

# TOMOGRAPHY USING MULTIPLE WAVELENGTHS IN DIGITAL HOLOGRAPHIC MICROSCOPY

THÈSE N° 3345 (2006)

PRÉSENTÉE À LA FACULTÉ SCIENCES ET TECHNIQUES DE L'INGÉNIEUR

Institut d'imagerie et optique appliquée

SECTION DE MICROTECHNIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE

POUR L'OBTENTION DU GRADE DE DOCTEUR ÈS SCIENCES

PAR

**Frédéric MONTFORT**

ingénieur physicien diplômé EPF  
de nationalité suisse et originaire de Loèche (VS)

acceptée sur proposition du jury:

Prof. R.P. Salathé, directeur de thèse

Prof. C. Depeursinge, rapporteur

Dr L. Froehly, rapporteur

Prof. G. Indebetouw, rapporteur

Prof. M. Unser, rapporteur

Lausanne, EPFL  
2006

# Abstract

This thesis presents a new tomographic imaging method using multiple wavelengths in digital holographic microscopy. It is based on the addition of several reconstructed wavefronts measured at different wavelengths. The resulting diffraction tomographic visibility is then enhanced and the position of the interfaces is determined with ultrahigh precision.

Digital holographic microscopy is a method enabling the recording of complex wavefronts and its numerical reconstruction. In our case, it is based on the recording, in off-axis geometry, of the interference between a reference wave and an object wave reflected by a microscopic specimen and magnified by a microscope objective. A couple charged device (CCD) camera records consecutively the resulting holograms at several wavelengths equally separated in the frequency domain. An adapted reconstruction algorithm has been developed to perform an achromatic reconstruction of the different wavefronts. Tomography is then performed by adding the reconstructed wavefronts. Each wavefront phase is individually adjusted to be equal in a given plane of interest. The result of this operation is a constructive addition of complex waves in the selected plane and destructive addition in the others. The amplitude image is attenuated according to a function, called filter function. For perfectly constructive phases no attenuation is present. Varying the plane of interest enables the scan of the object in depth. The obtained diffraction tomographic resolution is better than the one obtained in OCT, with an equivalent spectral width, in low-coherence or short-pulse lasers in optical coherence tomography. Nevertheless, no axial scanning is needed and the shape of the spectrum can be post acquisition tailored.

A method is then proposed to enhance the visibility and to precisely determine the position of the interfaces. An axial scan allows the extraction of depth profiles. The maxima detection and a least square fit algorithm are used to perform this enhancement. Moreover, weights are introduced in the addition of the wavefronts, in order to tailor the filter function. Different weights distributions are discussed in terms of separation limit and precision on the interface position. It is shown that position resolution increases for

higher separation limit.

Finally, the tomographic method has been simplified for cases of a total reflective surface to perform topography. This allows measurements on specimen of several microns high without phase ambiguities. The results are directly measured in optical pathlengths.

Experimental measurements have been performed on a specifically designed and homemade target, as well as on a multilayer specimen. Twenty wavelengths in the range of 480-700 nm have been used, resulting in tomographic sections of 725 nm. It is shown that the experimental results perfectly correspond the simulations. Enhanced tomographic results show a separation limit of 725 nm with a position resolution under 130 nm. Measures performed using the Kaiser weight distribution allow a position resolution of a few nanometers, for an increasing separation limit to 3  $\mu\text{m}$ .

# Version abrégée

Cette thèse présente une nouvelle technique d'imagerie tomographique basée sur l'utilisation de longueurs d'ondes multiples en microscopie par holographie digitale. Son principe résulte de l'addition de plusieurs fronts d'ondes mesurés et reconstruits à différentes longueurs d'ondes. La visibilité de la tomographie de diffraction est ensuite renforcée et la position de ses interfaces est déterminée avec une ultra haute précision.

La microscopie par holographie digitale est une méthode permettant l'enregistrement et la reconstruction numérique de fronts d'ondes complexes. Dans notre cas, elle est basée sur l'enregistrement, dans une configuration hors axe, de l'interférence entre une onde de référence et une onde objet, réfléchi par un échantillon microscopique et agrandie par un objectif de microscope. Une caméra CCD (couple charged device) enregistre les hologrammes résultants aux différentes longueurs d'ondes séparées régulièrement dans le domaine fréquentiel. Un algorithme spécifiquement adapté à la reconstruction achromatique des différents fronts d'onde a été développé. La tomographie est alors obtenue par la superposition des fronts d'ondes reconstruits. La phase de chaque front d'onde est ajustée individuellement de manière à être égales dans un plan d'intérêt donné. Il résulte de cette opération une addition constructive des fronts d'ondes au niveau du plan sélectionné et destructive ailleurs. L'image d'amplitude est atténuée selon une courbe appelée fonction filtre. Pour des phases parfaitement constructives, aucune atténuation n'a lieu. Une variation du plan d'intérêt permet un balayage de l'échantillon en profondeur. A largeur de spectre égale, la résolution de la tomographie de diffraction obtenue est meilleure que celle obtenue en tomographie par faible cohérence (OCT) à l'aide d'une source pulsée ou faiblement cohérente de forme gaussienne. De plus, aucun balayage mécanique en profondeur n'est nécessaire et la forme du spectre peut être ajustée ultérieurement à l'acquisition.

Une méthode est ensuite proposée pour améliorer la visibilité et la précision de la positions des interfaces. Un balayage axial permet l'extraction de profils en profondeur. Une détection des maxima ou un algorithme aux moindres

dres carrés est utilisé pour cette amélioration. De plus, une pondération des fronts d'onde est proposée afin d'obtenir la fonction filtre désirée. Différentes distributions sont discutées en termes de pouvoir séparateur et de précision sur la position des interfaces. Il est montré que la résolution augmente pour des limites de séparations plus élevées.

Enfin, la méthode tomographique a été simplifiée pour permettre une topographie de surfaces entièrement réfléchissantes. Elle permet des mesures sur des échantillons atteignant plusieurs microns de hauteur sans ambiguïté de phase. Les résultats sont directement mesurés en chemin optique (OPL).

Des mesures expérimentales ont été effectuées sur des échantillons spécifiquement dessinés et fabriqués par nos soins, ainsi que sur des échantillons en multicouches. Vingt longueurs d'ondes ont été choisies dans l'intervalle 480-700 nm donnant lieu à des sections tomographiques d'une épaisseur de 725 nm. Ces résultats correspondent parfaitement aux simulations correspondantes. Les résultats en tomographie améliorée montrent un pouvoir séparateur de 725 nm avec une résolution sur la position sous les 130 nm. Des mesures effectuées avec une pondération donnée par la distribution de Kaiser permettent une résolution de quelques nanomètres pour des distances entre interfaces supérieures à 3  $\mu\text{m}$ .

# Contents

<b>Abstract</b>	<b>i</b>
<b>Version abrégée</b>	<b>iii</b>
<b>1 Introduction</b>	<b>1</b>
1.1 Goal of the thesis . . . . .	2
1.2 State of the art . . . . .	3
1.2.1 Digital Holography . . . . .	3
1.2.2 Tomography . . . . .	4
1.3 Positioning of the proposed technique . . . . .	7
1.4 Structure of the dissertation . . . . .	8
<b>2 Digital Holography</b>	<b>11</b>
2.1 Basic concept . . . . .	11
2.2 Off-axis geometry . . . . .	12
2.3 Two configurations . . . . .	14
2.3.1 Transmission configuration . . . . .	14
2.3.2 Reflection configuration . . . . .	14
2.4 Numerical reconstruction process . . . . .	15
2.4.1 Sampling & truncating . . . . .	16
2.4.2 Filtering . . . . .	17
2.5 Propagation . . . . .	18
2.5.1 Propagation in the Fresnel approximation . . . . .	18
<b>3 Microscopy</b>	<b>23</b>
3.1 Introducing a microscope objective . . . . .	23
3.2 Correction of the MO induced curvature . . . . .	26
3.2.1 Introduction . . . . .	26
3.2.2 The reconstruction algorithm . . . . .	27
3.2.3 The optical approach . . . . .	29
3.2.4 Introduction to the digital reconstruction . . . . .	31

3.2.5	The hologram plane approach . . . . .	32
3.2.6	The generalized approach . . . . .	35
3.2.7	The image plane approach . . . . .	40
3.2.8	The mixed approach . . . . .	43
3.2.9	Discussion . . . . .	48
3.2.10	The iterative approach . . . . .	50
3.2.11	Hardware compensation of the object wavefront curvature . . . . .	51
3.3	Sampling step in microscopy . . . . .	52
3.3.1	Microscopy using the convolution formulation of propagation . . . . .	53
3.3.2	Microscopy using the fast Fourier transform formulation of propagation . . . . .	53
3.4	Conclusion . . . . .	55
<b>4</b>	<b>Experimental set-up</b>	<b>57</b>
4.1	The light source . . . . .	57
4.2	The Set-up . . . . .	59
<b>5</b>	<b>The stairs specimens</b>	<b>63</b>
5.1	Goal of the specimens . . . . .	63
5.2	Measurements . . . . .	66
5.3	Conclusion . . . . .	74
<b>6</b>	<b>Optical tomography</b>	<b>75</b>
6.1	Diffraction tomography . . . . .	76
6.2	Reflection configuration for tomography . . . . .	78
6.3	The addition principle . . . . .	80
6.4	DHM tomography . . . . .	82
6.5	Simulations & Experiments . . . . .	84
6.6	Results . . . . .	85
6.7	Conclusion . . . . .	89
<b>7</b>	<b>Improved tomography</b>	<b>91</b>
7.1	The improved tomographic method . . . . .	91
7.1.1	The reflection position detection . . . . .	91
7.2	The cross steps target simulations . . . . .	93
7.3	Separation limit and axial position resolution . . . . .	99
7.4	Other position detection methods . . . . .	103
7.5	Conclusion . . . . .	104

<b>8</b>	<b>Wavelength weighting</b>	<b>107</b>
8.1	The weight distributions . . . . .	107
8.1.1	The gaussian spectral shape . . . . .	109
8.2	Separation limit and axial position resolution . . . . .	112
8.3	Conclusion . . . . .	119
<b>9</b>	<b>The multi-layer specimen</b>	<b>121</b>
9.1	The structure . . . . .	121
9.2	Results . . . . .	122
9.3	Conclusion . . . . .	128
<b>10</b>	<b>Topography</b>	<b>129</b>
10.1	The topographic reconstruction method . . . . .	129
10.1.1	Amplitude independence . . . . .	130
10.2	Experimental results . . . . .	131
<b>11</b>	<b>Conclusion and perspectives</b>	<b>135</b>
<b>A</b>	<b>The specimens realization</b>	<b>153</b>
A.1	The realization process . . . . .	153
A.1.1	The masks . . . . .	155
A.1.2	The structuring . . . . .	155
A.1.3	Metallization . . . . .	158
A.2	The characterization methods . . . . .	158
A.2.1	Ellipsometer . . . . .	159
A.2.2	Alpha-step . . . . .	159
A.2.3	Scanning electron microscope . . . . .	159
<b>B</b>	<b>Fresnel Transform</b>	<b>161</b>
B.1	Definition . . . . .	161
B.2	Two-Dimensional Fresnel Transform . . . . .	162
B.3	Link with the Fourier Transform . . . . .	163
B.4	Fresnel Transform Properties . . . . .	163
	<b>Acknowledgements</b>	<b>167</b>
	<b>Curriculum Vitæ</b>	<b>171</b>