopie médicale

Les méthodes de Sff ont, dans de rares cas, été appliquées au domaine de l'endoscopie [95]. Ce type de méthode présume que la surface est suffisamment texturée et que la scène est statique le temps que de multiples images sont capturées, ce qui n'est pas toujours adapté au cas médical. L'avantage de ces méthodes est qu'elles sont monoculaires et donc simples à mettre en œuvre instrumentalement, avec malgré tout la nécessité d'ajouter un actionnement pour le balayage dans la méthode Sff. Cet actionnement génère des contraintes d'encombrement et de dynamique de mesure, ce qui pénalise l'utilisation de la méthode Sff en endoscopie médicale. L'utilisation simultanée des méthodes de Sff et SfD peut permettre de faire des mesures de profondeurs en endoscopie ou coloscopie [96].

1.2.8 Méthode par temps de vol

1.2.8.a Description générale

Les techniques de mesure optique par temps de vol sont généralement basées sur la mesure du temps de propagation aller-retour d'une onde lumineuse réfléchi par une surface [97]. Ces méthodes utilisent par exemple des lasers pulsés pour l'émission et des photodiodes à avalanche pour l'acquisition. Lorsque la mesure de distance se fait par des méthodes de modulation d'amplitude, il est possible d'obtenir des résolutions comprises entre 3 et 5 mm. Les méthodes par modulation de fréquence donnent quant à elle des résolutions submillimétriques [98]. Deux articles [99, 100] proposent une synthèse des différentes

méthodes de mesure par temps de vol, le tableau ci-dessous en propose une comparaison avec les méthodes de stéréovision actives et passives.

différences	caméras à temps de vol	stéréovision passive	stéréovision active
problème de mise en correspondance	non	oui	oui
calibration extrinsèque	non, quand utilisée seule	oui	oui
auto illumination	oui	non	oui
surfaces non texturées	++	-	++
résolution de reconstruction	+	++	+++
résolution d'image	jusqu'à 204x204	haute résolution	
cadence d'image	jusqu'à 25 fps	25 fps en général (peut monter au-delà)	

Tableau I-2 - D'après [100]. Comparaison entre la mesure par temps de vol, par stéréovision et par lumière structurée.

De nouveaux capteurs de temps de vol peu onéreux basé sur la technologie « Photonic-Mixer-Devices » ont fait leur preuve pour la reconstruction d'objet 3D face aux capteurs de stéréovision pour extraire les informations de distance, un de leurs avantages est la simplicité d'extraction de la profondeur [101]. Ces technologies restent principalement pour le moment adaptées à la mesure d'objet macroscopique avec des résolutions axiales supérieures à quelques millimètres, la bande passante des photo-détecteurs limitant la résolution axiale.

1.2.8.b Application à l'endoscopie médicale

Le premier endoscope médical basé sur le temps de vol a été proposé en 2009 par Penne et al. [102]. Une caméra avec une (faible) résolution de 48x64 était alors couplée avec un endoscope rigide standard. Comme reporté dans l'article de synthèse [50], la société Richard Wolf GmbH a récemment proposé leur premier endoscope à temps de vol couplé à un éclairage en lumière blanche qui permet de générer des images en relief (la distance étant représentée par des niveaux de gris) à des cadences aux alentours des 30 images par secondes.

Le principal avantage de la mesure par temps de vol est la haute cadence de mesure et la simplicité algorithmique pour la récupération de la profondeur. Ces méthodes souffrent pour le moment d'erreurs systématiques (dues à des dérives thermiques, au temps de mise en route, au type de surface mesurée...), dans la mesure de distance et de bruit de mesure. Un étalonnage très précis pourrait permettre de compenser en partie les erreurs systématiques. De plus des soucis de mesure existent dus à la diffusion et pénétration de la lumière dans les tissus, aux inter-réflexions... Pour l'instant, les endoscopes à temps de vol souffrent d'un manque de résolution dans la mesure de profondeur sur tissus biologiques (supérieur à quelques millimètres), cependant une forte augmentation de l'utilisation de caméras à temps de vol dans une variété de domaines autres que l'endoscopie ainsi qu'une possibilité de forte miniaturisation de tels capteurs pourraient prochainement les rendre utilisable dans un nombre d'applications médicales.

I.2.9 Bilan

Tout comme les méthodes de microscopie 3D, les différentes techniques de mesure de forme macroscopique ont chacune leur champ d'application privilégié. Les méthodes monoscopiques ont l'avantage de leur compacité et peuvent parfois être utilisées directement sur le matériel médical existant (coloscope, laparoscope...). Les performances obtenues avec ces méthodes seront cependant moindres que les méthodes à 2 caméras ou à projection de lumière structurée.

L'utilisation des méthodes de mesure de formes à partir du mouvement (SLAM ou SfM) sont en fait des méthodes monoscopiques qui vont exploiter différentes vues d'une même scène au cours du temps. Elles combinent donc généralement certains avantages des méthodes à plusieurs vues avec la compacité des systèmes monoscopiques. Cependant elles ont un risque d'être mises en défaut dans un environnement dynamique, et la détection et le suivi de points caractéristiques dans le flux d'image peut être un problème algorithmique ardu.

Les méthodes de vision par lumière structurée apportent quant à elles l'avantage d'avoir un résultat moins dépendant de la texture de la zone à mesurer que pour les méthodes classiques de stéréovision du fait qu'elles apportent leur propre motif sur la scène à mesurer. De plus, si le motif est unique, ces méthodes à lumière structurée pourront être temps réel. Si le temps réel n'est pas nécessaire ou que la scène à mesurer est statique, la projection d'une série de motifs permettra des gains en résolution, amenant ainsi ce type de méthodes à devenir plus précises. Dans ce cas de mesure statique, les mesures par focalisation (SfF) apportent également une réponse résolue.

Quant à la mesure par temps de vol, elle est encore à un stade expérimental dans le domaine de l'endoscopie 3D, mais les récents développements autour de ce principe semblent prometteurs. La méthode est monoscopique, basée sur des algorithmes simples, et l'amélioration de la qualité des capteurs pourraient augmenter son potentiel.

Le Tableau I-3 propose une synthèse des différentes méthodes classées selon différents critères. La combinaison de plusieurs de ces méthodes peut permettre de résoudre des cas de mesures problématiques, comme par exemple la combinaison des méthodes de SfM et de SfS, comme cela a été évoqué en paragraphe I.2.5.c.

méthode	stéréovision passive	stéréovision active	SfF	SfS	SfM et SLAM	temps de vol
système actif/passif	passif	actif	passif	passif	passif	actif
profondeur de champ	dépend de l'angle de stéréovision	dépend de l'angle de stéréovision	équivalente au balayage en Z	= la profondeur de champ caméra	= la profondeur de champ caméra	du centimètre au mètre
du matériel supplémentaire (à l'endoscopie 2D) est requis	oui, 2 caméras au lieu d'une	oui, un système de projection	oui, ajout d'un actionneur	non	non	oui, un capteur à temps de vol
temps réel (30 hz) possible ?	oui, avec GPU	oui, si un unique motif	non, si balayage en Z	oui	oui	oui
textures unie = perte de résolution	oui	non	oui	non	oui	non
résultat perturbé en environnement dynamique	non	non, si un unique motif	oui	non	oui	non
résultat perturbé par la diffusion dans la matière	non	oui	non	non	non	oui
la résolution latérale se rapproche de la résolution du capteur	oui	non, proche de la résolution du motif	oui	oui	oui	oui
résolution axiale pouvant s'approcher du mm (ou moins)	oui	oui	oui	non	oui	non
résolution axiale pouvant passer sous la centaine de microns	non	oui, si plusieurs motifs	oui, balayage en Z par petits incréments	non	non	non
étudié pour l'endoscopie médicale (MIS, coloscopie...)	+++	+	peu	+	+++	peu

Tableau I-3 – Comparaison des différentes méthodes de mesure de forme 3D appliqué au cas de l'endoscopie médicale

1.3 Instruments endoscopiques pour la mesure optique de surfaces 3D

1.3.1 Endoscopes basés sur la stéréovision passive

1.3.1.a Endoscope monoculaire à 2 angles de vues avec filtrage spectral

La stéréovision monoculaire, mais avec deux angles de vues a fait l'objet d'études pour le domaine endoscopique. Pour obtenir cet effet, le principe est de séparer les rayons à l'intérieur du système optique en deux faisceaux distincts, par exemple par le biais d'ouvertures hors axes. La position des ouvertures dans le système optique est choisie de telle manière à ce que les faisceaux proviennent de la même zone à analyser, mais selon des angles d'incidences différents. Ces faisceaux vont ensuite s'imager sur le capteur d'imagerie selon deux alternatives : soit chacun sur une portion du capteur, soit sur l'ensemble du capteur, mais avec un séquençement temporel. Chacun des angles de vues est ensuite analysé pour extraire l'information de profondeur.

Ce type de dispositif a notamment été couplé à un système de filtrage en longueur d'onde du signal optique et testé sur une caméra miniature avec un objectif composé de lentilles de 3 mm de diamètre [103]. Le principe est de placer une double ouverture à l'intérieur de la caméra qui va générer deux points de vue différents. Chaque angle de vue pouvant s'imager sur l'ensemble du capteur. La séparation entre les deux angles de vue va donc être séquencée temporellement : c'est alternativement l'une ou l'autre des ouvertures, et donc l'un ou l'autre des angles de vue qui va être activé. La méthode de sélection des deux ouvertures est basée sur la longueur d'onde de la lumière (Figure I-8). Un filtre multi-bandes, laissant passer trois bandes de longueurs d'ondes (une dans le rouge, une dans le bleu et une dans le vert) est déposé sur un support en verre constituant la première ouverture. Un filtre complémentaire à trois bandes (sur des longueurs d'ondes adjacentes au premier filtre, dans le rouge, vert et bleu) est déposé sur le support en verre de la seconde ouverture. La sélection de l'une ou l'autre des ouvertures est réalisée par une source d'éclairage à sélection de bande spectrale. En projetant la lumière sur les bandes spectrales de la première ouverture, celle-ci est sélectionnée, et de même pour la seconde ouverture.

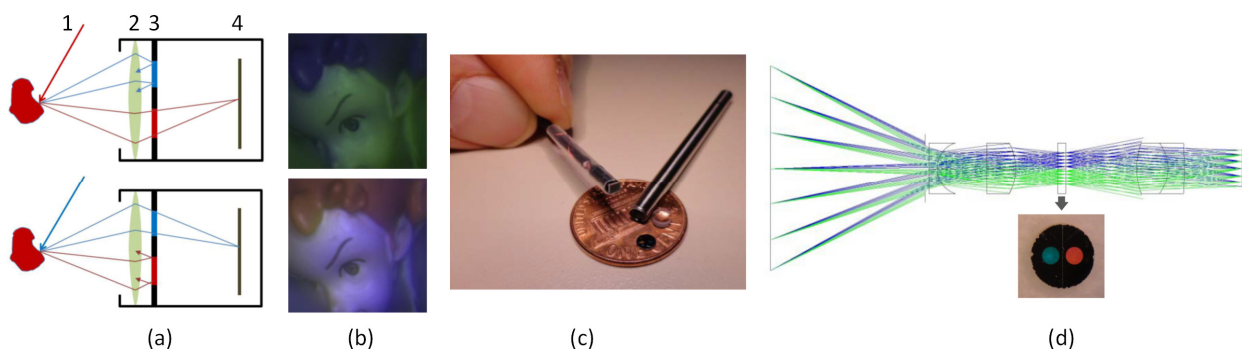


Figure I-8 – D'après [103]. (a) schéma de principe de l'endoscope : 1- l'illumination est effectuée en choisissant un spectre d'émission adapté à l'une des deux ouvertures . 2- objectif. 3- double ouverture à sélection de bande spectrale. 4- plan image. (b) exemple de paires d'images obtenues par 2 filtres à bandes spectrales différents. (c) photos de l'intérieur de l'instrument, les lentilles ont des diamètres de 3 mm. (d) Schéma optique du dispositif avec une photo de la double ouverture à sélection de bande spectrale.

En projetant séquentiellement selon six bandes spectrales, deux images stéréoscopiques en couleur (Rouge, Vert, Bleu) peuvent ainsi être capturées. Il n'y a pas besoin d'électronique dans la tête de mesure

pour le basculement des voies, il suffit de modifier la longueur d'onde de la source lumineuse. De même, l'ensemble du capteur (400 x 400 pixels) est exploité pour chacune des vues, ce qui permet de conserver la résolution d'origine, ce qui est intéressant notamment en endoscopie où la miniaturisation peut altérer la résolution du système d'imagerie. L'inconvénient principal réside dans le fait que la capture d'un couple stéréoscopique demande au minimum une capture de 2 images successives dans le temps et jusqu'à six pour des images en couleurs. Par ailleurs, le dépôt de filtres doit être réalisé avec précision dans les longueurs d'ondes utiles et la sélectivité élevée des filtres pour éviter les chevauchements de bandes spectrales.

L'utilisation de cristaux liquides pour réaliser le séquençage temporel entre les 2 voies optiques d'un dispositif d'endoscopie monoscopique a également été proposée comme solution par une autre équipe de recherche [104].

1.3.1.b Endoscope monoculaire actionné

Ajouter de l'actionnement dans une tête de mesure peut également permettre de passer d'un système d'imagerie 2D à un système de mesure de forme. Une équipe a proposé un système type stéréoscopique basé sur l'inclinaison variable d'un disque de verre [105]. Lorsque qu'on incline une lame de verre sur le passage de rayons lumineux, ceux-ci vont se translater d'une valeur liée à l'angle d'inclinaison de la lame de verre et à leur épaisseur. En couplant ce principe à une lentille, on obtient le principe suivant : le décalage de l'image d'un objet dû à l'inclinaison de la lame de verre sera fonction de sa distance au système optique. Donc pour 2 inclinaisons opposées, on peut considérer qu'il y a deux images prises sous deux angles différents, ce qui correspond au principe de vision stéréoscopique. (Figure I-9)

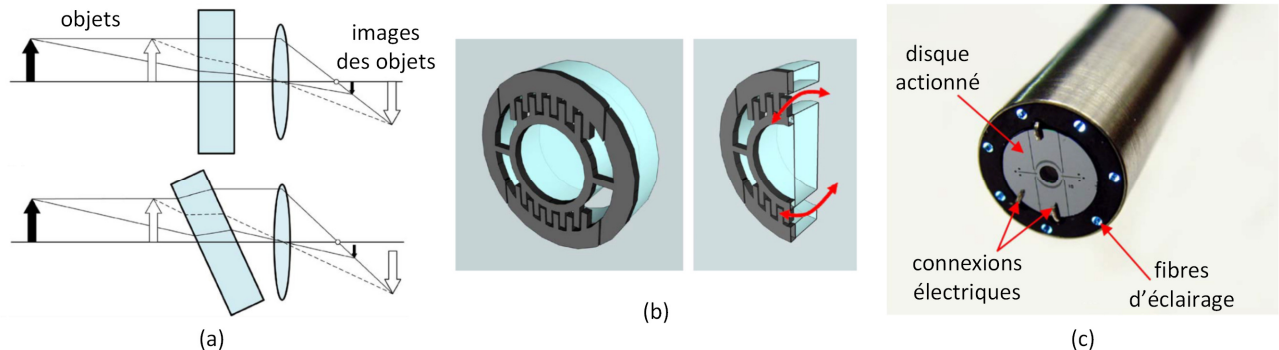


Figure I-9 – D'après [105]. (a) principe de fonctionnement de la mesure de distance avec une lame inclinée. Le décalage des images, orthogonalement à l'axe optique, est fonction de leur distance au système d'imagerie. (b) schéma de principe décrivant la rotation de la lame de verre cylindrique. (c) photo de l'endoscope, la partie circulaire noire centrale correspond à la lame de verre qui est mise en rotation.

Le dispositif d'inclinaison de la lame de verre a été réalisé en technologie MEMS. Le système actionné miniaturisé est constitué d'un disque de verre, une structure d'actionnement en silicium de type peigne et un anneau de verre qui supporte la structure en silicium. L'ensemble du dispositif est conçu avec une forme cylindrique fine pour s'intégrer facilement à l'endoscope final. L'actionneur MEMS est ensuite alimenté par un signal en créneau jusqu'à la mise en résonance du dispositif qui se situe aux alentours de 816 Hz. Cela permet d'obtenir d'obtenir angles extrêmes à $\pm 10.7^\circ$ et à une fréquence de 414 Hz. La caméra est synchronisée sur cette fréquence de vibration et capture alternativement des images quand la lame de verre est dans l'un ou l'autre des angles extrêmes. Dans cette étude, des couples d'images sont extraits, le principe stéréoscopique est évoqué, mais ses performances restent à évaluer.

La même équipe a proposé également un principe d'actionnement permettant d'obtenir de la stéréovision en traduisant une lentille parallèlement au capteur d'imagerie [106], ce qui permet également des mesures de profondeur avec un système monoscopique. Il reste néanmoins le défaut d'un angle stéréoscopique faible pénalisant la résolution en profondeur.

I.3.2 Endoscopes basés sur la vision passive multivue

I.3.2.a Endoscopie par capteur plénoptique

L'utilisation de caméras plénoptiques pour récupérer la forme tridimensionnelle d'objets a été proposée et décrite initialement en 1992 [107]. De nombreuses équipes se sont penchées sur les possibilités d'un tel système, notamment Ng et al. [108] qui se sont attachés à l'appliquer sur des systèmes photographiques standards. Le modèle plénoptique a également été appliqué à la microscopie 3D [109].

Le principe des caméras plénoptique est de ne plus seulement capturer une image de la scène, mais de mesurer plutôt le champ lumineux incident en fonction de son orientation spatiale (Figure I-10). Cette mesure permet d'obtenir des résultats plus complets que la mesure directe d'une image de la scène. Par exemple il est possible, en recomposant spécifiquement le champ lumineux capturé, de choisir a posteriori (donc en post-traitement) la focalisation de la scène. Une carte de profondeur de la scène peut aussi être calculée, et c'est cette propriété qui est exploitée en mesure 3D.

Le principe matériel est d'insérer une matrice de microlentille entre la lentille principale de la caméra et le capteur CCD. Au lieu d'imager la scène à capturer sur le capteur CCD, la lentille principale forme tout d'abord une image de la scène sur le réseau de microlentilles. Et chaque microlentille va ensuite elle-même imager les rayons incidents sur une portion du capteur CCD. Ce principe permet de ne pas mesurer uniquement l'intensité lumineuse arrivant sur une microlentille, mais bien la quantité de lumière arrivant sur la microlentille en fonction de la direction des différents rayons incidents (Figure I-10).

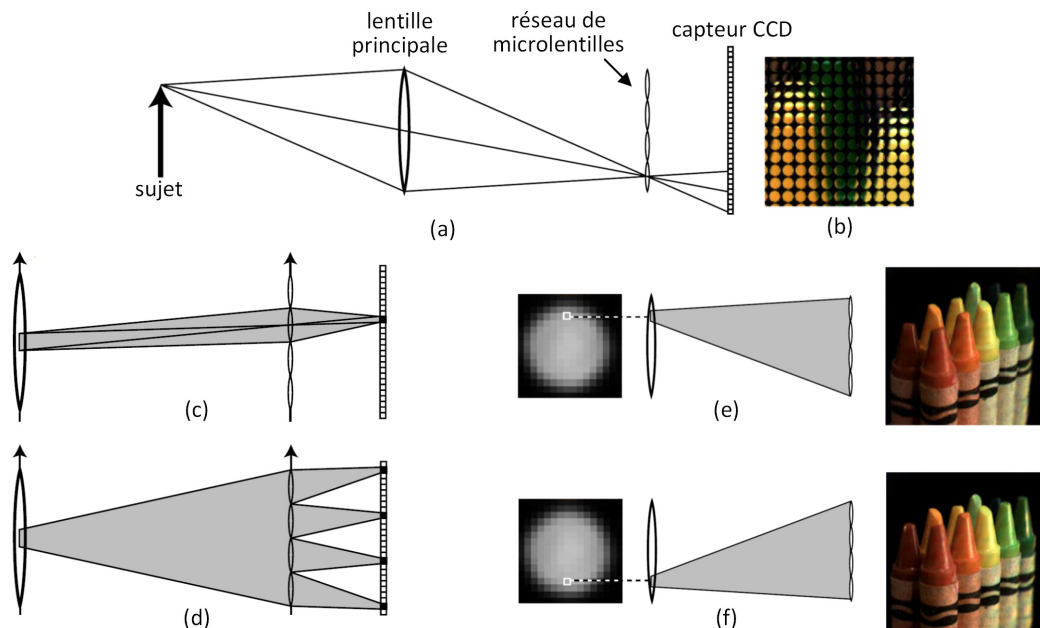


Figure I-10 – D'après [108]. (a) Schéma conceptuel, la lentille principale focalise le sujet sur le réseau de microlentilles, le réseau de microlentilles sépare les rayons incidents et les images sur le capteur CCD, pour obtenir une image du type de (b). (c) Toute la

lumière passant par une portion de surface de la lentille principale et conjugué à une microlentille s'image sur un pixel. (d) Tous les rayons passant par une portion de surface de la lentille principale sont focalisés sur leur pixel CCD correspondant pour chaque microlentilles. Ces pixels forment une image sous un angle de vue. (e-f) Exemple d'images avec 2 angles de vue différents.

Potentiellement, ce principe de mesure peut permettre d'appliquer des algorithmes de SfF, une gamme complète de focalisations différentes pouvant être calculées pour la scène. Le principe de mesure plénoptique permet aussi d'appliquer des algorithmes de stéréoscopie [107] avec un point de mesure de profondeur pour chaque microlentille de la matrice de microlentille. Donc le champ d'application est potentiellement large. La difficulté principale de ce type de dispositif est qu'il est nécessaire d'utiliser des capteurs avec un grand nombre de pixels pour avoir des résultats ayant une résolution suffisante. Un appareil photo commercial (<https://www.lytro.com/>) existe avec le principe plénoptique et une résolution de capteur de 11 Mégapixels et 100 pixels alloué par microlentille. La résolution des images calculée par post-traitement est au final de 1 mégapixel, avec des possibilités de refocalisation de l'image par traitement algorithmique ou bien le calcul de cartes de profondeur.

Pour des systèmes endoscopiques, le nombre de microlentilles ou le nombre de pixel par microlentilles doit être revu à la baisse pour permettre une intégration plus aisée. La société Toshiba a annoncé des capteurs plénoptique, composés d'une optique et d'un capteur CCD (Figure I-11), adaptés à une utilisation en téléphonie, c'est-à-dire une dimension globale de 8,5 x 8,5 x 6,0 mm, un capteur de 8 Mégapixels, et une matrice de 26 000 microlentilles, permettant de mesurer des cartes de profondeurs de 26 000 points [110]. Ce type de capteur est adapté pour une utilisation en milieu endoscopique. L'optique doit cependant être adaptée, la zone de focalisation étant pour le moment réglée pour une utilisation de type téléphone portable, ici pour des distances supérieures à 5cm.

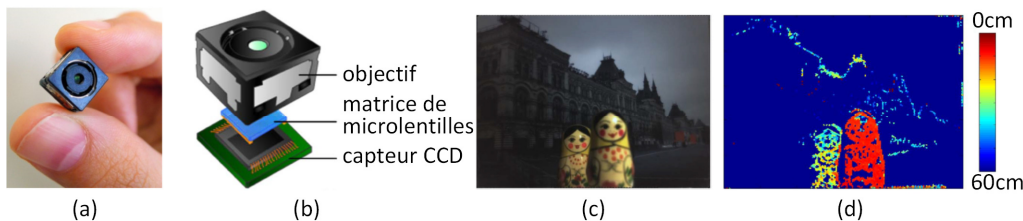


Figure I-11 – D'après [110]. (a) photographie du capteur. (b) éléments principaux constitutifs du capteur (c) exemple, les poupées russes sont à 10 et 30 cm, le bâtiment en arrière-plan est une photo placée à 50 cm. (d) carte de profondeur restituée par le capteur.

Une autre étude sur un système plénoptique compact, s'est attachée à différencier les performances du système suivant la forme carrée, hexagonales ou ronde, des microlentilles et à réaliser des mesures multivues [111].

La société VisionSense (Visionsense Inc. Orangeburg, NY) a développé un endoscope commercial basé sur le principe plénoptique [112] et également comparé ses performances avec un endoscope 2D dans un environnement médical [113]. Afin de conserver des images correctement résolues, le principe plénoptique a dans leur cas été simplifié au maximum. C'est uniquement deux pixels qui sont assignés à chaque microlentille, ce qui permet de mesurer le champ lumineux provenant uniquement de deux directions différentes, celles-ci étant imposées par un double diaphragme placé avant la lentille principale du système optique (Figure I-12). Dans cette application, les microlentilles sont remplacées par des lentilles cylindriques verticales. Cela permet d'obtenir deux angles de vue différents de la même scène et donc de réaliser de la

stéréovision passive avec un unique capteur. L'un des avantages étant de pouvoir utiliser ce type de dispositif sur un endoscope classique.

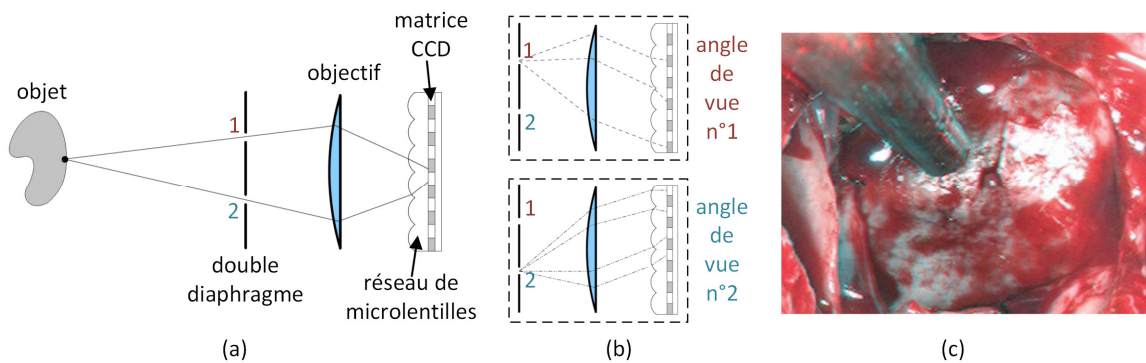


Figure I-12 – D'après [113]. (a) schéma de principe du système plénoptique. (b) rayons lumineux pour les 2 angles de vue. Les rayons convergent sur la matrice CCD : pour l'angle de vue n°1 ils convergent sur les pixels colorés en gris sur l'image, et pour l'angle de vue n°2 ils convergent sur les pixels colorés en blanc. (c) exemple d'image capturée avec le capteur. Des lunettes stéréoscopiques permettent de visualiser le relief.

1.3.2.b Endoscope multi-caméras

Des dispositifs de stéréoscopies multivues permettent la détermination du relief de façon redondante et simultanée. Une équipe d'un institut biorobotique italien [114] propose dans ce cadre un instrument miniaturisé constitué de 5 caméras pour une utilisation en chirurgie MIS.

Pour obtenir ce résultat, des caméras miniatures (5 mm x 5 mm x 3,8 mm) et de résolution 1616 x 1208 de la société STMicroelectronics ont été intégrées dans un même boîtier réalisé en prototypage rapide (

Figure I-13). Les dimensions de la tête insérable lors d'une opération de chirurgie sont de 73 mm x 17 mm x 21 mm, ce qui est compatible, d'après les auteurs, avec une opération Laparoscopique où le diamètre de l'incision est de l'ordre de 25 à 30 mm. Les optiques des caméras ont permis une focalisation sur la cible à une distance de 8 cm et sur une profondeur de champs améliorée par des algorithmes de post-traitement intégrés à la carte d'acquisition. Des systèmes de LED (Light-Emitting Diode) ont été ajoutés autour de chaque module d'imagerie permettant l'illumination de la scène.

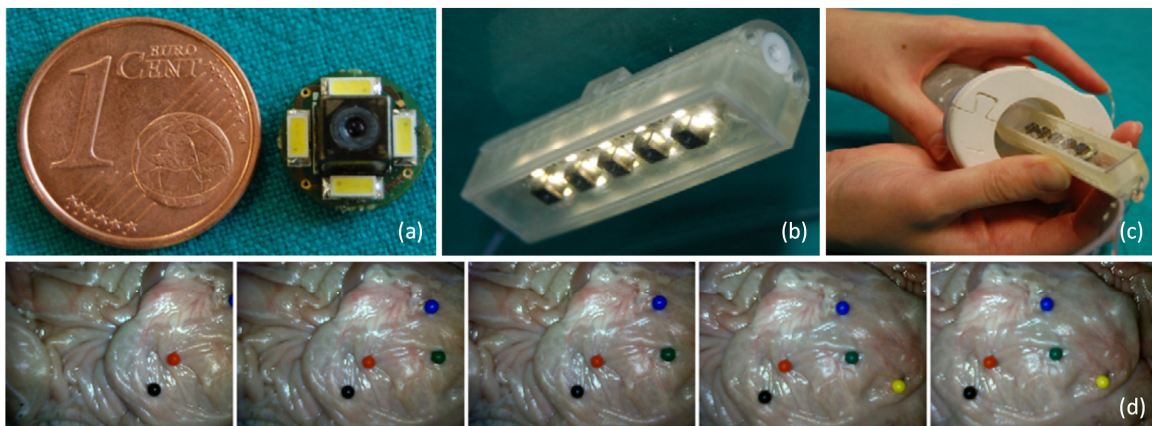


Figure I-13 – [114] (a) intégration des modules de caméras et LED sur un circuit imprimé. (b) tête de mesure. (c) insertion du système d'acquisition dans un trocart pour une utilisation en Laparoscopie simple voie (d) exemple de mesure sur tissu ex-vivo. Les points colorés permettent de mieux appréhender les 5 orientations et positions des modules.

I.3.3 Endoscopes basés sur la stéréovision active

I.3.3.a Laparoscope à motif structuré statique

Lors de la mesure en environnement dynamique, par exemple lorsque les tissus subissent des déformations en cours de capture, la stéréovision active basée sur un multiplexage temporel est généralement mise en défaut. Pour éviter cela, la projection d'un unique motif est une solution envisageable. La génération de ce motif projeté avec un système miniaturisé peut être réalisée avec des réseaux d'optique diffractive. Cette technique est généralement basée sur le principe du dépôt par micro-photolithographie sur une plaque de verre de la transformée de Fourier du motif à projeter [1]. Le motif est alors projeté lors de la diffraction d'un rayon laser incident sur le dépôt. De simples points peuvent constituer les motifs projetés [64]. Mais projeter uniquement des points peut rendre la reconstruction compliquée en environnement difficile, notamment en présence de zones où le motif n'est pas nettement visible sur la surface ou en présence d'occlusions. L'utilisation de motifs plus évolués [65, 66, 115], permet d'obtenir une reconstruction plus robuste.

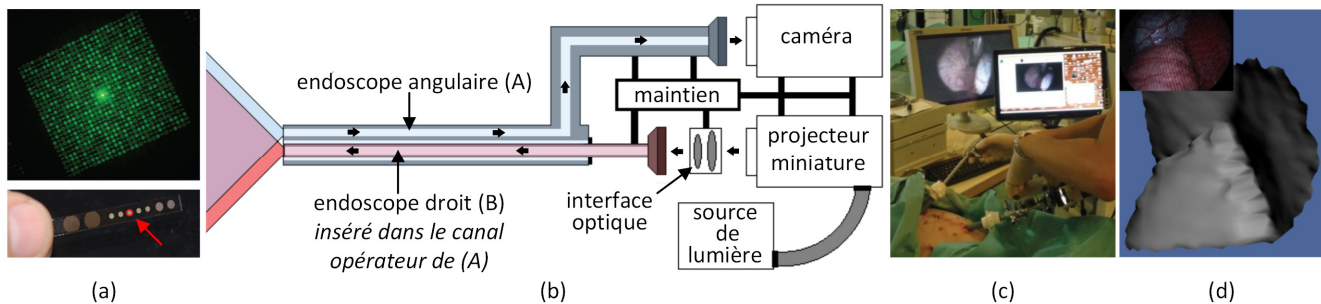


Figure I-14 – D'après [66]. (a) exemple de motif projeté (haut) avec une optique diffractive (bas). La taille utile de l'optique diffractive est de 1.3 mm pour encoder 29 x 27 motifs. (b) synopsis du laparoscope 3D, la projection est dans ce cas effectuée avec un vidéoprojecteur miniature et une source de lumière blanche. (c) test du laparoscope dans une salle d'opération de l'IRCAD (Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif). (d) exemple de reconstruction 3D. Il est également possible de plaquer la texture sur la surface reconstruite.

Un modèle de laparoscope 3D a été développé sous ce principe [65]. Dans une première partie d'étude, le motif général est monochrome, la source de lumière étant un laser vert de 200 mW à la longueur d'onde 532 nm. Le motif est composé d'une matrice de 27 x 29 éléments avec trois symboles uniques. Le codage du motif assure l'unicité des voisinages 3 x 3, ce qui permet de retrouver l'identité d'un motif en analysant son voisinage proche.

Dans une seconde phase d'étude [66], un laparoscope 3D a été réalisé par l'association de deux laparoscopes Karl Storz (Figure I-14). Le laparoscope principal, rigide, est à angle droit, et un de ses canaux est connecté à une caméra haute résolution (full HD). Le canal opérateur du Laparoscope est utilisé pour y introduire le deuxième laparoscope de plus petite taille qui est connecté au système de projection. La méthode de projection est réalisée avec un vidéoprojecteur compact et une source de lumière blanche (Karl Storz Xenon 300).

I.3.3.b Endoscope à motif structuré statique pour inspection tubulaire

Une équipe allemande a effectué un développement complet d'un système endoscopique basé sur la projection de lumière structurée [116]. Cette étude a suivi l'ensemble des étapes de réalisation d'un

endoscope 3D, en partant de la conception, jusqu'à la réalisation d'un prototype et le développement d'algorithmes 3D de mesure adaptés à l'instrument, et finalement des mesures expérimentales pour évaluer les performances du dispositif. L'endoscope réalisé est particulièrement adapté pour la mesure d'objets de forme quasi cylindrique comme cela est le cas dans le domaine médical pour le colon ou la trachée artère. La miniaturisation de l'instrument est poussée, avec un diamètre de l'ordre de 3,6 mm pour une longueur de tête de 14 mm, ceci est rendue possible grâce à la dimension miniature des deux caméras de dimension 1,2 x 1,2 mm, pour une résolution de 400 x 400 pixels (Figure I-15). Les mesures sont effectuées à la cadence de 30 images par seconde. Les différentes mesures expérimentales ont permis d'obtenir des erreurs moyennes de l'ordre du dixième de millimètre.

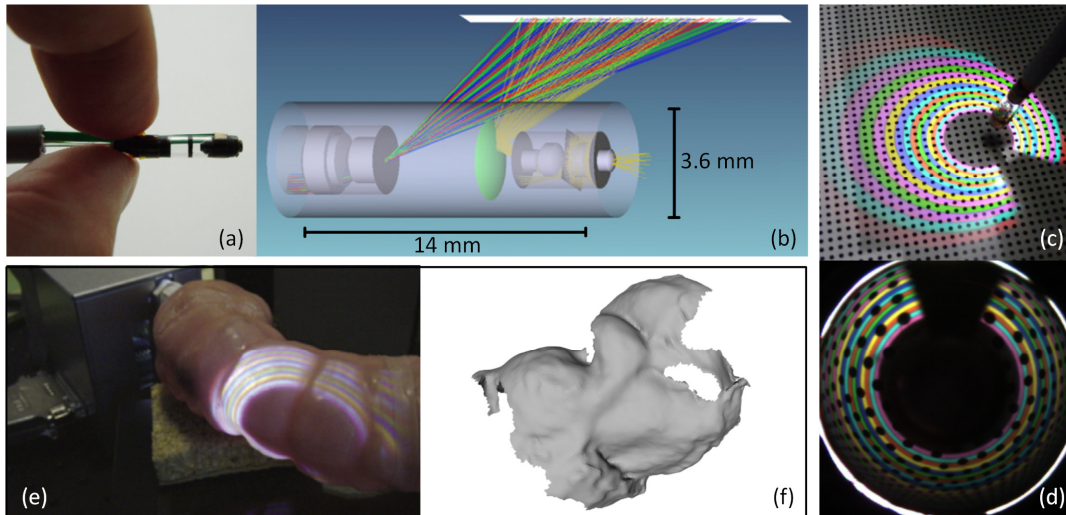


Figure I-15 – D'après [116]. (a) prototype de l'endoscope. (b) configuration schématique de la tête. La lumière à projeter est apportée via une fibre optique. La partie gauche correspond à la projection, la partie droite à la capture. Une première caméra filme la zone projetée via un miroir sphérique. Une seconde caméra filme l'avant de l'endoscope. (c) exemple de projection de motif sur une mire d'étalonnage. (d) image de la mire d'étalonnage capturée, la zone noire en haut de l'image est due aux câbles des caméras. (e) expérimentation sur un phantom, le capteur est dans la cavité, l'ensemble est posé sur une platine de translation. (f) surface interne du phantom reconstruite à partir de 50 images.

La structure principale de l'endoscope est basée sur une caméra catadioptrique utilisant un miroir sphérique et un projecteur d'un motif composé d'anneaux de couleurs. La projection s'effectue latéralement et la capture d'images est réalisée par la caméra catadioptrique. La projection et la caméra sont placées successivement dans la longueur de la tête de mesure, ce qui permet d'obtenir un angle stéréoscopique élevé comparativement à la dimension de la tête de mesure (Figure I-15). Une zone morte est présente dans la projection et la capture liée au passage des fils alimentant la caméra.

Concernant la projection, le motif est réalisé par un dépôt multicouche de filtres interférentiels sur un substrat de verre. Pour le prototype présenté, quinze anneaux de couleurs de quinze couleurs distinctes constituent le motif projeté. Avoir une couleur unique pour chaque anneau permet de les identifier de façon unique et ainsi d'éviter des erreurs de reconstruction. Le choix de l'agencement entre les quinze couleurs a été réalisé de façon optimisée pour éviter toute mauvaise interprétation dans l'identification des couleurs, même en environnement difficile. De plus, ce n'est pas la couleur qui est directement détectée, mais le changement de couleur entre deux motifs [117].

La caméra placée à l'avant de la tête et pour laquelle l'éclairage est effectué par LED permet de naviguer plus facilement et de suivre des points particuliers sur la surface de l'objet afin d'effectuer une meilleure

estimation du positionnement de la tête lors de son déplacement, ce qui aide au recalage des différentes reconstructions tridimensionnelles.

1.3.3.c Dispositif compact à motif structuré dynamique

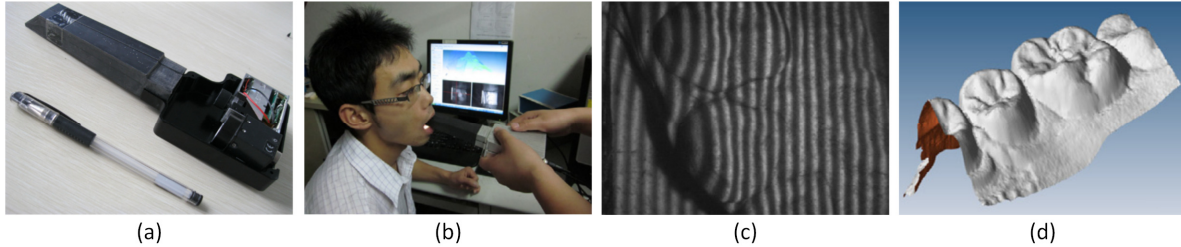


Figure I-16 – D'après [67]. (a) corps du système de mesure compact. (b) exemple de mesure intraoral de dents. (c) capture des franges projetées sur les dents. (d) résultat de mesure 3D des dents.

La mesure endoscopique par lumière structurée peut passer par l'utilisation de projection de motifs dynamiques, c'est-à-dire une suite temporelle de motifs distincts. Pour projeter ces motifs dynamiques, une équipe chinoise [67] utilise un projecteur à cristaux liquide LCoS permettant de construire des motifs à projeter de manière dynamique et basé sur de la réflexion de lumière. Les cristaux liquides sont appliqués directement sur la surface d'une puce en silicium, préalablement recouverte d'un revêtement hautement réfléchissant, de type aluminium. Dans ce cas, le projecteur LCoS a une résolution de 640 x 480 pixels et est suffisamment miniaturisé pour être directement intégré dans le corps de l'instrument. Le projecteur est associé à une caméra pour obtenir un système de stéréovision active avec un champ de vue de dimension 20 x 20 mm. Ce sont des franges verticales qui sont projetées sur l'objet et la reconstruction utilise un algorithme à décalage de phase (Figure I-16).

D'autres études ont abouti à la réalisation de systèmes proches dans leur principe, mais utilisant plutôt des matrices de micro-miroirs de type DMD (Digital Micro-mirror Device) comme technologie de projection [30, 118]. Pour ces systèmes, la projection est déportée hors de la tête de mesure en utilisant des guides d'images, la caméra restant pour sa part intégrée à la tête de mesure. La miniaturisation de ces dispositifs n'est pas suffisante pour une utilisation dans un endoscope médical type laparoscope ou coloscope.

1.3.3.d Projection d'un motif structuré, multi-spectral à haute énergie

Dans les dispositifs à projection de lumière structurée, les motifs projetés sont très souvent de puissance peu élevée et avec une variété de niveaux de couleurs réduite, le cas extrême étant l'utilisation de laser monochromatique. Clancy et al. [119] propose un procédé de résolution de ces deux défauts intégré à un guide de projection fibré.

Afin d'obtenir une projection de motifs à haute puissance lumineuse et répartie dans le spectre lumineux, Clancy et al. [119] ont mis en place un dispositif expérimental basé sur une source collimatée d'un laser de 4W à supercontinuum (bande spectrale de 420 à 2200 nm). Le principe de leur dispositif de projection (Figure I-17) est le suivant : la source laser à supercontinuum est dispersée spectralement via un prisme et focalisée sur une ligne constituée de 128 fibres optiques qui sont alignées rectilignement. Ces 128 fibres sont ensuite regroupées dans un faisceau circulaire pour constituer un guide fibré de 1,7 mm de diamètre avec un espace inter-fibres de $(68 \pm 3) \mu\text{m}$. Une lentille asphérique à courte focale (4,51 mm) vient ensuite focaliser l'image de l'extrémité des fibres sur la surface à mesurer. Le faisceau projette donc des points lumineux répartis en

différentes longueurs d'ondes de manière aléatoire et sur une large bande spectrale. La partie spectrale correspondant au proche infrarouge n'étant pas exploitée, la puissance utile résultante du laser arrivant sur la surface est mesurée à 110 mW.

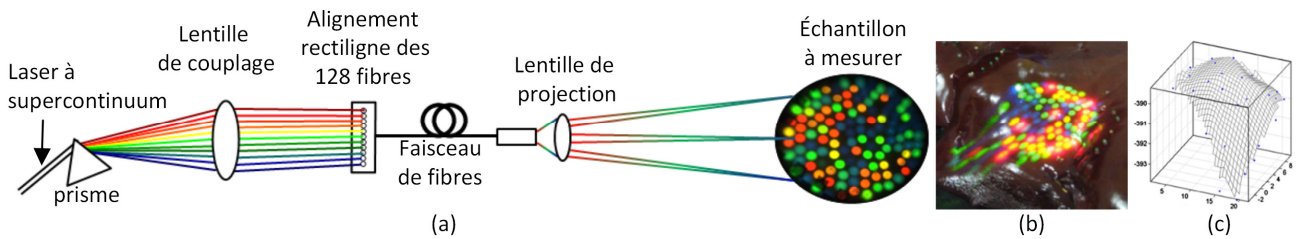


Figure I-17 – D'après [119]. (a) Synoptique du dispositif de projection. (b) exemple de projection sur tissu biologique. (c) surface reconstruite.

Une autre méthode de projection de lumière monochromatique structurée via un guide fibré a démontré, en faisant interférer les faisceaux laser provenant d'une fibre optique monomode à trois cœurs, qu'il était possible de projeter soit des motifs carrés ou hexagonaux sur la surface à mesurer, la forme des motifs dépendants de la disposition des cœurs de la fibre [120]. Un algorithme basé sur l'analyse de la position (phase) des motifs permet ensuite de remonter à l'information de forme de l'objet illuminé. Plus précisément, une analyse de la phase du signal via une transformée de fourrier 2D permet de reconstruire la forme de l'objet. Dans ce cas, la diode laser émet une lumière de l'ordre de 3 mW pour une longueur d'onde de 650 nm, et une erreur quadratique de 310 μm sur objet non biologique a été relevée. Des franges de Young ont également pu être générées avec le même principe de reconstruction [121].

I.3.4 Endoscopes basés sur des méthodes alternatives

I.3.4.a Endoscope basé sur la stéréophotométrie

La méthode de mesure de forme par la méthode de stéréophotométrie [122], qui s'apparente un peu aux méthodes de SfS, semble prometteuse pour l'endoscopie médicale, même si elle n'a pas encore fait l'objet de nombreuses études.

Le principe de la stéréophotométrie consiste à utiliser une unique caméra et plusieurs sources lumineuses réparties autour de la caméra. La capture de la scène sous les différents éclairages permet de calculer les normales des surfaces éclairées, en partant sur une hypothèse de modèle de réflectance lambertien de la surface (par exemple). Puis, en intégrant les gradients associés, la topographie de surface est reconstruite. L'inconvénient de cette méthode dans le domaine endoscopie est que les différentes sources lumineuses ne peuvent être très éloignées les unes des autres et donc engendrent de faibles variations lumineuses entre sources. Une faible résolution de reconstruction peut en résulter.

Une étude récente [123] s'est attachée à démontrer l'intérêt de la méthode de stéréophotométrie à l'endoscopie, notée PSE. Deux prototypes ont été développés (Figure I-18). Le premier, de façade carrée 30 x 30mm, donc non adapté à l'endoscopie, leur permet de valider leur modèle, avec une caméra 12 bit de 1024 x 768 pixels, et quatre sources lumineuses fibrées injectées par 4 LED en lumière blanche, les quatre sources étant positionnées sur un cercle de 35 mm de diamètre autour de la caméra. Des polariseurs ont également été ajoutés pour atténuer le plus possibles les éventuelles réflexions.

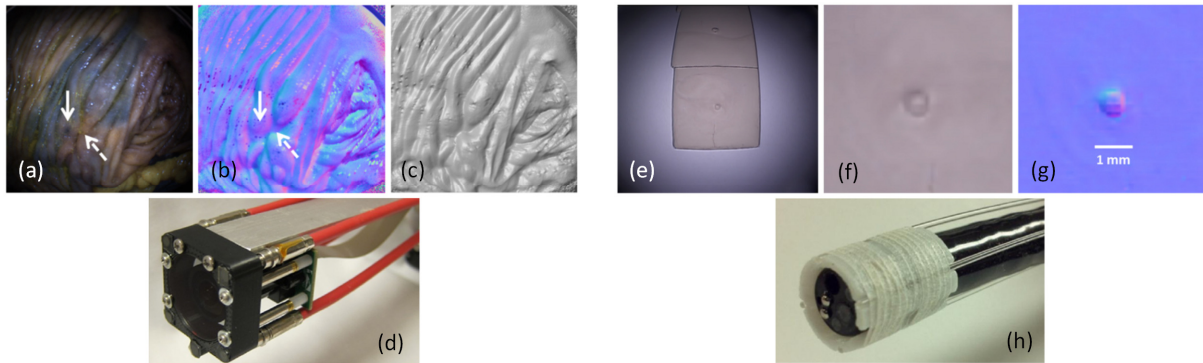


Figure I-18 – D'après [123]. (a-d) images pour le système macroscopique. (e-h) images pour le système endoscopique. (a-c) reconstruction de la morphologie d'un ulcère bénin et du tissu proche. L'injection d'une encre noire (flèche pleine) ne provoque pas de changement de morphologie dans le résultat sur (c). Alors que l'ulcère (flèche pointillée) provoque bien un changement de morphologie. (e-g) capture d'une bosse de 1 mm de diamètre avec l'endoscope modifié. L'analyse des couleurs (f) ne suffit pas à identifier clairement la bosse, alors que sa morphologie est clairement identifiée par l'analyse de l'orientation des surfaces (g).

Sur le second dispositif, un coloscope classique s'est vu augmenté d'un anneau supplémentaire avec quatre sources lumineuses intégrées. Le diamètre du coloscope a augmenté jusqu'à 14 mm et les sources lumineuses ont été inscrites dans un cercle de 12 mm. Pour ce dispositif miniaturisé, les polarisateurs n'ont pu être intégrés.

Les expérimentations ont montré que les variations de topographie sur la surface sont bien détectées avec des résultats qui sont plus d'ordre qualitatifs pour le moment, permettant notamment de bien dissocier les effets de contrastes (ou de couleur) des effets de changement de forme, améliorant ainsi par exemple la détection de polypes qui n'auraient pas été détectés avec une endoscopie 2D. Pour encore optimiser cette méthode, les auteurs proposent de la combiner avec d'autres méthodes d'imagerie 3D, principalement en raison du fait que seules les variations de forme hautes fréquences spatiales sont restituées, et donc une méthode de reconstruction complémentaire permettrait d'accéder aux basses fréquences spatiales.

Dans ce même cadre, une étude [124] s'est attachée à développer la théorie de la stéréo-photométrie quand les sources lumineuses sont proches de la surface à éclairer, ce qui est le cas en endoscopie.

Toujours lié à la méthode PSE, une technologie alternative à celle présentée ci-dessus a été décrite par une autre équipe en 2002 [125]. Le principe est le même qu'en stéréophotométrie, c'est-à-dire que l'objectif est de récupérer une série d'images de la surface sous différents angles d'éclairage, puis de les exploiter algorithmiquement (avec un modèle de réflectance de la surface) pour reconstruire la forme de la surface.

L'originalité de l'étude est située dans son principe instrumental : c'est une fibre optique actionnée (Scanning Fiber Endoscope, SFE) par un actionneur piézo-électrique qui balaye un spot lumineux sur la scène à reconstruire. Plusieurs photodiodes, placées autour de la fibre de projection, récupèrent simultanément le flux lumineux ré-émis par la surface. En fin de balayage de la scène par la fibre d'émission, chaque photodiode a récupéré une image de la scène (Figure I-20), cette image étant reconstituée point par point lors du balayage. Et il est démontré [125] que les différentes images récupérées par les photodiodes sont capturées sous un unique angle de vue (celui de la source d'émission fibrée), mais sous différents angles d'éclairages (ceux des photodiodes), ce qui peut sembler paradoxal en première approche. Ces images sont directement exploitables pour des calculs de stéréophotométrie.

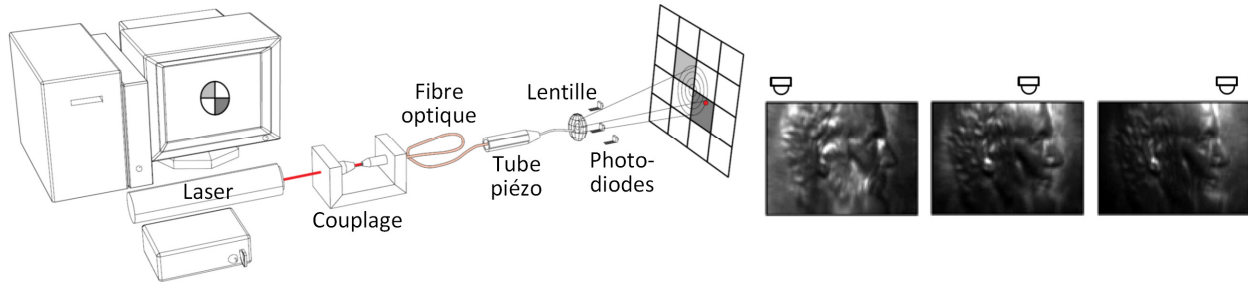


Figure I-19 – D'après [125]. Schéma du dispositif et exemple de capture sur pièce de monnaie avec trois photodiodes à trois positions différentes.

Ce principe de stéréophotométrie [125] basé sur une fibre optique balayées et un ensemble de photodiodes est particulièrement adapté pour de l'endoscopie car les principaux éléments constituant la tête de mesure, c'est-à-dire les lentilles, les photodiodes et la fibre optique, sont aisément miniaturisables.

L'étude des méthodes basées sur les fibres actionnées (SFE) a permis également de développer des fibres capables de filmer à champs large et en couleur pour des systèmes fortement miniaturisés comme le décrit une publication de 2010 [126].

1.3.4.b Endoscope à focale variable

L'actionnement dans la tête de mesure peut permettre de modifier les propriétés de longueur focale des optiques, comme présenté dans une étude mécatronique basée sur la conception d'un système miniature actionné par actionneurs piézoélectriques pour régler la longueur focale d'un objectif [127]. Cela peut aussi être effectué en modifiant directement les propriétés de l'objectif (ou de la lentille d'imagerie) [128] et dans un cadre endoscopique [129]. Le changement de la longueur focale peut être utilisé dans des méthodes de SfF ou bien associée à la mesure de type SIM pour la reconstruction de forme.

Une équipe a développé une lentille constituée d'un fluide encapsulé dans une membrane en élastomère qui reproduirait les propriétés des lentilles cristallines de l'œil humain [130]. La lentille (en fait, deux lentilles fluides accolées) proposée a la possibilité de passer d'une forme concave à une forme convexe, permettant de modifier sa longueur focale, et notamment de réaliser des zooms X4 (Figure I-20). Leur étude a été réalisée dans le contexte de la chirurgie MIS, c'est-à-dire avec de fortes contraintes dimensionnelles. Les propriétés qui ont été choisies pour le développement de cette lentille fluide sont les suivantes : possibilité de passer d'une forme convexe à concave sur une gamme réglable de valeurs intermédiaires, avec une bonne stabilité mécanique et thermique.

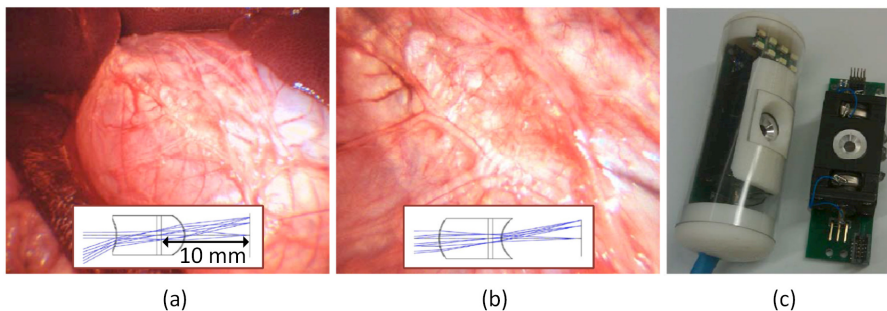


Figure I-20 – D'après [130]. (a-b) Image d'organes de cochons vivants (a) est la vue en zoom arrière et l'ensemble de l'estomac peut être visionné. (b) est la vue en zoom avant montrant les détails. (c) Caméra encapsulant l'optique d'imagerie, les actionneurs, l'électronique et les LEDs d'éclairage. La partie droite présente la caméra sans son boîtier et sans les LEDs.

Les auteurs précisent également que pour les laparoscopes classiques, le nombre d'ouverture est de l'ordre de 100 alors que pour la lentille fluide, le nombre d'ouverture est de l'ordre de 5 à 10, ce qui augmente considérablement sa capacité à collecter la lumière et donc un éclairage à LED devient suffisant. Pour contrôler la focale des lentilles, c'est-à-dire la courbure des membranes, une cellule électrochimique fonctionnant sur le principe des pompes à membranes est intégrée à la caméra. Le volume du corps de la caméra est de $0,5 \text{ cm}^3$ pour une longueur inférieure à 17 mm, et le temps de passage entre deux positions de zoom extrêmes est de cinq secondes.

Dans le même principe, mais sans électronique dans la tête de mesure et avec une architecture flexible, un endoscope basé sur des lentilles à focale variable et l'utilisation d'un guide d'images pour la capture des images a été proposé [131]. Les microlentilles utilisées pour ce dispositif ont la propriété d'avoir leur focale qui se modifie en fonction de la lumière infrarouge incidente. Des fibres optiques supplémentaires permettent d'acheminer les rayons infrarouges vers la tête de l'endoscope.

Le principe d'actionnement au niveau des microlentilles est le suivant : des nanoparticules d'or dans le gel constituant les lentilles absorbent la lumière infrarouge et chauffent. La montée en température provoque la contraction du gel, et induisent le changement de focale. La longueur focale des microlentilles peut ainsi être modifiée entre 8 et 52 mm pour un angle de vue variant entre 77° et 128° . Le temps de switch est de l'ordre de vingt secondes.

Deux avantages supplémentaires de ce dispositif (outre le fait qu'il soit flexible) résident dans le fait qu'il n'y a ni électronique, ni haute pression de fluides dans la tête de mesure comme c'est parfois le cas dans les systèmes utilisant des lentilles fluides à focales variables. Cependant, la valeur de focale de la lentille ne peut se stabiliser à un niveau intermédiaire entre les deux valeurs extrêmes, donc une focalisation de type « bistable ».

1.3.4.c Endoscope basé sur la polarimétrie

Le phénomène de polarisation de la lumière est largement utilisé en photographie professionnelle [132] et a également fait l'objet de quelques études dans le domaine médical [133]. Il existe à ce sujet des méthodes pour reconstruire la forme tridimensionnelle d'un objet à partir de la mesure des états de polarisation (Shape from Polarization, SfP) [134]. Cette méthode permet d'extraire les différentes orientations de la surface d'un objet via l'étude de la polarisation de la lumière réfléchiée sur cette surface. Par intégration de ces orientations de surface, la forme de l'objet est finalement calculée.

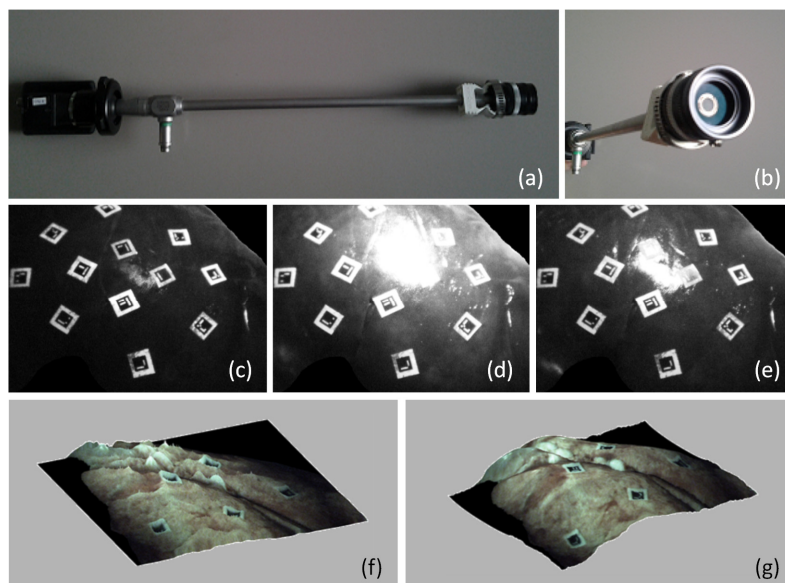


Figure I-21 – D'après [135]. (a) et (b) prototype du laparoscope 3D avec polariseur rotatif. (c), (d) et (e) capture d'un tissu biologique sous trois angles de polarisation différents : 0° , 45° et 90° (f) reconstruction de la surface d'un poumon avec la méthode SfS. (g) reconstruction de la surface d'un poumon avec la méthode SfP. L'amélioration apportée par la méthode SfP est visible. Les erreurs mesurées sur l'orientation des normales à la surface confirment cette observation.

Deux laboratoires Français se sont attachés à développer un modèle expérimental de Laparoscope basé sur cette technologie [135] (Figure I-21). Ils ont installé un filtre polarisant à l'extrémité d'un endoscope avec un montage permettant de positionner manuellement (la motorisation étant une piste d'amélioration future) le filtre selon trois orientations distinctes : 0° , 45° et 90° . La source d'illumination est également polarisée. Les images capturées sont finalement obtenues sous une résolution de 320×240 pixels. La reconstruction par SfP a été comparée à celle obtenue par SfS et une première analyse indique que les méthodes de SfP sont moins sensibles aux effets spéculaires que les méthodes de SfS (Shape from Shading). Cette étude propose donc cette alternative à l'utilisation des méthodes SfP en milieu endoscopique.

1.4 Bilan

La mesure tridimensionnelle existe donc sous de multiples formes allant de la mesure avec contact (palpeurs, rugosimètres...) jusqu'à la mesure sans contact (méthodes optiques, méthodes non optiques telles AFM, SEM...) pouvant se classer selon le type de surfaces mesurables ou la résolution attendue. L'étude bibliographique est centrée sur les méthodes optiques qui sont attractives pour la réalisation d'un instrument de mesure tridimensionnelle sans contact, compact et endoscopique.

L'état de l'art proposé est orienté selon trois angles d'approches dans le contexte de la coloscopie 3D et de l'inspection 3D en milieu industriel contraint : la microscopie 3D pour la caractérisation de surface, la vision macroscopique pour la mesure de formes et les instruments compacts et endoscopiques permettant la mesure tridimensionnelle.

Un des dénominateurs commun entre ces trois angles d'approche s'est avéré être les méthodes de mesure par stéréovision active. Ces méthodes permettent d'effectuer des mesures jusqu'à des résolutions microscopiques. Elles restent valide lorsque la vision devient macroscopique et également lors de la conception d'instruments endoscopiques ou compacts. Lors de l'étude de l'art antérieur, la stéréovision active a donc été positionnée relativement aux autres méthodes selon chacun des trois angles d'approche.

Concernant le premier angle d'approche, c'est-à-dire la microscopie pour la caractérisation tridimensionnelle de surfaces, la stéréovision active se positionne légèrement à la marge, les résolutions atteignables étant difficilement sub-micrométriques. En effet, la stéréovision active est basée sur de l'imagerie conventionnelle, donc elle est optiquement limitée à la diffraction et avec deux voies de stéréovision observant la même surface, l'ouverture numérique de chaque voie est limitée. Obtenir des résolutions latérales inférieures au micron pour des longueurs d'ondes dans le spectre du visible est en conséquence ardu.

La méthode de stéréovision active pour la microscopie 3D est pour autant intéressante lorsque les résolutions sont de l'ordre de quelques microns. En dessous de cette limite, des techniques alternatives telles les méthodes d'interférométrie ou de mesure confocales, par exemple, seront privilégiées. La stéréovision active permet cependant une mesure rapide sans nécessité de balayage axial ou latéral lors d'une prise de mesure, et pour des profondeurs de champ du même ordre de grandeur que l'étendue latérale.

Dans le contexte du second angle d'approche, c'est à dire la vision pour la mesure de forme, la stéréovision active est l'une des méthodes les plus performantes. En effet, la plupart des autres méthodes (Stéréovision passive, SfF, SfM, SfS, SfP...) sont passives, sans ajouter d'informations supplémentaires sur la surface à mesurer. La projection d'un motif adapté sur la scène à mesurer permet d'améliorer les performances de la reconstruction tridimensionnelle.

De plus, la méthode de stéréovision active peut être utilisée à haute cadence si un unique motif est projeté sur la scène à mesurer, par exemple dans le contexte de la coloscopie. Elle peut encore être utilisée pour des résultats résolus en augmentant le nombre de motifs projetés, donc en effectuant un multiplexage temporel. La stéréovision active peut cependant être mise en défaut si la surface à mesurer absorbe les ondes lumineuses ou si les textures sont trop sombres ou trop spéculaires.

Concernant le dernier angle d'approche étudié dans cet état de l'art, la mesure tridimensionnelle par endoscopie ou par système compact, la stéréovision active est une alternative intéressante. La difficulté de miniaturisation de la voie de projection peut cependant constituer un obstacle à son utilisation, c'est

pourquoi le motif projeté est souvent statique et figé.

Les méthodes alternatives à la stéréovision active sont généralement plus simples à mettre en œuvre, notamment les méthodes utilisant une unique caméra, telle les méthodes de mesure de forme à partir de l'ombrage (SfS) ou à partir du mouvement (SfM). Cependant, ces différentes méthodes monoculaires produisent généralement des résultats aux performances moindres (notamment des résolutions millimétriques) comparées à celle de la stéréovision active (résolutions sub-millimétriques).

C'est donc la stéréovision active qui a été sélectionnée pour la réalisation du système de mesure tridimensionnel proposé dans cette thèse.

Dans la dernière partie de l'état de l'art, l'étude de caractéristiques d'instruments compacts ou endoscopiques a permis de tracer les contours du système instrumental sélectionné :

- Simplicité instrumentale. Cette simplicité est liée au besoin de miniaturisation, elle permet de ne pas compliquer inutilement la conception. C'est pourquoi de nombreux systèmes sont monoculaires, avec l'ajout d'un actionnement (d'une lame de verre [105], d'une lentille [130]...), de filtres (filtres de couleur [103], polarisants [135]...), de réseaux de microlentilles [113] ou encore un traitement algorithmique particulier (SfM, Sfs...). Cet ajout de fonctionnalité permettant de mesurer la troisième dimension tout en conservant une simplicité instrumentale.
- Originalité dans le principe de mesure. Les instruments étudiés dans l'état de l'art partagent pour la plupart une caractéristique commune, celle de tester des principes de mesures peu utilisés afin de détecter leur apport éventuel. Ainsi, par exemple, des concepts de mesure par stéréophotométrie [123], polarimétrie [135], mesure par temps de vol [102], caméra plénoptique [108]... ont été conçus, fabriqués et évalués.
- Déport de la mesure. Si la miniaturisation, notamment celle des éléments optoélectroniques, est compliquée à réaliser, une solution consiste à déporter ces éléments encombrants à distance du point de mesure. Cela peut être réalisé optiquement par l'intermédiaire de guides fibrés, de systèmes de lentilles, de miroirs... C'est par exemple le cas sur des dispositifs laparoscopiques [66] ou pour la mesure dentaire [67].
- Optimisation de la miniaturisation. Un but recherché dans la majorité de ces instruments est de pousser la miniaturisation jusqu'à ses limites. Ainsi pour certains de ces dispositifs, la caméra a été remplacée par une fibre optique et un actionneur [125], ou encore les systèmes de projection ont été étudiés pour être de taille minimale, par exemple avec des dépôts de filtres de couleurs sur un tube de verre aux dimensions millimétriques éclairé par fibre optique [116] ou bien l'utilisation de réseaux de diffraction [64]. Une étude optimale de la miniaturisation permet de ne pas trop sacrifier les performances de mesure.

Un tableau de synthèse (Tableau I-4) reprenant les principaux instruments endoscopiques décrit en dernière partie de ce chapitre est présentée page suivante.

Réf.	Méthode de reconstruction 3D	Nombre de caméras	Type de projection	Dimensions	Multi-plexage temporel	Endoscopie souple	Résolution d'imagerie	Commentaires
[103]	Stereovision passive	1	/	Diamètre 3mm	2 images minimum	Oui	400x400 pixels	La voie de stéréovision est sélectionnée en fonction de la bande spectrale de l'éclairage.
[105]	Stéréovision passive	1	/	Diamètre 5mm	2 images	Non	1600x1200 pixels	L'angle de vue dépend de l'inclinaison d'une lame de verre actionnée par technologie MEMS.
[110]	Vision plénoptique	1	/	8,5x8,5x6 mm	Non	Possible	8 Méga-pixels, 26000 points 3D	Combine vision multi-vues et SfF, sans multiplexage temporel.
[114]	Stéréovision multi-vues	5	/	73x17x21 mm	Non	Non	1600x1200 pixels par caméra	Vision (latérale) 3D à 5 caméras HD.
[66]	Stéréovision active	1	1 vidéo-projecteur	Diamètre 10 mm	Non	Non, laparoscopie	Full HD	Stéréovision active appliquée à la laparoscopie. 25 reconstructions/s.
[116]	Stéréovision active	1	1 motif statique (lignes colorées)	Diamètre 3.6 mm, longueur 14 mm	Non	Oui	400x400	Inspection tubulaire. Résolution au dixième de mm. Vision latérale et frontale.
[67]	Stéréovision active	1	Projecteur LCoS, résolution 640 x 480	Environ 130x30x40 mm	Oui, 3 images (décalage de phase)	Non	/	Méthode à décalage de phase. Mesure dentaire.
[119]	Stéréovision active	1	Laser 4W à super-continuum par fibre	Diamètre sonde de projection : 1,7 mm	Non	Oui	128 fibres de projection	Haute puissance lumineuse projetée (110 mW). Large variété de couleurs projetées.
[123]	Stéréophotométrie	1	4 sources lumineuses non structurées	Diamètre 14 mm	Oui, une étape par source lumineuse	Oui	1024x768 pixels	Coloscope commercial équipé de fibres d'éclairage périphériques.
[125]	Stéréophotométrie	Photo-diodes	1 point lumineux balayé	Diamètre inférieur à 2 mm	Non, 1 image par photodiode	Oui	Balayage d'un point lumineux	Miniaturisation poussée. Chaque photodiode récupère une image sous un éclairage différent.
[130]	Mesure par focalisation (SfF)	1	/	Diamètre 6 mm, longueur 17 mm	Oui, pour chaque valeur de focalisation	Oui	2 Méga-pixels	La focale de l'objectif, une lentille fluïdique, est réglable. Vision latérale. Bonne qualité d'image.
[135]	Mesure par polarisation (SfP)	1	/	Diamètre environ 10 mm	Oui, pour chaque valeur de polarisation	Non, laparoscopie	640x480 pixels	Ajout d'un filtre polarisant rotatif en extrémité d'un laparoscope.

Tableau I-4 - Synthèse comparative des principaux instruments endoscopiques détaillés dans la partie I.3.

Suite à cette étude bibliographique et en raison de sa complémentarité avec les différents contextes de l'étude, la mesure par stéréovision active a donc été sélectionnée. Extraits de l'état de l'art instrumental, quatre critères principaux seront appliqués lors de la conception : simplicité instrumentale, originalité dans le principe de la mesure (avec la proposition une méthode de basculement de mode de mesure), déport de la mesure, et miniaturisation.

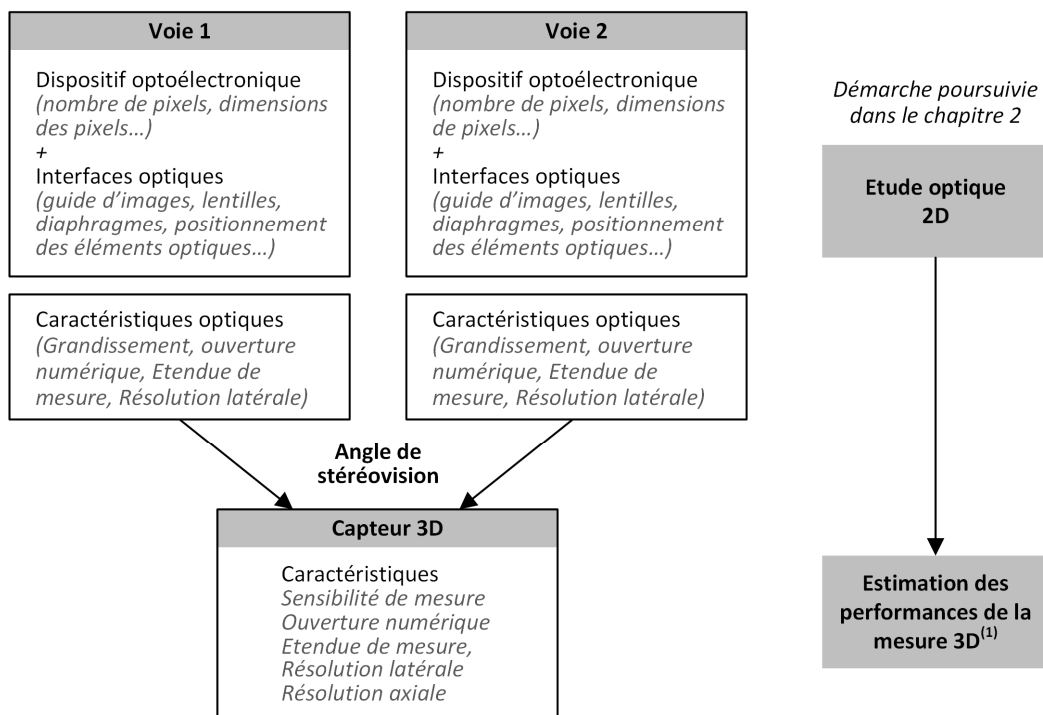
Le cahier des charges initial n'a pas été défini avec des valeurs dimensionnelles précises pour cette étude. La démarche a plutôt été d'imposer tout d'abord une méthode de mesure : la stéréovision active, ensuite de viser une miniaturisation de la sonde de mesure tout en respectant le choix de la méthode de mesure. Enfin, de déterminer les résolutions pouvant être atteintes avec l'instrument en fixant un champ de vision latérale millimétrique pour se placer dans un proche de la microscopie en termes de résolution.

Consacré à l'étude instrumentale, le chapitre III décrira l'ensemble des caractéristiques sélectionnées et leurs implications matérielles. Précédemment, le chapitre II aura fourni le cadre théorique permettant de décrire les performances instrumentales sur un plan optique. Il permettra donc d'étayer les choix de conception réalisés lors du chapitre III. Le chapitre IV s'attachera à détailler l'aspect expérimental de l'instrument de mesure tridimensionnel : son étalonnage, l'évaluation de ses performances et sa méthode de mesure tridimensionnelle.

II Chapitre II - Dimensionnement et analyse optique des systèmes de stéréovision

Dans les systèmes de stéréovision non miniaturisés mesurant des étendues macroscopiques, l'étude du système de mesure se résume généralement à une étude géométrique [136, 137, 138]. Des modèles mathématiques de caméras et de projecteurs dont les paramètres sont regroupés dans des matrices décrivent alors l'instrument de mesure. Mais lorsque la dimension de la zone à mesurer diminue ou bien lorsque le système de vision doit être miniaturisé, les contraintes optiques augmentent : aberrations à limiter, effet de la diffraction à contrôler... L'étude géométrique n'est alors généralement plus suffisante et une étude optique peut venir la compléter. Pour des systèmes d'imagerie 2D, les études optiques (déterminations des grandissements, diverses aberrations, résolutions de mesure...) sont très bien décrites dans la littérature [139, 140, 141, 142], mais ce type d'étude optique est peu approfondi pour les systèmes de stéréovision.

La méthode proposée consiste donc à mener une étude optique des 2 voies d'un système de stéréovision afin d'extraire de façon théorique des caractéristiques métrologiques liées à la mesure tridimensionnelle, dont notamment la résolution axiale et latérale :



(1) : L'estimation obtenue est centrée sur le système de mesure, elle est ensuite à affiner en fonction :
 - du type de surface à mesurer (zones spéculaires, type de texture, zones translucides...)
 - du type de source lumineuse (laser, source incohérente...)
 - de la méthode de stéréovision utilisée (passif, phase shift, binary code...)
 - ...

Figure II-1 – Description de la démarche poursuivie dans le chapitre 2. A partir de l'étude optique de deux systèmes d'imagerie 2D (caméra ou projecteur), il est possible d'extraire des caractéristiques métrologiques d'un capteur 3D.

L'utilisation de cette étude s'est effectivement révélée nécessaire lors de la conception du système de stéréovision présenté dans le chapitre III, en effet les besoins en miniaturisation pour se placer dans un contexte endoscopique ont été contraignant optiquement et il a fallu vérifier en cours de conception que le

dimensionnement optique des voies de stéréovision permettait une performance de reconstruction tridimensionnelle suffisante. La méthode présentée dans ce chapitre constitue donc un outil de dimensionnement puis d'évaluation de la qualité de stéréovision en phase de conception.

Ce chapitre s'attache en conséquence à reprendre les caractéristiques optiques des deux voies d'imagerie (de projection ou de capture), et d'en extraire les performances possibles de la mesure tridimensionnelle. Un outil très pratique pour ce type d'étude est la fonction de transfert optique (OTF), et plus particulièrement son module (MTF)*. L'adaptation de cet outil à la conception de sondes de stéréovision miniatures pour estimer les performances de la mesure fera l'objet de la deuxième partie de ce chapitre. Afin d'illustrer la méthode, un cas d'étude simple sera proposé au long de ce chapitre.

II.1 Paramètres de la stéréovision et réglage du système optique

II.1.1 Etendue de mesure, angles de stéréovision et grandissement

Dans un système de stéréovision, la chaîne de mesure est généralement composée de deux principaux éléments : les dispositifs optoélectroniques, qui seront dans notre cas le capteur CCD et la matrice de projection DMD, et les interfaces optiques qui vont permettre de conjuguer la surface à mesurer avec les dispositifs optoélectroniques.

Un dispositif de stéréovision est composé de deux voies : deux voies de capture pour un dispositif de stéréovision passive, une voie de capture et une voie de projection pour un dispositif de stéréovision active. Les deux voies sont chacune orientées vers une même surface à mesurer, mais un angle de stéréovision les sépare. Cet angle va directement influencer sur la sensibilité de la mesure tridimensionnelle.

L'étendue de mesure correspond au volume de l'espace que l'on souhaite mesurer et se décompose en deux catégories : l'étendue de mesure latérale (EM_x et EM_y) et l'étendue de mesure axiale (EM_z). Cette étendue axiale EM_z sera également appelée profondeur de champ par la suite.

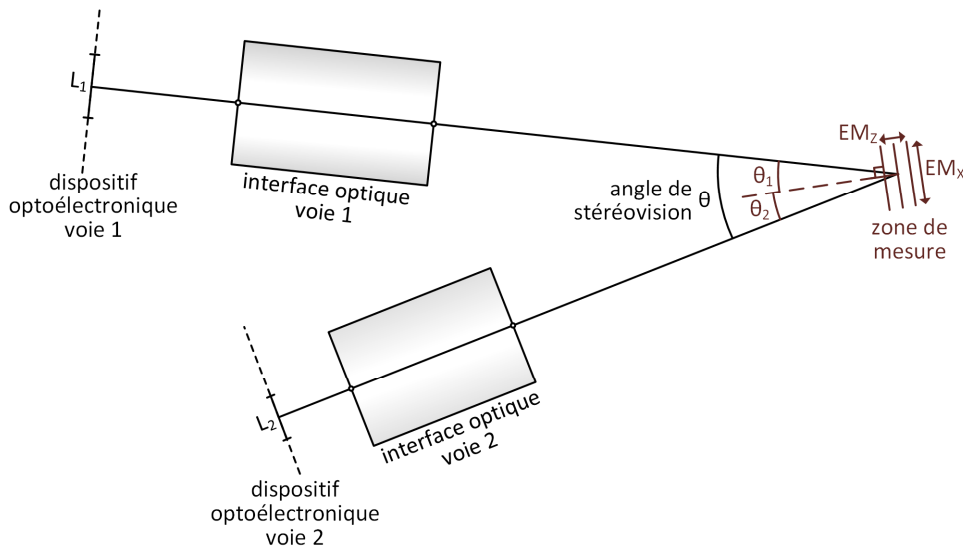


Figure II-2 – Schéma de principe d'un dispositif de stéréovision

* *Remarque* : 2 définitions sémantiquement distinctes existent pour la MTF : tout d'abord « la fonction de transfert de la modulation » qui décrirait plutôt le transfert dans les systèmes optiques du signal modulé ; ensuite la « modulation de la fonction de transfert » qui décrirait plutôt une analyse de la fonction de transfert optique dont on viendrait extraire le module. Ces deux approches convergent dans le sens où les courbes de MTF que l'on peut extraire sont similaires. (la description de la MTF est réalisée en partie II.4.1)

La direction principale de la normale à la surface à mesurer n'est pas obligatoirement orientée vers l'une ou l'autre des voies, ni selon une orientation bissectrice entre les deux voies. C'est pourquoi deux angles supplémentaires θ_1 et θ_2 viennent compléter la configuration du dispositif de stéréovision (Figure II-2).

Paramètres de la stéréovision
EM_x, EM_y, EM_z : Etendue de mesure selon X, Y et Z
$L_1, H_1 ; L_2, H_2$: Largeur, Hauteur des éléments optoélectroniques (voie 1 et voie 2)
θ : Angle principal de la stéréovision
θ_1, θ_2 : Angle de stéréovision (voie 1 et 2)
γ_{t1}, γ_{t2} : Grandissement (voie 1 et 2)

Tableau II-1 – Description des paramètres du système de stéréovision (1/3)

Comme évoqué ci-dessus, les deux interfaces optiques doivent réaliser une conjugaison optique entre les dispositifs optoélectronique et la surface à mesurer. Une contrainte de cette conjugaison est que les dimensions du capteur d'imagerie (CCD) ou de la matrice de projection (DMD) doivent correspondre à la zone à mesurer dans l'espace de mesure. Cela impose la valeur des grandissements des systèmes optiques 1 et 2, notés respectivement γ_{t1} et γ_{t2} (Equation II-1). Les formules seront par la suite indiquées selon la direction X, mais elles seraient du même type selon la direction Y :

$$\gamma_{t1} = \frac{EM_x \cdot \cos(\theta_1)}{L_1} \tag{II-1}$$

$$\gamma_{t2} = \frac{EM_x \cdot \cos(\theta_2)}{L_2}$$

Les étendues de mesures dans les plans de focalisation seront d'autant plus réduites que l'angle de stéréovision sera élevé, et cela sera également le cas pour les grandissements des deux voies.

Une fois les grandissements déterminés pour les deux optiques d'interfaces, il sera possible de les dimensionner puis de les positionner par rapport aux autres éléments de la chaîne de stéréovision.

II.1.2 Définition et positionnement des interfaces optiques

En optique géométrique paraxiale, les systèmes optiques peuvent se simplifier sous la forme de système centrés (Figure II-3). L'analyse de ces systèmes centrés peuvent notamment se faire par analyse matricielle ou par l'application d'équations caractéristiques sur les éléments optiques constituant l'interface. [139, 140, 141, 142]. En annexe I est présenté le principe du calcul matriciel tel qu'il peut être appliqué dans le contexte de ce chapitre II.

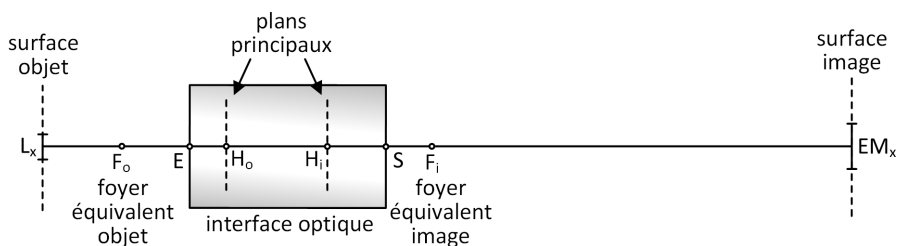


Figure II-3 – Schéma d'un système optique centré équivalent à un système complexe en optique paraxiale

Par l'intermédiaire de logiciels de simulation optique, notamment le logiciel optique professionnel Zemax, il est possible de calculer automatiquement les informations du système centré équivalent à partir de la description optique d'un système initial composé d'une succession d'éléments optiques tels que des lentilles, diaphragmes, miroirs, etc.

Dans le cas du logiciel Zemax, les propriétés peuvent être extraites des rapports de données « *Surface data* » et « *Prescription data* » disponibles dans le menu « *Reports* ». Les paramètres décrivant alors le système équivalent paraxial sont détaillés sur la figure ci-dessous (Figure II-4). Pour positionner le plan focal objet et le plan principal objet, la surface de référence est la première surface après la surface objet. Dans l'espace image, la surface de référence est la dernière surface du système optique, donc la surface image.

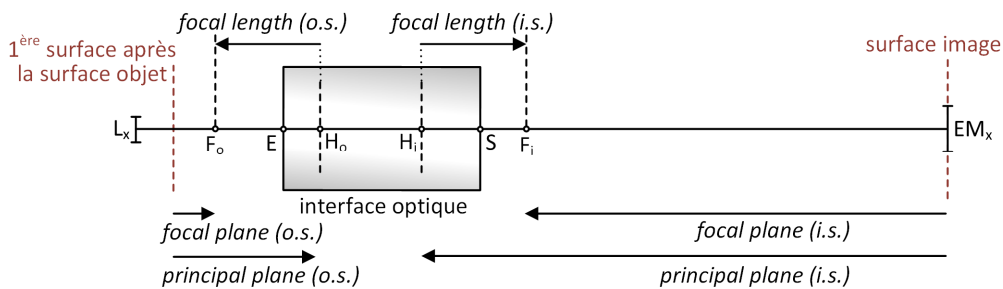


Figure II-4 – Notations utilisées par le logiciel de calcul optique Zemax pour définir les paramètres équivalents. la notation « o.s. » signifie « object space » et « i.s. » signifie « image space »

Dans le cas ci-dessus, le positionnement des surfaces objet et image est réalisé par rapport au système centré, c'est-à-dire ses points principaux ou ses foyers. Il est également possible de calculer le positionnement des surfaces objet et image par rapport à la première surface du système optique (surface d'entrée) et par rapport à la dernière surface du système optique (surface de sortie). Dans ce cas, les notations sont les suivantes :

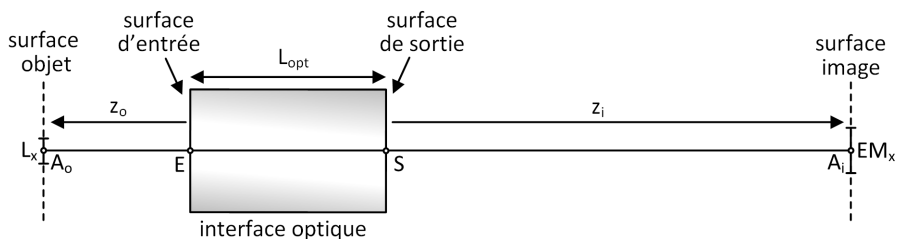


Figure II-5 – Positionnement de l'interface optique par rapport à la surface objet et image. Les surfaces d'entrées et de sortie peuvent par exemple correspondre à des faces (surface dioptriques) de lentilles.

Ce positionnement par rapport aux surfaces d'entrées et de sortie du système optique est important expérimentalement, car ces surfaces ont une existence physique, ce qui n'est pas le cas des plans principaux ou des foyers du système centré équivalent.

Positionnement des interfaces optiques	
L_{opt1}, L_{opt2} :	Longueur des interfaces optiques (voies 1 et 2)
$z1, z2$:	distance entre l'interface optique et le plan de mesure (voie 1 et 2)
$z'1, z'2$:	distance entre le dispositif optoélectronique et l'interface optique (voie 1 et 2)

Tableau II-2 – Description des paramètres du système de stéréovision (2/3)

II.1.3 Pupille et ouverture numérique

Afin de déterminer l'ouverture numérique d'une voie optique, il faut d'abord positionner sa pupille d'entrée ou de sortie. Pour cela, il faut trouver le diaphragme qui va le plus restreindre l'angle d'ouverture des rayons traversant le dispositif optique. La méthode consiste à calculer l'image de tous les diaphragmes du dispositif projetée dans l'espace objet (respectivement image) puis ensuite de déterminer l'ouverture la plus occultante. Cette ouverture est alors appelée la pupille d'entrée (respectivement de sortie) de l'interface optique.

Concernant les voies de stéréovision (voies de capture ou de projection), c'est la pupille du côté de l'espace de mesure qui va être utile pour la suite de l'étude ; il est en effet intéressant de comparer ou d'évaluer les voies de stéréovision dans un espace commun et c'est l'espace de mesure qui connecte les deux voies. Pour la voie de capture, c'est la pupille d'entrée qui va être déterminée, et pour la voie de projection, c'est la pupille de sortie qui va être déterminée (Figure II-6).

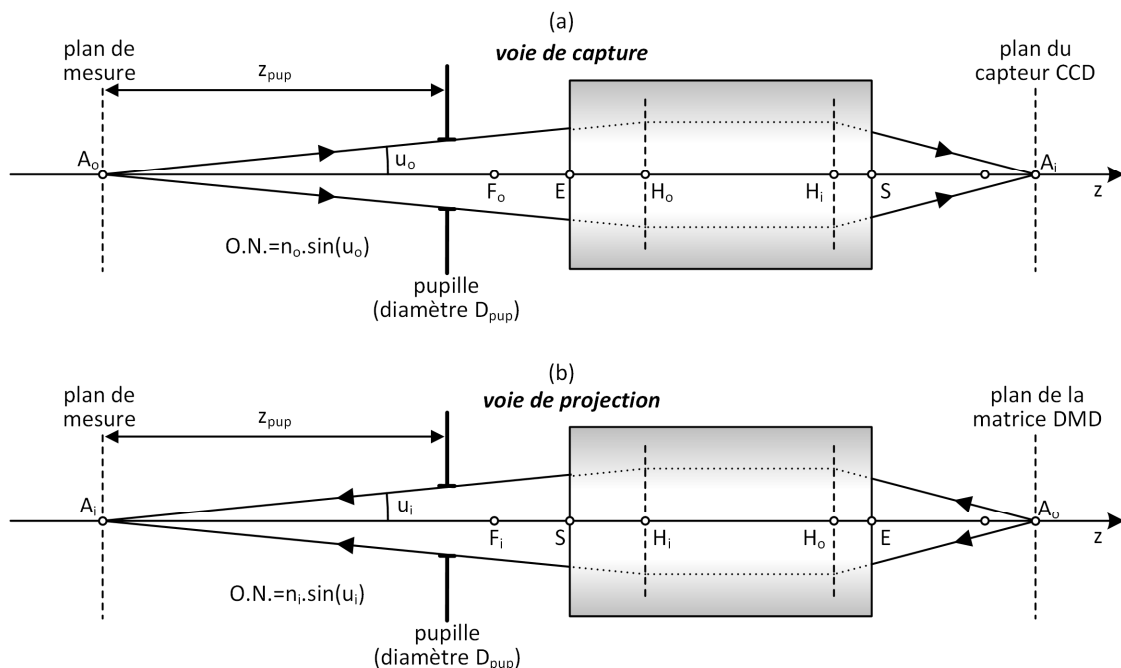


Figure II-6 – Notations liées à la pupille du côté de l'espace de mesure et ouverture numérique (a) pour la voie de capture. (b) pour la voie de projection.

Le demi-angle d'ouverture u et l'ouverture numérique $O.N.$ peuvent alors être calculés selon ces équations :

$$u = \tan^{-1} \left(\frac{D_{pup}}{2 \cdot z_{pup}} \right) \quad (II-2)$$

$$O.N. = n \cdot \sin(u)$$

Pupille et ouverture numérique	
D_{pup1}, D_{pup2} :	diamètre d'ouverture des pupilles (voie 1 et 2)
z_{pup1}, z_{pup2} :	distance entre la pupille et l'élément optoélectronique (voie 1 et 2)
$O.N._1, O.N._2$:	ouverture numérique (voie 1 et 2)

Tableau II-3 – Description des paramètres du système de stéréovision (3/3)

II.1.4 Application au cas d'étude

Au cours de ce chapitre, un exemple de dimensionnement optique avec système de stéréovision simple va être donné. Le choix d'un système simple a été effectué parce que la méthode ne dépend pas de la complexité du système, c'est uniquement la quantité de calculs nécessaires qui varie. C'est donc un dispositif de stéréovision à une lentille par voie qui a été sélectionné.

Ce système permettra dans les parties suivantes (Parties II.2, II.3 et II.4) d'illustrer graphiquement l'analyse de la sensibilité et des performances métrologiques d'un système de stéréovision. Et lorsque la phase d'étude d'un système réel plus complexe sera développée dans le chapitre suivant, les principes de l'étude ne seront plus détaillés, mais uniquement leurs résultats.

II.1.4.a Paramètres initiaux de l'exemple

L'exemple principal de ce chapitre a pour but d'illustrer la méthode, il ne correspond pas à l'instrument qui sera conçu dans la suite. C'est exemple décrit un système de stéréovision active avec une seule lentille par voie. La première étape pour dimensionner le système de stéréovision est de fixer les propriétés des dispositifs optoélectroniques, l'étendue de mesure souhaitée et la valeur de l'angle de stéréovision. Pour cet exemple, les dimensions sélectionnées sont extraites des paramètres expérimentaux détaillés dans le chapitre suivant.

(L_1, H_1) sont les dimensions du capteur CCD incorporé dans la caméra Flea2 (société Pointgrey), (L_2, H_2) sont les dimensions de matrice de micro-miroirs du DMD (société Texas Instrument). Quant à la dimension de la surface de mesure, elle a été fixée pour se rapprocher d'un cas de microscopie 3D tout en conservant un champ permettant l'analyse de détails à la surface de tissus biologiques. L'angle de stéréovision, quant à lui, est fixé à une valeur suffisamment élevée pour optimiser la résolution axiale, comme cela sera détaillé par la suite, notamment via l'équation II-9.

Caractéristiques :	
caméra :	$(L_1 ; H_1) = (4,79 ; 3,59)$ mm
projecteur :	$(L_2 ; H_2) = (11,06 ; 8,29)$ mm
surface de mesure :	$(EM_x, EM_y) = (8, 6)$ mm
angle de stéréovision :	$(\theta ; \theta_1 ; \theta_2) = (60 ; 30 ; 30)$ degrés
informations déduites :	
	$\gamma_{t1} = 1,45$
	$\gamma_{t2} = 0,63$

Tableau II-4 – Description des paramètres de la stéréovision (1/3) : Caractéristiques des éléments optoélectroniques, angles de stéréovision et grandissements. Voir le Tableau II-1 pour les définitions

Une fois les données initiales du système de stéréovision fixées, le type d'interface optique peut être choisi. Dans l'exemple proposé, les interfaces optiques sont composées d'une lentille par voie, et les deux lentilles sont identiques.

Des choix supplémentaires sont réalisés pour ces deux lentilles : ce sont des achromates, c'est-à-dire qu'elles sont optimisées pour réduire les aberrations chromatiques du système d'imagerie ; leurs dimensions ont été choisies pour être du même ordre de grandeur que celles des éléments optoélectroniques et de la zone à mesurer, et leur diamètre a été fixé à 20 mm. Enfin, pour limiter les aberrations géométriques, le nombre d'ouverture (le ratio entre la distance focale de lentille et son ouverture) a été choisi supérieur à deux, et en conséquence la distance focale image a été fixée à 40 mm. La lentille a été sélectionnée dans le catalogue d'une société spécialisée en optique, Edmund Optics. Sa description optique est la suivante :

numéro de surface	Rayon de courbure (mm)	épaisseur (mm)	type de verre	demi-ouverture (mm)
1	27,63	8	BAF10	10
2	-17,58	2	SF10	10
3	-171,25			10

Tableau II-5 – Caractéristiques des dioptries sphériques qui composent la lentille sélectionnée

Le type de verre va fixer l'indice de réfraction dans les deux milieux composant le doublet achromate. L'indice de réfraction pour le BAF10, noté n_1 dans la suite, est de 1,67 pour des longueurs d'ondes aux alentours de 587,6 nm (il passe par exemple à 1,66 à 800 nm dans le proche infrarouge), il est de 1,728 à 587,6 nm pour le verre de type SF10 et sera noté n_2 dans la suite. Afin de ne pas compliquer inutilement les calculs, les indices de réfractons seront considérés constants selon les longueurs d'ondes tant que les calculs seront réalisés dans l'approximation paraxiale. Lorsque les calculs seront effectués par le logiciel de simulation optique Zemax, cette variation d'indice de réfraction selon la longueur d'onde sera prise en compte et source d'aberrations chromatiques. L'utilisation de lentilles achromates compense en partie ces aberrations.

II.1.4.b Calculs matriciels pour déterminer les paramètres du système optique

En utilisant la méthode proposée en annexe I, la matrice de transfert $T(\overline{ES})$ pour la lentille achromate de focale 40 mm peut être calculée :

$$T(\overline{ES}) = R(S_1) \cdot T(\overline{S_2S_1}) \cdot R(S_2) \cdot T(\overline{S_3S_2}) \cdot R(S_3) \quad (II-3)$$

$$T(\overline{ES}) = \begin{bmatrix} 0,991 & 5,966 \\ -0,025 & 0,859 \end{bmatrix}$$

S_1 , S_2 et S_3 sont les trois surfaces dioptriques de la lentille (Figure II-7), les matrices R sont les matrices de réfraction à travers les surfaces dioptriques et les matrices T sont les matrices de transmission entre surfaces dioptriques. On peut en déduire la vergence $V = 0,025 \text{ mm}^{-1}$ et la longueur focale objet équivalente de la lentille $\overline{f_0} = -1/V = -40 \text{ mm}$, qui confirme les données constructeur.

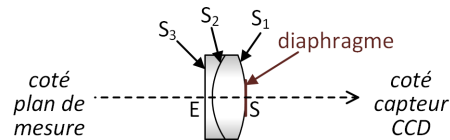


Figure II-7 - Positionnement des surfaces dioptrique et du diaphragme pour les calculs matriciels sur la voie 1.

Par application de l'équation 6 de l'annexe I, il est également possible de calculer la position des plans principaux ($\overline{EH_0} = 5,64 \text{ mm}$, $\overline{SH_1} = -0,38 \text{ mm}$) et d'en déduire l'espace entre les plans principaux ($\overline{H_0H_1} = 3,98 \text{ mm}$)

Une fois les caractéristiques de l'interface optique calculées, et notamment sa matrice de transfert $T(\overline{SE})$, il est possible de positionner les éléments de la chaîne de stéréovision les uns par rapport aux autres. En appliquant la méthode proposée en fin d'annexe I, c'est-à-dire les équations (8), (9) et (10), on détermine le positionnement de la lentille entre le capteur CCD et le plan de mesure : on calcule ainsi $z_0 = 92,50 \text{ mm}$ et $z_i = -67,3 \text{ mm}$ (notations de la Figure II-5).

La dernière étape consiste à calculer la position de la pupille (pupille d'entrée pour la voie de capture) et l'ouverture numérique. Pour cet exemple, il y a un unique diaphragme par voie qui est accolé à la lentille du côté des éléments optoélectroniques, donc dans l'espace image pour la voie de capture. L'ouverture de ces diaphragmes est fixée à 8 mm.

Pour calculer la position de la pupille dans l'espace de mesure, il est possible de reprendre l'équation (8) de l'annexe I en considérant $z_i = 0$, car le diaphragme est accolé à la face de sortie de la lentille (Figure II-7). On obtient ainsi la matrice de transmission entre A_0 (la pupille d'entrée, dans l'espace de mesure) et A_i (le diaphragme)

$$T(A_0A_i) = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a & b \\ -V & d \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & -z_0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & -a \cdot z_0 + b \\ -V & V \cdot z_0 + d \end{pmatrix} \quad (II-4)$$

Comme A_0 et A_i sont conjugués, $T(A_0A_i)$ doit être du type :

$$T(A_0A_i) = \begin{pmatrix} \gamma_t & 0 \\ -V & \frac{1}{\gamma_t} \end{pmatrix} \quad (II-5)$$

Ce qui donne pour la voie de capture :

$$\gamma_t = a ; z_0 = \frac{b}{a} \quad (II-6)$$

$$\gamma_t = 0,99 ; z_0 = 6,02 \text{ mm}$$

On calcule ainsi la position de la pupille et l'ouverture numérique pour la voie de capture (voir Figure II-6 pour les notations) :

$$\begin{aligned} z_{\text{pup}} &= 98,5 \text{ mm} ; D_{\text{pup}} = 8,08 \text{ mm} \\ u &= 0,041 \text{ rad} \\ \text{O. N.} &= 0,041 \end{aligned} \quad (\text{II-7})$$

L'ensemble des calculs peuvent être également appliqué pour la voie de projection afin de déterminer ses paramètres.

II.1.4.c Bilan des paramètres du système de stéréovisions

La démarche de la partie précédente permet donc de positionner l'interface optique par rapport aux éléments optoélectroniques et par rapport à l'espace de mesure pour les deux voies :

positionnement des interfaces optiques	
$L_{\text{opt1}}=10$	$L_{\text{opt2}}=10$
$z'_1=-67,30$	$z'_2=-103,26$
$z_1=92,50$	$z_2=59,65$

Tableau II-6 – Description des paramètres de la stéréovision (2/3) : positionnement des interfaces optiques. Voir le Tableau II-2 pour les définitions

Elle permet également de positionner la pupille et de calculer l'ouverture numérique du côté de l'espace de mesure pour les deux voies :

pupille et ouverture numérique	
$D_{\text{pup1}}=8,08$	$D_{\text{pup2}}=8,03$
$z_{\text{pup1}}=98,5$	$z_{\text{pup2}}=65,7$
$\text{O.N.}_1=0,041$	$\text{O.N.}_2=0,061$

Tableau II-7 – Description des paramètres de la stéréovision (3/3) : propriété des pupilles et ouverture numérique. Voir le Tableau II-3 pour les définitions

Le schéma de réalisation de ce dispositif de stéréovision à une lentille par voie est présenté ci-dessous :

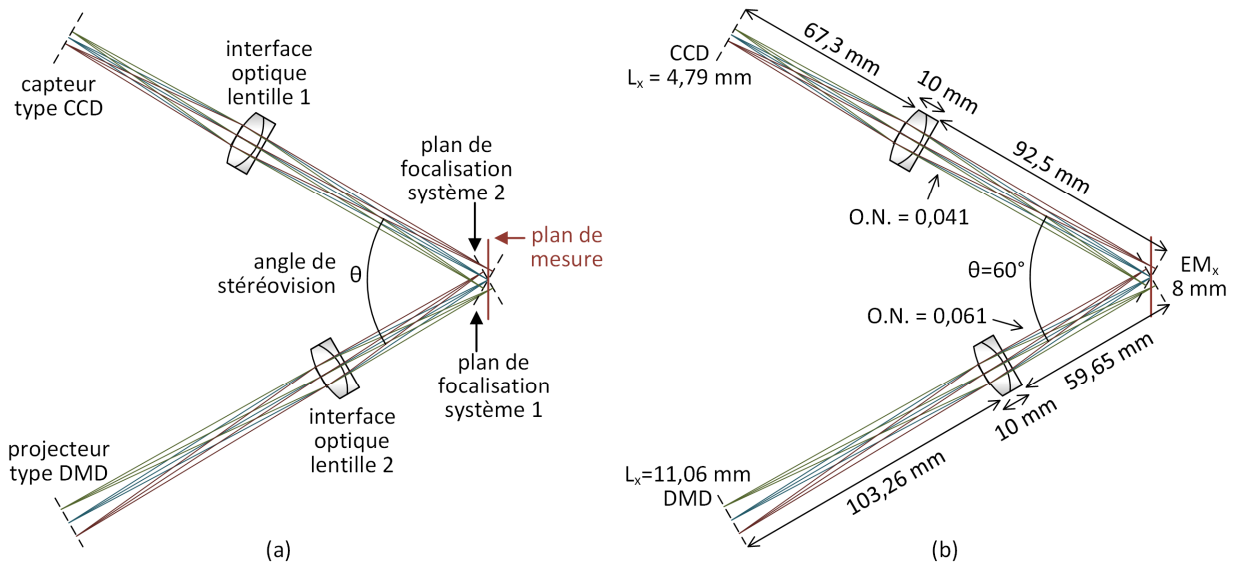


Figure II-8 – Schéma optique du système de stéréovision à 1 lentille par voie. (a) description du système. (b) Valeurs numériques pour le système de stéréovision.

Les plans de focalisation ne sont pas confondus en raison de l'angle de stéréovision. Cela risque de poser problème par la suite, car la profondeur de champ va s'en trouver affectée. Une proposition d'amélioration pour pallier cet inconvénient est proposée en paragraphe II.3.3.b.

Le dimensionnement de la chaîne de stéréovision ayant été effectué, il reste à en évaluer les performances. La suite du chapitre s'y attache en commençant par la détermination de la sensibilité de mesure.

II.2 Détermination de la sensibilité de mesure

II.2.1 Sensibilité globale

Le mesurande d'un capteur de stéréovision est un nuage de points dans l'espace tridimensionnel, et plus particulièrement leurs coordonnées en Z, c'est à dire dans la profondeur de mesure. La mesure est réalisée par l'intermédiaire de la détection de points caractéristiques dans un espace bidimensionnel, sur des images provenant d'une ou de deux caméras (suivant que la stéréovision est active ou passive).

Une variation Δz d'un point mesuré dans l'espace de mesure (dans la direction Z) va entraîner une variation de position Δx du point associé dans l'image (ou dans les images). La sensibilité de mesure correspondra au rapport $\Delta x / \Delta z$. Une mesure sera d'autant plus sensible qu'une faible variation de position Δz du point de l'espace sera associée à une forte variation de position Δx sur l'image. La sensibilité est l'un des indices de performances de la stéréovision, plus la valeur de sensibilité sera importante, meilleure sera la résolution axiale.

Afin de définir un critère suffisamment général, il est intéressant de ne pas lier la sensibilité aux caractéristiques du dispositif optoélectronique (caméra ou projecteur), donc de ne pas la lier à la dimension ou au nombre de pixels ou de micro-miroirs. La sensibilité de mesure peut être définie uniquement dans le repère lié à l'espace de mesure (Figure ci-dessous). Dans ce cas, on peut la définir de deux manières différentes selon que l'on se place sur une voie de capture ou sur une voie de projection.

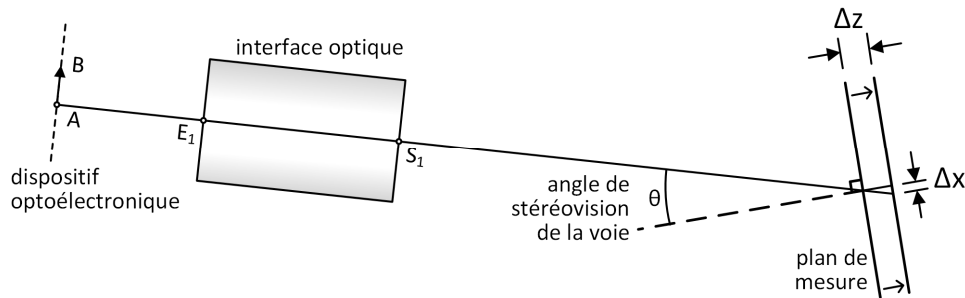


Figure II-9 – Sensibilité de mesure de la stéréovision pour une voie

Pour une voie de capture, lorsqu'un déplacement axial Δz du plan de mesure est effectué, la zone capturée par la caméra va subir une translation de Δx_1 dans le repère du plan de mesure. La sensibilité de la voie de capture est définie comme le rapport $S_1 = \Delta x_1 / \Delta z$.

Pour une voie de projection, lorsqu'un déplacement axial Δz du plan de mesure est effectué, le motif projeté va subir une translation de Δx_2 dans le repère du plan de mesure. La sensibilité de la voie de projection est également définie comme le rapport $S_2 = \Delta x_2 / \Delta z$.

La sensibilité pour chaque voie est la suivante :

$$S_1 = \frac{\Delta x_1}{\Delta z} = \tan(\theta_1) \quad (II-8)$$

$$S_2 = \frac{\Delta x_2}{\Delta z} = \tan(\theta_2)$$

Avec θ_1 et θ_2 les angles de stéréovision pour chaque voie tel qu'indiqué sur la figure ci-dessous :

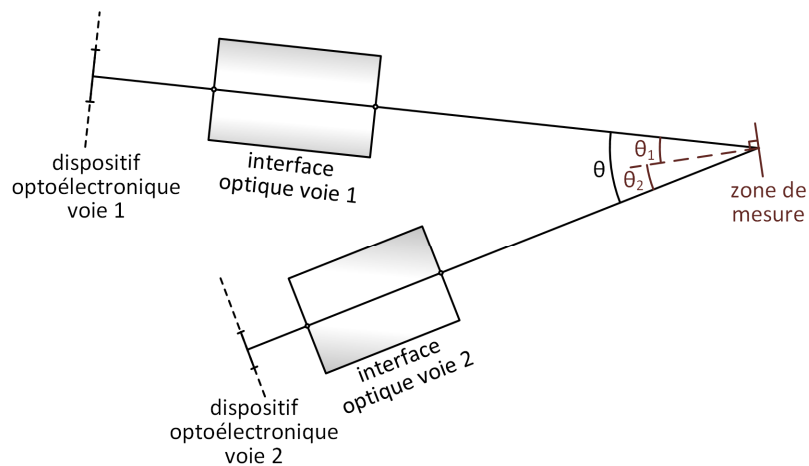


Figure II-10 – Système de stéréovision, $\theta = \theta_1 + \theta_2$.

Lorsque la zone de mesure va se translater de Δz dans la direction orthogonale au plan de mesure, alors le déplacement latéral du motif projeté Δx_1 et le déplacement latéral de la zone visualisée Δx_2 s'additionnent. La translation latérale globale Δx de la voie de projection et de capture due à la translation Δz est donc égale à la somme de Δx_1 et de Δx_2 :

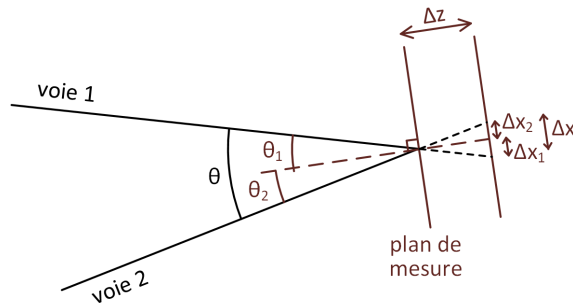


Figure II-11 – lorsque le plan de mesure se translate axialement d'une valeur Δz , la translation latérale vaut $\Delta x = \Delta x_1 + \Delta x_2$

La sensibilité globale de la mesure sera donc :

$$S = \frac{\Delta x}{\Delta z} = \frac{\Delta x_1 + \Delta x_2}{\Delta z} = S_1 + S_2 = \tan(\theta_1) + \tan(\theta_2) \quad (\text{II-9})$$

II.2.2 Mesure de sensibilité dans l'étendue de mesure

La sensibilité telle qu'indiquée dans la partie précédente permet d'obtenir un aperçu initial des performances envisageable pour le dispositif de stéréovision, mais cette sensibilité est calculée au milieu de l'étendue de mesure latérale et au centre de la profondeur de champ. Selon les dispositifs de stéréovision, cette sensibilité restera constante en balayant l'étendue de mesure axiale et latérale (systèmes du type télécentrique) mais pour d'autres dispositifs (notamment les systèmes à angle de vue large), cette sensibilité pourra connaître de fortes variations. Afin de préciser les performances du système de stéréovision, il est intéressant de quantifier les variations de sensibilité dans l'étendue de mesure.

Deux types de graphiques sont proposés pour décrire la sensibilité dans l'étendue de mesure. Tout d'abord les graphiques montrant les tracés de rayons dans l'espace de mesure. Ils permettent de visualiser les angles entre les deux voies et fournissent donc une compréhension intuitive des variations de sensibilité. Ensuite, des graphiques de type courbes de niveau de la sensibilité dans la profondeur de champs viennent fixer plus précisément les résultats.

Afin de se baser sur des données numériques, les résultats affichés correspondent à l'exemple de système de stéréovision à une lentille proposé dans ce chapitre.

L'analyse est effectuée indépendamment pour chaque voie avec le logiciel de simulation Zemax par la programmation de macros, puis les résultats sont regroupés pour obtenir le résultat global. Les macros sous Zemax réalisent des tracés de rayons et par programmation, la mesure est étendue à l'ensemble de la profondeur de champ :

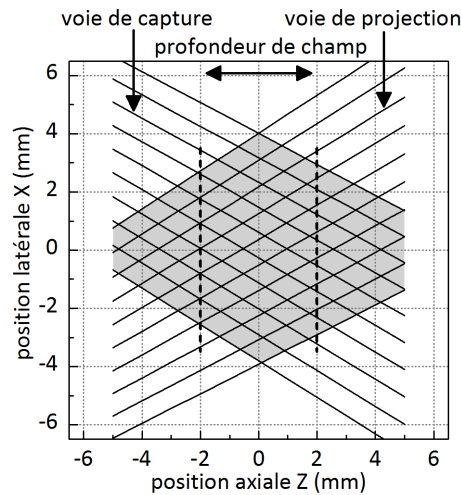


Figure II-12 – Tracés de rayons pour la voie de projection et de capture dans l'étendue de mesure. La zone grisée correspond à l'espace de mesure commun entre les deux voies. Les pointillées indiquent les limites de la profondeur de champ, ces limites ont ici été fixées à +/- 2 mm dans les spécifications.

Ce premier graphique permet de visualiser rapidement l'étendue de mesure, la profondeur de champs et l'angle de stéréoscopie qui permet de calculer la sensibilité de mesure.

La profondeur de champ a été fixée (arbitrairement) à +/- 2 mm. Cette valeur sera adaptée dans la suite de l'étude en posant notamment le critère qu'en extrémité de la profondeur de champ, la perte de netteté due à la défocalisation devrait rester du même ordre de grandeur que la perte de netteté due à la diffraction. Avec une profondeur de champ de +/- 2 mm, l'effet de la défocalisation en extrémité de la profondeur est nettement plus important que celui de la diffraction. Des optimisations seront donc possibles.

Afin d'obtenir plus de précision dans l'analyse, ce type de graphique peut être complété d'un deuxième graphique qui mesure la sensibilité dans l'étendue de mesure latérale et axiale. Le procédé de calcul de ce graphique de sensibilité est le suivant : l'angle stéréoscopique local est tout d'abord calculé pour chaque point de l'étendue de mesure en considérant le rayon provenant de la voie de capture et celui provenant de la voie de projection. Une fois l'angle stéréoscopique calculé, la sensibilité de mesure au point considéré est déterminée en utilisant l'équation II-9. Ce procédé de calcul de sensibilité est balayé dans l'ensemble de l'étendue de mesure et permet d'en extraire une carte de sensibilité :

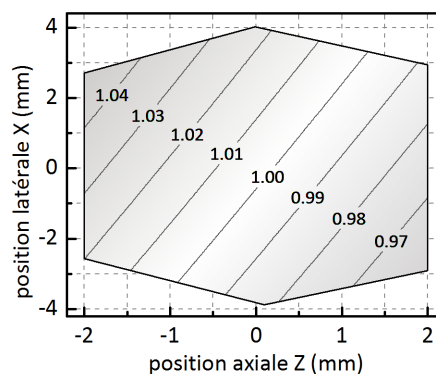


Figure II-13 – Carte de sensibilité normalisée ($S_0=1,1547$) dans la profondeur de champ (+/- 2mm)

Les valeurs de sensibilité de la carte ci-dessus sont normalisées par rapport à la sensibilité principale S_0 mesurée directement à partir de l'angle de stéréoscopie. Dans le cas de l'exemple, $\theta_1 = \theta_2 = 30^\circ$, la sensibilité de mesure S_0 sera donc de $2 \cdot \tan(30) = 1,1547$.

Les lignes de niveau de sensibilité constante ne sont pas verticales, cela est dû au fait que les voies de capture et de projection de l'exemple ne sont pas identiques, les rayons principaux provenant de la voie de projection sont légèrement plus divergents entre eux que ceux de la voie de capture. Cette dissymétrie se retrouve donc dans la courbe de niveaux de sensibilité.

Afin d'obtenir un système de stéréovision à sensibilité constante sur l'ensemble de la zone de mesure, une méthode est de positionner judicieusement les diaphragmes des deux voies de façon à obtenir des systèmes télécentriques. Pour une voie de capture, cela revient à placer le diaphragme sur le foyer équivalent image. La pupille équivalente objet est alors rejetée à l'infinie et les rayons principaux sont parallèles entre eux du côté objet (Figure ci-dessous). Une démarche du même type est à effectuer pour la voie de projection. Avec ce type de configuration télécentrique très couramment utilisée en vision, les distorsions dues aux effets de perspectives sont éliminées. Un apport supplémentaire sur des dispositifs de stéréovision est d'avoir une sensibilité de mesure constante dans la profondeur de champ, avec une valeur d'angle de stéréovision unique. La contrepartie de ce type de dispositifs est que la zone à mesurer ne doit pas être latéralement plus étendue que la dimension des objectifs de projection et de capture, ce qui est peu gênant pour mesurer des objets microscopique mais qui devient vite limitant pour des objets macroscopiques.

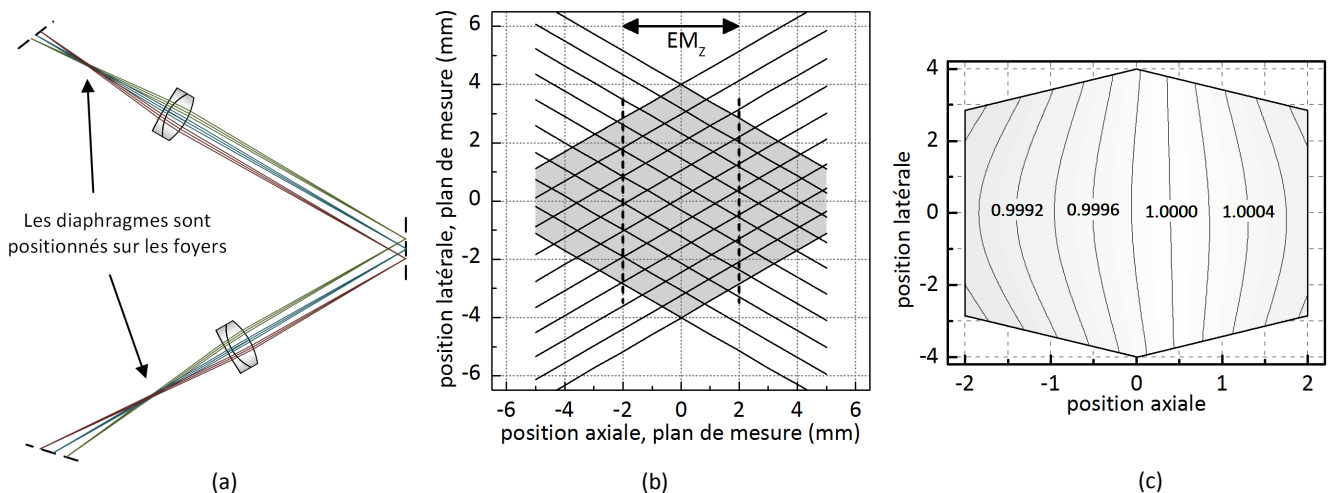


Figure II-14 – Exemple de système de stéréovision télécentrique, l'angle de stéréovision moyen vaut 60°. (a) schéma optique. (b) tracé de rayon dans l'étendue de mesure. (c) Sensibilité dans l'étendue de mesure.

En se basant sur des systèmes optiques à angle de vue large, les variations de sensibilité peuvent s'avérer beaucoup plus élevées. C'est le cas notamment pour les lentilles utilisées en coloscopie. Dans ce type de dispositif, on cherche généralement à avoir champ de vision suffisamment élevé pour visualiser une large portion de colon. Avec ce type de dispositif, la sensibilité a tendance à chuter rapidement lorsque l'on s'éloigne dans la profondeur de champs. La qualité de la reconstruction stéréoscopique s'en trouvera directement affectée. Un exemple de système de stéréovision avec un angle de vue ou de projection élargi par rapport à l'exemple initial est présenté dans la figure ci-dessous :

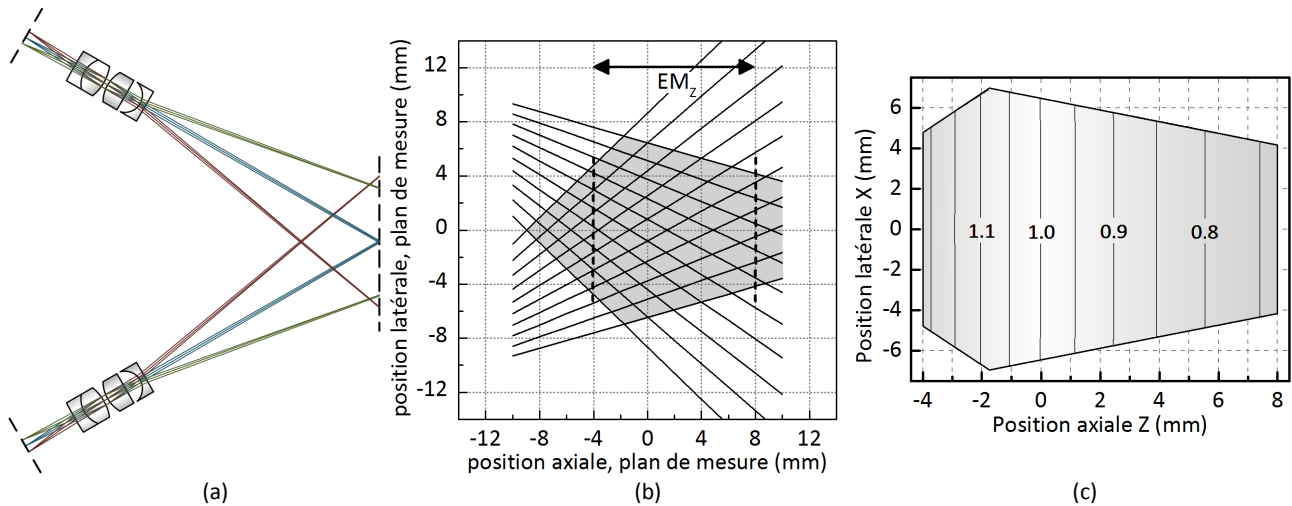


Figure II-15 – Exemple de système de stéréovision à angle de vue élargi, l'angle de stéréovision moyen vaut 60° . (a) schéma optique. (b) tracé de rayon dans l'étendue de mesure. (c) Sensibilité dans l'étendue de mesure.

II.3 Détermination de la résolution latérale de mesure

II.3.1 Introduction

La définition de résolution latérale peut se décliner pour les voies de capture et de projection :

- Pour la voie de capture, la résolution latérale sera le plus petit détail discernable sur la surface de mesure via le dispositif de capture.
- Pour la voie de projection, la résolution latérale sera le plus petit motif projeté détectable sur la surface de mesure (en considérant dans ce cas que le dispositif qui détecte le motif projeté est nettement plus performant que la voie de projection).

Expérimentalement, c'est plutôt la plus petite distance entre deux motifs distincts qui va permettre de mesurer la limite de résolution latérale. Par exemple pour la voie de capture, il est possible d'utiliser des mires de résolution (Figure II-16). Le plus petit triplet de lignes où les trois lignes resteront discernables permettra d'évaluer la résolution latérale du dispositif de mesure. Par exemple, si le dernier motif discernable est constitué de lignes de largeur $50 \mu\text{m}$, ces $50 \mu\text{m}$ constituent la résolution latérale du dispositif de mesure. Avec cette mire de type USAF 1951, il est possible de vérifier la résolution horizontale et verticale. D'autres mires existent également selon d'autres orientations de lignes. Des méthodes alternatives de détermination de résolution basées sur les fonctions de transfert optique et transformées de Fourier seront décrites dans la partie II.4 et mises en application expérimentalement dans le chapitre III.

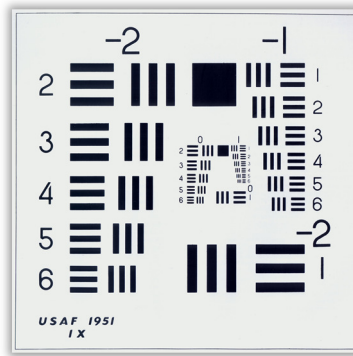


Figure II-16 – Mire de résolution de type USAF 1951

En simulation et pour obtenir de premiers résultats de résolution latérale, il est également possible de se baser sur les dimensions des tâches images calculées par les logiciels d'optique.

Une tâche image est calculée par les logiciels d'optique en projetant des rayons provenant d'un unique point objet à travers le système optique. L'image de ces rayons sur le plan image forme la tâche image. Celle-ci est donc la conséquence de la défocalisation, mais aussi des aberrations du système optique.

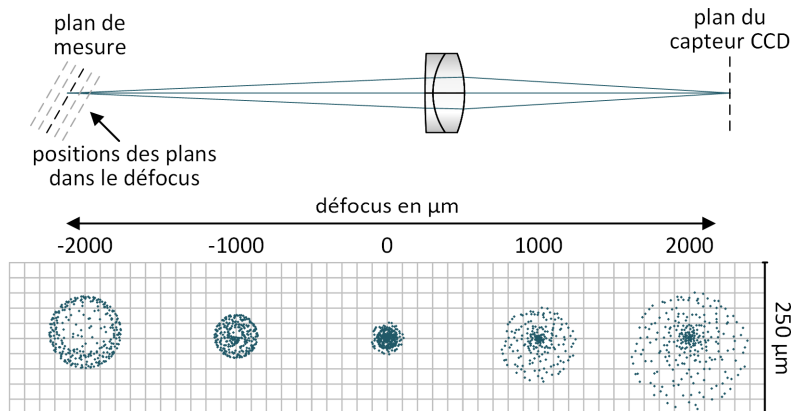


Figure II-17 – Variation de la forme des tâches images sur le capteur CCD lors du déplacement du plan de mesure dans la profondeur de champ

Dans le diagramme ci-dessus, un nombre élevé de rayons lumineux émis selon une répartition angulaire uniforme ont été projetés à travers le dispositif optique. L'interception de ces rayons avec le plan de mesure ont été relevés et cette mesure a été effectuée pour différente position du plan de mesure à travers la profondeur de champ. Le graphique résultant est le diagramme de faisceau dans la profondeur de champ (nommé « *Spot Diagram through focus* » par le logiciel d'optique Zemax). On peut ainsi mesurer l'image d'un point par les différentes interfaces optiques, c'est une tâche image qui donne une indication sur la résolution latérale comme cela sera détaillé dans la suite.

De nombreux facteurs vont influencer sur la forme et la dimension de ces tâches images. La défocalisation, les aberrations et la diffraction en sont trois facteurs importants. La partie suivante va détailler les différents facteurs d'influence sur la résolution de mesure.

II.3.2 Facteurs d'influence sur la résolution latérale

II.3.2.a Impact de la défocalisation sur la résolution latérale

Lorsque l'on se place dans le plan de meilleure focalisation (P_0), l'image géométrique d'un point par une interface optique est une tâche de diamètre minimale, et lorsque qu'on s'éloigne axialement de ce plan de meilleure focalisation (P_0), le diamètre de la tâche image va augmenter et la résolution latérale se dégrader.

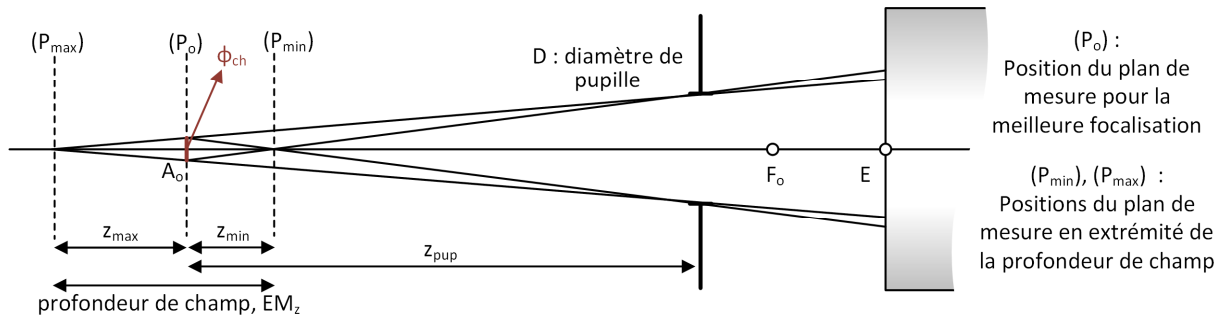


Figure II-18 – Schéma présentant les notations utilisées pour les formules liées à la profondeur de champ

Afin de déterminer la profondeur de champ, un critère a été posé sur le diamètre de la tâche image. Lorsque la mesure est réalisée dans les plans (P_{min}) et (P_{max}) situés en extrémité de la profondeur de champ, le diamètre de la tâche image dû à la défocalisation est maximal et correspond au critère posé pour déterminer la profondeur de champ. Ce critère est associé à un diamètre de tâche Φ_{ch} dans le plan de mesure positionné à la meilleure focalisation.

Pour la voie de capture, on détermine Φ_{ch} en appliquant l'inverse du grandissement de l'interface optique sur le diamètre de la tâche image posé dans le critère (la tâche image est déterminée dans le plan du capteur CCD). Pour la voie de projection Φ_{ch} correspond directement au diamètre de la tâche image (la tâche image est déterminée dans le plan de mesure).

La profondeur de champ EM_z , estimée en incidence normale, est définie par :

$$EM_z = z_{max} + z_{min} \quad (II-10)$$

En appliquant les relations géométriques sur la figure ci-dessus, on obtient :

$$\frac{\Phi_{ch}}{D} = \frac{z_{max}}{z_{pup} + z_{max}} \quad (II-11)$$

$$\frac{\Phi_{ch}}{D} = \frac{z_{min}}{z_{pup} - z_{min}}$$

En exprimant EM_z en fonction de z_{pup} , Φ_{ch} et D , on a :

$$EM_z = 2 \frac{z_{pup} \cdot \Phi_{ch} \cdot D}{D^2 - \Phi_{ch}^2} \quad (II-12)$$

En considérant la tâche Φ_{ch} petite devant le diamètre d'ouverture de la pupille d'entrée D , et avec $O. N. \approx D/2 \cdot z_{pup}$, on obtient :

$$EM_z \approx 2 \cdot \Phi_{ch} \cdot \frac{z_{pup}}{D}$$

$$EM_z \approx \frac{\Phi_{ch}}{O.N.} \quad (II-13)$$

Si maintenant la surface à mesurer est inclinée d'un angle θ et que la mesure de la profondeur de champ se fait dans un axe normal à la surface à mesurer, alors le calcul de la profondeur de champ doit prendre en compte cet angle d'inclinaison :

$$EM_z \approx \frac{\Phi_{ch}}{O.N.} \cdot \cos(\theta) \quad (II-14)$$

II.3.2.b Impact des aberrations sur la résolution latérale

Les études paraxiales sont uniquement vraies dans les conditions de Gauss, c'est dire pour des rayons peu inclinés par rapport à l'axe optique du système optique et également peu éloignés de celui-ci. Dans ce cas, la loi de la réfraction de Snell-Descartes entre deux milieux d'indices différents n_1 et n_2 se simplifie. Dans l'approximation paraxiale à l'ordre 1, il est considéré que $\sin(\theta) = \theta$. Les systèmes optiques sont alors idéaux, l'image de chaque point par le système optique étant unique. En quittant cette approximation pour se rapprocher d'un système réel, les rayons provenant d'un unique point ne convergent plus vers un unique point, ceci donnant lieu aux aberrations générées par le système optique.

Une estimation exacte de ces aberrations peut passer par l'utilisation de logiciel de tracé de rayons qui vont permettre de les quantifier avec précision et de trouver les solutions pour les réduire à une quantité suffisamment faible pour répondre au cahier des charges initial.

Une phase d'étude analytique préliminaire approfondie peut également permettre d'effectuer les premiers choix de lentilles pour réduire ces aberrations. Dans cette étude préliminaire, la fonction $\sin(\theta)$ n'est plus approximée en θ comme dans l'approximation paraxiale à l'ordre 1, mais développée en série de Taylor.

Les aberrations résultant du terme d'ordre 3, appelées aberrations de Seidel, peuvent être classées en cinq catégories : aberrations sphériques, d'astigmatisme, de courbure de champ, de coma et de distorsion. Un autre type d'aberration se produit avec des sources de lumière polychromatiques, ce sont les aberrations chromatiques, elles sont dues à la dépendance des indices de réfraction à la longueur d'onde des rayons considérés.

L'optimisation des systèmes optiques pour limiter les aberrations ou même les rendre négligeables constitue une discipline à part entière. Dans le cadre de cette thèse, les choix de conception qui ont permis de limiter l'influence des aberrations sont les suivants :

- Utilisation de doublets achromatiques pour l'ensemble des lentilles utilisées pour l'imagerie. En effet, les doublets achromatiques sont non seulement calculés pour réduire les aberrations chromatiques, mais permettent aussi de diminuer les aberrations géométriques, leur conception (rayon de courbure des faces, indices de réfraction des deux verres et distances entre faces) ayant été optimisées dans ce sens.
- Tests sous le logiciel Zemax de l'impact de l'utilisation de lentilles achromates asphérisées. Si le gain de l'utilisation de lentilles asphériques s'avère important, la possibilité d'inclure ce type de lentilles

dans le dispositif optique est alors étudiée. Cette incorporation n'est pas automatique en raison du prix plus élevé de ce type de lentilles.

- Création de fonctions d'évaluations (nommée « Merit Function ») sous Zemax qui règle les distances entre les lentilles en cherchant à optimiser le diamètre de la tâche de focalisation dans le plan image. Ce type d'optimisation peut modifier l'espace entre les lentilles tout en cherchant à conserver un grandissement constant, par exemple. La forme des lentilles étant généralement figée dans les catalogues de lentilles (vendues par des sociétés du type Edmund Optics par exemple), celle-ci n'a pas fait l'objet de réglages sous les logiciels de simulation.

L'ensemble de ces choix permet d'obtenir une première optimisation optique et de s'assurer que les aberrations seront suffisamment réduites pour obtenir des mesures résolues. Des études optiques plus approfondies, non menées dans cette thèse, peuvent par la suite venir compléter cette première optimisation pour augmenter encore les performances optiques du dispositif final. Ce type d'études se consacre à l'optimisation du nombre, du type, de la forme et du positionnement des lentilles et diaphragmes afin de rendre les aberrations négligeables, ou tout au moins de les rendre inférieures à un cahier des charges initial strict. Dans un cadre d'étude où l'on souhaite obtenir une résolution de mesure proche de la longueur d'onde projetée (microscopie) ou bien effectuer une miniaturisation de la tête de mesure (endoscopie), ce type d'analyse permet d'optimiser le résultat.

II.3.2.c Impact de la diffraction sur la résolution latérale

La diffraction est un phénomène qu'il faut également prendre en compte lors de la détermination de la résolution latérale. Les aberrations géométriques évoquées dans le point précédent peuvent être diminuées jusqu'à devenir négligeables en optimisant l'interface optique. En revanche les effets de la diffraction ne peuvent être annulés, la diffraction étant un phénomène irréductible. Les paramètres qui permettent d'agir sur l'amplitude de la diffraction sont les suivants : l'ouverture numérique du système optique, la longueur d'onde de la lumière et l'indice de réfraction du milieu de mesure.

Le calcul de la tâche de diffraction obtenue pour les systèmes de stéréovision peut se calculer généralement dans l'approximation de Fraunhofer (diffraction à l'infini) pour des systèmes optiques constitué d'ouverture circulaire. Ce cadre de la diffraction de Fraunhofer est généralement valide dans les systèmes d'imagerie où l'on cherche à former des images focalisées.

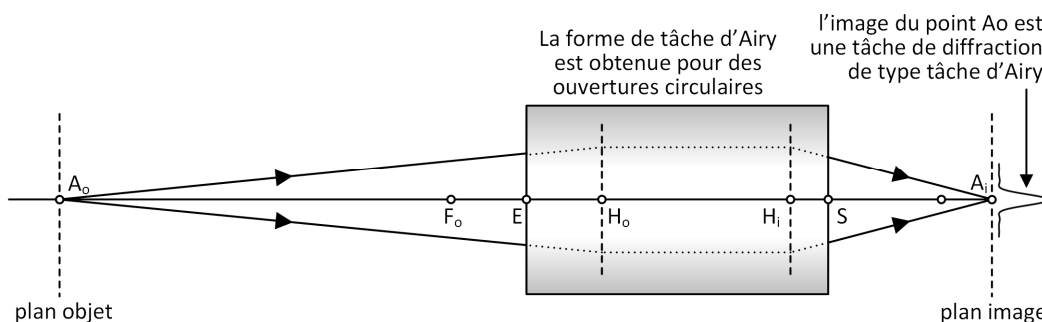


Figure II-19 – Effet de la diffraction avec des ouvertures circulaires dans le système d'imagerie

Dans l'approximation de Fraunhofer pour des systèmes optiques diaphragmés par des ouvertures circulaires, la tâche de diffraction dans l'espace image aura la forme d'une tâche d'Airy d'équation :

$$I(X) = I_0 \left(\frac{2 \cdot J_1(X)}{X} \right)^2 \quad (\text{II-15})$$

avec $X = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot O \cdot N \cdot x$

$I(X)$ correspond à l'intensité du motif de diffraction à la position latérale normalisée X (dans l'espace image), I_0 est l'intensité maximale relevée au centre de la tâche d'Airy, J_1 est la fonction de Bessel à l'ordre 1. La position X est normalisée et calculée en fonction de la position latérale x dans le plan de mesure, et de la longueur d'onde du faisceau émis λ ainsi que de l'ouverture numérique $O \cdot N$. La courbe d'Airy obtenue est présentée ci-dessous :

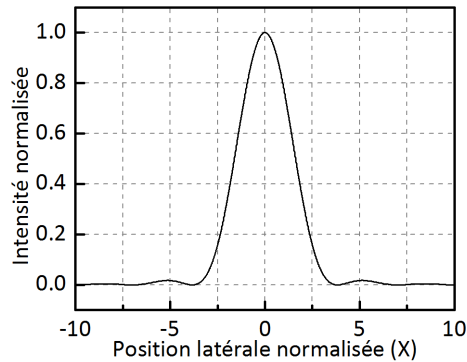


Figure II-20 courbe normalisée de l'intensité d'une tâche d'Airy (symétrie circulaire)

Le premier minimum (amplitude nulle) est obtenue pour $X = 3,83$, c'est-à-dire pour $x = 0,61 \cdot \lambda / O \cdot N$. Il est généralement considéré que le rayon de la tâche d'Airy sera égal à cette valeur de x . Le disque d'Airy est donc le disque de rayon $r = 0,61 \cdot \lambda / O \cdot N$.

A partir de la tâche de diffraction obtenue dans l'espace image, il est possible d'estimer la résolution latérale limitée à la diffraction. L'application du critère de Rayleigh est un moyen de fixer une valeur de résolution latérale à partir de l'analyse des tâches de diffraction. Le critère de Rayleigh définit la limite de séparation de deux points lumineux incohérents donnés par un instrument. Selon ce critère, les images des deux points lumineux pourront être séparées uniquement si le maximum de la figure de diffraction de la première tâche se produit à la position du premier minimum de la seconde tâche de diffraction, c'est le critère de Rayleigh.

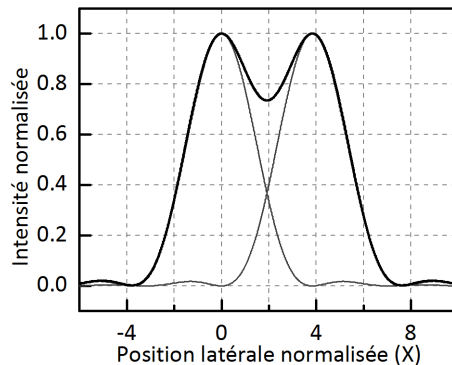


Figure II-21 Chevauchement de deux tâches d'Airy dans la limite du critère de Rayleigh

Ce critère permet de déduire une limite de résolution latérale limitée à la diffraction. Un instrument de mesure « parfait », c'est-à-dire avec ses aberrations (notamment géométriques) négligeables aura sa

résolution limitée à la diffraction, donc sa résolution latérale suivra le critère de Rayleigh. Pour un dispositif optique à ouverture circulaire, la limite de résolution définie par ce critère sera donc :

$$r_{\text{diff}} = 0,61 \cdot \frac{\lambda}{\text{O. N.}} \quad (\text{II-16})$$

II.3.2.d Impact du capteur, du projecteur, de guides d'images sur la résolution latérale

La matrice de projection, la matrice CCD et les guides d'images sont autant de dispositifs qui vont avoir un impact sur la résolution de mesure. Ils effectuent un échantillonnage spatial de l'image, que ce soit pour de la projection, de la transmission d'images (guides d'images) ou de la capture. La forme et la disposition de leurs cellules élémentaires vont également impacter le résultat de mesure.

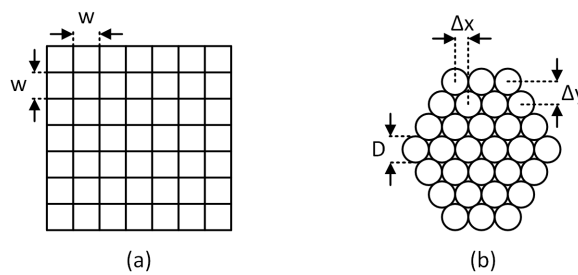


Figure II-22 – Schémas (a) d'une matrice CCD ou DMD, (b) d'un guide d'images

La principale propriété des systèmes basés sur un échantillonnage, qu'il soit spatial ou temporel est de respecter le théorème de Nyquist (ou de Shannon). Ce théorème stipule que la fréquence d'échantillonnage du signal doit être au moins le double de la fréquence la plus élevée que l'on souhaite pouvoir mesurer. Si la fréquence d'échantillonnage est fixée, elle impose la fréquence maximale mesurable, et limite donc la résolution atteignable par le système de mesure.

Par exemple pour un capteur CCD constitué de pixels carré de largeur w , la fréquence de Nyquist sera de $1/(2w)$ et il ne sera donc pas possible de mesurer des signaux de période supérieure à $2w$ paires de lignes. Une paire de ligne s'étend sur $2w$, donc une ligne s'étend sur w , cette largeur constitue la résolution latérale minimale. En raison de l'échantillonnage, il ne sera pas possible de mesurer des motifs plus petits que cette résolution latérale.

pour une matrice carrée :

$$f_{\text{Nyquist}} = \frac{1}{2w} \quad (\text{II-17})$$

résolution latérale mesurable $\geq w$

Pour un guide d'images constitué de fibres disposées en nid d'abeille, il faut dissocier l'échantillonnage selon la direction horizontale ou verticale. Si l'on considère que les fibres ont été disposées en nid d'abeille (Figure II-22 b), alors le plus petit écart horizontal entre deux fibres sera de $\Delta x = D/2$ et le plus petit écart vertical sera de $\Delta y = \sqrt{3} \cdot D/2$. Et en conséquence, on obtient les critères suivants :

pour un guide d'images avec répartition des fibres en "nid d'abeille" :

$$f_{x \text{ Nyquist}} = \frac{1}{D}$$

$$f_{y \text{ Nyquist}} = \frac{1}{\sqrt{3} \cdot D} \quad (\text{II-18})$$

selon x : résolution latérale mesurable $> D/2$

selon y : résolution latérale mesurable $> \sqrt{3} \cdot D/2$

Pour le guide d'images, l'échantillonnage va dépendre de l'orientation du guide. Afin de définir un critère unique, on peut se placer dans la direction la plus restrictive, ce qui revient à fixer une fréquence de Nyquist à $1/(\sqrt{3} \cdot D)$ et donc une résolution latérale limite à $\sqrt{3} \cdot D/2$ pour le guide d'images.

II.3.3 Réglages permettant d'optimiser la résolution latérale

II.3.3.a Réglage de l'ouverture numérique en fonction de la profondeur de champ et de la diffraction

Une optimisation peut être réalisée sur les voies optiques basée sur les calculs de diffraction et de défocalisation en bord d'étendue de mesure. Il est en effet possible d'ajuster l'ouverture numérique des interfaces optiques afin d'obtenir une tache image due à la défocalisation du même ordre de dimension que la tache image due à la diffraction :

$$\Phi_{ch} = \Phi_{diff} \quad (\text{II-19})$$

Ce qui donne (dans l'espace du plan de mesure) en associant l'équation II-13 et l'équation II-16 :

$$O.N. \times EM_z = 1,22 \times \frac{\lambda}{O.N.} \quad (\text{II-20})$$

Ce qui fixe le critère de réglage de l'ouverture numérique du système optique :

$$O.N. = \sqrt{1,22 \times \frac{\lambda}{EM_z}} \quad (\text{II-21})$$

En respectant ce critère de réglage de l'ouverture numérique, le système subira dans un même ordre d'importance les effets de la diffraction et les effets de défocalisation en bord d'étendue de mesure.

II.3.3.b Positionnement optimisé du capteur et du projecteur

Une seconde optimisation possible pour améliorer la résolution latérale est d'ajuster les orientations des dispositifs optoélectroniques. Ceux-ci ont été positionnés par défaut orthogonalement à l'axe optique de leur voie de mesure, ce qui est le positionnement classique des systèmes de vision monoculaires. En conséquence, les plans de focalisation des deux voies ne sont pas confondus en raison de l'angle stéréoscopique entre les deux voies. Cet angle stéréoscopique fait baisser la profondeur de champ du dispositif de mesure global (voir figure ci-dessous). En effet, certaines zones de mesure appartenant à la profondeur de champ de la voie 1 n'appartiennent pas à la profondeur de champ de la voie 2.

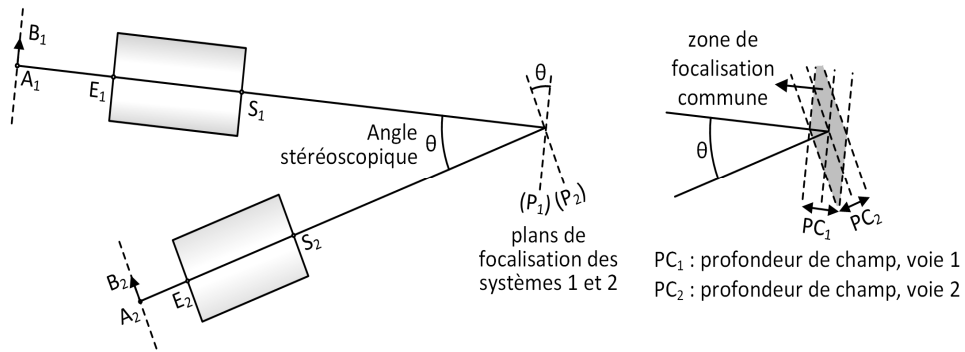


Figure II-23 – schéma d'un dispositif de stéréovision avec les plans de focalisation des deux voies non confondus. L'étendue de mesure s'en trouve réduite.

Pour pallier cet inconvénient il est possible de superposer les plans de focalisation des deux voies. Cela peut être obtenu en inclinant les plans des dispositifs optoélectroniques par rapport à la normale à l'axe optique (Figure II-24). Lorsque les plans de focalisation sont confondus, la profondeur de champ globale devient optimale.

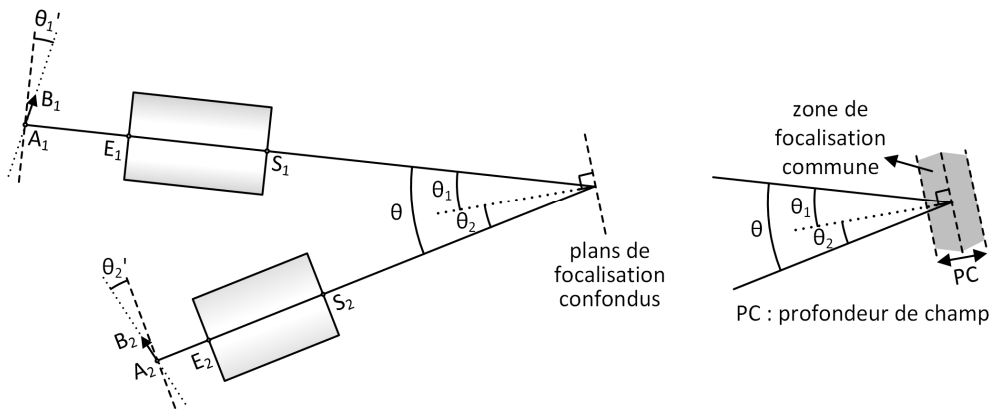


Figure II-24 – Schéma d'un dispositif de stéréovision avec les plans de focalisation des deux voies confondus. Pour obtenir cette propriété, les capteurs ou projecteurs sont inclinés par rapport à la normale à l'axe optique. L'étendue de mesure est alors optimisée.

Ce principe permet d'améliorer la résolution de mesure en stéréovision ou en imagerie 2D [143], [142] ("*image formation with a curved or tilted object*").

Les plans de focalisation pour les deux voies de stéréovision doivent donc être inclinés par rapport à la normale à l'axe optique afin de les confondre. L'inclinaison nécessaire pour la voie 1 est de θ_1 ; elle est de θ_2 pour la voie 2. Pour incliner les plans de focalisation, il faut incliner les éléments optoélectronique qui ne sont alors plus disposés orthogonalement à l'axe optique de leur voie :

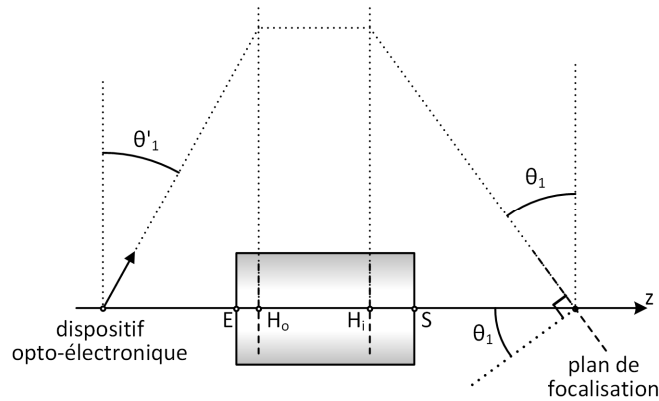


Figure II-25 – Si le plan de focalisation doit être incliné (θ_1), il faut alors incliner le dispositif optoélectronique (θ'_1)

Pour calculer le rapport entre l'angle θ_1 et θ'_1 ou bien celui entre l'angle θ_2 et θ'_2 (Figure II-24), il est possible de se baser sur les calculs reliant l'angle θ_i à θ_o , décrit par la figure suivante :

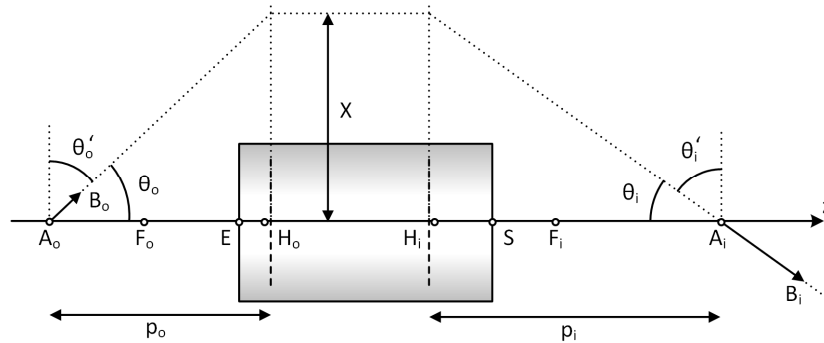


Figure II-26 – Schéma présentant les notations permettant le calcul de l'angle d'inclinaison d'une image pour un objet incliné

$$\tan(\theta_o) = \frac{X}{p_o} \text{ et } \tan(\theta_i) = \frac{X}{p_i}$$

$$\theta_o = \text{atan}\left(\frac{p_i}{p_o} \cdot \tan(\theta_i)\right) \quad (\text{II-22})$$

$$\theta'_o = \text{atan}\left(\frac{p_o}{p_i} \cdot \tan(\theta'_i)\right)$$

II.3.4 Application au cas d'étude

II.3.4.a Impact de la défocalisation sur la résolution latérale

En reprenant l'exemple à une lentille par voie, pour une profondeur de champ de +/- 2 mm, un angle de stéréovision $\theta_1 = 30^\circ$, et une ouverture numérique $O.N. = 0,041$, le diamètre maximal de la tâche Φ_{ch} en bord de profondeur de champs est estimé à :

$$\Phi_{ch} = \frac{\Delta_{EMz} \cdot O.N.}{\cos(\theta_1)} = \frac{4 \times 0,041}{\cos(30)} = 189 \mu\text{m} \quad (\text{II-23})$$

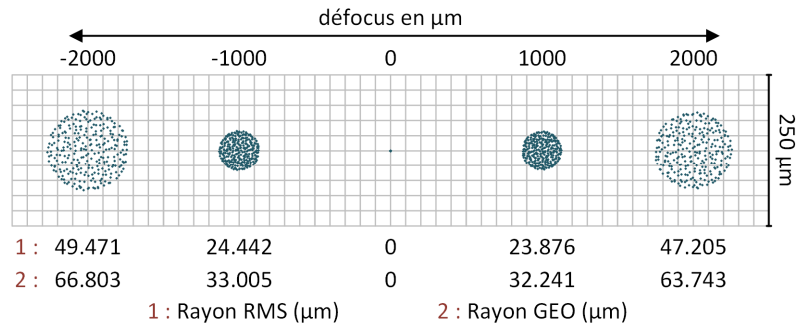


Figure II-27 – Diagramme de tâche dans la profondeur de champ en optique paraxiale

La mesure de diamètre de tâche ci-dessus a été effectuée dans le repère du plan de mesure, les résultats calculés sous le logiciel de simulation Zemax ont été effectués dans le plan du capteur CCD.

Il est possible de comparer les résultats théoriques ($\Phi_{ch} = 189 \mu\text{m}$) et les résultats de simulation Zemax. Comme les résultats Zemax sont dans le plan image (capteur CCD) et les calculs théoriques sont dans le plan objet (espace de mesure), les résultats Zemax peuvent être ramenés dans le plan objet (espace de mesure) en appliquant le grandissement de l'interface optique $\gamma_{t1} = 1,45$:

Mesure Zemax (en μm) :

$$63,743 \times 2 \leq (\Phi_{ch})_{\text{repère capteur}} \leq 66,803 \times 2 \tag{II-24}$$

$$63,743 \times 2 \times 1,45 \leq (\Phi_{ch})_{\text{repère plan de mesure}} \leq 66,803 \times 2 \times 1,45$$

$$184,85 \leq (\Phi_{ch})_{\text{repère plan de mesure}} \leq 193,73$$

II.3.4.b Impact de la diffraction sur la résolution latérale

Il est également possible de déterminer l'impact de la diffraction sur le dispositif de stéréovision à une lentille et pour la voie de capture. Si on considère un éclairage à la longueur d'onde proche de $\lambda = 587,56 \text{ nm}$ (jaune), pour une ouverture numérique $O.N. = 0,041$, on obtient un rayon de tâche de diffraction de $8,7 \mu\text{m}$ (Equation II-16).

L'effet de la diffraction est donc négligeable devant l'effet de la défocalisation dans la profondeur de champ. En effet, la tâche de défocalisation en bord de profondeur de champ a été estimée à $\Phi_{ch} = 189 \mu\text{m}$ alors que l'effet de la diffraction génère une tâche de l'ordre de $\Phi_{diff} = 2 \times 8,7 = 17,4 \mu\text{m}$. Le flou en bord de profondeur de champ est pour l'instant dû en grande partie à la défocalisation, les effets de la diffraction restant négligeables. Il est possible de diminuer l'ouverture numérique, ce qui diminuera le flou de défocalisation qui deviendra du même ordre de grandeur que celui de la diffraction.

II.3.4.c Réglage de l'ouverture numérique en fonction de la profondeur de champ et de la diffraction

Afin d'optimiser la résolution latérale, il est possible de régler l'ouverture des interfaces optiques pour équilibrer les effets de la défocalisation et de la diffraction (Equation II-21) :

$$O.N. = \sqrt{1,22 \times \frac{\lambda}{EM_z}} = \sqrt{1,22 \times \frac{0,58756}{4000}} = 0,0134 \tag{II-25}$$

Avec l'ouverture numérique précédente ($O.N. = 0.041$), les taches dûes à la défocalisation et à la diffraction valaient dans l'espace du plan de mesure :

$$\Phi_{ch} = 189,4 \mu m \text{ et } \Phi_{diff} = 17,4 \mu m \quad (II-26)$$

Avec ce nouveau réglage d'ouverture numérique ($O.N. = 0.0134$), les tâches de défocalisation (équation II-23) et de diffraction (équation II-16) s'équilibrent :

$$\Phi_{ch} = 53,6 \mu m \text{ et } \Phi_{diff} = 53,5 \mu m \quad (II-27)$$

Et dans l'espace image, en appliquant le grandissement :

$$\Phi_{ch} = 37,0 \mu m \text{ et } \Phi_{diff} = 36,9 \mu m \quad (II-28)$$

Ce réglage a permis d'optimiser la netteté de l'image dans l'ensemble de la profondeur de champ. Il ne faut bien sûr pas oublier que la réduction de l'ouverture numérique a tout de même comme défaut de faire chuter la quantité de lumière traversant les interfaces optiques, ce qui est un autre facteur d'optimisation à considérer.

II.3.4.d Vérification du critère de Nyquist sur l'échantillonnage du capteur CCD

L'ouverture numérique a donc été fixée à 0,0134 dans la partie précédente. Cette valeur d'ouverture a permis d'obtenir un diamètre maximum de tâche de l'ordre de 40 μm dans l'espace image. En appliquant le critère de Rayleigh, cela fixe une résolution latérale à 20 μm .

Il reste à vérifier que cette estimation de résolution respecte le critère de Nyquist pour le capteur CCD. La largeur d'un pixel du capteur CCD est de $w = 4,65 \mu m$. La fréquence de Nyquist sera donc de 107,53 lpm (Equation II-17). Les fréquences spatiales sont définies en paires de lignes par millimètre (Line Pairs per Milimeter, LPM), des explications supplémentaires sur cette unité sont données en partie II.4.1.

La résolution latérale devra en conséquence être supérieure à 4,65 μm (Equation II-17), c'est-à-dire la taille du pixel. Donc on peut estimer que l'échantillonnage spatial du signal est suffisamment fin pour le système optique associé.

II.3.4.e Positionnement du capteur et du projecteur pour optimiser la résolution latérale

Régler l'inclinaison des éléments optoélectroniques par rapport à leur axe optique permet d'optimiser la résolution latérale. Pour cela, il faut conjuguer les plans de focalisation des deux voies de stéréovision (Partie II.3.3.b). Concernant la voie de capture, l'angle d'inclinaison du capteur CCD par rapport à sa position d'origine, c'est-à-dire la normale à l'axe optique, sera de :

$$\theta'_o = \text{atan}\left(\frac{67,68}{98,14} \cdot \tan(30)\right) = 22,71^\circ \quad (II-29)$$

Avec cette amélioration, la résolution latérale dans le plan de focalisation ($Z=0$) et en bord d'étendue de mesure latérale ($X=4$) est directement diminuée de 20 μm à 7 μm (mesure sous Zemax), ce qui montre l'apport de l'application de ce principe. Une étude plus détaillée de l'impact de ce réglage sera également réalisée en fin de chapitre (partie II.4.6.d) en utilisant la fonction de transfert optique pour en évaluer les performances.

II.3.5 Bilan sur la résolution latérale

La résolution latérale de mesure est donc dépendante d'un nombre important de facteurs qui interagissent entre eux : la défocalisation, la diffraction, les aberrations qui s'appliquent sur le système optique, l'impact des dispositifs optoélectroniques et leurs orientations...

L'ensemble de ces critères doit être pris en compte lors du dimensionnement du système optique afin d'estimer la résolution latérale de mesure. L'étude de la MTF telle qu'elle est proposée dans la partie suivante permet de regrouper l'étude de l'ensemble de ces facteurs avec un unique outil : la fonction de transfert optique (OTF) et plus particulièrement de son amplitude (MTF). Ces outils vont notamment permettre de préciser les valeurs de résolutions axiales et latérales dans l'ensemble de l'étendue de mesure.

II.4 Mesure des performances de la stéréovision par la MTF

II.4.1 Présentation générale de la MTF

Un outil performant pour l'analyse des systèmes optiques et optoélectroniques est l'analyse des fonctions de transfert optiques (OTF) de ces systèmes [139, 144, 145]. Le principe général consiste à réaliser des études fréquentielles spatiales sur le dispositif optique en se basant sur les transformées de Fourier. Cet outil est applicable si le système étudié est linéaire et invariant au décalage spatial (LSI). La linéarité est définie si l'image par le système optique de la somme de n ondes lumineuses distinctes est égale à la somme des images des n ondes lumineuses. L'invariance au décalage est définie si la forme de la réponse impulsionnelle du système optique reste identique quelle que soit la position dans le plan image. La plupart des systèmes optiques s'approchent généralement de ces hypothèses, et d'autant plus si l'étude est effectuée localement.

Un système optique peut être caractérisé par sa réponse impulsionnelle. Dans l'espace objet, l'émission d'une impulsion correspond à l'émission d'une onde lumineuse à partir d'un unique point. L'amplitude de l'impulsion correspond à l'intensité de l'onde lumineuse. Cette réponse impulsionnelle, notée $h(x, y)$, dépend de la longueur d'onde de travail et des caractéristiques du système optique, c'est-à-dire de l'ouverture numérique, de la défocalisation et de la position latérale d'émission. Elle sera aussi directement dépendante des aberrations dans le système optique et de la diffraction.

Si l'entrée du système optique est maintenant effectuée, non plus par une impulsion, mais par un objet continu, noté $f(x, y)$, il est également possible de calculer la réponse du système optique à cet objet $f(x, y)$ en effectuant le produit de convolution entre l'objet $f(x, y)$ et la réponse impulsionnelle du système $h(x, y)$.

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad (\text{II-30})$$

Etant donné la propriété de linéarité du système optique et d'invariance au décalage, il est possible de transformer l'équation ci-dessus pour passer dans le domaine fréquentiel en utilisant les théorèmes de transformation de Fourier. Le produit de convolution devient alors une multiplication :

$$G(f_x, f_y) = F(f_x, f_y) \times H(f_x, f_y) \quad (\text{II-31})$$

Les coordonnées spatiales (x, y) sont alors converties en fréquences spatiales (f_x, f_y) , et les fonctions sont notées avec des majuscules dans le domaine fréquentiel. La fonction $H(f_x, f_y)$ est la fonction de transfert

optique (OTF) du système optique, son module $\|H(f_x, f_y)\|$ est la fonction de transfert de modulation (MTF). L'unité généralement utilisée pour mesurer les fréquences spatiales sont les cycles par mm ou les paires de lignes par mm (LPM). En effet, une paire de ligne est une alternance entre une ligne à faible intensité lumineuse avec une ligne à haute intensité lumineuse, ce qui correspond à une période spatiale.

L'équation II-31 se généralise pour des systèmes optiques complexes : la fonction de transfert d'un système optique est le produit des fonctions de transfert des sous-systèmes qui le composent, cela permet de simplifier son étude.

Dans les systèmes optiques « LSI », si les signaux d'entrée sont spatialement sinusoïdaux, alors les signaux en sortie le seront également et le rapport d'amplitude entre les signaux d'entrée et de sortie sera mesuré par la MTF. Une MTF nulle donnera un signal de sortie constant, une MTF à 1 donnera un signal de sortie avec les mêmes variations d'amplitude que le signal d'entrée.

La MTF est directement reliée à la mesure de contraste. La fonction M suivante correspond à une mesure de contraste sur un signal sinusoïdal (d'entrée ou de sortie) avec A_{max} et A_{min} les amplitudes extrêmes de la sinusoïde considérée :

$$M = \frac{A_{max} - A_{min}}{A_{max} + A_{min}} \quad (II-32)$$

Avec cette notation, la MTF vaut :

$$MTF(f_x, f_y) = \|H(f_x, f_y)\| = \frac{M_{image}(f_x, f_y)}{M_{objet}(f_x, f_y)} \quad (II-33)$$

En appliquant la formule ci-dessus, la MTF peut être mesurée expérimentalement. Les mesures de contraste sont alors directement calculées sur les images capturées par la caméra. La figure suivante représente un cas d'étude simplifié de la MTF d'un système optique :

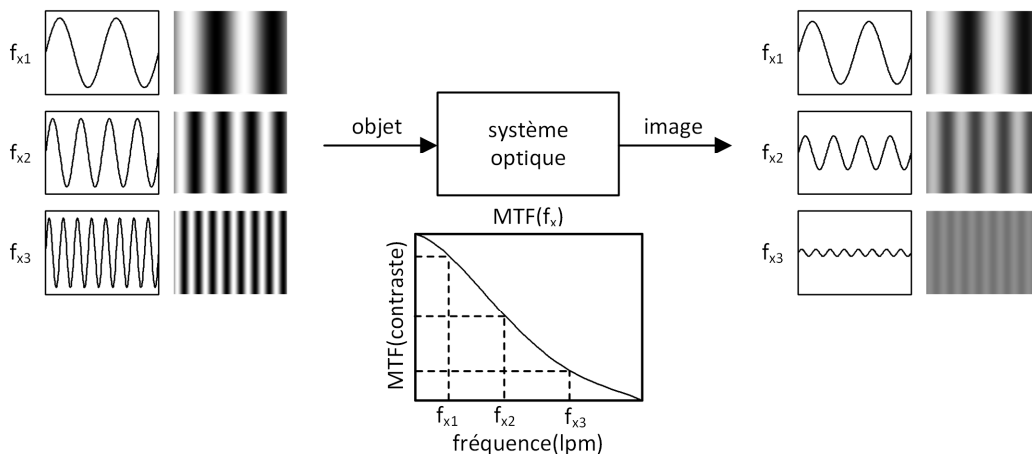


Figure II-28 – Exemple d'application de la MTF d'un système optique. Dans le cas de ce schéma, plus la fréquence sinusoïdale en entrée est élevée, plus l'amplitude de la sinusoïde résultante est faible.

II.4.2 Valeur de MTF pour des systèmes classiques

Dans cette partie est donné le résultat de calcul de la MTF pour un système optique centré, à pupille circulaire et limité à la diffraction (Equation II-34) et également pour un système optique générant une tâche image uniforme (Equation II-36).

La première formule proposée est donc la MTF limitée à la diffraction d'un système équipé d'une pupille de sortie de diamètre D [144] :

$$MTF\left(\frac{f}{f_c}\right) = \frac{2}{\pi} \cdot \left(\cos^{-1}\left(\frac{f}{f_c}\right) - \frac{f}{f_c} \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{f}{f_c}\right)^2} \right) \text{ si } f \leq f_c \quad (\text{II-34})$$

$$MTF\left(\frac{f}{f_c}\right) = 0 \text{ si } f > f_c$$

f_c est la fréquence de coupure, c'est-à-dire la première valeur où la MTF s'annule, et se calcule selon cette formule :

$$f_c = \frac{2 \times 0.N}{\lambda} \quad (\text{II-35})$$

Dans le cas de l'exemple à une lentille de ce chapitre, il est possible de calculer la courbe de MTF limitée à la diffraction de la voie de capture. L'ouverture numérique dans l'espace image, c'est-à-dire l'espace capteur, vaut 0,0593 (dans l'espace objet, elle valait 0,0410), la longueur d'onde a été fixée à $\lambda = 587,6 \text{ nm}$, la fréquence de coupure f_c vaut donc 201,85 lpm. La MTF limitée à la diffraction est la suivante :

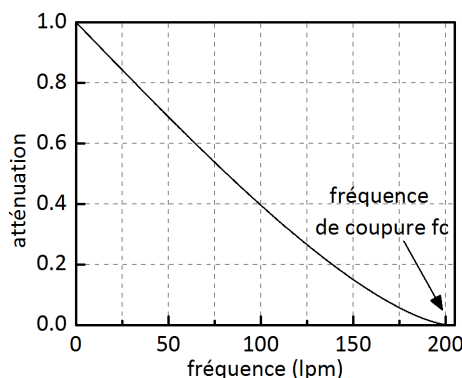


Figure II-29 – Exemple de MTF limitée à la diffraction

La MTF limitée à la diffraction est importante, car elle fixe la performance maximale. Par la suite, les aberrations et l'éventuel défocus vont venir dégrader la qualité de cette MTF et donc la courbe réelle va se situer dans la partie inférieure à la MTF limitée à la diffraction.

La deuxième MTF proposée dans cette partie est la MTF d'un système optique générant une tâche image uniforme de diamètre D :

$$MTF(f) = \left\| \frac{\sin(\pi \cdot f \cdot D)}{\pi \cdot f \cdot D} \right\| \quad (\text{II-36})$$

Dans la formule ci-dessus la diffraction n'est pas prise en compte. Pour ajouter son effet, il faut multiplier la MTF limitée à la diffraction avec la MTF calculée à partir de la tâche image uniforme.

Les logiciels optique type Zemax effectuent directement les calculs de MTF sur les systèmes optiques complexes et permettent donc d'en déduire les performances. Ce type de logiciel peut donc être utilisé comme outil de base pour le calcul de MTF.

II.4.3 Critère fixant la résolution latérale à partir de la MTF

La résolution latérale peut être définie à partir de la MTF. En effet, la MTF correspond à une indication de contraste détectée en fonction de la fréquence du signal émis. Lorsque la fréquence devient trop élevée, l'amplitude du signal de sortie, et donc le contraste, n'est plus suffisant pour détecter ce signal. La résolution latérale est fixée par la fréquence limite f_{limite} jusqu'à laquelle la détection est possible. La résolution latérale est alors égale à une demi-période (c'est-à-dire une ligne pour un signal mesuré en LPM)

$$\text{résolution latérale} = \frac{1}{2 \cdot f_{limite}} \quad (\text{II-37})$$

La difficulté principale réside dans le choix du critère de contraste minimal qui fixe la résolution latérale. Il n'y a pas de définition standardisée qui fixe la valeur de ce seuil. La figure suivante présente un exemple de mesure de résolution latérale à partir d'un seuil de contraste fixé à 10 % du maximum de contraste :

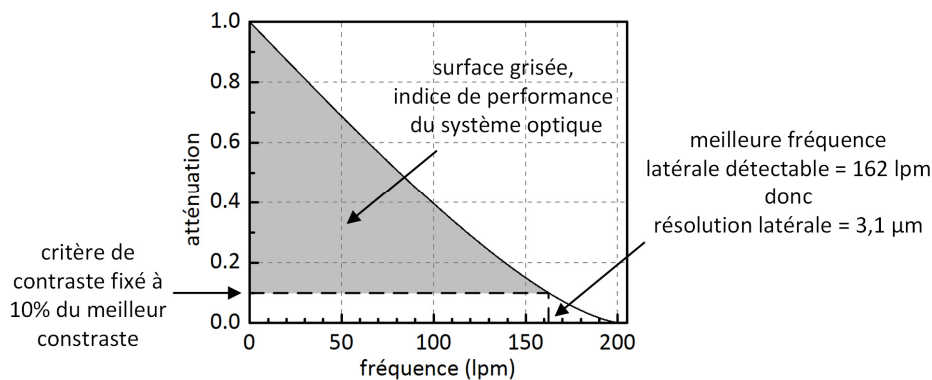


Figure II-30 – résolution latérale calculée à partir d'un critère de contraste fixé à 10%. La surface grisée comprise entre la MTF et le seuil à 10% est une indication supplémentaire des performances de la mesure. Cette aire doit être maximisée.

Une méthode pour fixer le seuil de contraste serait de le lier au bruit de mesure. Le critère étant que lorsque la variation de signal détectée (donc liée au contraste) est inférieure à l'amplitude du bruit de mesure, alors on ne détecte plus le signal utile. Il convient alors d'estimer l'amplitude du bruit en fonction de la fréquence. L'intersection de la MTF du dispositif optique avec cette courbe de bruit donne la résolution optimale du dispositif de mesure.

Mais cette courbe de bruit n'est pas toujours évidente à déterminer. Elle peut dépendre des paramètres internes de la caméra : par exemple il existe généralement un gain électronique réglable, interne à la caméra, qui permet d'amplifier le signal en éclairage sombre, mais ce gain amplifie également le bruit d'obscurité, modifiant ainsi la courbe fréquentielle de bruit. On peut également estimer qu'un éclairage basé sur du laser donnera d'avantage de bruit qu'un éclairage en lumière blanche en raison des tâches de speckle générées sur la scène de mesure, qui sont alors équivalentes à des sources de bruit spatial.

Donc pour estimer les performances du dispositif de mesure sans préjuger des conditions expérimentales extérieures (niveau lumineux de la scène, type d'éclairage, texture de l'objet...) qui conditionnent le bruit de

mesure, le choix est fait dans la suite d'estimer la résolution latérale à partir de seuils caractéristiques constants.

II.4.4 Impact du capteur, du projecteur ou des guides d'images sur la MTF

Les éléments optoélectroniques (caméra, projecteur) et les guides d'images vont avoir un impact sur la mesure, notamment via la fréquence de Nyquist qui va fixer une fréquence maximale mesurable (partie II.3.2.d), mais ce n'est pas le seul critère à prendre en considération.

En effet, non seulement ces éléments (caméra, projecteurs et guides d'images) échantillonnent le signal optique, mais également ils l'intègrent localement pour chaque pixel (CCD), micro-miroir (DMD) ou fibre optique (guide d'images). Ces deux effets d'intégration et d'échantillonnage cumulés provoquent une atténuation du signal, même pour des fréquences spatiales inférieures à la fréquence de Nyquist. L'étude proposée par Boreman [144], dont les équations de cette partie II.4.4 sont extraites, propose de calculer une MTF supplémentaire liée au CCD, au DMD ou au guide d'images. Puis la MTF globale peut être calculée par cette formule :

$$MTF_{globale} = MTF_{système\ optique} \times MTF_{CCD, DMD\ ou\ GI} \quad (II-38)$$

La représentation de la MTF pour un capteur CCD ou pour une matrice DMD est proposée ci-dessous, ainsi que les formules pour les calculer, w étant la largeur des pixels carrés :

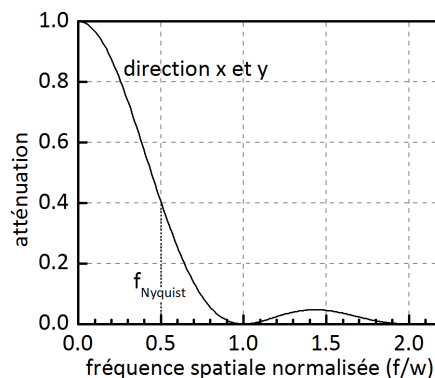


Figure II-31 – MTF d'une matrice CCD ou DMD composés de pixels ou micro-miroirs carrés de largeur w

$$f_{x\ Nyquist} = f_{y\ Nyquist} = \frac{1}{2w}$$

$$MTF = \text{sinc}_{\pi}^2(w \cdot f_x) \cdot \text{sinc}_{\pi}^2(w \cdot f_y) \quad (II-39)$$

$$\text{avec } \text{sinc}_{\pi}(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$$

La même démarche peut être appliquée pour l'intégration d'un guide d'images dans un système optique. La représentation de la MTF pour le guide d'images est proposée ci-dessous, ainsi que les formules pour les calculer, D étant le diamètre des fibres optiques :

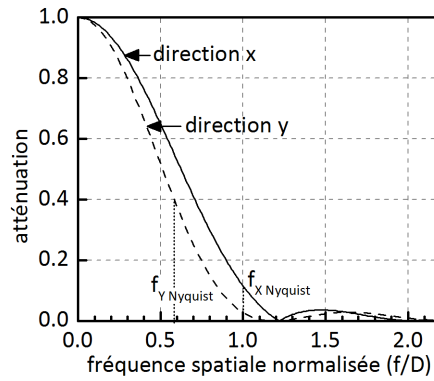


Figure II-32 – MTF pour un guide d'images composé de fibres de diamètre D

$$f_{x \text{ Nyquist}} = \frac{1}{D} \quad \text{et} \quad f_{y \text{ Nyquist}} = \frac{1}{\sqrt{3} \cdot D}$$

$$MTF_x = 2 \cdot \left| \frac{J_1(\pi \cdot f_x \cdot D)}{\pi \cdot f_x \cdot D} \right| \cdot \left| \text{sinc} \left(\frac{D \cdot f_x}{2} \right) \right| \cdot \left| \text{sinc} \left(\frac{\sqrt{3} \cdot D \cdot f_y}{2} \right) \right| \quad (\text{II-40})$$

$$MTF_y = 2 \cdot \left| \frac{J_1(\pi \cdot f_y \cdot D)}{\pi \cdot f_y \cdot D} \right| \cdot \left| \text{sinc} \left(\frac{D \cdot f_x}{2} \right) \right| \cdot \left| \text{sinc} \left(\frac{\sqrt{3} \cdot D \cdot f_y}{2} \right) \right|$$

$$\text{avec } \text{sinc}_\pi(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x}$$

et $J_1(x)$ fonction de Bessel avec $n = 1$

On constate que la MTF dépend de l'orientation des fibres optiques entre elles. Le cas le plus défavorable se produit lorsque la direction de mesure est selon l'axe Y (Figure II-22). Afin de se placer dans le cas le moins favorable, c'est cette formule qui sera utilisée pour calculer la MTF avec un guide d'images :

$$MTF = 2 \cdot \left| \frac{J_1(\pi \cdot f_x \cdot D)}{\pi \cdot f_x \cdot D} \right| \cdot \left| \text{sinc} \left(\frac{\sqrt{3} \cdot D \cdot f_x}{2} \right) \right| \quad (\text{II-41})$$

Cette formule correspond au cas où l'on tourne le guide d'images dans sa position la moins favorable, c'est-à-dire de 90° par rapport à la Figure II-22 (les indices f_y et f_x s'inversent donc dans l'équation II-40).

II.4.5 Retour sur le cas d'étude, analyse optique basée sur la MTF

L'utilisation de la MTF permet de régler les paramètres du système optique. La méthode ci-dessous décrit le principe de l'optimisation des réglages en utilisant la MTF. Cette méthode est décrite pour la voie de capture du dispositif de stéréovision dans le cas de l'exemple à une lentille.

Initialement, le plan de mesure est placé dans le plan de meilleure focalisation, c'est-à-dire le plan conjugué de celui du capteur CCD. L'ouverture du diaphragme accolé à la lentille est fixée à un rayon de 4 mm. Grâce à un logiciel d'optique, type Zemax, on calcule la MTF de l'interface optique pour cette configuration :

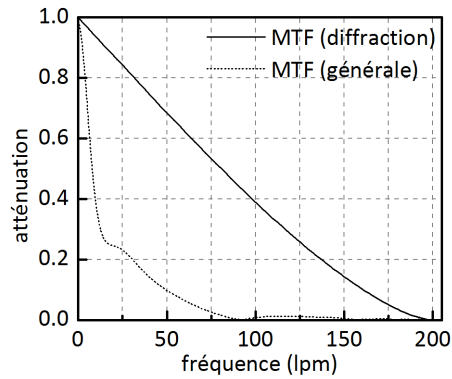


Figure II-33 – MTF de l'interface optique pour la voie de capture du système de stéréovision à une lentille.

On voit sur le schéma ci-dessus que la MTF réelle de la voie de capture est nettement inférieure à la MTF limitée à la diffraction. La différence est due aux aberrations de l'interface optique. Sans ces aberrations, la MTF réelle aurait été identique à la MTF limitée à la diffraction.

Un moyen de réduire les aberrations est de diminuer l'ouverture numérique de l'interface optique, et donc de diminuer le rayon du diaphragme. Cependant, cela va augmenter les effets de la diffraction. Les effets suivants se produisent donc sur les mesures de MTF : La fréquence de coupure de la MTF limitée à la diffraction diminue, mais la MTF réelle voit ses valeurs augmenter :

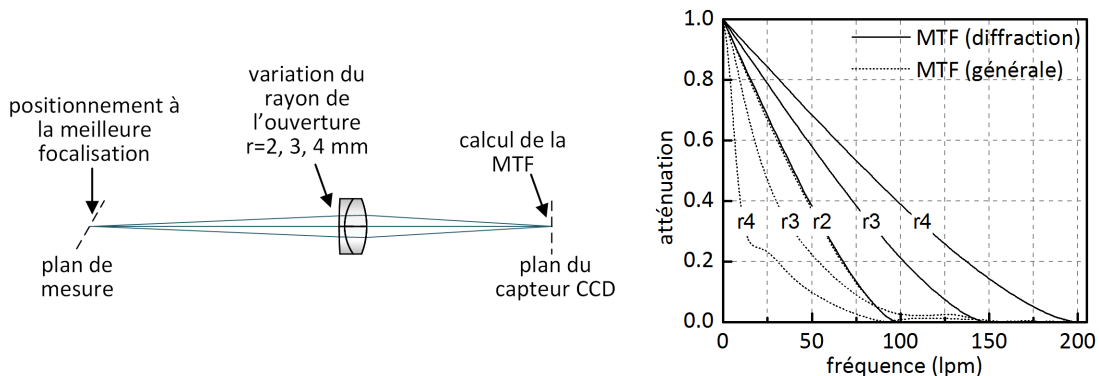


Figure II-34 – Evolution de la MTF de la voie de capture lors de la modification de l'ouverture du diaphragme.

Après réglage, on constate sur la figure ci-dessus qu'il est plus intéressant de fixer le rayon de l'ouverture à 2 mm qu'à 4 mm, la MTF réelle ayant des valeurs plus importantes. Par contre, il n'est pas utile de fermer plus fortement le diaphragme, car la fréquence de coupure de la MTF limitée à la diffraction continuant à chuter, la MTF réelle suit cette dégradation. Déjà à une ouverture de 2 mm, la MTF réelle est identique à la MTF limitée à la diffraction. Ce phénomène est visible sur la figure ci-dessous pour un rayon de diaphragme diminuant de 2,25 mm jusqu'à 1,5 mm. Pour l'ensemble de ces ouvertures, la MTF réelle et la MTF limitée à la diffraction sont confondues. Sur cette figure, l'ouverture donnant la MTF la plus intéressante est celle ayant un rayon de 2,25 mm.

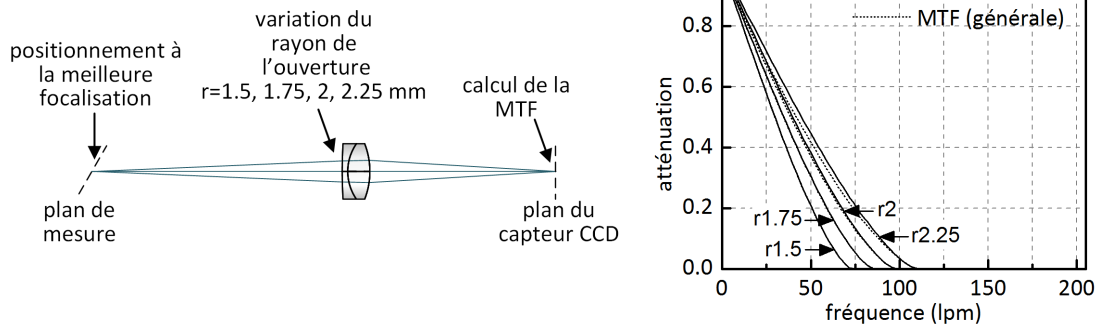


Figure II-35 – Evolution de la MTF de la voie de capture lors de la modification de l'ouverture du diaphragme (suite).

Le rayon du diaphragme est donc fixé à 2,25 mm. Mais pour l'instant, le réglage est réalisé uniquement dans le plan focal, il faut vérifier que la performance de mesure reste acceptable dans la profondeur de champ. Le plan de mesure est donc décalé progressivement en extrémité de profondeur de champ en relevant au fur et à mesure les différentes MTF :

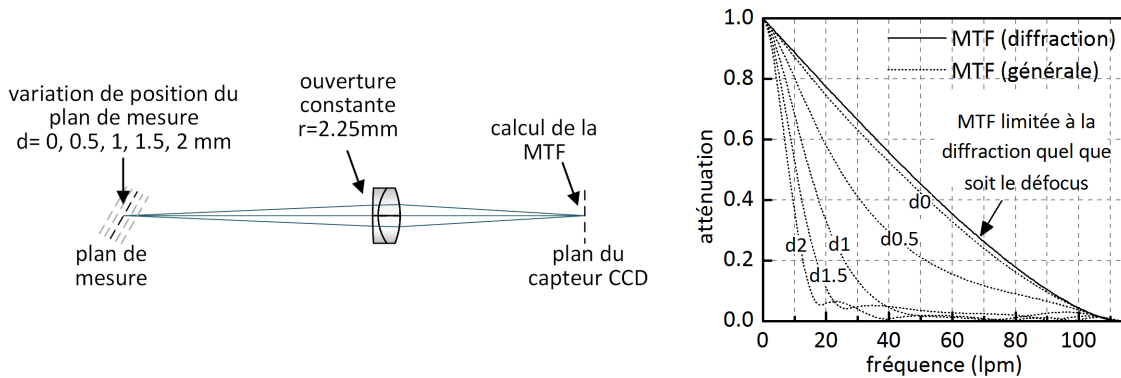


Figure II-36 – Evolution de la MTF de la voie de capture lors de la défocalisation.

L'ouverture numérique de l'interface optique se modifie très peu pendant la défocalisation, et en conséquence, la MTF limitée à la diffraction ne subit pas de modifications notables. Par contre la MTF réelle subit de fortes dégradations en raison de la défocalisation.

Pour un critère de contraste à 10 % et une défocalisation de 2 mm (c'est-à-dire en extrémité de profondeur de champ), la fréquence maximale détectée vaut 15 lpm. Cette valeur est améliorable en diminuant à nouveau le diamètre du diaphragme. Le rayon de 2,25 mm va être à nouveau diminué jusqu'à obtenir une MTF réelle optimale. Dans ce cas, le rayon du diaphragme a été déterminé à 1,35 mm. Bien sûr, la quantité de lumière captée sera réduite par cette réduction du rayon du diaphragme.

Dans la partie II.3.4, l'ouverture optimale a été déterminée pour un rayon de 1,15 mm au lieu de 1,35 mm en cherchant à faire coïncider le rayon géométrique de la tâche de défocalisation avec celui du disque d'Airy. Si la démarche avait été de faire coïncider le rayon moyen (RMS) plutôt que le rayon géométrique à celui du disque d'Airy, le rayon optimal du diaphragme aurait été de 1,35 mm, et donc le résultat aurait été identique à celui déterminé avec la MTF.

Le résultat obtenu pour une ouverture à 1,35 mm est présenté dans la figure ci-dessous. La zone grisée correspond à la plage de variation de la MTF dans la profondeur de champ. La plus haute fréquence détectable est de l'ordre de 50 lpm pour un critère de contraste fixé à 10%. Et cette fréquence est détectable dans l'ensemble de la profondeur de champ. Une fréquence de 50 lpm donne donc une résolution latérale

de $10\ \mu\text{m}$ (Equation II-37). Cette résolution latérale de $10\ \mu\text{m}$ dans le plan de la caméra est équivalente à une résolution latérale de $14,5\ \mu\text{m}$ dans le plan de mesure en appliquant le grandissement de la voie de capture.

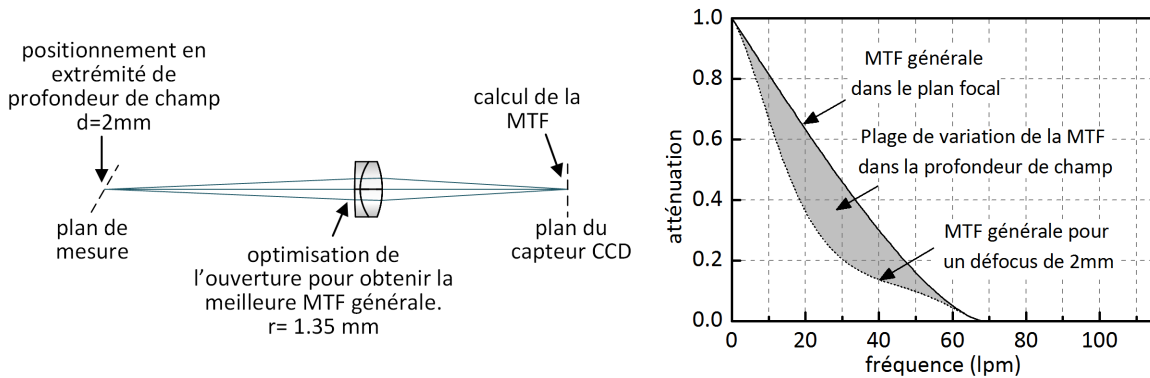


Figure II-37 – MTF dans la profondeur de champ.

Pour terminer cette analyse, il est possible d'inclure la MTF du capteur CCD (Equation II-39) dans la MTF générale afin de prendre en compte son impact sur le signal optique mesuré, (les pixels carré du capteur CCD ont une largeur $w=4,65\ \mu\text{m}$) :

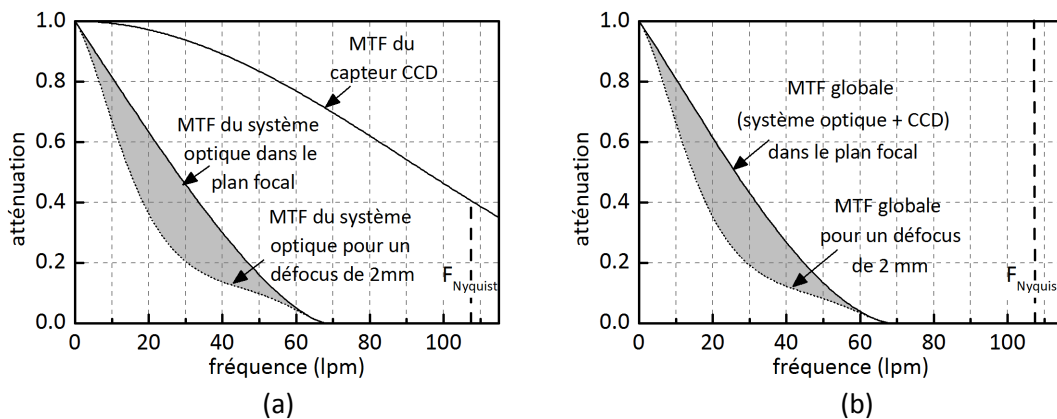


Figure II-38 – (a) MTF de l'interface optique et MTF du capteur CCD. (b) MTF globale (capteur CCD et interface optique)

Le capteur CCD a un impact peu élevé sur la MTF globale. C'est donc principalement l'interface optique qui limite la qualité de mesure. Un travail d'optimisation sur le capteur, par la diminution de la taille des pixels notamment, aura moins de conséquences qu'un travail d'optimisation sur le dispositif optique. Cependant, la résolution latérale est tout de même modifiée en raison du capteur CCD : la fréquence détectable de l'ordre de 50 lpm quand le capteur CCD n'est pas pris en compte passe à 45 lpm lorsque celui-ci est inclus, toujours pour un critère de contraste à 10 %. La résolution latérale passe à $11,1\ \mu\text{m}$ dans le plan du capteur CCD et à $16,1\ \mu\text{m}$ dans le plan de mesure pour la voie de capture.

II.4.6 Mesure de MTF dans l'étendue de mesure axiale et latérale

II.4.6.a Mesure des MTF dans l'étendue de mesure pour 1 voie de mesure

Les mesures de MTF effectuées dans les paragraphes précédents sont effectuées en un seul point de l'espace de mesure. Mais ces mesures de MTF devraient normalement être réalisées dans l'ensemble de l'espace tridimensionnel afin de s'assurer des performances du dispositif dans l'étendue de mesure axiale et

latérale. Les mesures de MTF vont donc dépendre de quatre variables : la fréquence et les positions spatiales X, Y et Z. Ce nombre de variables d'entrée est trop important pour des représentations graphiques, il faut donc décomposer l'analyse.

La première analyse proposée consiste à mesurer des MTF en balayant l'étendue de mesure axiale, donc la profondeur de champ. Pour chaque position axiale, une MTF est calculée (sur une zone étendue de l'espace latéral). Le graphique ci-dessous présente un exemple de résultat de mesure de MTF dans l'étendue de mesure axiale (et dans l'espace du plan de mesure) pour la voie de capture du système de stéréovision à une lentille par voie :

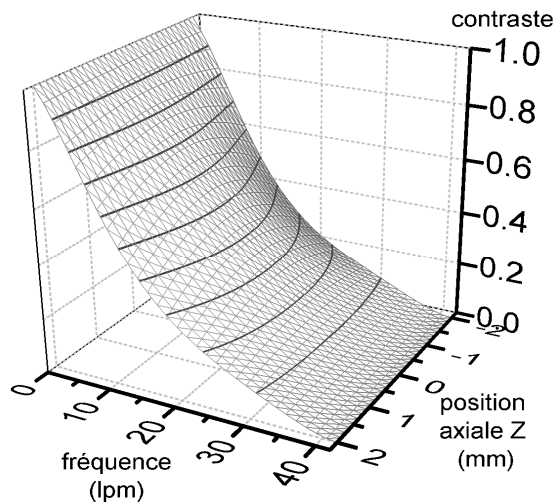


Figure II-39 – MTF dans la profondeur de champ

Ce type de graphique en perspective n'est pas toujours pratique à analyser en raison de la représentation selon trois axes qui complique la lecture de valeurs précises. Il peut donc être remplacé ou complété par des graphiques de type courbe de niveau :

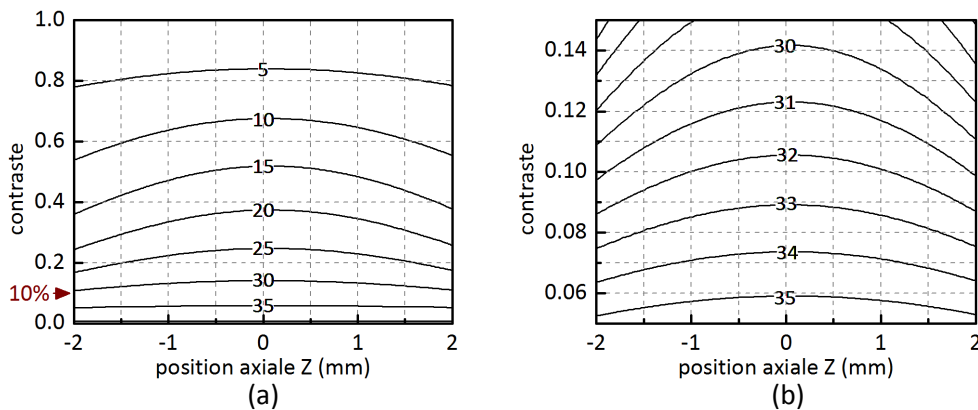


Figure II-40 – MTF sous forme de courbes de niveau en fréquences (lpm) dans la profondeur de champ. (a) pour un contraste variant de 0 à 1. (b) pour un contraste variant de 0.05 à 0.15

Afin d'obtenir plus de précision dans l'analyse, le deuxième graphique proposé ci-dessus a une échelle ajustée sur le contraste à 10%, c'est-à-dire le critère choisi pour la mesure de résolution latérale. On constate par exemple sur ce graphique que la fréquence détectable pour un critère de contraste de 10% est comprise entre 31 et 32,5 lpm, ce qui indiquerait une résolution latérale de mesure entre 15,4 μm et 16,1 μm dans le plan de mesure, ce qui est proche du résultat déterminé en fin de partie II.4.5.

Le défaut de ce premier type d'analyse est que l'on calcule une MTF moyenne dans l'espace latéral. Ce calcul de MTF moyenne ne donne pas d'information sur les variations de performance de mesure dans l'étendue de mesure latérale. Notamment sur une image capturée on ne cherche pas à déterminer si la netteté de l'image dépend de la position dans l'image, mais on considère un niveau de netteté moyen. C'est pourquoi un deuxième type d'analyse est proposé. Pour ce type d'analyse on fixe le critère de contraste au seuil limite de détection choisi. Par exemple on fixe le seuil de contraste à 10%, et la fréquence maximale détectable est indiquée par le biais de courbes de niveau pour l'ensemble des points dans l'étendue axiale (en abscisse) et latérale (en ordonnée). Ce deuxième type de graphique permet de visualiser directement les performances atteignables dans l'étendue de mesure. La courbe ci-dessous propose ce type de graphique dans le cas de l'exemple à une lentille de ce chapitre :

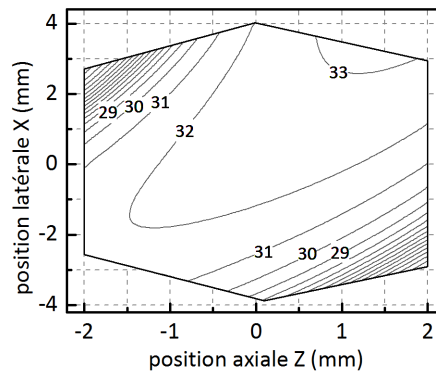


Figure II-41 – Courbe de niveau en fréquences (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% et pour la voie de capture

On vérifie bien ce que l'on a détecté sur le premier type de graphique (Figure II-40), c'est-à-dire que la fréquence moyenne pour un contraste à 10 % est légèrement supérieure à 30 lpm. Mais en fait, cette fréquence chute fortement dans les zones aux alentours des points ($X=2 ; Z=-2$) et ($X=-2 ; Z=2$). Concrètement, cela signifie que les images capturées seront plus floue dans ces zones. Ce déséquilibre latéral dans la qualité de mesure est dû au fait que la voie de capture est inclinée de 30° par rapport à l'axe du plan de mesure. Cette inclinaison a permis de générer l'angle de stéréovision, mais avec pour conséquence négative cette défocalisation supplémentaire décrite ci-dessus. Une proposition de correction sera proposée dans la suite (partie II.4.6.d).

II.4.6.b Mesure des MTF dans l'étendue de mesure pour les deux voies de mesure

Les résultats présentés dans la partie précédente correspondant à des analyses sur une voie du dispositif de stéréovision. Si les performances de l'ensemble du dispositif de mesure doivent être déterminées, une MTF générale doit être calculée. La MTF de la première voie doit être multipliée à celle de la seconde voie afin d'obtenir la MTF générale du système de mesure optique (Figure II-42), cette multiplication dans le domaine fréquentiel correspond à une convolution dans le domaine spatial.

Pour effectuer la convolution, la démarche est la suivante : il faut tout d'abord considérer un point de l'étendue de mesure. Pour ce point, la MTF de la première voie est calculée puis celle de la seconde voie. La MTF de la chaîne de stéréovision pour ce point de mesure est alors égale au produit des MTF des deux voies. La fréquence limite est alors calculée sur cette MTF résultante pour un contraste à 10%. Cette méthode est alors reproduite sur un grand nombre de points de l'étendue de mesure.

Lors de cette opération de convolution, le type de surface du plan de mesure n'a pas été pris en compte dans les calculs. On peut considérer dans ce cas que la surface de mesure est équivalente à une surface blanche diffusant uniformément la lumière, et ne détériorant donc pas le signal incident.

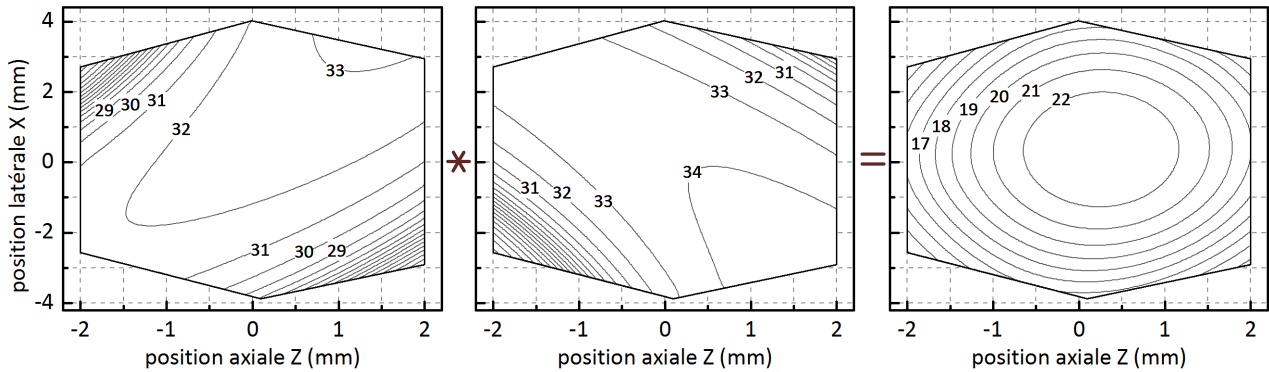


Figure II-42 – Produit de convolution entre la MTF de la voie de capture (à gauche) et la voie de projection (au centre) pour l'exemple de stéréovision à une lentille par voie. Le résultat est présenté sous la forme de courbes de niveaux en fréquences (lpm) et pour un critère de contraste à 10%.

La figure ci-dessus est basée sur l'exemple de stéréovision à une lentille par voie. Les fréquences les plus élevées sont obtenues dans la partie centrale de l'étendue de mesure. En s'éloignant axialement et latéralement, la fréquence limite chute et donc la qualité de mesure diminue. Un des facteurs principaux de cette diminution de la fréquence détectable est bien sûr l'effet de la défocalisation. Mais la défocalisation ne devrait agir que dans la direction Z, c'est-à-dire dans la profondeur de champs. En réalité, la défocalisation agit de façon couplée dans les directions X et Z parce que les voies de stéréovision sont inclinées par rapport à l'axe de mesure, de 30° dans le cas de l'exemple de stéréovision à une lentille par voie.

II.4.6.c *Extraction des résolutions axiales et latérales à partir de la MTF globale du système de stéréovision.*

A partir de l'analyse optique des voies de mesure, il est possible d'extraire une première estimation des résolutions latérales, puis axiales. Lors de la partie précédente, une estimation de la fréquence latérale limite pour un critère de contraste à 10% a été faite pour l'ensemble du dispositif de stéréovision. Cette fréquence latérale limite permet de déterminer la limite de résolution latérale en appliquant l'équation II-37.

Puis en appliquant la sensibilité de mesure de la stéréovision S sur la résolution latérale de mesure R_x , il est possible de déterminer la résolution axiale de mesure R_z :

$$R_z = \frac{R_x}{S} = \frac{1}{2 \cdot S \cdot f_{lim}} \quad (II-42)$$

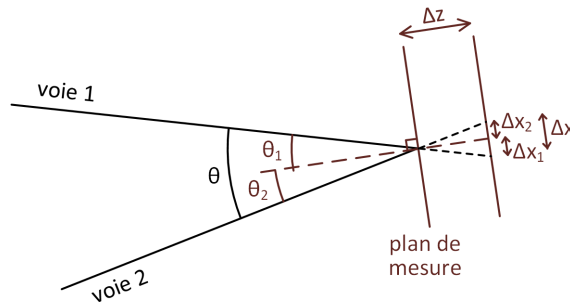


Figure II-43 – Rappel des liens entre l’angle de stéréovision θ et la sensibilité de mesure $S=\Delta x/\Delta z$

L’équation II-42 peut être expliquée à partir de l’analyse de la sensibilité de stéréovision S . Cette sensibilité est déterminée par la formule $S=\Delta x/\Delta z$: cela signifie qu’une variation axiale Δz du plan de mesure entraîne une variation de distance latérale Δx entre la zone visualisée et le motif projeté. La plus petite valeur de Δx détectable est égale à la résolution latérale du système de stéréovision R_x . La plus petite valeur de Δz détectable est égale à la résolution axiale R_z . R_x est, par exemple, déterminée par étude optique telle qu’elle a été menée dans ce chapitre. Une fois R_x connue, il est donc possible de déterminer la résolution axiale R_z en appliquant la sensibilité de la stéréovision S (équation II-42)

Il est ainsi possible de construire une carte de résolution axiale :

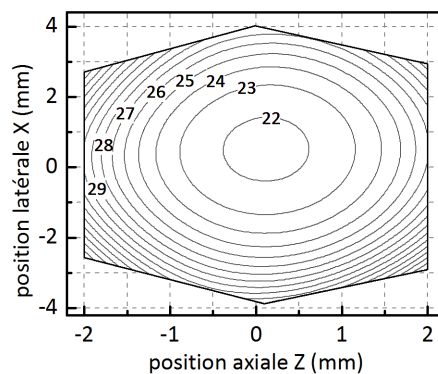


Figure II-44 – Courbe de niveau de la résolution axiale (micromètres) du système de stéréovision de l’exemple à une lentille par voie calculée à partir de la MTF générale (Figure II-42) et pour un critère de contraste à 10%

Cette détermination de résolution axiale correspond à des conditions de mesure idéales. En effet, le type de surface n’a pas été inclus dans l’estimation de la résolution latérale, des surfaces présentant des caractéristiques particulières, telles des zones spéculaires, ou absorbant partiellement la lumière incidente limiteront la résolution latérale de mesure et par conséquent la résolution axiale de mesure. La qualité de la reconstruction en sera impactée négativement. De même la projection d’une source bruitée, par exemple un laser avec du speckle, pourra dégrader les performances de mesure.

II.4.6.d Optimisation de la MTF en ajustant l’orientation du capteur et du projecteur

Comme décrit en partie II.3.3.b et afin d’optimiser la profondeur de champ, il est intéressant d’incliner le plan CCD et le plan DMD par rapport à la normale à l’axe optique de leur voie. Ce réglage permet de s’assurer que les plans des éléments optoélectroniques sont conjugués avec le plan principal de la mesure et la profondeur de champ de la mesure de stéréovision est ainsi optimisée.

L'effet de l'optimisation de l'inclinaison des voies va être visible sur la MTF dans l'étendue de mesure axiale et latérale. La figure ci-dessous présente le résultat de calcul de MTF pour l'exemple de stéréovision à une lentille lorsque les plans CCD et DMD sont inclinés de façon optimale :

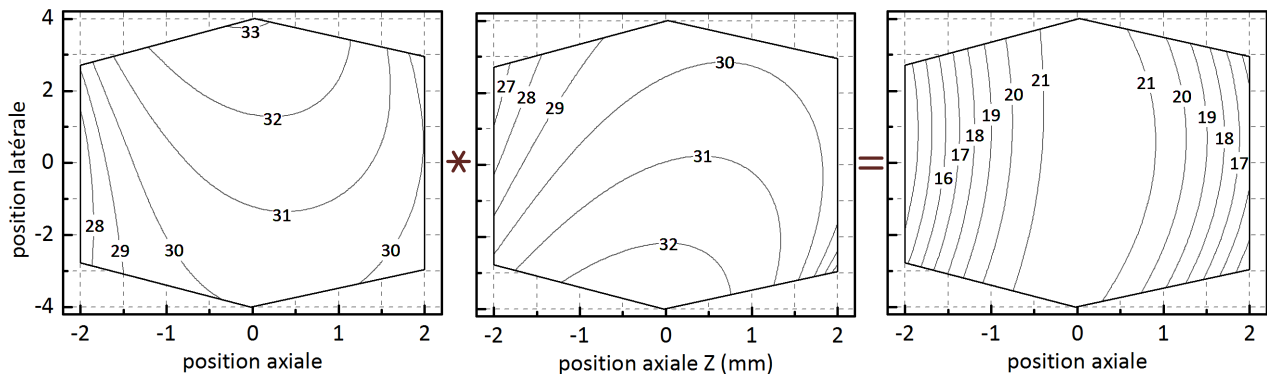


Figure II-45 – Produit de convolution entre la MTF de la voie de capture (à gauche) et la voie de projection (au centre) pour l'exemple de stéréovision à une lentille par voie et en inclinant les éléments optoélectroniques pour optimiser la mesure. Les résultats sont présentés sous la forme de courbes de niveaux de fréquences (lpm) pour un critère de contraste à 10%.

En comparant les résultats avant inclinaison (Figure II-42) et après inclinaison (Figure ci-dessus), il apparaît que dans ce dernier cas le résultat de la convolution des deux voies donne des lignes de niveau quasiment verticales dans la profondeur de champ, alors qu'elles étaient plutôt de forme elliptique en absence de réglage. Cela indique que le réglage d'inclinaison permet d'obtenir des résultats plus homogènes latéralement. En conséquence, la qualité de mesure sera uniquement dépendante de la position dans la profondeur de champ, et peu liée à la position de mesure dans l'étendue latérale.

II.5 Bilan

Un cadre d'étude des performances optiques d'un dispositif de stéréovision a été proposé au cours de ce chapitre. Les propriétés optiques telles que le grandissement, l'ouverture numérique, l'étendue de mesure... peuvent tout d'abord être déterminées pour chaque voie de mesure, puis la synthèse de ces propriétés effectuée pour extraire les propriétés globales du système de stéréovision, telles que la sensibilité de mesure tridimensionnelle, l'étendue de mesure ou la résolution axiale et latérale. L'étude a tout d'abord été détaillée dans le cadre de l'optique paraxiale, et dans un deuxième temps avec des outils plus proches du système réel en exploitant les possibilités de l'outil de simulation optique Zemax. Pour affiner l'étude optique, les performances du capteur CCD, du DMD et des guides d'images sont prises en compte, que ce soit en optique paraxiale ou en simulation optique. Concernant les guides d'images, cette prise en compte des performances est primordiale, leur faible résolution limitant la résolution finale de l'instrument de mesure.

La méthode d'étude de la résolution de mesure décrite en fin de chapitre est celle de la fonction de transfert optique (OTF) ou plus précisément la fonction de transfert en modulation (MTF). Dans le cadre de la stéréovision, cette étude a été menée sur l'étendue de mesure axiale et latérale commune aux deux voies. L'étude de MTF peut être soit disjointe pour chaque voie, soit commune en multipliant les fonctions de transfert de chaque voie entre elles. Cette étude de MTF fournit des informations de résolution détaillées pouvant être exploitées pour estimer les performances de la stéréovision. Lors du chapitre IV, l'équivalent expérimental de cette étude théorique de MTF sera mesuré.

Ces différents outils optiques, présentés dans ce chapitre, sont utilisés dans le chapitre III afin de décrire optiquement la conception et le fonctionnement des instruments de stéréovision proposés.

III Chapitre III – Du dispositif macroscopique à l'instrument endoscopique. Conception et validation.

III.1 Introduction

III.1.1 Présentation générale

Comme évoqué dans le chapitre I consacré à l'étude bibliographique, l'instrument optique à concevoir doit s'adapter à deux environnements : l'environnement industriel avec une mesure tridimensionnelle sur des étendues millimétriques pour des résolutions microscopiques, grâce à une sonde déportée et miniaturisée pour mesure en environnement difficile (inspection tubulaire, cavités d'un moteur...) et l'environnement médical, dans le cadre de la coloscopie, avec un dispositif flexible permettant la détection de formes, par exemple de type Polype, à l'intérieur du colon aidant le praticien à effectuer son diagnostic. Bien que ces deux environnements de mesure soient éloignés en termes de domaines d'applications, ils présentent certains points communs tels que la miniaturisation de la sonde, et le déport de la mesure grâce à une architecture endoscopique.

Afin d'obtenir une bonne adaptabilité de l'instrument à ces différents contextes, les choix de conception ont été tournés dans le sens d'une flexibilité. Celle-ci doit permettre d'ajuster les propriétés de l'instrument non plus en phase de conception, mais dynamiquement lors de son utilisation, selon les caractéristiques de la surface mesurée (son orientation, sa texture, d'éventuels effets spéculaires...). En conséquence, le choix a été fait d'une flexibilité dans la projection, avec la possibilité de choisir dynamiquement le motif à projeter. La flexibilité est présente dans le choix de la source lumineuse, qui peut être de type laser ou lumière incohérente, dans une large gamme de longueurs d'ondes allant du visible au proche infrarouge. Et comme cela sera détaillé en fin de chapitre, de la flexibilité est également prévue dans le choix de la méthode de stéréovision, avec la possibilité de basculer rapidement (en moins de 30 ms) d'une mesure par stéréovision active à une mesure par stéréovision passive.

Grâce à ces différents choix, les optimisations possibles en cours de mesure sont variées. Par exemple, pour des milieux légèrement translucides, la stéréovision active risque d'être mise en défaut en raison de l'absorption par le milieu translucide du motif projeté. Dans ce cas, le mode stéréovision passive peut permettre de récupérer des informations de formes plus précises, si la surface est suffisamment texturée. De même, l'éclairage par une source laser apporte plus de puissance optique lors de la projection avec la contrepartie d'un bruit supplémentaire sur la projection dû à l'effet de speckle [37]...

Ces choix de conception permettant de la flexibilité sont généralement liés à des choix technologiques qui seront justifiés dans la suite du chapitre. Les trois principaux choix technologiques ayant imposé l'architecture du système de mesure sont les suivants : utilisation d'une matrice de micro-miroirs de type DMD (Digital Micromirror Device) permettant une reconfiguration rapide de la projection, déport de la sonde de mesure à l'aide de guides d'images pour l'aspect endoscopique, reconfiguration des modes de mesures basés sur des actionneurs électromagnétiques bistables.

III.1.2 Utilisation d'une matrice de micro-miroirs (DMD) pour la projection

Dans l'état de l'art lié à la coloscopie tridimensionnelle, les mesures par stéréovision active sont généralement basées sur la projection d'un motif statique, par exemple en utilisant des réseaux de diffraction sous éclairage laser [64, 65]. Dans notre cas, la projection est dynamique avec un motif reconfigurable à haute cadence, ce qui permet de personnaliser les motifs à projeter que ce soit à l'intérieur du colon, ou sur pièces mécaniques. Le dispositif de projection optoélectronique à technologie MEMS de type matrice de micro-miroir reconfigurable (DMD) permet d'atteindre cet objectif. Les technologies de type cristaux-liquides (LCoS) auraient également pu constituer une alternative valable, étant donné qu'elle possède ce même avantage de pouvoir reconfigurer le motif projeté.

Le DMD, présenté plus en détail en partie III.2.2, permet de projeter dans l'espace de mesure des motifs binaires à haute cadence. Son utilisation a permis d'augmenter la variété des motifs projetables et donc le nombre d'algorithmes de reconstruction possibles pour effectuer la reconstruction. De plus, le DMD n'impose pas le type de source optique nécessaire à son illumination, celle-ci peut donc être de type laser, lumière blanche... Ce qui apporte une flexibilité supplémentaire au dispositif.

Au début de l'étude (2009-2010), des systèmes basés sur des projecteurs de motifs structurés n'existaient pas sous une forme miniaturisée, c'est-à-dire avec un volume ne dépassant pas quelques cm³. Depuis, les progrès technologiques ont permis d'atteindre des dimensions pouvant devenir compatibles avec de la coloscopie. Par exemple, un projecteur miniature développé par la société Lemoptix atteint des dimensions de 5 x 15 x 25 mm (Tableau III-1), ce qui en fait l'un des plus petits projecteurs actuellement disponible dans le commerce. D'autres technologies de miniaturisation de projecteurs émergent, notamment pour répondre à la demande du secteur de la téléphonie mobile. Mais ces miniaturisations bien que conséquentes, risquent encore de saturer l'espace à l'intérieur d'une tête coloscopique ou d'une tête endoscopique fortement miniaturisée.

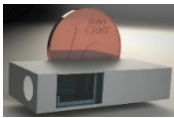


Société	lemoptix	Iview Limited	Iview Limited	<i>solution proposée</i>
Modèle	Laser Microprojector	IPL315HGC	IPD633G	
Technologie	MEMS scanning mirror	LCoS	DMD	déport par G.I.
Resolution	WVGA(854x480)	QVGA (320x240)	VGA(640x480)	env. 260x260
Dimension	5x12x25 mm	28.8x26x9.6 mm	31x34x7 mm	φ 1,2 mm
Volume	1.5 cc	5.3 cc	6 cc	
Luminosité	>10 lumens	8 lumens	20 lumens	dépend de la source optique
contraste	5000:1	100:1	800:1	
Source	Lasers (3)	LED	LED	
speckle	oui	non	non	
				

Tableau III-1 - Exemples de dispositifs de projection miniaturisés avec 3 technologies différentes : Mirroir MEMS, Cristaux liquides (LCoS) et Matrice de micro miroirs (DMD).

Afin de s'extraire de ces problèmes de miniaturisation, il a donc été décidé de déporter le projecteur hors de la tête de mesure et donc d'utiliser un guide d'images pour transporter le signal optique, structuré par le DMD, jusqu'à la tête de mesure.

III.1.3 Intégration de guides d’images pour déporter la mesure

Les guides d’images, présentés plus en détail dans la partie III.3.2, permettent de transporter une image (discrétisée) d’une de leur extrémité vers l’autre extrémité. Les guides d’images étant de faible diamètre, inférieur à 1,2 mm dans le cas présent, ils permettent de rester dans de bonnes conditions de miniaturisation. Leur inconvénient étant leur faible résolution (jusqu’à 100 000 pixels uniquement) par rapport à un système d’imagerie standard (supérieur au mégapixel).

La voie de projection a donc été fixée autour de cette organisation : un projecteur de type DMD structure un signal optique, ce signal est injecté dans un guide d’images via une optique d’interfaçage, et finalement le motif est projeté sur l’objet à mesurer via un objectif placé dans une sonde de mesure.

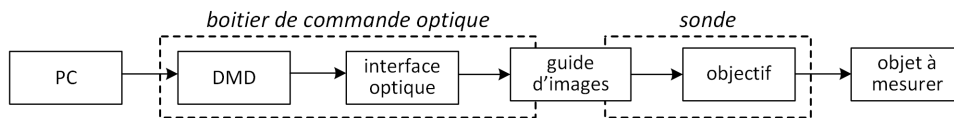


Figure III-1 - Architecture schématique de la voie de projection.

Ce choix d’architecture permet d’atteindre les critères de miniaturisation, de gagner en flexibilité sur le choix des motifs à projeter, et de ne pas imposer le type de source lumineuse à utiliser. La principale contrepartie étant la perte en résolution du dispositif due à l’utilisation du guide d’images.

Ce choix a également été retenu pour la voie de capture. Le signal provenant de l’objet à mesurer transite par un objectif puis un guide d’images avant de traverser une interface optique puis de s’imager sur une caméra non miniaturisée. Utiliser une caméra non-miniaturisée permet d’avoir un plus large choix dans le type de caméra disponible, par exemple une caméra possédant une large gamme d’intensités lumineuses (caméra HDR, High Dynamic Range), ou une caméra à faible niveau de bruit spécialisée pour les environnements basse luminosité. L’architecture finale de l’instrument est de ce type :

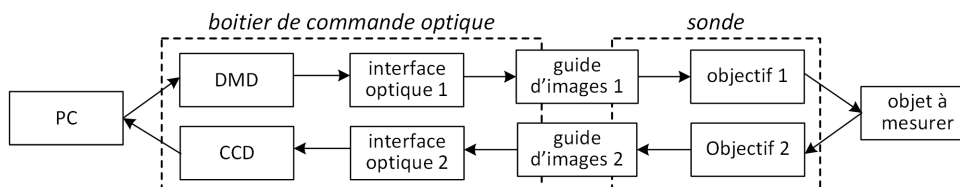


Figure III-2 - Architecture schématique du système de mesure par stéréovision active.

Cette architecture permet d’obtenir une sonde de mesure uniquement optique. Aucun flux électrique ne transite entre le boîtier de commande optique et la sonde. Aucun champ électrique ou magnétique provenant de la sonde ne vient donc perturber l’environnement extérieur. Cela peut être avantageux en milieu médical où des normes électromagnétiques doivent toujours être respectées. Cet avantage est également intéressant en milieu industriel par exemple pour de l’inspection de formes dans une pièce mécanique baignant dans un fort champ (électro-)magnétique. Des interactions parasites entre la sonde et son environnement ne pourront pas se produire.

III.1.4 Basculement du mode de stéréovision par actionneurs bistables

Il est également possible d’exploiter la structure symétrique du système (Figure III-2) pour augmenter les capacités de mesure par stéréovision. En effet, grâce à cette structure symétrique, deux modes de

stéréovision active et un mode de stéréovision passive peuvent être alternativement sélectionnés pour une unique architecture de sonde. Cette caractéristique a fait l'objet d'un dépôt de brevet en procédure PCT depuis décembre 2014 [146].

Le principe général de ce basculement de mode est de sélectionner dynamiquement le type de signal optique transitant dans les deux voies de la stéréovision. Si les deux voies optiques sont connectées à des caméras, alors le mode réalisé est de la stéréovision passive, si l'une des voies est connectée à un projecteur et l'autre voie à une caméra, alors le mode réalisé est de la stéréovision active.

Afin d'effectuer les basculements de mode, un aiguillage optique permet de router les signaux optiques suivant le mode de stéréovision sélectionné. Cet aiguillage est réalisé par des commutateurs optiques constitués de miroirs positionnés sur des actionneurs électromagnétiques bistables. Moins de 30 ms sont alors suffisantes pour reconfigurer la mesure tridimensionnelle dans un nouveau mode de stéréovision. La dernière partie de ce chapitre (partie III.5) est consacré à la description de l'architecture de cet instrument reconfigurable.

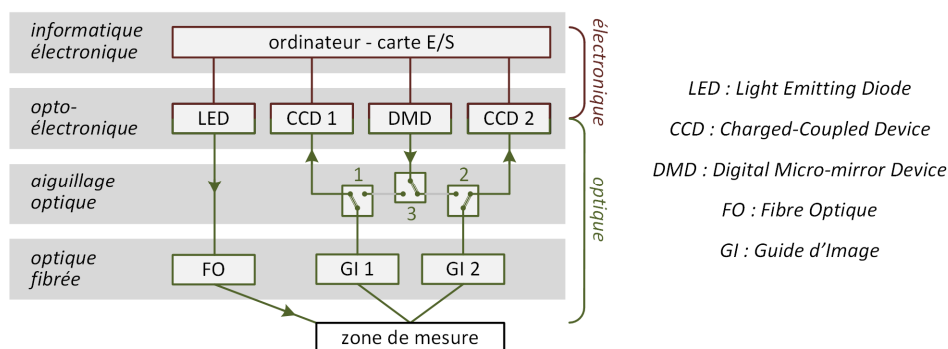


Figure III-3 - Architecture de l'instrument dont les modes de mesure par stéréovision sont reconfigurables.

III.1.5 Présentation itérative des instruments de mesure

Les apports souhaités pour le système de mesure final sont donc multiples, liant un système de projection dynamique, une miniaturisation optique, l'intégration de guides d'images, différentes sources d'éclairage, un basculement dynamique sur différents mode de mesure (stéréovision active, passive) ...

Afin de bien évaluer l'impact de ces différents apports sur le dispositif final, la démarche d'étude a été itérative avec la réalisation et l'analyse successive de quatre dispositifs de mesure tridimensionnels auxquels des fonctionnalités ont été progressivement ajoutées. Cette méthode permettant de découpler les études de chaque fonctionnalité.

		Etape 1	Etape 2	Etape 3	Etape 4
Critères principaux	Basé sur DMD	Y	Y	Y	Y
	Utilisation de guides d'images		Y	Y	Y
	Tête miniature			Y	Y
	Basculement mode actif/passif				Y
Autres validations	Télécentrique	Y	Y		
	Unique objectif	Y	Y		
	Lumière laser		Y		
	Clivages guides d'images			Y	Y
	Comparaison d'algorithmes			Y	Y

Tableau III-2 – Quatre étapes successives permettant d'aboutir à l'instrument final.

Les 4 parties qui suivent vont donc s'attacher à détailler chacune de ces étapes pour conclure en dernière étape sur un dispositif de type endoscopique possédant une sonde compacte déportée réalisant plusieurs modes de mesure modifiables dynamiquement.

III.2 Etape 1 - Conception, réalisation et validation d'un dispositif de microscopie 3D

III.2.1 Présentation

La première étape de conception, réalisation et mesure, présentée dans cette partie, ne s'attache pas encore à la miniaturisation du dispositif de mesure. Le système développé n'intègre donc ni lentilles de faible diamètre, ni guides d'images. Cette première étape fixe un point de performance initial auquel les systèmes suivants, miniaturisés, pourront être comparés. Un éventuel impact négatif de la miniaturisation pourra être souligné en contraste avec ce premier système. De plus, deux caractéristiques optiques spécifiques ont été intégrées :

La première caractéristique est celle d'un dispositif télécentrique. Comme évoqué au chapitre II (partie II.2.2), dans ce type de configuration, les distorsions dues aux effets de perspectives sont éliminées. Le grandissement est constant dans l'ensemble de l'étendue de mesure axiale et latérale, ce qui simplifie l'interprétation de la mesure. Cette propriété est souvent exploitée dans les systèmes de vision industriels. De plus, si les deux voies de stéréoscopie sont télécentriques, la sensibilité de la mesure tridimensionnelle dans la profondeur de champ devient alors constante.

La seconde caractéristique consiste à utiliser un unique objectif pour la projection et la capture. Cela apporte de la compacité au dispositif de mesure. Plutôt que de juxtaposer deux objectifs éventuellement inclinés l'un par rapport à l'autre pour la stéréovision, ces deux objectifs sont regroupés en un seul. La correction des effets de distorsion géométrique est plus compliquée à appliquer sur ce type de système optique où les rayons principaux de capture et de projection traversent l'objectif éloignés de son axe optique, mais cette distorsion géométrique peut être évaluée lors de phase d'étalonnage puis corrigée pendant la mesure.

III.2.2 Une voie de projection basée sur un DMD

III.2.2.a Présentation générale

La matrice de micro-miroirs de type DMD (Digital Micro-Mirror Device) et sa carte électronique de commande DLP (Digital Light Processing) sont développés par la société Texas Instrument. Le DMD est basé sur une technologie MEMS et est constitué d'une matrice de 1024 x 768 micro-miroirs carrés, de côté 10.8 μm (carte DLP Discovery 4000). Chaque micro-miroir peut basculer dans 2 états stables, soit incliné de $+12^\circ$ par rapport à la normale au DMD (état noté ON), soit incliné de -12° (état noté OFF). Dans l'état ON, les micro-miroirs renvoient le signal optique dans la voie de projection, dans l'état OFF, ce signal optique est généralement renvoyé vers un écran occultant. Cela permet de générer des motifs de 1024 x 768 pixels reconfigurables à haute cadence, c'est-à-dire à des fréquences supérieures au kilohertz. Cela autorise des projections en niveau de gris, puis également en couleur avec l'utilisation de filtres colorés ou de multiples sources à différentes longueurs d'ondes.

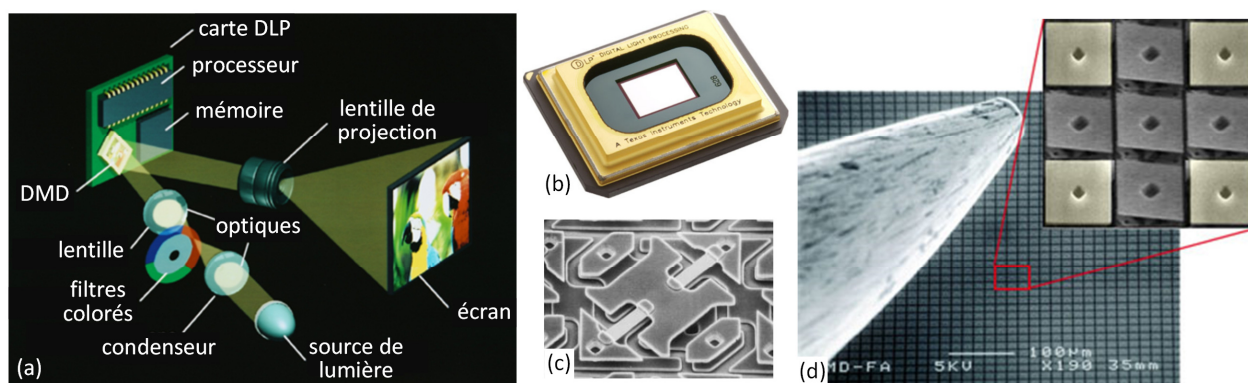


Figure III-4 - (a) schéma de projection basé sur un DMD. (b) Un DMD. (c) Vue microscopique du système de basculement d'un micro-miroir. (d) Vue microscopique de la matrice de micro-miroirs. Les images proviennent de la société Texas Instrument.

Le positionnement de la source lumineuse est critique. Il y a deux critères principaux à respecter pour bien orienter la source :

Le premier est basé sur l'inclinaison de $\pm 12^\circ$ des micro-miroirs, le signal optique incident doit donc être incliné de 24° par rapport à la normale afin que la réflexion soit colinéaire à la normale au DMD.

Le second est de tenir compte du fait que le basculement des micro-miroirs carrés est réalisé selon leur diagonale. Donc les rayons principaux provenant de la source optique doivent être également colinéaires à un plan défini par deux vecteurs : le vecteur normal au DMD et le vecteur confondu avec la diagonale des micro-miroirs (leur axe de rotation). Une fois deux de ces critères d'orientation respectés, il reste à vérifier la bonne homogénéité de l'éclairage sur l'ensemble de la surface du DMD.

III.2.2.b Utilisation du DMD en lumière cohérente ou quasi cohérente

En cas d'utilisation avec une source cohérente, ou quasi-cohérente en lumière visible, infrarouge ou ultraviolette, le DMD peut se comporter comme un réseau de diffraction en échelle (*blazed grating* en anglais) bidimensionnel. En effet, lorsqu'ils sont en position active, les miroirs sont tous inclinés du même angle (12°) par rapport à la normale à la surface du DMD. Dans ce cas, l'onde incidente va subir un

phénomène de diffraction après réflexion sur ce réseau. Un article proposé par la société Texas Instrument [147] en propose une description. Un brevet américain [148] détaille également le principe du phénomène de diffraction sur le DMD.

Les interférences de l'onde incidente sur le réseau de micro-miroirs vont avoir pour conséquence une réorientation angulaire de l'onde optique selon des directions discrètes appelées ordres de diffraction. Le positionnement angulaire θ de ces ordres de diffraction peut être déterminé par cette formule :

$$\sin(\theta) = m \frac{\lambda}{d} - \sin(\theta_i) \quad (\text{III-1})$$

Avec m le nombre entier correspondant à l'ordre de diffraction, λ la longueur d'onde du signal optique, d la distance centre à centre entre micro-miroirs. L'angle θ_i est l'angle du faisceau incident par rapport à la normale au plan du DMD (cas (a), Figure III-5). L'ordre de diffraction principal (ordre $m=0$) dépend uniquement de l'angle du rayon incident. Et quel que soit cet angle, les ordres de diffraction suivants ($m>0$) seront espacés de façon régulière et indépendante de θ_i .

L'intensité des différents ordres de diffraction est modulée en amplitude par une fonction de type sinus cardinal [147]. Ce profil est du type :

$$I(\theta) = \text{sinc}^2 \left(\pi \frac{a}{\lambda} \sin(\theta) + \varphi \right) \quad (\text{III-2})$$

La grandeur « a » correspond au côté d'un micro-miroir et le déphasage φ est tel que le centre du profil en sinus cardinal soit centré sur la réflexion du rayon incident par rapport à la normale aux micro-miroirs du DMD (cas (b), Figure III-5). Cette analyse correspond à un réseau unidimensionnel, mais peut être simplement étendue à un réseau bidimensionnel [147].

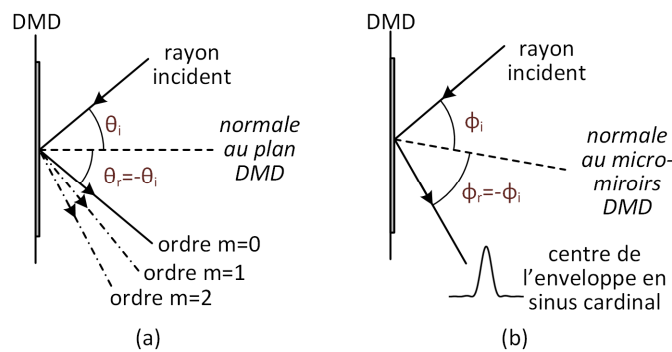


Figure III-5 – (a) Les ordres de diffraction sont obtenus par rapport à la normale au plan DMD, (b) Le centre de l'enveloppe modulant le signal optique est obtenu par rapport à la normale aux micro-miroirs qui sont inclinés par rapport au plan DMD.

Le centre de l'enveloppe modulant les ordres de diffraction n'est pas toujours aligné sur un ordre de diffraction. Dans ce cas on parle de signal « non blazé ». Dans le cas contraire, donc pour un signal « blazé », le centre de l'enveloppe en sinus cardinal coïncide avec un ordre de diffraction, l'intensité optique se concentre dans cette direction. Cette configuration est celle qui est recherchée pour optimiser l'intensité de l'éclairage par laser.

III.2.3 Conception du dispositif de stéréovision

III.2.3.a Conception télécentrique

Comme indiqué dans l'introduction de cette partie, le dispositif réalisé est télécentrique. Il est d'ailleurs télécentrique côté objet et côté image, donc doublement télécentrique. Dans un dispositif télécentrique côté objet (respectivement image), la pupille d'entrée (respectivement de sortie) est rejetée à l'infini. Dans de telles configurations, les rayons principaux sont parallèles entre eux, et parallèles à l'axe optique.

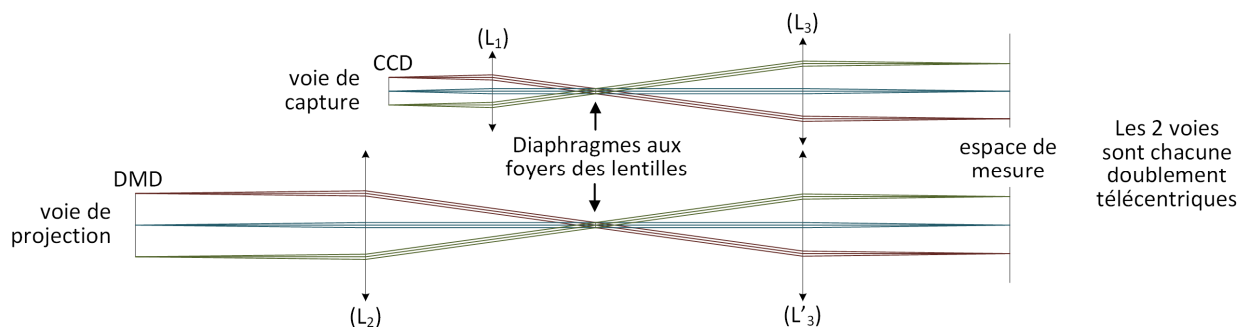


Figure III-6 – Exemple de configuration télécentrique pour les deux voies de projection et de capture. Les deux voies n'ont pas encore été réglées pour une configuration de stéréovision : leur espace de mesure n'est pas commun.

La télécentricité côté espace de mesure est particulièrement intéressante et fréquemment utilisée en vision, parce que la vue de l'objet à mesurer devient orthographique, avec un grandissement indépendant de la position de l'objet dans l'étendue de mesure latérale et dans la profondeur de champ. Les effets de perspectives sont alors annulés.

Un avantage supplémentaire intéressant de la télécentricité dans le cas de la stéréovision est une sensibilité de la stéréovision constante dans l'étendue de mesure axiale et latérale si les deux voies de stéréovision sont télécentriques du côté de l'espace de mesure. Cela donne des mesures plus homogènes en termes de résolution tridimensionnelle, notamment dans la profondeur de champ.

En contrepartie, dans un dispositif télécentrique, la surface observable ne peut pas être de dimension plus importante que celle de l'objectif. Cela peut être pénalisant si l'objet à observer est de grande dimension, cela oblige à utiliser un objectif de grande taille. Cela pose moins de difficultés pour de l'observation de type microscopique où les surfaces observées sont faiblement étendues.

III.2.3.b Un unique objectif hors axe

L'angle de stéréovision entre les voies de projection et de capture est généralement créé en les inclinant l'une par rapport à l'autre. Ce principe peut rendre le dispositif optique vite encombrant et les plans focaux des deux voies dans l'espace de mesure ne sont initialement pas confondus (Figure II-23).

Une solution alternative est de décentrer par rapport à l'axe optique l'arrivée des rayons principaux dans un unique objectif (voir Figure III-7). Cette méthode est appliquée en stéréovision notamment sur des microscopes binoculaires [149]. L'avantage est double : d'une part l'encombrement du dispositif est fortement réduit, les voies de capture et de projections restant parallèles entre elles en amont de l'objectif ;

d'autre part les voies de projection et de capture ont leurs plans de focalisation confondus dans l'espace de mesure.

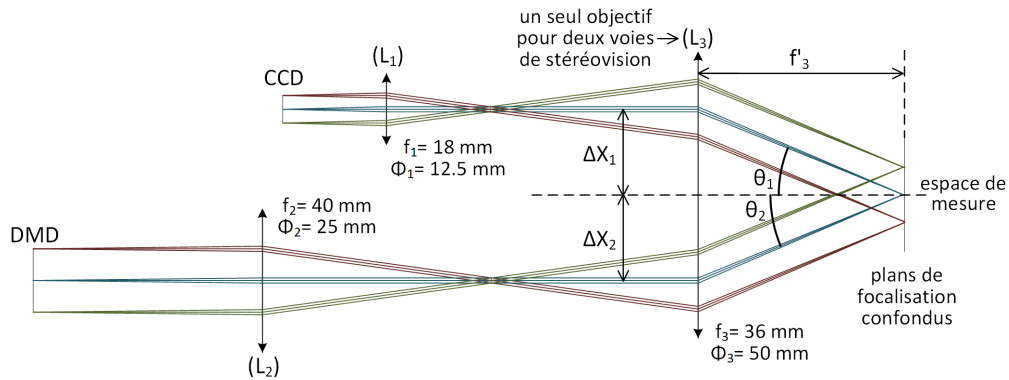


Figure III-7 - Schéma optique avec entrée hors axe des rayons principaux dans l'objectif L₃.

La sensibilité de stéréovision reste basée sur l'équation II-9, on obtient ici :

$$S = \frac{\Delta x}{\Delta z} = \tan\left(\frac{\Delta X_1}{f'_3}\right) + \tan\left(\frac{\Delta X_2}{f'_3}\right) \quad (\text{III-3})$$

Si l'on souhaite une sensibilité de mesure tridimensionnelle élevée, il faut sélectionner une lentille L₃ avec une distance focale image la plus faible possible, tout en conservant une lentille à diamètre élevé afin de maximiser ΔX₁ et ΔX₂. Le nombre d'ouverture (N.O.) de la lentille L₃ doit donc être le plus faible possible. Or, ce nombre d'ouverture doit généralement être maintenu élevé afin de limiter les aberrations géométriques. Il y a donc 2 facteurs en opposition : améliorer la sensibilité de stéréovision (N.O. faible), améliorer la qualité de l'imagerie (N.O. élevé).

Afin de concilier ces deux facteurs, une possibilité est d'augmenter le nombre de lentilles constituant l'objectif. Chacune des lentilles constituant l'objectif pourra avoir un nombre d'ouverture plus élevé que l'objectif à une seule lentille avec une focale équivalente identique. La sensibilité de stéréovision pourra de cette façon rester élevée. Augmenter le nombre de lentilles permet également d'augmenter le nombre de degrés de liberté lors de la phase d'optimisation optique sous le logiciel de simulation Zemax.

La distance focale image équivalente d'un système de deux lentilles minces L₁, L₂ espacées d'une distance « e » (espace optique) est la suivante :

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{f'_1} + \frac{1}{f'_2} - \frac{e}{f'_1 \cdot f'_2} \quad (\text{III-4})$$

On peut donc compléter le dispositif, par exemple en ajoutant deux lentilles de focales 60 mm et 30 mm espacées de 40 mm. Cela revient à un système équivalent de distance focale image 36 mm.

Pour des facilités de montage, on ajoute également des lentilles relais réalisant une copie d'image (grandissement transversal de 1) afin d'augmenter l'espace entre L₁ et L'₃ ainsi que L₂ et L'₃. Le schéma final en optique paraxial est donc de ce type :

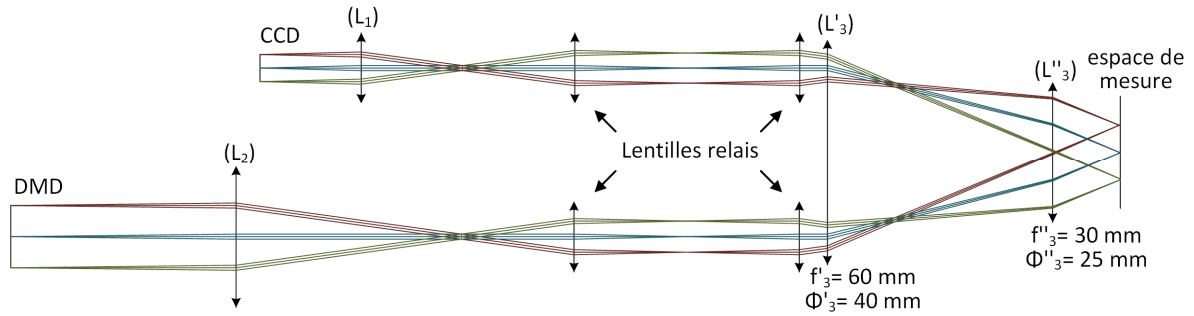


Figure III-8 - Schéma optique avec ajout de quatre lentilles relais.

Le schéma est ensuite intégré sous Zemax avec des lentilles épaisses achromatiques commerciales et une optimisation est menée grâce aux « Merit functions » sous Zemax. Les critères d'optimisation étant principalement de conserver une configuration télécentrique côté espace de mesure et d'optimiser la résolution de mesure. Les distorsions pouvant apparaître sur chacune des deux voies n'ont pas fait l'objet d'un critère d'optimisation principal. En effet, même si l'image finale est déformée, ce qui risque de se produire avec une entrée hors axe des rayons optiques dans les lentilles de l'objectif, l'étalonnage peut évaluer ces distorsions et l'algorithme de reconstruction tridimensionnelle les corriger afin d'assurer un résultat fiable.

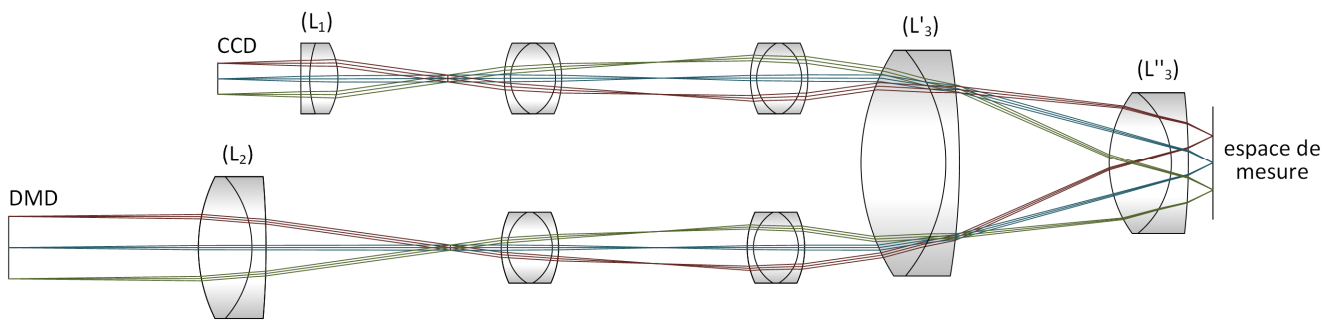


Figure III-9 - Schéma optique final.

III.2.4 Performances optiques du dispositif de stéréovision

Préalablement à la réalisation du montage expérimental, les performances du dispositif peuvent être évaluées en simulation, notamment en s'appuyant sur le logiciel de calcul optique Zemax. La première mesure de performance réalisée est celle de la distorsion. Celle-ci a été limitée à 2,84 % de l'étendue de mesure pour la voie de projection et 4,34 % de l'étendue de mesure pour la voie de capture comme indiqué sur la figure ci-dessous. Cette distorsion est principalement due à l'entrée hors axe dans les lentilles L'_3 et L''_3 . Si l'étalonnage est suffisamment robuste et effectue la mesure précise de cette distorsion, alors celle-ci peut être prise en compte lors de la reconstruction tridimensionnelle et ne pas avoir d'impact sur le résultat final. La distorsion géométrique est un phénomène gênant en photographie où les images apparaissent alors déformées. Mais lorsqu'on cherche à reconstruire un nuage de points tridimensionnels, le fait que ce nuage de points ne soit pas capturé selon un quadrillage parfaitement aligné n'est pas problématique tant que l'on connaît la position de ces points 3D avec une précision (résolution, exactitude...) suffisante, en s'appuyant sur une phase d'étalonnage robuste.

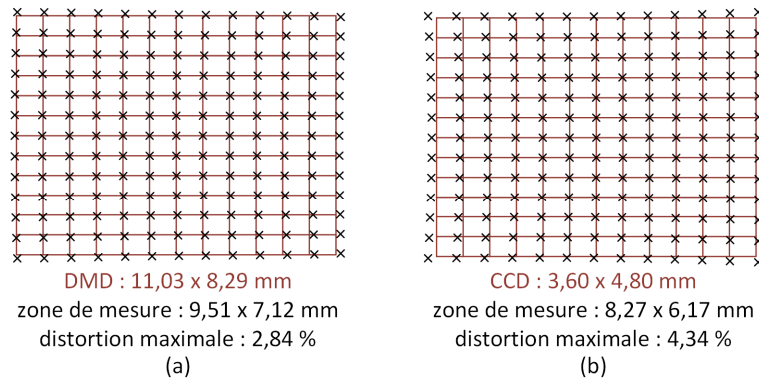


Figure III-10 - Distorsion (a) pour la voie de projection, (b) pour la voie de capture.

Les autres évaluations de performances du dispositif de stéréovision sont basées sur la méthodologie qui a été proposée en chapitre II. Elle consiste tout d'abord en la visualisation des tracés de rayons dans l'étendue de mesure axiale et latérale, puis la détermination de la sensibilité de stéréovision :

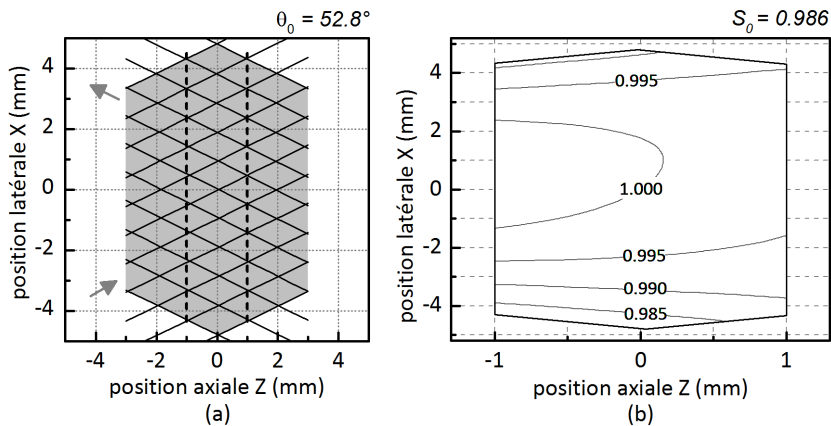


Figure III-11 - (a) Tracés de rayons dans l'étendue de mesure. (b) Courbe de niveau de la sensibilité de mesure.

On vérifie ainsi que le dispositif est conçu autour d'un angle de stéréovision élevé ($52,8^\circ$). Avoir un angle de stéréovision élevé permet d'optimiser la sensibilité de mesure qui a été déterminée à 0,986. Cela signifie donc qu'une variation de profondeur de $\Delta z = 1 \mu\text{m}$ sur la surface mesurée sera interprété par une détection par le capteur d'un déplacement latéral du motif projeté de $\Delta x = 0,986 \mu\text{m}$ (voir partie II.2).

Autre constatation sur les graphiques de sensibilité : celle-ci varie peu dans l'étendue de mesure (moins de 2%), cela est dû à la conception télécentrique du dispositif de stéréovision. Les variations de sensibilité résiduelles sont la conséquence des distorsions géométriques qu'il faudrait alors améliorer en premier lieu.

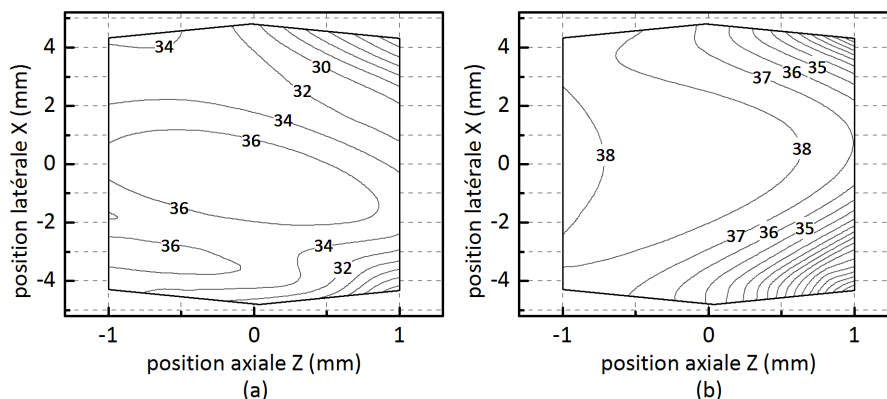


Figure III-12 - Courbe de niveau en fréquence (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% (a) pour la voie de capture, (b) pour la voie de projection.

Il est également possible d'évaluer les performances de chacune des voies en établissant la carte de niveaux en fréquences spatiales (Figure III-12). Celle-ci a également été établie en suivant la méthodologie mise en place en partie II.4.6 du chapitre 2. Le critère de contraste sur la fonction de modulation est donc fixé à 10% et la fréquence spatiale à ce critère est évaluée dans l'ensemble de l'étendue de mesure axiale et latérale.

On aboutit à une fréquence spatiale allant jusqu'à 36 lpm pour la voie de capture et 38 lpm pour la voie de projection. Cela indique donc qu'au critère de contraste de 10%, il sera possible de projeter un motif avec une résolution latérale de 13,1 μm , et le capteur CCD sera capable de détecter des détails avec une résolution latérale de 13,9 μm . Cette résolution est indiquée au centre de l'étendue de mesure, elle a tendance à se réduire à ses extrémités, comme indiqué sur les cartes de fréquence.

Concernant l'impact sur la résolution de reconstruction tridimensionnelle, la résolution latérale de la reconstruction tridimensionnelle sera proche de la résolution latérale de la voie de capture, c'est-à-dire 13,9 μm . Pour la résolution axiale, ce n'est pas aussi direct. La valeur de résolution axiale va dépendre de la méthode utilisée pour la mesure et des algorithmes appliqués, comme cela sera développé en chapitre IV. Il est tout de même possible de souligner que comme la sensibilité de la stéréovision associe linéairement la résolution axiale et latérale, une dégradation de la résolution latérale se propagera donc sur la résolution axiale de la stéréovision.

III.2.5 Mesures expérimentales

Ce premier dispositif expérimental (Figure III-13) a été réalisé avec du matériel de laboratoire sans fabrication de pièces mécaniques ajustées en veillant à conserver un nombre élevé de degrés de réglages (rotations, translations) au long du chemin optique. La source optique utilisée est de type éclairage halogène blanc, une source de laboratoire fibrée (Illuminateur Fibre Optique Dolan-Jenner MI-150).

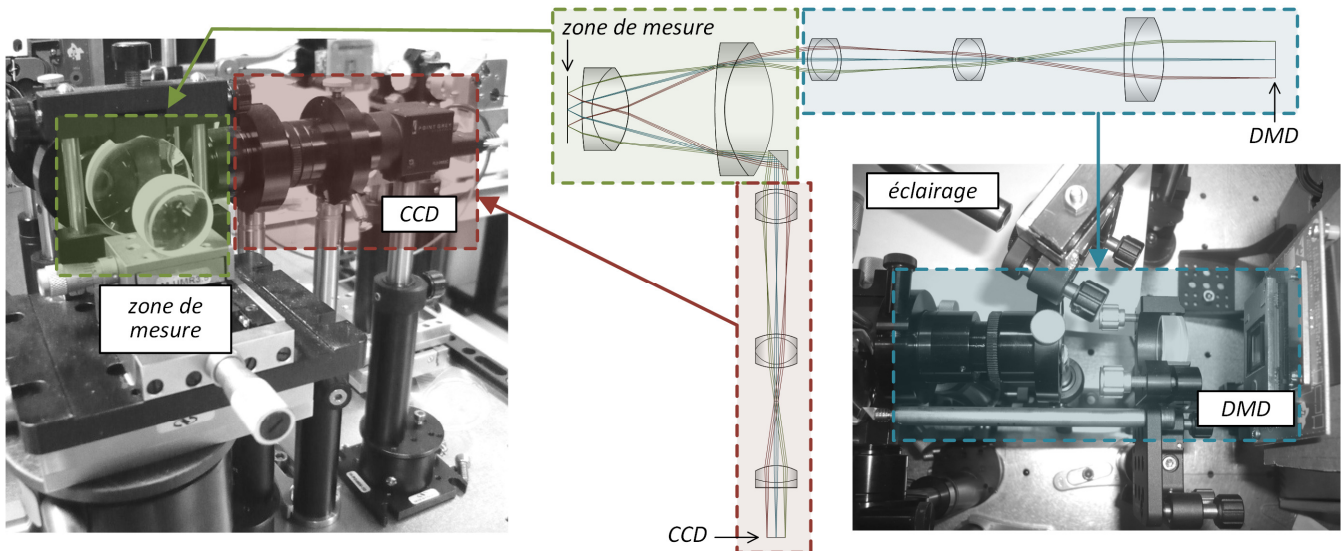


Figure III-13 - Prises de vues du montage expérimental

Avant d'effectuer de premières mesures d'objets, une détermination expérimentale de la résolution axiale a été menée. Pour cela un écran diffusant blanc est positionné dans l'espace de mesure au point de meilleure focalisation. Puis cet écran est translaté axialement par succession de pas. Pour chaque position d'écran une reconstruction tridimensionnelle est effectuée, et l'ensemble des reconstructions est alors regroupée sous une même courbe :

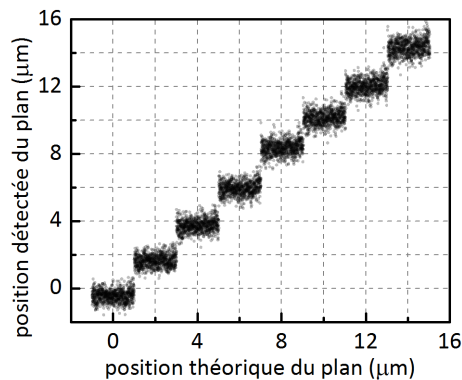


Figure III-14 - Estimation de la résolution axiale par décalage successifs d'un plan de mesure par incréments de 2 μm . A chaque position de ce plan, un profil du plan est mesuré et reporté sur le graphique.

Le plus petit pas détectable peut être considéré comme la résolution de reconstruction tridimensionnelle. Cette résolution correspond à un cas de mesure « idéal » étant donné que la mesure est effectuée sur un écran diffusant blanc uni, sans effets spéculaires ni variations de texture.

Il a été déterminé expérimentalement une résolution axiale proche de 2 μm . En effet lorsqu'on effectue deux reconstructions du plan de mesure dans deux positions éloignées axialement de 2 μm , les nuages de points correspondants à ces deux reconstructions tridimensionnelles sont disjoints. C'est ce principe qui a constitué le critère de détermination expérimentale de la résolution axiale.

Plusieurs objets ont ensuite été mesurés sur le dispositif expérimental en se basant sur des algorithmes à décalage de phase détaillés dans le chapitre IV. Des résultats de mesure sur une pièce de monnaie de 1 centime d'euros, une vis de dimension M6 et un échantillon de cuir de tableau de bord de voiture sont présentés sur la figure ci-dessous. Afin de simplifier la prise de mesure, c'est-à-dire d'éviter les effets

spéculaires principalement et la non diffusion des motifs sur les textures sombres, une peinture blanche lavable à l'eau a été déposée sur les différents objets.

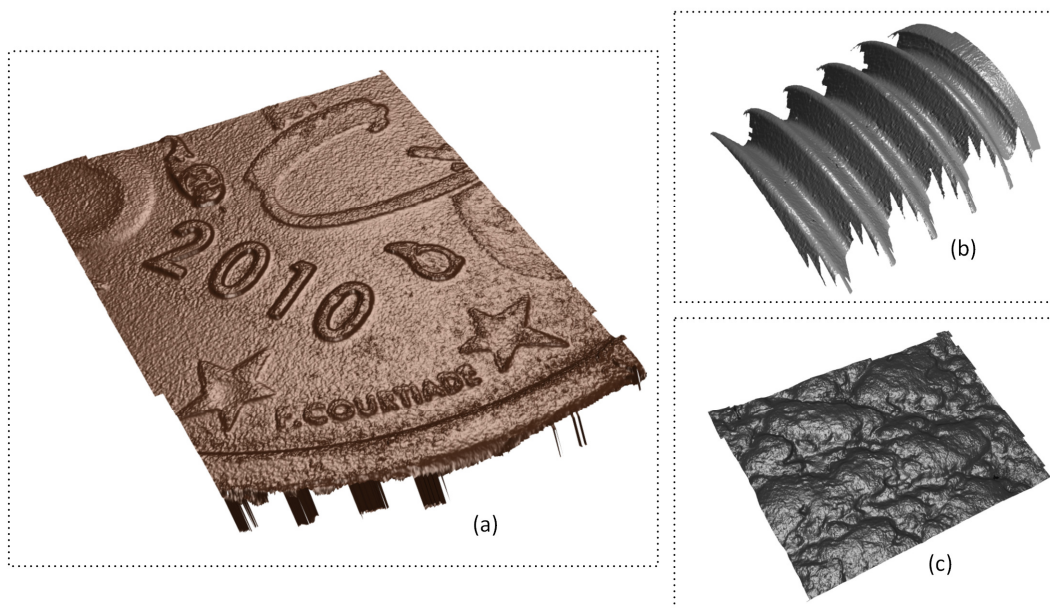


Figure III-15 - Reconstruction tridimensionnelle (a) d'une pièce de 1 centime d'euros, (b) d'un pas de vis M6, (c) d'une pièce de cuir extraite d'un tableau de bord de voiture.

La mesure de la pièce de monnaie de 1 centime d'euros permet de valider la résolution de l'instrument de mesure tridimensionnel. Il est possible de lire le texte « F.Courtiade » entre les 2 étoiles sur la surface de la pièce (Fabienne Courtiade est une graveuse Française ayant réalisé le dessin de Marianne notamment sur les pièces de 1 centime d'euros). Un profil de ce texte a été mesuré avec un interféromètre en lumière blanche « Zygo New View 200 ». La hauteur des lettres (par exemple la lettre I) qui composent ce texte a été mesurée à $15\ \mu\text{m}$, pour une largeur de lettre aux alentours de $35\ \mu\text{m}$. Les lettres sont clairement détectées lors de la mesure, ce qui confirme une résolution tridimensionnelle de mesure sous les $15\ \mu\text{m}$ en mesure axiale (évaluée expérimentalement à $2\ \mu\text{m}$) et sous les $35\ \mu\text{m}$ en mesure latérale (évaluée théoriquement à $13,9\ \mu\text{m}$). La mesure du pas d'une vis M6 permet de montrer qualitativement les possibilités de mesure dans la profondeur de champ élevé, la profondeur du pas de vis vaut $1\ \text{mm}$ pour une largeur de pas de $1\ \text{mm}$ également. La mesure d'une pièce de cuir permet quant à elle de montrer la variété du type d'objets mesurables.

III.2.6 Bilan

Dans cette partie, le fonctionnement d'un premier dispositif de mesure tridimensionnelle a été détaillé et notamment l'un de ses composants, la matrice de projection de type DMD. La résolution de ce dispositif a été évaluée par l'intermédiaire d'une étude optique puis expérimentalement. Le détail de la méthode de reconstruction algorithmique est détaillé en chapitre IV. La partie suivante reprend ce dispositif avec l'ajout d'un guide d'image pour la voie de projection. Ce sera l'occasion d'évaluer son impact sur les performances de mesure. Une source laser est également évaluée et les performances de mesure comparées à une source en lumière blanche.

III.3 Etape 2 - Incorporation d'un guide d'images et test d'une source laser

III.3.1 Présentation

Avant de passer à une miniaturisation complète, et la réalisation d'un dispositif endoscopique, une étape intermédiaire est d'intégrer un guide d'images dans l'expérimentation précédente. L'étude optique s'en trouve modifiée et la comparaison avec l'étape précédente permet d'évaluer l'effet de cet ajout.

Cette étape intermédiaire a également été l'occasion d'aller plus avant dans les tests expérimentaux, notamment avec un éclairage, non plus en lumière blanche, mais laser. L'un des avantages est d'obtenir un signal optique plus puissant, avec comme principale contrepartie les effets de speckle générés par la lumière laser qui viennent bruyeter le signal optique. Une étude fréquentielle va permettre de souligner ces effets du speckle sur la mesure bidimensionnelle, puis tridimensionnelle.

III.3.2 Ajout d'un guide d'images

Les guides d'images ont des propriétés rendant leur utilisation en endoscopie médicale ou industrielle particulièrement intéressante, ces propriétés seront détaillées après la présentation des caractéristiques techniques des guides d'images.



Figure III-16 - (a) Schéma d'un guide d'images fabriqué par la société Fujikura. (b) Schéma d'une interface du guide d'images.

Les guides d'images sont composés d'un nombre élevé de fibres optiques, notés également pixels par la suite. Le nombre de fibres dans un guide peut aller jusqu'à 100 000 pixels pour les modèles de la société Fujikura (Tableau III-3). Le modèle sélectionné pour les expérimentations présentées par la suite est le modèle FIGH-70-1300N avec 70 000 pixels sur une longueur de 2 mètres, choix effectué dans un compromis entre le coût financier et le nombre de fibres dans le guide d'image. La miniaturisation de ces guides d'images est également poussée, pour des modèles pouvant aller de 500 μm de diamètre pour 6 000 pixels à 1,7 mm de diamètre pour les modèles à 100 000 pixels. Ils sont également flexibles, pour des rayons de courbures allant de 40 mm pour les modèles à 6 000 pixels jusqu'à 200 mm pour les modèles à 100 000 pixels.

Référence (modèle de type FIGH)	06-400N	10-500N	30-800G	50-1100N	70-1300N	100-1500N
Nombre de "pixels" (+/-10%)	6000	10000	30000	50000	70000	100000
Diamètre image (μm ; +/-6%)	370	460	750	1025	1200	1400
Diamètre guide d'image (μm ; +/-6%)	500	600	950	1200	1450	1700
Rayon de courbure minimal	40	50	80	110	150	200

Tableau III-3 - Propriétés de différents guides d'images vendus par la société Fujikura.

Les guides d'images permettent d'effectuer une recopie d'image d'une de leurs extrémité vers l'autre extrémité. Cette recopie est entièrement optique et la sonde de mesure peut également être entièrement optique sans composants internes électroniques ou électriques. Cette propriété peut être intéressante en milieu médical, la sonde ne générant aucun champ électromagnétique parasite. De même, en milieu industriel où la mesure doit parfois être réalisée dans un milieu baignant dans un champ (électro)magnétique perturbateur, le fonctionnement de la sonde et des guides d'images ne subira pas de perturbation en raison de ces champs, ce qui n'aurait pas obligatoirement été le cas avec une sonde comprenant des éléments optoélectroniques miniaturisées type micro-caméras ou micro-projecteurs.

Autre avantage, les guides d'images peuvent transmettre les images dans les deux sens. Cela signifie dans le cas présent qu'un même guide d'images peut être utilisé pour effectuer la projection d'un motif sur un objet ou bien pour capturer une image de l'objet. Cette propriété sera exploitée lorsqu'une permutation dynamique des voies de mesure sera mise en place. Utiliser des composants optoélectroniques du type micro-caméra ou micro-projecteur placés dans la tête de mesure ne permet pas de réaliser cette fonctionnalité de permutation de voie.

Une autre propriété a également été exploitée dans le dispositif final. L'extrémité des guides d'images peut être clivée à un angle choisi puis poli. Le processus de polissage est effectué avec des feuilles de polissage à grains de plus en plus fins (jusqu'à 5 μm). Un polissage avec une rugosité de quelques nanomètres est atteignable manuellement. Cette propriété de clivage est particulièrement intéressante dans certains systèmes de stéréovision où la profondeur de champ est réduite. Dans ce cas, et grâce au clivage du guide d'images, il est possible d'optimiser la conjugaison optique entre le guide d'images et la zone de mesure. Ce point sera détaillé dans la partie III.4.

III.3.3 Conception du dispositif

Pour cette nouvelle conception, Le système optique décrit en partie précédente (partie III.2) a été repris et un guide d'images a été ajouté dans la voie de projection entre la lentille L_2 et les lentilles relais :

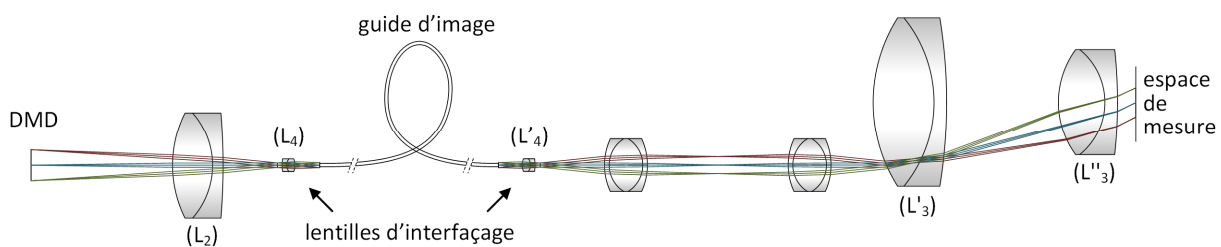


Figure III-17 - Schéma optique de la voie de projection avec l'ajout d'un guide d'images.

Afin d'assurer une bonne conjugaison entre le guide d'images et le reste du dispositif optique, deux lentilles supplémentaires d'interfaçage L_4 et L'_4 ont été intégrées au système optique.

En raison de l'utilisation des guides d'images, la zone projetée est maintenant circulaire sur un diamètre de 7,36 mm alors qu'elle était auparavant rectangulaire pour une dimension de 9,51 x 7,12 mm.. L'angle de stéréovision et la sensibilité de mesure sont très proches par rapport au dispositif sans guide d'images, le dimensionnement optique a été réalisé pour maintenir les résultats sur ces paramètres. L'étendue de mesure latérale a cependant été réduite, pour adapter le diamètre de la forme circulaire (7,12 mm) de la projection

à la hauteur de la forme rectangulaire de la capture (7,36 mm). L’ajustement (7,36 par rapport à 7,12) n’est pas exact en raison d’un choix limité de distances focales de lentilles disponibles dans le commerce

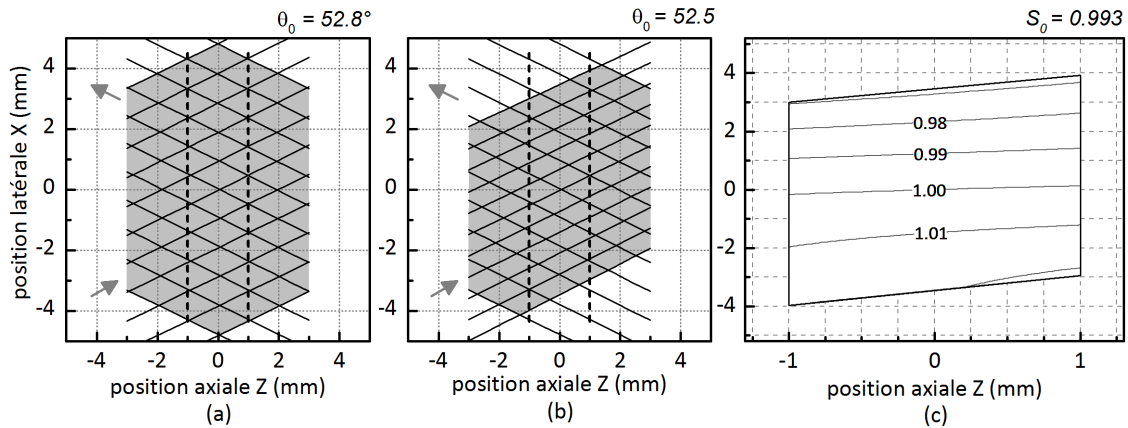


Figure III-18 - Tracés de rayons dans l’étendue de mesure (a) pour le dispositif sans guide d’images, (b) pour le dispositif avec guide d’images. (c) Courbe de niveau de la sensibilité de mesure pour le dispositif avec guide d’images.

L’impact des guides du guide d’image sur la résolution de mesure est notable. L’évaluation de cet impact est décrite en 3 étapes sur la figure ci-dessous :

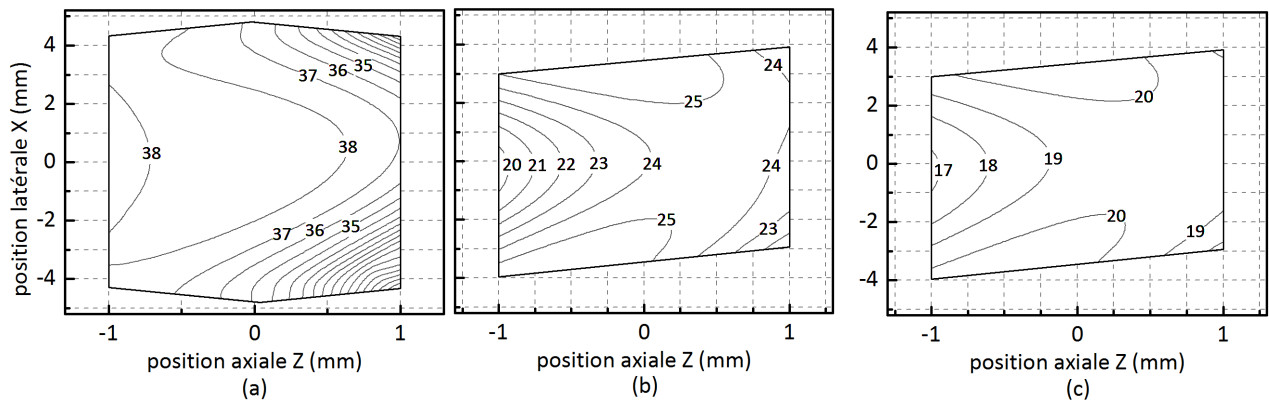


Figure III-19 - Courbe de niveau en fréquence (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% pour la voie de projection (a) sans guide d’images, ni lentilles d’interfaçage L_4 et L_4' , (b) sans guide d’images, avec lentille d’interfaçage L_4 et L_4' , (c) avec guide d’images et lentilles d’interfaçage L_4 et L_4' .

Le principe de calcul des cartes de niveau en fréquence pour la voie de projection avec intégration d’un guide d’images, donc le cas (c) de la figure ci-dessus, est le suivant :

Pour chaque point de l’étendue de mesure, quatre MTFs distinctes sont calculées : la MTF du DMD (voir partie II.4.4), la MTF de l’interface optique entre le DMD et le guide d’images (calculée sous Zemax), la MTF du guide d’images (voir partie II.4.4) et enfin la MTF de l’objectif (calculée sous Zemax). Ces 4 MTFs sont alors multipliées entre elles. Une fois la MTF résultante calculées, la fréquence pour un critère de contraste à 10% est relevée. Cette mesure est reproduite dans l’ensemble de l’étendue de mesure et la courbe de niveau (cas (c), Figure III-19) est ainsi établie. Pour déterminer le cas (b), Figure III-19, le même principe est appliquée mais sans inclure la MTF du guide d’images dans les calculs.

On constate que l’ajout des 2 lentilles d’interfaçage L_4 et L_4' a eu un impact important sur la résolution de projection avec une fréquence spatiale qui décroît d’un maximum de 38 lpm à 25 lpm soit une baisse de 13 lpm. Une optimisation de cet interfaçage, par exemple en modifiant le type de lentille utilisé, aurait pu

permettre d'éviter, ou au moins de réduire cet impact négatif des lentilles d'interfaçages sur la résolution de projection et constitue une perspective instrumentale de ce travail.

Cette baisse de fréquence peut être associée à une dégradation de la résolution latérale de 13,1 μm à 20,0 μm . Puis l'ajout des guides d'images fait à nouveau décroître la résolution spatiale pour lui faire atteindre un niveau maximal de 20 lpm soit une baisse supplémentaire de 5 lpm. Cette baisse de fréquence supplémentaire peut être associée à l'augmentation de la résolution latérale de 20 μm à 25 μm . Il est donc important de bien dissocier l'impact de l'ajout des lentilles d'interfaçage à celui du guide d'images. Les lentilles d'interfaçage ont eu une influence plus élevée sur la baisse de résolution de la voie de projection que le guide d'images. Globalement, on peut considérer que l'ajout des lentilles d'interfaçage puis des guides d'images a quasiment doublé la résolution latérale de la voie de projection, donc un facteur 2 de dégradation de la résolution latérale.

Concernant la voie de capture, elle est inchangée par rapport au dispositif initial, sa résolution théorique pour un critère de contraste à 10% est donc évaluée à 13,9 μm .

Cette dégradation de résolution latérale sur la voie de projection va avoir des conséquences sur la résolution axiale lors de la reconstruction tridimensionnelle. En première approche, il est possible d'estimer qu'une dégradation d'un facteur 2 sur la résolution latérale va engendrer le même facteur de dégradation sur la résolution axiale. C'est effectivement ce qui est déterminé dans l'expérimentation de mesure de résolution axiale par décalage par incrément d'un plan dans la partie suivante (Figure III-21).

III.3.4 Mesures expérimentales et impact de l'éclairage laser

III.3.4.a Test de l'éclairage laser en plus de la source incohérente en lumière blanche

Afin d'apporter une puissance lumineuse plus importante sur l'objet à mesurer, une source de type diode laser à la longueur d'onde de 532 nm et d'une puissance de 100 mW a remplacé la source de lumière blanche initiale. Le choix de la longueur d'onde à 532 nm (laser vert) permet notamment d'être facilement visualisé sur des tissus biologiques généralement plutôt rouges.

L'avantage principale de la source laser est qu'il est aisé de la collimater convenablement et donc de réaliser une injection du guide d'image en limitant les pertes lumineuses en amont. Deux inconvénients liés à l'utilisation d'une source laser ont été répertoriés :

Le premier inconvénient est dû à des grains de speckle se formant sur l'objet à mesurer. Le speckle est dû aux interférences d'ondes multiples de fréquences spatiales identiques mais avec des amplitudes et des phases différentes, ce qui génère localement des amplitudes, et donc des intensités variables [37]. Le speckle peut notamment être dû à la diffusion de l'onde optique sur une surface « rugueuse », les multiples diffusions interférant alors entre elles. La dimension des grains de speckle peut également dépendre des diamètres des différents diaphragmes le long de la chaîne optique. L'étude du speckle a abouti à différentes techniques de mesure, telles l'interférométrie de speckle [150], ou la corrélation numérique de speckle [151]. Pour des études en lumière structurée où il est recherché une projection en éclairage uniforme, le speckle est alors considéré comme un bruit spatial perturbant la mesure. Dans ce cas, le but est d'atténuer au maximum ce bruit [152, 153].

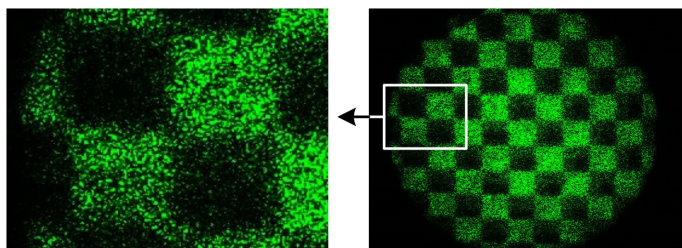


Figure III-20 - Exemple de capture d'un motif en damier projeté par le DMD via une source laser vert à 532 nm. L'effet de speckle y est visible.

Le deuxième inconvénient est issu du couplage de la source laser avec le DMD. Comme détaillé dans la présentation du DMD en partie III.2.2, sous éclairage laser, le DMD se comporte comme un réseau de diffraction en échelle bidimensionnel. La source laser qui était initialement collimatée va alors diffracter le flux optique dans un grand nombre de directions discrètes de l'espace, appelés ordres de diffraction. Il convient alors de « blazer » un des ordres de diffraction qui devient l'ordre privilégié d'éclairage. Cela impose une orientation particulière du DMD par rapport au laser et par rapport à la voie de projection. Dans cette orientation, la normale au DMD n'est pas obligatoirement alignée avec l'axe optique de la voie de projection. La conjugaison optique entre le DMD et le guide d'images est alors plus ardue à réaliser.

L'étude de l'intégration d'un éclairage laser dans une expérimentation de vision n'est donc pas un problème trivial et d'autant moins lorsque le dispositif de vision utilise une matrice de micro-miroirs de type DMD. Dans cette thèse, la méthode de résolution de ce problème a été expérimentale, par réglage manuel du positionnement du laser et du DMD de manière à optimiser la puissance lumineuse en sortie de dispositif, c'est-à-dire sur la caméra. La puissance lumineuse supplémentaire a permis de passer d'une cadence de trois images par secondes en lumière blanche à une cadence de 15 images par secondes en lumière laser. En perspective, un approfondissement et une formalisation de cette étude pourrait permettre de déterminer plus avant les dispositions respectives du DMD et du laser optimisant l'éclairage, et les gains qu'il est possible d'escompter en terme de puissance optique.

Afin d'atténuer l'effet du speckle, la radiation laser a été injectée dans une fibre optique multimode, de diamètre 400 μm et d'ouverture 0.39 solidaire d'un pot vibrant (mini-shaker 4810 de Brüel & Kjaer) fonctionnant à la fréquence 400 Hz. Ce montage expérimental a permis une importante atténuation de l'effet de speckle, sans l'éliminer entièrement, comme le montrent les résultats expérimentaux qui suivent.

III.3.4.b Mesure de résolution axiale en lumière blanche et en laser

Une mesure de résolution similaire à celle appliquée en partie III.2.5 a été réalisée, c'est-à-dire par translation d'un plan diffusant blanc par incréments micrométriques constants dans la direction axiale. Le plan de mesure a été reconstruit sous forme d'un nuage de points tridimensionnels par une méthode de décalage de phase :

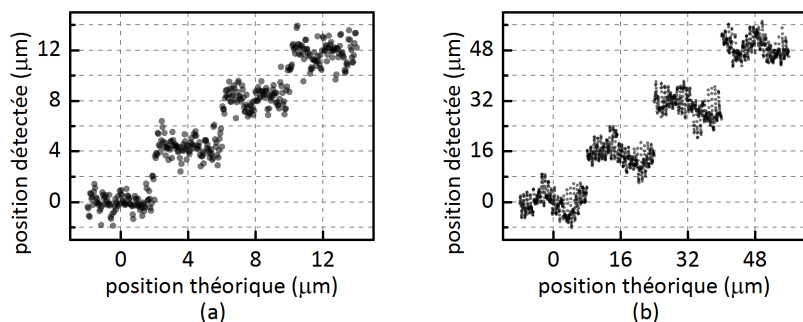


Figure III-21 - Estimation de la résolution axiale (a) en lumière blanche par incréments successifs de 4 µm, (b) en lumière laser par incréments successifs de 16 µm.

On constate que le plus petit incrément permettant de distinguer de façon disjointe les nuages de points pour 2 positions successives du plan de mesure est de 4 µm en lumière blanche, ce qui constitue la résolution axiale. Sans guide d’images et son optique d’interfaçage, la résolution axiale était 2 fois plus basse. Ce facteur de dégradation de 2 a également été déterminé théoriquement sur la résolution latérale en partie III.3.3. Cela semble confirmer la linéarité entre résolutions axiale Δx et latérale Δz lors d’une mesure en stéréovision, étant donné qu’elles sont liées par la sensibilité de mesure $\Delta x/\Delta z$. Il reste tout de même à vérifier l’impact de la méthode algorithmique de reconstruction sur cette linéarité entre résolution axiale et latérale.

Quant à la résolution latérale en éclairage laser, elle est dégradée d’un facteur 4 par rapport à la résolution en lumière blanche (Figure III-21). Cela est dû à l’effet de speckle, l’étude dans la partie suivante en effectue l’analyse.

III.3.4.c Analyse fréquentielle de l’éclairage en lumière laser et en lumière blanche

Afin de déterminer l’impact de l’effet de speckle sur la mesure, une première analyse fréquentielle a été menée en projetant une alternance de lignes verticales sombre et claires de largeur trois pixels, c’est-à-dire que les lignes étaient réparties sur trois micro-miroirs du DMD. La voie de projection a un grandissement de 0,94 et le côté d’un micro-miroir vaut 10,8 µm, une ligne projetée aura donc une largeur dans l’espace objet de $3 \times 0,94 \times 10,8 = 30,5 \mu\text{m}$, ce qui fait une fréquence projetée dans l’espace de mesure de 16,4 lpm.

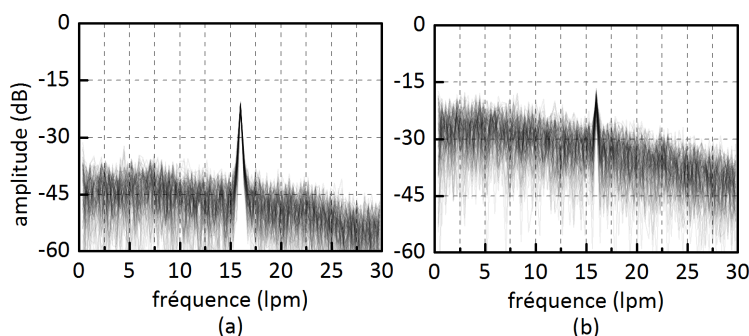


Figure III-22 - Analyse fréquentielle de la capture d’un motif constituées d’une alternance de lignes verticales sombre et claires larges de 3 micro-miroirs du DMD, (a) avec une source incohérente en lumière blanche, (b) avec une source laser.

La figure ci-dessus présente un résultat de mesure fréquentielle relevé sur les images caméra. Les fréquences (en abscisse) correspondent à celles de l’espace de mesure. L’analyse fréquentielle est menée sur

des lignes horizontales relevées sur les images de la caméra. Voici comment s'interprète graphiquement la mesure :

Une amplitude de 1 (donc de 0 décibels) à la fréquence f correspond à un relevé d'une sinusoïde de fréquence f et de contraste maximal, c'est-à-dire un contraste exploitant entièrement la gamme de mesure de la caméra. En considérant un pixel codé sur 8 bits, un contraste de 1 correspondrait à la mesure par la caméra d'une sinusoïde oscillant entre le niveau 0 et le niveau 255. La caméra Flea2 de la société PointGrey est en fait codée sur 3×8 bits, c'est-à-dire 8 bits par 3 couleurs : rouge, vert et bleu (RVB). Pour la mesure avec une source laser, seule la composante verte de la caméra a été utilisée dans les calculs, pour la mesure en lumière blanche, une moyenne des trois composantes RVB a été réalisée.

Pour calculer le spectre du signal l'opération effectuée sur le signal a été la suivante : 300 pixels ont été capturés sur une ligne horizontale relevée au centre de l'image, puis une opération de transformée de Fourier rapide (FFT, Fast Fourier Transform) a été réalisée sur la ligne capturée. C'est cette FFT qui est reportée sur le graphique correspondant de la Figure III-22. Puis cette opération a été reproduite sur cent lignes horizontales supplémentaires au-dessus et en-dessous de la ligne initiale. Ces cent lignes supplémentaires ont été également reportées sur le graphique correspondant de la Figure III-22 pour aboutir au graphique final. Cette procédure permet de visualiser clairement ce qui est de l'ordre du bruit aléatoire, c'est-à-dire avec des niveaux de signal fluctuant d'une mesure à l'autre, ou bien du signal utile, donc répétable.

On constate tout d'abord que la fréquence du motif projeté à 16,4 lpm est bien détectée lors de la mesure, que ce soit pour la mesure en lumière blanche ou en source laser. Ensuite on constate que le bruit de mesure est réparti sur l'ensemble de la gamme de fréquence quelle que soit la source. Cependant, le bruit de mesure est plus important pour la source laser que pour la source de lumière blanche. On relève une augmentation du bruit de mesure de l'ordre de 15 dB sur l'ensemble du spectre. Ce bruit de mesure supplémentaire est dû à l'effet de speckle.

Une nouvelle mesure de FFT a également été réalisée à une fréquence trois fois plus basse, pour une alternance de lignes verticales sombres et claires de largeur neuf pixels. Le résultat de mesure est proposé sur les graphiques ci-dessous :

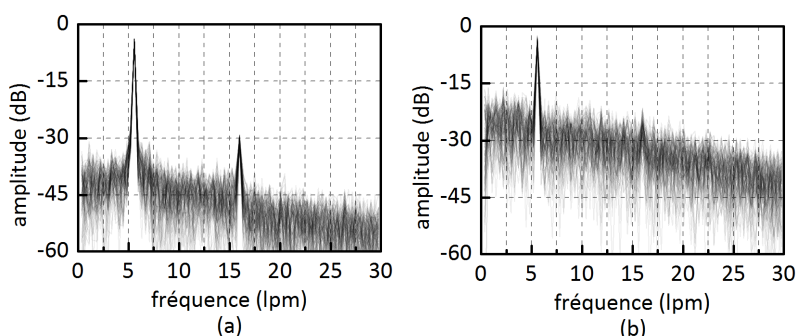


Figure III-23 - Analyse fréquentielle de la capture d'un motif constituées d'une alternance de lignes verticales sombre et claires larges de neuf micro-miroirs du DMD, (a) avec une source incohérente en lumière blanche, (b) avec une source laser

Le même type de conclusion peut être tiré que l'analyse précédente. La fréquence principale détectée est maintenant à 5,5 lpm avec une détection meilleure que dans l'analyse précédente (environ 15 dB supplémentaires). Les lignes projetées étant plus larges, elles sont mieux détectées.

En revanche, une raie supplémentaire est détectée aux alentours de 16 lpm. Cette raie est mieux détectée avec un éclairage en lumière blanche qu'avec une source laser où elle est noyée dans le bruit. Cette raie supplémentaire correspond à la première harmonique d'amplitude non nulle ($n=3$) de la détection d'un signal carré. En effet, le signal d'entrée n'est pas sinusoïdal mais carré, chaque micro-miroir du DMD pouvant soit émettre le signal vers la voie de projection (état ON), soit le couper (état OFF), ce qui correspond à l'émission spatialement répartie de signaux en créneaux. A la traversée du système optique, le signal a subi une perte de netteté dû aux effets de diffraction, de défocus et de distorsions géométriques qui appliquent un effet de filtre spatial passe-bas sur le signal optique. La fréquence de coupure de ce filtre élimine la première harmonique et les suivantes pour un signal de fréquence principale 16,4 lpm, le signal d'entrée carré devient alors sinusoïdal en sortie. Par contre, lorsque la fréquence du signal d'entrée diminue, donc lorsque la largeur des lignes du motif projeté augmente, les premières harmoniques du signal carré sont moins filtrées et le signal se rapproche de sa forme non filtrée.

Ce filtrage optique passe-bas aboutissant à une forme de signal sinusoïdale en sortie pourra être exploité avec certains algorithmes de reconstruction tridimensionnelle qui présument justement un motif projeté sinusoïdal, notamment les algorithmes à décalage de phase.

Cette étude fréquentielle met en avant le fait que le signal laser va apporter du bruit sur la projection, avec un niveau de bruit plus élevé, de l'ordre de 15 dB par rapport au bruit de mesure en lumière blanche. La répercussion de ce bruit sur la MTF va également être déterminée, puis des mesures tridimensionnelles vont permettre d'évaluer son impact sur la résolution axiale.

III.3.4.d Etude de la MTF en lumière laser et en lumière blanche

La MTF expérimentale a été calculée sous éclairage laser et en lumière blanche avec la méthode suivante :

Pour un point de la MTF, un motif constitué de lignes verticales claires et sombres alternées à une période connue est projeté sur un écran blanc via le DMD, puis capturé par la caméra. Le niveau de contraste sur l'image de sortie est alors mesuré par calcul d'une FFT selon la direction horizontale de l'image, puis par un périodogramme (voir partie IV.2.4.a). Ce niveau de contraste est alors reporté graphiquement. Cette mesure est répétée en faisant varier la période de l'alternance des lignes en entrée afin d'aboutir à une MTF complète de l'instrument de mesure (voie de capture + voie de projection).

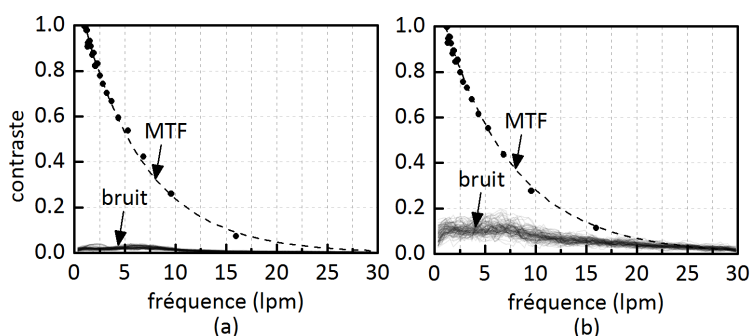


Figure III-24 - MTF expérimentale avec le niveau de bruit associé, (a) sous éclairage en lumière blanche, (b) sous éclairage laser.

Les courbes ci-dessus permettent de comparer la MTF en lumière blanche à la MTF en éclairage laser. Ces deux MTFs ont des amplitudes très proches, très légèrement supérieure pour l'éclairage laser. En première analyse, cela semble suggérer une qualité de mesure identique en lumière laser qu'en lumière blanche. Pourtant ce n'est pas ce qui a été déterminé lors de l'étude fréquentielle et ce ne sont pas les

conclusions de l'étude tridimensionnelle. Cela met en avant les limites de l'outil de MTF qui ne détecte pas l'ensemble des facteurs pouvant affecter la résolution. Cet outil doit donc parfois être complété avec d'autres analyses plus approfondies.

La MTF, telle qu'elle a été définie dans le chapitre II, ne donne pas d'indication sur le bruit spectral d'une mesure. C'est pourquoi il peut être intéressant d'ajouter la courbe de bruit de mesure à la courbe de MTF. La courbe de bruit a été ajoutée graphiquement à la MTF (Figure III-24) avec cette méthode :

Un motif uni est projeté sur l'écran blanc et une ligne horizontale de 300 pixels de large est capturée au centre de l'image. Une FFT, une mesure de périodogramme (voir IV.2.4.a) est réalisée, puis cent lignes horizontales supplémentaires sont mesurées au-dessus et en-dessous de la ligne initiale. Le résultat de toutes ces mesures est ensuite reporté sur le graphique de la MTF.

Comme le motif projeté est uniforme, l'amplitude du signal mesuré devrait être nulle sur l'ensemble des fréquences. Le signal non nul correspond au bruit de mesure. Ce bruit est faible en lumière blanche, notamment entre 0 et 10 lpm la moyenne de l'amplitude est de 0,0204 pour un écart type de 0,0064. En éclairage laser, le bruit est plus élevé, entre 0 et 10 lpm la moyenne de l'amplitude est de 0,1013 pour un écart type de 0,0261. Ce bruit de mesure peut constituer un facteur de dégradation de la résolution latérale. Ce bruit est d'autant plus un facteur de perturbation du signal utile lorsque l'on se place à des fréquences élevées. Au-delà des 15 lpm, le rapport signal sur bruit se rapproche de 1 et devient même inférieur. En lumière blanche, l'influence du bruit est peu importante, et ce jusque 25 lpm.

Afin de compléter l'analyse de MTF, la phase du signal mesuré peut être analysée. Cette observation de phase va permettre d'obtenir des précisions supplémentaires sur la résolution latérale de mesure, puis sur la résolution axiale dans le cas d'une mesure tridimensionnelle.

III.3.4.e Etude de la phase en lumière laser et en lumière blanche

La phase du signal mesuré est un élément primordial dans les algorithmes de stéréovision active. Lorsqu'un motif est projeté sur un objet, puis capturé sous un angle différent de la projection, le motif va se déformer en fonction du relief de l'objet. L'algorithme de détection doit alors pouvoir répondre à deux problématiques. Tout d'abord le motif doit être détectable, ce qui est plus aisé si les variations d'intensité sur le motif sont contrastées. Une indication sur cette qualité de détection est fournie par la MTF. Ensuite le motif doit être positionné précisément dans l'image, par l'intermédiaire de sa carte de phase. Un bruit spatial comme celui provoqué par le speckle génère des déphasages locaux lors de la mesure. Ces déphasages, sources d'erreurs de mesure, ne seront pas visibles sur la courbe de MTF. C'est pourquoi une courbe supplémentaire peut être tracée, avec la méthode suivante :

La première étape consiste à projeter une alternance de lignes verticales claires et sombres à une fréquence déterminée. On capture cette alternance de ligne avec une caméra, puis on effectue une FFT sur une zone localisée de l'image, 80 pixels sur une ligne horizontale dans le cas présent. On relève alors la phase de ce signal à la fréquence de projection. Puis on recommence ce calcul de phase en décalant verticalement la zone d'étude pour cent lignes distinctes supplémentaires. Comme entre 2 relevés de FFT successifs, le décalage de l'analyse est vertical et que les lignes projetées sont également verticales, la phase du signal devrait rester inchangée. L'écart-type sur les cent valeurs de phase calculées fournit donc une indication sur

le bruit de phase. On reproduit enfin cette analyse en changeant la fréquence de l’alternance des lignes projetées (Figure III-25).

Si l’écart-type sur la phase du signal est initialement estimé en degrés, il est possible de le convertir en micromètres, dans l’espace de mesure, en appliquant cette relation :

$$\Delta\text{phase}(\mu\text{m}) = \frac{\Delta\text{phase}(\text{°}) \times 10^3}{\text{fréquence}(\text{lpm}) \times 360(\text{°})} \quad (\text{III-5})$$

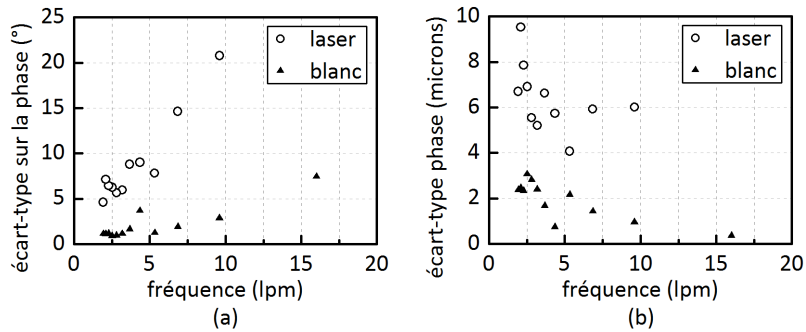


Figure III-25 - Ecart-type sur la mesure de la phase du motif projeté sous éclairage en lumière laser puis en lumière blanche, (a) mesuré en degrés, (b) mesuré en micromètres.

Si l’écart type sur la phase est déterminé en micromètres (Figure III-25 (b)), alors il correspond à un écart-type sur la position latérale du motif dans l’espace de mesure. On constate une erreur de positionnement latérale Δx du motif avec un écart type de l’ordre de 1,5 à 2 micromètres en lumière blanche et de l’ordre de 6 à 8 micromètres en lumière laser. Un facteur de dégradation d’environ 4 sur la précision de positionnement latéral du motif est donc détecté entre un éclairage en lumière blanche et un éclairage en lumière laser.

Concernant la résolution axiale, la sensibilité de mesure $\Delta x/\Delta z$ a été estimée à environ 1 lors de l’analyse optique (Figure III-18 (c)), donc on peut donc s’attendre à une résolution de positionnement axial Δz du même ordre de grandeur que la résolution de positionnement latéral Δx . Et de nouveau à un facteur de dégradation de la résolution axiale d’environ 4 dû au passage sous un éclairage laser.

III.3.5 Mesures expérimentales sur pièce de monnaie

Afin d’obtenir un aperçu des performances de reconstruction du dispositif, des mesures ont été effectuées sur une pièce de monnaie de 10 centimes d’euros en modifiant deux paramètres de mesure : premièrement, la pièce est peinte ou non peinte, deuxièmement l’éclairage est effectué en éclairage laser ou en lumière blanche. La peinture utilisée est du Crick 130 de la société KF qui est à l’origine un révélateur blanc utilisé pour le contrôle non destructif des soudures.



Figure III-26 - Reconstruction de la surface d'une pièce de 10 centimes d'euros recouverte préalablement avec une peinture blanche. La mesure a été réalisée sous un éclairage en lumière blanche

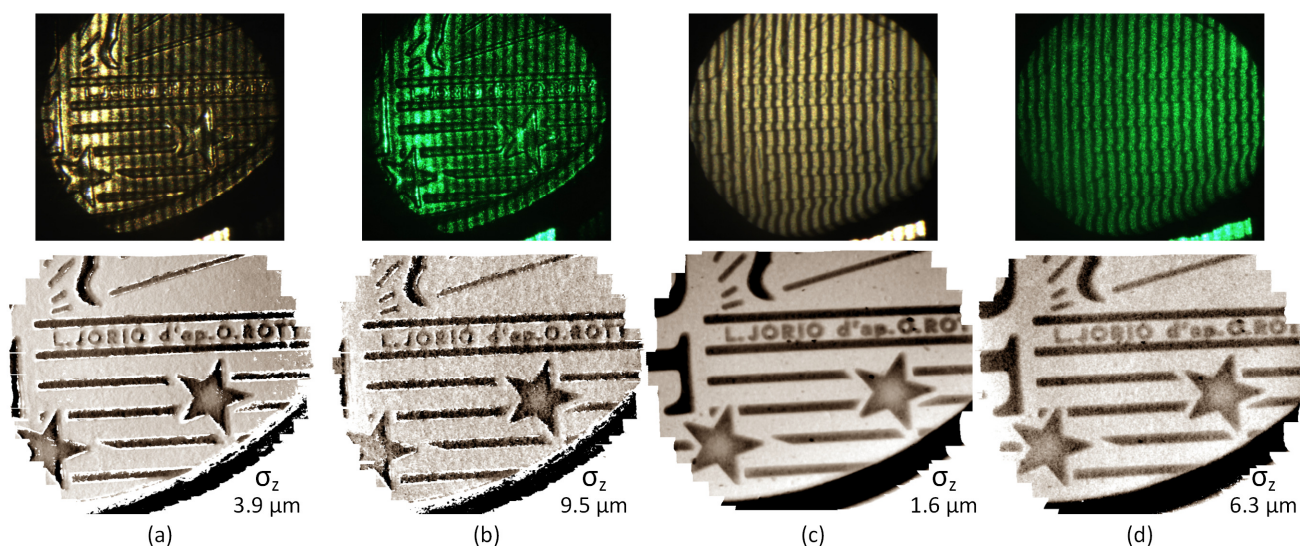


Figure III-27 – Ligne du haut, prises de vue de la pièce de 10 centimes d'euros ; Ligne du bas, cartes de profondeur après reconstruction ; (a) sous un éclairage en lumière blanche et sans peindre la pièce, (b) sous un éclairage en lumière laser et sans peindre la pièce, (c) sous un éclairage en lumière blanche et avec peinture de la pièce, (d) sous un éclairage en lumière laser et avec peinture de la pièce.

La reconstruction tridimensionnelle a été réalisée sur la base d'un algorithme à décalage de phase. On constate que le fait de peindre la pièce de monnaie a un double avantage ; tout d'abord le bruit de mesure est atténué avec un écart-type sur la mesure d'une surface plane de la pièce qui diminue de $3,9 \mu\text{m}$ à $1,6 \mu\text{m}$ en lumière blanche et de $9,5 \mu\text{m}$ à $6,3 \mu\text{m}$ en lumière laser. Le bruit de mesure lorsque la pièce n'est pas peinte est dû à la texture métallique de la pièce de monnaie qui est localement variable et vient perturber l'estimation de position du motif projeté. Lorsque la peinture est déposée sur la pièce (couche d'épaisseur environ $1,4 \mu\text{m}$, voir partie IV.3.7.c) cette texture devient unie, ce qui améliore l'estimation de position du motif projeté.

Ensuite, le fait de peindre la pièce permet d'obtenir une diffusion plus uniforme de la lumière dans l'ensemble des directions de l'espace, et notamment de reconstruire des zones fortement inclinées, telles que par exemple les contours des étoiles (Figure III-27) qui ne sont pas entièrement reconstruits si la pièce n'est pas peinte. En contrepartie, le fait de peindre rajoute une couche microscopique de matière sur la surface à mesurer, ce qui ajoute une erreur systématique de l'ordre de l'épaisseur de la couche sur la reconstruction. Également quelques grains de peintures de quelques dizaines de micromètres d'épaisseur sont parfois parsemés sur la surface à mesurer. Une attention particulière doit donc être apportée lors de la phase de peinture de l'objet à mesurer.

On retrouve également l'impact de l'effet de speckle sous éclairage laser. Dans ce cas, l'écart-type sur la mesure d'une surface plane de la pièce peinte est à $6,3 \mu\text{m}$ alors qu'il est à $1,6 \mu\text{m}$ en lumière blanche. Le même effet se produit si la pièce n'est pas peinte avec un écart type qui vaut $9,5 \mu\text{m}$ en éclairage laser et $3,9 \mu\text{m}$ en lumière blanche. Un profil de la profondeur des lettres JO du mot JORIO, plus petit détail visible sur la pièce, est présenté sur la figure ci-dessous :

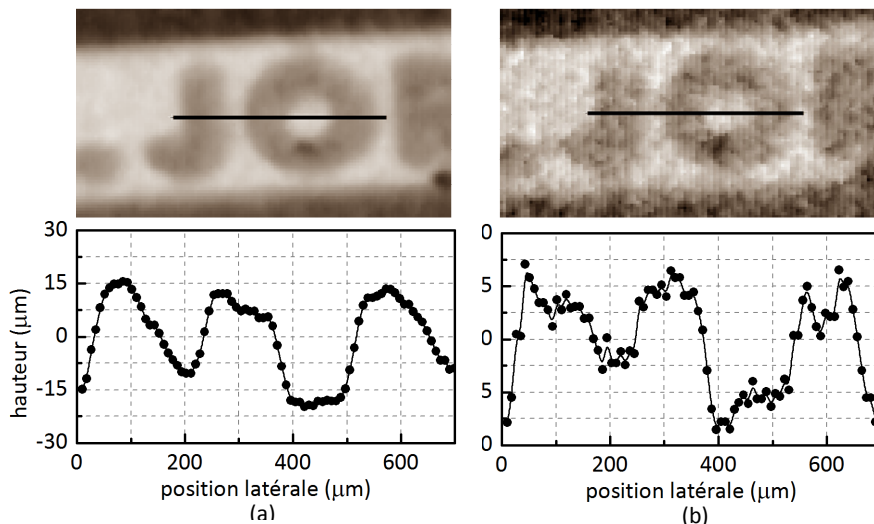


Figure III-28 - En haut, carte de profondeur des lettres JO du mot JORIO sur une pièce de 10 centimes d'euros ; en bas, profil mesuré sur les lettres JO ; (a) en lumière blanche avec la pièce peinte, (b) en éclairage laser avec la pièces peinte.

Laurent Joriot est l'artiste dessinateur de la semeuse sur la pièce de 10 centimes, inspirée d'une semeuse plus ancienne réalisée par le sculpteur et graveur Oscar Roty pour les pièces de 1 et 2 francs, d'où le texte « L.Joriot d'ap. O.Roty » sur les pièces de 10 centimes d'euros. On retrouve sur le profil des lettres JO des résultats d'analyse précédents, notamment le fait que le résultat en lumière blanche est moins bruité. Le profil moyen de la reconstruction est cependant identique en lumière laser ou en lumière blanche.

Afin de compléter l'analyse, une mesure d'un profil du mot JORIO sur une pièce de 10 centimes d'euros (non peinte) a également été effectuée au moyen d'un microscope interférométrique en lumière blanche Zygo™ NewView 200 :

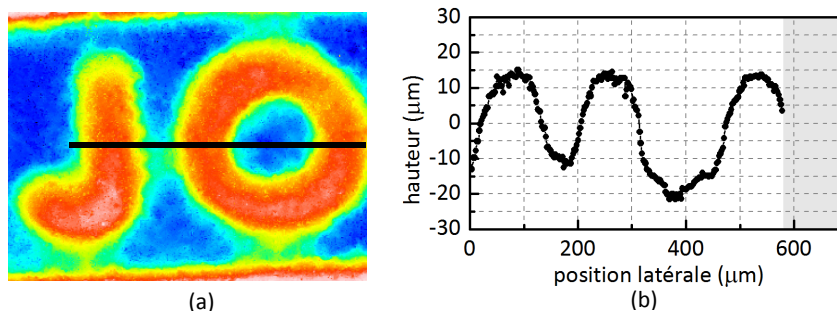


Figure III-29 - Mesures interférométriques réalisées sur une pièce de 10 centimes non peinte. (a) Carte de profondeur relevée sur les lettres JO du mot JORIO avec un grossissement X10 (b) profil mesuré sur les lettres JO au grossissement X10

Les mesures microscopiques avec un grossissement X10 sur les lettres JO indique une valeur pic-pic comprise entre 25 et $30 \mu\text{m}$ pour la hauteur de ces lettres, ce qui correspond à la mesure effectuée avec le dispositif de stéréovision.

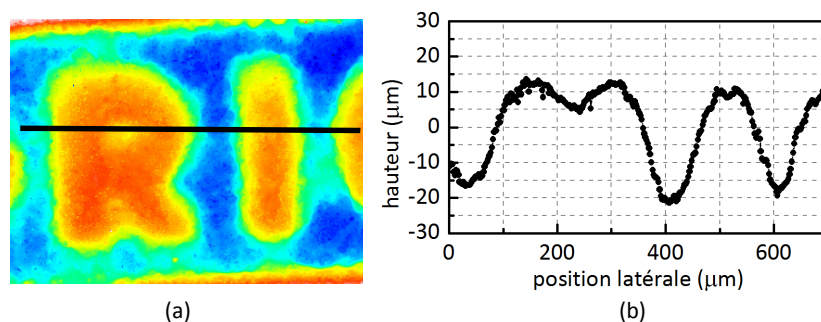


Figure III-30 - Mesures interférométriques réalisées sur une pièce de 10 centimes non peinte. (a) Carte de profondeur relevée sur les lettres RI du mot JORIO avec un grossissement X10 (b) profil mesuré sur les lettres RI au grossissement X10

La mesure microscopique avec un grossissement X10 du creux de la lettre R indique une valeur pic-pic proche de 10 µm. Ce creux de lettre R est bien détecté sur le dispositif de stéréovision, ce qui confirme une résolution axiale de mesure inférieure à 10 µm sur ce dispositif.

III.3.6 Bilan

L'intégration d'un guide d'images sur la voie de projection a eu pour effet de dégrader la résolution axiale et latérale du dispositif de mesure d'un facteur 2 environ pour les mêmes conditions de mesure. Cette dégradation de la résolution de mesure était prévisible étant donné le nombre de fibres discrétisant le signal : 70 000 fibres avec le guide d'images pour un signal qui était initialement discrétisé sur 786 432 pixels avec le DMD. La simulation optique a montré que l'optique permettant d'interfacer les guides d'images impactait également la qualité de mesure et qu'une attention particulière devait lui être apportée.

Il est certainement possible de maintenir une résolution de mesure avec guides d'images identique à celle sans guides d'images. Pour atteindre cet objectif, c'est l'étendue de mesure latérale qu'il faut adapter et donc réduire, la zone visualisée devient alors plus petite, mais sous une résolution équivalente.

L'éclairage laser, plus aisé à collimater qu'un éclairage non cohérent, permet d'apporter une puissance lumineuse plus importante dans l'espace de mesure. Cependant deux facteurs viennent compliquer son utilisation. Tout d'abord, le DMD se comporte comme un réseau de diffraction sous un éclairage cohérent, le flux optique est alors dispersé sous des directions de l'espace discrètes selon les différents ordres de diffraction. Il est alors nécessaire de « blazer » un de ces ordres de diffraction pour optimiser l'éclairage. De plus un bruit spatial induit par l'effet de speckle vient perturber la mesure. Des premières estimations indiquent une dégradation d'un facteur d'environ 4 sur la résolution de mesure latérale et axiale. Une perspective de cette étude serait d'utiliser une diode super-luminescente (SLD, Superluminescent Diode). Ce type d'éclairage est faiblement cohérent, ce qui permet de réduire, voire d'éliminer, l'effet de speckle. Les diodes SLD conservent la haute puissance et la facilité de collimation des diodes laser. Donc une SLD allierait dans le cas présent les avantages des éclairages non-cohérents avec ceux des éclairages cohérents.

III.4 Etape 3 - Miniaturisation de la tête de mesure, intégration de 2 guides d'images, clivage

III.4.1 Présentation du dispositif de mesure

Cette nouvelle étape de l'étude repose sur une phase de miniaturisation du dispositif de mesure. Celle-ci a impliqué l'intégration de deux guides d'images, un par voie de stéréovision. La tête de mesure, placée entre les guides d'images et l'espace de mesure, a également été miniaturisée en lui intégrant des optiques compactes.

La miniaturisation a cependant eu pour conséquence de réduire le nombre de propriétés présentes initialement, dans le premier dispositif macroscopique (partie III.2). Les propriétés de télécentricité et d'objectif unique pour les deux voies de stéréovision n'ont pu être préservées.

Pour pouvoir appliquer la propriété de télécentricité, le diamètre de la zone étudiée doit être inférieur au diamètre de l'ouverture de l'objectif (ou des objectifs, s'il y en a deux). L'optique de la tête de mesure étant miniaturisée (diamètre 6.25 mm), cela impliquerait d'avoir également une zone de mesure inférieure à ce diamètre. Afin de ne pas s'imposer cette contrainte, la propriété de télécentricité n'a pas été retenue pour cette conception. La sensibilité de stéréovision sera malgré tout quasiment constante dans l'étendue de mesure (Figure III-34 (b)), la profondeur de champ étant faible.

La propriété d'un objectif unique pour la capture et la projection n'a également pas été retenue. Lors de l'utilisation d'un objectif unique, la sensibilité de mesure de la stéréovision est dépendante du diamètre de cet objectif unique (dans l'équation II-9, ΔX_1 et ΔX_2 sont inférieurs au diamètre de l'objectif). Plus le diamètre sera réduit, plus la sensibilité de mesure sera faible, à moins de réduire également la distance de mesure en réduisant la distance focale image de l'objectif (réduction de f'_3 dans l'équation II-9). Afin de préserver une mesure à distance suffisante ainsi qu'une résolution de stéréovision élevée, la propriété d'objectif unique n'a donc pas été retenue.

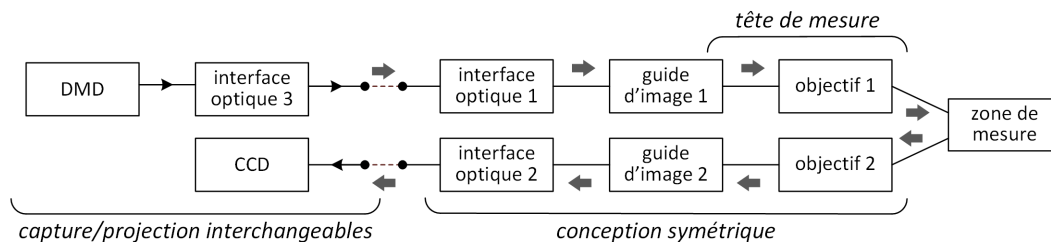


Figure III-31 - Schéma de principe du dispositif de mesure à deux guides d'images.

Le schéma ci-dessus présente l'architecture de l'instrument optique proposé. Les flèches indiquent le sens de propagation du signal optique. Le bloc constitué du DMD et de l'interface optique 3 pourrait être inversé avec le bloc constitué du CCD. Dans ce cas, le flux dans les voies optiques serait alors inversé. Cette caractéristique d'inversion des voies peut permettre de réaliser deux modes de mesures de stéréovision active symétriques : un premier mode avec projection par l'objectif 1 et capture par l'objectif 2 et un second mode avec projection par l'objectif 2 et capture par l'objectif 1. Chacun de ces deux modes apportant un résultat de mesure tridimensionnel complémentaire. Une conception basée sur ce principe de modularité sera détaillée en partie suivante (partie III.5).

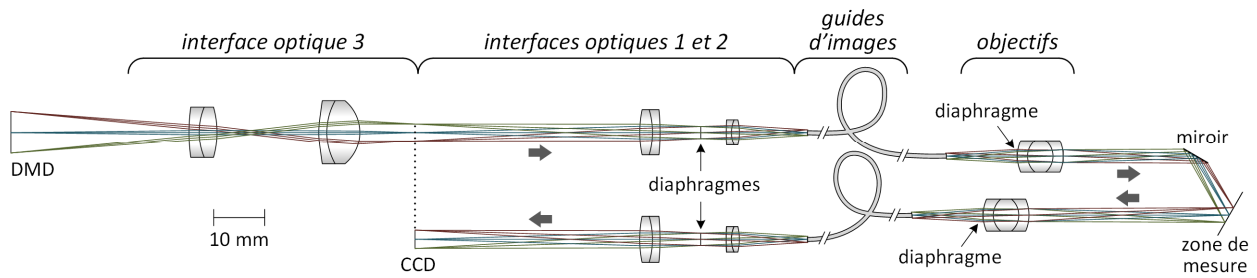


Figure III-32 - Schéma optique du dispositif à 2 guides d'images.

Les deux lentilles constituant les objectifs dans la tête de mesure sont des triplets Steinhel. La conception d'un triplet Steinhel est la plus simple permettant d'éliminer les aberrations de Seidel. La société Edmund Optics a articulé leur conception autour d'un grandissement de 1 afin qu'elles servent de lentilles relais dans les systèmes d'imagerie avec de bonnes performances dans les corrections d'aberrations.

Après différents tests sous le logiciel de calcul optique Zemax, ces lentilles ont obtenues des performances supérieures aux traditionnels doublets achromates. C'est pourquoi ces triplets Steinhel ont été sélectionnés comme lentilles d'objectif pour la tête de mesure. Leur distance focale image est de 12,5 mm pour un diamètre de 6,25 mm.

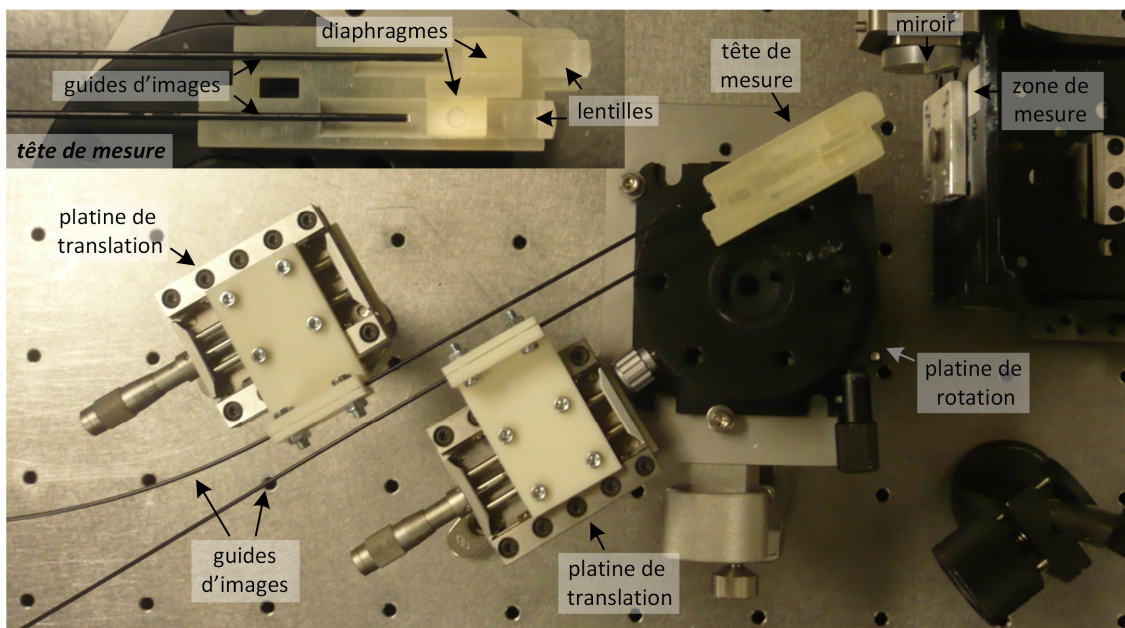


Figure III-33 - Photographie du montage expérimental

Une photographie du dispositif expérimental est proposée ci-dessus. Les platines de translation permettent d'effectuer la focalisation en éloignant ou rapprochant les deux guides d'images des deux objectifs. L'angle de stéréovision a pu être réglé précisément par l'intermédiaire d'une platine de rotation. L'utilisation d'un miroir incliné de 30° par rapport à l'axe optique de la voie de projection permet d'obtenir un angle de stéréovision de 60° au niveau de la zone de mesure, ce qui correspond à une sensibilité de stéréovision $\Delta x/\Delta z$ de 1,155 (Figure III-34, cas (b)).

Afin d'optimiser la résolution de mesure pour se rapprocher du contexte de la microscopie, l'étendue de mesure latérale a été réduite d'un facteur d'environ 2 par rapport à l'étude précédente (partie III.3). L'étendue de mesure axiale, donc la profondeur de champ, a également été réduite d'un facteur 2 et donc

été choisie à $\pm 0,5$ mm. Le dimensionnement optimal du diamètre du diaphragme de l'objectif sera lié à cette valeur de profondeur de champ.

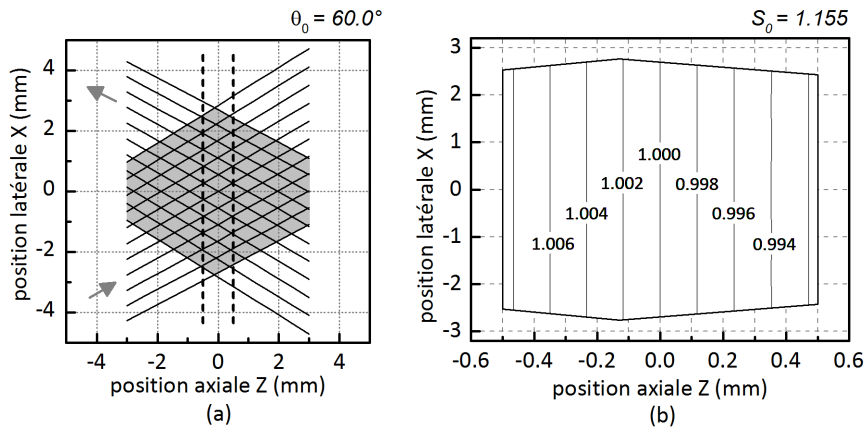


Figure III-34 - (a) Tracés de rayons dans l'étendue de mesure. (b) Courbe de niveau de la sensibilité de mesure.

III.4.2 Réglage de la résolution de mesure sur l'objectif

Afin de régler la résolution de mesure, il est possible de choisir l'ouverture des diaphragmes sur les deux objectifs de la sonde. Trois diamètres d'ouverture de diaphragme ont été testés par simulation optique : 1,8, 2,4 et 3 mm. Ces trois valeurs permettent de mettre en avant les différentes options de conception possibles.

Les premières simulations sont effectuées sous forme de MTF réalisées au point central de l'étendue de mesure et pour la voie de capture :

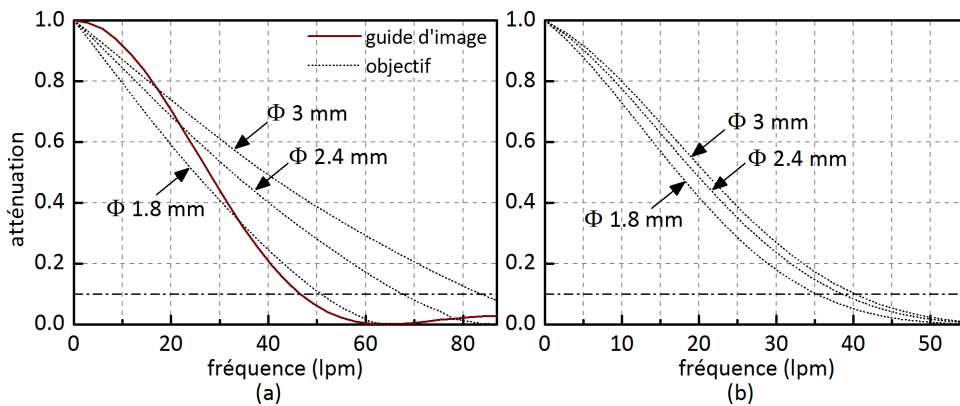


Figure III-35 - (a) MTF du guide d'images et MTF de l'objectif pour différentes ouvertures de diaphragmes (b) MTF du guide d'images multipliée par celle de l'objectif pour différentes ouvertures de diaphragmes

Sur le graphique (a), Figure III-35, la MTF du guide d'images est dissociée de celle de l'objectif constitué du triplet Steinheil et d'un diaphragme. Les MTFs pour trois diamètres de diaphragmes différents peuvent être comparées. Ainsi les fréquences obtenues pour un critère de contraste à 10% varient d'environ 50 lpm à 83 lpm lorsque le diamètre d'ouverture varie de 1,8 mm à 3 mm. Cela indique d'importants gains en résolution de mesure latérale lorsque l'on ouvre le diaphragme.

Cependant sur graphique (b), Figure III-35, qui regroupe dans la même courbe de MTF l'objectif et celle du guide d'images, il apparaît que le fait d'ouvrir plus grand le diaphragme a dans ce cas une moins grande influence sur la résolution latérale de mesure. La fréquence détectable pour un critère de contraste à 10% varie de 35 lpm pour un diamètre d'ouverture à 1,8 mm jusqu'à environ 40 lpm pour une ouverture à 3 mm

en passant par 38 lpm pour une ouverture à 2,4 mm. En fait, le guide d'images est l'élément optique limitant la résolution. En conséquence, ouvrir fortement le diaphragme de l'objectif ne permet pas de gains significatifs en termes de résolution latérale.

Comme détaillé au chapitre 2 (partie II.3.2.a), La variation du diamètre d'ouverture du diaphragme a une influence significative sur la profondeur de champ. Cette influence est présentée sur les graphiques ci-dessous :

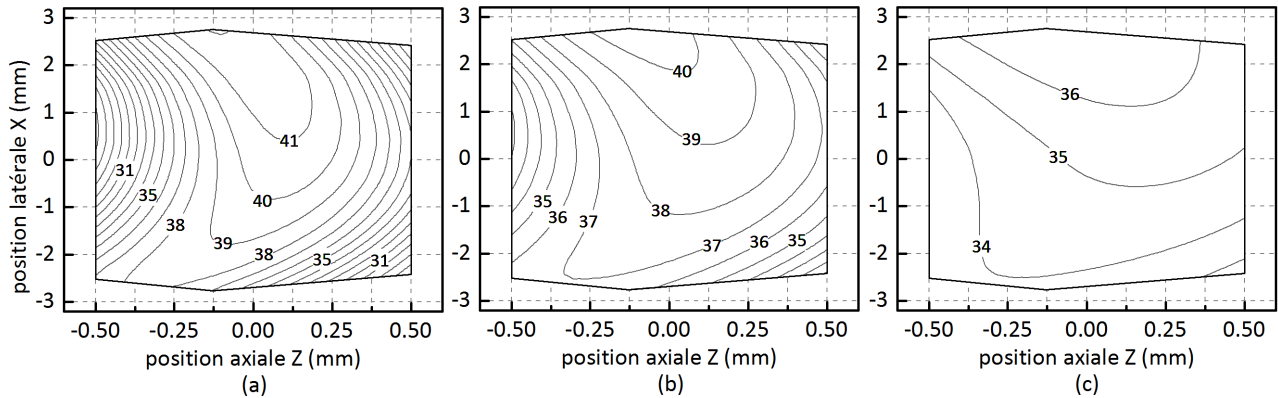


Figure III-36 - Courbe de niveau en fréquence (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% du guide d'images et de l'objectif, pour un diaphragme ouvert à un diamètre (a) 3 mm, (b) 2,4 mm, (c) 1,8 mm.

Lorsque l'ouverture du diaphragme est élevée, c'est-à-dire 3 mm, la fréquence détectée dépasse 41 lpm au centre de l'étendue de mesure, mais elle chute rapidement pour atteindre des niveaux de fréquences inférieures à 27 lpm en bord d'étendue de mesure. Un diamètre d'ouverture à 1,8 mm a l'avantage d'obtenir une faible variation de fréquence dans la profondeur de champ avec une variation de fréquence principalement comprise entre 33 et 37 lpm. Le principal défaut de ce diamètre d'ouverture étant la fréquence maximale qui reste inférieure à 37 lpm. Le cas intermédiaire d'une ouverture à 2,4 mm permet de concilier une fréquence maximale d'environ 40 lpm, tout en conservant des fréquences minimales supérieures à 33 lpm sur l'ensemble de l'étendue de mesure.

III.4.3 Clivage du guide d'images

Les guides d'images peuvent être clivés à un angle choisi puis polis. En l'absence de clivage, les plans de focalisation de la projection et de la capture sont inclinés l'un par rapport à l'autre dans l'espace de mesure. L'idéal pour optimiser la profondeur de champ est de confondre ces deux plans dans cet espace. La méthode pour réaliser cet ajustement des plans de focalisation a été décrite au chapitre précédent (partie 0 et partie II.4.6.d). Dans le cas présent, les plans de focalisation des deux voies sont inclinés entre eux de 60° et chaque plan doit être redressé de 30° afin de les confondre.

Sous le logiciel de calcul optique Zemax, il est possible de relever les propriétés du dispositif pour la voie de capture, puis d'appliquer l'équation II-22 :

$$p_o = 15.58 \text{ mm} ; p_i = 62.62 \text{ mm} ; \theta'_i = 30^\circ$$

$$\theta'_o = \text{atan}\left(\frac{p_o}{p_i} \cdot \tan(\theta'_i)\right) = 8,17^\circ$$
(III-6)

Les notations ci-dessus sont celles indiquées en partie 0 (Figure II-26). Le clivage du guide d’images doit donc être réalisé sous un angle de $8,17^\circ$ afin d’avoir un plan de focalisation dans l’espace de mesure incliné d’environ 30° par rapport à l’axe optique de la voie de capture. Expérimentalement, le clivage des guides d’images a été réalisé à 8° . Le même type de démarche peut également être appliqué à la voie de projection. Les graphiques ci-dessous présentent les résultats de simulation obtenus :

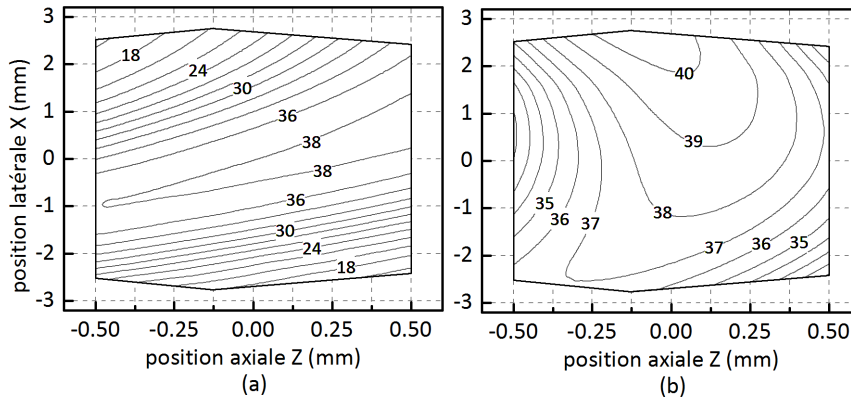


Figure III-37 - Courbe de niveau en fréquence (lpmm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% du guide d’images et de l’objectif, pour un diaphragme d’objectif ouvert à un diamètre de 2,4 mm pour la voie de capture, (a) sans clivage du guide d’images, (b) avec clivage à 8° .

Le clivage des guides d’images a un effet important. Par exemple, si le guide d’images n’est pas clivé à 8° et pour $Z=0$, la fréquence détectable chute de 38 lpmm au centre de l’étendue latérale à moins de 24 lpmm en bord d’étendue. Par contre, si le guide d’images est clivé à 8° , la fréquence reste supérieure à 36 lpmm sur cette même étendue.

L’effet est encore plus important lorsque l’analyse est réalisée sur l’ensemble de la chaîne de mesure, c'est-à-dire en combinant l’effet de la voie de projection avec celui de la voie de capture, en multipliant leurs fonctions de transfert optique respectives.

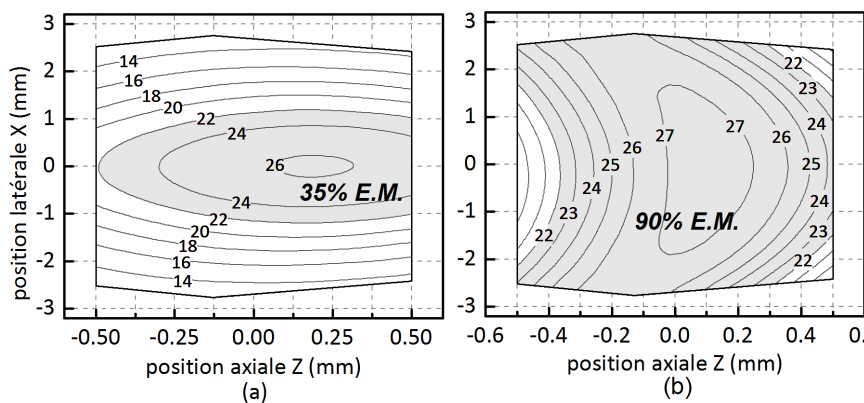


Figure III-38 - Courbe de niveau en fréquence (lpmm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% en multipliant la voie de capture et la voie de projection (éléments optiques utilisés pour le calcul de MTF : guides d’images, diaphragmes et objectifs), pour les diaphragmes d’objectifs ouvert à un diamètre à 2.4 mm, (a) sans clivage du guide d’images, (b) avec clivage à 8° .

Sur la figure ci-dessus, on constate des performances supérieures si les deux guides d’images sont clivés à 8° . Par exemple la fréquence 22 lpmm est détectée (pour un critère de contraste à 10%) dans plus de 90% de l’étendue de mesure en cas de clivage, cette valeur chute à moins de 35% en cas d’absence de clivage. De plus, pour une position axiale Z fixée, la fréquence détectée est plus homogène dans l’étendue latérale si les guides d’images sont clivés.

III.4.4 Résolution du dispositif de mesure

Les analyses fréquentielles effectuées ci-dessus (partie III.4.2 et III.4.3) sont réalisées en prenant en compte trois éléments de la chaîne de mesure : l’objectif de la tête de mesure et les guides d’images. Ces analyses ne tiennent pas compte des interfaces optiques 1, 2 et 3 (Figure III-32), ni l’influence du CCD et du DMD

En conséquence, les courbes de niveau ci-dessous prennent en compte l’ensemble de la chaîne optique :

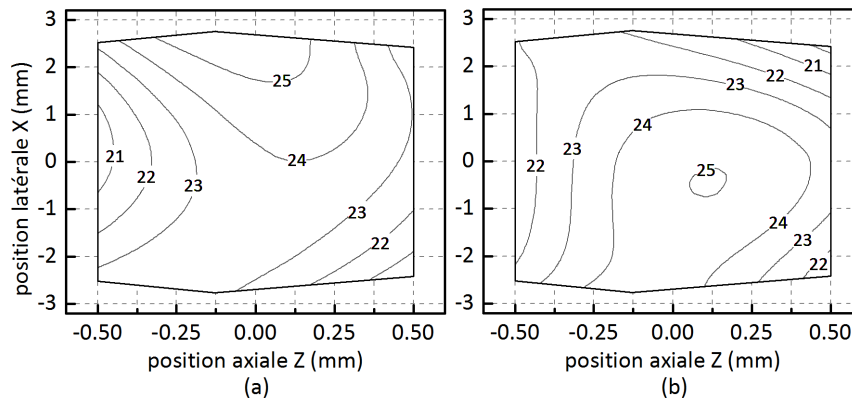


Figure III-39 - Courbe de niveau en fréquence (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% avec clivage des guides d’images à 8°, (a) pour la voie de capture, (b) pour la voie de projection. Pour ces graphiques, l’ensemble des éléments optiques sont pris en compte pour chaque voie, dont les éléments optoélectronique (CCD et DMD), contrairement aux figures précédentes qui prenaient en compte uniquement les guides d’images, diaphragme et objectif dans les calculs.

Les fréquences détectées pour un contraste de 10% chutent d’environ 14 lpm (diminution de 37%) lorsqu’on inclue l’influence des interfaces optiques, du CCD et du DMD (voir figure ci-dessus). Cette baisse de résolution est importante et n’est pas due aux guides d’images qui étaient déjà inclus dans l’analyse initiale (Figure III-37 (b)).

Afin de déterminer d’où vient cette baisse importante de la résolution, il est possible de tracer les MTFs de chacun des éléments optiques séparément, par exemple pour la voie de capture :

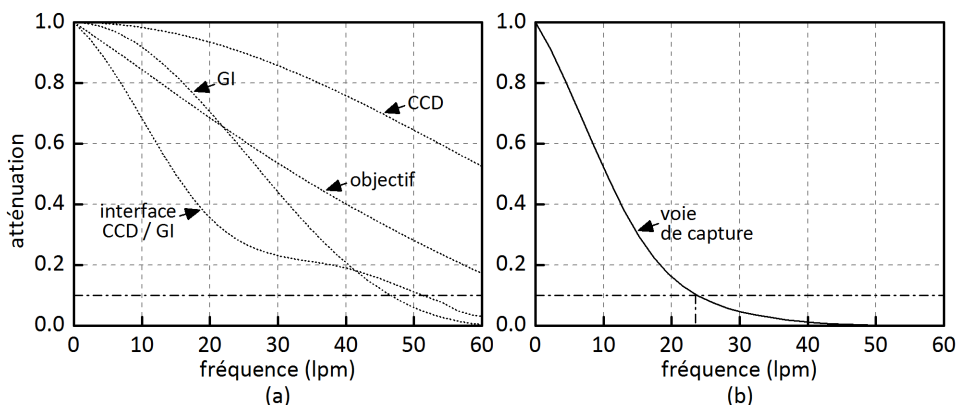


Figure III-40 - (a) MTF des éléments optoélectroniques et optiques composant la voie de capture déterminée au centre de l’étendue de mesure. (b) MTF de la voie de capture déterminée au centre de l’étendue de mesure.

Il apparaît que la MTF dégradant le plus le signal est celle de l’interface entre le CCD et le guide d’images, c’est-à-dire l’interface optique 2. En effet, aux alentours des 24 lpm, celle-ci applique un facteur d’atténuation de 0.3 sur le signal alors que les autres éléments optiques (guide d’images compris) ont un facteur

d'atténuation qui reste supérieur à 0.6 et même de 0.9 pour le CCD qui limite donc peu la résolution finale du dispositif.

On peut en conclure que le dimensionnement des interfaces optiques 1 et 2, (Figure III-32), peut encore être optimisé. En effet, avoir un dispositif limité en résolution par le guide d'images est compréhensible, le nombre de fibres optiques du composant étant peu élevé par rapport au nombre de pixels des autres dispositifs d'imagerie. Mais avoir une interface optique qui dégrade le signal optique de façon équivalente et même plus importante que le guide d'images est problématique. En effet, il n'y a pas de contraintes de miniaturisation sur ces interfaces optiques. Celles-ci pourraient donc être optimisées, par exemple pour que leur MTF soit du même ordre que celle du CCD ou du DMD. Cette optimisation, non menée ici, peut constituer une étape ultérieure de reconception du dispositif optique.

III.4.5 Bilan

Les mesures expérimentales effectuées avec ce système optique miniaturisé ne seront pas détaillées dans ce chapitre mais dans le chapitre suivant qui l'utilise pour expliquer notamment la méthode de reconstruction tridimensionnelle. A cette occasion des mesures expérimentales seront réalisées. La possibilité d'effectuer des zooms avec ce système optique miniaturisé sera également développée, ce qui permettra d'observer la relation entre l'étendue de mesure et la résolution.

Le système optique miniaturisé détaillé dans cette partie est très proche du dispositif optique final autour duquel un boîtier de commande et une sonde de mesure compacte ont été conçus. Ce dispositif final est présenté dans la partie suivante (partie III.5), qui est consacrée à la description de l'architecture de l'instrument, de sa conception mécanique et de la mise en place d'un actionnement permettant de permuter les voies de projection et d'acquisition.

III.5 Etape 4 - Système miniaturisé et déporté avec basculement de mode de mesure (stéréovision active, passive)

III.5.1 Présentation générale

Cette partie est consacrée à la description de la conception et de la fabrication de l'instrument de mesure combinant plusieurs fonctionnalités spécifiques. Les trois premières propriétés ont déjà été évoquées dans les parties précédentes : le dispositif est de type endoscopique via l'utilisation de guides d'images ; la tête de mesure (appelée sonde par la suite) a été miniaturisée via l'utilisation de lentille de type triplet Steinheil de diamètre 6,25 mm ; l'étendue de mesure est millimétrique et telle que le dispositif peut réaliser des mesures à des résolutions micrométriques.

L'instrument a également été conçu pour être transportable, sous une architecture constituée d'un boîtier de commande optique connecté à une sonde de mesure. La connexion entre ces deux éléments est réalisée par deux guides d'images. Le boîtier de commande est également relié à un ordinateur possédant les cartes électroniques d'interfaçage (Carte FireWire pour les caméras, port USB pour le DMD...). Sous sa forme actuelle, ce but de transportabilité est en partie atteint. Il reste à intégrer au boîtier de commande les sources d'éclairage, notamment en adaptant la source de lumière blanche qui est actuellement une source de laboratoire fibrée (Illuminateur Fibre Optique Dolan-Jenner MI-150). Les autres éléments du boîtier

optique ont été fixés sur une plaque de type PMMA (Polyméthyl méthacrylate) de 5 mm d'épaisseur. La dimension (20 x 35 cm) de cette plaque fixe l'ordre de grandeur de la dimension finale du boîtier optique. La sonde de mesure nécessite d'être réglée préalablement avec des platines de translation fixées à un marbre de laboratoire par exemple. Mais une fois ces préréglages effectués, les platines peuvent être retirées et la sonde est alors uniquement connectée au boîtier de commande optique par les guides d'images. Cette transportabilité apporte donc une fonctionnalité supplémentaire à l'instrument final.

Mais la propriété principale de cet instrument est sa capacité à se reconfigurer en moins de 30 ms, afin de proposer 3 modes de mesures de stéréovision distincts. Cette propriété a fait l'objet d'un brevet [146]. L'avantage principale de cette reconfigurabilité du mode de stéréovision est que certaines zones de l'objet à mesurer seront mieux détectées sous l'un des modes de stéréovision que sous les autres modes (un exemple est présenté en partie 0)

Le principe de cette reconfiguration optique a déjà été déjà évoqué à travers un schéma présenté dans la partie précédente (Figure III-31). Le schéma ci-dessous en est une version plus détaillée :

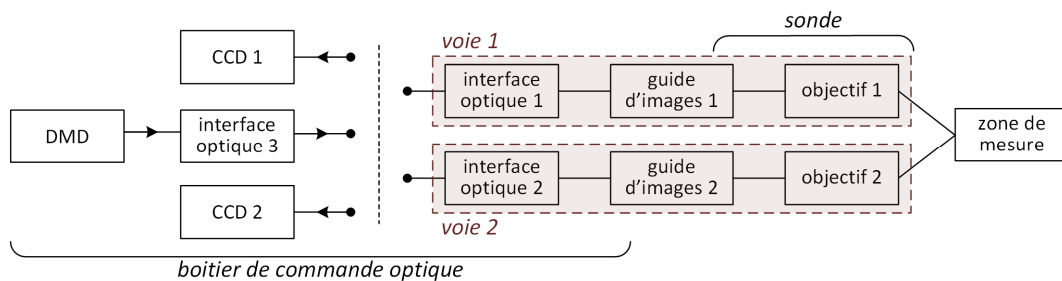


Figure III-41 - Schéma de principe du dispositif de mesure à deux guides d'images. Les deux CCDs et le DMD peuvent être connectés indépendamment soit à la voie 1, soit à la voie 2 suivant le mode de stéréovision recherché.

Dans le schéma ci-dessus, la voie 1 est identique à la voie 2 pour former une architecture optique symétrique. Il est possible de connecter optiquement à la voie 1 (ou à la voie 2) soit un capteur CCD, soit un DMD. Si un CCD est connecté à la voie 1 et un DMD à la voie 2, l'instrument effectue de la stéréovision active selon l'angle de vue de la voie 1. Si un CCD est connecté à la voie 2 et un DMD à la voie 1, c'est de la stéréovision active selon l'angle de vue de la voie 2 qui est réalisé. Et pour finir, si un CCD est connecté à la voie 1 et un autre CCD à la voie 2, l'instrument est en mode stéréovision passive et dans ce cas, une source de lumière non structurée complémentaire est nécessaire pour éclairer l'objet à mesurer.

En modifiant le type d'entrée de chacune des voies, il est ainsi possible de reconfigurer l'instrument de mesure. Cette sélection de voie est réalisée au moyen de trois commutateurs optiques basés sur l'association d'un miroir avec un actionneur bistable. Ces commutateurs optiques permettent de configurer le dispositif pour réaliser les trois modes de mesures. Le schéma ci-dessous présente le mode de mesure de stéréovision active avec l'angle de vue voie 1 :

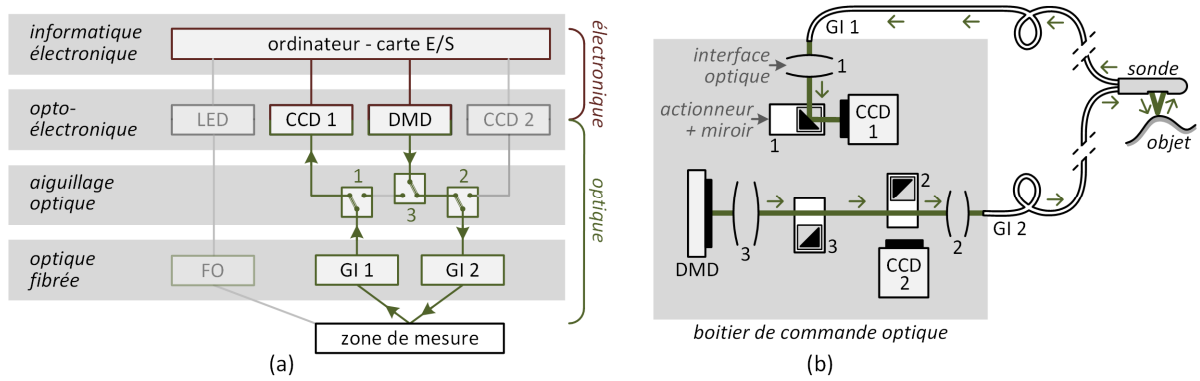


Figure III-42 - Mode stéréovision active avec angle de vue voie 1, (a) Architecture générale du système de mesure. (b) Schéma des flux optiques dans le boîtier de commande et la sonde.

Dans ce premier mode de mesure, le commutateur bistable 1 place un miroir en position active après l'interface optique 1, ce miroir permet de diriger le signal optique provenant du guide d'images 1 vers la caméra 1, la voie 1 devient alors une voie de capture. Les commutateurs bistables 2 et 3 placent leurs miroirs respectifs en position inactive. Ces miroirs n'ont alors plus d'influence sur le signal optique, celui-ci peut alors transiter du DMD jusqu'au guide d'images 2 en passant par l'interface optique 3 puis 2. La voie 2 devient alors une voie de projection.

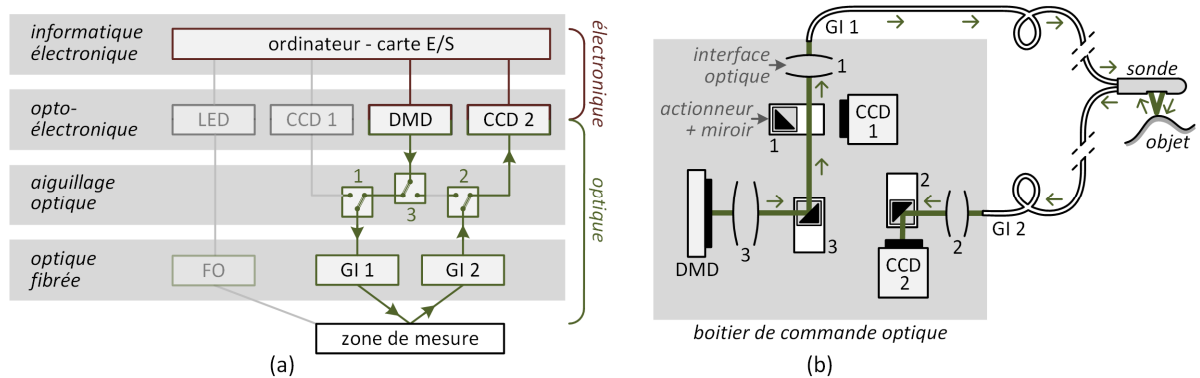


Figure III-43 - Mode stéréovision active avec angle de vue voie 2, (a) Architecture générale du système de mesure. (b) Schéma des flux optiques dans le boîtier de commande et la sonde..

Le second mode de mesure, présenté dans la figure ci-dessus, est le mode stéréovision active avec l'angle de vue voie 2. Dans ce mode, le commutateur optique 1 place son miroir en position inactive alors que le commutateur 3 place son miroir en position active, ce miroir réfléchit donc le signal optique provenant du DMD vers le guide d'images 1. Lors du transit entre le DMD et le guide d'images 1, le signal optique traverse tout d'abord l'interface optique 3 puis 1. La voie 1 devient alors une voie de projection. Le commutateur bistable 2 place un miroir après l'interface optique 2, donc en position active. Ce miroir permet de diriger le signal optique du guide d'images 2 vers la caméra 2. La voie 2 devient alors une voie de capture.

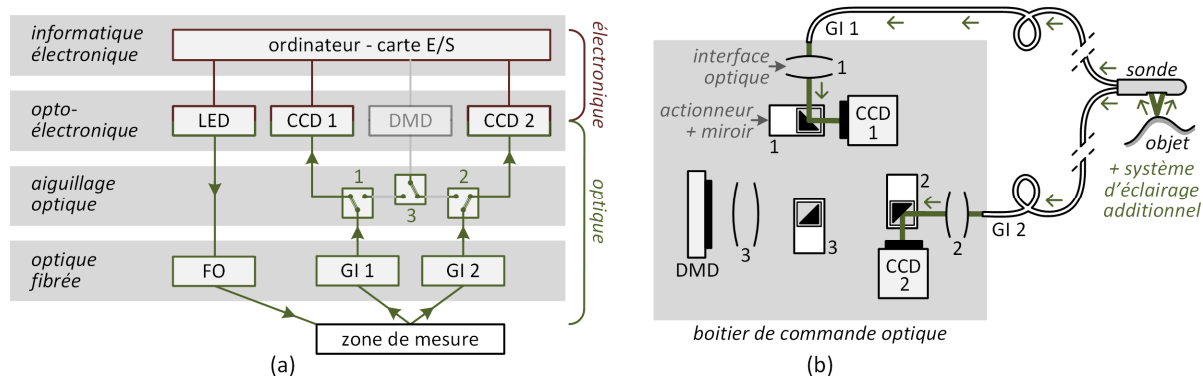


Figure III-44 - Mode stéréovision passive, (a) Architecture générale du système de mesure. (b) Schéma des flux optiques dans le boîtier de commande et la sonde.

Le dernier mode de stéréovision, présenté dans le schéma ci-dessus, est le mode de stéréovision passive. Dans ce mode, les commutateurs optiques 1 et 2 sont placés en position active. Le commutateur bistable 1 place un miroir après l'interface optique 1, ce miroir permet de diriger le signal optique du guide d'images 1 vers la caméra 1. La voie 1 devient une voie de capture. De même, le commutateur bistable 2 place un miroir après l'interface optique 2, ce miroir permet de diriger le signal optique du guide d'images 2 vers la caméra 2. La voie 2 devient également une voie de capture. Le DMD, l'interface optique 3 et le commutateur optique 3 ne sont pas utilisés dans ce mode.

La conception, la fabrication, et la validation du boîtier de commande optique et de la sonde constituent un objectif du travail de Thèse de Yingfan Hou, doctorant au laboratoire Roberval de l'Université de Technologie de Compiègne sous la direction de Frédéric Lamarque et de Tanneguy Redarce, dont la fin de thèse est prévue en décembre 2015. Ayant participé activement au co-encadrement de ce travail, je me permets avec l'accord de Yingfan Hou et de ses responsables d'en proposer une description dans les parties qui suivent. La lecture de la thèse de Yingfan Hou permettra d'en saisir plus précisément le fonctionnement, avec des résultats de mesure sous les différents modes de stéréovision, la description du principe de configuration de la voie d'éclairage du DMD, des tests d'injection optique avec une diode superluminescente (SLD)...

En amont du travail de Yingfan Hou, une première version de la sonde de mesure a été conçue et fabriquée au sein d'un projet étudiant de l'UTC encadré par Frédéric Lamarque et moi-même. Ce projet a été mené par 2 étudiants, Jimmy Charpentier et Julien Guiscafré, qui ont proposé des concepts spécifiques qui sont appliqués sur la sonde actuelle : la présence d'un squelette interne et d'un capot, la possibilité de régler en rotation une des voies optique dans la sonde...

Les commutateurs optiques utilisés dans le boîtier de commande optique sont basés sur des actionneurs bistables. Le principe de ces actionneurs bistables est basé sur un travail de recherche mené en interne au laboratoire Roberval par l'équipe « systèmes d'actionnements compacts » et plus spécifiquement par Laurent Petit, Emmanuel Doré et Christine Prelle. L'adaptation de l'actionneur bistable au boîtier de commande optique a en partie été réalisée en 2012 par un groupe d'étudiant du master « Systèmes Mécatroniques » de l'UTC, groupe constitué de Nicolas BRAVO, Moussa TOUNKARA et Yinuo TANG et co-encadré par Laurent Petit et moi-même.

Dans les parties qui suivent une présentation de la sonde de mesure est proposée, puis le boîtier optique est présenté en détaillant ses différentes parties ainsi que les actionneurs permettant la commutation. Un résultat de mesure sur ce dispositif sera décrit au chapitre suivant, en partie 0.

III.5.2 Description de la sonde de mesure

L'architecture optique de la sonde est basée sur le montage optique proposé dans la partie précédente (partie III.4). C'est donc 2 lentilles de type Triplet Steinheil qui constituent les objectifs de chacune des voies. Ces lentilles sont couplées à des diaphragmes qui permettent d'assurer le réglage de la profondeur de champ et de la netteté. Ces diaphragmes sont insérés dans la sonde sous forme de lames de PMMA opaques de 500 micromètres d'épaisseur percées d'un trou circulaire. Ces trous circulaires étant réalisés par usinage laser.

L'architecture mécanique de la sonde est fabriquée par impression 3D (imprimante de modèle Objet 30 de la société Stratasys), le matériau utilisé étant du VeroWhite FullCure. Cette architecture de sonde se décompose en 2 parties, le corps principal de la sonde qui maintient les éléments optiques et un capot d'épaisseur 1,4 mm qui permet de fermer la sonde et d'isoler ses éléments optiques de l'environnement extérieur. La longueur de la sonde est de 11 cm pour un diamètre de 1,8 cm. Le schéma ci-dessous en propose différentes vues :

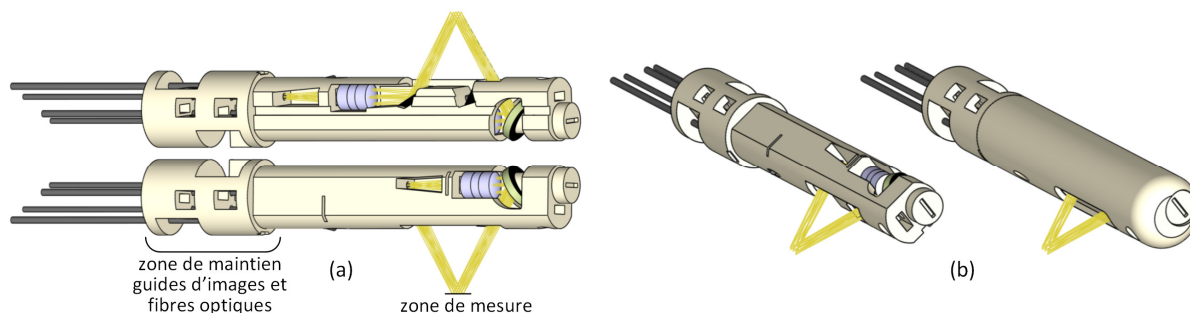


Figure III-45 - (a) Vue CAO de la sonde sous 2 angles de vue opposés. (b) Vue CAO de la sonde avec et sans capot.

Le fonctionnement de la sonde est le suivant pour les modes de stéréovision active : le signal optique arrive dans la sonde par l'un des guides d'images, traverse le diaphragme et un triplet Steinheil, puis est réfléchi par un miroir vers la zone de mesure. Le chemin inverse est réalisé en direction du second guide d'images, avec la traversée successive par le signal optique d'un second miroir, du triplet Steinheil, et du diaphragme. En mode de stéréovision passive le signal optique provenant de la zone de mesure va transiter vers les deux guides d'images en traversant un miroir, un triplet Steinheil puis un diaphragme pour chacune des voies. Dans le mode stéréovision passif, deux fibres optiques supplémentaires intégrées dans la sonde viennent éclairer la zone de mesure sous deux angles distincts, ce qui peut permettre de réaliser des tests sous différentes conditions d'éclairage, un éclairage rasant et un éclairage frontal. L'une des fibres optiques éclaire la zone de mesure par l'intermédiaire d'un miroir, la seconde fibre optique éclaire la zone de mesure directement. Ce sont donc deux guides d'images et deux fibres qui sont connectés entre le boîtier optique et la sonde. L'architecture de la sonde sans le capot est détaillée dans le schéma ci-dessous :

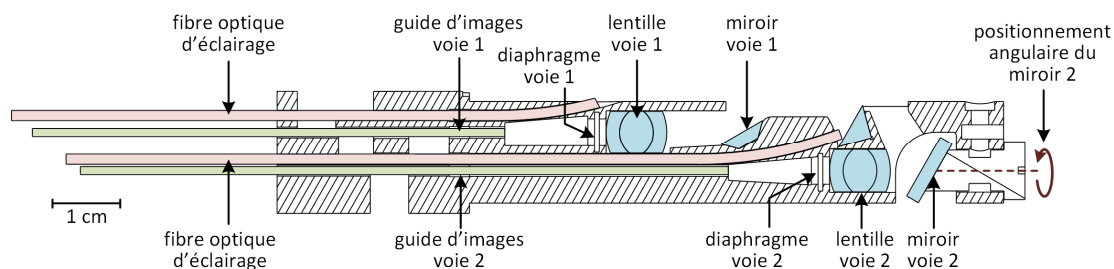


Figure III-46 - Vue en coupe de la sonde

Afin de s'assurer que les deux voies de mesure sont bien alignées, il est possible de régler en rotation le miroir de la voie 2. Ainsi les deux zones de mesure de chaque voie peuvent être superposées avec précision dans l'espace de mesure. Une vis vient bloquer cette rotation une fois le réglage effectué.

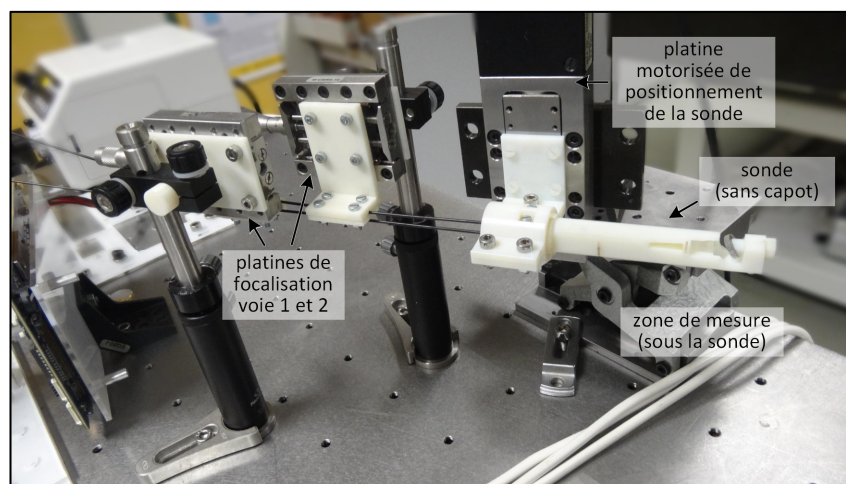


Figure III-47 - Photographie du montage expérimental de la sonde.

La photo ci-dessus présente un montage expérimental avec la sonde de mesure et les platines de focalisation permettant d'effectuer le réglage de la netteté. Une fois ce réglage effectué, les guides d'images peuvent être bloqués dans la sonde par un système de vis. Les platines de focalisation peuvent alors être retirées. La platine motorisée peut alors être utilisée pour positionner précisément la sonde par rapport à l'objet à mesurer. Cette platine motorisée est également utilisée en phase d'étalonnage de la mesure 3D (voir partie IV.1).

III.5.3 Description du Boîtier de commande optique

III.5.3.a Présentation du boîtier optique

Le boîtier de commande optique permet de réaliser le « routage » des signaux optiques. Les schémas présentés dans l'introduction détaillent les différents modes de mesure (deux modes de stéréovision active, un mode de stéréovision passive) et sont directement liés à l'agencement des éléments dans le boîtier optique. Sur la page suivante, la Figure III-48 permet de découvrir plus en détail la CAO et le résultat de fabrication (L'abréviation GI correspond à guide d'images) :

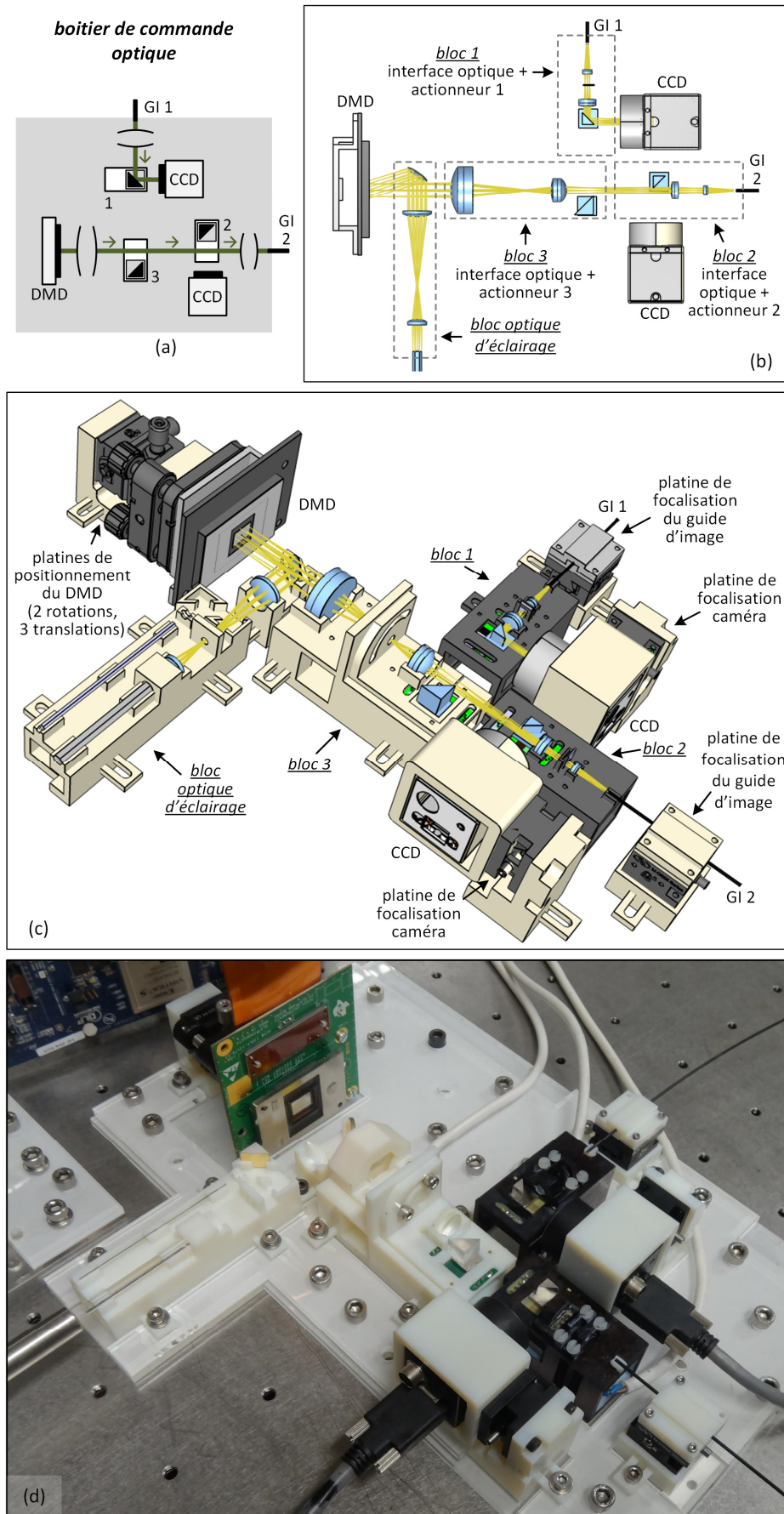


Figure III-48 - Boîtier de commande en mode stéréovision active angle de vue voie 1, (a) schéma des flux optiques, (b) vue CAO de dessus sans les éléments mécaniques de maintien, (c) vue CAO en perspective, (d) photographie du montage expérimental.

Cette figure détaille notamment l'architecture mécanique du boîtier de commande qui se décompose en plusieurs éléments distincts : les éléments opto-électroniques (CCDs et DMD) ; 2 guides d'images ; 1 bloc gérant l'éclairage du DMD et 3 blocs gérant chacun une interface optique et un commutateur optique.

Le bloc d'éclairage du DMD permet d'assurer l'homogénéité de l'éclairage lors de la projection et a également une fonction supplémentaire lui permettant de basculer d'un mode d'éclairage en lumière blanche vers un mode d'éclairage basé sur une diode SLD.

L'angle sous lequel est renvoyé la lumière structurée après réflexion sur le DMD étant particulièrement critique, ce dernier est positionnable avec 5 degrés de réglages : 3 translations et 2 rotations. Cela permet ainsi d'optimiser la puissance optique d'éclairage de la scène. Cela permet également de s'affranchir d'éventuels défauts de fabrication en autorisant des ajustements manuels supplémentaires. Une partie de la lumière est éliminée après réflexion sur le DMD, ce sont les pixels « noirs » du motif projeté. Cette lumière éliminée est projeté à l'extérieur du dispositif optique afin qu'elle ne perturbe pas la mesure.

Les caméras et guides d'images sont tous positionnables manuellement par l'intermédiaire de platines de translation. Cela est nécessaire pour assurer des conjugaisons optiques optimales entre le DMD et les guides d'images ou bien entre le DMD et les caméras. La fabrication par prototypage rapide n'autorise en effet pas de précisions de fabrication suffisantes qui auraient permis de positionner directement les éléments sans réglages supplémentaires.

Chacune des trois interfaces optiques a été positionnée sur un bloc indépendant réalisé en prototypage rapide, donc en impression 3D, avec un matériau de type ABS, le VeroWhite Fullcure, qui est sensible à la température (contrainte dont il a fallu tenir compte pour les pièces mécaniques de maintien des caméras). Sur chacun de ces 3 blocs, un commutateur optique permet de rediriger le signal optique.

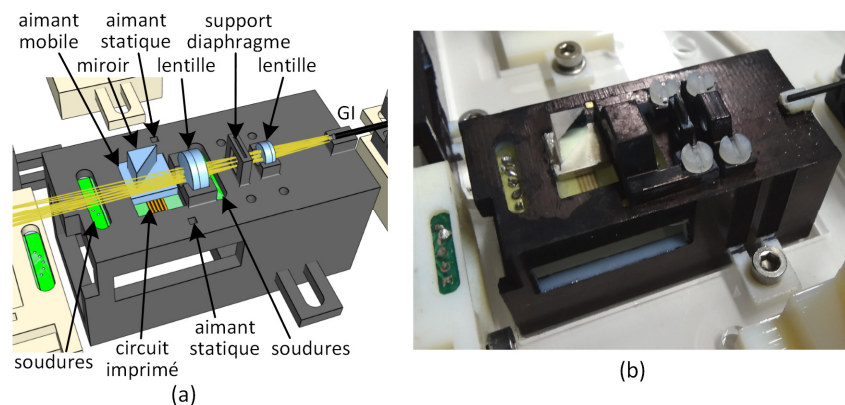


Figure III-49 - (a) Vue CAO en perspective du bloc 2. (b) Photographie du bloc 2, les lentilles sont recouvertes d'un capot noirci.

Le schéma ci-dessus détaille la configuration du bloc optique 2 qui a d'ailleurs une configuration identique à celle du bloc optique 1. Ces deux blocs supportent un commutateur optique ainsi qu'une interface optique. Le commutateur optique est constitué d'un miroir fixé sur un aimant pouvant être déplacé entre 2 positions discrètes, réalisant ainsi un actionnement bistable. Les détails du fonctionnement de cet actionneur bistable sont présentés dans la partie suivante (partie III.5.3.b). Ce commutateur permet dans un premier cas de positionner un miroir sur le trajet du signal optique (position active) et donc de diriger ce signal du guide d'images vers une caméra. Dans un deuxième cas, le miroir est positionné hors du chemin optique (position inactive), le signal optique est alors dirigé du DMD vers le guide d'images. Chacune des deux lentilles possède un capot noirci permettant de la maintenir et de limiter les perturbations optiques extérieures. Un support

de diaphragme est situé entre les deux lentilles, il est possible d'y insérer des diaphragmes circulaires de diamètre divers. Tout comme pour la sonde, ces diaphragmes sont percés dans une plaque de PMMA d'épaisseur 500 micromètres par usinage laser.

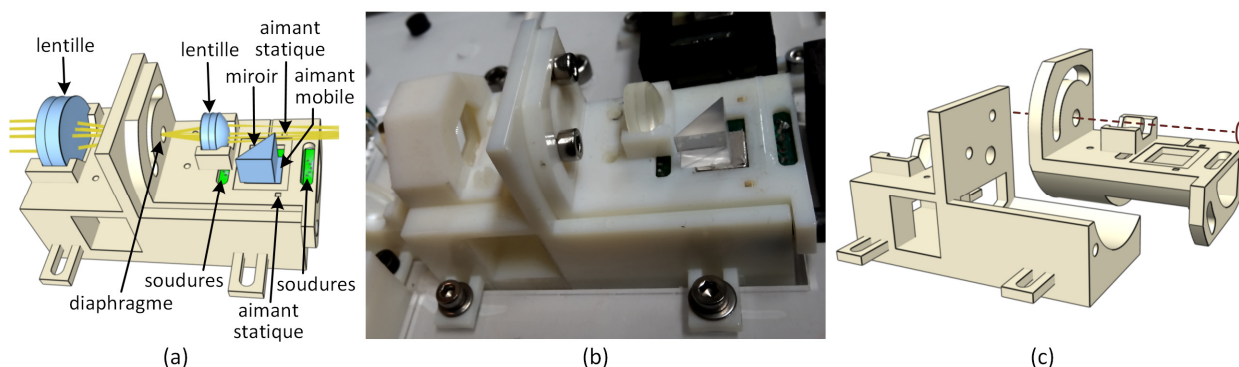


Figure III-50 - (a) Vue CAO en perspective du bloc 2. (b) Photographie du bloc 2 (c) Vue CAO en perspective des 2 sous-blocs constituant le bloc 2.

Le bloc 3, détaillé dans le schéma ci-dessus, est constitué d'un commutateur et d'une interface optique. Si le commutateur est en position active, le signal optique est dirigé du DMD vers l'interface optique 1, sinon le signal optique est dirigé du DMD vers l'interface optique 2. Pour ce bloc 3, il n'a pas été nécessaire de placer un couvercle noir, en effet, le signal provenant du DMD est de puissance lumineuse élevée, les perturbations provoquées par les éclairages ambiants ont été considérées comme négligeables. Une fonctionnalité supplémentaire ajoutée à ce bloc 3 est la possibilité de régler angulairement le miroir actionné. En effet, l'orientation du signal optique après réflexion sur le miroir est critique, l'image du DMD doit être précisément centrée sur le guide d'images. L'angle de réflexion du miroir doit, en conséquence, être réglé minutieusement. Une fois le réglage effectué, des vis viennent bloquer la rotation. Le bloc 3 a donc été conçu sur la base de deux sous-blocs pouvant pivoter l'un par rapport à l'autre.

Le boîtier de commande optique joue donc un rôle d'interfaçage essentiel entre les demandes de l'outil informatique (projection de motifs, capture d'images, basculement de modes de mesures...) et la sonde de mesure. L'un des éléments permettant le bon fonctionnement de ce boîtier de commande est le commutateur optique développé spécifiquement pour ce dispositif. La partie suivante en détaille le fonctionnement.

III.5.3.b Fonctionnement du commutateur optique

Les trois commutateurs optiques intégrés au boîtier de commande optique sont constitués de miroirs positionnés sur des actionneurs bistables. Ces actionneurs, fonctionnant sur un principe électromagnétique, peuvent positionner les miroirs dans deux positions discrètes avec une répétabilité inférieure au micromètre et ont la propriété de consommer de l'énergie électrique uniquement lors d'un changement de position. Ils n'en consomment donc pas pour le maintien d'une position stable. Initialement conçu pour quatre positions stables [154], et appliqués à des réseaux d'actionneurs [155], ces actionneurs ont été adaptés dans le cas présent à un actionnement bistable. Le résultat de cette intégration d'actionneur au boîtier de commande a fait l'objet d'une présentation à une conférence AIM (Advanced Intelligent Mechatronics) en 2014 [156].

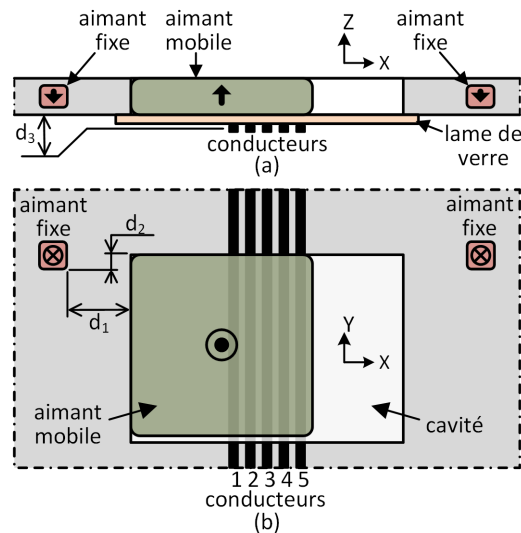


Figure III-51 - Vue schématique de l'actionneur bistable, (a) vue de côté, (b) vue de dessus.

Comme présenté dans le schéma ci-dessus, l'actionneur est constitué d'un aimant mobile placé dans une cavité rectangulaire (le miroir est fixé sur l'aimant mobile), de deux aimants fixes et de cinq conducteurs électriques placés au centre de la cavité. L'aimant mobile peut se déplacer uniquement selon l'axe X et atteindre, puis maintenir, deux positions discrètes à chaque extrémité de sa course. Les aimants statiques permettent de maintenir l'aimant mobile dans ses deux positions discrètes sans nécessité d'une énergie électrique supplémentaire malgré de possibles perturbations extérieures (vibrations...). Ils assurent ainsi une répétabilité de positionnement élevée. La mise en mouvement de l'aimant mobile est obtenu électromagnétiquement, c'est-à-dire par la génération d'une force de Lorentz lorsqu'un courant est injecté simultanément dans les cinq conducteurs électriques placés sous la cavité.

matériaux		
aimants permanents	Neodim-Iron-Boron (NdFeB)	
structure mécanique	VeroWhite-FullCure® 830	
aimants permanents	dimensions (mm)	aimantation (T)
aimant mobile	10 x 10 x 12	1,35
aimants fixes	1,5 x 1,5 x 1,2	1,17
distances		
course	5 mm	
d ₁	3,5 mm	
d ₂	1,15 mm	
d ₃	222 µm	
forces		
force de maintien magnétique (axe X)	22,12 mN	
force de maintien magnétique (axe Y)	11,91 mN	
force d'actionnement électromag. (axe X)	9,455 mN/A	
masses (g)		
aimant mobile	1,500	
miroir	0,157	
coefficients d'adhésion		
aimant mobile - lame de verre	0,41	
aimant mobile - ABS		
répétabilité de positionnement des aimants < 1µm		
durée de commutation <25 ms		

Tableau III-4 - Caractéristiques de l'actionneur bistable.

Les caractéristiques des actionneurs bistables sont décrites dans le tableau ci-dessus. La course de l'actionneur est de 5 mm pour chacun des trois commutateurs optiques, c'est une course suffisante pour que les miroirs réfléchissent le signal optique quand le commutateur est en position active et qu'ils le laissent passer lorsque le commutateur est en position inactive.

Le dispositif a été dimensionné afin que l'aimant mobile revienne dans sa position stable même s'il est en éloigné d'une distance inférieure à 1,38 mm. Cette remise en position stable est obtenue grâce à la force magnétique exercée par les 2 aimants fixes sur l'aimant mobile. Cette force magnétique de maintien dépend de la position de l'aimant le long de sa course (voir graphique ci-dessous), elle vaut notamment -22,12 mN selon X à -2,5 mm, donc en position stable.

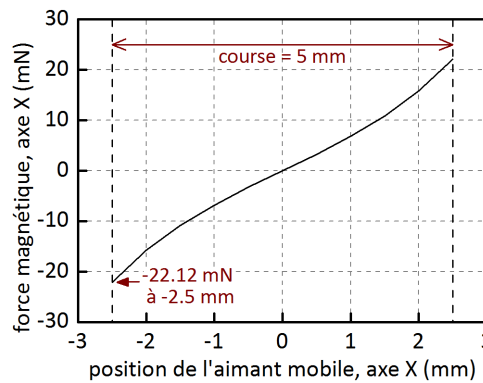


Figure III-52 - Force magnétique de maintien exercée par les aimants fixes sur l'aimant mobile.

Lorsqu'un courant traverse les 5 conducteurs électriques connectés en série, une force de Lorentz est générée sur l'aimant mobile. Cette force dépend de la position de l'aimant mobile (Figure III-53) et est directement proportionnelle au courant traversant les conducteurs. Si cette force est suffisante, l'aimant mobile peut changer de position. Le choix d'utiliser cinq conducteurs au lieu d'un unique permet d'augmenter la force de Lorentz finale pour un même ampérage dans les conducteurs, les forces générées par chaque conducteur s'additionnant. Comme indiqué sur le graphique ci-dessous, la force de Lorentz générée par les 5 conducteurs est de 9,455 mN/A lorsque l'aimant mobile est en position -2,5 mm, donc en position stable.

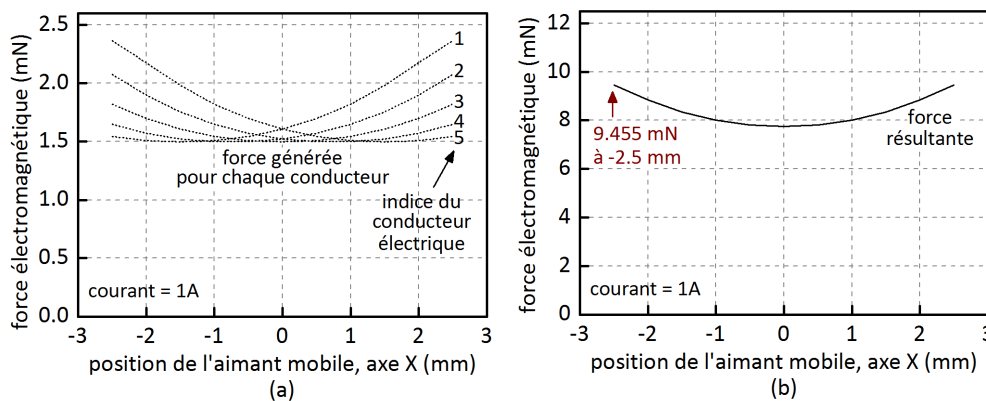


Figure III-53 - Force de Lorentz exercée par les conducteurs électriques sur l'aimant mobile pour un courant d'un ampère, la situation instrumentale est celle de la Figure III-51, (a) la force est indiquée pour chaque conducteur, (b) la force résultante pour l'ensemble des conducteurs est indiquée.

Pour générer le déplacement de l'aimant lorsqu'il est en position stable, il faut non seulement vaincre la force de maintien magnétique qui est de 22,12 mN dans cette position, mais également les forces de

frottement qui valent 6,66 mN pour le frottement de l'aimant mobile sur son support (une lame de verre) et 3,22 mN pour la force de frottement sur la paroi verticale en matériau de type ABS utilisé pour l'impression 3D (VeroWhite Fullcure). Cette dernière force de frottement est due à la force de maintien magnétique générée par les aimants fixes sur l'aimant mobile selon l'axe Y (11,91 mN). Un courant minimal de 3,38 A est nécessaire pour vaincre ces trois forces s'opposant au déplacement.

Une fois l'aimant mobile mis en mouvement, il faut veiller à appliquer ce courant suffisamment longtemps dans les conducteurs afin que l'aimant atteigne sa deuxième position stable. Une étude dynamique permet de déterminer la durée d'impulsion nécessaire au changement de position stable selon le courant appliqué [154]. Celle-ci permet de démontrer qu'avec un courant de 5 A et une impulsion de 30 ms, l'aimant mobile parvient à sa seconde position stable (Figure III-54). Une impulsion de 8 ms le déplace, mais il revient dans sa première position stable en raison de la force de maintien, donc par attraction magnétique. Avec une impulsion de 11 ms, l'aimant mobile ne s'arrête sur aucune des positions stables, mais au milieu de sa course, ce qui n'est pas un comportement souhaité pour un tel actionneur bistable. La durée d'impulsion minimale permettant de le faire basculer dans sa deuxième position stable pour un courant de 5A a été estimée à 24,4 ms.

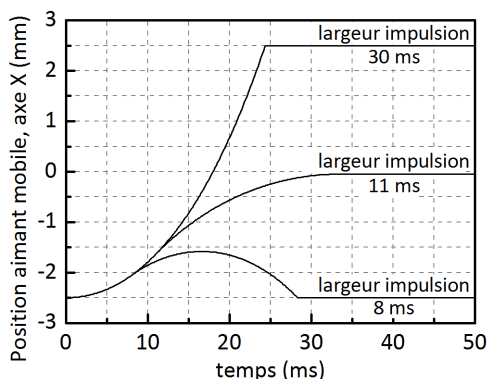


Figure III-54 - Simulation du déplacement de l'aimant mobile pour un courant de 5 A et 3 largeurs d'impulsion.

Une mesure tridimensionnelle expérimentale exploitant le basculement de mode est présentée au chapitre suivant (partie 0). L'exemple présenté explique comment sélectionner, pour chaque point 3D extrait, le mode de mesure en se basant sur un critère de contraste.

III.6 Bilan

Afin d'aboutir à un instrument endoscopique à mesure tridimensionnelle fonctionnel, la démarche d'étude a été itérative par la simulation puis la réalisation successive d'instruments dont les propriétés se sont progressivement affinées. Ces différents développements ont permis de valider les aspects algorithmiques et instrumentaux.

Le premier instrument développé, macroscopique, a permis de fixer une référence en termes de performances. Il a permis de tester puis valider l'intégration d'un dispositif de projection utilisant une matrice de micro-miroirs bistables de type DMD, ce dispositif permettant une grande flexibilité dans le choix du motif projeté. Avec une configuration optique télécentrique et un unique objectif pour les deux voies de stéréovision, une résolution axiale de l'ordre de deux micromètres a été obtenue sur une étendue latérale d'environ 50 mm².

Le second instrument développé a exploité la même architecture que le premier, mais avec une intégration supplémentaire d'un guide d'images sur la voie de projection pour évaluer son impact sur la mesure. Les performances de mesure ont diminué pour atteindre une résolution axiale proche de 4 micromètres sur une étendue latérale de l'ordre de 40 mm². Le guide d'images n'a pas été l'unique cause de cette baisse de résolution, les optiques d'interfaçage connectées au guide d'images ayant aussi leur impact. Ce second instrument a également permis de tester une source laser plutôt qu'une source de lumière blanche. La puissance lumineuse a pu être augmentée d'un facteur proche de 5, mesure basée sur les cadences d'images caméra augmentée de 3 à 15 images par secondes. En contrepartie, la résolution s'est dégradée d'un facteur 4 environ. La cause de cette dégradation est l'effet de speckle qui rajoute un effet de mouchetis sur la surface équivalent à un bruit spatial. Les analyses de MTF ne permettant pas de mettre en évidence cette dégradation de performance, une analyse de phase supplémentaire a validé cette dégradation.

Le troisième instrument développé a utilisé un guide d'images pour chaque voie de projection et une tête miniaturisée pour la mesure, donc une architecture endoscopique. Des résolutions axiales de l'ordre du micromètre ont pu être déterminées, mais pour des étendues latérales inférieures à 2 mm². En effet, l'utilisation combinée de deux guides d'images à faible résolution d'imagerie, c'est-à-dire 0,07 mégapixel par guide d'images a un impact sur les performances. L'étendue de mesure doit être réduite pour conserver une résolution élevée. L'application d'un clivage sur les guides d'images a permis d'améliorer la conjugaison optique entre la surface à mesurer et l'extrémité des guides d'images et ainsi d'optimiser la résolution dans l'étendue latérale et axiale.

Le dernier instrument développé est la version finale du dispositif de mesure. Cet instrument est constitué d'une sonde de mesure compacte déportée à distance des éléments optoélectroniques grâce à l'utilisation de deux guides d'images. Cette dernière version instrumentale possède une originalité qui a permis le dépôt d'un brevet : elle peut modifier le type de mesure par stéréovision en moins de 30 ms, grâce à l'utilisation d'actionneurs électromagnétiques bistables. Ainsi il est possible d'inverser dynamiquement les voies de projection et de capture ou bien de basculer dans un mode de stéréovision passive. L'association de ces 3 modes de mesures complémentaires devrait permettre d'obtenir des résultats de qualité supérieure à l'utilisation d'un seul de ces modes.

IV Chapitre IV – Mesure par stéréovision active d'un instrument endoscopique. Etalonnage, estimation des performances et reconstruction tridimensionnelle.

Après avoir décrit dans le chapitre précédent les différents choix de conception et de fabrication d'un dispositif de stéréovision active, ce chapitre est consacré aux étapes permettant d'aboutir à son utilisation, c'est-à-dire à la reconstruction tridimensionnelle. Trois phases principales sont détaillées.

La première est l'étalonnage du dispositif, notamment basé sur la détection de mires spécialisées. Cet étalonnage permet d'évaluer les éventuels écarts avec la conception théorique, générés lors de la fabrication et du montage de l'instrument. Cette connaissance est primordiale lors de la reconstruction tridimensionnelle où elle permet d'assurer la fiabilité de la mesure.

Une fois l'étalonnage effectué, une étape de validation métrologique permet de vérifier les propriétés et performances du système optique. Les caractéristiques évaluées sont l'étendue de mesure latérale et axiale, la sensibilité de stéréovision ainsi que la résolution de mesure de la voie de capture et celle de l'ensemble du dispositif. Les mesures effectuées lors de cette étape aboutissent aux mêmes types de graphiques que ceux déterminés lors de l'étude optique, fournissant ainsi une validation expérimentale de la conception.

La dernière étape est celle de la mesure tridimensionnelle, c'est à dire la finalité de l'instrument. La performance de la reconstruction tridimensionnelle est dépendante de l'instrument de mesure, mais également de l'algorithme utilisé. C'est pourquoi, lors cette dernière étape, différents algorithmes de reconstruction sont évalués afin de déterminer lesquels sont les plus adaptés à un contexte de mesure donné.

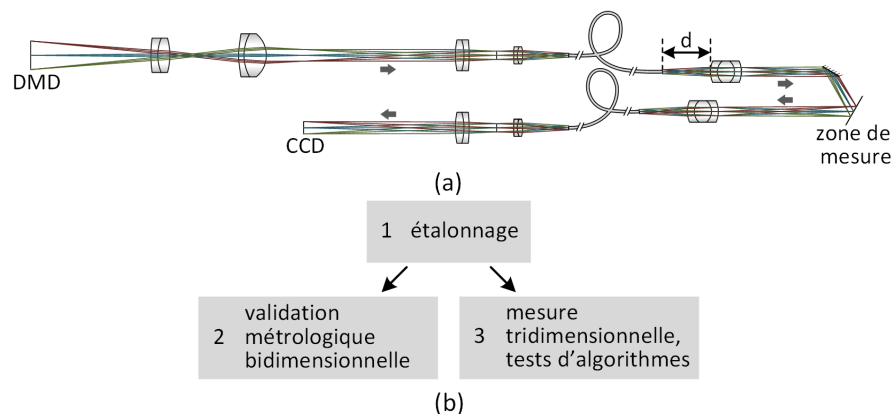


Figure IV-1 - (a) Dispositif de stéréovision active testé au cours de ce chapitre. Ce dispositif a précédemment détaillé en partie III.4. (b) Etapes expérimentales constituant les parties principales du chapitre.

Les méthodes utilisées dans ce chapitre allient microscopie et vision. L'étalonnage de caméras et de projecteurs est généralement une tâche associée à la vision. La validation des performances métrologique est plutôt associée à la microscopie. La reconstruction tridimensionnelle doit tenir compte de ces deux domaines, surtout si le résultat ne doit pas uniquement être qualitatif, mais fournir des résultats dimensionnels (caractérisation de surface, analyse de formes géométriques pour la rétro-conception...). Les outils liants ces deux domaines que constituent la vision et la microscopie seront donc détaillés.

Les méthodes appliquées dans ce chapitre peuvent être appliquées à des systèmes optiques présentant des distorsions ou des variations de résolution dans l'étendue de mesure. Ainsi, même avec une

miniaturisation et un positionnement des éléments optique non optimal, la mesure tridimensionnelle est réalisable, et ses performances peuvent être évaluées (bien que certainement dégradées par les distorsions ou les variations de résolution dans l'étendue de mesure). Les différentes mesures étudiées dans ce chapitre seront effectuées sur un même dispositif optique de stéréovision active (Figure IV-1 (a)), et ont été détaillés en partie III.4 du chapitre précédent.

IV.1 Etalonnage du dispositif de mesure

IV.1.1 Méthode d'étalonnage

IV.1.1.a Présentation de la méthode

L'étalonnage est réalisé en amont de la mesure tridimensionnelle. Il permet de positionner l'espace de mesure relativement aux éléments de capture et de projection et ainsi d'assurer une reconstruction tridimensionnelle fiable et précise malgré des tolérances de fabrication relâchées. L'étalonnage est réalisé avec des mires spécialisées dont les caractéristiques de forme sont connues avec un ordre de grandeur supérieur à la précision souhaitée pour la mesure.

Lors de l'étalonnage du dispositif de stéréovision active, trois repères principaux sont nécessaires. Le premier repère est lié au capteur de la caméra, c'est un repère bidimensionnel, noté $(o_c ; x_c ; y_c)$ par la suite, confondu avec le plan du capteur CCD. Dans ce repère, les distances sont mesurées en pixels. Le second repère est lié à la projection. C'est également un repère bidimensionnel, noté $(o_p ; x_p ; y_p)$ par la suite, confondu avec le plan de la matrice DMD. Dans ce repère, les distances sont mesurées en pixels, qui correspondent dans le cas présent aux micro-miroirs du DMD. Le dernier repère est un repère tridimensionnel positionné dans l'espace de mesure, noté $(O ; X ; Y ; Z)$. Ce repère a été défini selon l'orientation indiquée sur la figure ci-dessous. Les résultats de la mesure tridimensionnelle, donc les nuages de points tridimensionnels, sont indiqués dans ce repère, en coordonnées métriques.

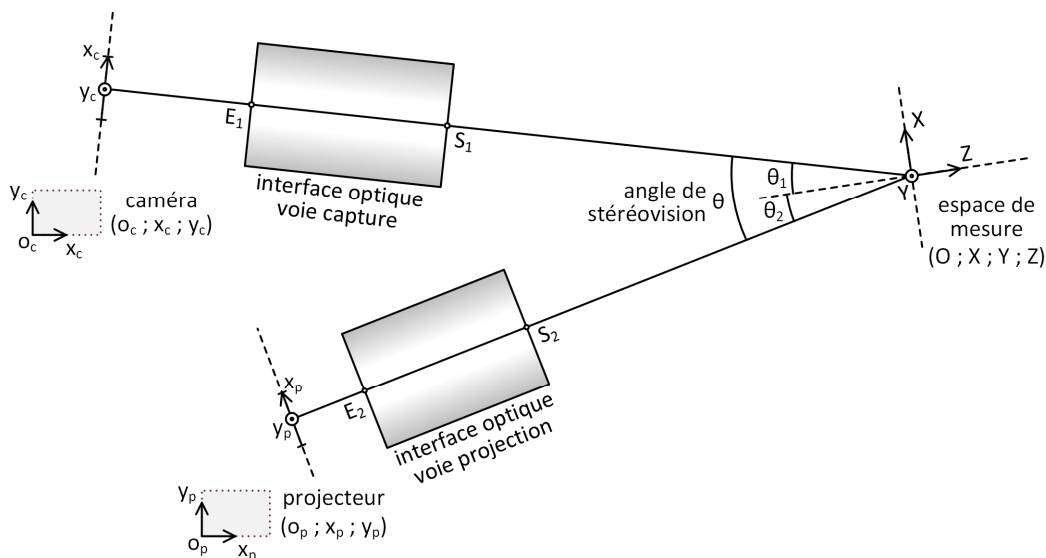


Figure IV-2 - Schéma de principe d'un système de stéréovision active avec les repères pour les différents référentiels : caméra, projecteur et espace de mesure.

Expérimentalement, l'étalonnage a été réalisé en deux phases. Tout d'abord, c'est le projecteur relativement à la caméra qui est calibré. Pour cela, un écran blanc uniforme plan est positionné dans l'espace de mesure et confondu avec le plan $(O ; X ; Y)$. Des motifs connus, par exemple à code Gray, sont projetés sur l'écran et mesuré précisément par la caméra (voir partie IV.1.3), ce qui permet de connaître la position de l'image du plan projecteur dans le plan caméra pour un écran placé en $Z = 0$. Puis l'écran est translaté selon Z par incréments constants et le processus de projection de motifs et de mesure est reproduit. Le positionnement expérimental minutieux de l'écran et l'alignement de la translation en Z est alors un point critique pour une mesure de qualité. L'étendue de mesure souhaitée est ainsi parcourue. La relation entre le plan projecteur (2D) et l'espace caméra (2D) est alors déterminé en fonction de Z .

Pour la deuxième phase de l'étalonnage, c'est la position de l'espace de mesure relativement à celui de la caméra qui est déterminé. Pour cela, une mire d'étalonnage plane est positionnée dans l'espace de mesure et confondue avec le plan $(O ; X ; Y)$. L'image de la mire est alors analysée (voir partie IV.1.2), ce qui permet de connaître le positionnement de l'espace de mesure projeté dans le plan caméra pour $Z=0$. Puis la mire est translatée selon Z par incréments constants et l'image de la mire est à nouveau analysée. L'étendue de mesure est ainsi parcourue. La relation entre l'espace de mesure (3D) et l'espace caméra (2D) est alors déterminée en fonction de Z .

L'étalonnage permet donc de définir les relations de position entre le projecteur et la caméra, d'une part, et entre l'espace de mesure et la caméra, d'autre part, et ceci dans la profondeur de champ. La connaissance précise de ces deux relations sera nécessaire lors du processus de reconstruction tridimensionnelle (partie IV.3.1).

IV.1.1.b Géométrie projective et géométrie épipolaire

Afin de décrire les différentes projections se produisant dans le système de mesure, un modèle de géométrie projective peut être utilisé. La géométrie projective est un outil essentiel en vision, que ce soit pour de la vision bidimensionnelle (une caméra) ou tridimensionnelle (plusieurs caméras et/ou projecteurs). Elle permet de notamment de calibrer les caméras ou projecteurs. Les propriétés et méthodes de la géométrie projective sont détaillées dans de nombreux ouvrages de vision [136, 157, 158] et notamment basées sur le calcul matriciel d'homographies qui sont des isomorphismes dans l'espace projectif. Un exemple de calcul d'homographie est donné en partie IV.1.2.d.

Utilisant les propriétés de la géométrie projective, la géométrie épipolaire permet d'analyser les dispositifs de stéréovision ou multi-vues, généralement sous un formalisme matriciel [158]. Les relations géométriques entre des images capturées sous plusieurs angles de vue sont déterminées par cette méthode. Elle accélère également la recherche des correspondances de points dans les images provenant des différents angles de vue grâce à un procédé de rectification des images.

Dans le cadre de cette thèse, l'utilisation des outils de la géométrie projective s'est limitée à des calculs d'homographies d'un espace bidimensionnel vers un autre espace bidimensionnel. Les outils de la géométrie épipolaire n'ont pas été appliqués. Ce choix de ne pas se baser sur la géométrie épipolaire a été fixé lors de la conception du premier dispositif de stéréovision (partie III.2) puis conservé par la suite. Le dispositif initial était télécentrique (théoriquement sans effets de perspectives dans les images capturées), sur une profondeur de champ réduite (± 1 mm) par rapport à la zone visualisée (environ 8×6 mm), avec une entrée hors axe des rayons optiques principaux dans les lentilles. Toutes ces propriétés sont apparues atypiques

comparées aux systèmes de stéréovision classiques composés de caméras qui ont généralement un objectif centré sur le capteur et possédant une profondeur de champ large devant la dimension du champ de vue.

L'étalonnage a donc plutôt été basé sur une mesure minutieuse de l'étendue de mesure (axiale et latérale) que sur l'application des méthodes de la géométrie épipolaire. L'application de la géométrie épipolaire sur les dispositifs instrumentaux étudiés dans cette thèse constitue une perspective de ce travail.

IV.1.1.c Prise en compte des distorsions

En stéréovision, l'étalonnage doit permettre de connaître précisément le lien entre des points caractéristiques détectés dans des images et les coordonnées tridimensionnelles de ces points dans l'espace de mesure. Afin de ne pas commettre d'erreurs de reconstruction tridimensionnelle lors de la mesure, l'étalonnage doit tenir compte des distorsions générées par les optiques d'interfaçage. Les distorsions les plus couramment corrigées sont de type radiales [159, 160].

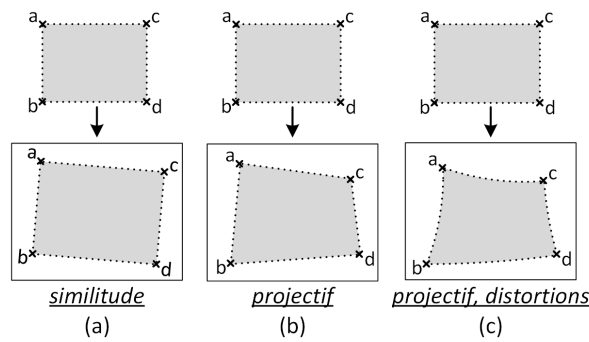


Figure IV-3 - Modèles permettant de décrire les transformations entre objet et image par un système d'imagerie. (a) **Modèle 1** : les transformations géométriques sont des similitudes, ce modèle est utilisable sur des dispositifs télécentriques sans distorsions. (b) **Modèle 2** : les transformations géométriques sont des projections, ce modèle est utilisable sur les systèmes de vision, en l'absence de distorsions. (c) **Modèle 3** : les transformations prennent en compte la projection et les distorsions, ce modèle est le plus complet.

Dans le cadre de la thèse, la prise en compte des distorsions lors de l'étalonnage s'est avérée primordial. En effet, le nombre de lentilles le long d'une voie optique est assez élevé avec des tolérances de positionnement des lentilles larges. De plus, comme évoqué dans la partie précédente, les rayons principaux entraînent hors axe sur les premiers instruments de stéréovision (partie III.2 et partie III.3)... Tous ces facteurs génèrent des distorsions, pas uniquement radiales, non présentes traditionnellement dans les dispositifs de vision. Si ces distorsions sont bien estimées en phase d'étalonnage, elles ne sont pas pénalisantes pour la reconstruction tridimensionnelle.

Pour incorporer les distorsions dans le calcul d'étalonnage, une hypothèse principale a été posée : lorsque l'on effectue une projection d'un espace vers un autre (de l'espace projecteur vers l'espace de mesure, de l'espace de mesure vers l'espace caméra...), un alignement de points rectiligne devient un alignement de points selon une courbe parabolique. Par exemple, une ligne de pixels DMD projetée sur un écran plan, puis imagée sur un capteur CCD décrit une courbe proche d'une parabole sur ce capteur (Figure IV-4). Sans distorsions, cette ligne de pixels devrait apparaître rectiligne sur le capteur CCD. Les paramètres précis de ces paraboles sont déterminés pendant l'étalonnage, par exemple à partir d'estimations du type moindres carrés. Ces calculs de paraboles sont ensuite réintroduits lors de la reconstruction tridimensionnelle pour corriger l'effet des distorsions qui ne sont alors plus pénalisantes.

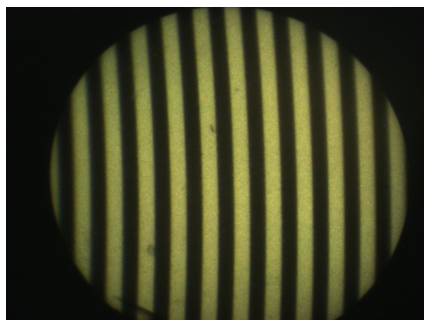


Figure IV-4 – Exemple de distorsions obtenues sur le dispositif instrumental présenté en partie III.3. Des franges verticales sont projetées sur un plan placé dans l'espace de mesure, ce sont des franges verticales de forme paraboliques qui sont capturées.

IV.1.2 Etalonnage de la voie de capture

IV.1.2.a Détection d'une mire calibrée

Afin de réaliser l'étalonnage entre l'espace objet et l'espace caméra, une mire calibrée a été utilisée. Le choix s'est porté sur une mire calibrée de la société Edmund Optics constituée d'une grille de taille 25 mm x 25 mm composée de points circulaires noirs d'un diamètre de 62,5 μm et régulièrement espacés de 125 μm centre à centre.

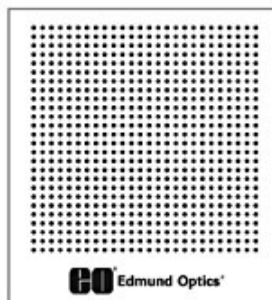


Figure IV-5 - Mire d'étalonnage commercialisée par la société Edmund Optics

De nombreux algorithmes et méthodes permettent d'extraire des informations dans une image (détection de contours, de formes, de coins...). Dans le cas de la mire d'étalonnage constituée de points circulaires disposés en quadrillage, l'algorithme de traitement peut se baser sur des critères allant de la détection de l'alignement horizontal et vertical des points constituant la mire à la détection de leurs contours circulaires. Afin d'obtenir une détection robuste, la méthode sélectionnée respecte certains critères comme :

La méthode doit s'adapter au diamètre des points circulaires de l'image de la mire et permettre de détecter des cercles ayant un diamètre de quelques pixels jusqu'à plusieurs dizaines de pixels.

La méthode doit fonctionner sur différents niveaux de netteté d'image. En effet, lors de la phase d'étalonnage, des images peuvent être capturées en extrémité de profondeur de champ. Dans ce cas, la netteté dans les images est fortement dégradée et la détection s'en trouve compliquée.

La méthode doit être robuste à une inclinaison approximative de la mire. Par défaut, on considère que l'orientation de la mire est à peu près identique à celle de la caméra lors du positionnement manuel des

éléments, l'image de la grille formée par les points est alors alignée sur la matrice de pixels du capteur CCD. Mais un défaut d'alignement doit être autorisé pour faciliter la phase d'étalonnage.

IV.1.2.b Test du filtrage de Canny et de la transformée de Hough

Une méthode fonctionnelle de détection des points de la mire est la transformée de Hough [161] appliquée à la détection de cercles. Le principe de la transformée de Hough est de changer d'espace d'analyse et d'effectuer une projection d'un espace image à un espace de Hough, c'est-à-dire un espace de paramètres représentatifs de la forme recherchée. Dans le cas présent, les paramètres représentatifs de la forme sont la position des centres de cercles, donc des points de la mire. Dans l'espace de Hough, les centres de cercles sont mis en évidence et par conséquent plus facilement détectable.

Avant de pouvoir effectuer la transformée de Hough, il faut tout d'abord effectuer une détection de contours dans l'image afin de faire apparaître la forme des cercles. De nombreux algorithmes permettent d'effectuer cette détection de contour [162]. Un algorithme robuste est basé sur le filtre de Canny [163].

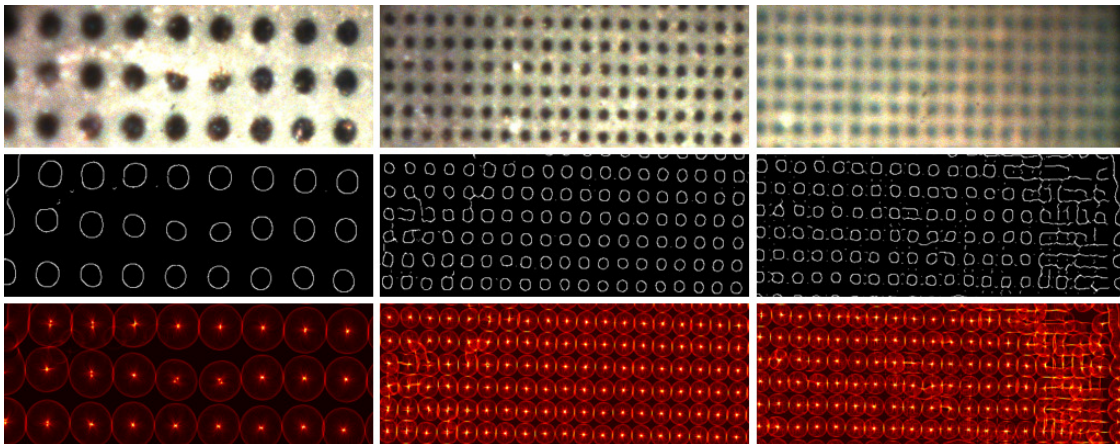


Figure IV-6 - Exemple d'application de détection de contour puis transformée de Hough sur la mire d'étalonnage Edmund Optics.

Ligne 1 : capture de la mire. **Ligne 2** : filtrage de Canny. **Ligne 3** : détection du centre des cercles, algorithme de Hough.

Colonne 1 : zoom élevé. **Colonne 2** : zoom faible, mire focalisée. **Colonne 3** : Zoom faible, mire en bord de profondeur de champs.

Pour le filtrage de Canny, les deux paramètres d'entrée de l'algorithme, à adapter à chaque image, sont la valeur de l'écart-type du filtrage gaussien présent dans l'algorithme et la valeur du seuillage à hystérésis. Pour la transformée de Hough, les deux paramètres d'entrée à régler sont une estimation du rayon des cercles à détecter et le nombre minimal de pixels formant le contour et servant à détecter un centre de cercle.

Un inconvénient de la méthode de Hough, vérifié expérimentalement, est que pour les cercles ayant un rayon limité à quelques pixels, et dans une image floue par exemple mesurée en extrémité de profondeur de champ, l'algorithme de détection de contour ne décrit pas clairement les cercles. Les centres de cercles sont en conséquence mal détectés, ce qui pénalise les performances, et l'étalonnage devient approximatif. Dans ces cas particulier, une approche alternative est mise en place.

IV.1.2.c Méthode alternative de traitement d'image de la mire

Afin d'obtenir plus de robustesse lors de la mesure d'images floues, le principe algorithmique mis en place n'est plus basé sur la détection des points de la mire eux-mêmes, mais plutôt sur la détection de leurs

alignements horizontaux ou verticaux. Cela mène à la détection d’un quadrillage et les intersections des courbes de ce quadrillage correspondent aux centres des cercles de la mire.

L’étape initiale consiste donc à transformer les images capturées afin de modifier la nature de l’étude. L’image de la mire capturée (Figure IV-7 (a)) est convoluée avec une fenêtre rectangulaire de dimension verticale $4 \times R$ et horizontale R , R étant le diamètre d’un point de la mire. Par l’intermédiaire de cette opération, les points de la mire sont transformés en lignes verticales (Figure IV-7 (b)). La même opération est effectuée, non plus avec une fenêtre étendue verticalement, mais horizontalement (Figure IV-7 (c)), ce qui transforme les points de la mire originale en lignes horizontales. L’intersection des lignes horizontales et verticales permet de positionner les centres des cercles de la mire et donc de positionner précisément la mire d’étalonnage dans l’image ((Figure IV-7 (d)).

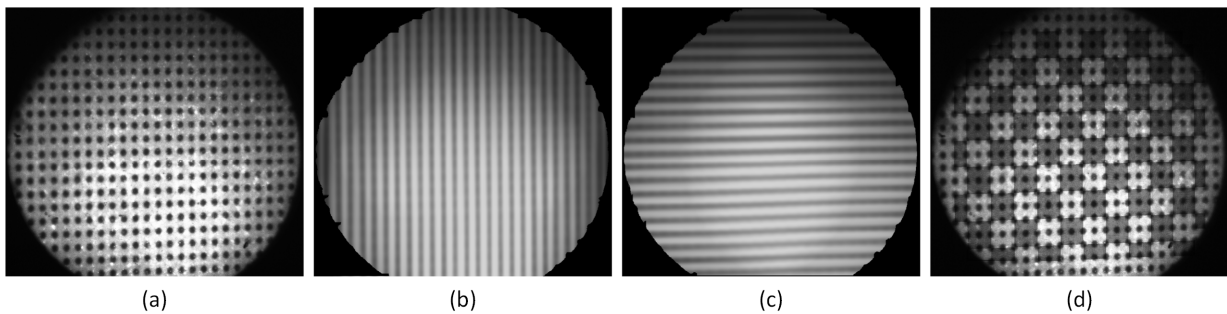


Figure IV-7 - (a) Image d’une mire capturée. (b) Résultat de la convolution de l’image de la mire avec une fenêtre rectangulaire étendue verticalement. (c) Résultat de la convolution de l’image de la mire avec une fenêtre rectangulaire étendue horizontalement. (d) Superposition d’un quadrillage type échiquier (le côté d’un carreau de l’échiquier s’étend sur 250 microns donc sur 3 points de la mire) sur l’image de la mire permettant de valider visuellement la détection de la mire.

L’avantage principal de cette méthode est qu’elle permet de réaliser une détection fiable également lorsque les points de la mire sont flous. Malgré ce flou, les lignes horizontales et verticales sont bien générées lors des opérations de convolution et la détection de l’intersection de ces lignes permet de positionner le centre des cercles de la mire.

IV.1.2.d Calcul d’homographies à partir du positionnement des points de la mire

Après avoir détecté la position des points de la mire, le modèle de géométrie projective peut être appliqué. Dans ce cas, une projection de plan à plan de la mire d’étalonnage vers la caméra est réalisée. La projection entre ces deux plans est basée sur une homographie. Afin de déterminer l’homographie d’un plan projectif vers un autre plan projectif, des algorithmes de transformation linéaire directe (DLT) sont proposés dans la littérature et permettent de déterminer la matrice H qui relie un point \underline{x} du plan projectif initial à un point \underline{x}' du plan projectif final, et donc de résoudre l’équation ci-dessous :

$$\underline{x}' = H\underline{x}$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (IV-1)$$

Il y a huit degrés de libertés pour l’homographie ci-dessus, la connaissance de quatre correspondances entre quatre points \underline{x} et \underline{x}' permet de déterminer une solution exacte pour H . Mais en général, pour diminuer l’impact du bruit de mesure, l’utilisation d’un plus grand nombre de correspondances est souhaitable. Dans ce cas, la résolution de l’équation H est surdéterminée. Il reste alors à minimiser une fonction de coût afin

de se rapprocher au plus près de la valeur exacte de H. Les algorithmes réalisant cela sont les algorithmes de type « gold standard » [158].

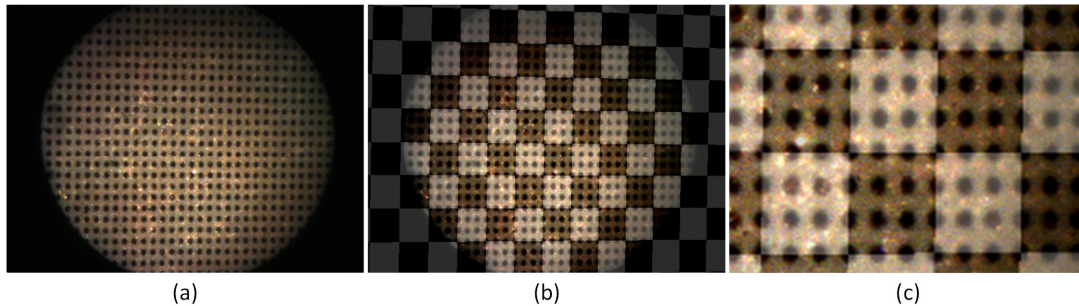


Figure IV-8 - (a) Image d'une mire d'étalonnage capturée par la caméra. (b) Superposition d'un quadrillage type échiquier (le côté d'un carreau de l'échiquier s'étend sur 375 microns donc sur 4 points de la mire) sur l'image de la mire permettant de valider visuellement la détection de la mire. (c) Zoom sur l'image b.

La figure ci-dessus présente le résultat d'analyse de la projection d'une mire d'étalonnage sur le capteur CCD. La mire d'étalonnage (voir partie IV.1.2.a) est constituée de points de dimensions et de positions connues (\underline{x}), il est possible d'extraire la position de ces points dans l'espace caméra (\underline{x}') et de calculer ensuite la matrice d'homographie H qui réalise la projection de ces points \underline{x} vers les point \underline{x}' dans le plan du capteur CCD. Lorsqu'un quadrillage type damier est superposé à l'image de la mire (Figure IV-8 (b)), l'effet trapézoïdal de perspective peut être constaté, soulignant ainsi la projection plan à plan.

Comme évoqué précédemment, les calculs matriciels tels que la détermination d'homographies ne prennent pas en compte les distorsions présentes dans l'image. Lors du calcul d'une homographie sur l'ensemble de l'image, des erreurs de positionnement des points de la mire dépassant plusieurs pixels en extrémité d'étendue de mesure sont générées.

Plusieurs procédés ont été mis en place pour éviter un mauvais étalonnage dû aux distorsions. Lorsque des homographies sont calculées, elles le sont sur des portions localisées de l'image (par exemple une zone de 4 x 4 points de la mire ou 5 x 5 points), minimisant ainsi l'impact des distorsions. Et lorsque des alignements de points de la mire devaient être détectés sur l'image lors de l'étalonnage, ces alignements de points ont été recherchés selon une courbure parabolique.

IV.1.3 Etalonnage de la projection

La réalisation de l'étalonnage de la projection est plus simple à réaliser expérimentalement que celle de la voie de capture étant donné la flexibilité du projecteur qui peut projeter une très large variété de motifs. La quantité de méthodes d'étalonnage possible est en conséquence large.

L'étalonnage de la voie de projection consiste à positionner un plan uniforme dans l'espace de mesure et à effectuer une projection de motifs par exemple de type code Gray (Figure IV-28 (a)). Ce code Gray est alors détecté et analysé sur le capteur caméra. Après analyse, chaque pixel de la caméra est associé à un pixel du projecteur. Ce lien entre les pixels caméras et les pixels projecteurs correspond à un étalonnage de la projection pour une position du plan uniforme dans l'espace de mesure. En modifiant la position du plan uniforme dans l'espace de mesure, c'est l'ensemble de l'étendue de mesure qui va être calibrée.

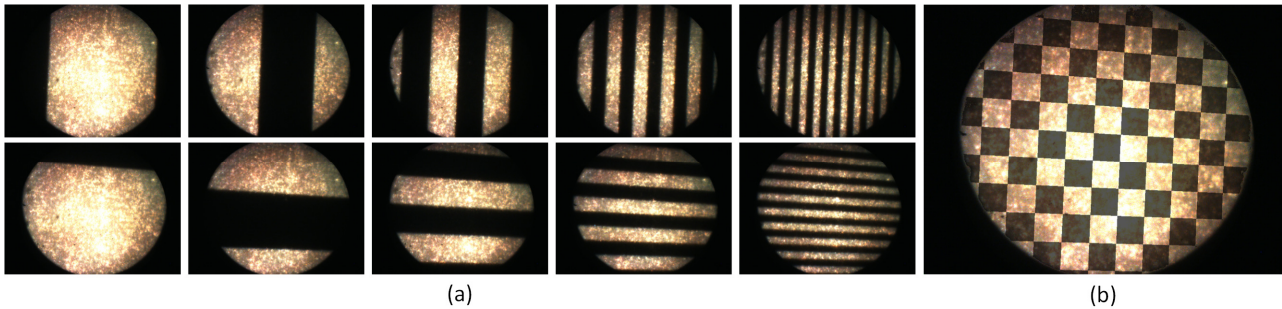


Figure IV-9 - (a) Cinq étapes de la projection d'un code Gray avec des lignes verticales, en haut, et horizontales, en bas. (b) Superposition d'un quadrillage type échiquier sur une image capturée permettant de visualiser le résultat de l'étalonnage du projecteur.

De la même façon que pour l'étalonnage de la voie de capture, un alignement des pixels dans le plan projecteur ne sera plus forcément respecté lorsque ceux-ci seront projetés sur un écran dans l'espace de mesure. Ils ne seront également pas forcément alignés une fois capturés dans le plan caméra, en raison des différentes distorsions se produisant dans le dispositif optique.

IV.2 Validation expérimentale des caractéristiques optiques

IV.2.1 Présentation

Lors du chapitre II, différents outils théoriques permettant l'étude d'un système de stéréovision, notamment ses performances, ont été détaillées. Dans cette partie, c'est l'équivalent expérimental du chapitre II qui va être développé.

Des résultats expérimentaux permettant d'extraire les caractéristiques optiques du dispositif de stéréovision sont présentés et comparés aux résultats théoriques. Ainsi l'étendue de mesure, la sensibilité de stéréovision, les courbes de MTFs et les cartes de fréquences pour un contraste à 10% sont déterminées expérimentalement. Ces résultats sont obtenus à partir des résultats de l'étalonnage, mais aussi grâce à une mire à fréquence variable et la projection de motifs additionnels pour les calculs de MTF. Cette phase expérimentale permet ainsi de valider l'étude optique théorique une fois la fabrication du dispositif achevée.

La première mesure réalisée est l'étendue de mesure, avant de calculer expérimentalement cette étendue de mesure, sa détermination théorique est précisée.

IV.2.2 Etendue de mesure

IV.2.2.a Détermination théorique de l'étendue de mesure latérale

En raison de l'utilisation des guides d'images dans le dispositif de stéréovision, le champ de vue est circulaire. L'étendue latérale peut être caractérisée par l'intersection de deux cercles en translation l'un par rapport à l'autre lorsque la profondeur de champ est balayée :

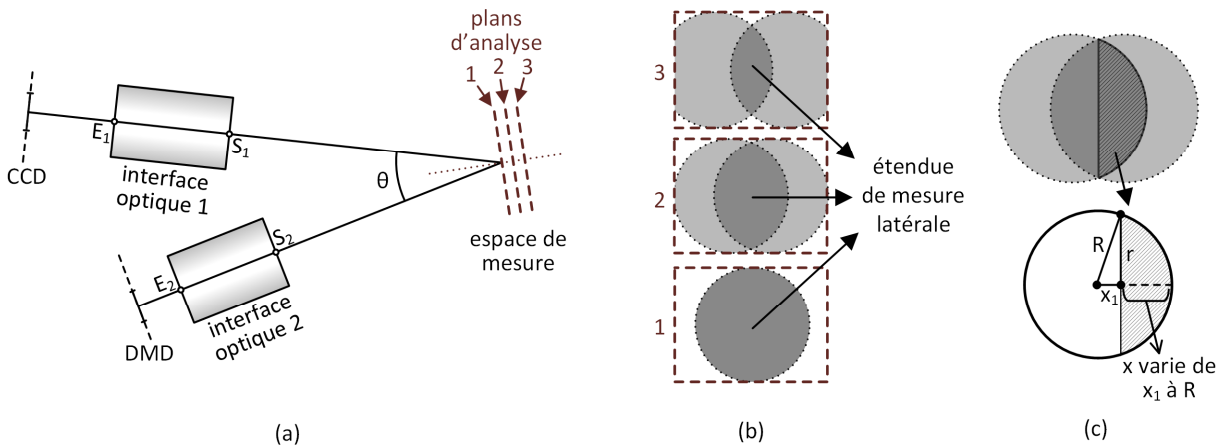


Figure IV-10 - (a) Position des plans d'analyses sur un schéma théorique de stéréovision active. (b) Etendue de mesure selon la position du plan d'analyse. (c) Grandeurs utilisées lors du calcul théorique de l'étendue de mesure.

Cette étendue de mesure est maximale dans les cercles de projection et de capture sont confondus et diminue progressivement lorsque l'objet à mesurer ou bien le plan d'analyse s'éloigne de cette position (Figure IV-12). Ce décalage entre les deux voies est dû à l'angle de stéréovision. Plus cet angle est élevé, plus l'étendue de mesure se réduit rapidement lorsque le plan d'analyse s'éloigne du plan de focalisation.

Il est possible d'estimer théoriquement la variation de l'étendue de mesure latérale (notée E_{ml} par la suite) en fonction de l'écart entre le centre des disques de projection et de capture. Les notations utilisées sont indiquées sur le schéma ci-dessus (Figure IV-10 (c)).

$$E_{ml}(x_1) = 2 \cdot \int_{x_1}^R 2 \cdot r \cdot dx = 4 \cdot \int_{x_1}^R \sqrt{R^2 - x^2} dx \quad (IV-2)$$

En posant $x'=x/R$, l'équation devient :

$$E_{ml}(x_1) = 4 \cdot R^2 \cdot \int_{\frac{x_1}{R}}^1 \sqrt{1 - x'^2} dx' \quad (IV-3)$$

Or

$$\int 2 \cdot \sqrt{1 - x^2} = x \cdot \sqrt{1 - x^2} - \cos^{-1}(x) \quad (IV-4)$$

On obtient pour finir

$$E_{ml}(x_1) = 2 \cdot R^2 \cdot \left(\cos^{-1} \left(\frac{x_1}{R} \right) - x_1 \cdot \sqrt{R^2 - x_1^2} \right) \quad (IV-5)$$

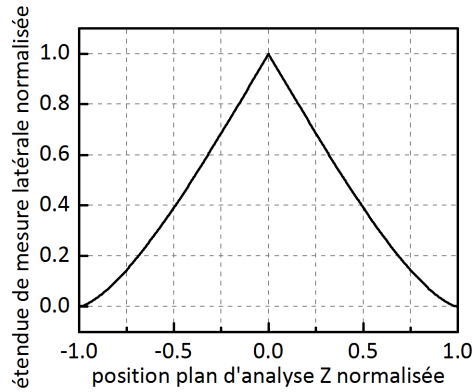


Figure IV-11 - Courbe théorique normalisée de l'étendue de mesure latérale dans la profondeur de champ.

La courbe ci-dessus, obtenue à partir de l'équation IV-5, présente le résultat théorique du calcul de l'étendue de mesure dans la profondeur de champ. La courbe a été normalisée sur les deux axes. Sur l'axe des ordonnées, la valeur maximale de 1 doit être multipliée par l'aire calculée lorsque les deux disques de projection et de capture sont confondus. L'aire minimale nulle est obtenue pour des positions normalisées du plan d'analyse de -1 et +1. Ces positions du plan d'analyse sont obtenues lorsque les disques de projection et de capture sont tangents, donc sans aire commune. Ces valeurs normalisées en abscisse sont à multiplier par le rayon de la zone de capture (ou de projection) et par la sensibilité de mesure de la stéréovision.

Pour une position du plan d'analyse Z normalisée variant de 0 à 0,5, la variation d'étendue de mesure latérale est quasi-linéaire avec un coefficient de détermination R^2 mesuré à 0,9997. Il pourra donc être considéré une variation d'étendue de mesure latérale linéaire lorsque le plan d'analyse est éloigné du centre de la profondeur de champ tant que les centres des disques de capture et de projection sont éloignés d'une distance inférieure au rayon d'un des disques.

IV.2.2.b Mesure expérimentale de l'étendue de mesure latérale

Le calcul de l'étendue de mesure latérale en fonction de la position axiale Z peut être réalisé expérimentalement en tradant un écran plan dans la profondeur de champ et en capturant les images obtenues lorsqu'un motif uniforme est projeté :

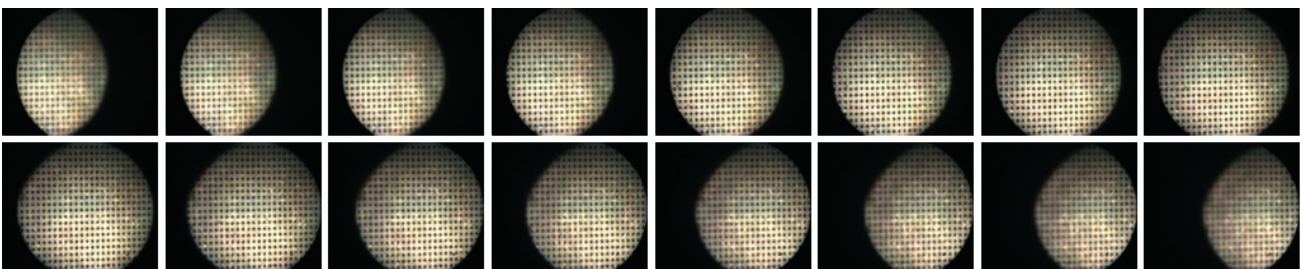


Figure IV-12 - Exemple de capture de la mire d'étalonnage lorsque la mire est tradée selon Z, dans la profondeur de champ sur l'étendue [-1 ; +1] mm. L'étendue de mesure latérale est maximale au centre de la profondeur de champ.

L'étendue de mesure latérale peut être calculée en mesurant sur les images l'aire de la zone de mesure utile en fonction de la position Z dans la profondeur de champ :

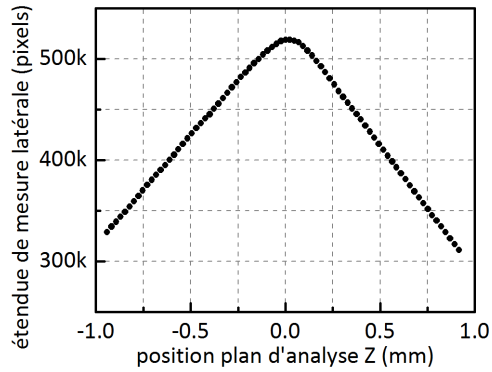


Figure IV-13 - Mesure expérimentale de l'étendue de mesure latérale dans la profondeur de champ.

L'étendue de mesure latérale est mesurée en pixel sur le graphique ci-dessus. Elle peut être convertie en mm² dans le référentiel de la zone de mesure en appliquant les conversions provenant de l'étalonnage. Pour réaliser le graphique ci-dessus, 80 positions successives du plan d'analyse ont été mesurées sur une profondeur de champs de ± 940 microns. L'étendue de mesure diminue linéairement lorsque le plan d'analyse s'éloigne de part et d'autre du plan de focalisation. L'allure de cette courbe d'étendue de mesure latérale en fonction de la position dans la profondeur de champ se rapproche de la détermination théorique. La zone non linéaire de la courbe théorique (partie inférieure du graphique, Figure IV-11) n'est pas visible sur la courbe expérimentale car l'écartement expérimental entre les cercles de projection et de capture n'a pas été augmenté jusqu'à ce qu'ils soient disjoints.

IV.2.2.c Carte d'étendue de mesure latérale et axiale

La carte d'étendue de mesure proposée ci-dessous est basée sur la même représentation que celle qui a été réalisée lors de l'étude optique (partie II.2.2). Elle consiste à déterminer expérimentalement un tracé de rayon pour la voie de projection et la voie de capture. Ce tracé de rayons étant déterminé selon X pour ce qui est de l'étendue latérale, la dimension Y n'étant pas prise en compte pour des raisons de clarté graphique.

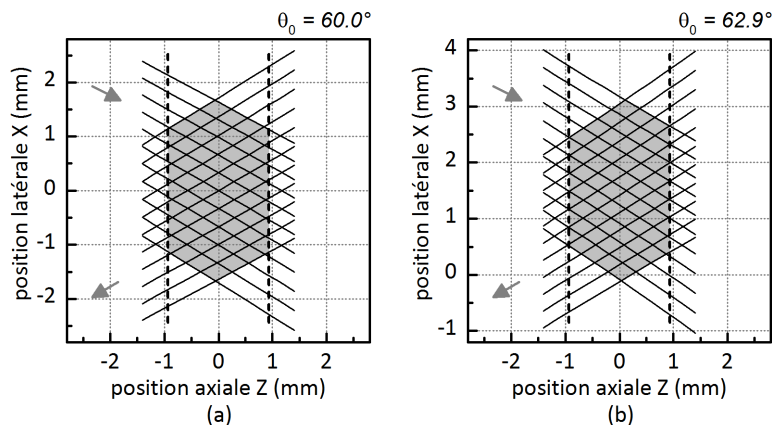


Figure IV-14 - (a) Etendue de mesure théorique, établie lors de l'étude optique. (b) Etendue de mesure expérimentale, sur un axe, établie par l'analyse de l'étalonnage.

L'étendue de mesure est la zone commune entre les rayons de projection et de capture. Le graphique ci-dessus a été réalisé grâce aux données expérimentales en exploitant les données extraites lors de la phase d'étalonnage qui permet effectivement de connaître précisément l'orientation des rayons optiques pour la projection et pour la capture dans l'espace de mesure.

IV.2.3 Sensibilité

Tout comme la carte de l'étendue de mesure, la carte de sensibilité expérimentale peut être obtenue à partir des données de l'étalonnage. Expérimentalement, la sensibilité de stéréovision $\Delta X/\Delta Z$ peut être mesurée lorsque le plan d'analyse est déplacé selon Z en observant d'une part la translation latérale du motif projeté et d'autre part la translation latérale de l'image de la mire d'étalonnage. Les équations II-8, puis II-9 sont alors appliquées.

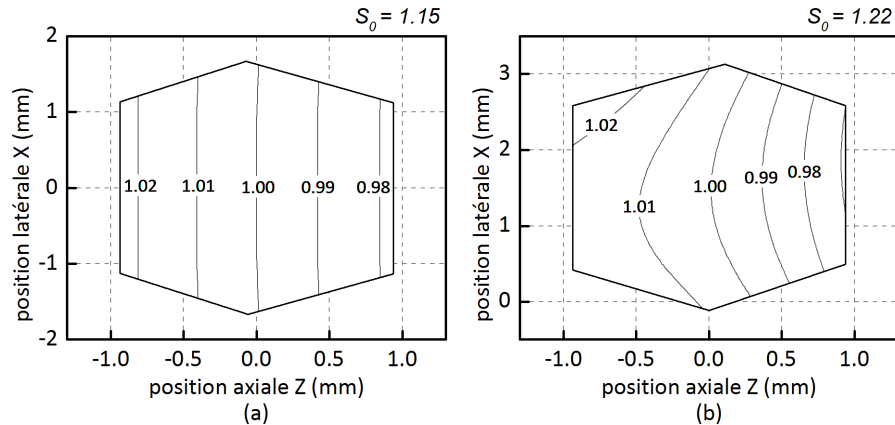


Figure IV-15 - (a) Carte de sensibilité théorique, établie lors de l'étude optique. (b) Carte de sensibilité expérimentale, établie par l'analyse de l'étalonnage.

Les graphiques ci-dessus présentent les sensibilités théoriques d'une part et expérimentales d'autre part. La sensibilité moyenne est plus élevée pour la courbe expérimentale ($S_0=1,22$) que pour la courbe théorique ($S_0=1,15$), ce qui confirme les écarts d'angles stéréoscopiques (Figure IV-14) plus élevé expérimentalement ($\theta_0=62,5^\circ$) que théoriquement ($\theta_0=60,0^\circ$). Une analyse plus détaillée des résultats expérimentaux indique que cet écart est dû au réglage de la voie de projection qui est plus inclinée que prévu, sa sensibilité étant expérimentalement de 0,655 au lieu de 0,577 théoriquement. Cette inclinaison plus importante de la voie de projection explique également le fait que les lignes de niveau ne soient pas rectilignes verticales. Quant à la voie de capture, son inclinaison expérimentale est proche de la théorie avec une sensibilité expérimentale de 0,574 à comparer à une sensibilité théorique de 0,577. Si ce réglage de sensibilité était critique, il faudrait alors diminuer l'angle de stéréovision de la voie de projection sans modifier celui de la voie de capture.

IV.2.4 Résolution latérale

IV.2.4.a Méthode expérimentale de mesure de la MTF

Afin d'estimer la résolution latérale expérimentale, il est possible d'utiliser le calcul de MTFs. Cela permet d'obtenir le même type de résultats que lors de la conception optique. La méthode de calcul expérimental des MTFs, basée sur l'estimation de la densité spectrale de puissance du signal est décrite ci-dessous.

Pour le calcul expérimental d'une MTF, il est nécessaire d'estimer le niveau de contraste du signal de sortie. Par exemple, pour calculer la MTF de la voie de capture, une mire sinusoïdale est placée dans l'espace de mesure et filmée par la caméra. L'image de cette mire fournit un signal spatial sinusoïdal sur l'image de la caméra. Pour calculer le contraste M de l'image de cette mire, il est possible d'utiliser la formule donnée au chapitre II (équation II-32) :

$$M = \frac{A_{\max} - A_{\min}}{A_{\max} + A_{\min}} \quad (IV-6)$$

Avec A_{\max} le niveau le plus élevé du signal sinusoïdal et A_{\min} le niveau le plus bas. Les équations IV-6 et IV-7 sont équivalentes :

$$M = \frac{\text{Amplitude crête}}{\text{Intensité moyenne}} \quad (IV-7)$$

Lors du calcul de contraste sur une portion de l'image, l'intensité moyenne peut être calculée directement, l'idéal étant de calculer cette intensité moyenne sur un nombre entier de périodes. Pour la mesure de l'amplitude crête, une méthode peu précise consiste à rechercher l'intensité maximale et minimale dans l'image puis de les soustraire et diviser le résultat par 2. Mais en présence de bruit (ombrage, réflexions spéculaires), cette méthode risque de fournir des résultats erronés et non exploitables.

Afin de calculer l'amplitude crête, il est possible d'estimer le spectre du signal, donc de calculer sa transformée de fourier rapide (Fast Fourier Transform, FFT) sur la portion d'image à estimer. Cette méthode n'est pas entièrement satisfaisante et donne également des résultats erronés. En effet, le signal est fenêtré et échantillonné et si la fréquence réelle du signal sinusoïdal n'est pas égale à l'une des fréquences discrétisée après FFT, alors l'amplitude estimée de ce signal ne sera pas exacte.

Par exemple, si l'amplitude crête d'un signal quasi-sinusoïdal est égale à 1 (Figure IV-16 (a)), l'amplitude à la fréquence de la sinusoïde sur sa FFT devrait être égale à 0,5, l'amplitude crête étant divisée par 2 en raison du pic symétrique. Or cette amplitude maximale détectée est à 0,363 (Figure IV-16 (b)), ce qui correspond à une erreur sur l'amplitude détectée de 24,7%. En fait, ce n'est pas exactement la fréquence de la sinusoïde qui est analysée en raison du fenêtrage et de l'échantillonnage, mais une fréquence approchée. C'est donc également une amplitude approchée qui est calculée.

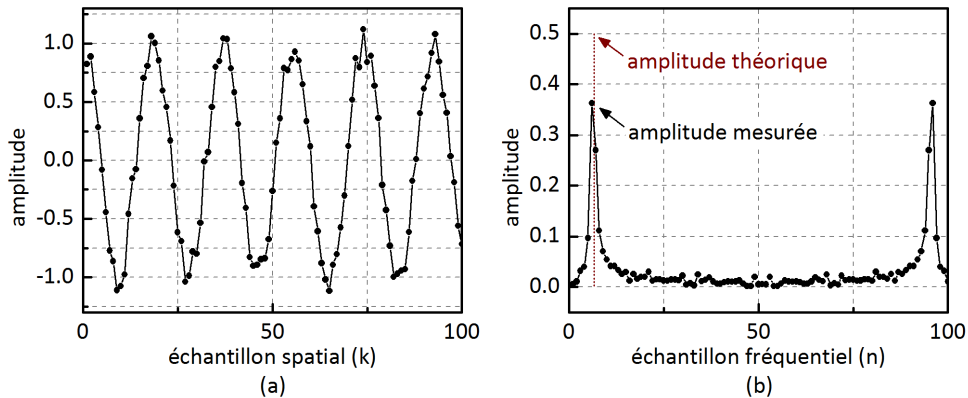


Figure IV-16 - (a) Echantillonnage spatial fenêtré d'un signal temporel. (b) FFT du signal temporel.

Une solution permettant une meilleure estimation de l'amplitude du signal sinusoïdal est de calculer sa densité spectrale de puissance. L'outil permettant d'estimer cette densité spectrale de puissance est le périodogramme. Numériquement, le périodogramme se calcule selon cette équation :

$$\phi(n) = \frac{1}{N \cdot P} |\text{fft}(s(k) \cdot w(k))|^2 \quad (IV-8)$$

k représente un échantillon spatial et n un échantillon fréquentiel. $s(k)$ correspond au signal échantillonné et fenêtré. $w(k)$ est une fenêtre de pondération, ici une fenêtre de Hanning, d'autres fenêtres de pondération étant possibles (Hamming, Blackman...) et donnant des résultats proches. L'application de cette fenêtre de

pondération (équation IV 10) permet de limiter le bruit fréquentiel dû au fenêtrage et d’améliorer la précision de l’estimation. Le coefficient N correspond au nombre d’échantillons total utilisés lors du fenêtrage et le coefficient P à la puissance de la fenêtre, le coefficient P est calculé en appliquant l’équation IV-10.

$$w(k) = 0,5 + 0,5 \cdot \cos\left(\frac{\pi(k + N/2)}{N}\right) \quad (IV-9)$$

$$P = \sum_N w(k)^2 \quad (IV-10)$$

L’estimation de la densité spectrale de puissance du signal de l’exemple (Figure IV-16) est décrite par les périodogrammes ci-dessous :

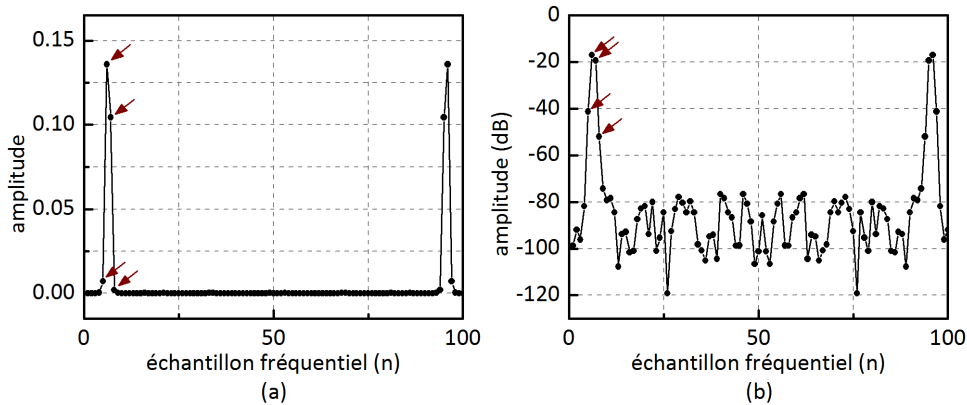


Figure IV-17 - (a) Périodogramme permettant d’estimer la densité spectrale de puissance du signal initial. (b) Idem, mais en décibels.

Dans le périodogramme, la puissance du signal sinusoïdal à la fréquence de la sinusoïde (f_{sinus}) est répartie dans les échantillons fréquents autour de cette fréquence f_{sinus} en raison du filtrage généré par le fenêtrage. Afin d’estimer la puissance du signal sinusoïdal, il faut sommer les puissances des échantillons fréquents autour de la fréquence f_{sinus} . Par exemple, sur les graphiques ci-dessus, ce sont les quatre échantillons pointés par les quatre flèches qui peuvent être sommés, c'est-à-dire les quatre échantillons les plus proches du maximum du pic. La somme de ces puissances, notée P_s , est lié à l’amplitude crête A_s du sinus par l’équation suivante :

$$P_s = \frac{A_s^2}{4} \quad (IV-11)$$

Le facteur 4 présent dans l’équation a une double cause. Tout d’abord, la puissance théorique du sinus est divisée par 2 en raison du pic symétrique présent lors du calcul de la FFT (Figure IV-17). Ensuite, la puissance du signal correspond à l’amplitude efficace au carré $(A/\sqrt{2})^2$, d’où le second facteur 1/2.

Ainsi par la détermination de P_s , il est possible d’obtenir l’amplitude A_s du signal mesuré. La mesure du contraste M est alors possible et le calcul de MTF peut être réalisé, le contraste M étant la valeur en ordonnée de la MTF, la fréquence spatiale du signal détecté étant en abscisse.

IV.2.4.b Résolution latérale pour la voie de capture

La résolution latérale de la voie de capture peut être déterminée par l’intermédiaire d’une mire fréquentielle positionnée dans l’espace de mesure. La mire utilisée est conçue et commercialisée par la

société Edmund Optics et constituée de différentes bandes larges de 1 mm, le nombre de lignes verticales présentes dans une bande de 1 mm fixe la fréquence de la bande. Par exemple, une bande de 1 mm composée de 10 lignes correspond à une fréquence spatiale de 10 lpm. Chacune des bandes de la mire possède une fréquence fixe, la variation de fréquence entre chaque bande est de 5 lpm (Figure IV-18 (a)). Les fréquences étudiées expérimentalement ont varié de 10 à 50 lpm, mais sur la mire sélectionnée, les fréquences croissent jusqu'à 200 lpm.

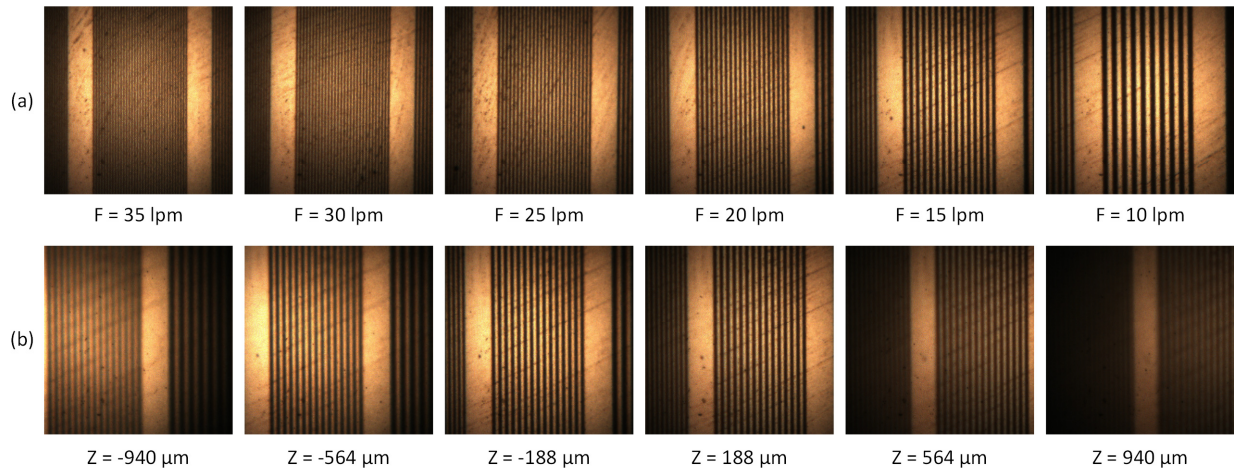


Figure IV-18 – Échantillons d'images issues de la voie de capture d'une mire à fréquence variable positionnée dans l'espace de mesure. (a) Différentes fréquences F sont mesurées. (b) La mire à 15 lpm est translatée selon Z dans la profondeur de champ.

La mesure de résolution de la voie de capture passe par un calcul de MTF dans la profondeur de champ pour un ensemble de fréquences. Cette méthode a été détaillée théoriquement en partie II.4. Expérimentalement, la procédure est la suivante :

La mire d'étalonnage est positionnée dans le plan focal, à $Z = 0$ mm, de la voie de capture, au centre de l'étendue de mesure axiale. Une des fréquences imprimée sur la mire est positionnée au centre de l'image de la voie de capture, donc au centre de l'étendue de mesure latérale. Une image est capturée, puis, par une platine de translation motorisée, la profondeur de champ est balayée et de nouvelles images de la mire sont capturées (Figure IV-18 (b)). Puis la mire est repositionnée au centre de la profondeur de champ, une nouvelle fréquence imprimée sur la mire est positionnée au centre de l'étendue de mesure latérale (Figure IV-18 (a)) et la profondeur de champ est à nouveau balayée. Ce sont 270 images qui sont capturées et analysées par MTF, c'est-à-dire 30 images dans la profondeur de champ pour 9 fréquences distinctes.

Pour chaque image capturée, la première étape consiste à détecter le centre de la bande de fréquence. Le centre de cette bande de fréquence se décale latéralement dans l'image lorsque la profondeur de champ est balayée (Figure IV-18 (b)) en raison de l'angle de stéréovision. Une mesure fréquentielle moyenne est alors réalisée, telle que décrite dans la partie IV.2.4.a. Cette procédure est répétée pour chaque image et permet d'aboutir au graphique de MTF dans la profondeur de champ ci-dessous :

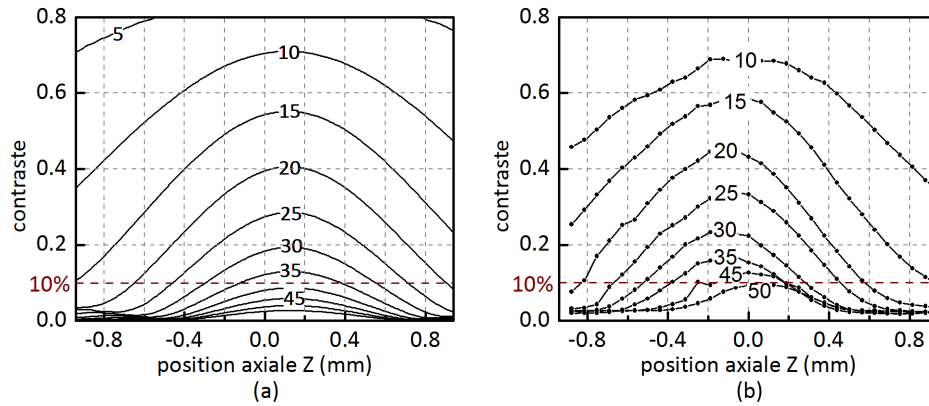


Figure IV-19 - MTF sous forme de courbes de niveau en fréquences (lp/mm) dans la profondeur de champ. (a) Théorique. (b) Expérimentale.

Les deux graphiques ci-dessus, théoriques et expérimentaux, fournissent le même type de résultats avec des courbes d'iso-fréquences d'allure gaussienne ayant un écart-type proche. Deux différences sont à noter entre les courbes théoriques et expérimentales :

Sur la courbe expérimentale, il peut être noté un bruit de mesure dans la détection du contraste d'environ 2% déterminée selon cette constatation : la valeur minimale du contraste détecté n'est pas 0, mais 0,02, ces 2% de contraste correspondent à la mesure du contraste du bruit.

Les courbes théoriques et expérimentales ont des valeurs de contrastes distantes d'un offset proche de 3 à 4%. Cet offset s'explique en partie par le bruit de mesure d'environ 2% qui s'ajoute au signal détecté.

Malgré ces différences, les résultats de résolution latérale théoriques et expérimentaux mesurés sur la voie de capture sont proches.

IV.2.4.c Résolution latérale pour l'ensemble du dispositif de stéréovision

La résolution latérale peut également être mesurée pour l'ensemble du dispositif de stéréovision et non uniquement pour la voie de capture comme Z dans la partie précédente. Pour cela, il est également possible de déterminer le même type de graphique que précédemment (Figure IV-19), c'est-à-dire des MTFs dans la profondeur de champ pour différentes fréquences.

Un autre type de courbe utilisé dans les chapitres II et III peut également être établi expérimentalement, ce sont les courbes de niveau en fréquence de la MTF pour un contraste à 10% et pour l'ensemble de l'étendue de mesure axiale et latérale. Ces courbes ont été déterminées expérimentalement en utilisant un écran diffusant blanc positionné dans l'espace de mesure et actionné par une platine de translation motorisée, ce qui permet d'automatiser la mesure. La procédure de mesure est la suivante :

L'écran blanc est positionné dans le plan focal de la voie de capture et de la voie de projection, au centre de l'étendue de mesure axiale. Le DMD projette une fréquence particulière, c'est-à-dire une alternance de lignes claires et sombres à une largeur de ligne fixe. Une image du motif projeté est capturée, puis la profondeur de champ est balayée par une platine de translation motorisée et de nouvelles images du motif projeté sont capturées (Figure IV-20 (b)). L'écran blanc est ensuite repositionné au centre de la profondeur de champ, une nouvelle fréquence est projetée (Figure IV-20 (a)) et la profondeur de champ est à nouveau

balayée. Ce sont 900 images qui sont capturées, c'est-à-dire 30 images dans la profondeur de champ pour 30 fréquences de motifs.

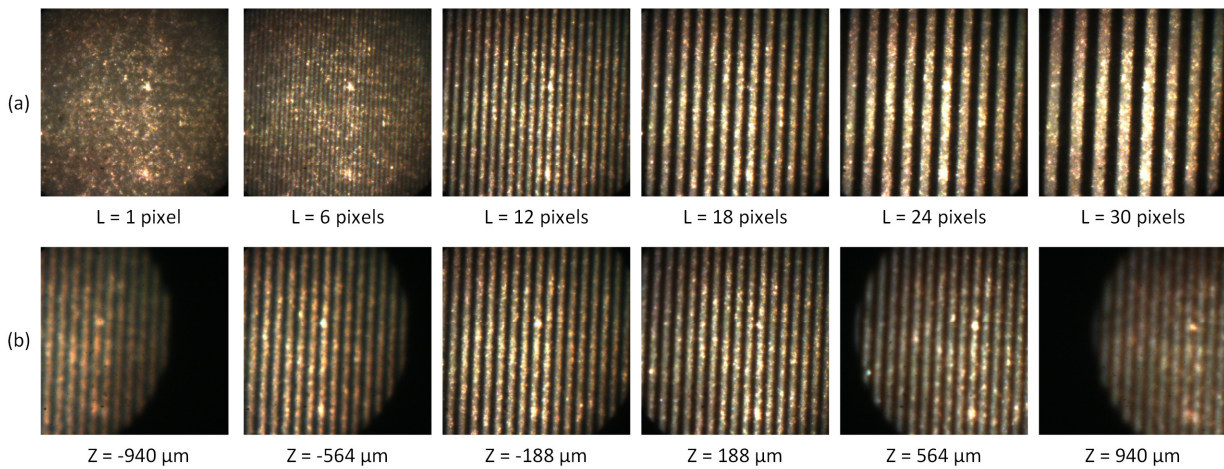


Figure IV-20 - Echantillons d’images provenant de la voie de capture issues de la projection sur un écran blanc uni de motifs structurés sur le DMD. L’écran est positionné dans l’espace de mesure. (a) Les lignes verticales projetées ont une largeur L, indiquée en pixels DMD. (b) L’écran est translaté selon Z dans la profondeur de champ.

Une fois les images capturées commence le calcul de la courbe de niveau. Pour chacune des 900 images capturées, 30 mesures de fréquences sont effectuées pour balayer l’étendue de mesure latérale selon X. Elles sont donc établies par 30 analyses successives dans l’image, chaque analyse étant translatée horizontalement par rapport à l’analyse précédente. Au final, ce sont 900 MTF qui sont calculées selon un découpage de 30 MTF selon X par 30 MTF selon Z. Puis, sur chacune de ces MTF, la valeur de la fréquence pour un contraste à 10% est déterminée.

Ce tableau de 30x30 permet de balayer l’ensemble de l’étendue de mesure selon X et selon Z. De ce tableau, des lignes de niveau en fréquences spatiales sont extraites pour obtenir le résultat final (Figure IV-21 (b)), qui peut être ensuite comparé au résultat théorique (Figure IV-21 (a)). Pour passer d’une mesure dans le référentiel des images capturées ($o_c ; x_c ; y_c$) à une courbe dans le référentiel de l’espace de mesure ($O ; X ; Y ; Z$), les données d’étalonnage sont exploitées.

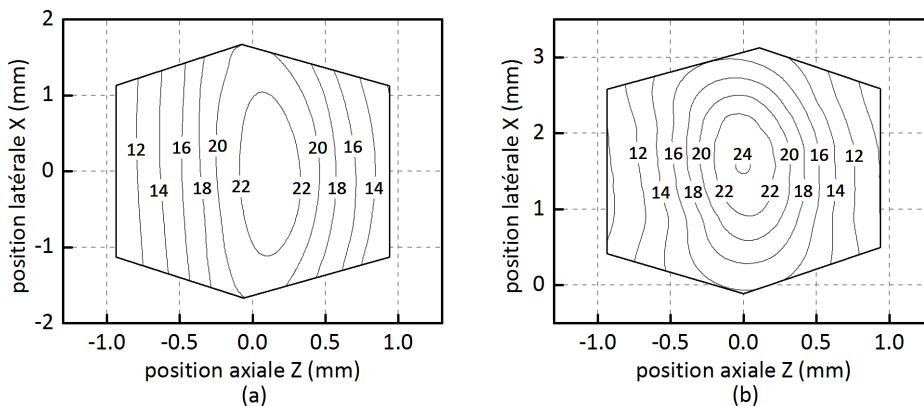


Figure IV-21 - Courbe de niveau en fréquences (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% et pour l’ensemble du dispositif de stéréovision (capture + projection). Cette courbe a été déterminée sur le dispositif de stéréovision sans zoom, c’est à dire $d=14$ mm sur la Figure IV-1. (a) Courbe théorique. (b) Courbe expérimentale.

Cette méthode de mesure expérimentale permet d’obtenir le même type de courbes que ceux présentés théoriquement lors du chapitre II (partie II.4.6). Dans les courbes ci-dessus (Figure IV-21), les résultats expérimentaux sont proches des résultats théoriques avec une diminution légèrement plus marquée de la

fréquence dans l'étendue latérale. L'aspect elliptique des courbes de niveau peut indiquer un positionnement non optimal des guides d'images. Les deux guides d'images clivés doivent être pivotés autour de leur axe principal afin que les plans de focalisation de la projection et de la capture soient confondus dans l'espace de mesure. Si ce n'est pas le cas, le motif projeté génère une capture floue en bord d'image et nette au centre de l'image. Cet effet est à l'origine des ellipses sur la courbe de niveau, comme détaillé également en partie III.4.3.

Le même type de courbe a été calculé en appliquant un effet de zoom sur le dispositif optique (Figure IV-22). Pour appliquer cet effet de zoom, la distance d entre les guides d'images et les triplets Steinheil a été augmentée d'initialement $d=14$ mm jusqu'à $d=23$ mm (Figure IV-1). L'étendue de mesure latérale selon X au centre de la profondeur de champ a alors diminué d'initialement 3,34 mm à 1,21 mm. Cette diminution permet d'améliorer la résolution de mesure, comme indiqué sur le graphique ci-dessous :

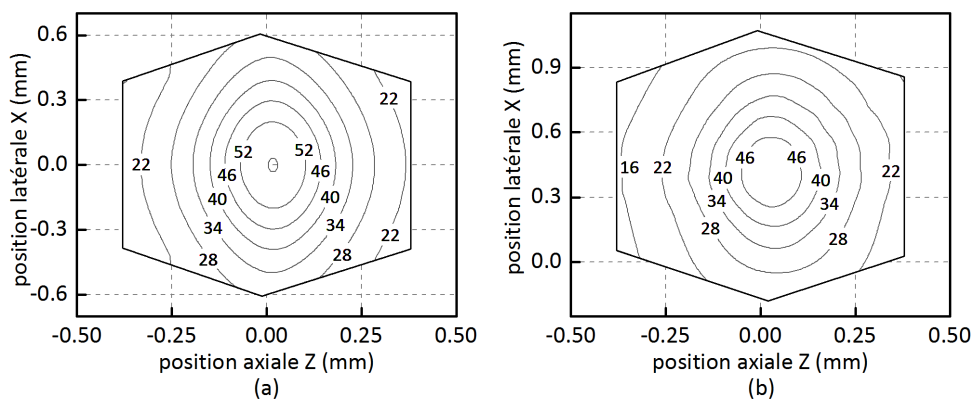


Figure IV-22 - Courbe de niveau en fréquences (lpm) de la MTF pour un critère de contraste à 10% et pour l'ensemble du dispositif de stéréovision (capture + projection). Cette courbe a été déterminée sur le dispositif de stéréovision avec zoom, c'est à dire $d=23$ mm sur la Figure IV-1. (a) Courbe théorique. (b) Courbe expérimentale.

Les mesures expérimentales et l'estimation théorique sont proches, avec malgré tout un résultat expérimental moins performant expérimentalement qu'estimé théoriquement. Cela peut notamment s'expliquer par le fait que le dispositif expérimental devient plus compliqué à régler précisément (alignement des éléments optiques, focalisation des deux voies...) lorsque l'effet de zoom est plus prononcé.

Cependant, l'allure elliptique se retrouve dans les deux cas. Cela est toujours dû au clivage des guides d'images. Celui-ci est réalisé à 8° théoriquement et expérimentalement. Cette valeur de clivage ne convient plus lorsqu'un zoom est appliqué. Par calcul (équation II-22), ce clivage aurait dû être réalisé à 26.5° au lieu de 8° pour ce zoom optique. Mais un clivage trop prononcé des guides d'images peut poser d'autres problèmes expérimentaux, l'interface de sortie des fibres composant le guide d'image devenant très inclinée et elliptique, leur bon fonctionnement pourrait être compromis.

Des reconstructions tridimensionnelles ont été effectuées sous les 2 positions de zoom (Figure IV-23). La mesure sans zoom permet d'effectuer une mesure sur une étendue plus large. Mais pour une même zone mesurée, ici une lettre O sur une pièce de 10 centimes d'euros, l'amélioration de la résolution axiale et latérale est visuellement perceptible.

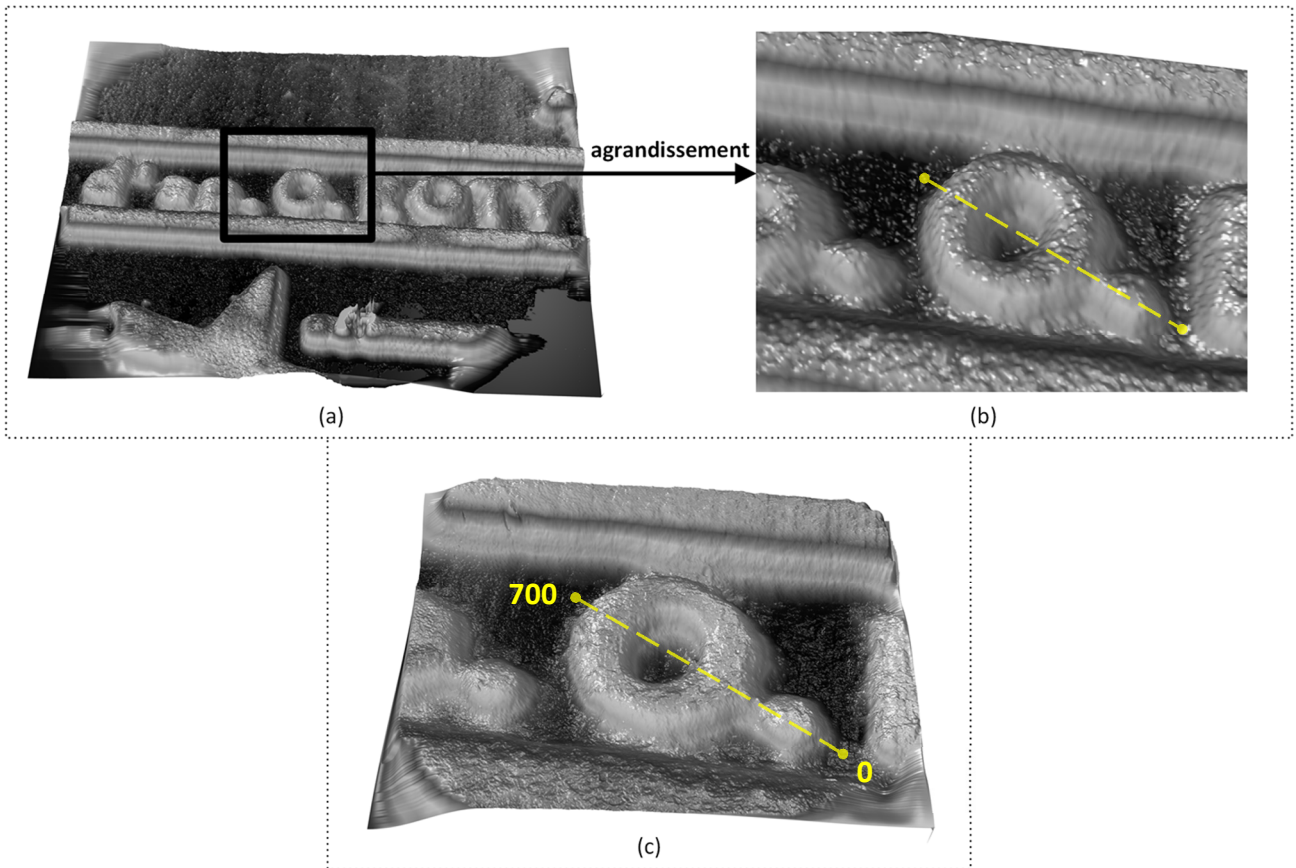


Figure IV-23 - (a) Mesure du texte « d'ap O.ROTY » sur une lettre de 10 centimes d'euro sans zoom optique. (b) Résultat de l'extraction d'une portion de l'image de gauche correspondant à la lettre O. (c) Mesure de la lettre O avec zoom optique (d=23 mm, Figure IV 1).

Un profil a également été extrait de la lettre O, il permet de vérifier que des variations de hauteur plus détaillées peuvent être détectées lorsqu'il y a présence du zoom optique, et également la possibilité d'une meilleure détection des pentes élevées, l'absence de zoom génère un effet de lissage sur le profil et adouci les pentes.

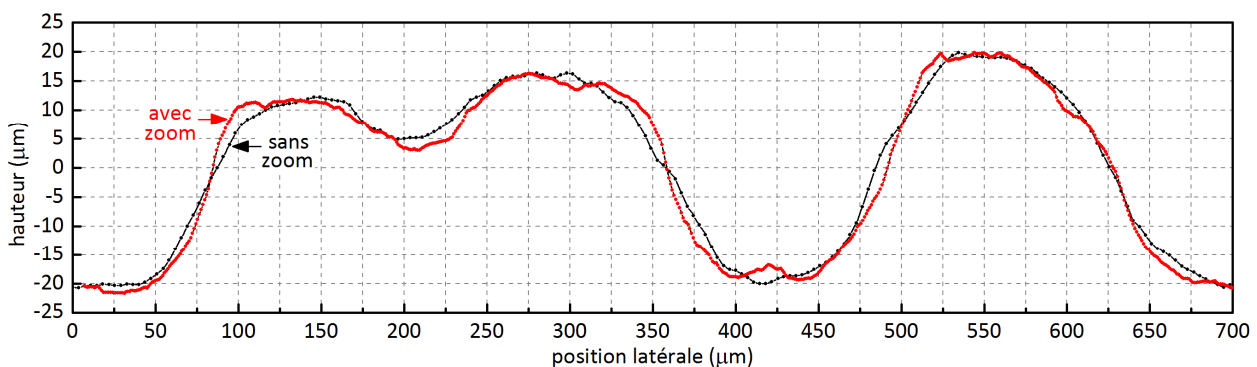


Figure IV-24 - Profil de la lettre O mesuré sur la pièce de 10 cent avec et sans zoom optique.

Des études de ce type plus approfondies avec des objets étalons aux dimensions connues avec un ordre de grandeur supérieur à la résolution de mesure permettraient de mieux déterminer les apports du gain en résolution.

IV.3 Reconstruction tridimensionnelle

IV.3.1 Principe de la reconstruction tridimensionnelle

Une fois l'étape préliminaire d'étalonnage du dispositif de stéréovision réalisée, la reconstruction tridimensionnelle peut être effectuée. Un objet à mesurer est placé dans l'espace de mesure. Puis une série de motifs connus sont projetés sur l'objet. La position du motif projeté est alors identifiée dans les images capturées par la caméra. A chaque pixel $(x_c ; y_c)$ de la caméra est associé un pixel $(x_p ; y_p)$ provenant du projecteur. Une fois cette correspondance entre pixels caméra et pixels projecteur établie, les données de l'étalonnage de la projection (partie IV.1.3) permettent d'identifier à quelle profondeur Z la projection s'est effectuée et d'obtenir la carte de profondeur de l'objet mesuré.

La profondeur Z déterminée, il reste à calculer les coordonnées $(X ; Y)$ de l'objet dans le repère de l'espace de mesure associées à chaque pixel $(x_c ; y_c)$ de la caméra. Cela est possible grâce à l'étalonnage de la voie de capture (partie IV.1.2).

Ainsi, grâce aux deux étapes d'étalonnage, il est possible de mesurer une série de points $(X ; Y ; Z)$ situés sur la surface de l'objet à mesurer, chacun de ces points tridimensionnels ayant été estimé grâce à l'association d'un pixel caméra $(x_c ; y_c)$ avec un pixel projecteur $(x_p ; y_p)$. L'ensemble de ces points $(X ; Y ; Z)$ constitue le nuage de points extrait de la mesure tridimensionnelle.

Une grande variété de méthodes permet d'effectuer la reconstruction tridimensionnelle par stéréovision active en fonction du type et du nombre de motifs projetés. Ce choix de méthode va dépendre de la cadence de mesure souhaitée ainsi que de la résolution de reconstruction à atteindre. Dans la suite, quatre méthodes de stéréovision active basées sur un multiplexage temporel vont être testées et comparées afin de déterminer une méthode adaptée au dispositif expérimental endoscopique.

IV.3.2 Choix de méthodes de reconstruction à multiplexage temporel

IV.3.2.a Classification des méthodes de reconstruction

Différentes publications [60, 61] ont proposé une organisation des méthodes de reconstruction tridimensionnelles par lumière structurée. Cette classification est généralement découpée en trois principes généraux.

Le premier est le principe de reconstruction par voisinage spatial, généralement sans multiplexage temporel, un seul motif est projeté sur la zone de mesure. Avec cette méthode, c'est l'analyse de la structure du motif dans le proche voisinage d'un pixel qui va donner l'information de codage du pixel et permettre d'effectuer son positionnement tridimensionnel. Etant donné qu'il y a un unique motif projeté, les méthodes basées sur le voisinage spatial peuvent être utilisées pour mesurer des scènes dynamiques. Il peut cependant être difficile de déterminer précisément la forme de l'objet illuminé en présence d'effets d'ombrages, d'occlusions ou de saturations dues au caractère spéculaire de la surface. Ces effets provoquent des zones non mesurées dans la capture du motif. Avec un manque d'informations sur le proche voisinage, c'est le processus de décodage de zones étendues qui peut être mis en défaut.

Le second principe utilise une stratégie de codage direct. Chaque pixel projeté contient une couleur ou un niveau de gris spécifique et unique. Cette information spécifique est détectée et identifie le pixel projeté correspondant. Ce type de méthode peut également convenir en environnement dynamique si un seul motif est projeté. Cette méthode est très sensible au bruit présent sur la surface mesurée, par exemple en raison de sa texture. L'unicité de la couleur ou du niveau de gris par pixel n'est pas toujours possible sur l'ensemble du motif projeté, mais plutôt respectée par zones localisées.

Le troisième principe de reconstruction tridimensionnelle par lumière structurée est celui qui donne les résolutions de reconstruction les plus élevées, mais uniquement pour des scènes statiques ou faiblement dynamiques (mouvement dans la scène lent par rapport à la durée de capture). C'est le principe de reconstruction par multiplexage temporel. Une succession de motifs sont successivement projetés sur la zone de mesure. Le codage d'un pixel est calculé à partir de la variation d'intensité mesurée sur ce pixel lors du multiplexage. Plus le nombre de motif projeté sera élevé, plus il sera possible de détecter avec précision le codage de chaque pixel, notamment réduction du bruit de mesure, et donc de positionner précisément les points tridimensionnels. La principale contrainte de ces méthodes basées sur le multiplexage temporel est qu'elles ne sont pas applicables sur des scènes dynamiques, à moins d'effectuer le multiplexage à une cadence nettement supérieure à la dynamique de la scène.

Ce sont des méthodes à multiplexage temporel qui vont être testées par la suite afin de déterminer les performances atteignables par le dispositif de stéréovision, la contrepartie de ce choix sera donc que ces mesures ne seront possibles qu'en environnement statique ou faiblement dynamique.

IV.3.2.b Selection de 4 méthodes binaires à multiplexage temporel

Parmi les méthodes à multiplexage temporel, certaines sont basées sur du codage binaire, où des motifs noirs et blanc (ou plus généralement sombres et clairs) sont projetés successivement sur la surface à mesurer. D'autres méthodes utilisent le décalage de phase, où un motif périodique est projeté puis temporellement décalé dans l'étendue de mesure latérale par petits incréments. Les méthodes à codage binaires et à décalage de phase sont toutes les deux possibles sur le dispositif de mesure proposé. Deux méthodes à codage binaire et deux méthodes à décalage de phase sont donc évaluées et leurs performances comparées afin de déterminer le type de méthode le plus adapté à l'instrument de mesure.

Les deux méthodes à codage binaire sont basées sur le principe du code Gray, avec comme critère de distinction entre ces méthodes la fréquence spatiale des motifs projetés : d'une part un code Gray classique possédant des fréquences élevées et d'autre part un code Gray optimisé pour des fréquences spatiales basses. Les deux autres méthodes se basent sur le principe du décalage de phase d'un motif également binaire. Les méthodes à base de décalage de phase sont testées par la suite pour deux fréquences spatiales distinctes dans le motif projeté.

IV.3.3 Critères d'évaluation des méthodes de mesure

Afin de pouvoir comparer les 4 méthodes, deux critères sont utilisés par la suite pour identifier le réglage des algorithmes : tout d'abord un critère de résolution des motifs (des résolutions de 8, 9 et 10 bits seront testées). Le second critère est un critère fréquentiel, il correspond à la fréquence spatiale la plus haute

IV.3.3.b Définition du critère n°2 : largeur minimale de lignes (Minimal Stripe Width, Min-SW)

Le deuxième critère étudié est liée aux fréquences spatiales contenues dans les motifs projetés : c'est la notion de largeur de ligne minimale (Minimum Stripe Width, Min-SW).

Dans les quatre algorithmes testés par la suite, des motifs composés d'alternances de lignes verticales claires et sombres vont être projetés sur l'objet à mesurer. La largeur de ces lignes peut varier pour un même motif projeté et entre les différents motifs. Pour le critère nommé Min-SW, Il faut déterminer la plus petite largeur de ligne contenue dans la séquence de motif projeté. Cette plus petite largeur sera nommée Min-SW par la suite.

Par exemple, dans la figure ci-dessous, pour le motif n°1, les lignes sombres sont de largeur 3 pixels et les lignes claires sont de largeur 5 pixels (on ne tient pas compte de la largeur des lignes aux extrémités du motif). La largeur de ligne minimale est donc de 3 pixels, le Min-SW vaut 3. Pour le motif n°2, les lignes claires et sombres sont de largeur 4 pixels, le Min-SW vaut 4. Pour le motif n°3, les lignes sombres sont de largeur 5 pixels, les lignes claires sont de largeur 3 pixels, le Min-SW vaut donc 3. Pour le motif n°4, la plus petite largeur de ligne est définie par une ligne claire qui est de largeur 2 pixels, le Min-SW vaut donc 2. Si les 4 motifs de la figure ci-dessous constituent une séquence de motif, alors le Min-SW de la séquence vaut 2 en raison du motif n°4.

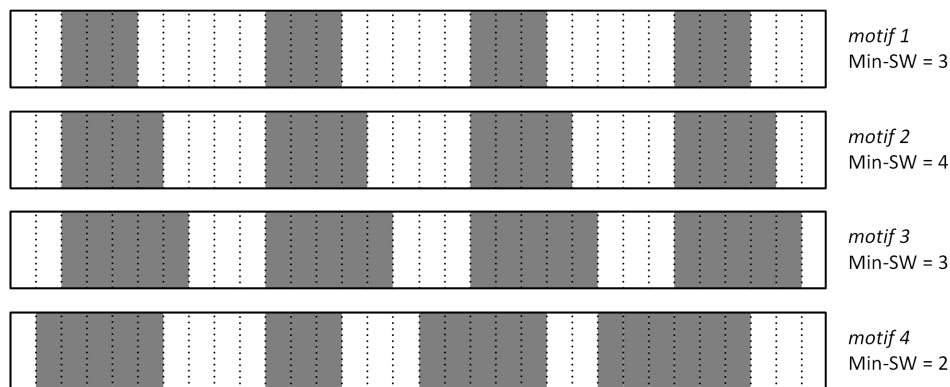


Figure IV-26 - Exemple de projection de 4 motifs, le Min-SW de la séquence de motifs vaut 2.

Cette notion de Min-SW est importante dans les dispositifs où la netteté d'image n'est pas optimale en raison de la défocalisation, de la diffraction, et d'éléments optiques à faible résolution... En effet, le Min-SW, donc la largeur minimale de ligne, est directement associée à la fréquence la plus haute contenue dans les motifs projetés. Et si cette fréquence de motif est trop haute, elle pourrait ne pas être détectée en raison du manque de netteté dans les images.

En raison d'une résolution optique du système de mesure peu élevée, la fréquence des motifs projetés doit être la plus basse possible afin de détecter le plus aisément possible les variations de signal. Le Min-SW doit donc être maximisé.

IV.3.4 Motifs à code gray classique

La première série de motifs qui va être testée sur le dispositif de mesure est basée sur un code Gray classique. Un code Gray, ou code binaire réfléchi, est un système de codage où deux valeurs successives ne diffèrent que d'un seul bit. Une série de motif à base de gray code classique est présentée ci-dessous pour

une résolution de motifs de 4 et 5 bits (Figure IV-27 - (a) Exemple de projection de cinq motifs pour la méthode à code Gray classique, (b) Exemple de projection de quatre motifs pour la méthode à code Gray classique. Figure IV-27) et de 10 bits (Figure IV-28 (a)). Ce principe de codage à l'avantage de générer des reconstructions plus robustes au bruit et permet également un processus de correction d'erreurs après la capture en vérifiant qu'un seul bit a été modifié entre deux valeurs successives.

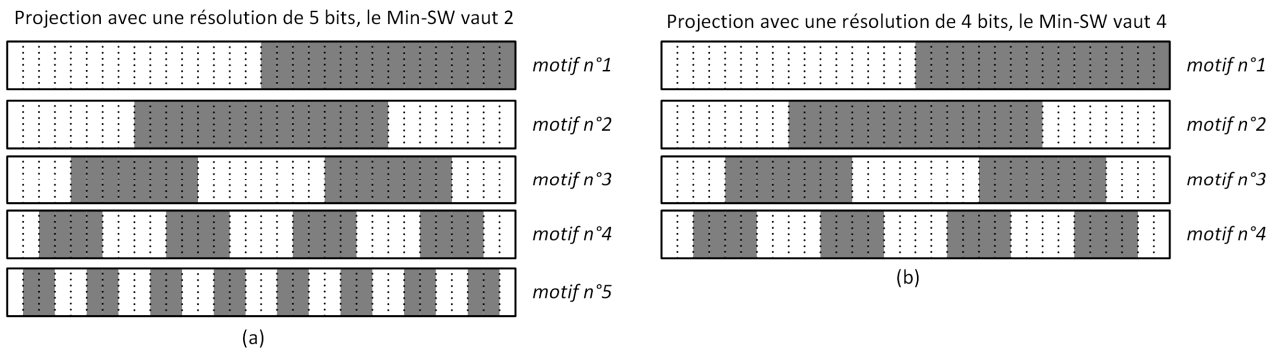


Figure IV-27 - (a) Exemple de projection de cinq motifs pour la méthode à code Gray classique, (b) Exemple de projection de quatre motifs pour la méthode à code Gray classique.

Avant de réaliser la description de la projection d'un motif en code Gray dans le cas réel, voici la description d'une projection simplifiée d'un code gray, tel que décrit dans la figure ci-dessus (Figure IV-27) :

Dans le premier cas (Figure IV-27 (a)), la largeur de chaque motif projeté est de 32 pixels. Grâce aux 5 motifs distincts projetés successivement, il est possible d'identifier de façon unique les 32 lignes qui composent les motifs. En conséquence, la résolution des motifs projetés est de 5 bits ($32 = 2^5$). La plus petite largeur de ligne détectée dans les motifs se trouve dans le motif n°5, elle vaut 2 pixels, donc le Min-SW vaut 2.

Dans le deuxième cas (Figure IV-27 (b)), la largeur de chaque motif projeté est de 32 pixels. Grâce aux 4 motifs distincts projetés successivement, il est possible d'identifier de façon unique 16 lignes de largeur 2 pixels qui composent les motifs. En conséquence, la résolution des motifs projetés est de 4 bits ($32 = 2^4$). La plus petite largeur de ligne détectée se trouve dans le motif n°4, elle vaut 4 pixels, donc le Min-SW vaut 4.

Voici le même type d'analyse, mais dans le cas réel, sur une largeur de motif de 1024 pixel, la largeur du DMD :

Dans la configuration du système de mesure, la largeur de chaque motif projeté par le DMD est de 1024 pixels. Avec 10 motifs projetés il est possible d'identifier de façon unique les 1024 lignes, le Gray code est donc sur 10 bits, le Min-SW des motifs projetés sera de 2. Avec 9 motifs projetés il est possible d'identifier 512 lignes distinctes de largeur 2 pixels, le Gray code est donc sur 9 bits, le Min-SW des motifs projetés sera de 4. Avec 8 motifs projetés il est possible d'identifier 256 lignes distinctes de largeur 4 pixels, le Gray code est donc sur 8 bits, le Min-SW des motifs projetés sera de 8.

Le code gray classique qui sera testé sur le système de mesure tridimensionnel sera donc de 8, 9 et 10 bits, avec un Min-SW valant respectivement 8, 4 et 2.

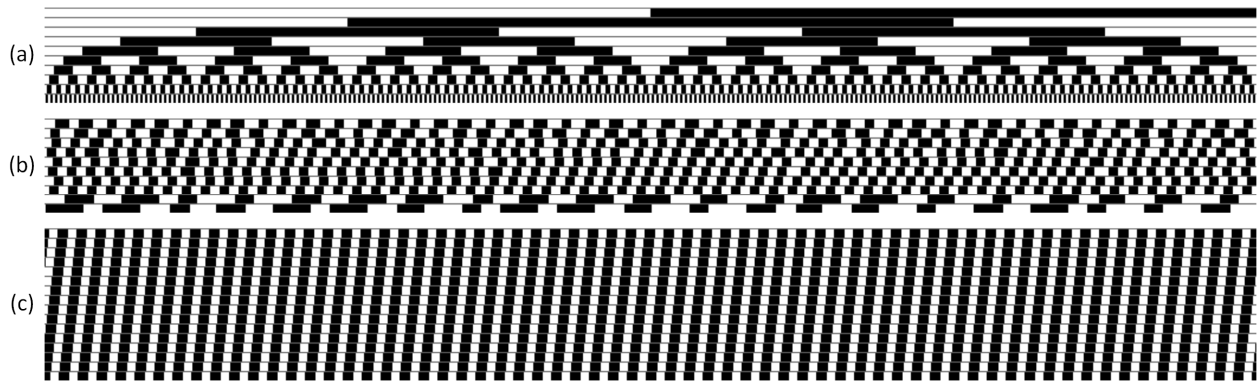


Figure IV-28 - (a) Les 10 motifs pour les méthodes 10 bits à base de gray code classique. (b) Les 10 motifs pour les méthodes 10 bits à base de MMSW. (c) Les 16 motifs pour les méthodes à décalage de phase sur 10 bits (méthode classique et alternative) avec un Min-SW de 8.

IV.3.5 Motifs à code gray de type Maximum Min-SW (MMSW)

Des codes Gray spécifiques existent, optimisés pour un Min-SW élevé et appliqués au contexte de la reconstruction tridimensionnelle [60, 164]. Bien que ce type de code soit rare, ils ont été largement étudiés dans la littérature liée aux mathématiques combinatoires [165, 166]. L'un de ces codes (Figure IV-28 (b)) sera testé avec le système de mesure tridimensionnel. Pour cette méthode de codage Gray proposant un Min-SW maximal (*Maximum Min-SW*, MMSW), il n'existe pas d'algorithmes génériques permettant de construire des motifs à n bits, n étant quelconque. Cependant, pour $n = 10$, un algorithme est proposé et détaillé dans un article proposé par Goddyn et al. [165].

Le Min-SW pour ce code de type MMSW est de 8 [165]. La résolution des motifs projetés est de 10 bits avec 10 motifs successifs. Comme la résolution est de 10 bits, 1024 lignes verticales distinctes pourront être identifiées sur le DMD, la largeur des lignes sera de 1 pixel (Figure IV-28 (b)).

Pour obtenir un code MMSW sur 9 bits, donc avec l'identification de 512 lignes distinctes, le code MMSW sur 10 bits est réutilisé avec ses 10 motifs, mais uniquement la première moitié des 1024 valeurs est projetée, donc 512 valeurs. Chacune des 512 valeurs est dupliquée sur 2 pixels successifs pour étendre le motif sur les 1024 pixels du DMD. En conséquence, si un code MMSW sur 9 bits est projeté, avec 10 motifs distincts, le Min-SW du motif projeté sera de 16, avec 512 lignes verticales identifiables, chaque ligne étant d'une largeur 2 pixels.

Avec un raisonnement similaire pour un code de type MMSW sur 8 bits, avec la projection de 10 motifs, le Min-SW sera de 32 avec 256 lignes verticales identifiables, chaque ligne étant d'une largeur 4 pixels.

Le code MMSW sera donc testé avec 8, 9 et 10 bits pour un Min-SW valant respectivement 32, 16 et 8.

Le code Gray classique sur 10 bits possède un Min-SW de 2 et le code Gray de type MMSW sur 10 bits possède un Min-SW de 8. Cette propriété est clairement visible sur les deux motifs (Figure IV-28 (a) et (b)) où la largeur des lignes verticales est de plus en plus étroite pour être de 2 au minimum pour le code Gray classique alors que pour le code Gray type MMSW, la largeur des lignes verticales est maintenue la plus haute possible sur les 10 motifs. Par contre le nombre de lignes identifiables de façon distincte avec ces deux séquences de 10 motifs (code gray et MMSW) est la même dans les deux cas et égale à 1024. Comme cela sera précisé par la suite, sur les dispositifs à basse résolution d'imagerie (basse résolution due aux performances des éléments optiques ou à la défocalisation, par exemple), il peut être intéressant de

privilégier la projection de motifs à largeur de ligne élevée pour faciliter leur détection. Dans ce cas, les motifs basés sur du code MMSW présentent un intérêt.

IV.3.6 Motifs à décalage de phase

Deux algorithmes à décalage de phase sont également testés qui utilisent chacun les mêmes séquences de motifs projetés (Figure IV-28 (c)). Pour ces algorithmes, des lignes verticales de largeur identiques sont projetées sur l’objet à mesurer puis décalées horizontalement par incréments constant lors du séquençement temporel.

IV.3.6.a Résolution et Min-SW pour les deux méthodes à décalage de phase.

Pour les méthodes à décalage de phase, la résolution des motifs projetés et leur Min-SW peuvent-être déterminés en se basant sur les définitions données en partie IV.3.3.

Avant de donner les résolutions et Min-SW pour les motifs à décalage de phase projetés avec le DMD, voici sur un exemple plus simple comment ces valeurs sont déterminées :

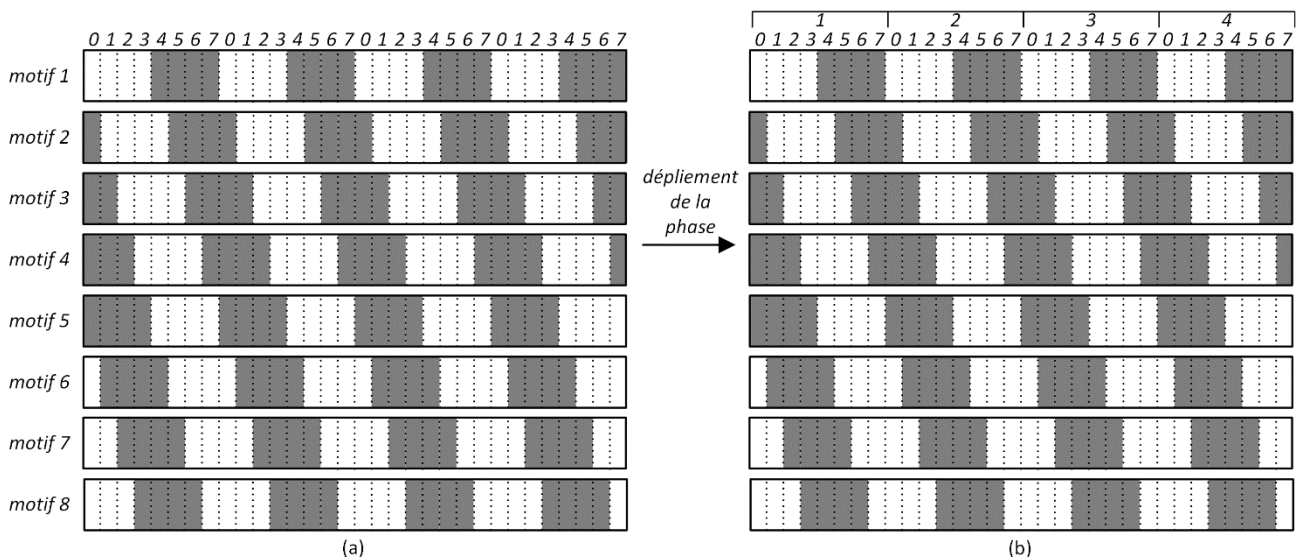


Figure IV-29 - (a) Huit motifs constitués d’alternance de lignes claires et sombres de largeur 4 pixels sont projetés. Chaque motif est décalé par rapport au motif précédent d’un pixel, huit valeurs de phase distinctes sont identifiées. (b) La phase est dépliée et 4 groupes de phase distincts sont identifiés.

Un premier motif périodique est projeté constitué d’une alternance de lignes sombre et claires, chaque ligne étant de largeur 4 pixels. La période des motifs projetés est donc de 8 pixels. Puis un second motif est projeté en décalant le premier motif d’un pixel. Ce décalage correspond à un décalage de phase de $2\pi/8$. Ce procédé est reproduit pour le motif suivant qui correspond à un déphasage de $4\pi/8$, ce procédé de décalage de phase est reproduit et ce sont au total 8 motifs qui sont projetés sur ce principe.

La détermination du Min-SW est la suivante : la largeur de toutes les lignes, sombres ou claires, est de 4 pixels, donc le Min-SW vaut 4.

La détermination de la résolution passe par deux étapes. La première étape consiste à identifier les lignes projetées dans la succession de motifs, il est possible d’identifier huit valeurs distinctes de phase variant de 0 à 7. Chacune de ces 8 valeurs se retrouve 4 fois dans le motif (Figure IV-29 (a)). La seconde étape consiste

à dissocier les 4 groupes constitués de 8 valeurs de phase croissante, c'est le processus de dépliement de la phase (Figure IV-29 (b)). Ainsi en distinguant la phase du motif, c'est-à-dire 8 valeurs de phase, et 4 groupes de phase, il est possible d'identifier de façon unique 32 lignes verticales. La résolution de ces 8 motifs à décalage de phase projetés est donc de 5 ($32=2^5$).

Il est possible d'appliquer le même type de raisonnement avec une projection d'un motif de largeur 1024 pixels, c'est-à-dire la largeur du DMD (Figure IV-28 (c)) :

Le premier cas correspond à la projection de lignes de largeur 16 pixels avec 32 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 1 pixel. Dans ce cas, le Min-SW vaut 16 (la largeur d'un motif), la résolution est de 10 bits car 1024 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

Le second cas correspond à la projection de lignes de largeur 16 pixels avec 16 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 2 pixels. Dans ce cas, le Min-SW vaut 16 (la largeur d'un motif), la résolution est de 9 bits car 512 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

Le troisième cas correspond à la projection de lignes de largeur 16 pixels avec 8 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 4 pixels. Dans ce cas, le Min-SW vaut 16 (la largeur d'un motif), la résolution est de 8 bits car 256 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

La même démarche est reproduite pour des lignes de largeur 8 pixels :

Le premier cas correspond à la projection de lignes de largeur 8 pixels avec 16 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 1 pixel. Dans ce cas, le Min-SW vaut 8 (la largeur d'un motif), la résolution est de 10 bits car 1024 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

Le second cas correspond à la projection de lignes de largeur 8 pixels avec 8 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 2 pixels. Dans ce cas, le Min-SW vaut 8 (la largeur d'un motif), la résolution est de 9 bits car 512 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

Le troisième cas correspond à la projection de lignes de largeur 8 pixels avec 4 motifs distincts projetés, le décalage de phase entre chaque motif étant de 4 pixels. Dans ce cas, le Min-SW vaut 8 (la largeur d'un motif), la résolution est de 8 bits car 256 lignes verticales distinctes pourront être identifiées.

Pour chacun des deux algorithmes à décalage de phase proposés, des motifs de 8, 9 et 10 bits seront donc projetés, ces projections seront testées avec des motifs ayant des Min-SW de 8, puis de 16.

IV.3.6.b Motifs à décalage de phase avec détection d'un motif de forme sinusoïdale

La première méthode à décalage de phase s'appuie sur une hypothèse principale : les motifs projetés, des créniaux périodiques (Figure IV-29), deviennent de forme sinusoïdale après la traversée des interfaces optiques de projection et de capture. Cela est proche de la réalité, les interfaces optiques se comportent comme des filtres spatiaux passe bas (perte de netteté à la traversée des interfaces), donc à partir d'une fréquence de créniaux critique, les harmoniques sont filtrées et seule la fréquence fondamentale est conservée, le signal devient alors sinusoïdal.

La première méthode à décalage de phase est donc basée sur un algorithme largement utilisés dans la littérature sous de nombreuses variantes [62] Le motif capturé est considéré comme étant sinusoïdal et l'intensité I_i observée sur un pixel de la caméra pour le motif n^oi suit cette équation :

$$I_i(x, y) = L_1(x, y) \times \cos(\varphi(x, y) + \delta_i) + L_2(x, y) \quad (IV-12)$$

Où x et y sont les coordonnées du pixel capturé sur l'image, L_1 et L_2 sont les intensités lumineuses qui dépendent des conditions d'éclairage de la scène avec une illumination directe par le projecteur pour L_1 et une illumination globale pour L_2 . δ_i est le décalage de phase pour le $i^{\text{ème}}$ motif. $\varphi(x, y)$ est la phase observée et est corrélée à l'information de profondeur.

C'est la phase observée $\varphi(x, y)$ qui doit être déterminée lors de l'application de l'algorithme à décalage de phase. Elle peut être calculée par la formule suivante :

$$\varphi(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{-\sum I_i(x, y) \cdot \sin(\delta_i)}{\sum I_i(x, y) \cdot \cos(\delta_i)} \right) \quad (\text{IV-13})$$

Pour N décalages de phase, les 2 sommes indiquées dans l'équation sont réalisées sur les N mesures. La plage de mesure de $\varphi(x, y)$ vaut $[-\pi ; +\pi]$, et après un processus de dépliement de la phase, celle-ci peut être convertie dans la même gamme de mesure que les algorithmes précédents à base de code gray ou de code MMSW, donc pour des valeurs variant de 0 à 1023.

IV.3.6.c Motifs à décalage de phase (alternatif) avec détection plus précise de la forme du motif

- *Présentation générale de la méthode*

Le second algorithme à décalage de phase, qui sera appelé algorithme à décalage de phase alternatif dans la suite, est basé sur la même série de motifs que l'algorithme à décalage de phase classique. Cet algorithme a été développé lors de la thèse dans l'objectif d'obtenir de l'exactitude de mesure plutôt que de la rapidité de calcul.

Pour la méthode précédente à décalage de phase (méthode « classique »), le profil d'intensité capturé au cours du temps par un pixel caméra lors de la projection d'une séquence de motif est assumé sinusoïdal. Dans la méthode « alternative », ce profil d'intensité, nommé $I(t)$ par la suite, se rapproche plus fortement de la forme réelle du signal. Il est obtenu par la convolution de deux fonctions : tout d'abord une fonction $E(t)$ représentant le signal émis en entrée du système de projection et ensuite une fonction $H(t)$ qui représente la fonction d'étalement de point (*Point Spread Function*, PSF) du système optique global, donc de projection et de capture.

Cette PSF correspond à l'image par l'ensemble du système optique de l'émission d'un signal optique ponctuel, donc c'est la réponse impulsionnelle du système optique. Elle tient compte de l'ensemble des facteurs dégradant la qualité du signal le long de la chaîne optique : principalement les aberrations géométriques, la défocalisation, la diffraction. L'image d'un point sera donc cette tâche lumineuse décrite par la PSF.

La PSF agit comme un filtre passe bas sur le signal optique, ce filtre étant décrit par la fonction de transfert optique (OTF) dont le module est la MTF. Afin de ne pas compliquer inutilement la méthode, la fonction PSF sera approximée par un signal de type Gaussien, pour obtenir $H(t)$.

On obtient donc l'égalité suivante :

$$I(t) = E(t) * H(t) \quad (\text{IV-14})$$

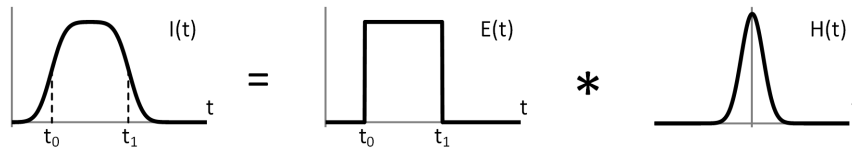


Figure IV-30 - Profil théorique de l'intensité $I(t)$ sur un pixel du capteur CCD en fonction du profil d'intensité $E(t)$ émis par un miroir du DMD et de l'approximation de la PSF, $H(t)$.

$H(t)$ est approximée à une forme Gaussienne, sa forme normalisée $H_0(t)$ (sans de facteur de gain ni d'offset) est la suivante :

$$H_0(t) = \frac{1}{\sigma\sqrt{\pi}} \exp\left(-\left(\frac{t}{\sigma}\right)^2\right) \quad (\text{IV-15})$$

L'écart-type σ fixe l'impact des effets optiques (défocalisation, aberrations, diffraction) sur le signal d'entrée $E(t)$. Cette valeur de σ peut être déterminée à partir de l'expression théorique de la PSF. Elle peut également être déterminée expérimentalement, notamment à travers l'analyse du signal $I(t)$ mesuré sur chaque pixel au cours de l'étalonnage.

- *Définition de la fonction d'intensité normalisée*

L'intensité $I(t)$ est un signal pouvant varier selon 3 paramètres : un offset, une amplitude et une phase qui vont dépendre du lieu et de la date de la mesure. On définit une nouvelle fonction, la fonction d'intensité normalisée $I_0(t)$, qui impose l'offset et la phase à 0, et dont l'amplitude vaut 1. Cette fonction $I_0(t)$ est obtenue à partir de cette équation :

$$I_0(t) = E(t) * H_0(t) \quad (\text{IV-16})$$

La fonction d'intensité $I(t)$ sera par la suite déterminée par rapport à la fonction normalisée $I_0(t)$ selon l'équation suivante :

$$I(t) = P_2 + P_1 \cdot I_0(t - P_0) \quad (\text{IV-17})$$

P_0 correspond au déphasage du signal $I(t)$, P_1 correspond à son amplitude, et P_2 à son offset.

- *Détermination de l'expression de la fonction d'intensité normalisée*

$I_0(t)$, l'intensité de sortie normalisée, peut être déterminée analytiquement à partir de sa dérivée, $\delta(t)$ est la fonction impulsionnelle (le Dirac) :

$$\begin{aligned} I'_0(t) &= (E(t) * H_0(t))' = E'(t) * H_0(t) \\ I'_0(t) &= (\delta(t - t_0) - \delta(t - t_1)) * H_0(t) \\ I'_0(t) &= H_0(t - t_0) - H_0(t - t_1) \end{aligned} \quad (\text{IV-18})$$

La figure ci-dessous illustre les équations ci-dessus (Equations IV-18) :

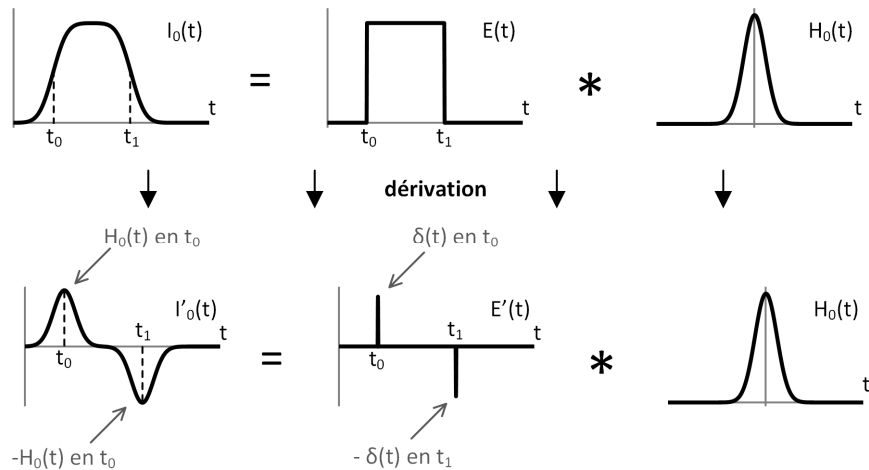


Figure IV-31 - (a) Détail de la dérivation de I(t)

Afin de déterminer $I_0(t)$, il faut préciser l'expression de la primitive de H_0 :

$$\int H_0(x) = \frac{1}{2} \cdot \operatorname{erf}\left(\frac{x}{\sigma}\right) \quad (\text{IV-19})$$

Avec $\operatorname{erf}()$, fonction d'erreur de Gauss.

$$I_0(t) = \int H_0(t - t_0) - H_0(t - t_1) dt = K + \frac{1}{2} \left(\operatorname{erf}\left(\frac{t - t_0}{\sigma}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{t - t_1}{\sigma}\right) \right) \quad (\text{IV-20})$$

- Détermination de la carte de phase

Comme indiqué dans l'équation IV-18, les 3 paramètres P_0 , P_1 et P_2 permettent de définir $I(t)$ à partir de l'expression de $I_0(t)$:

$$I(t) = P_2 + \frac{P_1}{2} \left(\operatorname{erf}\left(\frac{t - t_0 - P_0}{\sigma}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{t - t_1 - P_0}{\sigma}\right) \right) \quad (\text{IV-21})$$

L'analyse du signal de sortie consiste donc à déterminer ces 3 paramètres : P_0 , P_1 et P_2 . La détermination de P_0 pour l'ensemble des pixels permet d'établir la carte de phase du signal mesuré. La détermination de P_1 permet d'établir la carte de contraste pour le signal mesuré. Pour finir, la détermination de P_2 permet d'établir la carte d'intensité lumineuse moyenne pour l'ensemble de l'image.

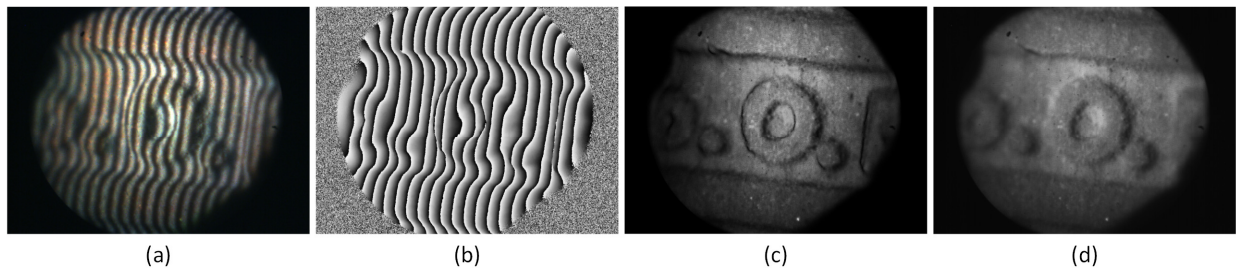


Figure IV-32 – Résultat de l'application de l'algorithme de type Levenberg-Marquardt (LMA) avec identification des 3 paramètres de mesure P_0 , P_1 et P_2 . (a) Une des images capturées pendant le processus de capture à décalage de phase. (b) Carte de phase, non dépliée, reconstruite grâce au paramètre P_0 . (c) Carte de contraste, au sens contraste entre lignes sombres et claires, reconstruite grâce au paramètre P_1 . (d) Carte d'intensité lumineuse moyenne, reconstruite grâce au paramètre P_2 .

Dans la suite de la reconstruction tridimensionnelle, c’est uniquement la carte de phase qui sera exploitée pour aboutir à la carte de profondeur en fin de reconstruction. La carte de contraste a pourtant son intérêt, elle permet de discriminer les zones à contraste élevé avec celles à contraste faible. Dans les zones à contraste faible, il y a un risque d’obtenir un résultat de reconstruction bruité et donc de qualité moins élevée. Plusieurs raisons distinctes peuvent expliquer la présence d’une zone à contraste faible (Figure IV-32 (c)). Ce sont tout d’abord les zones moins éclairées de l’image et celles où la texture est plus sombre. Ce sont ensuite les zones plus floues de l’image qui ont donc une résolution latérale moins élevée, visible par exemple sur le tiers gauche de la Figure IV-32 (c). Ce sont pour finir les zones où l’orientation de la surface n’est pas face à la caméra, c’est-à-dire les zones de pentes, par exemple le contour de la lettre O. Cette carte de contraste est une indication directe de la qualité de la reconstruction dans l’image. En cas de reconstruction d’une même surface sous différents angles, elle peut permettre de choisir l’angle le plus approprié en cherchant celui qui offre le contraste le plus élevé.

La carte d’intensité déterminée grâce à P_2 , quant à elle, est intéressante pour récupérer la texture de l’objet. Bien qu’il y ait eu uniquement des projections de motifs avec lignes verticales (Figure IV-32 (a)), cette carte d’intensité fournit une vue de l’objet comme s’il y avait eu projection d’un motif uniforme, et avec une qualité supérieure à la capture d’une unique image, car elle utilise la séquence d’image du multiplexage temporel pour être calculée, donc avec un effet de moyenne sur le bruit aléatoire.

Pour chaque pixel de l’image, il a fallu déterminer la valeur de P_0 , P_1 et P_2 associée. Ces valeurs ont été déterminées en appliquant, pour chaque pixel, un algorithme de Levenberg-Marquardt (Levenberg-Marquardt Algorithm, LMA) sur la fonction d’intensité mesurée. Le principe de cet algorithme va être de déterminer les valeurs numériques de P_0 , P_1 et P_2 dans l’équation IV-21 afin que cette équation donne des résultats les plus proches possible de l’intensité mesurée sur un pixel. Le choix de cet algorithme LMA a été réalisé car $I(t)$ est non linéaire et que plusieurs paramètres (ici trois) sont à déterminer simultanément.

- *Réglage de l’algorithme de LMA*

Pour éviter de déterminer des optimums locaux erronés, les 3 paramètres P_0 , P_1 et P_2 ont été initialisés avec des valeurs approchées. Ces valeurs approchées ont été sélectionnées en déterminant sur la séquence de capture, et pour chaque pixel : l’intensité maximale I_{\max} , l’intensité minimale I_{\min} et la date t_{\max} où le maximum a été atteint. Puis les paramètres ont été initialisés ainsi :

$$P_0 = t_{\max} ; P_1 = I_{\max} - I_{\min} ; P_2 = \frac{I_{\max} + I_{\min}}{2} \quad (IV-22)$$

Pour appliquer l’algorithme LMA, il est nécessaire de calculer la Jacobienne de $I(t)$ en P_0 , P_1 et P_2 . Cela consiste à déterminer les dérivées partielles de $I(t)$ selon les 3 paramètres P_0 , P_1 et P_2 . Ce qui donne les 3 expressions suivantes :

$$\begin{aligned} \text{jac}(P_0) &= -P_1 \times (H(t - t_0 - P_0) - H(t - t_1 - P_0)) \\ \text{jac}(P_1) &= \frac{1}{2} \left(\text{erf} \left(\frac{t - t_0 - P_0}{\sigma} \right) - \text{erf} \left(\frac{t - t_1 - P_0}{\sigma} \right) \right) \\ \text{jac}(P_2) &= 1 \end{aligned} \quad (IV-23)$$

IV.3.7 Comparaison expérimentale des 4 méthodes à multiplexage temporel

IV.3.7.a Présentation

Les expérimentations sont réalisées avec le dispositif stéréoscopique détaillé en partie III.4 du chapitre précédent et testé avec les quatre méthodes proposées, et avec trois résolutions (8, 9 et 10 bits) par méthode. Pour les deux méthodes à base de décalage de phase, deux largeurs de lignes (équivalent au Min-SW) de 8 et 16 pixels ont été testées. Les mesures sont effectuées d'une part sur une surface blanche plane uniforme et également sur une pièce de 10 centimes d'euros peinte en blanc (peinture de marque Crick 130 fabriquée par la société KF) :

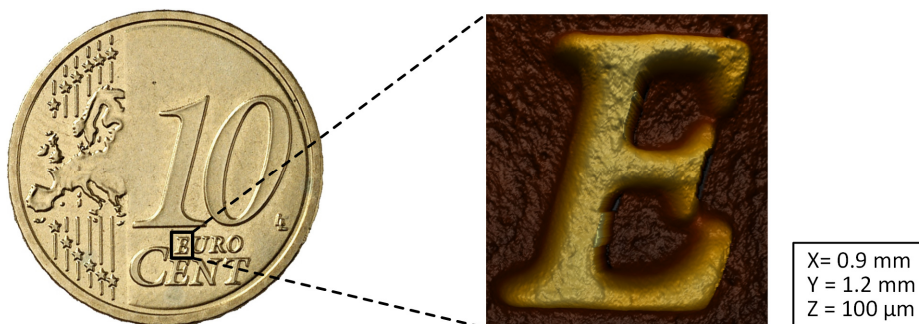


Figure IV-33 - La forme de la lettre E du mot EURO est reconstruite sur une pièce de 10 centimes d'euros. Ici, la reconstruction a été effectuée avec l'algorithme à décalage de phase alternatif, pour une résolution de 10 bits et une largeur de lignes de 16 pixels.

Pour chaque motif devant être projeté sur l'objet à mesurer, deux motifs ont en fait été projetés, le motif initialement prévu et son opposé, les pixels noir deviennent blanc et inversement. Les deux images capturées sont ensuite soustraites entre elles pour obtenir une unique image. Ce processus permet d'éliminer l'éclairage ambiant parasite et de centrer les variations de signal sur zéro. Les résultats sont ainsi plus précis et plus robustes, avec la contrepartie du doublement du nombre de motifs projetés et donc de la cadence d'obtention des images.

Pour les quatre méthodes de reconstruction (code Gray classique, code Gray MMSW et les méthodes à décalage de phase), le résultat de calcul est converti sous une même formalisation pour simplifier la comparaison des méthodes :

La première étape consiste à déterminer les cartes de phase. Une carte de phase permet d'identifier, pour chaque pixel de la caméra, quelle ligne verticale du motif a été projetée sur ce pixel.

Par exemple si le DMD projete 256 lignes verticales distinctes sur l'objet à mesurer, puis la caméra filme ces 256 lignes projetées, alors sur chaque pixel (x_c, y_c) de la caméra il sera possible d'identifier le numéro de la ligne qui a été projetée, le numéro de la ligne est alors égal à la phase du motif projeté. Cette opération effectuée sur l'ensemble des pixels de la caméra permet de constituer la carte de phase, dont les valeurs seront comprises, pour cet exemple, entre 0 et 255. Afin de comparer facilement les cartes de phase pour l'ensemble des méthodes et résolutions de projection, la phase est ensuite normalisée dans l'intervalle $[0 ; 1]$.

Donc si un point (x_c, y_c) de la carte de phase possède une valeur égale à 0, cela signifie que c'est la ligne verticale la plus à gauche du motif qui a été projetée sur le pixel (x_c, y_c) de la caméra correspondant. De

même, si un point (x_c, y_c) de la carte de phase possède une phase de 0,5, cela signifie que c'est la ligne du milieu du motif qui a été projeté sur le pixel (x_c, y_c) de la caméra correspondant.

Les quatre méthodes de reconstruction calculent chacune une carte de phase. L'étape suivante consiste à déterminer les nuages de points tridimensionnels et également les cartes de profondeur.

Afin d'atteindre cet objectif, la valeur de phase est exploitée pour réaliser la conversion des coordonnées (x_c, y_c) de chaque pixel caméra en coordonnées d'un point mesuré dans l'espace objet (X, Y, Z) . Grâce à ce procédé, un nuage de points 3D décrivant la surface mesurée est reconstruit. Les cartes de profondeur proposées dans la suite sont des tableaux de points qui associent à chaque pixel (x_c, y_c) de l'image caméra la valeur de profondeur Z calculée pour ce pixel.

Des exemples de résultats de mesure avec des profils extraits sur des cartes de phase et des cartes de profondeur sont présentés ci-dessous pour 2 méthodes différentes : code Gray 8 bits et décalage de phase 8 bits (Figure IV-34 et Figure IV-35).

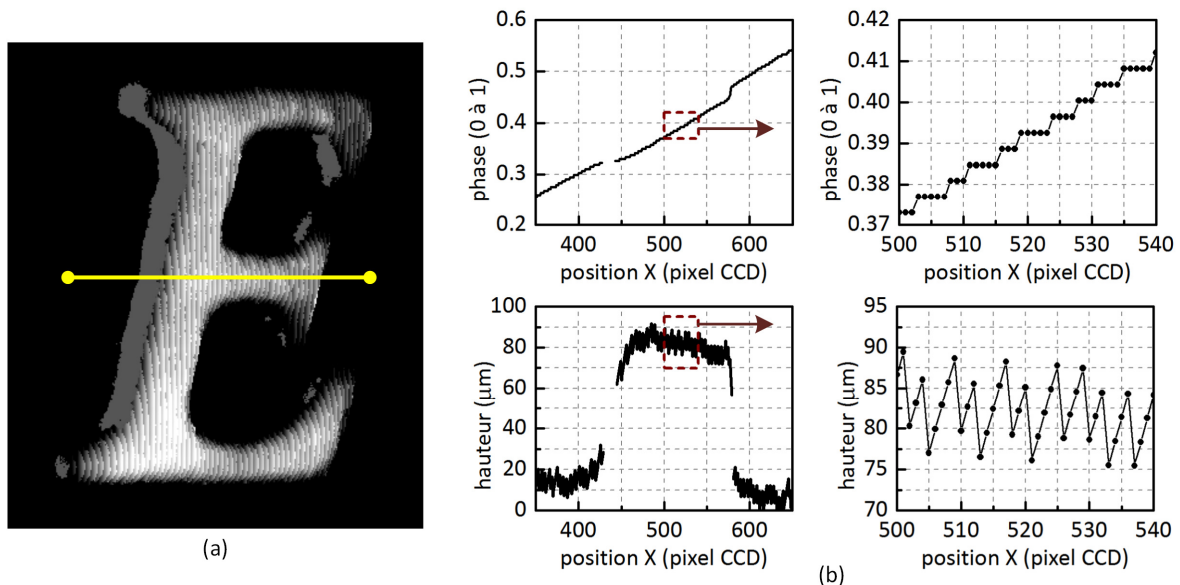


Figure IV-34 - Résultat de calcul avec la méthode à code Gray, 8 bits, sur la lettre E du mot EURO pour une pièce de 10 centimes. (a) Carte de profondeur de la lettre E. (b) Profils mesuré sur la lettre E, les graphiques du haut présentent les profils en phase, ceux du bas les profils en hauteur.

Pour le premier exemple de mesure ci-dessus (Figure IV-34), basé sur une mesure de type code Gray classique à 8 bits, le Min-SW est de 8, c'est-à-dire que les largeurs de lignes verticales projetées sont étendues sur 8 pixels du DMD. Une fois projetées sur la surface, puis sur le capteur CCD, ces lignes sont également étendues sur plusieurs pixels du capteur CCD, cela explique la forme en marches d'escalier de la phase mesurée. Cela génère du bruit de mesure en sortie d'environ 10 micromètres visible sur le profil en hauteur (Figure IV-34 (b)). La mesure est donc bruitée en raison de ce Min-SW trop élevé. Cependant, en augmentant le nombre de bits de la résolution du code Gray, donc en projetant des lignes plus étroites, la mesure ne sera pas obligatoirement améliorée, comme cela sera présenté par la suite.

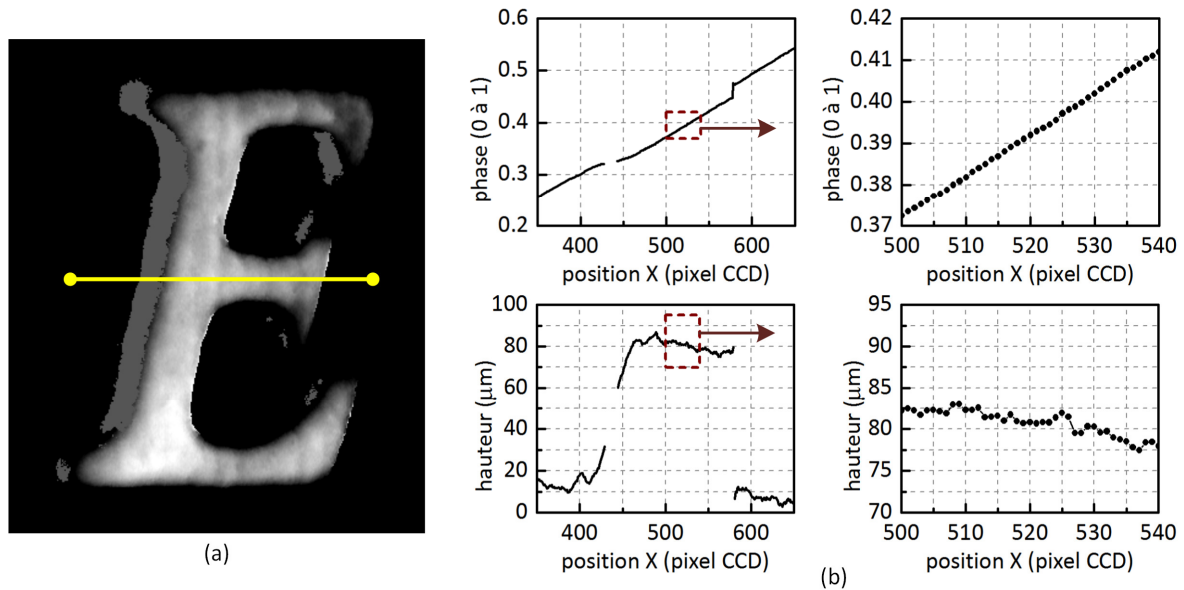


Figure IV-35 - Résultat de calcul avec la méthode à décalage de phase, 8 bits, sur la lettre E du mot EURO pour une pièce de 10 centimes. (a) Carte de profondeur de la lettre E. (b) Profils mesurés sur la lettre E, les graphiques du haut présentent les profils en phase, ceux du bas les profils en hauteur.

Pour le second exemple de mesure ci-dessus, également sur 8 bits et à décalage de phase classique, les résultats sont moins bruités que ceux de l'algorithme à code gray sur 8 bits. Sur la carte de profondeur pour l'algorithme à Gray code (Figure IV-34 (a)), on distinguait un bruit artificiel orienté verticalement et de fortes variations d'intensité. Ce type de variation d'intensité ne se retrouve plus sur la carte de profondeur pour l'algorithme à décalage de phase (Figure IV-35 (b)). La réduction du bruit se vérifie sur le profil en phase où l'effet « marche d'escalier » n'existe plus, l'augmentation de la phase est régulière. Le bruit sur le profil en hauteur apparaît également réduit, il est inférieur à 5 micromètres.

Cette réduction du bruit de mesure est due à la méthode basée sur le décalage de phase qui exploite la totalité des images capturées pour déterminer une valeur de phase, alors que pour les algorithmes à code Gray classique, c'est uniquement l'image à Min-SW la plus basse qui sert à coder les valeurs de phase les plus précises.

IV.3.7.b Méthode de comparaison des quatre algorithmes

Pour chaque algorithme, un profil le long d'une ligne horizontale d'une surface plane blanche est extrait de la carte de phase. Puis l'écart-type sur la hauteur mesurée est calculé. La même méthode est également appliquée sur un profil de la lettre E d'une pièce de 10 centimes d'euros.

Cependant, l'écart-type sur le profil extrait sur la lettre E risque de ne pas mesurer le bruit autour du profil, mais plutôt la dispersion des mesures de hauteur due à la forme de la lettre E. Pour mesurer le bruit de mesure, la forme du signal est présumée comme étant un signal de basse fréquence et le bruit un signal de haute fréquence. Afin d'extraire le profil de bruit, un filtre passe-haut est appliqué sur le signal. Un exemple d'application de ce filtre est décrit graphiquement ci-dessous :

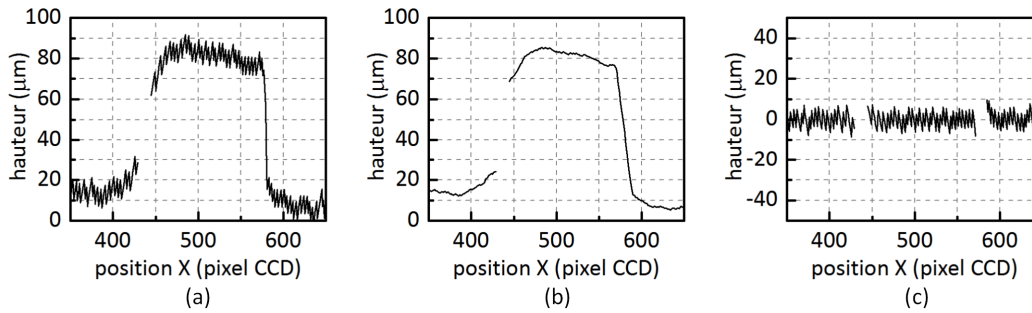


Figure IV-36 - (a) Profil sur une pièce de 10 cent d'euros avec un algorithme à code gray, 8 bits. (b) Filtre passe-bas sur le profil. (c) Filtre passe-haut sur le profil.

Une fois les basses fréquences filtrées, l'écart-type est calculé et donne une estimation du bruit de reconstruction.

IV.3.7.c Résultats de mesure

Les trois tableaux ci-dessous présentent l'exploitation des résultats de mesures réalisés selon les quatre méthodes :

		code gray			code MMSW		
		8	9	10	8	9	10
	résolution de projection (bits)	8	9	10	8	9	10
	min-SW	8	4	2	32	16	8
	nombre d'images	8	9	10	10	10	10
mesure sur un plan	écart-type sur la hauteur : $\sigma(\mu\text{m})$	3.71	3.74	4.10	3.62	2.09	1.96
	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	3.66	3.58	3.79	3.66	2.03	1.92
mesure sur une pièce de monnaie	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	3.89	3.78	3.88	3.82	2.46	2.37

Tableau IV-1 - Résultats de mesure sur une surface blanche et une pièce de monnaie avec les méthodes à code gray et MMSW

		algorithme à décalage de phase classique					
		8	9	10	8	9	10
	résolution de projection (bits)	8	9	10	8	9	10
	min-SW	8	8	8	16	16	16
	nombre d'images	4	8	16	8	16	32
mesure sur un plan	écart-type sur la hauteur : $\sigma(\mu\text{m})$	2.06	1.61	1.44	1.04	0.96	0.82
	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	2.02	1.50	1.33	1.08	0.95	0.91
mesure sur une pièce de monnaie	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	2.33	2.07	1.96	1.69	1.65	1.65

Tableau IV-2 - Résultats de mesure sur une surface blanche et une pièce de monnaie avec la méthode à décalage de phase classique

		algorithme à décalage de phase alternatif					
		8	9	10	8	9	10
	résolution de projection (bits)	8	9	10	8	9	10
	min-SW	8	8	8	16	16	16
	nombre d'images	4	8	16	8	16	32
mesure sur un plan	écart-type sur la hauteur : $\sigma(\mu\text{m})$	1.20	1.06	1.00	0.73	0.69	0.68
	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	0.84	0.78	0.60	0.63	0.59	0.57
mesure sur une pièce de monnaie	$\sigma(\mu\text{m})$ avec filtre passe-haut	1.64	1.59	1.56	1.36	1.35	1.34

Tableau IV-3 - Résultats de mesure sur une surface blanche et une pièce de monnaie avec la méthode à décalage de phase alternatif

Dans tous les cas, les algorithmes à décalage de phase donnent des résultats avec un écart type sur le bruit plus faibles que les méthodes à code gray et MMSW. Cependant, les méthodes à décalage de phase nécessitent un processus supplémentaire de dépliement de phase qui n'est pas nécessaire pour les deux autres méthodes. Ce processus de dépliement de la phase peut être résolu en projetant des motifs

supplémentaires, avec le coût d'un temps de capture plus élevé. Il peut également être résolu par des algorithmes spécifiques [], toujours avec le coût d'un temps de calcul additionnel.

A l'exception du code Gray classique, tous les algorithmes ont un écart type qui décroît lorsque la résolution de projection augmente. Ce n'est pas le cas pour le code Gray classique parce que ses valeurs de Min-SW deviennent trop basses (4 et 2) lorsque le nombre de bits augmente. Les lignes projetées sont trop étroites et la résolution latérale du dispositif n'est pas suffisante pour que les motifs projetés soient détectables sur le capteur CCD. Avec un Min-SW de 4 et 2, la valeur du contraste est trop basse pour une bonne détection, d'où un résultat de mesure bruité.

En conséquence, les méthodes MMSW ou plus généralement les méthodes basées sur un Min-SW élevé, tels les codes grays antipodaux [166], doivent être privilégiés par rapport aux méthodes à code gray classique dès que l'instrument de mesure a une résolution latérale basse, en raison de facteurs tels que la défocalisation, la diffraction, les aberrations géométriques...

Le même type de raisonnement peut être appliqué pour les algorithmes à décalage de phase. Les méthodes à décalage de phase avec un Min-SW de 16 donnent de meilleurs résultats que celles avec un Min-SW de 8. En conséquence, dans des systèmes de mesure à basse résolution d'imagerie, la résolution de projection (8, 9 et 10 bits) est un critère qui permet d'augmenter l'exactitude de reconstruction. La valeur du Min-SW est également un critère à prendre en compte.

Les meilleurs résultats sont obtenus avec la méthode à décalage de phase alternative appliqué sur une surface blanche avec un Min-SW de 16 et une résolution de projection de 10 bits. Dans ce cas, l'écart-type calculé vaut 0,68 μm . Cependant 32x2 motifs doivent être projetés, ce qui implique un temps de capture important. Les algorithmes à 9 bits donnent à peu près les mêmes performances avec un nombre de motifs à projeter divisé par 2, c'est à dire 16x2 motifs. Bien que l'algorithme à décalage de phase alternatif donne de meilleurs résultats que l'algorithme à décalage de phase classique, il est basé sur l'application d'un algorithme de type LMA, qui génère un temps de calcul plus élevé d'un facteur 10 environ.

Donc, si le temps de calcul est critique, la méthode MMSW donne de bons résultats avec la capture de 10 motifs et une résolution de 9 bits. Pour la résolution de 10 bits, la méthode MMSW a tendance à générer des zones non reconstruites, le Min-SW de 8 n'étant pas suffisant dans ce cas. Si la résolution en hauteur est le paramètre principal à optimiser, les algorithmes à base de décalage de phase doivent être privilégiés, avec la nécessité d'un processus de dépliage de phase supplémentaire. L'algorithme à décalage de phase classique est plus optimisé pour un temps de calcul rapide, l'algorithme à décalage de phase alternatif est quant à lui préférable pour optimiser la résolution de mesure.

Une autre caractéristique est à considérer lors de ces analyses de reconstructions : l'écart-type sur le plan de mesure blanc uni est toujours plus faible que celui obtenu sur le profil extrait de la lettre E. Cela est dû à la peinture qui est déposée sur la pièce de monnaie afin de faciliter sa mesure. Des analyses par interférométrie en lumière blanche (interféromètre Zygo new view 200) ont permis de déterminer les caractéristiques de cette peinture qui est déposée sur la pièce de monnaie. La figure ci-dessous (Figure IV-37) en présente des résultats :

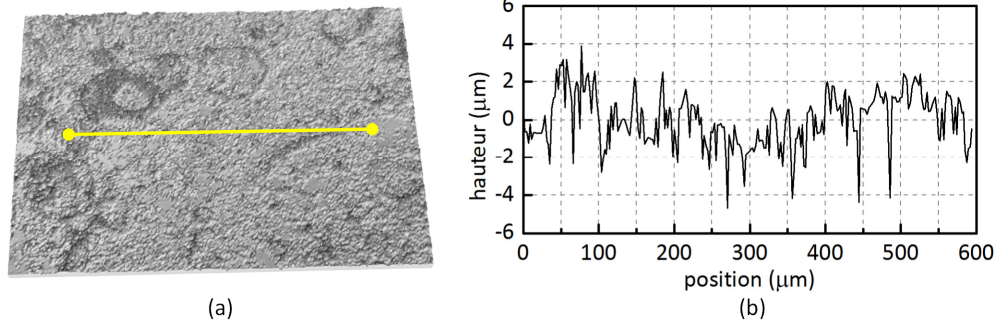


Figure IV-37 - (a) Surface plane d'une pièce de monnaie peinte reconstruite par interférométrie en lumière blanche. (b) Profil extrait sur la surface peinte, l'écart-type sur le profil en hauteur est de 1,44 µm.

Déposer de la peinture blanche sur la pièce métallique ajoute de la matière sur la surface de la pièce. L'écart-type sur un profil d'une surface plane de la pièce passe d'environ 0,05 µm sans peinture à 1,44 µm avec peinture. Cela explique pourquoi les mesures sur pièces peintes ne donnent pas des résultats d'écart-types inférieures au micron comme cela est le cas pour l'écran blanc, c'est la peinture qui est mesurée sur la pièce peinte et pour les méthodes les plus précises, et non le bruit de mesure.

Pour conclure cette analyse, des reconstructions de surface avec différents algorithmes ont été réalisés sur la lettre O de la séquence « d'ap.O.ROTY » mesuré sur la pièce de 10 cent (Figure IV-38). des analyses visuelles peuvent en être extraites :

- Pour la reconstruction avec une méthode à code gray 8 bits (Figure IV-38 (a)), l'effet de découpage de la surface en échelon présenté en Figure IV-34 est également visible sur la surface de la lettre O, le résultat est donc bruité.
- Pour la reconstruction avec une méthode à code gray 10 bits (Figure IV-38 (b)), l'écart-type élevé déterminé lors de l'analyse (3,88 µm) se retrouve sur la reconstruction avec un bruit aléatoire qui recouvre la surface de la lettre O.
- Pour la reconstruction de surface avec la méthode MMSW, 9 bits (Figure IV-38 (b)), les différents bruits détectés visuellement dans les méthodes à code gray semblent moins visibles. Des lignes de relief verticales fines apparaissent cependant sur la surface, ces lignes sont générées par les interférences (l'intervalle séparant une ligne claire d'une ligne sombre) qui peuvent être des zones d'incertitudes dans la détection des motifs, et donc source d'erreurs de reconstruction.
- Pour la reconstruction de surface avec la méthode à décalage de phase alternatif et un Min-SW de 8 (Figure IV-38 (d)), des erreurs périodiques prononcées du type « vaguelettes » apparaissent sur la surface reconstruite. Le Min-SW de 8 est trop bas, les lignes ne sont pas assez contrastées, la phase n'est donc pas déterminée avec précision.
- Pour les deux dernières reconstructions (Figure IV-38 (e) et (f)), la méthode utilisée est dans les deux cas basée sur le décalage de phase alternatif avec un Min-SW de 16. Dans les deux cas, la surface a été reconstruite avec précision. Il peut être noté des variations de hauteur sinusoïdales légères sur l'ensemble de la surface reconstruite pour la méthode à 8 bits ((Figure IV-38 (e)), dues à la méthode

algorithmique de reconstruction. Elles sont atténuées pour la méthode à 10 bits qui présente un meilleur résultat visuel.

Les résultats MMSW, et le résultat à décalage de phase 8 bits (Figure IV-38 (c) (e)) semblent visuellement comparables et légèrement plus bruités que le résultat à décalage de phase 10 bits (Figure IV-38 (f)). Donc si le nombre d’images à capturer est un critère à minimiser, les méthodes MMSW et à décalage de phase 8 bits ont leur intérêt, car ces deux méthodes nécessitent la projection de 10 motifs (MMSW) et 8 motifs (décalage de phase 8 bit) au lieu de 32 motifs pour la méthode à décalage de phase 10 bits. Un intérêt supplémentaire de la méthode MMSW est qu’elle ne nécessite pas de processus de dépliage de phase contrairement aux méthodes à décalage de phase.

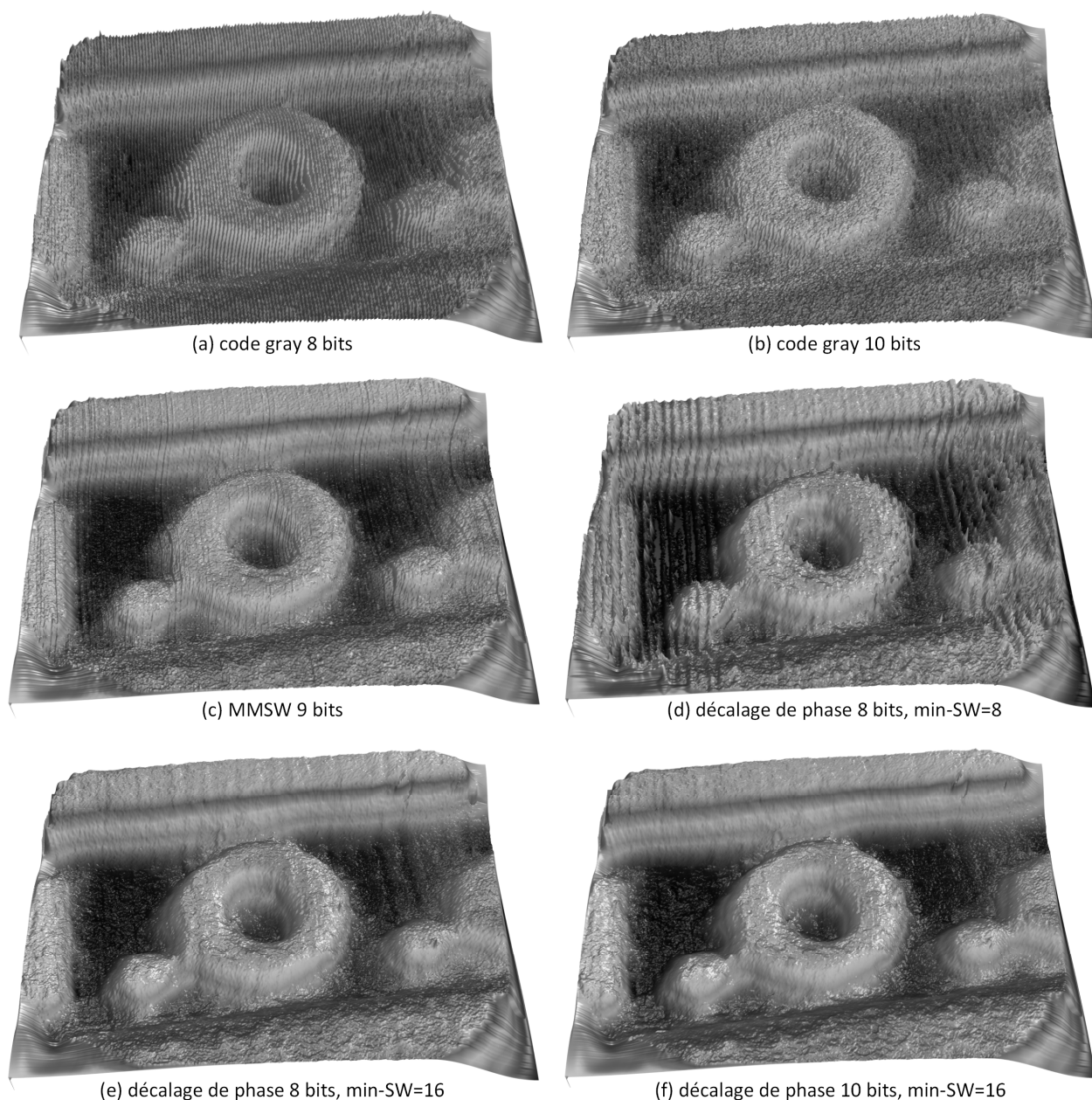


Figure IV-38 - Reconstruction de surface de la lettre O de la séquence « d’ap.O.ROTY » sur une pièce de 10 centimes d’euro, selon différentes méthodes de reconstruction.

IV.3.8 Comparaison entre un profil mesuré avec l'instrument de mesure et par interférométrie

Afin de valider la justesse des résultats, une possibilité est de confronter les mesures de l'instrument à d'autres moyens de mesure, par exemple l'interférométrie. Ce type d'étude constitue l'une des perspectives de ce travail de thèse. A titre de première expérimentation, un profil de la lettre O de la séquence « d'ap. O.ROTY » a été extrait d'une mesure par interférométrie et comparée à une mesure par la sonde de stéréovision active :

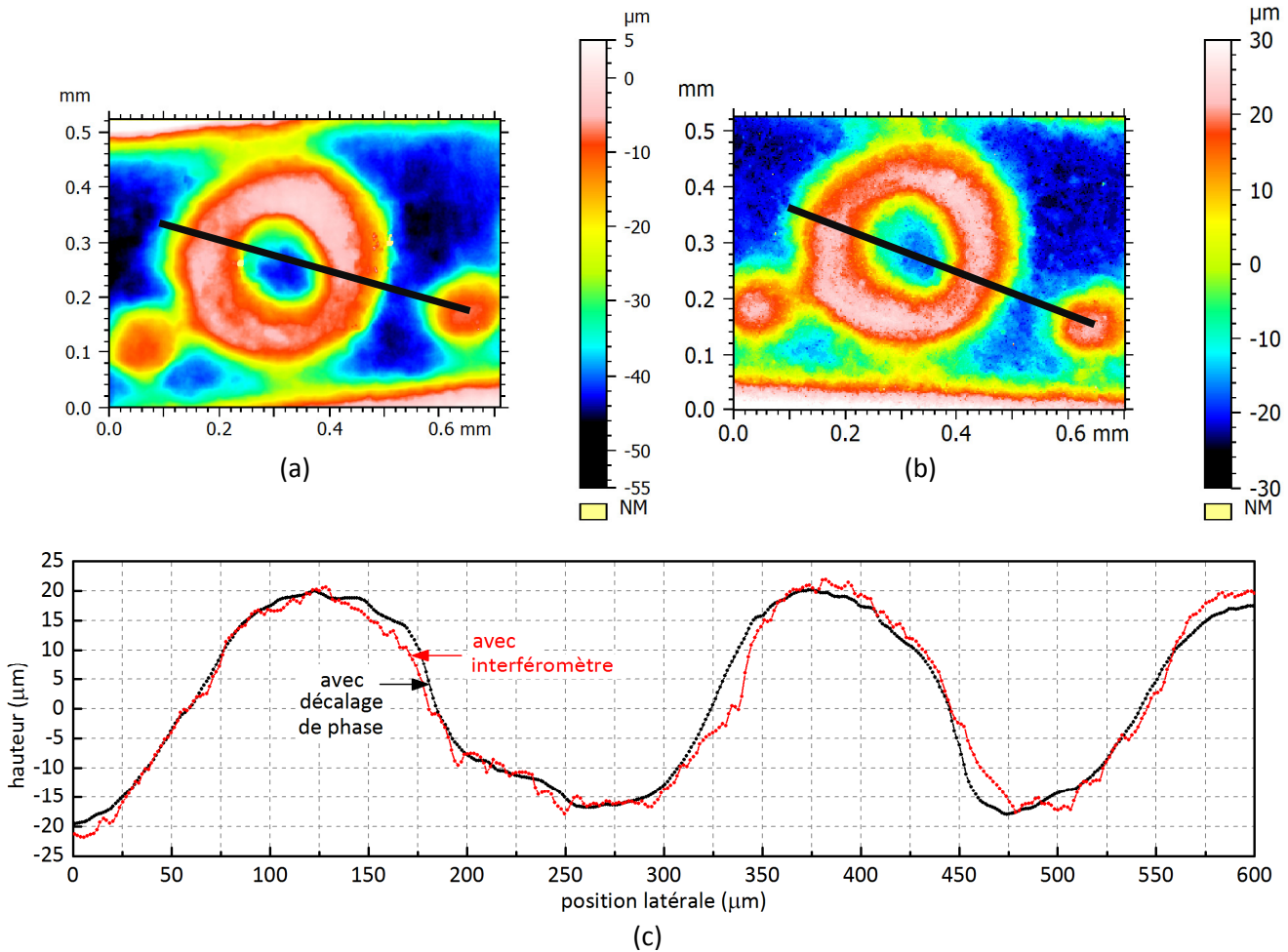


Figure IV-39 - (a) Carte de hauteur de la lettre O mesurée avec la sonde de stéréovision active et la méthode à décalage de phase classique. (b) Carte de hauteur mesurée par interférométrie. (c) Comparaison du profil extrait pour les 2 méthodes de mesure.

IV.3.9 Exemple de reconstruction tridimensionnelle par basculement de mode

Dans cet exemple expérimental, la sonde de stéréovision mesure la lettre E d'une pièce de 10 centimes d'euros (Figure IV-40) sous les deux modes de stéréovision active : projection par la voie gauche pour le premier mode et par la voie droite pour le second. L'analyse plus approfondie d'exemples de basculement de modes est réalisée par Yingfan Hou dans son travail de thèse en cours, des résultats préliminaires ont été publiés [156].

La méthode utilisée pour la reconstruction par stéréovision active est une méthode à décalage de phase. Après reconstruction, deux surfaces tridimensionnelles (une pour chaque mode de mesure) décrivant la même zone de la pièce de monnaie sont obtenues (Figure IV-41 (b)).



Figure IV-40 – La reconstruction présentée dans l'exemple a été effectuée sur la lettre E d'une pièce de 10 centimes d'euros.

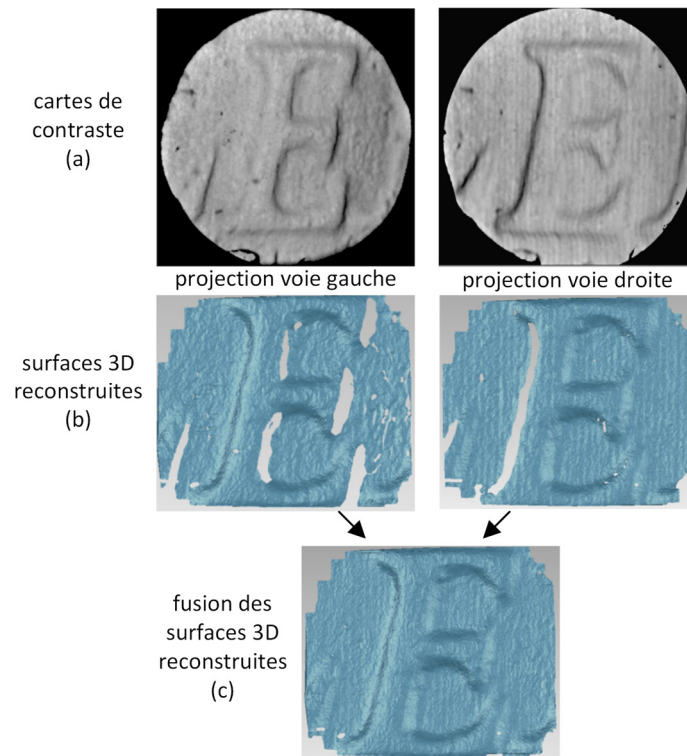


Figure IV-41 – La reconstruction 3D a été effectuée selon 2 modes de stéréovision active, par projection par la voie gauche ou par projection par la voie droite. (a) La carte de contraste est un indicateur du niveau de détection du motif projeté. (b) Surface 3D reconstruite pour chacun des modes de stéréovision. (c) résultat de la fusion des nuages de points reconstruits sur chaque voie.

Des zones n'ont pas été reconstruites sur ces nuages de points 3D. Ce sont les zones où le motif projeté n'a pas été bien détecté, donc avec un faible niveau de contraste (par exemple un contraste inférieur à 10%). Le terme contraste correspond au contraste entre les lignes sombres et claires détectées sur la caméra. Ce filtrage des nuages de points en fonction d'un seuil de contraste a été établi à partir d'une carte de contraste sur la zone mesurée (Figure IV-41 (a)). Les zones les plus sombres de cette carte de contraste sont celles qui ont été supprimées des surfaces 3D reconstruites, donc par un procédé de filtrage.

Une fois le filtrage appliqué, un nuage de points fusionné a alors été obtenu en calculant le nuage de points médian entre les nuages de points de chaque voie (Figure IV-41 (c)).

Le critère qui a été fixé pour l'exemple ci-dessus est un niveau de contraste sur le motif projeté. D'autres critères auraient pu être posés : par exemple, le critère de ne pas conserver les points 3D associés à des zones d'images capturées trop sombre, ou bien inversement saturée en intensité lumineuse.

IV.3.10 Exemple de mesure expérimentale en milieu coloscopique artificiel

De premières expérimentations dans un cadre coloscopique ont été réalisées avec Yingfan Hou, dans le cadre de sa thèse en cours. Ces expérimentations ont été réalisées sur un colon artificiel dont les parois sont en plastique souple (Figure IV-42) et ont fait l'objet d'une publication dans une conférence dédiée au traitement d'image en milieu médical [167] (Medical image Computing and Computer Assisted Interventions, MICCAI).

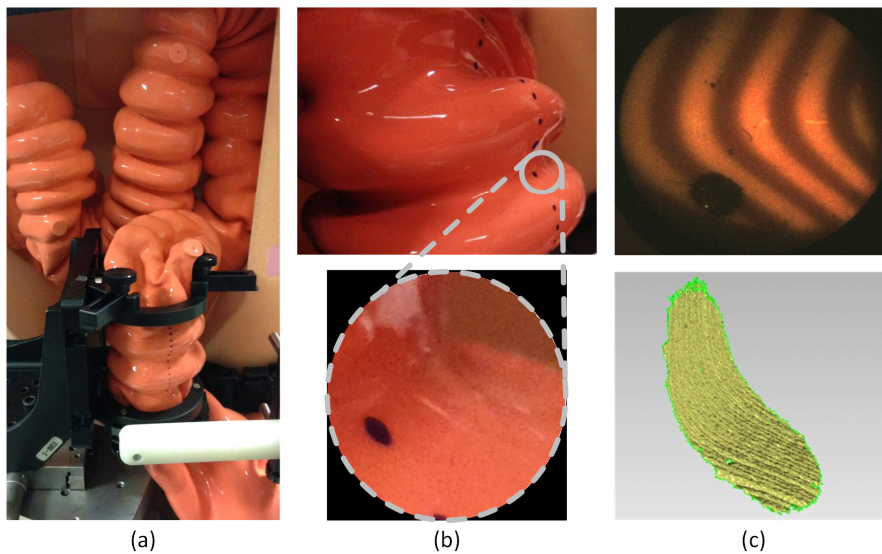


Figure IV-42 – (a) montage expérimentale constitué du colon artificiel et de la sonde de mesure. (b) L'image du haut représente une portion du colon, l'image du bas représente l'étendue sur laquelle la sonde effectue une reconstruction. (c) L'image du haut représente une image capturée après projection d'un motif constitué de lignes verticales. L'image du bas représente la portion de surface reconstruite.

La reconstruction de surface mesure a été effectuée sur un colon artificiel. La séquence de motifs choisie est basée sur un code Gray (voir partie IV.3.4), ceci permettant d'éviter de trop augmenter le nombre de motifs projetés nécessaires à la reconstruction ainsi que de s'affranchir du problème de dépliement de la phase. Seize motifs successifs ont été projetés pour reconstruire une portion de surface. Afin de mesurer une surface plus large, plusieurs portions de surfaces successives (possédant des zones de recouvrement) ont été reconstruites par décalage progressif de la position de la sonde. Les surfaces mesurées ont ensuite été regroupées en un unique nuage de points pour reconstituer la surface générale. Ici ce sont quinze portions de surfaces qui ont été fusionnées pour reconstruire la zone finale :

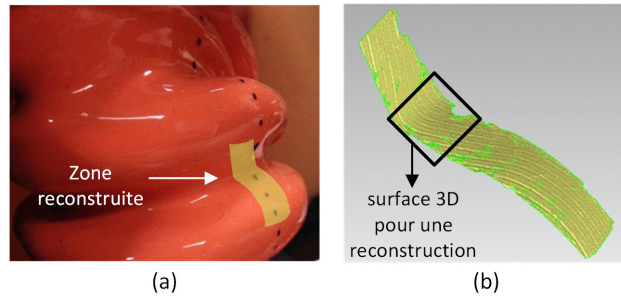


Figure IV-43 – Reconstruction d'une portion du colon artificiel par mesure de quinze surfaces élémentaires reconstruites successivement. (a) Image du colon artificiel et de la zone reconstruite. (b) Surface finale obtenue résultant de la fusion des quinze surfaces élémentaires.

Les points noirs imprimés sur la surface du colon (Figure IV-43) ont permis de simplifier l'alignement des nuages de points lors du regroupement des surfaces reconstruites. Avec une sonde ayant un champ de vue plus large, les variations de relief seront plus prononcées et le procédé d'alignement des nuages de points s'en trouvera par conséquent simplifié, cet ajout de points noirs dessinés sur la surface ne devant dans ce cas plus être nécessaire.

La reconstruction présentée ci-dessus (Figure IV-43) a été réalisée sous les deux modes de stéréovision active [167] présenté en partie III.5, c'est-à-dire avec projection par la voie gauche en mode 1 et projection par la voie droite en mode 2. Dans le cas de la coloscopie, le changement de mode de mesure présente l'intérêt de pouvoir sélectionner le mode donnant les meilleurs résultats de reconstruction. En première analyse, le meilleur mode semble être celui où la voie de capture, est positionnée le plus possible face à la surface à mesurer, et non avec une vue oblique de la surface. Dans ce cas, c'est la projection qui est réalisée de manière oblique.

Dans les perspectives de la thèse, un objectif est de réduire le nombre de motifs projetés à un seul motif par reconstruction. Dans son travail de thèse en cours, Yingfan Hou propose une solution à cette perspective, il utilise une méthode de reconstruction basée sur la transformée de Fourier : (Fourier Transform Profilometry, FTP). Cette méthode est basée sur la projection d'un unique motif à lignes verticales et permet pour chaque image capturée par la caméra de reconstruire un nuage de points de la zone visualisée. Elle permet ainsi de se rapprocher du contexte coloscopique avec une cadence de reconstruction tridimensionnelle égale à la cadence de capture d'images par la caméra.

La sonde de mesure présentée dans la dernière partie du chapitre III (partie III.5) demande encore à être optimisée pour être utilisée dans un contexte coloscopique. Parmi ces adaptations, on peut noter :

- L'augmentation du champ de vue, de la profondeur de champ et de la distance de visualisation. Dans l'instrument proposé, ces trois paramètres sont plutôt réglés pour de la microscopie tridimensionnelle, donc pour un champ de vue réduit et une distance de visualisation proche. En contexte coloscopique, ces paramètres doivent être augmentés, la profondeur de champ devant être étendue pour une visualisation nette à partir de trois centimètres et jusqu'à l'infini par exemple et un demi-angle d'ouverture de l'objectif de capture et de projection supérieur à 30°. Cela consiste donc à adapter la conception optique de la sonde de mesure pour atteindre ces spécifications tout en utilisant des microlentilles afin ne pas augmenter le diamètre de la tête coloscopique.
- La modification de la rigidité des guides d'images. Les guides d'images utilisés actuellement ont un rayon de courbure de 15 cm. pour se placer dans le contexte de la coloscopie, il faudrait réduire ce

rayon de courbure à environ 3 cm, soit en réduisant le nombre de fibres dans les guides d'images, soit en recherchant une technologie de guide d'images permettant plus de flexibilité.

IV.4 Bilan

Ce chapitre a présenté trois aspects importants liés à la mesure tridimensionnelle : l'étalonnage, la validation expérimentale des performances optiques et les méthodes de reconstruction tridimensionnelle.

L'étalonnage a été réalisé avec des méthodes proches de celles utilisées classiquement dans le domaine de la stéréovision, mais adaptée pour des systèmes optiques faiblement résolus, présentant des distorsions géométriques et microscopiques. La détection de points caractéristiques a donc été calculée pour fonctionner avec des images à faible netteté et une détection d'alignements de points selon une courbure parabolique. Ces propriétés ont permis un étalonnage plus robuste, et ainsi d'autoriser d'éventuelles imperfections de conception ou de fabrication pour le système de mesure.

La partie consacrée à la validation expérimentale des performances optiques est le pendant expérimental de l'étude optique théorique de résolution dans la profondeur de champ utilisant la MTF, telle que menée lors du chapitre II. Cette phase permet de vérifier expérimentalement que les performances optiques correspondent aux attentes théoriques, et ceci en amont de la mesure tridimensionnelle.

La troisième partie de ce chapitre est consacrée aux méthodes de reconstruction tridimensionnelles. Ces reconstructions, basées sur des méthodes à multiplexage temporel, ont été effectuées principalement sur des pièces de monnaie au cours des développements instrumentaux. Sur le dispositif endoscopique développé, il a été déterminé qu'il ne fallait pas projeter des motifs à fréquence spatiale trop élevées, ce qui mettrait notamment en défaut les méthodes à code gray classiques. Des méthodes binaires à projection de motifs à faible fréquence, nommées MMSW, ont montré leur potentiel avec des résolutions axiales présentant un gain d'un facteur 2 sur l'écart-type du bruit de mesure par rapport aux méthodes à code Gray. Quant aux méthodes à décalage de phase, elles ont permis d'obtenir les résolutions axiales les plus élevées. De plus, ces méthodes à décalage de phase autorisent un libre choix de la fréquence du motif projeté, donc pour le cas présent permettent d'éviter les hautes fréquences. Une amélioration de la méthode à décalage de phase classique a été proposée en utilisant l'algorithme de Levenberg-Marquardt pour la détermination de phase. Cette méthode de calcul alternative est plus lente, d'au moins un facteur 10 sur le temps de calcul, mais a permis une amélioration d'environ 40 % de la valeur de l'écart type du bruit de mesure. En fin de partie, un exemple de reconstruction par basculement de mode de stéréovision active a été présenté ainsi qu'une méthode de sélection du mode de stéréovision basée sur un critère de contraste. Un exemple de mesure sur colon artificiel a enfin été présenté, ainsi que les adaptations sur la sonde de mesure actuelle qui permettront de se placer dans un contexte coloscopique.

V Conclusion et perspectives

Cette conclusion dresse, en premier lieu, un bilan du travail réalisé en cours de la thèse puis donne plusieurs perspectives aussi bien sur la méthode d'étude optique de la stéréovision que sur les améliorations et modifications algorithmiques et instrumentales, ou encore, en terme de projets liés à cette problématique.

V.1 Bilan du travail effectué

Un état de l'art des techniques de mesure tridimensionnelle a permis de positionner la mesure par stéréovision par rapport au domaine de la microscopie 3D d'une part et celui de la mesure de forme d'objets macroscopique d'autre part. La stéréovision, et notamment la stéréovision active, peut être appliquée pour des mesures à des résolutions micrométriques et également à des dimensions macroscopiques, ce qui en fait une méthode de mesure polyvalente. Dans la deuxième phase de l'état de l'art, différents instruments endoscopiques et coloscopiques, spécialisés dans la mesure tridimensionnelle, ont été analysés et leurs caractéristiques extraites. A partir de cette étude de l'existant, un concept instrumental original a été proposé sur le principe d'un dispositif d'endoscopie souple pouvant adapter ses modes de mesure tridimensionnelle et son fonctionnement au contexte de la mesure.

L'originalité de l'instrument proposé par rapports aux dispositifs existants est donc sa flexibilité dans ses caractéristiques, tout en lui conservant un degré de miniaturisation élevé. Cette flexibilité est présente dans le choix du mode de mesure avec deux modes de stéréovision active et un mode de stéréovision passive. Elle est également présente dans le choix de la source optique pouvant être projetée par l'instrument, allant du laser à la lumière incohérente en passant par les diodes super-radiantes (SLD). Elle est finalement présente dans le type de motif projeté, modulable dynamiquement, qui permet une grande variété de méthodes algorithmiques de reconstruction. L'ensemble de ces propriétés aboutissent à un instrument endoscopique pouvant être adapté à une grande variété de contextes de mesure allant de l'endoscopie 3D en environnement industriel à la coloscopie 3D.

Un apport de cette thèse est également la proposition d'un cadre d'analyse des performances de la stéréovision centré sur une étude optique. Ce cadre d'analyse, appliqué lors du développement instrumental, a permis d'optimiser l'instrument lors de la phase de conception. La méthode est notamment basée sur l'exploitation des fonctions de transfert optiques en modulation (MTF) des interfaces optiques. Ces MTFs sont déterminées dans l'étendue axiale et latérale pour les 2 voies de la stéréovision et peuvent être ensuite liées à la sensibilité de stéréovision afin d'estimer la résolution axiale. Cette étude des performances de la stéréovision a été réalisée théoriquement puis grâce à un logiciel de simulation optique (Zemax) et expérimentalement en utilisant des mire d'étalonnage et les propriétés du DMD.

Ce travail de thèse a demandé une phase technique préliminaire ayant duré environ une année. Avant de pouvoir proposer un apport personnel vis-à-vis des technologies de mesures tridimensionnelles endoscopiques existantes ; il a fallu mettre en place une plate-forme matérielle et logicielle permettant la stéréovision active. Lors de cette phase, une interface d'acquisition et de synchronisation entre caméras et projecteur a été développée, un ensemble d'algorithmes permettant la reconstruction tridimensionnelle ont été implémentés. Grâce à cette phase technique, des problématiques plus avancées telles que le basculement de mode de mesure, la miniaturisation et focalisation optimisée par guide d'images, le test de

sources optiques variées a pu être étudié... Cette phase a été importante dans l'acquisition du savoir-faire lié à la mesure par stéréovision dans son approche matérielle, optique et algorithmique.

Une fois la phase préliminaire terminée, l'étude aboutissant à un instrument endoscopique miniaturisé a été itérative, comme décrite dans le chapitre III. A travers ces différentes étapes, des verrous liés à la mesure tridimensionnelle par endoscopie ont alors été étudiés et des propositions soumises pour les lever. Un des verrous principaux est la difficulté à apporter suffisamment de puissance optique lors de la projection de lumière structurée, ce qui est rendu compliqué par la miniaturisation de la voie de projection. L'utilisation de lumière laser a été analysée pour résoudre cette problématique, avec des performances pas toujours suffisante en raison de l'effet de speckle.

Un autre verrou identifié est la difficulté à obtenir une bonne profondeur de champ pour la stéréovision, malgré la diffraction et les distorsions optiques, tout en conservant les performances de mesure. Ce verrou est un problème de conception optique, des outils d'évaluation basés sur l'étude optique ont donc été proposés dans ce sens, adaptés à la stéréovision.

Un verrou supplémentaire est la difficulté à mesurer avec des conditions expérimentales variables, telles que les ombrages, les changements de textures, l'orientation de la surface à explorer. Une réponse à ce verrou a été d'augmenter le nombre d'options de mesure possibles, avec deux modes de stéréovision actives, un mode de stéréovision passive et une large variété de motifs à projeter.

Un dernier verrou identifié est la nécessité de réaliser des mesures tridimensionnelles performantes malgré des performances optiques pouvant être dégradées. La dégradation des performances est une des conséquences de la miniaturisation, mais elle est aussi due à la volonté de mesurer avec une profondeur de champ étendue, ce qui génère de la défocalisation. Une étude algorithmique a démontré l'avantage des algorithmes à base de décalage de phase, moins sensibles à la perte de netteté dans les images, et donc la fréquence des motifs projetés peut être ajustée à cette perte de netteté.

Des solutions ont donc été proposées et testées pour ces différents verrous identifiés. Mais l'étude d'un système endoscopique ou coloscopique de mesure tridimensionnelle est une problématique vaste. Les conditions expérimentales peuvent être variées, allant du contrôle en chaîne de production au contexte chirurgical, une grande variété de méthodes algorithmiques de reconstruction existe... Cette thèse a permis de réaliser un premier instrument endoscopique et de l'exploiter pour résoudre les premiers verrous. Cet instrument peut encore faire l'objet d'études spécifiques afin de valider ou d'améliorer son fonctionnement. De plus, de nouvelles problématiques sont apparues en cours d'étude. Ce sont donc ces différents aspects qui sont présentés ci-dessous dans les perspectives envisagées.

V.2 Perspectives envisagées

V.2.1 Perfectionnement de l'étude optique :

Les premières perspectives proposées le sont dans le cadre de l'étude optique du chapitre II. Lors de cette étude, certains aspects n'ont pas été étudiés et auraient pu la compléter en apportant de nouvelles informations.

- *Calcul d'un bilan de puissance optique*

Lors de la phase de conception optique, telle que décrite dans le chapitre II, l'étude des pertes en puissance optique le long de la chaîne de mesure n'a pas été détaillée. Cette étude a son importance et peut permettre de s'assurer notamment qu'une mesure à haute cadence d'image est possible et que le niveau de bruit sur le capteur sera suffisamment bas.

Cette évaluation de bilan de puissance optique peut s'avérer particulièrement importante sur les systèmes de stéréovision où l'ouverture numérique est parfois réduite afin d'augmenter la profondeur de champ.

- *Impact de la rotation du plan de mesure*

Lors de l'étude optique proposée dans le chapitre II, une orientation privilégiée de la zone de mesure a été fixée. Les formules de sensibilité, puis les résolutions de mesure ont été calculées selon cette orientation.

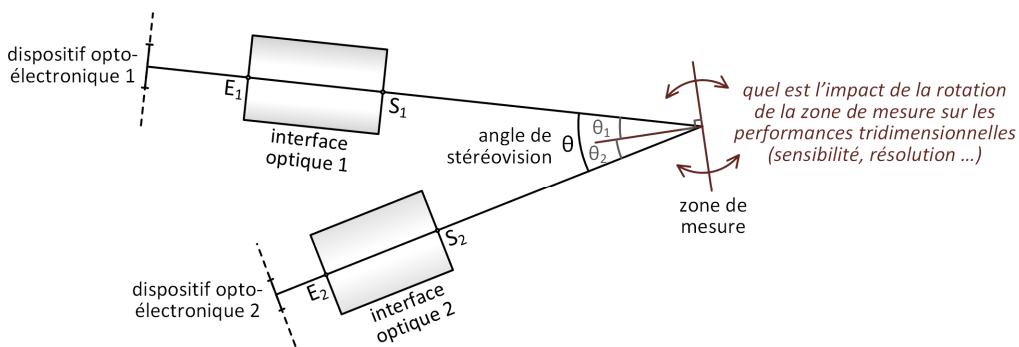


Figure V-1 - Les résultats métrologiques de l'étude de stéréovision dépendent de l'orientation de la zone de mesure

Mais dans la réalité, la surface mesurée est orientée selon un grand nombre de directions différentes. L'estimation de la sensibilité de mesure et de la résolution proposée en chapitre II se trouve faussée lorsque l'orientation de la surface change. Il serait donc intéressant de prévoir des outils et graphiques d'analyse supplémentaires prenant en compte l'influence de l'orientation angulaire de la surface mesurée.

- *Détermination du nombre de points résolubles dans l'étendue latérale*

Lors de l'évaluation des performances d'un instrument de mesure tridimensionnelle, une information importante est le nombre de points 3D effectivement capturés lors d'une prise de mesure.

Le nombre de points 3D capturés est directement lié à la résolution de mesure, celle-ci donnant une information de la plus petite zone tridimensionnelle détectable. Les outils optiques proposés au chapitre II permettent d'estimer la résolution de mesure sur la base d'un critère de contraste et pour l'ensemble de l'étendue de mesure. Ce résultat doit encore être mis en forme pour obtenir le nombre de points capturés lors d'une prise de mesure.

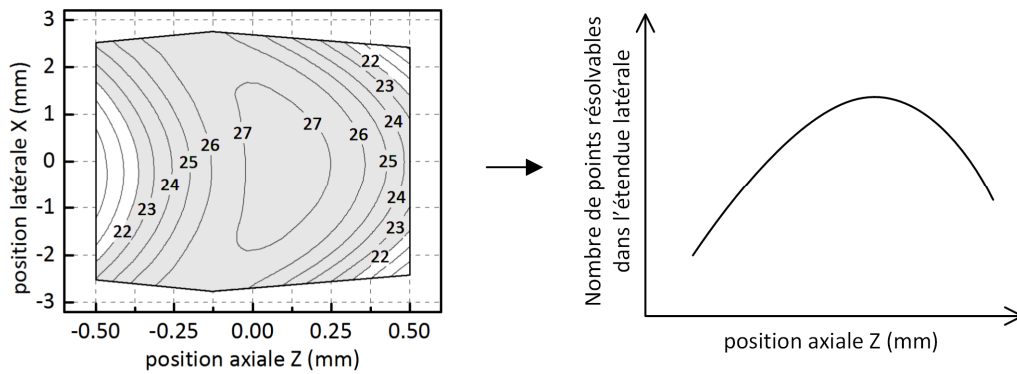


Figure V-2 - A partir du graphique présentant la fréquence détectable pour critère de contraste à 10%, il est possible d'extraire un graphique présentant le nombre de points résolubles dans l'étendue latérale.

Comme indiqué dans la figure ci-dessus, à partir du graphique de résolution dans l'étendue de mesure peut être extrait un nouveau graphique indiquant le nombre de points résolubles selon la position axiale Z. Pour cela, il faut tout d'abord calculer, pour chaque position axiale Z, la résolution moyenne dans l'étendue latérale, puis il faut diviser l'étendue latérale par la résolution moyenne, ce qui permet de déterminer le nombre de points résolubles pour chaque position axiale Z.

V.2.2 Perspectives en terme d'algorithmes et de méthodes de mesure

Grâce à des méthodes algorithmiques adaptées, de meilleures performances peuvent être atteintes. Dans cette partie des perspectives, il est proposé de tester plusieurs options allant de la mesure « temps réel » à la mesure de type « High Dynamic Range Imaging » [169] en passant par le test du basculement de mode de mesure.

- *Application de la géométrie épipolaire pour l'étalonnage et la reconstruction*

Comme évoqué en partie IV.1.1.b, l'étalonnage et la reconstruction tridimensionnelle n'ont pas été calculés en appliquant les outils de la géométrie épipolaire. Les dispositifs de stéréovision étudiés dans cette thèse ont des propriétés atypiques (clivage des guides d'images, profondeur de champ très réduite, distorsions non radiales...) qui ne sont généralement pas présentes dans les dispositifs de stéréovision classique.

Déterminer comment les algorithmes et méthodes de la géométrie épipolaire peuvent s'appliquer aux dispositifs étudiés dans cette thèse permettrait d'une part de se placer sous le formalisme généralement utilisé en stéréovision, et d'autre part de pouvoir bénéficier des nombreux avantages que procure cette méthode, notamment la rapidité du calcul matriciel et la simplification de la recherche des correspondances entre points caractéristiques grâce à la rectification des images.

L'application de la géométrie épipolaire serait également intéressante lors du test du basculement de mode de mesure décrit en partie III.5. Elle permettrait d'étudier les 3 modes proposés (2 modes de stéréovision active et 1 mode de stéréovision passive) avec un formalisme commun.

- *Etude théorique et expérimentale du basculement de mode de mesure*

Dans cette thèse est décrit un procédé permettant de basculer dynamiquement entre trois modes de mesure. La description est réalisée au niveau matériel avec la mise en place d'un système d'actionnement bistable pour générer le basculement de mode.

Il reste à réaliser l'étude de performance de ce basculement de mode, c'est-à-dire estimer l'apport de chacun des modes lors d'une prise de mesure tridimensionnelle, en réalisant notamment des tests expérimentaux sur des objets tests.

C'est un des objectifs qui a été fixé à Yingfan Hou pour son travail de thèse. Après avoir conçu l'instrument optique réalisant ce basculement de mode, il a pour objectif de le valider expérimentalement dans un contexte de microscopie, puis de coloscopie.

- *Mesure 3D « haute cadence » et profilométrie par transformation de Fourier*

Les algorithmes décrits dans le chapitre IV sont basés sur le multiplexage temporel, il est nécessaire de capturer plusieurs images de l'objet à mesurer avant de pouvoir réaliser une reconstruction tridimensionnelle.

Une perspective de cette thèse serait d'appliquer des méthodes de mesure à stéréovision active permettant de réaliser de la reconstruction tridimensionnelle avec une unique capture d'image. Cela est par exemple une contrainte forte dans le domaine de la coloscopie 3D où il est nécessaire de tenir une cadence de reconstruction proche de la cadence de capture de la caméra.

Un premier état de l'art à ce sujet a déjà été réalisé et une des techniques de mesure qui semble répondre aux attentes de la mesure haute cadence est basée sur l'analyse de Fourier d'un motif projeté sinusoïdal, nommée Fourier Transform Profilometry (FTP) [168]. Cette méthode nécessite un temps de calcul très restreint et possède des points communs avec l'analyse à décalage de phase menée lors de cette thèse. C'est pourquoi l'étude de cette méthode FTP constitue une perspective algorithmique de cette thèse.

- *Capture de type High Dynamic Range Imaging (HDRI)*

Sur une même surface à mesurer, l'intensité lumineuse réfléchiée peut varier fortement. Des zones spéculaires saturent localement le capteur d'image, des zones à texture sombre ou avec ombrage sont mesurées avec une intensité proche de zéro... Ces zones saturées ou trop sombre ne sont pas reconstruites avec précision.

Cela est dû aux caractéristiques des caméras standards qui ont généralement une gamme de mesure limitée en intensité lumineuse. Une solution pour résoudre cette problématique est de mettre en place une capture de type HDRI (High Dynamic Range Imaging) [169]. La gamme d'intensité lumineuse est alors considérablement étendue et des mesures jusque-là inaccessibles deviennent possibles.

Deux approches, logicielle et matérielle, ont été identifiées. A un niveau logiciel, il est possible de modifier le temps de pose d'une caméra lors de la capture d'images. En compilant plusieurs images capturées pour des temps de pose différents, il est possible de calculer une image résultante de type HDRI. A un niveau matériel, il existe également des caméras de type HDR, les images de ces caméras sont nativement capturées

sur une gamme d'intensité étendue, c'est-à-dire pouvant mesurer simultanément des zones sombres et claires sans saturation du capteur.

V.2.3 Perspectives instrumentales

L'instrument de mesure peut faire l'objet de modifications matérielles pour lui apporter de nouvelles fonctionnalités, les perspectives instrumentales en présentent des propositions.

- *Défectométrie*

Avec peu de modifications de son architecture, le principe de mesure de la sonde peut être adapté pour passer d'un cas de mesure par stéréovision à un cas de mesure par défectométrie par mesure de phase (PMD, voir partie I.1.6). Un schéma de principe est proposé dans la figure ci-dessous. L'extrémité du guide d'image 2 est placée dans le plan focal de l'image du guide d'images n°1. Ainsi si le guide d'images n°1 projette un motif sinusoïdal, ce motif sera détecté par le guide d'image n°2 et une analyse de phase sur l'image extraite à partir du guide d'image n°2 permettra d'analyser la surface de type miroir placée sous la sonde. Ainsi la forme du miroir peut être détectée ou d'éventuels défauts présents sur la surface.

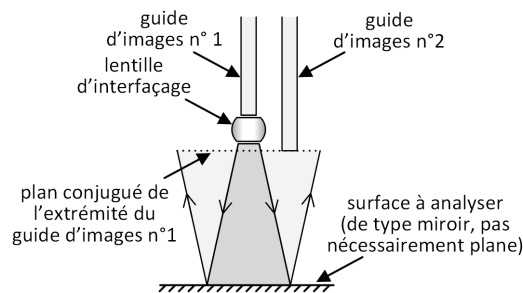


Figure V-3 - Schéma de principe d'un capteur type PMD à guides d'image

L'avantage de cette architecture à guide d'images pour la PMD est le même que pour la stéréovision : le capteur est de petite dimension et peut être facilement inséré dans un dispositif macroscopique.

Cette même architecture (Figure V-3) peut également servir à détecter non plus la forme et les défauts du miroir, mais d'éventuelles translations ou rotations de ce miroir, toujours grâce à une analyse de phase d'un motif projeté.

- *Effet de speckle et diode SLD*

Lors de la mesure par laser, il a été déterminé que le speckle avait un effet perturbateur sur la mesure et dégradait la résolution de la reconstruction tridimensionnelle. Mais le speckle n'est pas uniquement un bruit aléatoire de mesure, ses dimensions sont corrélées aux caractéristiques de la surface mesurée, et aux propriétés de l'instrument optique. Une perspective consiste à analyser cet effet de speckle et déterminer s'il pourrait contribuer à fournir des informations de mesure complémentaires à la mesure tridimensionnelle par stéréovision.

L'effet de speckle est caractéristique des sources cohérentes de type laser. Ces sources optiques sont avantageuses pour la projection par lumière structurée parce qu'il est aisé de les collimater et qu'elles

peuvent fournir pour de fortes puissances optiques. Les diodes superluminescentes (SLD, voir partie III.3.6) conservent ces avantages tout en éliminant l'effet de speckle. Le test des diodes SLD sur le dispositif instrumental décrit dans cette thèse constitue également une perspective.

- *Sonde à multiples modes de mesure tridimensionnelle (SfF, SfP, PSE)*

La sonde de mesure actuelle combine plusieurs modes de mesure pour optimiser les performances de la reconstruction. Afin d'avancer dans cette problématique de sonde à multiples modes de mesure, il est possible d'ajouter des fonctionnalités instrumentales simples qui étendent les capacités de la sonde de mesure.

Afin d'obtenir un mode de shape from focus (SfF), il est possible d'ajouter des actionneurs miniatures, par exemple de type piézoélectriques, sur les lentilles dans la sonde de mesure. Ainsi en modifiant la position du plan focal de la capture ou de la projection par actionnement et en analysant les images obtenues, il est possible d'effectuer une reconstruction tridimensionnelle de type SfF.

Afin d'obtenir un mode de shape from polarization (SfP), il est possible d'ajouter un filtre polarisant, actionné en rotation, en extrémité de la voie de capture. Ainsi en mettant ce filtre en rotation, il est possible d'analyser la polarisation de la lumière après réflexion sur l'objet et d'extraire des informations de formes de la surface mesurée.

De même, il est possible de créer un mode de mesure 3D par photométrie (PSE) en insérant une série de fibre optique d'éclairage ou de LED à la périphérie de la sonde de mesure afin d'éclairer l'objet sous différents angles et de déterminer la forme de la surface à partir de la variation d'éclairage.

Il est ainsi possible d'imaginer une sonde à multiples modes de mesure, ces multiples modes pouvant se compléter pour fournir des informations tridimensionnelles sur la surface mesurée.

V.2.4 Perspectives en terme de projets

Un projet région Picardie nommé MICROCOSM, en partie lié à ce travail de thèse a été obtenu en 2014, Un dépôt d'ANR exploitant la mesure par stéréovision dans un contexte de coloscopie est en cours d'analyse. Cette dernière partie des perspectives en présente le contenu.

- *Développement d'une micro-machine à mesure tridimensionnelle (μ MMT)*

Un projet région (Picardie), nommé MICROCOSM (Contactless **Micro** Coordinate Measuring **M**achine), a été soumis et accepté sur un appel à projet 2014. Ce projet est réalisé sur la base d'une collaboration entre le laboratoire Roberval de l'UTC, le CETIM (Centre Technique des Industries Mécaniques), et l'institut IPROM (Institut für Produktionsmesstechnik) et l'institut IMT (Institut für Mikrotechnik) de la TU (Technische Universität) Braunschweig en Allemagne.

Ce projet a pour objectif de développer une micro-machine à mesurer tridimensionnelle (μ MMT) permettant de mesurer la géométrie de pièces miniatures. Cette μ MMT peut être également considérée comme un sous-ensemble d'une ligne de production de petite dimension, son rôle étant alors de réaliser le

contrôle de conformité de petites pièces transitant sur une ligne de production. Une synthèse des différentes étapes de ce projet est présentée ci-dessous :

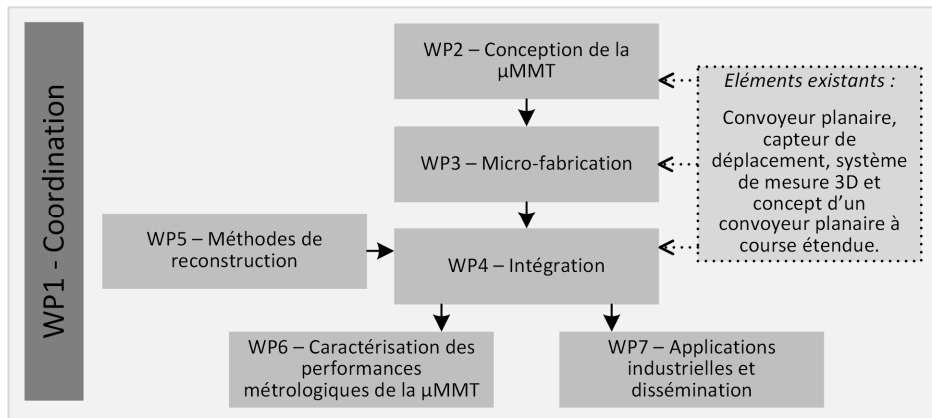


Figure V-4 - Schéma d'organisation du projet MICROCOSM

Le transport des pièces miniatures à mesurer est assuré par un convoyeur planaire pouvant se déplacer par translation selon deux axes et par rotations selon un axe, avec un contrôle en boucle fermée. Le convoyeur peut se déplacer sur de grandes étendues, grâce à l'assemblage d'une matrice de réseau de bobines, dont un concept préliminaire est présenté en Figure V-5. Des premières versions de ce convoyeur ont fait l'objet de travaux de recherche au laboratoire Roberval, notamment via trois thèses [170, 171, 172] et une thèse en cours au laboratoire Roberval de l'UTC et réalisée par Néha Arora (2011-2014) en collaboration avec l'IMT de Braunschweig en Allemagne.

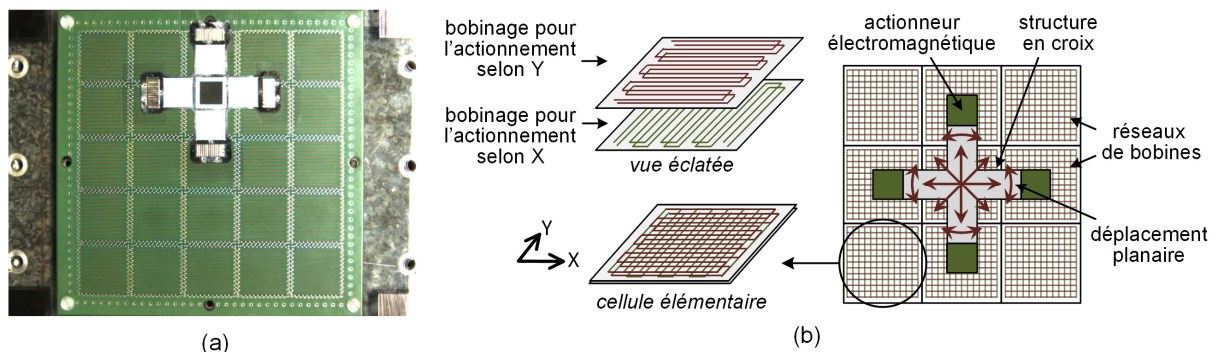


Figure V-5 - (a) Exemple expérimental de convoyage sur une matrice de bobines 5x5. (b) Schéma de principe de l'actionneur

La mesure tridimensionnelle doit en partie être réalisée à partir d'une évolution et d'une adaptation de la sonde et la technique de mesure décrite dans cette thèse. Plusieurs sondes sont réparties le long de la trajectoire du convoyeur. La mesure est ainsi réalisée de façon distribuée. Il est prévu pour chaque sonde une orientation angulaire et une étendue de mesure spécifique. L'agencement entre les sondes permet de diversifier le type de mesure, en angle de vue et en résolution. Le basculement de mode décrit dans la thèse doit également y être intégré.

L'ensemble des mesures d'une pièce est alors compilé afin d'obtenir un nuage de point descriptif de la pièce mesurée, ce qui peut par exemple permettre de la rétro-conception vers des outils de CAO ou du contrôle qualité. Le projet région prévoit de caractériser les performances de mesure de la μ MMT par comparaison avec d'autres moyens de mesure tridimensionnels, tels que des sondes à contact (tactiles), ou

d'autres techniques de métrologie sans contact (photogrammétrie, scanners lasers...). Une phase d'évaluation métrologique est également prévue.

- *Application du principe de mesure tridimensionnel à la coloscopie*

Une autre perspective de ce travail est orientée vers la coloscopie 3D. Un projet de dépôt ANR sur cette perspective est en cours d'évaluation (ANR MATISSE).

Le laboratoire Ampère de l'INSA de Lyon (UMR 5005) a démontré une technique de pilotage automatique de la tête du coloscope lors de son introduction dans le colon, le praticien pouvant se concentrer uniquement sur la réalisation de son intervention. Le concept de cet ANR serait d'associer à cette motorisation un dispositif de visualisation et de mesure 3D par stéréovision active à multiple mode de mesure, et ainsi d'apporter un confort supplémentaire au praticien, celui de la visualisation du relief de formes à l'intérieur du colon.

L'objectif de cet ANR serait de démontrer la faisabilité, puis l'apport de cette technologie de coloscopie 3D motorisée. Quatre partenaires ont souhaités se porter partie prenante pour le montage de cet ANR : le laboratoire Roberval de l'UTC, le laboratoire Ampère de l'INSA Lyon, la société DeltaCAD (société d'ingénierie spécialisée en informatique scientifique) et les Hospices Civiles de Lyon (HCL).

Bibliographie

- [1] Valdastrì, P., Simi, M., and Webster III, R. J.: Advanced technologies for gastrointestinal endoscopy. *Annual Review of Biomedical Engineering* 14, 397–429 (2012)
- [2] Yang, P., Takamura, T., Takahashi, S., Takamasu, K., Sato, O., Osawa, S., and Takatsuji, T.: Development of high-precision micro-coordinate measuring machine: Multi-probe measurement system for measuring yaw and straightness motion error of XY linear stage. *Precision Engineering* 35, 424–430 (2011)
- [3] Kao, S.-M. and Sheu, D.-Y.: Developing a novel tri-switch tactile probing structure and its measurement characteristics on micro-CMM. *Measurement* 46, 3019–3025 (2013)
- [4] F. Blateyron: Etats de surface : la norme. *Mesures* 787, 44–47 (2006)
- [5] Chen, F., Brown, G. M., and Song, M.: Overview of three-dimensional shape measurement using optical methods. *Optical Engineering* 39, 10–22 (2000)
- [6] Schwenke, H., Neuschaefer-Rube, U., Pfeifer, T., and Kunzmann, H.: Optical methods for dimensional metrology in production engineering. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* 51, 685–699 (2002)
- [7] Hocken, R., Chakraborty, N., and Brown, C.: Optical metrology of surfaces. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* 54, 169–183 (2005)
- [8] Leach, R. K.: *Optical measurement of surface topography*. Springer (2011)
- [9] Neil, M., Juskaitis, R., and Wilson, T.: Method of obtaining optical sectioning by using structured light in a conventional microscope. *Optics letters* 22, 1905–1907 (1997)
- [10] Hariharan, P.: *Basics of interferometry*. Access Online via Elsevier (2010)
- [11] Sommargren, G. E.: Optical heterodyne profilometry. *Applied Optics* 20, 610–618 (1981)
- [12] Flournoy, P., McClure, R., and Wyntjes, G.: White-light interferometric thickness gauge. *Applied optics* 11, 1907–1915 (1972)
- [13] Schreiber, H. and Bruning, J. H.: Phase shifting interferometry. *Optical Shop Testing, Third Edition* 547–666 (2006)
- [14] Danielson, B. L. and Boisrobert, C.: Absolute optical ranging using low coherence interferometry. *Applied Optics* 30, 2975–2979 (1991)
- [15] Ifju, P. and Han, B.: Recent applications of moiré interferometry. *Experimental mechanics* 50, 1129–1147 (2010)
- [16] Gabor, D.: A new microscopic principle. *Nature* 161, 777–778 (1948)
- [17] Hariharan, P. and Benton, S. A.: Optical holography: principles, techniques and applications. *Physics Today* 40, 127 (1987)
- [18] Kemper, B., Langehanenberg, P., and Von Bally, G.: Digital holographic microscopy. *Optik & Photonik* 2, 41–44 (2007)
- [19] Kim, M. K.: Principles and techniques of digital holographic microscopy. *Journal of Photonics for Energy* 018005–018005 (2010)
- [20] Kühn, J., Cucho, E., Emery, Y., and Colomb, T.: Measurements of corner cubes microstructures by high-magnification digital holographic microscopy. In *Photonics Europe*, 618804–618804. International Society for Optics and Photonics (2006)
- [21] Wilson, T.: Confocal microscopy. *Academic Press: London, etc* 426, 1–64 (1990)
- [22] Tiziani, H. J. and Uhde, H.-M.: Three-dimensional image sensing by chromatic confocal microscopy. *Applied Optics* 33, 1838–1843 (1994)
- [23] Chun, B. S., Kim, K., and Gweon, D.: Three-dimensional surface profile measurement using a beam scanning chromatic confocal microscope. *Review of Scientific Instruments* 80, 073706–073706 (2009)

- [24] Noguchi, M. and Nayar, S. K.: Microscopic shape from focus using active illumination. In *Pattern Recognition, 1994. Vol. 1-Conference A: Computer Vision & Image Processing., Proceedings of the 12th IAPR International Conference on*, vol. 1, 147–152. IEEE (1994)
- [25] Bitte, F., Dussler, G., and Pfeifer, T.: 3D micro-inspection goes DMD. *Optics and Lasers in Engineering* 36, 155–167 (2001)
- [26] Kranitzky, C., Richter, C., Faber, C., Knauer, M., and Häusler, G.: 3D-microscopy with large depth of field. In *DGaO Proceedings*, A12 (2009)
- [27] Vogel, M., Kessel, A., Yang, Z., Faber, C., Seraphim, M., and Häusler, G.: Tuning structured illumination microscopy (SIM) for the inspection of micro optical components. In *DGaO Proceedings*, A22 (2010)
- [28] Quan, C., He, X., Wang, C., Tay, C., and Shang, H.: Shape measurement of small objects using LCD fringe projection with phase shifting. *Optics Communications* 189, 21–29 (2001)
- [29] Wang, W., Wong, Y., and Hong, G.: 3D measurement of crater wear by phase shifting method. *Wear* 261, 164–171 (2006)
- [30] Fan, K.-C., Li, R., Song, H.-M., and Yeh, K.-M.: Fiber image techniques in digital stereomicroscopy. In *Mechatronics, 2005. ICM'05. IEEE International Conference on*, 295–300. IEEE (2005)
- [31] Quan, C., Tay, C., He, X., Kang, X., and Shang, H.: Microscopic surface contouring by fringe projection method. *Optics & Laser Technology* 34, 547–552 (2002)
- [32] Li, A., Peng, X., Yin, Y., Liu, X., Zhao, Q., Körner, K., and Osten, W.: Fringe projection based quantitative 3D microscopy. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics* (2013)
- [33] Leonhardt, K., Droste, U., and Tiziani, H. J.: Microshape and rough-surface analysis by fringe projection. *Applied optics* 33, 7477–7488 (1994)
- [34] Ritter, R. and Hahn, R.: Contribution to analysis of the reflection grating method. *Optics and Lasers in Engineering* 4, 13–24 (1983)
- [35] Knauer, M. C., Kaminski, J., and Häusler, G.: Phase measuring deflectometry: a new approach to measure specular free-form surfaces. In *Proc. of SPIE Vol.*, vol. 5457, 367 (2004)
- [36] Bothe, T., Li, W., von Kopylow, C., and Juptner, W. P.: High-resolution 3 D shape measurement on specular surfaces by fringe reflection. In *Proceedings of SPIE*, vol. 5457, 411–422 (2004)
- [37] Dainty, J. C.: Laser speckle and related phenomena. In *Berlin and New York, Springer-Verlag (Topics in Applied Physics. Volume 9), 1975. 298 p*, vol. 9 (1975)
- [38] Steinchen, W.: *Digital shearography: theory and application of digital speckle pattern shearing interferometry*, vol. 100. SPIE press (2003)
- [39] Stover, J. C.: *Optical scattering: measurement and analysis*, vol. 2. SPIE Optical Engineering Press Bellingham, WA (1995)
- [40] Vorburger, T. V., Marx, E., and Lettieri, T. R.: Regimes of surface roughness measurable with light scattering. *Applied optics* 32, 3401–3408 (1993)
- [41] Lonardo, P. and Bruzzone, A.: Measurement and topography characterisation of surfaces produced by selective laser sintering. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* 49, 427–430 (2000)
- [42] Gava, D.: *Vision conoscopique 3D: calibration et reconstruction*. Ph.D. thesis, Université René Descartes-Paris V (1998)
- [43] Betzig, E. and Trautman, J. K.: Near-field optics: microscopy, spectroscopy, and surface modification beyond the diffraction limit. *Science* 257, 189–195 (1992)
- [44] Zani-Demange: La mesure d'états de surface sans contact. *mesures* 834, 60–68 (2011)
- [45] Blais, F.: Review of 20 years of range sensor development. *Journal of Electronic Imaging* 13 (2004)
- [46] Knauer, M. C., Richter, C., and Häusler, G.: 3D sensor zoo—species and natural habitats. *Laser Technik Journal* 3, 33–37 (2006)

- [47] Savio, E., De Chiffre, L., and Schmitt, R.: Metrology of freeform shaped parts. *CIRP Annals-Manufacturing Technology* 56, 810–835 (2007)
- [48] Sansoni, G., Trebeschi, M., and Docchio, F.: State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation. *Sensors* 9, 568–601 (2009)
- [49] Mountney, P., Stoyanov, D., and Yang, G.-Z.: Three-dimensional tissue deformation recovery and tracking. *Signal Processing Magazine, IEEE* 27, 14–24 (2010)
- [50] Maier-Hein, L., Mountney, P., Bartoli, A., and Elhawary, H.: Optical Techniques for 3D Surface Reconstruction in Computer-assisted Laparoscopic Surgery. *Medical Image Analysis* (2013)
- [51] Scharstein, D. and Szeliski, R.: A taxonomy and evaluation of dense two-frame stereo correspondence algorithms. *International journal of computer vision* 47, 7–42 (2002)
- [52] Seitz, S. M., Curless, B., Diebel, J., Scharstein, D., and Szeliski, R.: A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms. In *Computer vision and pattern recognition, 2006 IEEE Computer Society Conference on*, vol. 1, 519–528. IEEE (2006)
- [53] Yao, K., Matsui, T., Furukawa, H., Yao, T., Sakurai, T., and Mitsuyasu, T.: A new stereoscopic endoscopy system: accurate 3-dimensional measurement in vitro and in vivo with distortion-correction function. *Gastrointestinal endoscopy* 55, 412–420 (2002)
- [54] Mueller-Richter, U. A., Limberger, A., Weber, P., Ruprecht, K., Spitzer, W., and Schilling, M.: Possibilities and limitations of current stereo-endoscopy. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques* 18, 942–947 (2004)
- [55] Stoyanov, D., Scarzanella, M. V., Pratt, P., and Yang, G.-Z.: Real-time stereo reconstruction in robotically assisted minimally invasive surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2010*, 275–282. Springer (2010)
- [56] Bernhardt, S., Abi-Nahed, J., and Abugharbieh, R.: Robust dense endoscopic stereo reconstruction for minimally invasive surgery. In *Medical Computer Vision. Recognition Techniques and Applications in Medical Imaging*, 254–262. Springer (2013)
- [57] Devernay, F., Mourgues, F., and Coste-Manière, È.: Towards endoscopic augmented reality for robotically assisted minimally invasive cardiac surgery. In *Medical Imaging and Augmented Reality, 2001. Proceedings. International Workshop on*, 16–20. IEEE (2001)
- [58] Röhl, S., Bodenstedt, S., and Suwelack, S.: Dense GPU-enhanced surface reconstruction from stereo endoscopic images for intraoperative registration. *Medical Physics* 39, 1632 (2012)
- [59] Kowalczuk, J., Meyer, A., Carlson, J., and Psota, E. T.: Real-time three-dimensional soft tissue reconstruction for laparoscopic surgery. *Surgical endoscopy* 26, 3413–3417 (2012)
- [60] Salvi, J., Pages, J., and Batlle, J.: Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition* 37, 827–849 (2004)
- [61] Gorthi, S. S. and Rastogi, P.: Fringe projection techniques: whither we are? *Optics and lasers in engineering* 48, 133–140 (2010)
- [62] Salvi, J., Fernandez, S., Pribanic, T., and Llado, X.: A state of the art in structured light patterns for surface profilometry. *Pattern recognition* 43, 2666–2680 (2010)
- [63] Geng, J.: DLP-based structured light 3D imaging technologies and applications. In *SPIE MOEMS-MEMS*, 79320B–79320B. International Society for Optics and Photonics (2011)
- [64] Chan, M., Lin, W., Zhou, C., and Qu, J. Y.: Miniaturized three-dimensional endoscopic imaging system based on active stereovision. *Applied optics* 42, 1888–1898 (2003)
- [65] Albitar, I., Graebbling, P., and Doignon, C.: Robust structured light coding for 3d reconstruction. In *Computer Vision, 2007. ICCV 2007. IEEE 11th International Conference on*, 1–6. IEEE (2007)
- [66] Maurice, X., Albitar, C., Doignon, C., and de Mathelin, M.: A structured light-based laparoscope with real-time organs' surface reconstruction for minimally invasive surgery. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 5769–5772. IEEE (2012)

- [67] Cui, H., Dai, N., Liao, W., and Cheng, X.: Intraoral 3D optical measurement system for tooth restoration. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics* 124, 1142–1147 (2013)
- [68] Hasegawa, K., Noda, K., and Sato, Y.: Electronic endoscope system for shape measurement. In *Pattern Recognition, 2002. Proceedings. 16th International Conference on*, vol. 2, 761–764. IEEE (2002)
- [69] Hayashibe, M., Suzuki, N., and Nakamura, Y.: Laser-scan endoscope system for intraoperative geometry acquisition and surgical robot safety management. *Medical Image Analysis* 10, 509–519 (2006)
- [70] Prados, E. and Faugeras, O.: Shape from shading. In *Handbook of mathematical models in computer vision*, 375–388. Springer (2006)
- [71] Horn, B. K.: *Obtaining shape from shading information*. MIT press (1989)
- [72] Okatani, T. and Deguchi, K.: Shape reconstruction from an endoscope image by shape from shading technique for a point light source at the projection center. *Computer vision and image understanding* 66, 119–131 (1997)
- [73] Quartucci Forster, C. and Tozzi, C. L.: Towards 3D reconstruction of endoscope images using shape from shading. In *Computer Graphics and Image Processing, 2000. Proceedings XIII Brazilian Symposium on*, 90–96. IEEE (2000)
- [74] Wu, C., Narasimhan, S. G., and Jaramaz, B.: A multi-image shape-from-shading framework for near-lighting perspective endoscopes. *International journal of computer vision* 86, 211–228 (2010)
- [75] Tankus, A., Sochen, N., and Yeshurun, Y.: Reconstruction of medical images by perspective shape-from-shading. In *Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004. Proceedings of the 17th International Conference on*, vol. 3, 778–781. IEEE (2004)
- [76] Collins, T. and Bartoli, A.: Towards live monocular 3d laparoscopy using shading and specular information. In *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, 11–21. Springer (2012)
- [77] Lamata, P., Morvan, T., Reimers, M., Samset, E., and Declerck, J.: Addressing shading-based laparoscopic registration. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany*, 189–192. Springer (2009)
- [78] Tokgozoglul, H. N., Meisner, E. M., Kazhdan, M., and Hager, G. D.: Color-based hybrid reconstruction for endoscopy. In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2012 IEEE Computer Society Conference on*, 8–15. IEEE (2012)
- [79] Tomasi, C. and Kanade, T.: Shape and motion from image streams under orthography: a factorization method. *International Journal of Computer Vision* 9, 137–154 (1992)
- [80] Szeliski, R. and Kang, S. B.: Recovering 3D shape and motion from image streams using nonlinear least squares. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1993. Proceedings CVPR'93., 1993 IEEE Computer Society Conference on*, 752–753. IEEE (1993)
- [81] Adiv, G.: Determining three-dimensional motion and structure from optical flow generated by several moving objects. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 384–401 (1985)
- [82] Zhou, J., Zhang, Q., Li, B., and Das, A.: Synthesis of stereoscopic views from monocular endoscopic videos. In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2010 IEEE Computer Society Conference on*, 55–62. IEEE (2010)
- [83] Hu, M., Penney, G., Figl, M., and Edwards, P.: Reconstruction of a 3D surface from video that is robust to missing data and outliers: Application to minimally invasive surgery using stereo and mono endoscopes. *Medical image analysis* 16, 597–611 (2012)
- [84] Collins, T., Compte, B., and Bartoli, A.: Deformable shape-from-motion in laparoscopy using a rigid sliding window. In *Medical Image Understanding and Analysis Conference* (2011)
- [85] Soper, T. D., Porter, M. P., and Seibel, E. J.: Surface mosaics of the bladder reconstructed from endoscopic video for automated surveillance. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 59, 1670–1680 (2012)
- [86] Stehle, T., Truhn, D., Aach, T., Trautwein, C., Tischendorf, J., et al.: Camera calibration for fish-eye lenses in endoscopy with an application to 3D reconstruction. In *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007. 4th IEEE International Symposium on*, 1176–1179. IEEE (2007)

- [87] Moreno-Noguer, F., Porta, J. M., and Fua, P.: Exploring ambiguities for monocular non-rigid shape estimation. In *Computer Vision—ECCV 2010*, 370–383. Springer (2010)
- [88] Davison, A. J., Reid, I. D., Molton, N. D., and Stasse, O.: MonoSLAM: Real-time single camera SLAM. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 29, 1052–1067 (2007)
- [89] Garca, O., Civera, J., Gueme, A., Munoz, V., and Montiel, J.: Real-time 3d modeling from endoscope image sequences. In *International Conference on Robotics and Automation Workshop on Advanced Sensing and Sensor Integration in Medical Robotics* (2009)
- [90] Moutney, P. and Yang, G.-Z.: Dynamic view expansion for minimally invasive surgery using simultaneous localization and mapping. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, 1184–1187. IEEE (2009)
- [91] Moutney, P., Stoyanov, D., Davison, A., and Yang, G.-Z.: Simultaneous stereoscope localization and soft-tissue mapping for minimal invasive surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2006*, 347–354. Springer (2006)
- [92] Moutney, P. and Yang, G.-Z.: Motion compensated SLAM for image guided surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2010*, 496–504. Springer (2010)
- [93] Nayar, S. K. and Nakagawa, Y.: Shape from focus. *Pattern analysis and machine intelligence, IEEE Transactions on* 16, 824–831 (1994)
- [94] Subbarao, M. and Surya, G.: Depth from defocus: a spatial domain approach. *International Journal of Computer Vision* 13, 271–294 (1994)
- [95] Takeshita, T., Nakajima, Y., Kim, M., Onogi, S., Mitsuishi, M., and Matsumoto, Y.: 3D Shape Reconstruction Endoscope using Shape from Focus. In *VISAPP (1)*, 411–416 (2009)
- [96] Chadebecq, F., Tilmant, C., and Bartoli, A.: Measuring the size of neoplasia in colonoscopy using depth-from-defocus. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 1478–1481. IEEE (2012)
- [97] Wang, J. Y.: Imaging laser radar—an overview. In *Lasers’ 86; Proceedings of the Ninth International Conference on Lasers and Applications*, vol. 1, 19–29 (1987)
- [98] Gokturk, S. B., Yalcin, H., and Bamji, C.: A time-of-flight depth sensor-system description, issues and solutions. In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshop, 2004. CVPRW’04. Conference on*, 35–35. IEEE (2004)
- [99] Kolb, A., Barth, E., Koch, R., and Larsen, R.: Time-of-flight sensors in computer graphics. In *Proc. Eurographics (State-of-the-Art Report)*, 119–134 (2009)
- [100] Foix, S., Alenya, G., and Torras, C.: Lock-in time-of-flight (ToF) cameras: a survey. *Sensors Journal, IEEE* 11, 1917–1926 (2011)
- [101] Hussmann, S., Ringbeck, T., and Hagebeuker, B.: A performance review of 3D TOF vision systems in comparison to stereo vision systems. *Stereo Vision* 103–120 (2008)
- [102] Penne, J., Höller, K., Stürmer, M., Schrauder, T., Schneider, A., Engelbrecht, R., Feußner, H., Schmauss, B., and Hornegger, J.: Time-of-flight 3-D endoscopy. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2009*, 467–474. Springer (2009)
- [103] Bae, S. Y., Korniski, R., Ream, A., Shahinian, H., and Manohara, H. M.: New technique of three-dimensional imaging through a 3-mm single lens camera. *Optical Engineering* 51, 021106–1 (2012)
- [104] Fenske, M. M., Liu, Q., Sclabassi, R. J., and Sun, M.: A Design of a Liquid Crystal Based Single-Lens Stereo Endoscope. In *Bioengineering Conference, 2006. Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast*, 43–44. IEEE (2006)
- [105] Choi, W., Rubtsov, V., and Kim, C.-J.: Miniature Flipping Disk Device for Size Measurement of Objects Through Endoscope. *Microelectromechanical Systems, Journal of* 21, 926–933 (2012)
- [106] Choi, W., Sigal, G., Rubtsov, V., and Kim, C.: A micro translating lens unit for stereo imaging through single-image endoscope. In *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2012 IEEE 25th International Conference on*, 3–6. IEEE (2012)

- [107] Adelson, E. H. and Wang, J. Y.: Single lens stereo with a plenoptic camera. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence* 14, 99–106 (1992)
- [108] Ng, R., Levoy, M., Brédif, M., Duval, G., Horowitz, M., and Hanrahan, P.: Light field photography with a hand-held plenoptic camera. *Computer Science Technical Report CSTR 2* (2005)
- [109] Levoy, M., Zhang, Z., and McDowall, I.: Recording and controlling the 4D light field in a microscope using microlens arrays. *Journal of Microscopy* 235, 144–162 (2009)
- [110] Ueno, R., Suzuki, K., and Kobayashi, M.: Compound-Eye Camera Module as Small as 8.5x8.5x6.0 mm for 26 k-Resolution Depth Map and 2-Mpix 2D Imaging. *Photonics Journal, IEEE* 5, 6801212 (2013)
- [111] Aldalali, B., Li, C., Zhang, L., and Jiang, H.: Micro Cameras Capable of Multiple Viewpoint Imaging Utilizing Photoresist Microlens Arrays. *Microelectromechanical Systems, Journal of* 21, 945–952 (2012)
- [112] Yaron, A., Shechterman, M., and Horesh, N.: Blur spot limitations in distal endoscope sensors. *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XIII, San Jose, California, January 16* (2006)
- [113] Tabaee, A., Anand, V. K., Fraser, J. F., Brown, S. M., Singh, A., and Schwartz, T. H.: Three-dimensional endoscopic pituitary surgery. *Neurosurgery* 64, 288–295 (2009)
- [114] Silvestri, M., Ranzani, T., Argiolas, A., Vatteroni, M., and Menciassi, A.: A multi-point of view 3D camera system for minimally invasive surgery. *Sensors and Actuators A: Physical* (2013)
- [115] Mertens, B., De Leener, B., Debeir, O., Beumier, C., Lambert, P., and Delchambre, A.: Robust structured light pattern for use with a hologram in 3D endoscopy. In *Optomechatronic Technologies (ISOT), 2012 International Symposium on*, 1–6. IEEE (2012)
- [116] Schmalz, C., Forster, F., Schick, A., and Angelopoulou, E.: An endoscopic 3D scanner based on structured light. *Medical Image Analysis* 16, 1063–1072 (2012)
- [117] Schmalz, C. and Angelopoulou, E.: A graph-based approach for robust single-shot structured light. In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2010 IEEE Computer Society Conference on*, 80–87. IEEE (2010)
- [118] Chen, L.-C. and Huang, C.-C.: Miniaturized 3D surface profilometer using digital fringe projection. *Measurement Science and Technology* 16, 1061 (2005)
- [119] Clancy, N. T., Stoyanov, D., Maier-Hein, L., Groch, A., Yang, G.-Z., and Elson, D. S.: Spectrally encoded fiber-based structured lighting probe for intraoperative 3D imaging. *Biomedical optics express* 2, 3119 (2011)
- [120] Yuan, L., Yang, J., Guan, C., Dai, Q., and Tian, F.: Three-core fiber-based shape-sensing application. *Optics letters* 33, 578–580 (2008)
- [121] Pennington, T. L., Xiao, H., May, R., and Wang, A.: Miniaturized 3-D surface profilometer using a fiber optic coupler. *Optics & Laser Technology* 33, 313–320 (2001)
- [122] Basri, R., Jacobs, D., and Kemelmacher, I.: Photometric stereo with general, unknown lighting. *International Journal of Computer Vision* 72, 239–257 (2007)
- [123] Parot, V., Lim, D., González, G., Traverso, G., Nishioka, N. S., Vakoc, B. J., and Durr, N. J.: Photometric stereo endoscopy. *Journal of biomedical optics* 18, 076017–076017 (2013)
- [124] Collins, T. and Bartoli, A.: 3D reconstruction in laparoscopy with close-range photometric stereo. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2012*, 634–642. Springer (2012)
- [125] Smithwick, Q. Y. and Seibel, E. J.: Depth enhancement using a scanning fiber optical endoscope. In *International Symposium on Biomedical Optics*, 222–233. International Society for Optics and Photonics (2002)
- [126] Lee, C. M., Engelbrecht, C. J., Soper, T. D., Helmchen, F., and Seibel, E. J.: Scanning fiber endoscopy with highly flexible, 1 mm catheterscopes for wide-field, full-color imaging. *Journal of biophotonics* 3, 385–407 (2010)
- [127] Zazzarini, C., Patete, P., Baroni, G., and Cerveri, P.: Mechatronic design of a fully-integrated camera for mini-invasive surgery (2013)
- [128] Lee, S., Choi, M., Lee, E., Jung, K.-D., Chang, J.-h., and Kim, W.: Zoom lens design using liquid lens for laparoscope. *Optics express* 21, 1751–1761 (2013)

- [129] Tsai, F. S., Cho, S. H., Lo, Y.-H., Vasko, B., and Vasko, J.: Miniaturized universal imaging device using fluidic lens. *Optics letters* 33, 291–293 (2008)
- [130] Tsai, F. S., Johnson, D., Francis, C. S., and Cho, S. H.: Fluidic lens laparoscopic zoom camera for minimally invasive surgery. *Journal of biomedical optics* 15, 030504–030504 (2010)
- [131] Zeng, X., Smith, C. T., Gould, J. C., Heise, C. P., and Jiang, H.: Fiber endoscopes utilizing liquid tunable-focus microlenses actuated through infrared light. *Microelectromechanical Systems, Journal of* 20, 583–593 (2011)
- [132] Wolff, L. B.: Applications of polarization camera technology. *IEEE expert* 10, 30–38 (1995)
- [133] Anastasiadou, M.: *Imagerie polarimétrique: développements instrumentaux et applications biomédicales*. Ph.D. thesis, Ecole Polytechnique X (2007)
- [134] Morel, O., Ferraton, M., Stolz, C., and Gorria, P.: Active lighting applied to shape from polarization. In *Image Processing, 2006 IEEE International Conference on*, 2181–2184. IEEE (2006)
- [135] Herrera, S. E. M., Malti, A., Morel, O., and Bartoli, A.: Shape from Polarization in Laparoscopy (2013)
- [136] Horaud, R., Monga, O., et al.: *Vision par ordinateur: outils fondamentaux* (1995)
- [137] Hartley, R. and Zisserman, A.: *Multiple view geometry in computer vision*, vol. 2. Cambridge Univ Press (2000)
- [138] Ponce, J., Forsyth, D., and Willow: Computer vision: a modern approach. *Computer* 16, 11 (2011)
- [139] Bass, M.: *Handbook of optics*. McGraw-Hill (1995)
- [140] Fischer, R. E., Tadic-Galeb, B., Yoder, P. R., and Galeb, R.: Optical system design (2000)
- [141] Gåsvik, K. J.: *Optical metrology*. Wiley. com (2003)
- [142] Malacara-Hernandez, D. and Malacara-Hernandez, Z.: *Handbook of optical design*. CRC Press (2013)
- [143] Shu, Y., Chung, R., Tan, Z., Cheng, J., Lam, E. Y., Fung, K. S., and Wang, F.: Projection optics design for tilted projection of fringe patterns. *Optical Engineering* 47, 053002–053002 (2008)
- [144] Boreman, G. D.: *Modulation transfer function in optical and electro-optical systems*, vol. 4. SPIE Press Bellingham, WA (2001)
- [145] Vollmerhausen, R. H. and Driggers, R. G.: Analysis of sampled imaging systems. SPIE Bellingham, WA (2000)
- [146] Lamarque, F., Dupont, E., Prelle, C., Petit, L., and Redarce, T.: Endoscope 3D à double guide d’image structurée, brevet d’invention, Publication française le 17/12/2013 (n°1362746). Extension PCT (Décembre 2014)
- [147] Texas-Instruments: Using Lasers with DLP DMD technology. (*Documentation Technique*) TI DN 2509927 (2008)
- [148] Duncan, W. M., Lee, B. L., and Tew, C. E.: Two-dimensional blazed MEMS grating (2005). US Patent 6,943,950
- [149] Zhang, C., Huang, P. S., and Chiang, F.-P.: Microscopic phase-shifting profilometry based on digital micromirror device technology. *Applied optics* 41, 5896–5904 (2002)
- [150] Jones, R. and Wykes, C.: Holographic and speckle interferometry. *Holographic and Speckle Interferometry*, by Robert Jones and Catherine Wykes, pp 368 ISBN 0521348781 Cambridge, UK: Cambridge University Press, March 1989 1 (1989)
- [151] Zhou, P. and Goodson, K. E.: Subpixel displacement and deformation gradient measurement using digital image/speckle correlation (DISC). *Optical Engineering* 40, 1613–1620 (2001)
- [152] Trisnadi, J. I.: Hadamard speckle contrast reduction. *Optics letters* 29, 11–13 (2004)
- [153] Trisnadi, J. I.: Speckle contrast reduction in laser projection displays. In *Electronic Imaging 2002*, 131–137. International Society for Optics and Photonics (2002)
- [154] Petit, L., Prelle, C., Doré, E., Lamarque, F., and Bigerelle, M.: A four-discrete-position electromagnetic actuator: modeling and experimentation. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on* 15, 88–96 (2010)
- [155] Petit, L., Hassine, A., Terrien, J., Lamarque, F., and Prelle, C.: Development of a control module for a digital electromagnetic actuators array. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on* 61, 4788–4796 (2014)

-
- [156] Hou, Y., Dupont, E., Petit, L., Redarce, T., and Lamarque, F.: Dynamic reconfiguration of a compact active stereovision system with digital electromagnetic actuators. *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics* (2014)
- [157] Forsyth, D. A. and Ponce, J.: *Computer vision: a modern approach*. Prentice Hall Professional Technical Reference (2002)
- [158] Hartley, R. and Zisserman, A.: *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge university press (2003)
- [159] Zhang, Z.: A flexible new technique for camera calibration. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 22, 1330–1334 (2000)
- [160] Heikkila, J. and Silvén, O.: A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1997. Proceedings., 1997 IEEE Computer Society Conference on*, 1106–1112. IEEE (1997)
- [161] Illingworth, J. and Kittler, J.: A survey of the Hough transform. *Computer vision, graphics, and image processing* 44, 87–116 (1988)
- [162] Ziou, D., Tabbone, S., et al.: Edge detection techniques-an overview. *Pattern Recognition And Image Analysis C/C Of Raspoznavaniye Obrazov I Analiz Izobrazhenii* 8, 537–559 (1998)
- [163] Canny, J.: A computational approach to edge detection. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on* 679–698 (1986)
- [164] Gupta, M., Agrawal, A., Veeraraghavan, A., and Narasimhan, S. G.: Structured light 3D scanning in the presence of global illumination. In *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2011 IEEE Conference on*, 713–720. IEEE (2011)
- [165] Goddyn, L. and Gvozdjak, P.: Binary gray codes with long bit runs. *the electronic journal of combinatorics* 718 (2003)
- [166] Kim, D., Ryu, M., and Lee, S.: Antipodal gray codes for structured light. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, 3016–3021. IEEE (2008)
- [167] Hou, Y., Dupont, E., Redarce, T., and Lamarque, F.: A Compact Active Stereovision System with Dynamic Reconfiguration for Endoscopy or Colonoscopy Applications. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2014*, 448–455. Springer (2014)
- [168] Zappa, E. and Busca, G.: Comparison of eight unwrapping algorithms applied to Fourier-transform profilometry. *Optics and Lasers in Engineering* 46, 106–116 (2008)
- [169] Reinhard, E., Heidrich, W., Debevec, P., Pattanaik, S., Ward, G., and Myszkowski, K.: *High dynamic range imaging: acquisition, display, and image-based lighting*. Morgan Kaufmann (2010)
- [170] Bencheikh, N.: *Conception et réalisation d'un convoyeur électromagnétique planaire miniature*. Ph.D. thesis, Compiègne (2006)
- [171] Khat, A.: *Capteurs à fibres optiques pour la mesure à haute résolution de déplacements linéaires et angulaires sur une grande étendue: application aux systèmes mécaniques de dimensions réduites*. Ph.D. thesis, Compiègne (2007)
- [172] Khan, M. U.: *Contribution to the design and fabrication of an integrated micro-positioning system*. Ph.D. thesis, Université de Technologie de Compiègne (2014)
- [173] Pérez, J.-P. and Françon, M.: *Optique: fondements et applications avec 200 exercices et problèmes résolus*. Masson (1996)

Annexe 1 – Analyse de systèmes optiques par calcul matriciel

Les notations matricielles permettent d'automatiser les calculs dans le cadre de l'optique paraxiale et notamment d'extraire les propriétés des interfaces optiques. C'est un outil usuel de l'optique géométrique [173].

Dans le formalisme matriciel, les rayons lumineux sont définis comme des vecteurs :

$$X = \begin{bmatrix} x \\ n\alpha \end{bmatrix} \quad (1)$$

Les éléments du vecteur X sont la position x du point d'intersection du rayon lumineux avec la surface d'étude considérée (surface normale à l'axe optique), n indice de réfraction du milieu considéré et α inclinaison du rayon lumineux par rapport à l'axe optique.

Le rayon lumineux va ensuite se propager dans le dispositif optique et donc le vecteur X va subir des transformations, généralement de deux types : des transmissions d'un point A_1 vers un point A_2 par l'intermédiaire d'une matrice de transmission du type $T(A_1A_2)$ et des réfractions sur des surfaces S dioptriques du type $R(S)$. La matrice de transmission $T(A_1A_2)$ dans un milieu homogène sera du type de celle donnée ci-dessous, avec A_1 et A_2 placés sur l'axe optique du système considéré :

$$X_2 = T(\overline{A_1A_2}) \cdot X_1 \text{ où } T(\overline{A_1A_2}) = \begin{bmatrix} 1 & \overline{A_1A_2}/n \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

La matrice de réfraction au franchissement d'une surface S du type dioptré sphérique de vergence V sera de ce type :

$$X_2 = R(S) \cdot X_1 \text{ où } R(S) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -V & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

La vergence se calcule pour les dioptrés sphériques avec cette relation :

$$V = \frac{n_i - n_o}{\bar{R}} \quad (4)$$

n_o et n_i étant les indices de réfraction (objet et image) entourant la surface considéré et \bar{R} , le rayon de courbure de la surface considérée.

En appliquant les matrices de transmission et de réfraction sur les différents éléments d'un système dioptrique (constitués de lentilles conçues à partir de dioptrés sphériques et avec des indices de réfraction constants entre surface), il est possible de recalculer une matrice de transfert globale.

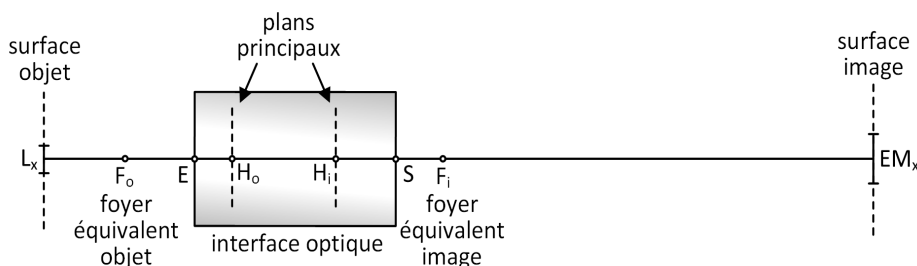


Figure 1 – Schéma d'un système optique équivalent à un système complexe en optique paraxiale

La détermination de la matrice de transmission T d'un système optique complexe depuis sa surface d'entrée E jusqu'à sa surface de sortie S se fait donc à partir de l'analyse de la succession des surfaces dioptriques constituant le dispositif. Il faut tout d'abord se placer juste avant la première surface utile du système optique, appelée surface d'entrée. Puis il faut identifier l'ensemble des surfaces dioptriques du système, leurs rayons de courbure, les indices de réfraction des milieux entre les surfaces et les distances respectives entre surfaces successives. Cette identification se poursuit jusqu'à la dernière surface utile du système optique, la surface de sortie. Pour chaque surface, il faut calculer une matrice de réfraction R et pour chaque espace inter-surfaces, il faut calculer une matrice de transmission T .

Les matrices de réfraction R et de transmission T doivent ensuite être multipliées entre elles en partant de la surface de sortie et en remontant jusqu'à la surface d'entrée. Finalement, on obtient la matrice de transmission du système équivalent entre la surface d'entrée et la surface de sortie. Cette matrice de transmission est du type [173] :

$$T(ES) = \begin{bmatrix} a & b \\ -V & d \end{bmatrix} \quad (5)$$

Avec a , b et d qui doivent être déterminés à partir des propriétés connues du système. Elle sera utilisée pour positionner les différents éléments constituant le système de stéréovision. Comme indiqué dans les ouvrages de référence, il est également possible de prolonger l'analyse du système équivalent afin d'en extraire ses paramètres canoniques en appliquant les équations suivantes basées sur les coefficients de la matrice de transmission $T(ES)$ entre le plan d'entrée et de sortie du système équivalent.

$$\begin{aligned} \bar{f}_i &= \frac{n_i}{V} & \bar{f}_o &= \frac{-n_o}{V} \\ \overline{SF}_1 &= \bar{f}_i \cdot a & \overline{EF}_o &= \bar{f}_o \cdot d \\ \overline{SH}_1 &= f_i \cdot (a - 1) & \overline{EH}_o &= \bar{f}_o \cdot (d - 1) \end{aligned} \quad (6)$$

Dans ce cas, \bar{f}_o et \bar{f}_i sont les distances focales objet et image équivalentes, F_o et F_i sont les foyers équivalents objet et image et H_o et H_i les points principaux objet et image.

L'ensemble de ces paramètres permettent de déterminer entièrement le système paraxial, et ainsi la matrice de transmission de l'interface optique peut être calculée.

$$\begin{aligned} T(\overline{ES}) &= T(\overline{H}_1\overline{S}) \cdot T(\overline{H}_o\overline{H}_1) \cdot T(\overline{EH}_o) \\ T(ES) &= \begin{bmatrix} 1 & \overline{H}_1\overline{S} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 1/\bar{f}_o & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & \overline{EH}_o \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b \\ -V & d \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (7)$$

Une fois les paramètres des interfaces optiques définies par l'intermédiaire de leur matrice de transmission $T(ES)$, ces interfaces peuvent-être positionnées relativement aux plans focaux image et objet de telle manière à respecter les relations de conjugaisons et les grandissements transversaux et angulaires souhaités. Comme décrit précédemment, le système équivalent d'une interface optique va être constitué de la matrice de transmission entre son plan d'entrée E et son plan de sortie S , tel qu'indiqué dans l'équation (5), avec a , b et d et V définissant les propriétés du système équivalent.

La position des interfaces optique entre une surface objet et une surface image peut être déterminée par la méthode indiquée ci-dessous.

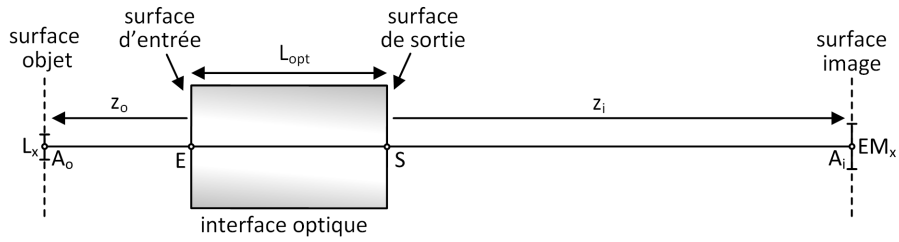


Figure 2 – Positionnement de l'interface optique par rapport à une surface objet (point A_o) et une surface image (point A_i)

La matrice de transmission entre A_o et A_i vaut :

$$T(A_o A_i) = T(S A_i) \cdot T(E S) \cdot T(A_o E) = \begin{pmatrix} 1 & z_i \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a & b \\ -V & d \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & -z_o \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

Et les plans portés par A_o et A_i sont conjugués, on a donc également par définition de cette conjugaison [173] :

$$T(A_o A_i) = \begin{pmatrix} \gamma_t & 0 \\ -V & \frac{1}{\gamma_t} \end{pmatrix} \quad (9)$$

En posant l'égalité entre l'équation (8) et l'équation (9), on obtient :

$$z_o = \frac{1/\gamma_t - d}{V} \quad (10)$$

$$z_i = \frac{a - \gamma_t}{V}$$

$$0 = b - a \cdot z_o + d \cdot z_i + V \cdot z_o \cdot z_i$$

Les deux premières équations définissent z_o et z_i , ce qui permet de positionner l'interface optique. La dernière équation doit être également vérifiée et peut permettre de valider les résultats.

Annexe 2 – Description des systèmes optiques du chapitre III

#	Ref. E.Optics	rayon courbure	Epaisseur	type de verre	demi-ouverture
0		inf.	15.077		2.791
1	49659	204.48	0.08	Asphère	6.25
2		inf.	1.5	S-TIH53	6.25
3		20	5	S-LAL8	6.25
4		-13.3	19.5		6.25
5		inf.	10		0.5
6	45251	14.95	1.1	N-F2	6.25
7		7.34	7.98	N-BK7	6.25
8		-7.34	1.1	N-F2	6.25
9		-14.95	33.461		6.25
10	45251	14.95	1.1	N-F2	6.25
11		7.34	7.98	N-BK7	6.25
12		-7.34	1.1	N-F2	6.25
13		-14.95	10		6.25
14	45218	37.33	14.46	N-SK11	20
15		-31.54	3	N-SF5	20
16		-124.51	25.947		20
17	45211	21.17	11.04	N-BAF10	12.5
18		-16.08	3	N-SF10	12.5
19		-118.66	4.365		12.5
20		inf.	0		10

#	Ref. E.Optics	rayon courbure	Epaisseur	type de verre	demi-ouverture
0		inf.	33.645		5.5
1	32321	27.97	9.5	S-BAH11	12.5
2		-18.85	2.5	N-SF10	12.5
3		-152.94	32.7		12.5
4		inf.	9		0.5
5	45251	14.95	1.1	N-F2	6.25
6		7.34	7.98	N-BK7	6.25
7		-7.34	1.1	N-F2	6.25
8		-14.95	33.461		6.25
9	45251	14.95	1.1	N-F2	6.25
10		7.34	7.98	N-BK7	6.25
11		-7.34	1.1	N-F2	6.25
12		-14.95	10		6.25
13	45218	37.33	14.46	N-SK11	20
14		-31.54	3	N-SF5	20
15		-124.51	26.558		20
16	45211	21.17	11.04	N-BAF10	12.5
17		-16.08	3	N-SF10	12.5
18		-118.66	4.36544		12.5
19		inf.	0		10

CDD DMD

↑ ↓

zone de mesure

Tableau 1- Détail des surfaces dioptriques constituant le système optique décrit en partie III.2. Les lentilles sont grisées et notées avec leur référencement à la société Edmund Optics.

Référence Edmund Optics	Rayon de courbure (mm)	épaisseur (mm)	type de verre	demi-ouverture (mm)
49271	-4.13	1.97	BAF10	1.5
	2.36	1.03	SF10	1.5
	21.7			1.5

Tableau 2 - Détail des surfaces dioptriques constituant les lentilles d'interface décrites en partie III.3.

#	Ref. E.Optics	rayon courbure	Epaisseur	type de verre	demi-ouverture
0		inf.	35		0
1	63708	37.11	2	N-SF5	5
2		13.17	3.5	N-BK7	5
3		-18.58	20		5
4	49658	15.85	0.08	Asph.	6.25
5		24.9	1.5	S-TIH53	6.25
6		12.8	6.5	S-FSL5	6.25
7		-8.15	55		6.25
8	47655	22.16	2.5	N-BK7	4.5
9		-15.98	1.5	N-SF5	4.5
10		-46.14	8		4.5
11	diaph.	inf.	5		1.2
12	49277	53.57	1.03	N-SF10	2.5
13		6.46	1.55	N-BAF10	2.5
14		-10.67	13.42		2.5
<i>guide d'image</i>					
15		inf.	12		0.6
16	diaph.	inf.	0		1.2
17	47673	7.81	2	N-BASF64	3.125
18		4.09	5	N-BK7	3.125
19		-4.09	2	N-BASF64	3.125
20		-7.81	59.039		3.125
21		inf.	0		5

#	Ref. E.Optics	rayon courbure	Epaisseur	type de verre	demi-ouverture
0		inf.	44.161		0
1	47655	22.16	2.5	N-BK7	4.5
2		-15.98	1.5	N-SF5	4.5
3		-46.14	8		4.5
4	diaph.	inf.	5		1.2
5	49277	53.57	1.03	N-SF10	2.5
6		6.46	1.55	N-BAF10	2.5
7		-10.67	13.42		2.5
<i>guide d'image</i>					
8		inf.	12		0.6
9	diaph.	inf.	0		1.2
10	47673	7.81	2	N-BASF64	3.125
11		4.09	5	N-BK7	3.125
12		-4.09	2	N-BASF64	3.125
13		-7.81	59.039		3.125
14		inf.	0		5

DMD CCD

↑ ↓

zone de mesure

Tableau 3 - Détail des surfaces dioptriques constituant le système optique décrit en partie III.4. Les lentilles sont grisées et notées avec leur référencement à la société Edmund Optics.

Résumés

Cette thèse, consacrée à la mesure endoscopique de formes tridimensionnelle, se place dans un double contexte applicatif : tout d'abord industriel, avec l'inspection endoscopique de pièces mécaniques en milieu contraint (notamment tubulaire) à des résolutions micrométriques. Le second contexte est médical avec la détection de formes tridimensionnelle lors de coloscopies pour l'aide au diagnostic.

L'endoscopie souple est obtenue par l'utilisation de guides optiques, la méthode de mesure tridimensionnelle est basée sur la stéréovision active avec la génération de lumière structurée par une matrice de micro-miroirs.

Après avoir établi l'état de l'art, une méthode de conception et d'évaluation optique appliquée à la stéréovision en endoscopie souple est décrite. C'est ensuite la réalisation instrumentale, son évaluation métrologique, et une méthode innovante de basculement de modes dynamique entre stéréovision active et passive qui sont détaillées. Des méthodes algorithmiques de reconstruction tridimensionnelle adaptées à ce type d'instrument sont enfin proposées.

Les contributions scientifiques de cette étude sont multiples. Une méthode d'analyse optique basée sur l'utilisation de fonctions de transfert de modulation pour la conception d'un endoscope mesurant par stéréovision est proposée. Des méthodes de traitement d'image pour un étalonnage robuste malgré une défocalisation optique ainsi qu'un nouvel algorithme à décalage de phase constituent également des contributions de l'étude. L'association de ces méthodes a permis d'extraire un principe de réalisation permettant la mesure tridimensionnelle par endoscopie souple.

This thesis aims at developing a tri-dimensional measurement endoscopic device in a double context: the first one is industrial with endoscopic inspection of mechanical pieces (tubular inspection, for example) at micrometric resolution. The second context is medical with tri-dimensional shape detection during colonoscopy to help the surgeon diagnosis.

In this study, flexible endoscopy is made possible by using image guides and the tri-dimensional reconstruction method is based on active stereovision where a digital micro-mirror device is used to spatially structure the incoming light.

After developing the state of the art, an optical conception and evaluation method, applied to stereovision for flexible endoscopic devices is described. The instrumental realization is then detailed and metrologically evaluated. An innovative method that allows to switch dynamically between active and passive stereovision is then detailed. Finally, 3D reconstruction algorithms adapted to this endoscopic instrument are proposed.

The scientific contributions of this study are multiple. Firstly, an optical analysis method based on the modulation transfer function to design an endoscopic stereovision system is proposed. An image processing method for calibration in a defocused optical environment and a new phase-shifting algorithm for 3D reconstruction are proposed. Finally, a realization principle for 3D measurement in flexible endoscopy was extracted from the combination of all these methods.