

## RAPPORT JIONC 2019

### Comité d'organisation :

**Corinne Fournier**

*Laboratoire Hubert Curien*

*Tel: 04 69 66 32 61*

*corinne.fournier@univ-st-etienne.fr*

**Julien Fade**

*Institut FOTON*

*Tel: 02 23 23 52 15*

*julien.fade@univ-rennes1.fr*

**Matthieu Boffety**

*Institut d'Optique - Lab. C. Fabry*

*Tel: 01 64 53 32 98*

*matthieu.boffety@institutoptique.fr*

### Comité de programme :

|            |           |                          |           |
|------------|-----------|--------------------------|-----------|
| Aubreton   | Olivier   | Le2i                     | Dijon     |
| Brasselet  | Sophie    | Institut Fresnel         | Marseille |
| Champagnat | Frédéric  | Onera DTIM               | Palaiseau |
| Dalla Mura | Mauro     | GIPSA Lab.               | Grenoble  |
| Devlaminck | Vincent   | CRISAL Lab.              | Lille     |
| Fort       | Emmanuel  | Institut Langevin        | Paris     |
| Galland    | Frédéric  | Institut Fresnel         | Marseille |
| Kervrann   | Charles   | INRIA                    | Rennes    |
| Kulcsar    | Caroline  | Lab. Ch. Fabry, IOGS     | Palaiseau |
| Peyrin     | Françoise | CREATIS                  | Lyon      |
| Rousseau   | David     | IRHS, INRA, Univ. Angers | Angers    |
| Verrier    | Nicolas   | IRIMAS                   | Mulhouse  |

# 1. Objectifs et déroulement

## 1.A - Objectifs

L'imagerie non conventionnelle, contrairement à l'imagerie conventionnelle, permet d'accéder à des grandeurs physiques (opacité, indice optique, propriété de polarisation d'une onde, composition chimique d'un objet, ...) non directement accessibles. Ces grandeurs sont reconstruites par traitements numériques à partir d'images/signaux acquis grâce à des systèmes optiques dédiés. Les modalités d'imagerie non conventionnelle typiques sont : la polarimétrie, l'interférométrie, l'imagerie hyper-spectrale... L'amélioration des capteurs, la miniaturisation, l'augmentation des capacités de calcul, le développement de nouveaux composants optiques permettent de rendre ces systèmes d'imagerie plus quantitatifs, plus compacts, et/ou plus bas-coût. Ce type d'imagerie nécessite une forte interaction entre la conception optique, le traitement du signal et des images, et le développement de nouvelles technologies de capteurs pour pouvoir développer de nouveaux dispositifs permettant d'accéder à des grandeurs physiques variées comme le déphasage, le changement de polarisation, la dispersion des échantillons... Cette richesse d'information permet d'améliorer la détection, la caractérisation quantitative ainsi que la classification des objets imagés. Ces systèmes sont utilisés dans de nombreux domaines allant du biomédical à l'industrie automobile.

À l'interface de ces thématiques, les « Journées Imagerie Optique Non-Conventionnelle » (JIONC) visent depuis plus de 10 ans à réunir les acteurs nationaux (chercheurs, ingénieurs, académiques ou industriels) de ces différents domaines, afin d'échanger sur les plus récents développements de systèmes ou de traitements pour l'imagerie non-conventionnelle et d'évaluer leurs applications potentielles.

Nous avons sollicité des propositions de communications de nature théorique et applicative, provenant des milieux académiques et industriels, sur les thèmes suivants (liste non exhaustive) :

- **Modalités d'imagerie non conventionnelles** : imagerie hyperspectrale, polarimétrique, holographique, interférométrique, multimodale, thermique, téraHertz, radar, optique X-UV...
- **Conception d'imageurs innovants** : compressive sensing, imagerie 3D/plénoptique, haute résolution, co-conception, ...
- **Méthodes de traitement en imagerie non conventionnelle** : débruitage, déconvolution, segmentation, détection/classification, séparation de sources, ...
- **Approches « problèmes inverses » pour l'imagerie**
- **Imagerie biomédicale** : microscopie, OCT, imagerie multi-photonique, super-résolution, imagerie dans les milieux diffusants, ...
- **Applications de ces systèmes d'imagerie** : télédétection, contrôle industriel, défense, astronomie, sciences du vivant, ...

## 1.B - Bilan en quelques chiffres des JIONC 2018

La réunion s'est déroulée sur deux jours, à l'Institut Langevin – Institut de Physique du Globe de Paris, 1 Rue Jussieu, Paris, 5<sup>e</sup> arrondissement, les 18 et 19 Mars 2019.

Elle a donné lieu à 2 présentations invitées, 23 contributions orales de 20 minutes au cours de huit sessions thématiques, 10 contributions sous forme de posters et a réuni quatre-vingt participants.

Six présentations incluaient des contributeurs internationaux. Une part notable des contributions impliquait des entreprises et des organismes de recherche (ONERA, CEA, CNES, Thales, Quantel, Imagine Optics, T-waves).

La représentativité féminine a été respectée (1 oratrice invitée (50%), 6 présentatrices (>25 %)).

## 2. Programme des journées

**Lundi 18 mars**

**9H30-10H00 : ACCUEIL + INTRODUCTION DES JIONC 2019**

**10H00-10H50 : CONFERENCE INVITEE**

**« Imagerie dans le Domaine Fréquentiel Spatial : Vers l'imagerie multispectrale quantitative et temps-réel pour la chirurgie »**

Joseph Angelo, Enagnon Aguenounon, Manon Schmidt, Swapnesh Panigrahi, Foudil Dadouche, Wilfried Uhring, Murielle Torregrossa, **Sylvain Gioux**  
Laboratoire ICube, UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg

→ **Résumé en fin de programme**

**10H50-11H50 : IMAGERIE POUR L'OPHTALMOLOGIE**

**« 3D high resolution retinal imaging using Full-Field Optical Coherence and Incoherence Tomography »**

Pedro Mece<sup>1</sup>, Kate Grieve<sup>2</sup>, Michel Paques<sup>2</sup>, Serge Meimon<sup>3</sup>, Claude Boccara<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut Langevin, ESPCI Paris, Université PSL, Paris, France

<sup>2</sup>Hôpital des Quinze-Vingts, Institut de la Vision, Paris, France

<sup>3</sup>ONERA, the French Aerospace Lab, Chatillon, France

**« Application de l'holographie laser Doppler à l'ophtalmologie »**

Léo Puyo<sup>1</sup>, Michel Paques<sup>2,3</sup>, Mathias Fink<sup>1</sup>, José-Alain Sahel<sup>2,3</sup>, Michael Atlan<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut Langevin, CNRS, PSL Research University, ESPCI Paris, Paris, France

<sup>2</sup>Institut de la Vision, 17 rue Moreau, Paris, France

<sup>3</sup>Centre d'investigation clinique des Quinze-Vingts. INSERM, Paris, France

**« Confinement laser 3D assisté par optique adaptative en milieu perturbé : application à l'imagerie et la chirurgie rétinienne »**

Antoine Chen<sup>1,2,5</sup>, Cyril Petit<sup>1,5</sup>, David Pureur<sup>2</sup>, Michel Paques<sup>3,4,5</sup>, Serge Meimon<sup>1,5</sup>

<sup>1</sup>DOTA, ONERA, Université Paris Saclay, Palaiseau, France

<sup>2</sup>Quantel Medical, Cournon d'Auvergne, France

<sup>3</sup>CIC 1423, INSERM, CHNO des Quinze-Vingts, Paris, France

<sup>4</sup>Institut de la Vision, Sorbonne Université, INSERM, CNRS, Paris, France

<sup>5</sup>PARIS group - Paris Adaptive-optics for Retinal Imaging and Surgery

**11H50-14H00 : DEJEUNER**

**14H00-15H20 : ALGORITHMES ET TRAITEMENTS D'IMAGE**

**« Tomographie Compton Circulaire et développement de la transformée de Radon généralisée correspondante »**

Cecilia Tarpau<sup>1,2,3</sup>, Mai K. Nguyen<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Equipes de Traitement de l'Information et Systèmes, ENSEA / UCP / CNRS UMR 8051, Cergy Pontoise, France

<sup>2</sup>Laboratoire de Physique Théorique et Modélisation, UCP / CNRS UMR 8051, Cergy Pontoise, France

<sup>3</sup>Laboratoire de Mathématiques de Versailles, UVSQ / CNRS UMR 8100, Versailles, France

**« Factorisation en matrices quaternioniques non-négatives (Q-NMF) : un nouvel outil pour la séparation de sources polarisées à large bande »**

Julien Flamant, Sebastian Miron, David Brie  
*Université de Lorraine, CNRS, CRAN, Nancy, France*

**« Segmentation-déconvolution d'images texturées : gestion des incertitudes par une approche bayésienne hiérarchique et un échantillonnage stochastique »**

Jean-François Giovannelli, Cornelia Vacar  
*Laboratoire IMS, Univ. Bordeaux – CNRS – BINP, France*

**« Particle Filtering for Online Space-Varying Blur Identification »**

Yunshi Huang<sup>1</sup>, Émilie Chouzenoux<sup>1</sup>, Victor Elvira<sup>2</sup>  
<sup>1</sup>*CVN, INRIA Saclay, CentraleSupélec, France*  
<sup>2</sup>*IMT Lille Douai & CRISAI, UMR CNRS 9189, Villeneuve d'Ascq, France*

**15H20-15H50 : PAUSE CAFE**

**15H50-16H30 : SIMULATION ET ANALYSE D'IMAGES**

**« Prétraitement d'images acquises de jour et de nuit par différents capteurs »**

Sylvie Lelandais<sup>1</sup>, Christophe Montagne<sup>1</sup>, Justin Plantier<sup>1,2</sup>  
<sup>1</sup>*IBISC, Univ Evry, Université Paris Saclay, Evry, France*  
<sup>2</sup>*Département NSCo, IRBA, Brétigny sur Orge Cedex, France*

**« Simulateur de chaîne d'acquisition d'images »**

Alix de Gouvello, Laurent Soulier, Antoine Dupret  
*CEA, LIST, Nano-INNOV, Gif-sur-Yvette, France*

**16H30-17H10 : CONTROLE QUALITE OPTIQUE POUR L'INDUSTRIE**

**« Métrologie optique rapide par projection de grilles pour le contrôle qualité du positionnement de rivets »**

Benjamin Bringier<sup>1,2</sup>, Bruno Mercier<sup>1,2</sup>, Majdi Khoudeir<sup>1,2</sup>  
<sup>1</sup>*CNRS, XLIM, UMR 7252, Limoges, France*  
<sup>2</sup>*Univ. Poitiers, XLIM, Poitiers, France*

**« Apport de la polarimétrie en imagerie active pour le contrôle qualité de soudage »**

A. Zanzouri Kechiche<sup>1</sup>, O. Aubreton<sup>1</sup>, A. Mathieu<sup>2</sup>, C. Stolz<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>*Laboratoire ERL VIBOT CNRS, ImViA, Univ. de Bourgogne Franche-Comté, Le Creusot, France*  
<sup>2</sup>*Laboratoire ICB, département IRM, équipe Ltm, Université de Bourgogne Franche-Comté, Le Creusot, France*

**17H10-... : SESSION POSTERS**

*Cf. Liste des posters en fin de programme*

---

## Mardi 19 mars

### 09H00-09H50 : CONFÉRENCE INVITÉE

#### « Super-resolution in fluorescence microscopy using unknown speckles : the Random Illumination Microscopy approach »

**Anne Sentenac**<sup>1</sup>, Thomas Mangeat<sup>2</sup>, Jérôme Idier<sup>3</sup>

<sup>1</sup>CNRS, Institut Fresnel, Marseille, France

<sup>2</sup>LBCMCP, Centre de Biologie Intégrative (CBI), Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France

<sup>3</sup>Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes, École Centrale de Nantes, CNRS, Nantes, France

### 09H50-10H30 : SUPER-RESOLUTION

#### « La microscopie assistée par microsphère »

Paul C. Montgomery, Stéphane Perrin et Sylvain Lecler

Lab. des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube), UDS-CNRS, Strasbourg, France

#### « Reconstruction super-résolue et sectionnée optiquement pour l'imagerie rétinienne par illumination structurée »

Yann Lai-Tim<sup>1,2</sup>, Laurent Mugnier<sup>1</sup>, François Orieux<sup>3</sup>, Roberto Baena-Gallé<sup>1</sup>, Michel Paques<sup>2</sup>, Serge Meimon<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DOTA, ONERA, Université Paris Saclay, F-91123 Palaiseau, France

<sup>2</sup>CIC 1423, INSERM, Quinze-Vingts Hospital, Paris, France

<sup>3</sup>Lab. des Signaux et Systèmes (Univ. Paris-Sud, CNRS, CentraleSupélec, Univ Paris-Saclay), Gif sur Yvette

### 10H30-11H00 : PAUSE CAFE

### 11H00-12H00 : PROBLÈMES INVERSES

#### « SmlC: a new data reduction algorithm for the integral field spectrograph of SPHERE »

Anthony Berdeu<sup>1</sup>, Éric Thiébaud<sup>2</sup>, Ferréol Soulez<sup>2</sup>, Loïc Denis<sup>1</sup>, Maud Langlois<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Université de Lyon, UJM-St-Etienne, CNRS, Institut d'Optique, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne, France

<sup>2</sup>Université de Lyon, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, St-Genis-Laval, France

#### « Innovative approach in Non Destructive context : new algorithm for TeraHertz Computed Tomography »

Alexandre Duhant<sup>1,2</sup>, Meriam Triki<sup>2</sup>, Olivier Strauss<sup>1</sup>

<sup>1</sup>JCAR team, LIRMM, University of Montpellier, CNRS, Montpellier, France

<sup>2</sup>Department of Research and Development, T-Waves Technologies, Montpellier, France

#### « De l'ombre des satellites à leur image : le projet COSTELLO »

Olivier Herscovici-Schiller<sup>1</sup>, Frédéric Cassaing<sup>2</sup>, Pierre-Emmanuel Haensler<sup>1</sup>, Laurent Mugnier<sup>2</sup>, Baptiste Levasseur<sup>1</sup>, Sébastien Reynaud<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, Palaiseau – France

<sup>2</sup>DOTA, ONERA, Université Paris-Saclay, Châtillon – France

### 12H00-14H00 : DÉJEUNER

## 14H00-15H20 : MICROSCOPIES

### « 4D multi-plane and multi-colour (4D-MPMC) microscopy imaging with quadratically distorted (QD) gratings and grisms »

Yan Feng<sup>1</sup>, Zhengkun Liu<sup>2</sup>, Antonio Ortiz<sup>1</sup>, Yuewei Liu<sup>3</sup>, Nadine Peyri ras<sup>1</sup>, Xiaohong Fang<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Laboratory BioEmergences (USR3695), CNRS, University Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France

<sup>2</sup>National Synchrotron Radiation Lab., Univ. of Science and Technology of China, Anhui, China

<sup>3</sup>Inst. of Statistics & Probability, School of Mathematics & Statistics, Lanzhou Univ., Gansu, China

<sup>4</sup>Beijing National Laboratory for Molecular Sciences, Key Laboratory of Molecular Nanostructure and Nanotechnology, Institute of Chemistry, Chinese Academy of Sciences, Beijing, China

### « Adaptive optics light-sheet microscopy of the drosophila brain using direct wavefront sensing without any guide star »

Antoine Hubert<sup>1,2</sup>, Fabrice Harms<sup>1</sup>, Rémy Juvenal<sup>1</sup>, Vincent Lorient<sup>2</sup>, Cynthia Veilly<sup>1</sup>, Guillaume Dovillaire<sup>1</sup>, Xavier Levecq<sup>1</sup>, Georges Farkouh<sup>3</sup>, Laurent Bourdieu<sup>4</sup>, François Rouyer<sup>3</sup>, Alexandra Fragola<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Imagine Optic, 18 rue Charles de Gaulle, Orsay, France

<sup>2</sup>LPEM - ESPCI, 10 rue Vauquelin, Paris, France

<sup>3</sup>Institut des Neurosciences Paris-Saclay, Gif-Sur-Yvette, France

<sup>4</sup>Institut de Biologie de l'Ecole Normale Supérieure, Paris, France

### « Microscopie tomographique diffractive assist e par miroir »

Ludovic Foucault<sup>1</sup>, Nicolas Verrier<sup>1</sup>, Matthieu Debailleu<sup>1</sup>, Bertrand Simon<sup>2</sup>, Olivier Haeberlé<sup>1</sup>

<sup>1</sup>IRIMAS EA7499, Université de Haute-Alsace, Mulhouse, France

<sup>2</sup>LP2N, CNRS UMR 5298, Université de Bordeaux, Institut d'Optique Graduate School, Talence, France

### « Microscope polarimétrique multimodal appliqué à l'étude de la réponse optique de microparticules  clair es en illumination oblique »

T. S. H. Yoo<sup>1</sup>, A. Fernández<sup>2</sup>, F. Moreno<sup>2</sup>, J. M. Saiz<sup>2</sup>, R. Ossikovski<sup>1</sup>, E. Garcia-Caurel<sup>1</sup>

<sup>1</sup>LPICM, CNRS, Ecole polytechnique, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France

<sup>2</sup>Dpto. de Física Aplicada, Universidad de Cantabria, Santander, Espagne

## 15H20-15H40 : PAUSE

## 15H40-16H40 : NOUVELLES MODALITES D'IMAGERIE NON CONVENTIONNELLE

### « Architecture d'imagerie tout-optique pour la démodulation plein champ instantan e en quadrature de signaux optiques haute-fréquence »

Swapnesh Panigrahi<sup>1</sup>, Julien Fade<sup>1</sup>, Romain Agaisse<sup>1</sup>, Hema Ramachandran<sup>2</sup>, Mehdi Alouini<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON, 263 av. Général Leclerc, 35 042 Rennes, France

<sup>2</sup>Raman Research Institute, Sadashiv Nagar, Bangalore, Inde

### « Imagerie active par conversion de fréquence IR-visible largement multi-modale »

R. Demur<sup>1,2</sup>, A. Grisard<sup>1</sup>, Eric Lallier<sup>1</sup>, Luc Leviandier<sup>1</sup>, Loïc Morvan<sup>1</sup>, Nicolas Treps<sup>2</sup>, Claude Fabre<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Thales Research & Technology, Palaiseau, France

<sup>2</sup>Laboratoire Kastler Brossel, Sorbonne Université, CNRS, ENS-Université PSL, Collège de France, Paris, France

### « Imagerie plasmonique à haute résolution sur surfaces d'or nanostructur es, application à l'imagerie cellulaire »

F.A. Banville<sup>1,2</sup>, Z. Khadir<sup>1,2</sup>, J. Moreau<sup>1</sup>, M. Besbes<sup>1</sup>, C. Collin<sup>1,2</sup>, M. Canva<sup>1,2</sup>, P. G. Charette<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Saclay, France

<sup>2</sup>Laboratoire Nanotechnologies Nanosystèmes, CNRS-Université de Sherbrooke, Canada

## LISTE DES POSTERS

### **01 - « Augmentation de données polarimétriques respectant les propriétés physiques de la scène capturée »**

Marc Blanchon, Olivier Morel, Désiré Sidibé

*VIBOT ERL CNRS 6000, ImViA, Université de Bourgogne Franche Comte, Le Creusot, France*

### **02 - « Reconstruction d'hologramme off-axis acquis sur un dispositif *common path* »**

Dylan Brault<sup>1,2</sup>, Thibaud Murlon<sup>2</sup>, Corinne Fournier<sup>1</sup>, Thomas Olivier<sup>1</sup>, Arun Anand<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Université Lyon, UJM St-Etienne, CNRS, Institut d'Optique, Laboratoire Hubert Curien, St-Etienne, France.*

<sup>2</sup>*Télécom Saint-Etienne, Saint-Etienne, France.*

<sup>3</sup>*Optics Laboratory, Applied Physics Department, Faculty of Technology & Engineering, Univ. of Baroda, India.*

### **03 - « Conception conjointe d'une caméra 3D par illumination structurée pour l'inspection de surface »**

Benjamin Buat, Pauline Trouvé-Peloux, Guy Le Besnerais, Frédéric Champagnat

*DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, FR-91123 Palaiseau, France*

### **04 - « Études de nouvelles architectures de spectro-imageurs compacts pour les sciences de l'atmosphère »**

Nathan Cariou<sup>1,2</sup>, Florence de la Barrière<sup>1</sup>, Yann Ferrec<sup>1</sup>, Nicolas Guerineau<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*ONERA, Palaiseau, France*

<sup>2</sup>*CNES, Toulouse, France*

### **05 - « Imagerie hyperspectrale compressive de la Protoporphyrine IX »**

Leticia Lambert Angulo, Bruno Montcel, Nicolas Ducros

*Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Villeurbanne, France*

### **06 - « Apport des optiques freeform pour l'imagerie multispectrale »**

Louis Duveau<sup>1,2</sup>, Thierry Lépine<sup>3</sup>, Emmanuel Hugot<sup>4</sup>, Guillaume Druart<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*ONERA, Palaiseau, France*

<sup>2</sup>*DGA, Paris, France*

<sup>3</sup>*Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne, France*

<sup>4</sup>*Laboratoire d'Astrophysique de Marseille, Marseille, France*

### **07 - « Effets statistiques du ré-échantillonnage sur le speckle pleinement développé en imagerie cohérente laser et radar »**

Simon Erdmann<sup>1</sup>, Élise Koeniguer<sup>2</sup>, Xavier Orlik<sup>1</sup>, Flora Weissgerber<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*ONERA, Département Optique et Techniques Associées, Toulouse, France*

<sup>2</sup>*ONERA, Département Traitement de l'Information et Systèmes, Palaiseau, France*

<sup>3</sup>*ONERA, Département ÉlectroMagnétisme et Radar, Palaiseau, France*

### **08 - « Généralisation de motifs exacte en imagerie mono-pixel »**

Antonio Lorente Mur<sup>1</sup>, Jérémy Cohen<sup>2</sup>, Nicolas Ducros<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Villeurbanne*

<sup>2</sup>*Univ Rennes, Inria, CNRS, IRISA, Rennes, France*

### **09 - « Haute résolution optique pour les spécimens non marqués »**

Fabien Momey<sup>1</sup>, Nicolas Verrier<sup>2</sup>, Marc Ruff<sup>3</sup>, Corinne Fournier<sup>1</sup>, Olivier Haeberlé<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Université de Lyon, UJM-St-Étienne, CNRS, Institut d'Optique, Lab. Hubert Curien UMR 5516, St-Étienne, France*

<sup>2</sup>*IRIMAS, Université de Haute-Alsace, Mulhouse, France*

<sup>3</sup>*Univ de Strasbourg, CNRS, INSERM, Institut de Génétique et de Biologie Moléculaire et Cellulaire, Illkirch, France.*

### **10 - « Micro endoscopie non linéaire pour le diagnostic optique en oncologie »**

Nathalie Westbrook<sup>1</sup>, Alexandra Fragola<sup>2</sup>, Christophe Hecquet<sup>1</sup>, Vincent Loriette<sup>2</sup>, Thomas Pons<sup>2</sup>, Geneviève

Bourg-Heckly<sup>3</sup>, Christine Vever-Bizet<sup>3</sup>, Sergei Kruglik<sup>3</sup>, Frédéric Louradour<sup>4</sup>

<sup>1</sup>*Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France*

<sup>2</sup>*LPEM, ESPCI, Paris, France*

<sup>3</sup>*Laboratoire Jean Perrin, Sorbonne Université, Paris, France*

<sup>4</sup>*XLIM, UMR-CNRS 7252, Université de Limoges, France*

### 3. Bilan - Conclusions

Les participants et les contributions provenaient :

- des laboratoires universitaires et du CNRS ;
- des grands organismes (CEA, ONERA, CNES) ;
- de grands groupes (Thales, Quantel) et PME (Imagine Optics, T-waves);

Les points marquants de cette 14<sup>e</sup> édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- Les JIONC se sont déroulées cette année dans des conditions matérielles remarquables grâce à l'aide de l'Institut Langevin et de l'Institut de Physique du Globe de Paris, qui ont permis l'accès à l'amphithéâtre et à la salle de bibliothèque pour les pauses cafés, la session poster se déroulant dans le grand couloir d'accueil du laboratoire, sur des supports de présentations prêtés également par ces deux laboratoires. Le comité d'organisation et le comité de programme souhaitent remercier ces laboratoires pour leur aide précieuse.
- Les conférences invitées ont été appréciées par l'ensemble du public. À noter, le remplacement de Mme Fernandez-Maloigne, annoncée comme conférencière invitée dans l'appel à contributions, mais finalement indisponible suite à un événement imprévu, n'a pas posé de soucis majeur. Mme Sentenac qui a aimablement accepté d'assurer cette intervention invitée, quelques semaines avant la conférence, a permis de donner lieu à une conférence de grande qualité qui a suscité des discussions.
- La participation est stable, en légère hausse par rapport à l'an passé (+3): 80 présents.
- Conformément à la charte sur la représentativité féminine soutenue par la Société Française d'Optique pour les actions de ses clubs, un regard a été porté sur la représentativité féminine pour les conférences invitées, les exposés oraux. Sans qu'il y ait eu aucune nécessité d'arbitrage en ce sens pendant l'élaboration du programme, la représentativité féminine a été naturellement respectée (1 oratrice invitée (50%), 6 présentatrices (>25 %)).

Cette année encore, les retours des participants étaient très positifs à l'égard de cet événement qui permet de réunir des acteurs académiques, industriels, des domaines de l'optique et du traitement du signal dans un espace de convivialité et d'échange scientifique. Dans le but d'évaluer plus précisément la satisfaction des participants sur les différents points d'organisation, pour sonder les attentes sur d'éventuelles évolutions de ces journées, un questionnaire de satisfaction a été réalisé et diffusé à l'ensemble des participants des JIONC 2019.

Les résultats de ce sondage sont annexés à ce rapport. Sur 80 participants, 36 personnes ont répondu à ce sondage, qui reflète globalement une bonne (voire très bonne) satisfaction du public concernant l'organisation des JIONC. Le format actuel (2 jours, francophone, sur Paris, avec session poster et conférences invitées) semble être plébiscité. Parmi les évolutions possibles auxquels les participants pourraient adhérer, on peut noter le « fléchage thématique » possible d'une partie des JIONC avec un renforcement des exposés invités et/ou tutoriaux, et la proposition d'une session « spéciale » fléchée dès l'appel à contributions.

## 4. Liste des participants

| Nom                 | Prénom           | Laboratoire/Entreprise ...   | Adresse électronique |
|---------------------|------------------|--|----------------------|
| Atlan               | Michael          | CNRS   |                      |
| Aval                | Josselin         | L@bisen - ISEN Brest   |                      |
| Banon               | Jean-Philippe    | Institut Langevin  |                      |
| Benaichouche        | Ahmed Nasreddine | SAFRAN   |                      |
| Berdeu              | Anthony          | Laboratoire Hubert Curien  |                      |
| Berto               | Pascal           |  |                      |
| Blanchon            | Marc             | Laboratoire Electronique Informatique et Image   |                      |
| Boffety             | Matthieu         | Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique                                      |                      |
| Brault              | Dylan            | Laboratoire Hubert Curien  |                      |
| Bringier            | Benjamin         | Laboratoire XLIM   |                      |
| Brodoline           | Alexey           | Laboratoire Hubert Curien  |                      |
| Buat                | Benjamin         | ONERA DTIS   |                      |
| Cariou              | Nathan           | ONERA  |                      |
| Carlach             | Jean-Claude      | Orange Labs  |                      |
| Chalumeau           | Robin            | Institut Pasteur   |                      |
| Champagnat          | Frederic         | ONERA  |                      |
| Chassot             | Jean-Marie       | Institut Langevin  |                      |
| Chen                | Antoine          | ONERA - DOTA/HRA Châtillon   |                      |
| De Gouvello         | Alix             | CEA - Direction de la Recherche Technologique  |                      |
| Dolet               | Aneline          | Grenoble Images Parole Signal Automatique  |                      |
| Ducros              | Nicolas          | Centre de recherche en imagerie médicale   |                      |
| Duveau              | Louis            | ONERA - DGA  |                      |
| Erdmann             | Simon            | Département Optique et Techniques Associées - ONERA                                    |                      |
| Fade                | Julien           | Fonctions Optiques pour les Technologies de l'informatiON                              |                      |
| Feng                | Yan              | Laboratory BioEmergences, CNRS USR3695   |                      |
| Flamant             | Julien           | Centre de Recherche en Automatique de Nancy  |                      |
| Fontbonne           | Alice            | Laboratoire Charles Fabry  |                      |
| Foucault            | Ludovic          | Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal            |                      |
| Fournier            | Corinne          | Laboratoire Hubert Curien  |                      |
| Giakoumakis         | Georges          | onera dota   |                      |
| Gioux               | Sylvain          | Université de Strasbourg / Laboratoire ICube   |                      |
| Giovannelli         | Jean-Francois    | Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système                                    |                      |
| Haeberlé            | Olivier          | Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal            |                      |
| Hassad              | Saucene          | Laboratoire d'acoustique ,Université du Mans LAUM                                      |                      |
| Herscovici-Schiller | Olivier          | ONERA  |                      |
| Horain              | Patrick          | Services répartis, Architectures, MOdélisation, Validation, Administration des Réseaux |                      |
| Huang               | Yunshi           | CVN, INRIA Saclay, CentraleSupélec, France   |                      |
| Hubert              | Antoine          | Laboratoire Physique et Etude des Matériaux, ESPCI / Imagine Optic                     |                      |
| Huignard            | Jean-Pierre      | Institut Langevin  |                      |
| Janez               | Fabrice          | ONERA  |                      |
| Koeniguer           | Elise            | ONERA  |                      |
| Krachmalnicoff      | Valentina        | Institut Langevin  |                      |

| <b>Nom</b>        | <b>Prénom</b> | <b>Laboratoire/Entreprise ...</b>   | <b>Adresse électronique</b> |
|-------------------|---------------|---|-----------------------------|
| Labussiere        | Mathieu       | Institut Pascal   |                             |
| Lagny             | Laure         | Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Mans  |                             |
| Lai-Tim           | Yann          | Onera, the french aerospace lab   |                             |
| Lambert           | Leticia       | Centre de recherche en imagerie médicale  |                             |
| Lartigue          | Lionel        | Laboratoire Charles Fabry   |                             |
| Lelandais         | Sylvie        | Laboratoire IBISC - Université d'Evry Val d'Essonne   |                             |
| Leveque           | Olivier       | Laboratoire Charles Fabry, Institut Optique Graduate School                                       |                             |
| Leviandier        | Luc           | Thales Research & Technology  |                             |
| Lorente Mur       | Antonio       | CREATIS - INSA  |                             |
| Louchet-Chauvet   | Anne          | Laboratoire Aimé Cotton, CNRS, Université Paris-Sud   |                             |
| Magnier           | Baptiste      | Laboratoire de Génie Informatique et d'Ingénierie de Production                                   |                             |
| Mancini           | Stéphane      | Techniques de l'Informatique et de la Microélectronique pour l'Architecture des systèmes intégrés |                             |
| Mecê              | Pedro         | Institut Langevin   |                             |
| Momey             | Fabien        | Laboratoire Hubert Curien   |                             |
| Montgomery        | Paul          | Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie                       |                             |
| Moreau            | Julien        | Laboratoire Charles Fabry   |                             |
| Mugnier           | Laurent       | ONERA   |                             |
| Nurit             | Marvin        | Laboratoire Electronique Informatique et Image  |                             |
| Petit             | Cyril         | ONERA   |                             |
| Picone            | Daniele       | Grenoble Images Parole Signal Automatique   |                             |
| Pigois            | Laurent       | Direction Générale de l'Armement  |                             |
| Plantier          | Justin        | IRBA  |                             |
| Puyo              | Léo           | Institut Langevin   |                             |
| Redoulès          | Guillaume     | Ariane Group  |                             |
| Sentenac          | Anne          | Institut Fresnel  |                             |
| Simon             | Bertrand      | Laboratoire Photonique Numérique Nanosciences   |                             |
| Soulier           | Laurent       | CEA - Direction de la Recherche Technologique   |                             |
| Spinicelli        | Piernicola    | Institut Pasteur  |                             |
| Sreenivas         | Surabhi K     | Langevin institute  |                             |
| Staes             | Jonathan      | Institut FOTON - Université Rennes 1  |                             |
| Stolz             | Christophe    | Laboratoire Electronique Informatique et Image  |                             |
| Tarpau            | Cecilia       | Equipes Traitement de l'Information et Systèmes   |                             |
| Verrier           | Nicolas       | Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal                       |                             |
| Vitse             | Matthieu      | Laboratoire de Mécanique et Technologie   |                             |
| Westbrook         | Nathalie      | Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique   |                             |
| Wone              | Abdarahmane   | Université de Cergy Pontoise  |                             |
| Zanzouri Kechiche | Abir          | Laboratoire ERL Vibot ImViA université de bourgogne franche comté                                 |                             |

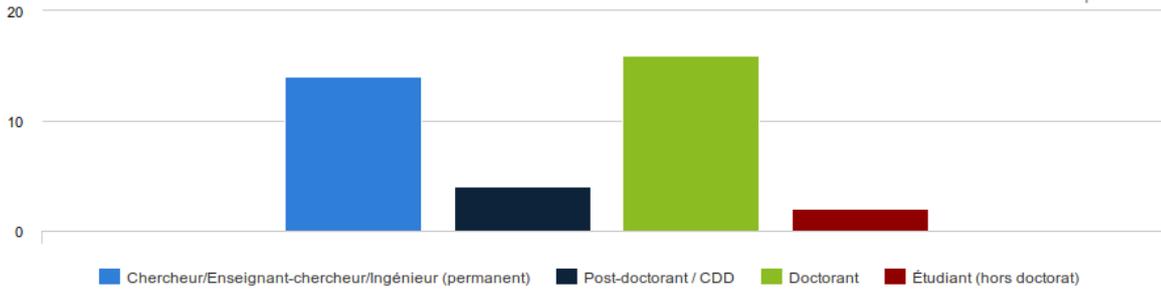
## ANNEXE : Résultats du sondage de satisfaction des JIONC 2019

36 participants

### 1) QUI ÊTES VOUS ?

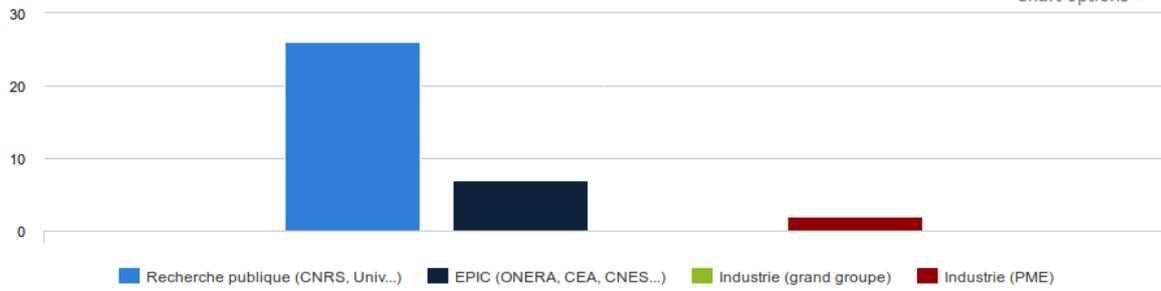
#### Qui êtes vous ?

Chart options »



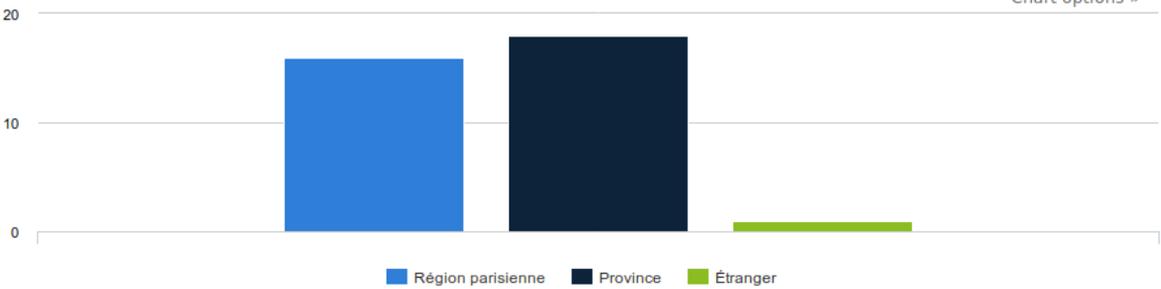
#### Employeur

Chart options »



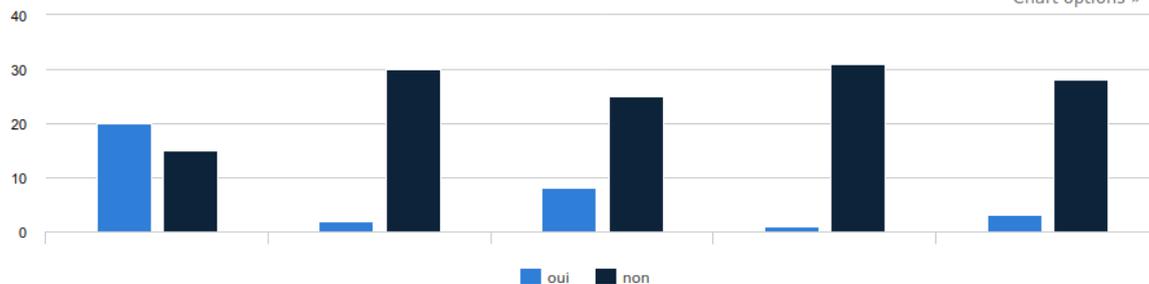
#### Localisation

Chart options »



## Etes-vous membre de

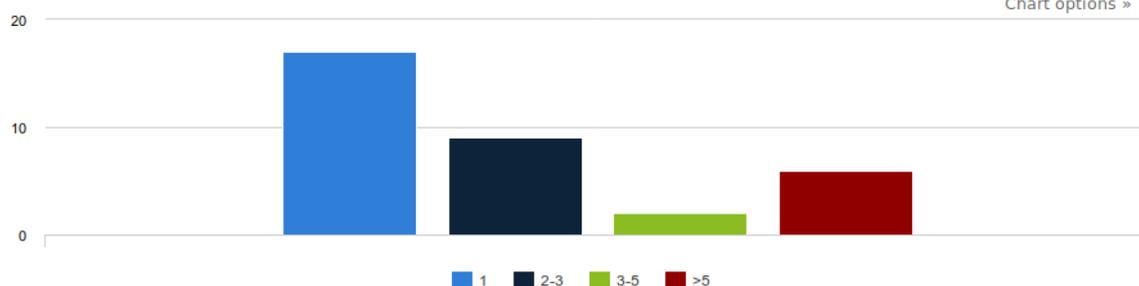
Chart options »



|                                     | oui | non |
|-------------------------------------|-----|-----|
| GDR ISIS                            | 20  | 15  |
| GDR ONDES                           | 2   | 30  |
| Société Française d'Optique (SFO)   | 8   | 25  |
| Société Française de Physique (SFP) | 1   | 31  |
| Club EEA                            | 3   | 28  |

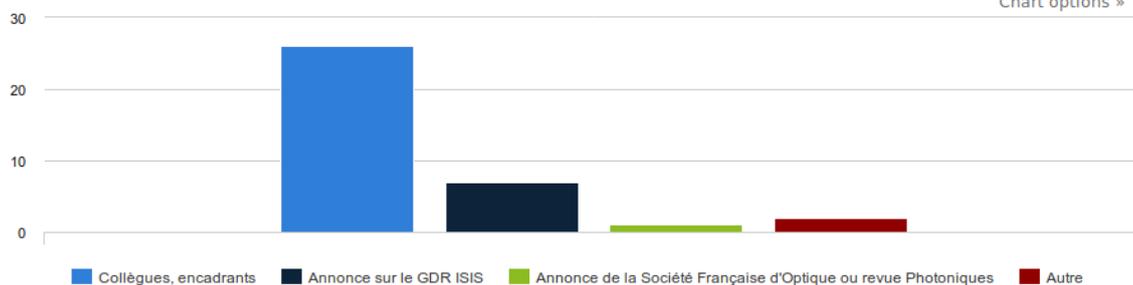
## Vos participations aux JIONC

Chart options »



## Comment avez-vous connu les JIONC ?

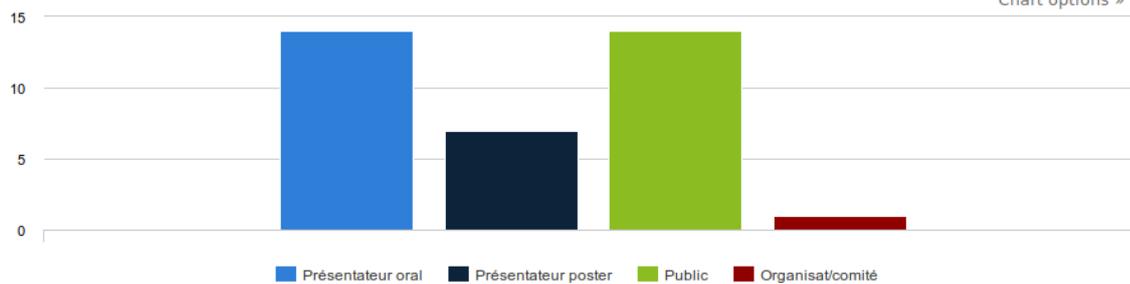
Chart options »



## 2) VOTRE PARTICIPATION AUX JIONC 2019

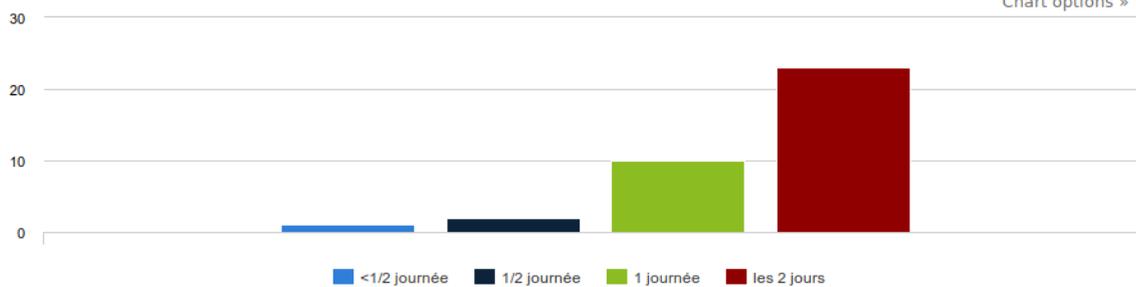
### Votre participation à cette dernière édition 2019

Chart options »



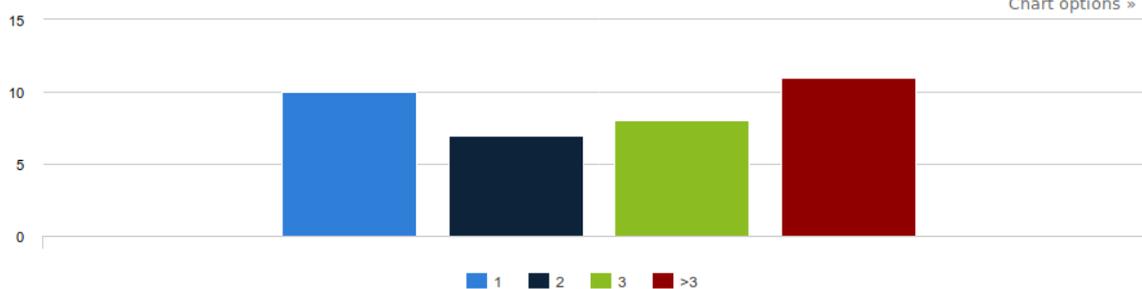
### Votre présence

Chart options »



### Combien de personnes de votre laboratoire/institution

Chart options »



### 3) ENQUÊTE DE SATISFACTION JIONC 2019

#### Enquête satisfaction JIONC 2019

Chart options »

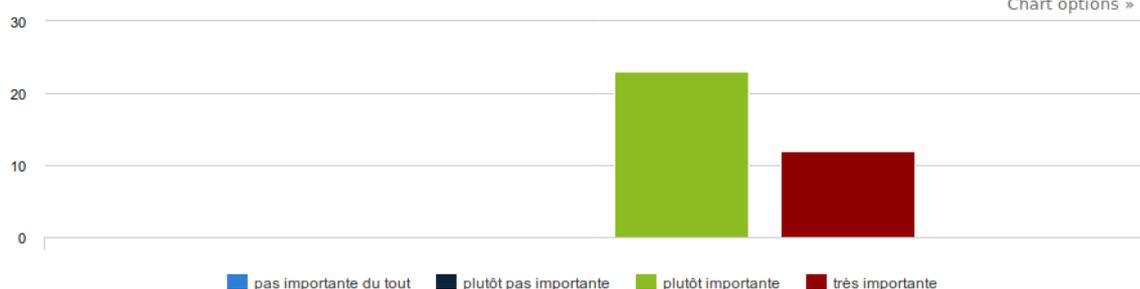


|   | insatisfaisant | plutôt insatisfaisant | satisfaisant | très satisfaisant |
|---|----------------|-----------------------|--------------|-------------------|
| Organisation générale   | 0              | 0                     | 17           | 15                |
| Localisation géographique (proximité restauration, hôtels, ...) | 0              | 0                     | 10           | 25                |
| Horaires  | 0              | 0                     | 13           | 22                |
| Conférences invitées  | 0              | 0                     | 11           | 22                |
| Présentations orales  | 0              | 0                     | 18           | 10                |
| Présentations poster  | 1              | 1                     | 22           | 5                 |
| Conditions matérielles des sessions posters                     | 0              | 1                     | 13           | 6                 |
| Pauses café (nombre, durée)                                     | 0              | 1                     | 16           | 14                |

### 4) EVOLUTION DES JIONC 2019

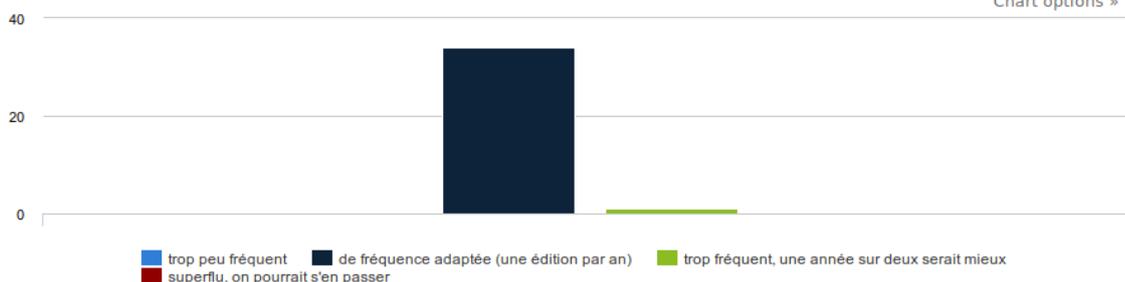
#### Pérennité des JIONC dans les années à venir

Chart options »



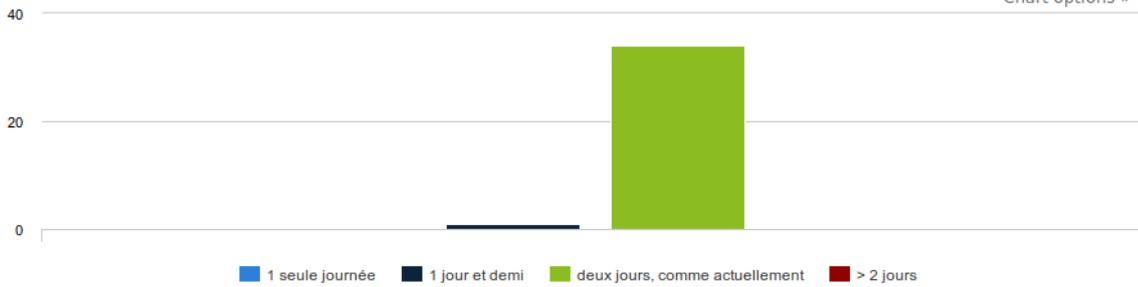
#### Fréquence des JIONC

Chart options »



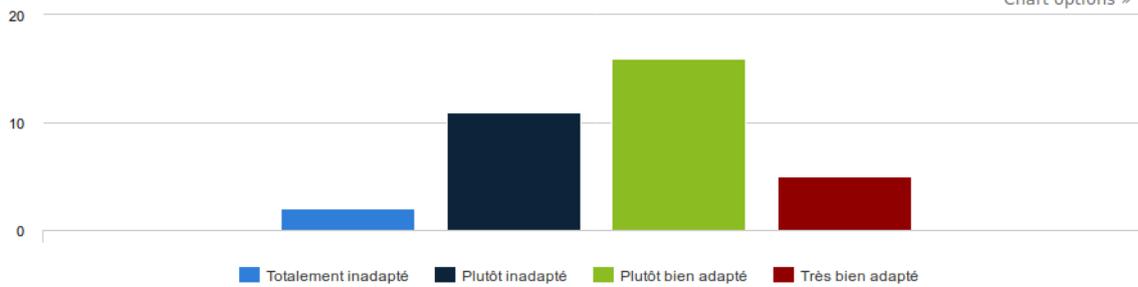
## Durée des JIONC

Chart options »



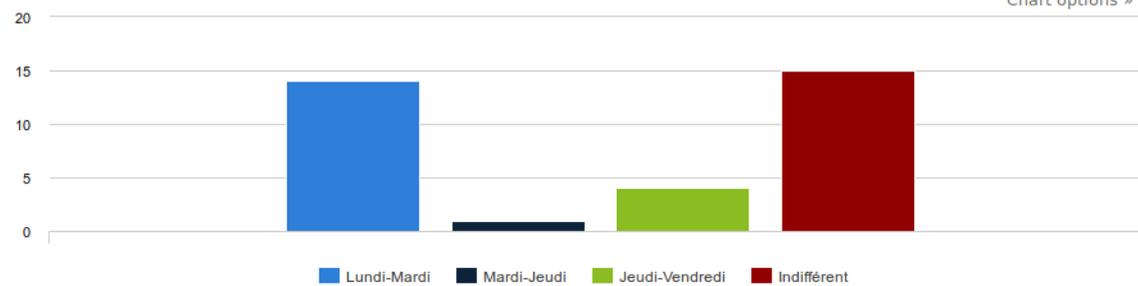
## Localisation des JIONC

Chart options »



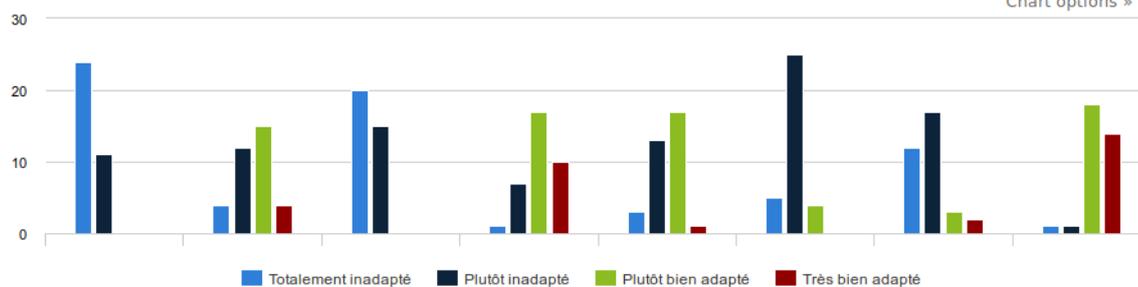
## Jours des JIONC

Chart options »



## Contenu: Que pensez-vous de ces possibles évolutions des JIONC ?

Chart options »



|   | Totalement inadapté | Plutôt inadapté | Très bien adapté |
|---|---------------------|-----------------|------------------|
| Supprimer les conférences invitées  | 24                  | 11              | 0                |
| Augmenter le nombre de conférences invitées                                     | 4                   | 12              | 4                |
| Supprimer la session poster   | 20                  | 15              | 0                |
| Introduire des exposés tutoriaux  | 1                   | 7               | 10               |
| Cibler des thématiques spécifiques chaque année lors de l'appel à contributions | 3                   | 13              | 1                |
| Réduire le nombre de sessions   | 5                   | 25              | 0                |
| Imposer la langue anglaise pour les présentations                               | 12                  | 17              | 2                |
| Proposer un questionnaire de satisfaction :-)                                   | 1                   | 1               | 14               |

## 5. Résumés des contributions

## **Super-resolution in fluorescence microscopy using unknown speckles : the Random Illumination Microscopy approach**

Joseph Angelo, Enagnon Aguenounon, Manon Schmidt, Swapnesh Panigrahi, Foudil Dadouche, Wilfried Uhring, Murielle Torregrossa, Sylvain Gioux

*Laboratoire ICube, UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg, France*

sgioux@unistra.fr

Il existe un besoin clinique pressant de fournir des outils pour un guidage objectif du geste chirurgical. Actuellement, l'évaluation des tissus devant être réséqués ou évités est effectuée subjectivement, entraînant un grand nombre d'échecs coûteux tant pour les patients que pour le système de santé. Parce que la lumière proche infrarouge (NIR) se propage profondément dans les tissus vivants et interagit avec les constituants moléculaires, elle offre des capacités inégalées pour l'identification objective de tissus sains et malsains pendant une procédure chirurgicale. Ces capacités sont bien illustrées par le succès de la translation clinique de l'imagerie par fluorescence en chirurgie vasculaire et oncologique. Au cours de cette présentation, nous allons passer en revue nos efforts pour fournir des images quantitatives, large champ et en temps réel pendant la chirurgie utilisant l'imagerie optique diffuse NIR. Nous présenterons en particulier nos contributions relatives au développement d'une nouvelle méthode d'imagerie dans le domaine fréquentiel spatial (SFDI) et décrirons nos travaux récents sur l'imagerie multispectrale quantitative temps réel pour des interventions chirurgicales.

## Super-resolution in fluorescence microscopy using unknown speckles : the Random Illumination Microscopy approach

Anne Sentenac<sup>1</sup>, Thomas Mangeat<sup>2</sup>, Jérôme Idier<sup>3</sup>

<sup>1</sup> CNRS, Institut Fresnel, Marseille, France

<sup>2</sup> LBCMCP, Centre de Biologie Intégrative (CBI), Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France

<sup>3</sup> Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes, École Centrale de Nantes, CNRS, Nantes, France

[anne.sentenac@fresnel.fr](mailto:anne.sentenac@fresnel.fr)

The microscopy technique presenting the best compromise between resolution and practical application to live samples is Structured Illumination Microscopy (SIM). This approach consists in forming a super-resolved image of the sample by processing numerically several low-resolution images obtained for different positions and orientations of a known illumination pattern. Scanning microscopy with or without pixel reassignment (Zeiss Airyscan), which uses a focused spot as excitation pattern, and periodic SIM (Zeiss Elyra), which uses a light grid, are the two main examples of SIM. The resolution of periodic-SIM can reach 100 nm transversally and 300 nm axially for the best apparatus (the scanning SIM being less performing) [Shao\_2011]. Yet, this achievement requires a precise knowledge of the illumination patterns. If the latter is deformed by the optical system or the sample itself, the numerical process leading to the super-resolved image fails. As a consequence, the experimental implementation of SIM is very technical [Demmerle\_2017] and its application domain is limited to non-distorting, weakly scattering samples. In particular, the resolution of SIM quickly deteriorates when imaging specific cells inside a biological tissue because the illumination is modified by the inhomogeneous environment. Now, this configuration is encountered in most in situ biological studies. In the last years, our consortium has proposed a novel SIM configuration that is insensitive to the illumination deformation, Random Illumination Microscopy (RIM) [Mudry\_2012]. It consists in illuminating the sample with different realizations of (uncontrolled) speckles and reconstructing a super-resolved image from the stack of data using the statistical properties of the illumination [Mudry\_2012, Negash\_2016, Labouesse\_2017]. The latter being insensitive to scattering and aberration, RIM can succeed in configurations where classical SIM fails. In addition, it is much simpler to implement experimentally as it avoids the control of the illumination.

A mathematical analysis demonstrated that a two-fold resolution gain, similar to that of classical SIM, could be obtained with RIM [Idier\_2018]. Preliminary experimental results confirmed that RIM competes with periodic-SIM in terms of spatial resolution with a temporal resolution and toxicity compatible with long term live imaging.

### References :

Shao et al, Nature Methods 8, 1044-1046 (2011)

Demmerle et al, Nature Protocol, 12, 988-1010 (2017)

Mudry et al, Nature Photonics, 6, 312-315 (2012)

Negash et al, J. Opt. Soc. Am. A, 33, 1089-1093 (2016)

Labouesse et al, IEEE transactions on image processing, 26, 2480-2483 (2017)

Idier et al, IEEE Comp. Imaging, 4, 87 (2018)

## SmIC: A new data reduction algorithm for the integral field spectrograph of SPHERE

Anthony Berdeu<sup>1</sup>, Éric Thiébaud<sup>2</sup>, Ferréol Soulez<sup>2</sup>, Loïc Denis<sup>1</sup>, Maud Langlois<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F-42023, Saint-Etienne, France

<sup>2</sup> Université de Lyon, Université Lyon1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon UMR 5574, F-69230, Saint-Genis-Laval, France

anthony.berdeu@univ-st-etienne.fr

The Very Large Telescope instrument SPHERE is equipped with an integral field spectrograph [1] whose scheme is given in figure 1.a. The sensor field is composed of thousands of spectra produced by a hexagonal lenslet array (see figures 1.b-c).

We propose a new data reduction algorithm based on an inverse problem approach whose data fidelity is enforced by robust penalization to automatically identify the defective pixels (see figure 1.d). Our reconstructions by inversion of the forward model (see figure 1.e) represent a notable improvement with respect to reconstructions obtained with the current data reduction pipeline (reconstructions based on data interpolation).

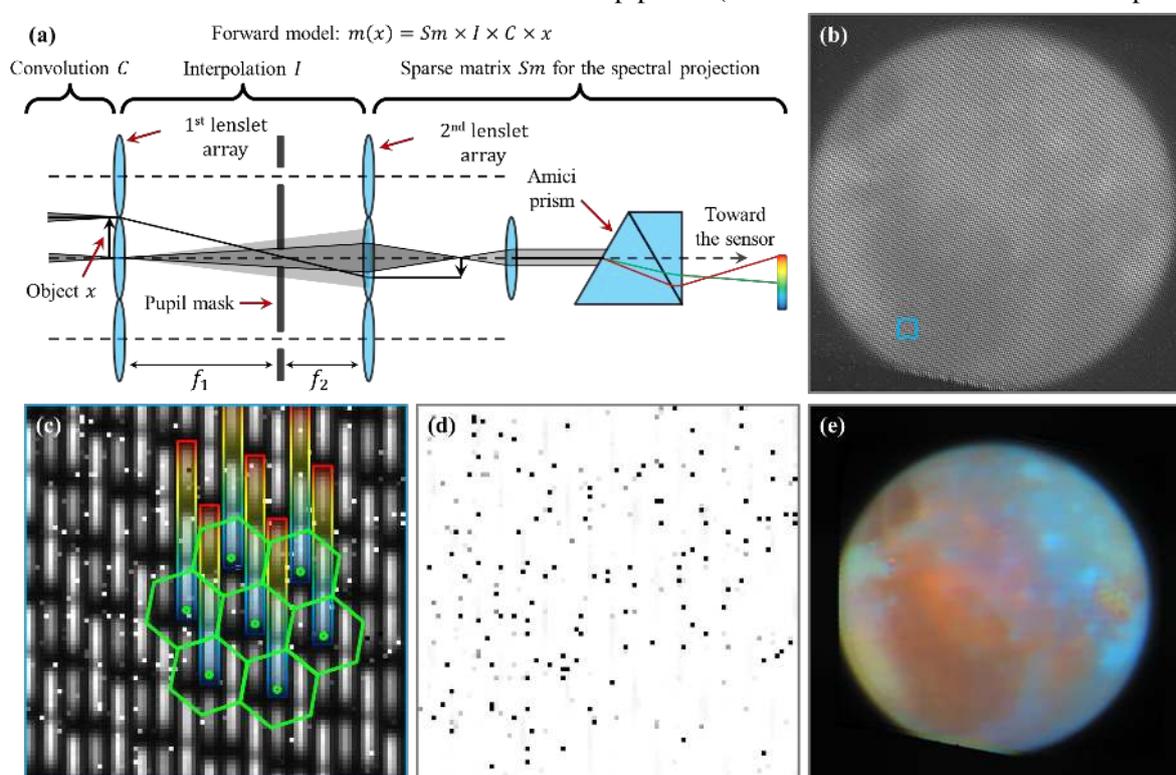


Fig. 1 : (a) Scheme of the integral field spectrograph of SPHERE. The forward model is composed of a convolution  $C$  accounting for the hexagonal pupil of the lenslets, an interpolation  $I$  of the hyperspectral cube on the lenslet positions due to the BIGRE optical design [2] and a sparse matrix  $Sm$  managing the spatial projection of the lenslet spectra on the sensor. (b) Example of raw data on Ganymede. (c) Zoom on the region of interest framed in blue in (b). The spectra (rainbow color) are spread on a hexagonal grid (green). (d) Automatic identification of the defective pixels (black) thanks to the robust penalization. (e) 2D rendering of the reconstructed hyperspectral cube spectrally shifted in the visible. The color variations show the diversity of the spectra on the Jovian moon surface, tracing different chemical compositions.

### REFERENCES

- [1] R. U. Claudi, et al., “SPHERE IFS : the spectro differential imager of the VLT for exoplanets search,” in *Ground-based and Airborne Instrumentation for Astronomy II*, vol. 7014, p. 70143E, July 2008.
- [2] J. Antichi, et al., “Bigre : A low cross-talk integral field unit tailored for extrasolar planets imaging spectroscopy,” *The Astrophysical Journal*, vol. 695, no. 2, p. 1042, 2009.

## Augmentation de données polarimétriques respectant les propriétés physiques de la scène capturée

Marc Blanchon<sup>1</sup>, Olivier Morel<sup>1</sup>, Désiré Sidibé<sup>1</sup>

<sup>1</sup> VIBOT ERL CNRS 6000, ImViA, Université de Bourgogne Franche Comte, 12 rue de la Fonderie, 71200 Le Creusot, France

marc.blanchon@u-bourgogne.fr

Dans le contexte de l'ANR ICUB, nous avons pour projet d'améliorer les procédures de segmentation de scènes urbaines. Par conséquent, nous nous intéressons à l'utilisation des données polarimétriques visant à enrichir un modèle de Deep Learning. L'objectif principal derrière l'utilisation de modèles d'apprentissage profond est de classifier des objets routiers (surfaces réfléchissantes) au niveau pixélique. Avec pour but d'alimenter un réseau, nous créons des images couleur directement déduite de l'imagerie polarimétrique précédemment acquise au moyen d'une caméra DoFP (division de plan focal) [1, 2].

L'une des problématiques récurrentes induite par les algorithmes gourmands est la quantité de données nécessaire à l'optimisation du système. Pour utiliser une architecture convolutionnelle, une grande quantité d'image est requise afin de nourrir le réseau et de le rendre générique. Cette problématique est amplifiée par la modalité singulière utilisée. En effet, aucun dataset d'imagerie polarimétrique conséquent, en milieu urbain, n'a été rendu disponible à ce jour pour pouvoir entraîner un réseau profond.

L'une des solutions proposée dans la littérature pour agrandir la quantité de données est le processus d'augmentation. Ceci permet donc de créer des images à partir d'acquisitions réelles en les transformant (interpolation). L'idée principale vient de la capacité d'interpolation des modalités conventionnelles. Dans notre cas, utilisant la polarimétrie, l'augmentation dite standard n'étant pas possible, nous avons développé un procédé d'augmentation propre à la polarimétrie. Puisque l'information est sensible à la scène et relative à la position de la caméra, de simples opérations nécessitent une régularisation d'image afin de les rendre intègre d'un point de vue physique.

Après l'étude de multiples opérations, nous avons été en mesure d'estimer des méthodes d'augmentation n'altérant pas les propriétés de la modalité. Les opérations de rotation et de symétrie permettent d'accroître considérablement la taille d'un dataset. En conséquence, nous avons également été en mesure de construire un ensemble de données conséquent visant à comparer une modalité standard (RGB) à la polarimétrie.

### RÉFÉRENCES

- [1] L. B. Wolff and A. G. Andreou, "Polarization camera sensors," *Image and Vision Computing*, vol. 13, no. 6, pp. 497–510, 1995.
- [2] B. M. Ratliff, C. F. LaCasse, and J. S. Tyo, "Interpolation strategies for reducing ifov artifacts in microgrid polarimeter imagery," *Optics express*, vol. 17, no. 11, pp. 9112–9125, 2009.

## Reconstruction d'hologramme off-axis acquis sur un dispositif « common path »

Dylan Brault<sup>1,2</sup>, Thibaud Mourlon<sup>2</sup>, Corinne Fournier<sup>1</sup>, Thomas Olivier<sup>1</sup>, Arun Anand<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Université Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F-42023, SAINT-ETIENNE, France.

<sup>2</sup> Télécom Saint-Etienne, 42000 Saint-Étienne, France.

<sup>3</sup> Optics Laboratory, Applied Physics Department, Faculty of Technology & Engineering, Univ. of Baroda, India.

[dylan.Brault@telecom-st-etienne.fr](mailto:dylan.Brault@telecom-st-etienne.fr), [corinne.fournier@univ-st-etienne.fr](mailto:corinne.fournier@univ-st-etienne.fr)

Le secteur de la santé peut bénéficier du développement de nouveaux dispositifs d'imagerie cellulaire simples et efficaces, pour le dépistage / l'identification des maladies. Beaucoup de cellules vivantes étant transparentes à la lumière visible, le marquage est souvent utilisé pour améliorer leur contraste, mais il modifie le cycle de vie de l'échantillon. Les techniques d'imagerie de phase sont également employées, mais les images obtenues avec ces techniques ne peuvent pas être directement utilisées pour obtenir une information quantitative sur la phase des objets. Pourtant cette information, pouvant permettre de discriminer des cellules (type, état de vie, ...), peut être importante pour leur classification menant à une aide au diagnostique médical.

Les techniques de microscopie holographique sont des techniques de pointe qui peuvent fournir des reconstructions quantitatives de phase des objets biologiques [1-2]. L'utilisation de ces techniques pour l'étude dynamique des objets nécessite un rapport signal / bruit élevé et une grande stabilité temporelle. Les microscopes holographiques utilisant la géométrie à deux faisceaux ne sont pas idéaux dans de tels cas. Une façon simple et peu coûteuse d'obtenir cette stabilité, mais avec un champ de vision réduit, est d'utiliser des configurations à chemin commun (common path)[3]. Dans cette configuration, les deux faisceaux suivent le même chemin et ils conduisent donc à une stabilité temporelle nanométrique (exemple Figure 1).

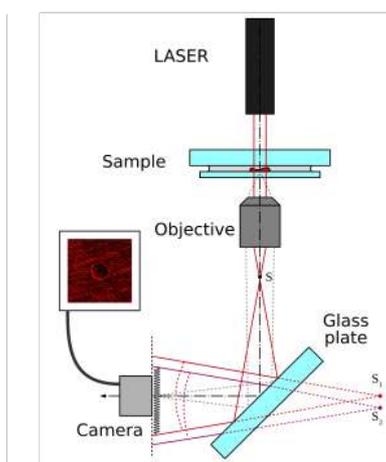


Figure 1 : Exemple de montage holographique common path.

Nous proposons de présenter un algorithme de reconstruction basé sur une approche problèmes inverses paramétrique [4], pour reconstruire des hologrammes « common path » d'objets de phase. L'algorithme proposé est testé sur des hologrammes expérimentaux de micro billes de silice acquis avec le montage de la Figure 1. Ces premiers résultats montrent le potentiel d'une telle approche.

### RÉFÉRENCES

- [1] P. Marquet et al, "Digital holographic microscopy: a noninvasive contrast imaging technique allowing quantitative visualization of living cells with subwavelength axial accuracy," *Optics letters*, 2005.
- [2] G. Popescu, "Quantitative phase imaging of cells and tissues" *McGraw Hill Professional*, 2011.
- [3] A. Anand et al, "Tutorial: Common path self-referencing digital holographic microscopy", *APL Photonics*, 2018.
- [4] C. Fournier et al, "Digital Hologram Processing in On-Axis Holography." *Multi-Dimensional Imaging*, 2014.

## Méetrologie optique rapide par projection de grilles pour le contrôle qualité du positionnement de rivets

Benjamin Bringier<sup>1,2</sup>, Bruno Mercier<sup>1,2</sup>, Majdi Khoudeir<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> CNRS, XLIM, UMR 7252, F-87 000 Limoges, France

<sup>2</sup> Univ. Poitiers, XLIM, F-86 000 Poitiers, France

benjamin.bringier@univ-poitiers.fr

L'industrie aéronautique utilise principalement des rivets pour fixer les différentes parties d'un avion. Ainsi pour les plus gros modèles, l'étape du contrôle qualité doit vérifier en théorie la pose de plusieurs millions de rivets pour garantir les propriétés aérodynamiques. Il est donc nécessaire de disposer d'un système métrologique pour mesurer la pose des rivets avec un seuil de tolérance de  $50\mu\text{m}$  pour un temps de traitement faible. Cette mesure doit permettre de déterminer l'effleurement du rivet avec le fuselage pour garantir la traînée aérodynamique. Dans le cadre du projet européen H2020 CORDIAL, nous proposons une mesure optique de chaque tête de rivet et son contour par projection d'une grille[1]. Le système proposé permet de répondre aux contraintes de temps de mesure, de faible poids et d'encombrement pour être monté sur un bras robotisé (figure 1). Il est constitué de deux projecteurs composés d'une source d'éclairage, d'une grille de  $52 \times 52$  lignes

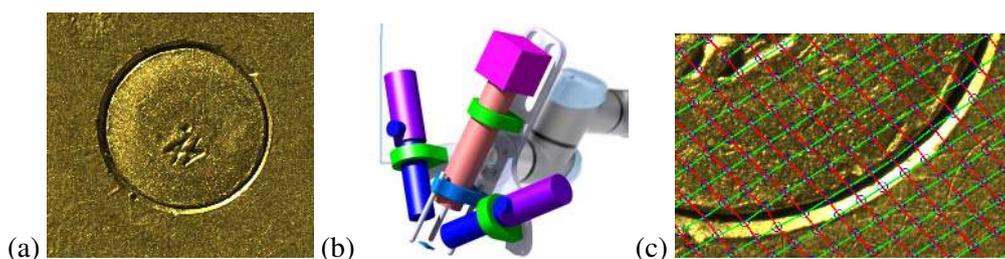


Fig. 1 : (a) Photographie d'un rivet d'avion d'un diamètre de  $7\text{mm}$  (b) Notre système optique composé de deux projecteurs de grille et d'une caméra, (c) points de contrôle replacés sur un zoom de l'image du rivet.

gravées par photolithographie et d'un objectif bi-télécentrique. La partie acquisition est composée d'un capteur Sony IMX304 d'une résolution effective de  $4096 \times 3000$  pixels et d'un objectif bi-télécentrique. Ainsi après une étape de dématricage, la zone de mesure a une taille de  $20.23 \times 14.82\text{mm}$  pour une précision de  $10\mu\text{m}$ . Cette méthodologie permet de considérer une projection orthographique pour les projecteurs de mire ainsi que l'acquisition par la caméra afin de simplifier les traitements[2].

La détermination de l'effleurement du rivet par rapport au fuselage est composée de deux étapes. Une première permet la calibration des projecteurs, la direction et l'écartement des lignes de la grille sont calculées à partir d'une acquisition d'un plan. Puis, chaque analyse de rivet est constituée d'une convolution binaire et d'une re-génération rapide de la grille de mesure. Ainsi, le déplacement de chaque point de mesure est obtenu par le calcul de sa distance entre sa position théorique et sa position réelle. Pour le système d'acquisition proposé, le projecteur éclaire la surface avec un angle zénithal de  $45^\circ$ . Ainsi, un déplacement d'un pixel correspond à un déplacement réel de  $10\mu\text{m}$ . La figure 1 présente un exemple de remplacement des points de contrôle et le calcul de la grille pour un zoom d'une photographie d'un rivet. Cette méthodologie et les premiers résultats nous permettent de mesurer la position des rivets par rapport au fuselage. L'ensemble temps d'acquisition et traitements des images rend compatible ce dispositif pour le contrôle qualité des rivets.

### RÉFÉRENCES

- [1] R. Sagawa, Y. Ota, Y. Yagi, R. Furukawa and N. Asada, *Dense 3D reconstruction method using a single pattern for fast moving object*, IEEE 12th Int. Conf. on Computer Vision, 2009.
- [2] Z. Nui, N. Gao, Z. Zhang, F. Gao and X. newJiang, *3D shape measurement of discontinuous specular objects based on advanced PMD with bi-telecentric lens*, Optics Express, vol. 26(2), 2018.

## Holographie numérique appliquée à l'imagerie 3D rapide de la circulation sanguine chez le poisson-zèbre.

Alexey Brodoline<sup>1,2</sup>, Nitin Rawat<sup>1,3</sup>, Daniel Alexandre<sup>1</sup>, Michel Gross<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Charles Coulomb, CNRS, UMR 5221, Université de Montpellier, Campus Triolet, F34090, MONTPELLIER, France.

<sup>2</sup> Université Lyon, UJM Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F42023, SAINT-ETIENNE, France.

<sup>3</sup> Electrical & Computer Engineering Department, University of Connecticut, USA

[alexey.brodoline@umontpellier.fr](mailto:alexey.brodoline@umontpellier.fr)

Les techniques d'imagerie du flux sanguin présentent un très grand intérêt pour la biologie et la médecine, puisqu'elles permettent de caractériser divers phénomènes naturels ou pathologiques, comme par exemple l'angiogenèse ou la vascularisation des tumeurs.

La plupart des méthodes d'imagerie actuelles utilisent des agents de contraste (radioactivité, fluorescence) et sont donc invasives. Des techniques comme le Laser Doppler ou le Laser Speckle Contrast Analysis (LSCA) sont non-invasives mais bidimensionnelles. Des images 3D peuvent être obtenues par la microscopie confocale ou la tomographie, mais nécessitent un balayage de la zone à imager, ce qui peut être limitant pour l'imagerie des phénomènes rapides telles que la circulation sanguine.

Nous proposons ici une technique 3D rapide et non-invasive basée sur l'holographie numérique. Elle combine un dispositif expérimental de microscopie à illumination multiple et un algorithme de nettoyage [1] permettant de déterminer la position des globules rouges en 3D et au cours du temps. La technique est validée sur l'exemple de la larve du poisson-zèbre [2]. Les résultats de la reconstruction sont présentés sur la Figure 1. Les images (a,b) présentent les positions des globules rouges moyennées dans le temps, donnant la forme des vaisseaux sanguins. Sur (c) sont représentés les globules rouges individuels à un instant donné.

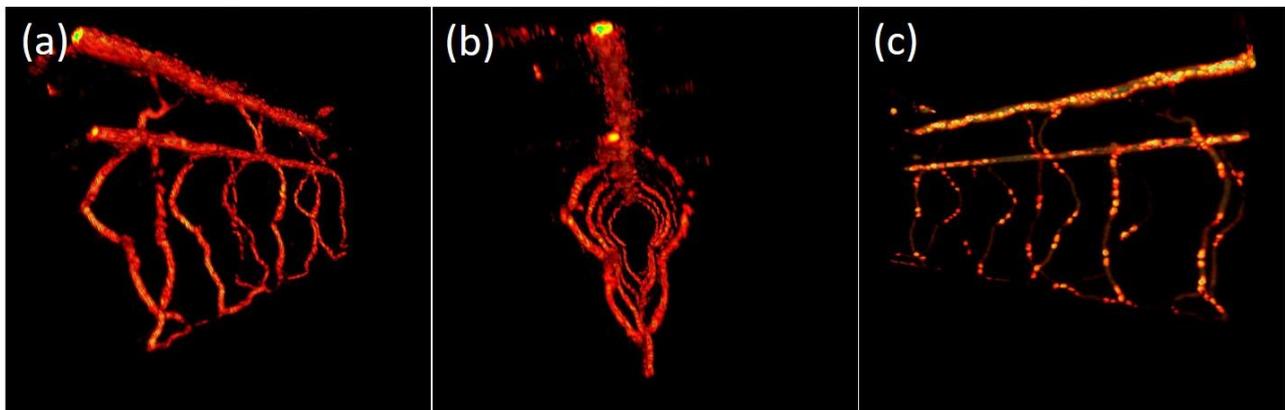


Figure 1 : Reconstruction 3D du système vasculaire d'un poisson-zèbre de 5 jours. (a, b) Vues depuis deux angles différents. (c) Globules rouges circulant dans les vaisseaux.

### RÉFÉRENCES

- [1] D. Donnarumma, A. Brodoline, D. Alexandre, M. Gross, "4D holographic microscopy of zebrafish larvae microcirculation," *Optics express*, vol. 24, no. 23, pp. 26887-26900, 2016.
- [2] S. Isogai, M. Horiguchi, B.M. Weinstein, "The vascular anatomy of the developing zebrafish: an atlas of embryonic and early larval development," *Dev. biology*, vol. 230, no. 2, pp. 278-301, 2001.

## Conception conjointe d'une caméra 3D par illumination structurée pour l'inspection de surface

Benjamin Buat<sup>1</sup>, Pauline Trouvé-Peloux<sup>1</sup>, Guy Le Besnerais<sup>1</sup>, Frédéric Champagnat<sup>1</sup>

<sup>1</sup> DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, FR-91123 Palaiseau, France

benjamin.buat@onera.fr

L'inspection de surface est un enjeu industriel majeur dans des secteurs tels que l'aéronautique ou l'automobile, par exemple pour vérifier la forme d'une pièce métallique lors de son usinage ou son état de santé après utilisation. L'estimation de la surface 3D de l'objet inspecté est généralement réalisée grâce aux données collectées par des capteurs qui peuvent être tactiles ou sans contact (magnétique, acoustique ou optique) [1]. Contrairement aux capteurs tactiles, les capteurs optiques sont plus compacts et permettent une inspection non destructive et plus rapide de l'objet.

Les approches classiques d'extraction de la 3D par moyens optiques reposent sur l'utilisation de deux caméras en stéréovision. Cette méthode a l'avantage d'être peu coûteuse, cependant elle est assez encombrante par la nécessité d'avoir une distance significative entre les deux caméras pour obtenir une bonne estimation de la profondeur. Plus récemment d'autres techniques de mesure 3D n'utilisant qu'une seule caméra ont été développées, telles que les méthodes exploitant le flou de défocalisation pour l'estimation de profondeur (*Depth From Defocus* et *Depth From Focus*) ou les caméras plénoptiques, qui utilisent une matrice de micro-lentilles devant le détecteur pour générer des images multi-vues. En utilisant une seule voie optique, ces caméras rendent le système de mesure 3D encore plus compact que les caméras stéréoscopiques.

Cependant, ces techniques passives d'extraction de la 3D sont nettement moins efficaces lorsque les objets sont peu texturés et faiblement éclairés. Pour résoudre ces limitations, des approches actives sont privilégiées telles que la triangulation laser, l'interférométrie, le *Time-Of-Flight* ou l'illumination structurée [1]. La triangulation laser est une méthode facile à mettre en place mais assez lente et qui ne permet pas une estimation globale de la pièce. L'interférométrie est une méthode de mesure 3D très précise mais elle n'est pas adaptée à l'échelle macrométrique à laquelle on veut travailler. La technique du *Time-Of-Flight* ne fonctionne pas à moins de 50cm du capteur, ce qui est incompatible avec l'usage que l'on veut faire de notre capteur. Finalement, l'illumination structurée est la méthode qui nous semble la plus prometteuse car elle est adaptée à la portée pour de l'inspection (dizaines de centimètres) et est facilement utilisable puisqu'il suffit d'ajouter un système d'éclairage, par exemple un projecteur, aux dispositifs passifs.

L'objectif de nos travaux, faisant l'objet d'une thèse, est de concevoir un système de vision 3D actif, compact et rapide en utilisant une approche conjointe d'optimisation de l'optique, du système de projection et des traitements, dans le contexte de l'inspection de surface. Il s'agira tout d'abord de comparer sur différents critères les différentes méthodes d'acquisition 3D reposant sur la lumière structurée, afin de proposer un concept innovant d'un système capteur-éclairage pour l'extraction de données 3D, dédié à l'inspection de surface. Plusieurs approches de mesure 3D sont envisagées à ce jour (DFD, stéréoscopie, caméra plénoptique...). On sera alors amené à réaliser un démonstrateur et sa chaîne de traitement algorithmique qui pourront être validés expérimentalement (en collaboration avec l'IUT de Figeac). Enfin, les performances de l'imageur 3D et de son projecteur pourront être optimisées grâce à une approche de conception conjointe [2].

Nous proposons de présenter sur un poster les objectifs de cette thèse, ainsi qu'un aperçu global des méthodes industrielles de caractérisation de surface et des premiers résultats expérimentaux de DFD active obtenus à partir d'une caméra chromatique [2] et d'un projecteur de texture.

### RÉFÉRENCES

- [1] E. Savio, L. D. Chiffre, and R. Schmitt, "Metrology of freeform shaped parts," *CIRP Annals*, vol. 56, no. 2, pp. 810 – 835, 2007.
- [2] P. Trouvé, *Conception conjointe optique/traitement pour un imageur compact à capacité 3D*. Theses, Ecole Centrale de Nantes (ECN), Dec. 2012.

## Etudes de nouvelles architectures de spectro-imageurs compacts pour les sciences de l'atmosphère

Nathan Cariou<sup>1,2</sup>, Florence de la Barrière<sup>1</sup>, Yann Ferrec<sup>1</sup>, Nicolas Guérineau<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ONERA, Chemin de la Hunière, 91120 Palaiseau, France

<sup>2</sup> CNES, 18 avenue Edouard Belin, 31400 Toulouse, France

[nathan.cariou@onera.fr](mailto:nathan.cariou@onera.fr)

Actuellement, les problématiques environnementales font l'objet d'un intérêt croissant de la part de nos sociétés. Depuis le sol ou l'espace, on aimerait quantifier précisément la quantité de gaz à effet de serre liée à l'activité humaine. Pour les observations depuis l'espace, des petits satellites sont envisagés, ils permettraient de compléter les satellites déjà en fonctionnement. Pour les équiper, il est nécessaire de développer des instruments optiques compacts et performants. Depuis plusieurs années, l'Onera développe des instruments optiques intégrés au voisinage du détecteur [1-3]. Pour répondre à la problématique exposée plus haut, l'Onera a imaginé un spectro-imageur très compact par transformée de Fourier, appelé ImSpoc et représenté sur la figure ci-dessous.

Ce spectro-imageur breveté [4] est composé d'une lame interférométrique en forme d'escalier et d'une matrice de microlentilles, de sorte que devant chaque microlentille se trouve un Fabry-Pérot avec une épaisseur différente. On a donc une différence de marche associée à chaque microlentille. On obtient plusieurs images de la même scène en une seule acquisition (caractère « snapshot »).

Avec ce type de spectro-imageur, il est possible de mesurer la composition atmosphérique, en particulier en gaz à effet de serre [5], d'étudier des phénomènes naturels comme les cycles de l'eau et du CO<sub>2</sub> ou d'étudier des phénomènes lumineux transitoires. Ces systèmes pourraient également être utilisés pour des applications liées à la protection de l'environnement avec l'observation de l'état de sécheresse des forêts.

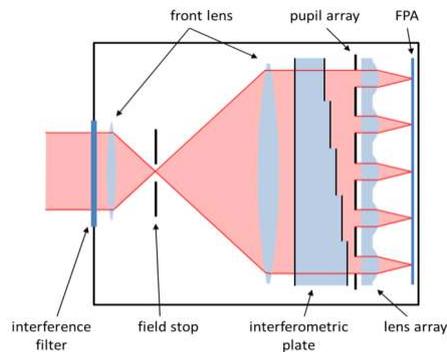


Figure 1 – Schéma du concept ImSpoc.

La compacité et les performances de tels instruments justifient de possibles applications en tant que charge utile de nano-satellites, la fabrication de l'ensemble lame interférométrique en damier et matrice de microlentilles nécessite de relever de véritables défis technologiques (régularité des épaisseurs de gravure, alignement, etc...). Une modélisation et une caractérisation fines du composant sont donc indispensables pour garantir la performance de l'instrument final. De nouvelles méthodes de traitement des données doivent également être mises en place afin de remonter au spectre et à l'image de la scène observable.

### References

- [1] S. Rommeluère, et al., "Infrared focal plane array with a built-in stationary Fourier-transform spectrometer: basic concepts", Opt. Lett. 33, pp 1062-1064 (2008).
- [2] F. Gillard, et al., "Angular acceptance analysis of an infrared focal plane array with a built-in stationary Fourier-transform spectrometer", JOSA A 29, 936-944 (2012).
- [3] N. Guérineau et al., "Dewar-cooler-integrated MWIR spectrometer for high rates and high-dynamic range measurements", Proc. SPIE 9482 (2015).
- [4] N. Guérineau, E.Le Coarer, Y.Ferrec, F.De La Barrière, « Fourier transform multi-channel spectral imager », patent n° FR2017/051777, 6/30/2017
- [5] Y.Ferrec et al., "NanoCarb part 1: Compact snapshot imaging interferometer for CO<sub>2</sub> monitoring from space", Proc. ICSO (2018).

## Confinement laser 3D assisté par optique adaptative en milieu perturbé : application à l'imagerie et la chirurgie rétinienne

Antoine Chen<sup>1,2,5</sup>, Cyril Petit<sup>1,5</sup>, David Pureur<sup>2</sup>, Michel Paques<sup>3,4,5</sup> et Serge Meimon<sup>1,5</sup>

<sup>1</sup>DOTA, ONERA, Université Paris Saclay F-91123 Palaiseau, France

<sup>2</sup>Quantel Medical, Cournon d'Auvergne, France

<sup>3</sup>CIC 1423, INSERM, CHNO des Quinze-Vingts, Paris, France

<sup>4</sup>Institut de la Vision, Sorbonne Université, INSERM, CNRS, 17 rue Moreau, 75012 Paris, France

<sup>5</sup>PARIS group - Paris Adaptive-optics for Retinal Imaging and Surgery

[antoine.chen@onera.fr](mailto:antoine.chen@onera.fr)

L'une des principales causes de malvoyance et de cécité en occident est la rétinopathie diabétique. Un des traitements actuels consiste en une photocoagulation laser de la rétine afin de cautériser les vaisseaux sanguins impliqués [1]. Ces zones à traiter se situent dans certaines couches spécifiques et sont d'une taille typique de 70  $\mu\text{m}$  (dans les trois dimensions), environnées de tissus sains à préserver. Cependant avec les systèmes laser actuels, peu ouverts, l'impact de focalisation du faisceau laser s'étend sur l'ensemble de la profondeur de la rétine (environ 300  $\mu\text{m}$ ) et sa position n'est pas maintenue stable. De ce fait, ces traitements conduisent à un certain degré de lésion des tissus adjacents pouvant engendrer une perte de vision définitive. Dans l'optique de pouvoir traiter plus efficacement et plus précocement un nombre accru de patients, les médecins souhaiteraient pouvoir s'assurer d'un acte de photocoagulation dont l'impact laser serait confiné et localisé dans la zone pathologique. Cet objectif requiert d'abord l'accroissement de l'ouverture du faisceau laser de photocoagulation. Cependant, la qualité de l'impact laser est alors dégradée significativement par la présence d'aberrations oculaires dynamiques. De plus, dans ce nouveau paradigme de tir confiné, un contrôle précis de la position de l'impact laser dans le volume rétinien devient nécessaire. Il se heurte néanmoins au problème des mouvements involontaires de l'œil.

Nous proposons à travers le prototype CLOVIS3D d'améliorer significativement la qualité et le positionnement de l'impact de photocoagulation laser. Pour cela, le système CLOVIS3D adresse l'ensemble des problématiques pré-citées de confinement 3D, de stabilisation et de positionnement 3D, en intégrant divers sous-systèmes. D'une part, nous nous appuyons sur un système d'Optique Adaptative (OA) pour la compensation des aberrations oculaires en temps réel et ainsi garantir le contrôle du confinement 3D. D'autre part, la correction par l'OA bénéficie également aux systèmes d'imagerie rétinienne plein champ de CLOVIS3D en apportant un gain en résolution. Grâce à cet apport, nous avons intégré un système de stabilisation précise et temps réel du champ rétinien. Enfin, l'identification des vaisseaux pathologiques, puis le contrôle de la position 3D de l'impact dans le milieu rétinien est assuré par l'exploitation des données d'une imagerie multimodale haute résolution, tant transversalement qu'axialement, couplant un système d'Optical Coherence Tomography (OCT) et un système d'imagerie plein champ multicouche [2][3]. Nous présentons ces diverses stratégies et le banc CLOVIS3D dans sa phase de test.

### RÉFÉRENCES

- [1] M. Paques et al., "Indocyanine green-guided targeted photocoagulation of capillary macroaneurysms in macular edema: a pilot study." *Br. J. Ophthalmol.* 2017 Feb;101(2):170-174 (2017)
- [2] Mecê et al., "Enhancing axial resolution in nonconfocal adaptive-optics ophthalmoscopes", *Biomed. Opt. Express* (2018, submitted)
- [3] Gofas Salas et al., "Near-Infrared Adaptive Optics Flood Illumination Ophthalmoscope Angiography", *Biomed. Opt. Express* (2019, accepted)

## Simulateur de chaîne d'acquisition d'images

Alix de Gouvello<sup>1</sup>, Laurent Soulier<sup>1</sup>, Antoine Dupret<sup>1</sup>

<sup>1</sup> CEA, LIST, Nano-INNOV Bât. 861 - PC142, 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France

alix.degouvello@cea.fr

La maîtrise de la chaîne d'acquisition de l'image est un élément clef pour intégrer dès la conception des capteurs, conventionnels ou non, les différents effets altérant l'image. Pour y répondre, un simulateur de chaîne d'acquisition d'images a été développé. Il s'agit d'explorer l'espace de conception d'un capteur pour l'optimiser en vue d'une application donnée. Pour un capteur non conventionnel, explorer les options de mode d'acquisition avant sa réalisation permet de mesurer leur impact sur la qualité des traitements résultants. La fidélité du simulateur aux phénomènes physiques impliqués (tels que la diffraction [1]) et la prise en compte des bruits [2] sont impératives pour obtenir des résultats fiables et précis. La chaîne de traitement est décrite figure 1.

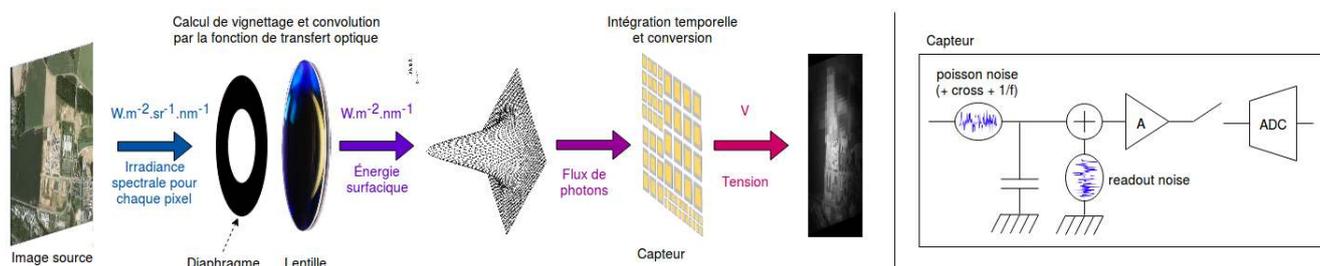


Fig. 1 : Chaîne de traitement : de la source lumineuse à la valeur numérique des pixels

Le simulateur a été conçu pour être très modulaire et prendre en compte des pixels à modes de fonctionnement variés - par exemple à mode d'acquisition différenciée par zone - et de différentes tailles, plusieurs canaux à différentes longueurs d'onde, divers temps d'intégration selon les pixels, différents ordres de lecture. On peut également simuler des systèmes dont l'optique serait plus complexe, connaissant leur fonction de transfert optique. Chaque étape de simulation a été évaluée et le simulateur global a été testé sur des sources ponctuelles, des



Fig. 2 : Image initiale et réponse simulée pour un capteur à 4 zones de résolutions différentes

images simulées et des images aériennes haute définition. Des améliorations futures porteront sur la modularité du simulateur, le raffinement du modèle du signal d'entrée (avec prise en compte de la BRDF par exemple) et l'ajout d'une fonction de distortion pour rendre compte plus finement des approximations du modèle. Le simulateur devra également démontrer son utilité dans le dimensionnement d'un capteur dédié à une tâche spécifique comme la reconnaissance de visage ou le calcul du flot optique par exemple.

### RÉFÉRENCES

[1] E. Aristidi, "Diffraction."

[2] S. U. Ay, *Large Format CMOS Image Sensors : Performance and Design*. VDM, Verlag Dr. Müller, 2008.

## Imagerie active par conversion de fréquence IR-visible largement multi-modale

R. Demur<sup>1,2</sup>, A. Grisard<sup>1</sup>, E. Lallier<sup>1</sup>, L. Leviandier<sup>1</sup>, L. Morvan<sup>1</sup>, N. Treps<sup>2</sup>, C. Fabre<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Thales Research & Technology, 1 Avenue Augustin Fresnel, 91767 Palaiseau, France*

<sup>2</sup> *Laboratoire Kastler Brossel, Sorbonne Université, CNRS, ENS-University PSL, Collège de France; 4 Place Jussieu, 75252 Paris, France*

[arnaud.grisard@thalesgroup.com](mailto:arnaud.grisard@thalesgroup.com)

L'illumination d'une scène, à des fins d'imagerie, dans le proche Infra-Rouge, en particulier à  $\lambda \approx 1,5 \mu\text{m}$ , permet de bénéficier d'une bonne fenêtre de transparence de l'atmosphère et de la disponibilité de sources laser de puissance crête élevée, tout en assurant la sécurité oculaire. Cependant les détecteurs opérant dans cette plage spectrale, principalement à base d'InGaAs, souffrent d'un bruit de lecture élevé et d'une bande passante limitée par rapport à leurs homologues opérant dans le domaine visible, à base de Silicium.

La génération d'images, à partir d'un signal IR, par somme de fréquence dans un cristal non linéaire avec un laser de pompe à  $1 \mu\text{m}$  permet de bénéficier des performances des détecteurs en technologie CMOS ou CCD. Son intérêt a été relancé ces dernières années par la disponibilité de cristaux présentant un coefficient non linéaire  $\chi^{(2)}$  élevé, tel le PPLN (*Periodically-Poled Lithium Niobate*). Pour un laser de pompe de faible largeur spectrale, la condition de quasi-accord de phase du cristal limite l'acceptance angulaire de la conversion et fixe la taille de l'image, sa résolution étant fixée par le diamètre du faisceau pompe (montage 4f). Nous avons ainsi entrepris d'augmenter la largeur spectrale du laser de pompe afin d'augmenter le nombre d'éléments résolus [1].

Dans un premier temps nous avons développé un modèle numérique de l'imageur dont un exemple de résultat est représenté dans la partie supérieure de la figure 1 pour un spectre de pompe étroit et un spectre large. Dans un deuxième temps, un montage expérimental a été réalisé utilisant successivement un laser Q-switch commercial « fin » et un laser spécialement construit pour avoir une largeur spectrale importante, de l'ordre de  $2,7 \text{ nm}$ . Les résultats obtenus, présentés sur la figure 1, révèlent dans le cas du spectre large la conversion de  $56 \times 64$  éléments spatiaux, en bon accord avec le modèle.

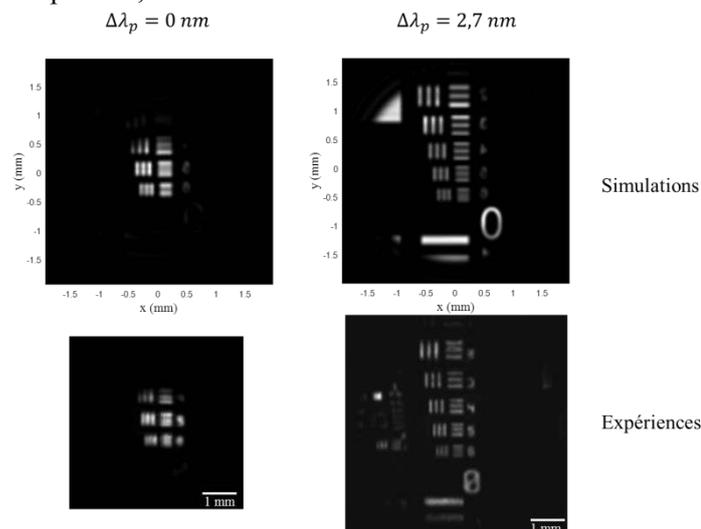


Figure 1 : Simulation d'images de la mire USAF-1951 (première ligne) et images expérimentales correspondantes (seconde ligne) pour un spectre de laser de pompe étroit ( $\Delta\lambda_p = 0 \text{ nm}$ , colonne de gauche) et pour un spectre large ( $\Delta\lambda_p = 2,7 \text{ nm}$ , colonne de droite). Les polices de mires de simulation et d'expérience sont différentes.

### REFERENCES

- [1] R. Demur, R. Garioud, A. Grisard, E. Lallier, L. Leviandier, L. Morvan, N. Treps, C. Fabre, "Near-infrared to visible upconversion imaging using a broadband pump laser", *Optics Express* vol. 26 (10), 13252-13263 (2018).

## Imagerie hyperspectrale compressive de la Protoporphyrine IX

Leticia Lambert Angulo<sup>1</sup>, Bruno Montcel<sup>1</sup> ?, Nicolas Ducros<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F69621, Villeurbanne

[leticia.lambert@creatis.insa-lyon.fr](mailto:leticia.lambert@creatis.insa-lyon.fr), [nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr](mailto:nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr)

Différentes études ont montré que l'administration d'acide 5-aminolévulinique (5-ALA) conduit à une accumulation de Protoporphyrine IX (PpIX) à des niveaux plus élevés dans les tumeurs que les tissus sains [1]. Ainsi, l'imagerie de la PpIX permet une meilleure identification des marges tumorales, améliorant ainsi la résection totale d'une tumeur [2].

Au delà de la détection de la PpIX, l'exploitation de son spectre de fluorescence pourrait permettre de différencier la tumeur de ses marges [3]. Cependant, l'intégration d'un système hyperspectral dans un microscope neurochirurgical donne lieu à un système coûteux, dont l'efficacité de collecte de la lumière est réduite [4]. Les systèmes hyperspectraux exploitant un filtre accordable à cristaux liquides (LCTF) et une caméra permettent une acquisition séquentielle des bandes spectrales ; les caméras hyperspectrales, plus onéreuses, permettent l'acquisition simultanée de toutes les bandes spectrales. Cependant, la transmission de la lumière par le LCTF est de l'ordre de 10% à 400 nm et de 60% à 700 nm. Elle est même plus faible pour les caméras hyperspectrales, de l'ordre de 10% à 30% dans la même gamme de longueurs d'onde.

L'imagerie mono-pixel, fondée sur l'utilisation d'un détecteur ponctuel, peut permettre de construire une caméra hyperspectrale exploitant la sensibilité d'un spectromètre ponctuel, de l'ordre de 70% sur la plage 400-700 nm. Par conséquent, nous proposons un système d'imagerie mono-pixel hyperspectral intégré à un microscope chirurgical afin d'analyser l'émission de la PpIX lors de chirurgies de cancer du cerveau. Nous présentons un montage optique qui sera couplé à un microscope chirurgical à la Figure 1. Des résultats préliminaires suggèrent que ce système sera capable de récupérer des données hyperspectrales de fluorescence.

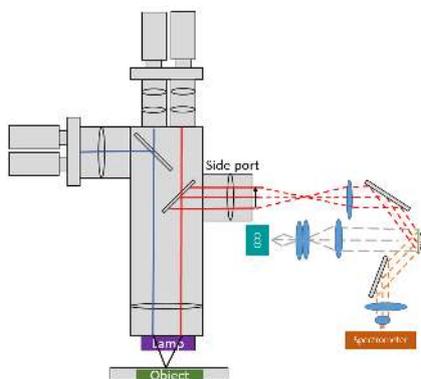


FIGURE 1 : Schéma de principe de l'imagerie hyperspectrale compressive à travers un microscope chirurgical

### RÉFÉRENCES

- [1] B. Pogue and S. Gibbs-Strauss, "Review of neurosurgical fluorescence imaging methodologies," *IEEE J Sel Top Quantum Electron*, vol. 16, p. 493–505, 2010.
- [2] W. Stummer and U. Pichlmeier, "Fluorescence-guided surgery with 5-aminolevulinic acid for resection of malignant glioma : a randomised controlled multicentre phase III trial," *Lancet. Oncol.*, vol. 7, p. 392–401, 2006.
- [3] T. G. Wang P., "Fiber pattern removal and image reconstruction method for snapshot mosaic hyperspectral endoscopic images," *Biomed. Opt. Express*, vol. 9, no. 2, p. 780–790, 2018.
- [4] L. Angulo Rodriguez, *Development of Phase-Shifting Profilometry for 3D Brain Cavity Reconstruction and in vivo Detection of Intrinsic Fluorescence Through a Neurosurgical Microscope*. Thèse de doctorat, Ecole Polytechnique de Montreal, 2018.

## Innovative approach in Non Destructive context : new algorithm for TeraHertz Computed Tomography

Alexandre Duhant<sup>1,2</sup>, Meriam Triki<sup>2</sup>, Olivier Strauss<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ICAR team, LIRMM, University of Montpellier, CNRS, Montpellier, France

<sup>2</sup> Department of Research and Development, T-Waves Technologies, Montpellier, France

alexandre.duhant@lirmm.fr

Today, in an industrial context, many efforts have been made to improve the choice and knowledge of manufacturing and control processes for materials and/or the assembly of materials whilst reducing cost and time. As a consequence, study and development of non invasive monitoring and performance solutions are required.

Tomography based on Terahertz (THz) waves ranging from 0.1 to 10 THz can be a nice technological solution in this context because of the interesting properties of THz waves and the ability of reconstructing the internal 3D structure of an object to inspect [1]. THz waves offer great penetration power of often opaque materials at visible and infrared wavelengths. They are non-ionizing and have significantly less security constraints than X rays. They allow the development of compact and transportable technological systems not limited by the size of industrial objects.

Reconstructing a density map based on a THz measurements is not straightforward since phenomena like beam steering (i.e. refraction) or reflection loss must be taken into account. The advent of these phenomena highly depends on both the shape and materials of the object under inspection. Moreover, THz beam diverges faster than X-rays, which mostly propagate as straight rays. Therefore, the relation between the beam attenuation measurements and the densities to be reconstructed cannot be represented by a linear relation anymore. This should prohibit the direct use of conventional reconstruction algorithms [2].

After describing a synthetic review of relevant works in literature dedicated to reconstructing an attenuation map based on the THz measurements, we would like to present a new approach that is completely dedicated to using THz waves in a non destructive testing context. Our method consists in supposing that the object under inspection slightly deviates from a known Computer Aided Design (CAD) model, and to reconstruct this deviation instead of directly reconstructing the object. This method is based on linearizing the reconstruction problem around its CAD model. We will explain how we modelize the interaction between material and THz waves which makes this reconstruction possible in reasonable computation time and with an acceptable level of accuracy. Finally we will discuss about the perspectives of this innovative work.

### RÉFÉRENCES

- [1] D. Coquillat, A. Duhant, M. Triki, V. Nodjiadjim, A. Konczykowska, M. Riet, N. Diakonova, O. Strauss, and W. Knap, "Inp double heterojunction bipolar transistors for terahertz computed tomography," *AIP Advances*, vol. 8, p. 085320, 2018.
- [2] S. Mukherjee, J. Federici, P. Lopes, and M. Cabral, "Elimination of fresnel reflection boundary effects and beam steering in pulsed terahertz computed tomography," *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, vol. 34, no. 9, pp. 539–555, 2013.

## Apport des optiques freeform pour l'imagerie multispectrale

Louis Duveau<sup>1,2</sup>

Directeurs de thèse : Thierry Lépine<sup>3</sup>, Emmanuel Hugot<sup>4</sup>

Encadrement ONERA : Guillaume Druart<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ONERA, Chemin de la Hunière, 91120 Palaiseau, France

<sup>2</sup> DGA, 60 bd du général Martial Valin, 75509 Paris, France

<sup>3</sup> Laboratoire Hubert Curien, 18 rue du Professeur Benoît Lauras, 42000 Saint-Etienne, France

<sup>4</sup> Laboratoire d'Astrophysique de Marseille, 38 rue Frédéric Joliot Curie, 13013 Marseille, France

[louis.duveau@onera.fr](mailto:louis.duveau@onera.fr)

Les systèmes optiques classiques sont composés de surfaces optiques -miroirs ou surfaces réfractives- dont la forme est à symétrie de révolution. Cette symétrie de révolution facilite la conception, la fabrication et le test de telles surfaces. Les enjeux modernes de l'optique, notamment dans le domaine aérospatial, imposent des contraintes sur l'encombrement des systèmes. La miniaturisation de tels systèmes pourrait être atteinte par l'utilisation de systèmes décentrés, sans axe de symétrie. Les optiques freeform, composées des surfaces asymétriques, sont parfaitement adaptées à ces systèmes. La maîtrise de la conception, de la fabrication et de la métrologie de telles surfaces permettraient l'apparition de systèmes à haute résolution angulaire, panoramiques ou multispectraux compacts, en permettant un contrôle fin des aberrations optiques présentes [1].

Les outils de conception optique ne sont actuellement pas conçus pour l'optimisation de surfaces freeform. L'objectif de cette thèse est donc de proposer et d'implémenter de nouvelles descriptions mathématiques des surfaces freeform (ex : [2]) ainsi que des démarches et outils de design (ex : [3]) ou d'optimisation à même de concevoir ces systèmes possédant de nombreux degrés de liberté. Des moyens de comparaison des systèmes optiques considérés seront également envisagés afin de réaliser une approche globale de la conception prenant en compte la complexité des surfaces et les tolérances de fabrication et d'intégration pendant la phase d'optimisation.

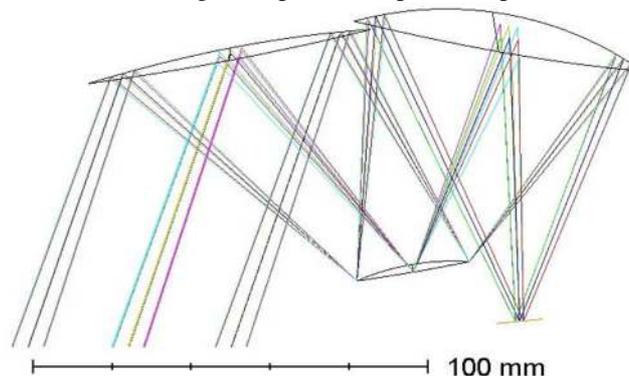


Figure 1: Télescope à trois miroirs freeform

### Perspectives

Les optiques freeform sont déjà utilisées à grande échelle dans l'optique non imageante, et la maîtrise de l'optimisation et la fabrication de telles surfaces pour une application en imagerie pourrait permettre la conception de systèmes ultra-compacts performants pour de nombreuses applications. Le poster proposé présentera ces enjeux, les applications envisagées, les premiers résultats obtenus et les axes de travail choisis pour tenter d'améliorer les méthodes et outils de conception optique de surfaces freeform.

### RÉFÉRENCES

- [1] K. P. Thompson, J. P. Rolland, « A Revolution in Imaging Optical Design »
- [2] O. Cakmakci, B. Moore, H. Foroosh, et J. P. Rolland, « Optimal local shape description for rotationally non-symmetric optical surface design and analysis », *Optics Express*, vol. 16, no 3, p. 1583, 2008.
- [3] JB. Volatier, G. Druart, « Differential method for freeform optics applied to two-mirror off-axis telescope design », *Optics Letters*, in press

## Effets statistiques du rééchantillonnage sur le speckle pleinement développé en imagerie cohérente laser et radar

Simon Erdmann<sup>1</sup>, Élise Koeniguer<sup>2</sup>, Xavier Orlik<sup>1</sup> et Flora Weissgerber<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ONERA, Département Optique et Techniques Associées, 2 Avenue Edouard Belin, 31000 Toulouse

<sup>2</sup> ONERA, Département Traitement de l'Information et Systèmes, 8 Chemin de la Hunière, 91120 Palaiseau

<sup>3</sup> ONERA, Département ElectroMagnétisme et Radar, 8 Chemin de la Hunière, 91120 Palaiseau

simon.erdmann@onera.fr

On désigne par *speckle* le type de motif apparaissant lorsqu'on éclaire à l'aide d'ondes électromagnétiques cohérentes un objet diffusant "rugueux". En particulier, le speckle *pleinement développé* [1] est obtenu lorsque les rugosités par unité de surface sont suffisamment nombreuses pour pouvoir appliquer le théorème central limite au sein d'une cellule de résolution. On peut alors considérer le signal complexe comme circulaire gaussien et ses valeurs en deux points différents de l'objet diffusant comme totalement indépendantes.

Parler de *cellule de résolution* nous amène à un état de fait a priori évident : en imagerie radar comme optique, les signaux étudiés sont toujours *échantillonnés*, ce qui en fixe une discrétisation. Or, si cette discrétisation s'avère insatisfaisante, on est amené à effectuer un *rééchantillonnage*. De fait, le rééchantillonnage intervient sous des formes variées lors des traitements courants de signaux sujets au speckle :

- Le rééchantillonnage via interpolation est une étape indispensable aux algorithmes de recalage et de coregistration, dès lors qu'ils opèrent à une échelle sous-pixellique [2] ;
- Le suréchantillonnage intervient fréquemment en amont de traitements qui, sans lui, risquent de provoquer de l'aliasing ;
- En speckle radar, on considère couramment le speckle comme un bruit. Une technique classique d'augmentation du rapport signal à bruit est le *binning*, qui consiste à sous-échantillonner le signal en le moyennant en intensité sur des rectangles de pixels, ou *bins*.

Or, faute d'une étude théorique systématique (qui, à notre connaissance, n'existe pas dans la littérature), ces opérations sont souvent pratiquées avec peu d'égards quant à l'effet, pourtant considérable, du rééchantillonnage sur les statistiques. On se propose donc d'effectuer une telle étude, articulée autour des deux axes suivants :

- Les effets des filtres passe-bas sur le signal en vue de le sous-échantillonner. L'inégalité de Heisenberg et une généralisation idoine du théorème central limite permettront d'unifier l'étude des filtres ;
- Les effets de l'interpolation sur le signal, cette fois en vue de le suréchantillonner. Des liens seront établis entre les propriétés de l'interpolation utilisée (notamment l'ordre d'approximation) et les statistiques du second ordre.

Tout au long de cette présentation, on envisagera d'appliquer au speckle optique des outils statistiques jusqu'ici réservés au radar [3], et différents cas d'applications pratiques seront envisagés et illustrés sur des données réelles, optiques ou radar.

### RÉFÉRENCES

- [1] J. W. Goodman, *Speckle Phenomena in Optics : Theory and Applications*. Englewood, Colorado : Roberts & Company, 2007.
- [2] A. Plyer, E. Colin-Koeniguer, and F. Weissgerber, "A New Coregistration Algorithm for Recent Applications on Urban SAR Images," *IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters*, vol. 12, no. 11, pp. 2198–2202, 2015.
- [3] J. Nicolas and F. Tupin, "Statistical models for SAR amplitude data : A unified vision through Mellin transform and Meijer functions," in *2016 24th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pp. 518–522, Aug. 2016.

## 4D multi-plane and multi-colour (4D-MPMC) microscopy imaging with quadratically distorted (QD) grating and grisms

Yan Feng<sup>1</sup>, Zhengkun Liu<sup>2</sup>, Antonio Ortiz<sup>1</sup>, Yuewei Liu<sup>3</sup>, Nadine Peyri ras<sup>1</sup>, Xiaohong Fang<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Laboratory BioEmergences (USR3695), CNRS, University Paris-Saclay, 91198 Gif-sur-Yvette, France

<sup>2</sup> National Synchrotron Radiation Laboratory, University of Science and Technology of China, No. 96, JinZhai Road, Baohe District, Hefei, 230026 Anhui, China

<sup>3</sup> Inst. of Statistics & Probability, School of Mathematics & Statistics, Lanzhou University, 730000 Gansu, China

<sup>4</sup> Beijing National Laboratory for Molecular Sciences, Key Laboratory of Molecular Nanostructure and Nanotechnology, Institute of Chemistry, Chinese Academy of Sciences, 100190 Beijing, China

[yanfeng4dmcmi@gmail.com](mailto:yanfeng4dmcmi@gmail.com)

Microscopy imaging for high content phenotyping in biomedicine still awaits breakthroughs in temporal resolution. The possibility to achieve simultaneous multi-plane imaging has been increasingly explored in the recent years [1, 2]. We demonstrate a simple, on axis, multi-plane and multi-colour (4D MPMC) microscopy imaging setup that delivers real time 3D broadband images over the volume of living specimens from cells to entire small organisms. Quadratically distorted (QD) grating, in the form of an off axis-Fresnel zone plate, images multiple object planes simultaneously on a single image plane. Grism, a blazed grating and prism combination, achieves chromatic control in the 4D multi-plane imaging. A pair of grisms, whose separation can be varied, provides a collimated beam with a tuneable chromatic shear from a collimated polychromatic input. The optical system based on QD grating and grisms appended to the camera port of a commercial microscope has been validated for simultaneous 3-plane multi-colour microscopy imaging. Implementation of the simultaneous broadband 3-plane imaging concept on a dedicated microscopy platform with the relevant modalities (such as bright field, epifluorescence and differential interference contrast (DIC)) will allow further validation for a large range of biological applications (Figure 1). In comparison with the state-of-art techniques, 4D MPMC concept can meet versatile requirements, such as changing the distance between focussed planes by simply adjusting the optical relay design. Moreover, our imaging device is user-friendly and compact and will serve a large range of high throughput applications in biomedicine, pharmacology and toxicology.

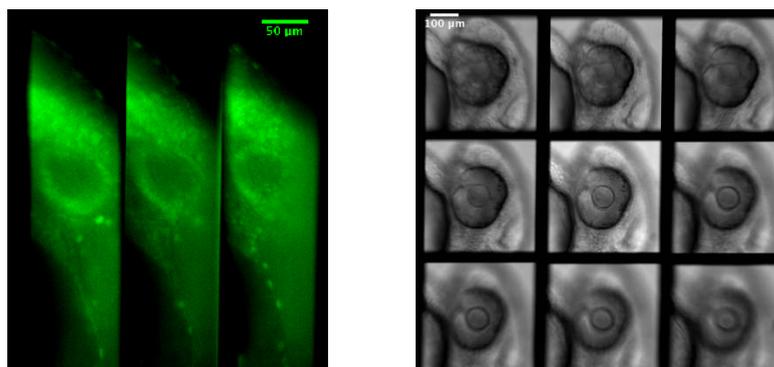


Figure 1 : Eye of zebrafish embryo: (left) 3-plane fluorescence images at 25hpf stage; (right) 9-plane bright field images at 32hpf stage. The separation between multiple imaging planes are 16.4  $\mu\text{m}$  (left) and 11.78  $\mu\text{m}$  (right), respectively.

### REFERENCES

- [1] P. M. Blanchard and A. H. Greenaway, "Simultaneous multiplane imaging with a distorted diffraction grating," *Applied Optics*, vol. 38, no. 32, pp. 6692-6699, 1999.
- [2] S. Abrahamsson *et al.*, "Fast multicolor 3D imaging using aberration-corrected multifocus microscopy," *Nature Methods*, vol. 10, no. 1, pp. 60-63, 2013.

## Factorisation en matrices quaternioniques non-négatives (Q-NMF) : un nouvel outil pour la séparation de sources polarisées à large bande

Julien Flamant<sup>1</sup>, Sebastian Miron<sup>1</sup>, David Brie<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Lorraine, CNRS, CRAN, F-54000 Nancy, France

julien.flamant@univ-lorraine.fr

Les signaux polarisés apparaissent dans de nombreuses applications en imagerie allant de l'optique à la sismologie en passant par l'astrophysique. Dans ces domaines, l'exploitation de l'information de polarisation est essentielle en raison des nombreuses caractéristiques morphologiques et géométriques qu'elle procure – ces dernières étant bien souvent inaccessibles à l'imagerie conventionnelle. Ainsi, le développement de nouveaux systèmes d'imagerie combinant information hyperspectrale et acquisition polarimétrique attire un intérêt grandissant. Cette nouvelle modalité d'imagerie soulève d'importants enjeux théoriques et méthodologiques, notamment dans le cadre de la séparation de sources polarisées à large bande. Cependant, l'utilisation des méthodes de séparation de sources existantes dans ce cadre nécessite l'introduction d'hypothèses simplificatrices empêchant de tirer pleinement parti de l'information de polarisation. Afin de répondre à ces limitations, nous proposons un nouvel outil dénommé *Quaternion Non-Negative Matrix Factorization (Q-NMF)* généralisant la notion de factorisation en matrices non-négatives (NMF) au cas des signaux polarisés. Par l'exploitation d'un formalisme quaternionique proposé récemment [1, 2], la Q-NMF définit un nouvel outil, générique et interprétable, pour les approximations de rang faible des signaux polarisés et leurs applications (séparation de sources, complétion de matrice, etc.). Une étude théorique des conditions d'unicité de la Q-NMF est proposée. La généralité remarquable des conditions obtenues illustre notamment le fort pouvoir discriminant l'information de polarisation dans le cadre de problèmes de séparation de sources. En pratique, nous démontrons la faisabilité de la résolution du problème Q-NMF par un algorithme simple basé sur une méthode de type moindres carrés alternés. La pertinence de l'approche proposée est validée sur des données spectro-polarimétriques synthétiques et expérimentales.

### REFERENCES

- [1] J. Flamant, N. Le Bihan, and P. Chainais, "Spectral analysis of stationary random bivariate signals," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 65, no. 23, pp. 6135–6145, 2017.
- [2] J. Flamant, P. Chainais, and N. Le Bihan, "A complete framework for linear filtering of bivariate signals," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 66, no. 17, pp. 4541–4552, Sep. 2018.
- [3] J. Flamant, S. Miron, and D. Brie, "Quaternion non-negative matrix factorization : definition, identifiability and algorithms," 2019, in preparation.

## Microscopie tomographique diffractive assistée par miroir

Ludovic Foucault<sup>1</sup>, Nicolas Verrier<sup>1</sup>, Matthieu Debailleul<sup>1</sup>, Bertrand Simon<sup>2</sup> et Olivier Haeberlé<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup> IRIMAS EA7499, Université de Haute-Alsace, 68093 Mulhouse Cedex

<sup>2</sup> LP2N, CNRS UMR 5298, Université de Bordeaux, Institut d'Optique Graduate School, 33405 Talence

\*[olivier.haeberle@uha.fr](mailto:olivier.haeberle@uha.fr)

Ces dernières années, plusieurs techniques de microscopie de phase quantitative ont été développées [1]. Par exemple, le microscope holographique analyse les interférences générées entre des ondes de référence et diffractée par l'objet pour en extraire le champ complexe grâce à une démodulation temporelle ou spatiale [2,3]. Le microscope tomographique diffractif (MTD), a été mis au point pour améliorer la fonction de transfert optique (FTO) et reconstruire l'échantillon en trois dimensions grâce une rotation de l'échantillon, de l'illumination ou une combinaison des deux [4,5].

Afin d'étendre encore la FTO en MTD, Mudry *et al.* [6] ont proposé le MTD assisté par miroir, équivalent à un microscope  $4\pi$ . Dans le cas d'échantillons biologiques respectant la 1<sup>ière</sup> approximation de Born, les composantes rétrodiffractées peuvent être négligées et on considère alors uniquement deux trajectoires : soit l'onde traverse l'échantillon puis est réfléchi par le miroir, soit elle est d'abord réfléchi par le miroir puis traverse l'échantillon. Avec une simple rotation azimutale de l'illumination, on enregistre alors le spectre correspondant à une rotation complète de l'illumination.

Pendant, dans cette approche l'information spectrale est mélangée. Nous proposons une méthode de démodulation des images, uniquement basée sur un filtrage du spectre acquis, permettant de séparer ces informations et de reconstruire l'indice optique complexe de l'échantillon analysé (figure 1). Cette méthode de démodulation permet ainsi de simplifier l'acquisition tomographique et d'en diminuer les temps de reconstruction.

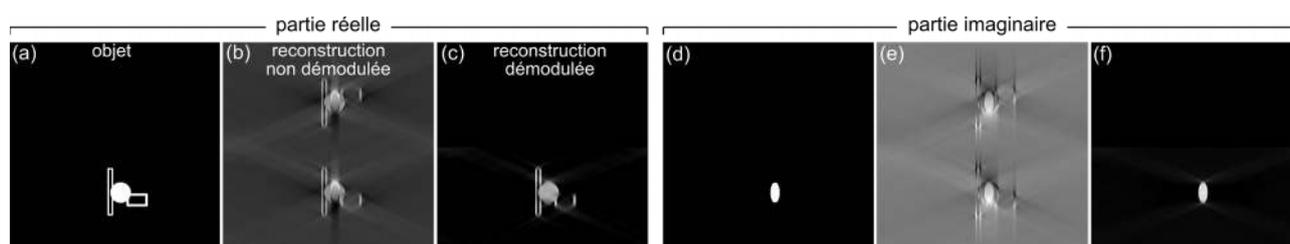


Figure 1 : Reconstruction obtenue grâce à la méthode de démodulation proposée en MTD assistée par miroir.

### RÉFÉRENCES

- [1] Park, Y., Depeursinge, C., and Popescu, G., "Quantitative phase imaging in biomedicine," *Nature Photonics* **12**(10), 578-589 (2018).
- [2] Yamaguchi, I. and Zhang, T., "Phase-shifting digital holography," *Optics Letters* **22**(16), 1268-1270 (1997).
- [3] Cuche, E., Marquet, P., and Depeursinge, C., "Spatial filtering for zero-order and twin-image elimination in digital off-axis holography," *Applied Optics* **39**(23), 4070-4075 (2000).
- [4] Li, J., Chen, Q., Zhang, J., Zhang, Z., Zhang, Y., and Zuo, C., "Optical diffraction tomography microscopy with transport of intensity equation using a light-emitting diode array," *Optics and Lasers in Engineering* **95**, 26-34 (2017).
- [5] Simon, B., Debailleul, M., Houkal, M., Ecoffet, C., Bailleul, J., Lambert, J., Spangenberg, A., Liu, H., Soppera, O., and Haeberlé, O., "Tomographic diffractive microscopy with isotropic resolution," *Optica* **4**(4), 460-463 (2017).
- [6] Mudry, E., Chaumet, P. C., Belkebir, K., Maire, G., and Sentenac, A., "Mirror-assisted tomographic diffractive microscopy with isotropic resolution," *Optics Letters* **35**(11), 1857-1859 (2010).

## Microscope Polarimétrique Multimodal Appliqué à l'Étude de la Réponse Optique de Microparticules Eclairées en Illumination Oblique

Thomas San Hyuk Yoo<sup>1</sup>, Andrea Fernández<sup>2</sup>, José Maria Saiz<sup>2</sup>, Razvigor Ossikovski<sup>1</sup>, Enric Garcia-Caurel<sup>1</sup>

<sup>1</sup> LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, 91128, Palaiseau, France

<sup>2</sup> Dpto. de Física Aplicada, Universidad de Cantabria, Avda. Los Castros s/n, 39005, Santander, Spain  
[enric.garcia-caurel@polytechnique.edu](mailto:enric.garcia-caurel@polytechnique.edu)

Nous présenterons la configuration optique et les principales caractéristiques d'un microscope polarimétrique multimodal développé récemment. Le microscope mesure la réponse optique polarimétrique des échantillons observés et la représente sous la forme de matrices de Mueller. L'instrument travaille dans le domaine visible, de 450 à 700 nm et la modulation de la polarisation est faite avec un générateur d'états de polarisation monté entre la source de lumière et l'objectif de microscope qui sert de condensateur. Le générateur d'états de polarisation est basé sur des retardateurs à cristaux liquides ferroélectriques. L'analyse de la polarisation se fait avec un analyseur d'états de polarisation analogue au générateur d'états de polarisation, mais monté entre l'objectif de microscope et le détecteur. Le microscope est doté d'une lentille de Bertrand escamotable qui permet une permutation rapide entre une imagerie dans le plan réel de l'échantillon et une imagerie de son espace réciproque (ou de Fourier) associé. Les bras d'illumination et d'analyse sont équipés d'un relais optique qui permet d'obtenir des images conjugués du plan objet réel et du plan de Fourier. Ceci permet l'insertion de masques d'intensité pour contrôler la direction et l'aperture, tant du faisceau d'illumination comme du faisceau d'analyse. Le choix de différents masques permet la réalisation de différents modes d'imagerie (champ clair, sombre...) dans le plan ou réel ou de Fourier. Nous illustrons les possibilités techniques de ce microscope en discutant la réponse optique d'un ensemble de particules micrométriques lorsqu'elles sont éclairées en incidence oblique. Le résultat le plus remarquable de cette étude est l'apparition d'une activité optique apparente qui est sensible à la taille et à la forme des particules mesurées. Nous montrerons ainsi une approche non-conventionnelle et innovante pour la métrologie optique tridimensionnelle. Les résultats expérimentaux ont été validés à l'aide de simulations numériques basées sur la méthode FDTD (Finite-Difference Time-Domain).

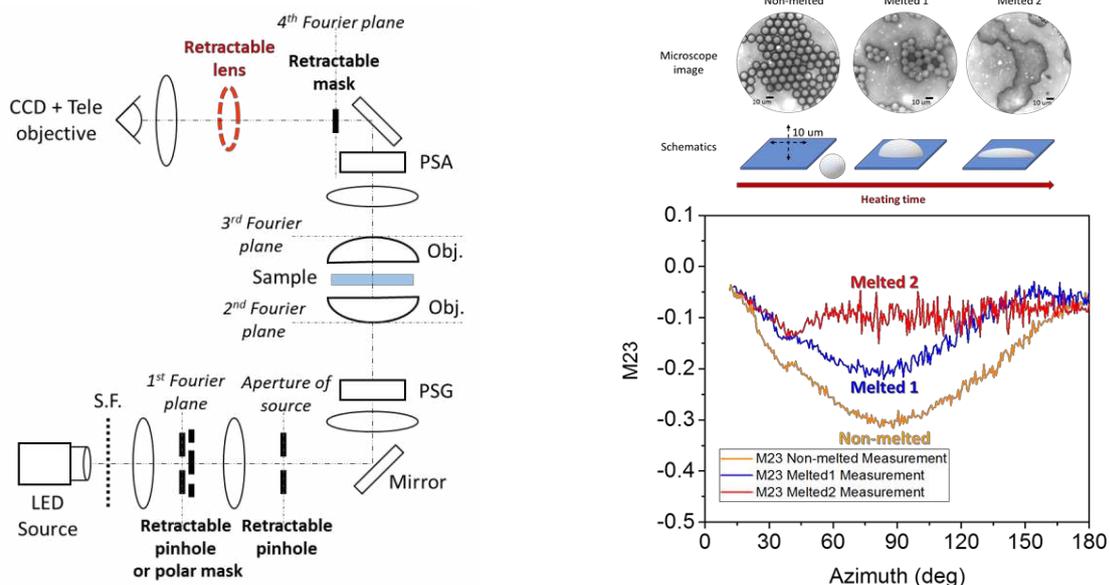


Figure 1 : Schéma simplifié montrant la configuration optique du microscope polarimétrique multimodal (Gauche).

Image en transmission de trois types de microparticules imagés avec le microscope polarimétrique. La forme des particules est sphérique, ou sphéroïdale. L'activité optique apparente représentée par l'élément [2,3] de la matrice de Mueller différentielle associée à chaque type de particule, montre une claire sensibilité à la forme des microparticules.

## Segmentation-déconvolution d’images texturées: gestion des incertitudes par une approche bayésienne hiérarchique et un échantillonnage stochastique

Jean-François Giovannelli et Cornelia Vacar

*Laboratoire IMS (Univ. Bordeaux – CNRS – BINP)*

Giova@IMS-Bordeaux.fr

La présentation concerne la déconvolution-segmentation conjointe pour des images présentant des textures orientées. Les images sont constituées de régions présentant des patches de textures appartenant à un ensemble de  $K$  classes prédéfinies. Chaque classe est modélisée par un champ gaussien piloté par une densité spectrale de puissance paramétrique de paramètres inconnus. Par ailleurs, les labels de classes sont modélisés par un champ de Potts de paramètre est également inconnu. La méthode repose sur une description hiérarchique et une stratégie d’estimation conjointement des labels, des  $K$  images texturées, ainsi que des hyperparamètres : niveaux du bruit et des images ainsi que paramètres de texture et du champ de Potts. La stratégie permet de définir des estimateurs optimaux au sens d’un risque joint : maximiseur ou moyenne a posteriori selon les paramètres. Ils sont évalués numériquement à partir d’échantillons de loi a posteriori, eux-mêmes obtenus par un algorithme de Gibbs par bloc. Deux des étapes sont délicates : (1) le tirage des images texturées, gaussiennes de grande dimension, est réalisé par un algorithme de Perturbation-Optimization [1] et (2) le tirage des paramètres des images texturées obtenu par une étape de Fisher Metropolis-Hastings [2]. On donnera plusieurs illustrations numériques notamment en terme de quantification des incertitudes (voir les figures ci-après). Le travail est en cours de publication [3].

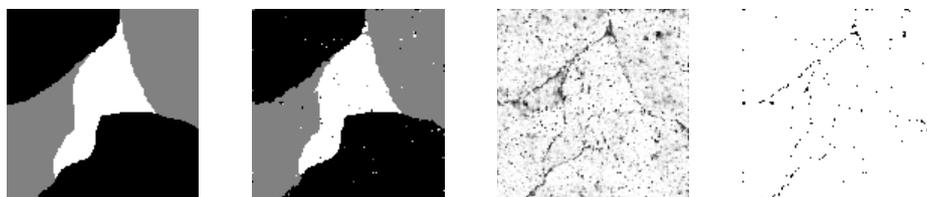


Fig. 1 : Labels, de gauche à droite : vrais et estimés puis probabilité du label sélectionné et erreur de classification.

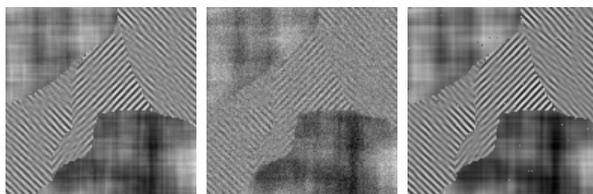


Fig. 2 : Images, de gauche à droite : vraie, observée et estimée.

### RÉFÉRENCES

- [1] F. Orieux, O. Féron, and J.-F. Giovannelli, “Sampling high-dimensional Gaussian fields for general linear inverse problem,” *IEEE Signal Proc. Let.*, vol. 19, pp. 251–254, mai 2012.
- [2] C. Vacar, J.-F. Giovannelli, and Y. Berthoumieu, “Langevin and Hessian with Fisher approximation stochastic sampling for parameter estimation of structured covariance,” in *Proc. IEEE ICASSP*, (Prague, Czech Republic), pp. 3964–3967, mai 2011.
- [3] C. Vacar and J.-F. Giovannelli, “Unsupervised joint deconvolution and segmentation method for textured images : A Bayesian approach and an advanced sampling algorithm,” à paraître dans *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2018.

## De l'ombre des satellites à leur image : le projet COSTELLO

Olivier Herscovici-Schiller<sup>1</sup>, Frédéric Cassaing<sup>2</sup>, Pierre-Emmanuel Haensler<sup>1</sup>,  
Laurent Mugnier<sup>2</sup>, Baptiste Levasseur<sup>1</sup>, Sébastien Reynaud<sup>1</sup>

<sup>1</sup> DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, F-91123 Palaiseau – France

<sup>2</sup> DOTA, ONERA, Université Paris-Saclay, F-92322 Châtillon – France

olivier.herscovici@onera.fr

Les satellites en orbite haute jouent un rôle essentiel pour de nombreuses activités, par exemple les télécommunications ou la météorologie. Une fois placés sur orbite, il est très difficile d'obtenir des images de ces satellites depuis le sol. En effet, les plus grands télescopes astronomiques munis des meilleures optiques adaptatives résoudre à peine des objets de quelques dizaines de mètres placés à une altitude de quelques dizaines de milliers kilomètres. Une des rares méthodes qui permettent d'estimer la forme du satellite est l'imagerie d'ombre (*shadow imaging*) [1]. Cette méthode, héritée des occultations utilisées en astronomie [2], consiste à observer le passage de l'ombre d'un objet qui occulte une étoile pour déterminer des informations sur l'objet.

Cette technique présente des difficultés particulières. D'une part, il faut parvenir à aligner avec une très grande précision une étoile, le satellite et le moyen d'observation. Cela suppose des capacités d'observation et de prédiction de trajectoire afin de déterminer la date et le lieu de l'observation. D'autre part, il faut pouvoir, à partir de l'observation de l'ombre, inverser un modèle de propagation du champ électromagnétique pour remonter à la forme du satellite.

Au cours de cet exposé, nous présenterons le principe de l'imagerie d'ombre [3] et la technique de pistage retenue pour prédire l'occultation. Nous décrirons le modèle de propagation du champ électromagnétique et la méthode d'inversion retenue. Nous présenterons les premiers résultats de simulations. Enfin, nous présenterons la campagne d'expériences qui aura lieu cet été.

### RÉFÉRENCES

- [1] R. H. Burns, V. Gamiz, J. J. Dolne, J. Lambert, and S. Long, "Shadow imaging of GEO satellites," in *Unconventional Imaging*, vol. 5896, p. 58960C, International Society for Optics and Photonics, Aug. 2005.
- [2] J. L. Elliot, "Stellar occultation studies of the solar system," *Annual review of Astronomy and Astrophysics*, vol. 17, no. 1, pp. 445–475, 1979.
- [3] D. M. Douglas, *Shadow Imaging of Geosynchronous Satellites*. PhD thesis, 2014.

## Particle Filtering for Online Space-Varying Blur Identification

Yunshi Huang<sup>1</sup>, Émilie Chouzenoux<sup>1</sup>, Víctor Elvira<sup>2</sup>

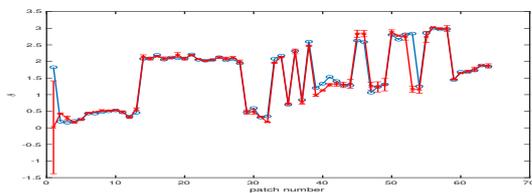
<sup>1</sup> CVN, INRIA Saclay, CentraleSupélec (France)

<sup>2</sup> IMT Lille Douai & CRIStal (UMR CNRS 9189), Villeneuve d'Ascq (France)

**Problem Statement.** Optical images such as fluorescence microscope images and astronomical images often suffer from spatially variant blur [1]. Identifying the blur parameters from the observation of calibrated objects (e.g. microspheres, distant stars, resolution charts) is a challenging inverse problem. Assume that we are given a clean image  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^P$  and its blurry noisy version  $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^P$ , decomposed into  $T$  possibly overlapped patches. For each patch index  $t \in \{1, \dots, T\}$ , we have  $\mathbf{y}_t = \mathbf{X}_t \mathbf{h}_t + \mathbf{n}_t$ , with  $(\mathbf{y}_t)_{1 \leq t \leq T} \in \mathbb{R}^P$  the set of blurry noisy patches,  $(\mathbf{X}_t)_{1 \leq t \leq T} \in \mathbb{R}^{P \times L}$  the suitable block circulant matrices related to  $\mathbf{x}$  encoding the 2D convolution operator,  $(\mathbf{n}_t)_{1 \leq t \leq T} \in \mathbb{R}^P$  the additive noise, and  $(\mathbf{h}_t)_{1 \leq t \leq T}$  the set of unknown blur kernels that are to be estimated. Here, we consider a parametric model for the blur kernels given by  $\mathbf{h}_t = h(\boldsymbol{\rho}_t)$  with  $h(\cdot)$  a known function (e.g. modeling a Gaussian PSF shape) and  $\boldsymbol{\rho}_t \in \mathbb{R}^S$  the sought parameters. The aim of this work is to probabilistically estimate sequentially the posterior distribution  $p(\boldsymbol{\rho}_t | \mathbf{y}_t, \mathbf{X}_t)$  for each patch  $t$ .

**Proposed method.** We consider the Markovian state-space model given by  $p(\boldsymbol{\rho}_0), p(\boldsymbol{\rho}_t | \boldsymbol{\rho}_{t-1}), p(\mathbf{y}_t | \boldsymbol{\rho}_t, \mathbf{X}_t)$ , denoting the prior distribution of the state, the state model, and the observation model, respectively. Since the resulting state-space model is non-linear, we propose a particle filtering approach [2] (a.k.a. sequential Monte Carlo) to approximate the intractable posterior distribution in an online manner by a set of  $M$  weighted particles (samples). As an example, we propose a specific state-space model that accounts for the smoothness along the neighboring kernels. Our model relies on the assumption that the kernels are described by orientation and scale parameters  $\boldsymbol{\rho}_t = [\theta_t, s_t]$ , with  $\theta_t \in \mathbb{R}$  and  $s_t \in (0, +\infty)^2$ , such that the parameters of two neighboring patches only differ by a small change.

**Experimental results.** Our results in different scenarios illustrate the good performance of the approach. Figure (a) shows the great tracking ability as well as the uncertainty quantification provided by our method. Figure (b) displays the good estimation of the original kernel map obtained by our proposed algorithm, especially compared to Importance Sampling method (IS), in which the posterior of each patch is built independently as its likelihood times the prior.



(a) Mean and variance estimate of orientation parameters  $(\theta)_{1 \leq t \leq T}$  using our algorithm (red) compared to the original parameters generated using the state-space model (blue).



(b) Original kernels generated using a realistic space varying model (left), restored kernels with our algorithm (middle) or IS (right).

### REFERENCE

- [1] A. Chakrabarti, T. Zickler, and W. T. Freeman, “Analyzing spatially-varying blur,” in *2010 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 2512–2519, San Francisco, CA, 2010.
- [2] P. M. Djurić, J. H. Kotecha, J. Zhang, Y. Huang, T. Ghirmai, M. F. Bugallo, and J. Míguez, “Particle filtering,” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 20, pp. 19–38, September 2003.

## Adaptive optics light-sheet microscopy of the drosophila brain using direct wavefront sensing without any guide star

Antoine Hubert<sup>1,2</sup>, Fabrice Harms<sup>1</sup>, Rémy Juvenal<sup>1</sup>, Vincent Loriette<sup>2</sup>, Cynthia Veilly<sup>1</sup>, Guillaume Dovillaire<sup>1</sup>, Xavier Levecq<sup>1</sup>, Georges Farkouh<sup>3</sup>, Laurent Bourdieu<sup>4</sup>, François Rouyer<sup>3</sup>, Alexandra Fragola<sup>2</sup>,

<sup>1</sup> *Imagine Optic, 18 rue Charles de Gaulle, 91 400 Orsay, France*

<sup>2</sup> *LPEM - ESPCI, 10 rue Vauquelin, 75 005 Paris, France*

<sup>3</sup> *Institut des Neurosciences Paris-Saclay, 91 190 Gif-Sur-Yvette, France*

<sup>4</sup> *Institut de Biologie de l'Ecole Normale Supérieure, 75 005 Paris, France*

[antoine.hubert@espci.fr](mailto:antoine.hubert@espci.fr)

When targeting neuroimaging of neuronal networks in live specimens with high temporal and spatial resolution, Light-Sheet Fluorescence Microscopy (LSFM) has demonstrated its capability to provide enhanced signal to noise ratio (SNR) while decreasing toxicity and photobleaching. However, imaging neuronal networks is still a challenge since fluorescence variations induced by neuronal activity is weak and imaging depth is still limited. Adaptive Optics (AO) has shown its ability to increase signal, resolution and imaging depth in LSFM, with best in-vivo performance achieved through direct wavefront (WF) sensing typically using a Hartmann-Shack WF sensor [1]. However, a couple of parameters, such as the availability of a guide star or limited scattering along the optical path, either drive optimal AO performance (e.g. regarding speed or gain in image quality) or impose complex AO implementation, including the use of fluorescent beads inside the sample [2].

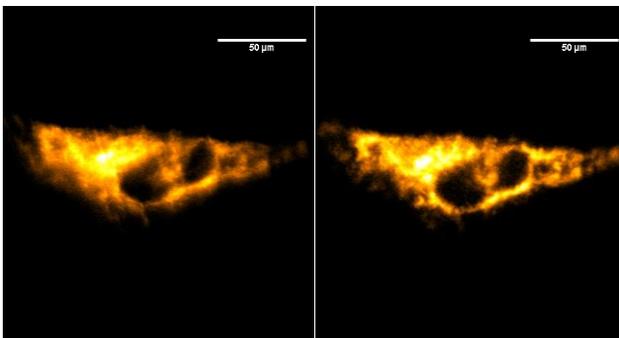


Figure 1: Living HeLa cell labeled with MitoTrackerGreen (MTG), (left) without AO (right) with AO

We propose here a new WF sensing approach optimized for LSFM, based on the use of a Hartmann-Shack sensor specifically designed for extended scenes, providing  $\lambda/50$  accuracy without the need for a guide star. Such devices have been proposed for astronomy [3] and recently for LSFM [4], with no demonstration of closed-loop performance or image quality enhancement. Parameters driving the design and WF measurement accuracy will be presented and discussed. For the first time, we present closed-loop AO-LSFM imaging of living cells and drosophila brain, demonstrating significant SNR improvement

with minimal instrumental complexity. We will also discuss the adaptability of the approach to various microscopy modalities, as well as strategies to enlarge the corrected field-of-view.

### RÉFÉRENCES

- [1] T.L. Liu *et al.*, “Observing the cell in its native state: Imaging subcellular dynamics in multicellular organisms,” *Science* **360**(6380), eeaq1392 (2018)
- [2] R. Jorand, “Deep and clear optical imaging of thick inhomogeneous samples,” *PLoS ONE*, **7**(4), e35795 (2012)
- [3] T.R. Rimmele and R.R. Radick, “Solar adaptive optics at the National Solar Observatory,” *Proc. SPIE*, **3353**, 72, (1998)
- [4] K. Lawrence *et al.*, “Scene-based Shack-Hartmann wavefront sensor for light-sheet microscopy,” *Adaptive Optics and Wavefront Control for Biological Systems IV* (International Society for Optics and Photonics, 2018), **10502**, p. 10502B (2018)

## Reconstruction super-résolue et sectionnée optiquement pour l'imagerie rétinienne par illumination structurée

Y. Lai-Tim<sup>1,2</sup>, L. Mugnier<sup>1</sup>, F. Orieux<sup>3</sup>, R. Baena-Gallé<sup>4,5</sup>, M. Paques<sup>2</sup>, S. Meimon<sup>1</sup>

<sup>1</sup> DOTA, ONERA, Université Paris Saclay, F-91123 Palaiseau, France

<sup>2</sup> CIC 1423, INSERM, Quinze-Vingts Hospital, Paris, France

<sup>3</sup> L2S (Univ. Paris-Sud, CNRS CentraleSupélec, Université Paris-Saclay), Gif-sur-Yvette, France

<sup>4</sup> Instituto de Astrofísica de Canarias, c Vía Láctea s/n, 38205, La Laguna, Tenerife, Espagne

<sup>5</sup> Departamento de Astrofísica, Universidad de La Laguna, 38205, La Laguna, Tenerife, Espagne

yann.lai-tim@onera.fr

L'illumination structurée est une technique utilisée en microscopie plein champ afin d'extraire une tranche de l'objet (sectionnement optique) [1] et d'obtenir de la super-résolution [2]. Elle consiste à projeter sur l'échantillon observé un motif d'illumination structuré généralement périodique. Ceci a pour effet d'introduire par repliement spectral des informations hautes-fréquences de l'objet à l'intérieur du support de la fonction de transfert optique du système, ce qui élargit ainsi le support fréquentiel observable. Le motif d'illumination permet en outre de discriminer la couche focalisée des couches défocalisées. Il est alors possible à partir de plusieurs images acquises pour différentes positions et orientations du motif de reconstruire numériquement la tranche focalisée de l'objet avec une résolution accrue par rapport à un système d'imagerie plein champ.

Dans cette communication, nous nous intéressons à l'application de l'illumination structurée à l'imagerie rétinienne *in-vivo*. Le gain en résolution latérale et axiale apporté par l'illumination structurée nous donne de nouveaux outils pour l'étude des structures et fonctions rétiniennes. Les méthodes de reconstruction par illumination structurée couramment utilisées en microscopie [1, 2] supposent un objet statique et un contrôle précis de la position du motif. Elles ne conviennent donc pas à l'imagerie rétinienne *in-vivo* où les mouvements oculaires entraînent des déplacements de la rétine. L'application de l'illumination structurée à l'imagerie rétinienne a été proposée par quelques auteurs [3, 4] mais aucun résultat expérimental n'a été publié.

Nous proposons une méthode de reconstruction fondée sur une approche "Problème inverse" qui permet d'obtenir conjointement super-résolution et sectionnement optique tout en minimisant l'amplification du bruit. Notre méthode repose sur un modèle physique multi-couches de la formation d'images rétiniennes, proposé initialement par [5] qui prend en compte la nature 3D de la rétine et les mouvements aléatoires de la rétine. Les différents paramètres du modèle (PSFs, motifs d'illumination, mouvements oculaires [6]) sont d'abord calibrés et estimés. Nous reconstruisons ensuite par minimisation d'un critère MAP la couche focalisée de la rétine. Nous validons notre méthode par simulation et sur des données expérimentales de microscopie [7].

### RÉFÉRENCES

- [1] M. A. A. Neil, R. Juskaitis, and T. Wilson, "Method of obtaining optical sectioning by using structured light in a conventional microscope," *Optics Letters*, vol. 22, pp. 1905–1907, Dec. 1997.
- [2] M. Gustafsson, "Surpassing the lateral resolution limit by a factor of two using structured illumination microscopy. Short communication," *Journal of microscopy*, vol. 198, pp. 82–7, June 2000.
- [3] S. A. Shroff, J. R. Fienup, and D. R. Williams, "Lateral superresolution using a posteriori phase shift estimation for a moving object : experimental results," *JOSA A*, vol. 27, pp. 1770–1782, Aug. 2010.
- [4] S. Gruppetta and S. Chetty, "Theoretical study of multispectral structured illumination for depth resolved imaging of non-stationary objects : focus on retinal imaging," *Biomedical Optics Express*, vol. 2, pp. 255–263, Feb. 2011.
- [5] R. Baena-Gallé, L. M. Mugnier, and F. Orieux, "Optical sectioning with structured illumination microscopy for retinal imaging : inverse problem approach," in *26ème Colloque sur le Traitement du Signal et des Images*, GRETSI, Sept. 2017.
- [6] L. Blanco, L. M. Mugnier, A. M. Bonnefois, and M. Paques, "Registration and restoration of Adaptive-Optics corrected retinal images," in *2014 International Workshop on Computational Intelligence for Multimedia Understanding (IWCIM)*, pp. 1–5, Nov. 2014.
- [7] M. Muller, V. Monkemoller, S. Hennig, W. Hubner, and T. Huser, "Open-source image reconstruction of super-resolution structured illumination microscopy data in ImageJ," *Nature Communications*, vol. 7, p. 10980, Mar. 2016.

## Prétraitement d'images acquises de jour et de nuit par différents capteurs

Sylvie Lelandais<sup>1</sup>, Christophe Montagne<sup>1</sup> and Justin Plantier<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> IBISC, Univ Evry, Université Paris Saclay, 91020 Evry, France

<sup>2</sup> Département NSCo, IRBA, BP 73, Brétigny sur Orge Cedex, 91223 France

[Sylvie.lelandaisbonade@univ-evry.fr](mailto:Sylvie.lelandaisbonade@univ-evry.fr)

**Mots-clés:** capteur d'images, image infrarouge, intensificateur de lumière, décomposition en ondelettes, fréquences spatiales.

L'objectif de ce travail est de répondre à la question : « Comment est-il possible d'obtenir un résultat optimal pour un traitement d'images donné, à partir d'images de la même scène acquises dans différentes conditions : avec des luminosités différentes et des capteurs différents ». En effet, dans un certain nombre de tâches, qu'elles soient militaires ou de vidéo-surveillance par exemple, un opérateur humain analyse les informations présentes dans l'image pour prendre une décision. Le contenu de l'image et sa perception par l'opérateur, peuvent être très différents selon les conditions d'acquisition (capteur, éclairage). Etre capable de présenter une image présentant des caractéristiques proches est donc un facteur d'amélioration de la décision finale. Nous avons pu montrer qu'il était possible d'atteindre cet objectif et d'utiliser le même type de traitement d'images conduisant à des résultats comparables et ce quel que soit le capteur utilisé pour l'acquisition ou le moment de l'acquisition. Nous utilisons pour cela une décomposition en ondelettes des images au moyen d'une fonction de type « Différence de Gaussiennes – DOG ». A l'issue de cette décomposition nous recherchons, pour chaque condition d'acquisition, quelle est l'échelle la plus appropriée à la mise en œuvre d'un traitement d'images donné. Les traitements d'images testés sont la binarisation et l'extraction de contours. Trois capteurs différents ont été utilisés pour acquérir les images de la base de données :

- Un caméscope standard SONY HDR-CX700 qui procure des images de taille 1920 x 1080 pixels dans le spectre visible, utilisé pour les enregistrements de jour;
- Un tube intensificateur de lumière de 3<sup>ème</sup> génération, ITT WS375, couplé avec le caméscope SONY HDR-CX700, utilisé pour les enregistrements de nuit;
- Une caméra infrarouge FLIR SR-Series procurant des images de taille 720 x 576 pixels, utilisée pour les enregistrements de jour et de nuit.

La figure 1 donne un exemple des images acquises dans les quatre conditions potentielles.

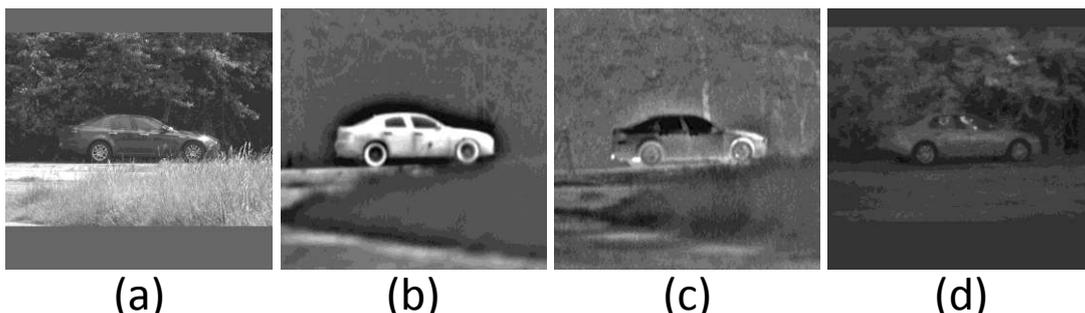


Figure 1: Images présentant un même véhicule dans une même position, obtenues à partir des quatre conditions d'acquisition possibles. (a) Caméscope SONY de jour – (b) Caméra Infrarouge de jour – (c) Caméra Infrarouge de nuit – (d) Tube intensificateur de lumière et caméscope SONY de nuit.

En conclusion, on constate que ce sont les échelles intermédiaires, correspondant aux fréquences spatiales moyennes, qui permettent d'obtenir des résultats similaires, quel que soit les conditions d'éclairage ou le capteur utilisé lors de l'enregistrement des images.

### REFERENCES

- [1] Plantier J. and Menu J. P. (1992). Visual contrast and image quantification from wavelet theory. Fourteenth Int. Conf. of IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc., Paris, pp. 1586-1587.
- [2] Toet A. & Franken E. (2003). Perceptual evaluation of different image fusion schemes. Displays, Vol. 24, N°1, pp. 25–37

Antonio Lorente Mur<sup>1</sup>, Jérémy Cohen<sup>2</sup>, Nicolas Ducros<sup>1</sup><sup>1</sup> Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F69621, Villeurbanne<sup>2</sup> Univ Rennes, Inria, CNRS, IRISA, Rennes, Franceantonio.lorente-mur@creatis.insa-lyon.fr, nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr,  
jeremy.cohen@irisa.fr

L'imagerie optique conventionnelle repose sur des matrices de détecteurs à haute résolution spatiale. Cependant, pour certains capteurs sophistiqués (hyperspectraux, résolus en temps), l'assemblage de telles matrices est coûteux voire impossible. Dans ce cas, l'imagerie mono-pixel qui ne nécessite qu'un capteur ponctuel peut représenter une alternative séduisante [1].

L'imagerie mono-pixel mesure de façon expérimentale le produit scalaire entre la scène et des motifs de modulation choisis par l'expérimentateur. L'image de la scène est ensuite reconstruite par des algorithmes dédiés [1]. On peut choisir les motifs de modulation comme étant les fonctions de base d'une transformée (en ondelettes par exemple) de façon à bénéficier d'algorithmes de reconstruction rapides.

Bien que la plupart des algorithmes de reconstruction supposent des motifs à valeurs positives et négatives, les modulateurs spatiaux de lumière peuvent seulement implémenter des motifs positifs. On sépare donc en pratique les motifs en deux jeux, l'un contenant la partie positive des motifs et l'autre la partie négative. Les mesures obtenues pour chaque jeu sont ensuite soustraites pour remonter aux mesures souhaitées. Malheureusement, il est nécessaire de faire deux mesures par motif souhaité, ce qui limite la cadence d'imagerie.

Récemment, la méthode de généralisation de motifs a été introduite pour pallier cette limite [2]. L'idée sous-jacente est de chercher les motifs souhaités comme une combinaison linéaire de motifs à valeur positive. Dans 2, les auteurs résolvent un problème de factorisation semi-positive par le biais d'algorithmes d'optimisation coûteux en temps de calcul. Ceci engendre deux problèmes majeurs : une telle implémentation n'est pas réalisable en temps réel et l'algorithme d'optimisation introduit une erreur de factorisation qui peut être à l'origine d'artefacts de reconstruction.

S'inspirant de [3], nous proposons ici un ensemble de solutions analytiques au problème de généralisation de motifs. Tout comme dans 2, nos solutions ne nécessitent que  $I + 1$  mesures pour faire l'acquisition de  $I$  motif souhaités cependant, au contraire de 2, notre factorisation est exacte et elle bénéficie d'une implémentation rapide.

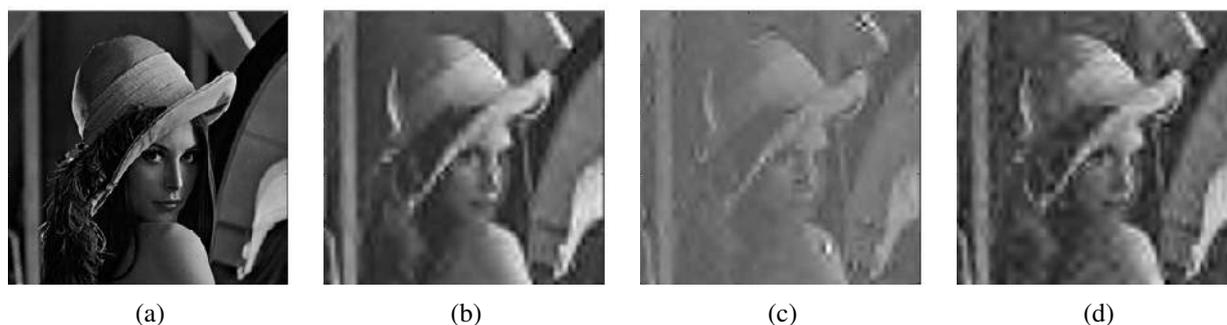


FIGURE 1: Comparaison des différentes méthodes d'acquisition de mesures mono-pixel. **a)** Vérité terrain, **b)** séparation de motifs, **c)** factorisation inexacte [2], **d)** factorisation proposée.

## RÉFÉRENCES

- [1] M. Duarte, M. Davenport, D. Takhar, J. Laska, T. Sun, K. Kelly, and R. Baraniuk, "Single-pixel imaging via compressive sampling," *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 25, pp. 83–91, March 2008.
- [2] F. Rousset, F. Peyrin, and N. Ducros, "A semi nonnegative matrix factorization technique for pattern generalization in single-pixel imaging," *IEEE Transactions on Computational Imaging*, vol. 4, pp. 284–294, June 2018.
- [3] N. Gillis and A. Kumar, "Exact and heuristic algorithms for semi-nonnegative matrix factorization," *SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications*, vol. 36, no. 4, pp. 1404–1424, 2015.

## 3D high resolution retinal imaging using Full-Field Optical Coherence and Incoherence Tomography

Pedro Mecê<sup>1</sup>, Kate Grieve<sup>2</sup>, Michel Paques<sup>2</sup>, Serge Meimon<sup>3</sup>, Claude Boccara<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut Langevin, ESPCI Paris, Université PSL, Paris, France

<sup>2</sup> Hôpital des Quinze-Vingts, Institut de la Vision, Paris, France

<sup>3</sup> ONERA, the French Aerospace Lab, Châtillon, France

pedro.mece@espci.fr

The retina is the only optically accessible neurovascular network in the human body. Indeed, the neurovascular network of the retina, shielded by optically transparent organs (cornea, lens, vitreous), is an integral part of the brain, sharing many anatomical and functional similarities. As a result, the quest for the highest possible resolution and contrast in the retina has triggered a whole field of research, with two major milestones : the invention of Optical Coherence Tomography (OCT), enabling to achieve a higher axial resolution, and the adaptation of Adaptive Optics (AO) to retinal imaging, enabling to achieve a higher lateral resolution.

To achieve a 3D high-resolution retinal imaging, a great effort has been done to couple OCT with AO. However, since this technique is based on a point-by-point scanning, the system complexity increased and heavier post-processing procedures are necessary to achieve volumetric data, making it difficult to transfer them into clinics. In this paper, we introduce two plane-by-plane imaging techniques to achieve 3D high-resolution volumetric data with lower complexity since just a depth scanning is needed : Full-Field Time-Domain OCT (FF-TD-OCT) and Full-Field Optical Incoherence Tomography (OIT).

FF-TD-OCT [1] combines high-NA microscope objectives in a Linnik interferometer and the coherence sectioning of a broadband source. Moreover, we have demonstrated that the use of spatially incoherent illumination offers a valuable advantage compared to OCTs using spatially coherent illumination : the lateral resolution is almost insensitive to ocular aberrations that only affect the FF-TD-OCT signal level, i.e. signal to noise ratio (SNR). Figure 1(A) shows an en-face image of the retina photoreceptors obtained without AO.

The OIT [2] is a non-interferometric technique that enables to generate tomographic retinal cross-sections with incoherent imaging systems (see Fig. 1 for an example). This technique can be employed in different imaging techniques (conventional or scanning) for various imaging modalities (bright-field, confocal, non-confocal, dark-field, motion contrast), without extra hardware, in order to view cross-sectional information in non-multimodal systems, and guide axial positioning, improving imaging and therapeutic protocols.

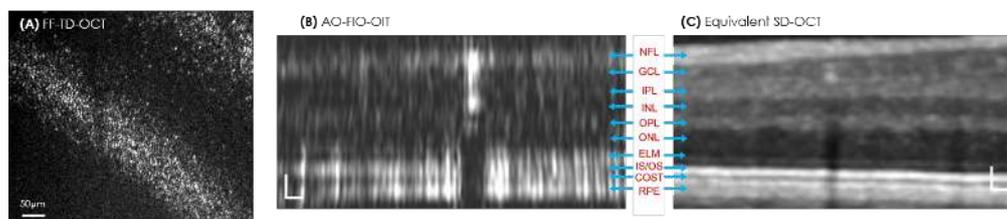


Fig. 1 : (A) En-face image of photoreceptors using FF-TD-OCT without AO. (B) Tomographic retinal cross-section obtained via OIT in an AO-Flood illumination Ophthalmoscope (AO-FIO) and (C) the equivalent OCT cross-section for comparison. All retinal layers can be identified.

### REFERENCES

- [1] P. Xiao, V. Mazlin, K. Grieve, J.-A. Sahel, M. Fink, and A. C. Boccara, “In vivo high-resolution human retinal imaging with wavefront-correctionless full-field oct,” *Optica*, vol. 5, no. 4, pp. 409–412, 2018.
- [2] P. Mecê, E. Gofas Salas, C. Petit, K. Grieve, C. Chabrier, M. Paques, and S. Meimon, “High ao-loop rate improves axial resolution in ao ophthalmoscopes,” *ARVO, imaging in the eye conference 2018*, p. DOI : 10.13140/RG.2.2.35519.61600, 2018.

## Haute résolution optique pour les spécimens non marqués

Fabien Momey<sup>1</sup>, Nicolas Verrier<sup>2</sup>, Marc Ruff<sup>3</sup>, Corinne Fournier<sup>1</sup>, Olivier Haeberlé<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, UJM-Saint-Étienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F-42023, Saint-Étienne, France

<sup>2</sup> Institut de Recherche en Informatique, Automatique, Automatique et Signal IRIMAS – EA7499  
Université de Haute-Alsace (UHA), 61 rue Albert Camus F-68093 Mulhouse Cedex, France

<sup>3</sup> Université de Strasbourg, CNRS UMR7104, INSERM U1258, Institut de Génétique et de Biologie Moléculaire et Cellulaire, Illkirch, France.

[olivier.haeberle@uha.fr](mailto:olivier.haeberle@uha.fr)

L'imagerie microscopique est devenue un outil essentiel dans l'étude de phénomènes biologiques à l'échelle cellulaire, grâce à son potentiel à imager des spécimens vivants (imagerie fonctionnelle). La microscopie de fluorescence constitue à l'heure actuelle la technique de référence (e.g. imagerie 3D super-résolue PALM, STED, STORM) mais requiert le marquage fluorescent des échantillons. Celui-ci peut induire un biais observationnel dû à la perturbation des organismes marqués par ces substances (phototoxicité). On constate donc depuis quelques années un regain d'intérêt pour les techniques sans marquage (SHG-THG, Raman, CARS, Phase/microscopie holographique).

La microscopie tomographique diffractive (TDM) est une technique d'imagerie quantitative super-résolue et sans marquage qui donne accès à la cartographie 3D de l'indice de réfraction de l'échantillon [1-6]. Récemment, des études biologiques basées sur l'utilisation de la TDM (ou équivalent) ont été menées avec succès [7-11], sur des globules rouges [1], des pollens [8] ou encore en caractérisation de cellules cancéreuses.

Nous présentons ici un nouveau projet ANR HORUS, ayant pour but l'étude du virus VIH. Ce projet pose un défi supplémentaire, du fait de la très haute résolution requise et de la nécessité de localiser précisément les virus dans les cellules. De premiers résultats prometteurs ont déjà été publiés par l'IRIMAS, montrant que l'infection virale pouvait effectivement être détectée grâce à la TDM (Fig. 1). Cependant, ces résultats ont été obtenus sur cellules fixées [12]. Le premier objectif de notre projet est l'adaptation et l'amélioration de la technique TDM à l'imagerie de virus à l'intérieur de cellules vivantes, soit à l'échelle de la dizaine à la centaine de nanomètres. Le deuxième objectif du projet est d'améliorer les méthodes de reconstruction pour s'affranchir de certaines hypothèses utilisées (e.g. approximation de Born [13]) qui limite la validité des reconstructions à des échantillons simples.

Le troisième défi du projet sera d'élaborer des solutions instrumentales et algorithmiques pour réduire le nombre d'images acquises, pour réduire le temps de calcul, tout en préservant la « qualité » des reconstructions.

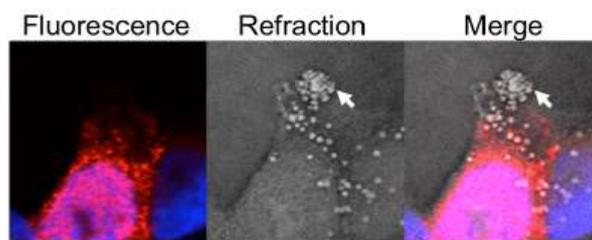


Figure 1 : Cellules A549 infectées par un virus influenza H3N2 [15]. À gauche : image au microscope confocal (fluorescence). En rouge : Immunomarquage de la nucléoprotéine virale. En bleu : marquage DAPI. Au centre : reconstruction TDM. À droite : fusion des 2 images. Les flèches blanches indiquent des petits points ronds assimilés à des particules virales.

## REFERENCES

- [1] Y. Park, *et al.* Opt. Expr., 14, p. 8263 (2006)  
 [2] M. Debailleul, *et al.* Meas. Sci. Technol. 19, p. 074009 (2008)  
 [3] Y. Sung, *et al.* Opt. Expr. 17, p. 266 (2009)  
 [4] O. Haeberlé, *et al.* J. Mod. Opt. 57, p. 686 (2010)  
 [5] T. Zhang, *et al.* Phys. Rev. Lett. 111, p. 243904 (2013)  
 [6] B. Simon, *et al.* Optica 4, p. 460 (2017)  
 [7] G. Kim, S.Y. Lee, S. Shin, and Y.K. Park, Scientific Reports 8, 1782 (2018)  
 [8] S.Y. Lee, *et al.*, Scientific Reports 7, 1039 (2017)  
 [9] A. Ali, *et al.*, Analytical Sciences 32, p. 125 (2016)  
 [10] M. E. Kandel, *et al.*, J. Biomed. Opt. 22, 066016 (2017)  
 [11] A. Evans, B. Bhaduri, G. Popescu, and A. Levine, PNAS 114, p. 2865 (2017)  
 [12] B. Simon, *et al.*, J. Biophoton. 3, p. 462 (2010)  
 [13] E. Wolf. Opt. Comm. 1, p. 153 (1)

## La microscopie assistée par microsphère

Paul C. Montgomery, Stéphane Perrin et Sylvain Lecler

Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube), UDS-CNRS, UMR 7357, 23 rue du Lœss, 67037 Strasbourg, France  
[paul.montgomery@unistra.fr](mailto:paul.montgomery@unistra.fr)

Parmi les différentes solutions qui existent pour augmenter la résolution en microscopie optique, la technique assistée par microsphères est très prometteuse pour la visualisation et la mesure de détails jusqu'à 100 nm. La méthode consiste à placer une microsphère de verre de quelques  $\mu\text{m}$  à quelques dizaines de  $\mu\text{m}$  de diamètre directement sur l'échantillon devant l'objectif (Fig. 1(a)). Une refocalisation permet de trouver une image virtuelle grossie et une résolution améliorée par un facteur de 3-4 fois. La technique a été d'abord appliquée en champ clair en 2011 [1], en holographie numérique en 2016 et puis en interférométrie [2-4]. Dans ce travail, nous présentons les résultats de nos propres études numériques des microsphères et expérimentales, en modes champ clair, champ sombre et interférométrique. Les propriétés des microsphères, en termes de formation d'images, ont été étudiées par des simulations électromagnétiques rigoureuses (Méthode par Éléments Finis, Comsol, Fig. 1(b)) [3-5].

Différents types d'échantillons ont été étudiés en imagerie par microsphère : des structures d'un CPU en micro-électronique par la microscopie en réflexion (Fig. 1(c)), des nano-plots d'Ag sur Si mesurés avec un interféromètre Leitz-Linnik (Fig. 1(d) [6] et des structures de fibres de nerfs myélines d'un cerveau de souris en mode champ sombre en transmission (Fig. 1(e)) [7]. Dans le cas de l'interférométrie, la procédure est rendue plus compliquée par la nécessité d'aligner le plan image avec le plan des franges en modifiant la différence entre les chemins optiques des deux bras de l'interféromètre. Ensuite la technique de saut de phase peut être employée, suivi par une correction numérique de l'aberration sphérique qui s'ajoute à la phase dû à la microsphère. Des études pour mieux comprendre le phénomène de super-résolution par microsphère sont en cours, aussi bien que le développement de solutions expérimentales pour porter la microsphère.

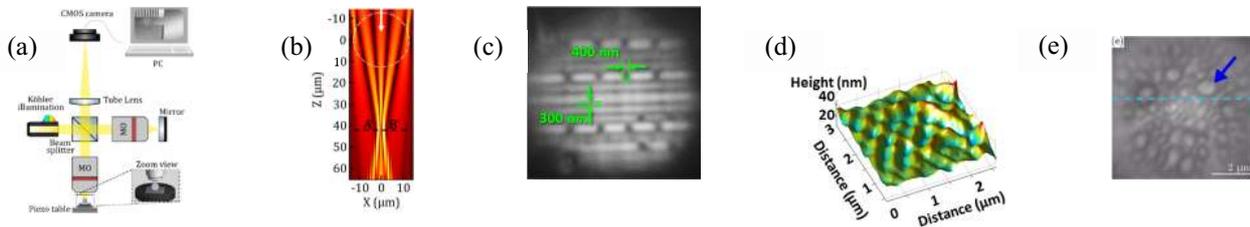


Figure 1 : (a) Microscope Linnik assisté par microsphère, (b) simulations de la réponse d'une microsphère à 2 sources ponctuelles, (c) structures micro-électroniques en réflexion, (d) rugosité des nano-plots d'Ag sur Si en réflexion par interférométrie et (e) fibres de nerfs myélines d'un cerveau de souris en mode champ sombre en transmission.

## REFERENCES

- [1] Wang Z., Guo W., Li L., Luk'yanchuk B., Khan A., Liu Z., Chen Z., & Hong M., "Optical virtual imaging at 50 nm lateral resolution with a white-light nanoscope" *Nat. Commun.* **2**, 218, 2011.
- [2] Wang F., Liu L., Yu P., Liu Z., Yu H., Wang Y. and Li W.J., "Three-Dimensional Super-Resolution Morphology by Near-Field Assisted White-Light Interferometry", *Nat. Sci Rep.* **6**, 24703, 2016.
- [3] Kassamakov I., Lecler S., Nolvi A., Leong-Hoï A., Montgomery P. and Hæggröm E., "3D Super-Resolution Optical Profiling Using Microsphere Enhanced Mirau Interferometry", *Nat. Sci Rep.* **7**, 3683, 2017.
- [4] Perrin S., Leong-Hoï A., Lecler S., Pfeiffer P., Kassamakov I., Nolvi A., Hæggröm E. and Montgomery P., "Microsphere-assisted phase-shifting interferometry", *Applied Optics*, **56**, pp. 7249-7255, 2017.
- [5] Perrin S., Li H., Leong-Hoï A., Lecler S. & Montgomery P.C., "Illumination conditions in microsphere-assisted microscopy", *J. Microscopy* 2019 ; doi: [10.1111/jmi.12781](https://doi.org/10.1111/jmi.12781).
- [6] Leong-Hoï A., Hairaye C., Perrin S., Lecler S., Pfeiffer P. and Montgomery P., "High resolution microsphere-assisted interference microscopy for 3D characterization of nanomaterials", *Phys. Status Solidi A* **215**, 1700858, 2017.
- [7] Perrin S., Li H., Badu K., Comparon T., Quaranta G., Messaddeq N., Lemercier N., Montgomery P., Vonesch J.L. and Lecler S., "Transmission Microsphere-Assisted Dark-Field Microscopy", *Physica Status Solidi RRL* 2018 ; doi: [10.1002/pssr.201800445](https://doi.org/10.1002/pssr.201800445).

## Imagerie plasmonique à haute résolution sur surfaces d'or nanostructurées, application à l'imagerie cellulaire.

F.A. Banville<sup>1,2</sup>, Z. Khadir<sup>1,2</sup>, J. Moreau<sup>1</sup>, M. Besbes<sup>1</sup>, C. Collin<sup>1,2</sup>, M. Canva<sup>1,2</sup>, P. G. Charette<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Saclay, France

<sup>2</sup>Laboratoire Nanotechnologies Nanosystèmes, CNRS-Université de Sherbrooke, Canada

[Julien.moreau@institutoptique.fr](mailto:Julien.moreau@institutoptique.fr)

L'imagerie par résonance de plasmon de surface (SPRI) est une technique d'imagerie par ondes évanescentes qui permet l'étude de phénomènes de surface sans aucun marquage. Une application est notamment le suivi de films cellulaires où le caractère évanescent permet de visualiser les points focaux d'adhésion des cellules. Cependant, la résolution spatiale en SPRI est fortement limitée par la nature propagative des plasmons de surface dans le film d'or qui conduit à un flou dans les images plasmoniques qui peut atteindre 5 à 10 microns. Dans ce travail, nous montrons que l'utilisation de métasurfaces d'or avec une géométrie optimisée permet de générer des modes plasmoniques avec une propagation considérablement réduite[1]. Expérimentalement, des images plasmonique avec une résolution micrométrique ont été obtenues sur surfaces d'or nanostructurées fabriquées par nano-impression. Nous avons ensuite démontré que ces métasurfaces permettaient de mesurer la confluence d'une couche de cellules endothéliales avec une bien meilleure précision que les films d'or classiques, grâce à la très haute résolution des images.

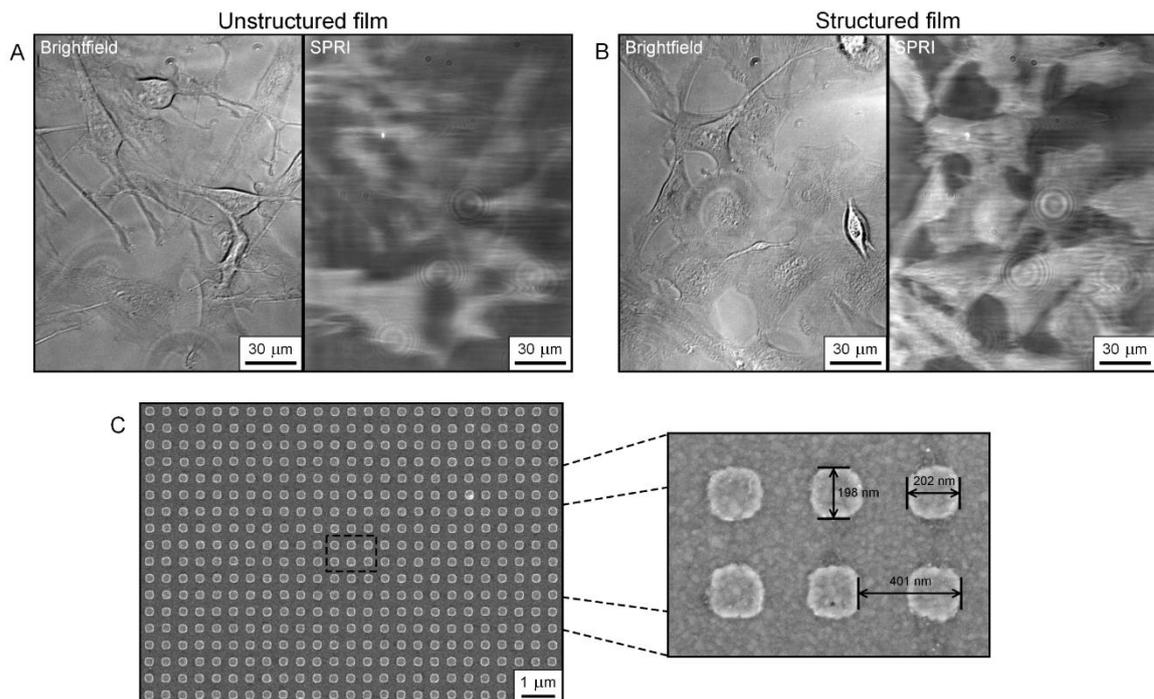


Figure 1. (A) Comparaison de l'image de microscopie plein champ de cellules glioblastome et de l'image plasmonique obtenue sur un film d'or classique (B) Comparaison avec l'image plasmonique obtenue sur une surface d'or nanostructurée. (C) Image MEB de la surface nanostructurée fabriquée par nano-impression UV-NIL.

### REFERENCES

- [1] F.A. Banville et al. "Spatial resolution versus contrast trade-off enhancement in high-resolution surface plasmon resonance imaging (SPRI) by metal surface nanostructure design", *Optics Express* vol 26, pp 10616–10630, 2018

## Architecture d'imagerie tout-optique pour la démodulation plein champ instantanée en quadrature de signaux optiques haute-fréquence

Swapnesh Panigrahi<sup>1</sup>, Julien Fade<sup>1</sup>, Romain Agaisse<sup>1</sup>, Hema Ramachandran<sup>2</sup>, Mehdi Alouini<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON, 263 av. Général Leclerc, 35 042 Rennes, France

<sup>2</sup>Raman Research Institute, Sadashiv Nagar, Bangalore, India

[julien.fade@univ-rennes1.fr](mailto:julien.fade@univ-rennes1.fr)

De longue date, les techniques de modulation/démodulation d'intensité optique ont rencontré de nombreuses applications en télémétrie, communications espace-libre ou en caractérisation optique de milieux diffusants. Étendre ces techniques à une modalité imageante plein-champ et temps réel peut permettre un multiplexage massif de ces mesures, un atout essentiel non seulement pour l'imagerie 3D, mais aussi pour l'imagerie dans les milieux turbides (pour le diagnostic, la vision sous-marine, l'imagerie dans les colloïdes ou pour l'assistance à la navigation). Dans ce contexte, nous avons récemment proposé un concept de camera démodulante plein champ en quadrature (wfQDC) [1,2], dont les capacités de démodulation en temps réel ont été démontrées jusqu'à des fréquences de 250 kHz, sans nécessiter de synchronisation entre le détecteur et la(es) source(s) modulée(s) au sein de la scène imagée.

Cette approche repose sur une architecture tout-optique au cœur de laquelle un cristal électro-optique et des optiques de polarisation adéquates permettent de multiplexer quatre « portes » de transmission en quadrature ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ ) adressant quatre sous-images détectées sur un seul et même capteur d'image (CCD/CMOS) standard. On réalise ainsi l'équivalent en imagerie, et dans le domaine optique, d'une démodulation synchrone en quadrature où la caméra joue le rôle de l'intégrateur classiquement rencontré dans ces circuits électroniques. Le module optique peut ainsi être inséré devant n'importe quelle caméra, et permet de minimiser la quantité de composants électroniques requis. Ceci offre une accordabilité continue sur la fréquence de travail, ce qui nous a permis de valider son fonctionnement entre 0 Hz (DC) et 250 kHz sur le premier prototype réalisé au laboratoire [2]. Nous présenterons le détail de la conception instrumentale, du processus de calibration/traitement des images, et les premiers résultats expérimentaux, permettant de valider l'intérêt de cette approche nouvelle pour plusieurs scénarios d'application envisageables.

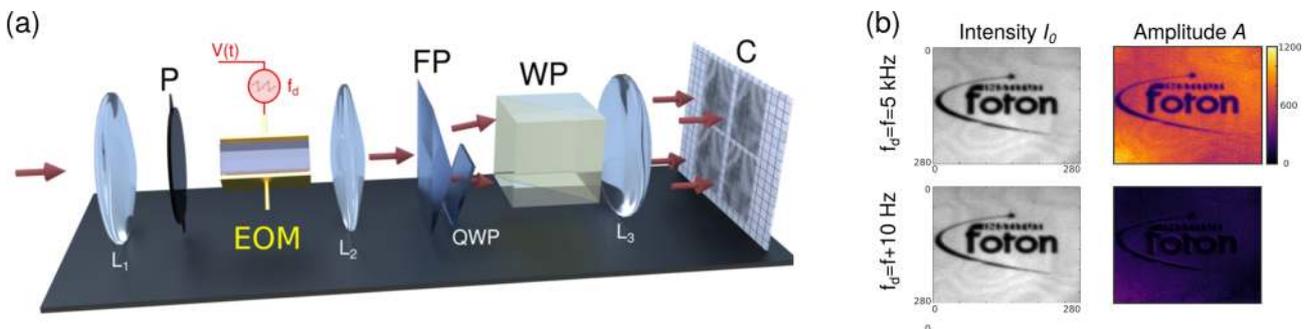


Figure 1 : (a) Principe de l'imagerie de démodulation d'amplitude plein champ en quadrature. (b) Démodulation instantanée d'un signal optique modulé à 5 kHz, et illustration de la sélectivité fréquentielle du prototype présenté.

### RÉFÉRENCES

- [1] S. Panigrahi, H. Ramachandran, J. Fade, M. Alouini, "Optical receiver for full-field optical quadrature demodulation", Patent PCT/IB2016/001445, 10/05/2016
- [2] S. Panigrahi, J. Fade, R. Agaisse, H. Ramachandran, and M. Alouini, "Snapshot wide-field all-optical quadrature demodulation of images at radio-frequencies," submitted to Optica, 2019

## Application de l'holographie laser Doppler à l'ophtalmologie

Léo Puyo<sup>1</sup>, Michel Paques<sup>2,3</sup>, Mathias Fink<sup>1</sup>, José-Alain Sahel<sup>2,3</sup>, Michael Atlan<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut Langevin, CNRS, PSL Research University, ESPCI Paris, 1 rue Jussieu, 75005 Paris, France

<sup>2</sup> Institut de la Vision, 17 rue Moreau, 75012 Paris, France

<sup>3</sup> Centre d'investigation clinique des Quinze-Vingts, INSERM, 28 rue de Charenton, Paris, France  
[gl.puyo@gmail.com](mailto:gl.puyo@gmail.com)

Nous démontrons que l'holographie numérique peut être utilisée pour révéler des contrastes de flux sanguin de la rétine et la choroïde avec une configuration plein champ [1-2]. La configuration expérimentale utilisée pour cette étude consiste en un interféromètre optique de Mach-Zehnder. La source de lumière est une diode laser à fibre monomode de 45 mW (Newport SWL-7513-H-P) de longueur d'onde de 785 nm pleinement cohérente. La rétine est éclairée avec 1,5 mW d'exposition constante sur 4 x 4 mm. Les ondes objet et référence sont combinés à l'aide d'un cube séparateur et interfèrent sur le plan du capteur. Les interférogrammes sont enregistrés sur une caméra CMOS rapide (Ametek - Phantom V2511, 60 kHz, format 512x512, efficacité quantique de 40%, profondeur de pixel de 12 bits, taille de pixel de 28  $\mu\text{m}$ ) et sont traités hors ligne à l'aide de Matlab. Les hologrammes numériques sont calculés à partir des interférogrammes par des algorithmes de propagation d'ondes, et les hologrammes de puissance Doppler sont obtenus à partir de transformée de Fourier à court terme des hologrammes. Les spectres de fréquence de battement des hologrammes enregistrés par la caméra rapide révèlent des élargissements Doppler locaux de la lumière dans les vaisseaux rétinien ainsi que dans les grands vaisseaux choroïdiens. Les variations de débit sanguin à travers les cycles cardiaques sont observées avec une résolution temporelle de quelques millisecondes sur un champ de vision d'environ 4 mm x 4 mm. Le filtrage passe-haut de la densité spectrale de puissance permet de filtrer du signal Doppler les contributions liés aux mouvements oculaires comme les tremblements et les dérives. L'holographie numérique peut révéler des contrastes de flux sanguin rétinien et choroïdien chez l'homme avec une haute résolution temporelle sur un champ étendu; les informations obtenues avec cet instrument pourraient enrichir les connaissances de l'hémodynamique rétinienne et choroïdienne.

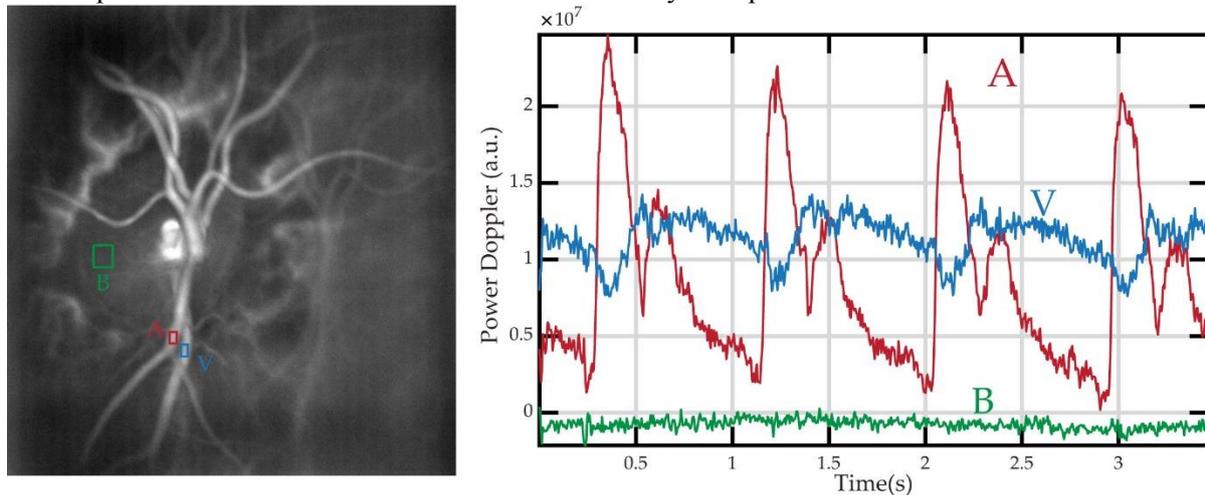


Figure 1 : Mesures de flux sanguin en holographie laser Doppler : image du nerf optique sur un champ de 4 x 4 mm (gauche), et courbes de pulsativité dans une artère, une veine, dans une région dépourvue de structures résolues (droite).

### RÉFÉRENCES

- [1] L. Puyo, M. Paques, M. Fink, J.-A. Sahel, and M. Atlan, "In vivo laser Doppler holography of the human retina," *Biomed. Opt. Express* 9, 4113–4129 (2018).
- [2] L. Puyo, M. Paques, M. Fink, J.-A. Sahel, and M. Atlan, "Choroidal vasculature imaging with laser Doppler holography," *Biomed. Opt. Express* [Accepted] (2019).

## Tomographie Compton Circulaire et développement de la transformée de Radon généralisée correspondante

Cécilia Tarpau<sup>1,2,3</sup>, Maï K. Nguyen<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Equipes de Traitement de l'Information et Systèmes, ENSEA / UCP / CNRS UMR 8051, 6 avenue du Ponceau, 95014 Cergy Pontoise, France*

<sup>2</sup> *Laboratoire de Physique Théorique et Modélisation, UCP / CNRS UMR 8051, 2 rue A. Chauvin, 95014 Cergy Pontoise, France*

<sup>3</sup> *Laboratoire de Mathématiques de Versailles, UVSQ / CNRS UMR 8100, 45 avenue des Etats Unis, 78035 Versailles, France*

[cecilia.tarpau@ensea.fr](mailto:cecilia.tarpau@ensea.fr), [mai.nguyen-verger@u-cergy.fr](mailto:mai.nguyen-verger@u-cergy.fr)

Exploiter le rayonnement diffusé par effet Compton est l'un des défis actuels pour la tomographie. Nous proposons ici une nouvelle modalité de Tomographie Compton, nommée Tomographie Compton Circulaire [1-3], ainsi que le développement de la transformée de Radon généralisée associée. Ce nouveau système (Fig.(1)) est composé d'une source fixe et d'un anneau de détecteurs passant par la source. Cette modalité a l'avantage d'être fixe, ce qui évite la rotation mécanique du système, tout en permettant le scan d'objets de petite taille. Cette modalité permet l'élargissement des champs d'applications de l'imagerie tomographique vers le contrôle non destructif ou encore le patrimoine culturel.

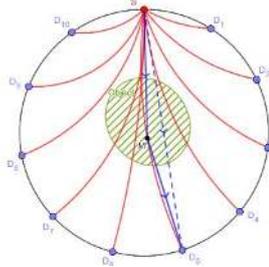
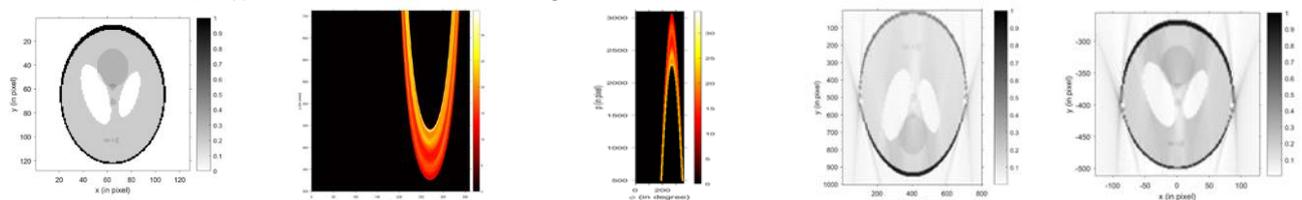


Figure 1 : Modalité Tomographie Compton Circulaire.

Etant donné un détecteur, les photons de même énergie collectés par celui-ci ont été diffusés par des électrons se trouvant sur le même arc de cercle passant par le détecteur et la source. La modélisation de cette modalité conduit donc à l'écriture d'une nouvelle transformée de Radon généralisée définie sur les arcs de cercles (CirArcRT). A ce jour, l'inversion de cette transformée de Radon n'est pas connue. Cependant, l'inversion géométrique, qui est une transformation du plan, permet de convertir les arcs de cercle en demi-droites. Ainsi, nous avons pu établir un lien entre la CirArcRT de l'objet et une nouvelle transformée de Radon sur les demi-droites (HlineRT) d'un objet *apparent*, dont l'inversion est établie dans le cadre de ce travail. Des simulations (Fig.(2)) ont été effectuées, témoignant la faisabilité de cette nouvelle modalité.



(a) Objet original (b) Données (CirArcRT) (c) Données (HlineRT) (d) Objet *apparent* (e) Objet reconstruit

Figure 2 : Acquisition des données (b), inversion géométrique (c) et reconstruction (e) de l'image originale (a)

## RÉFÉRENCES

- [1] J. Cebeiro, M. K. Nguyen, M. A. Morvidone and C. Tarpau, "An interior Compton Scatter Tomography", *25<sup>th</sup> IEEE Nuclear Science Symposium and Medical imaging Conference*, Sydney, Australia, November 2018. 2, 2018.
- [2] C. Tarpau and Maï K. Nguyen, "A novel modality of Compton Scattering Tomography: Image formation and Reconstruction", *22<sup>th</sup> International Conference on Image Processing, Computer Vision and Pattern Recognition*, Las Vegas, USA, July 30-August
- [3] C. Tarpau and Maï K. Nguyen, "Scattering Imaging System with dual configuration", *International Conference on Quality Control by Artificial Vision*, Mulhouse, France, May 15-17, 2019.

## Micro endoscopie non linéaire pour le diagnostic optique en cancérologie

Nathalie Westbrook<sup>1</sup>, Alexandra Fragola<sup>2</sup>, Christophe Hecquet<sup>1</sup>, Vincent Loriette<sup>2</sup>, Thomas Pons<sup>2</sup>,  
Geneviève Bourg-Heckly<sup>3</sup>, Christine Vever-Bizet<sup>3</sup>, Sergei Kruglik<sup>3</sup>, Frédéric Louradour<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris-Saclay, 2 avenue A. Fresnel, 91 127  
Palaiseau, France

<sup>2</sup> LPEM, ESPCI, Rue Vauquelin, 75 005 Paris, France

<sup>3</sup> Laboratoire Jean Perrin, Sorbonne Université, 75 005 Paris, France

<sup>4</sup> XLIM, UMR-CNRS 7252, Université de Limoges, France

[nathalie.westbrook@institutoptique.fr](mailto:nathalie.westbrook@institutoptique.fr)

Nous développons un système micro endoscopique fibré pour étudier la matrice extracellulaire et réaliser une imagerie cellulaire des tissus biologiques in vivo, en utilisant des techniques d'imagerie non linéaire. La modification de la structure des fibres de collagène et d'élastine est bien connue comme signature précoce de plusieurs pathologies majeures telles que le cancer. La combinaison de la microscopie multiphotonique et de la micro-endoscopie constituerait une avancée majeure en imagerie diagnostique, avec des implications importantes en clinique humaine.

Notre dispositif est basé sur des faisceaux de 30000 fibres optiques, déjà utilisés par la société Mauna Kea Technologies pour ses systèmes d'imagerie de fluorescence à un photon, et donc validés pour l'utilisation clinique. Un système de précompensation de la dispersion dans les fibres permet d'obtenir des impulsions femtosecondes en sortie de fibre alors que la dispersion du verre provoque a priori un fort élargissement temporel [1]. Des images réalisées sur des tissus pulmonaires ex vivo ont validé la méthode [2] mais ont révélé des zones noires importantes, où aucun signal de fluorescence n'est détecté.

En analysant étape par étape la génération de fluorescence, nous avons mis en évidence des problèmes de couplage entre fibres voisines à l'excitation, qui apparaissent progressivement sur nos faisceaux de fibres lorsqu'on passe de 675nm à 850nm, longueur d'onde utilisée pour l'excitation. Ce couplage provoque un étalement du faisceau et donc une intensité d'excitation réduite, insuffisante pour produire l'effet non linéaire. Nous avons également constaté une variabilité de la compensation de dispersion nécessaire d'une fibre à l'autre, ce qui peut être dû aux légères variations de géométrie des fibres, elles-mêmes créées pour limiter le couplage entre coeurs. On pourrait atténuer cet effet en prenant plusieurs images de la même zone avec des compensations différentes. Nos expériences devraient permettre de définir les paramètres de faisceaux de fibres mieux adaptés à cette application d'imagerie non linéaire.

### RÉFÉRENCES

- [1] C. H. Hage, P. Leclerc, J. Brevier, M. Fabert, C. Le Nézet, A. Kudlinski, L. Héliot, and F. Louradour, "Towards two-photon excited endogenous fluorescence lifetime imaging microendoscopy", *Biomed Opt. Exp.*, 2018 Jan 1; 9(1): 142–156.
- [2] G. Ducourthial, P. Leclerc, T. Mansuryan, M. Fabert, J. Brevier, R. Habert, F. Braud, R. Batrin, C. Vever-Bizet, G. Bourg-Heckly, L. Thiberville, A. Druille, A. Kudlinski, F. Louradour, "Development of a real-time flexible multiphoton microendoscope for label-free imaging in a live animal," *Sci. Rep.* 5, 18303, 2015.

## Apport de la polarimétrie en imagerie active pour le contrôle qualité de soudage

A.Zanzouri Kechiche<sup>1</sup>, O.Aubretton<sup>1</sup>, A.Mathieu<sup>2</sup>, C.Stolz

<sup>1</sup> Laboratoire ERL VIBOT CNRS 6000, ImViA, Université de Bourgogne Franche-Comté, Le Creusot, France

<sup>2</sup> Laboratoire ICB, département IRM, équipe Ltm, Université de Bourgogne Franche-Comté, Le Creusot, France

abir.kechiche@u-bourgogne.fr

Dans notre étude, nous nous intéressons à la détermination de caractéristiques (par exemple le contour, la forme topographique et la détection des défauts comme la présence d'oxydes) de bains de métal liquide dans un processus de soudage à l'arc. Cette problématique a été étudiée avec un système de vision par ordinateur basée sur une approche d'imagerie polarimétrique. Généralement, cette méthode exploite les propriétés polarimétriques d'une lumière réfléchiée sur la surface spéculaire. La réflexion spéculaire a une composante polarisée linéaire orientée perpendiculairement au plan d'incidence et dépend de l'angle zénithal des rayons [1] et peut permettre par exemple une détermination de la forme 3D de la surface. Pour notre approche, nous nous basons sur les propriétés polarimétriques du rayonnement infrarouge émis par le bain en fusion [2]. L'état de polarisation du rayonnement émis permet d'estimer la forme 3D de la surface de ce bain, comme cela a été démontré dans [3].

Le système expérimental est présenté sur la figure 1. Il est composé d'une caméra rapide Phantom V9.1 associé à un multi-imageur polarimétrique. Un filtre interférentiel centré sur une longueur d'onde de 810 nm, correspond à la fenêtre aveugle du plasma créé par l'arc (TIG).

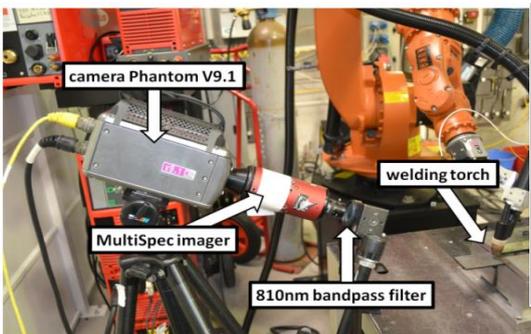


Fig1 : Dispositif de mesure dans le cas d'une expérience de soudage TIG

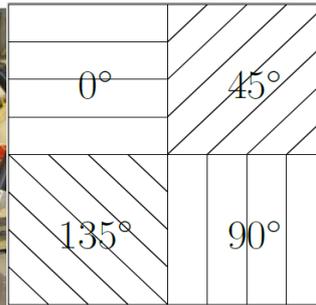


Fig2 : Quatre images à différentes orientations  $\alpha$ .

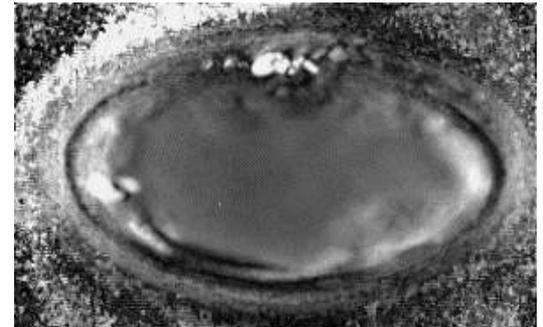


Fig3 : Image du degré de polarisation du bain (DOP).

La figure 2 présente les 4 images obtenues par le multi-imageur pour 4 angles d'orientation de filtres polarisants. Un exemple de degré de polarisation (DOP) est donné figure 3 après recalage des 4 imagerie de la figure 2. L'utilisation du DOP et des paramètres de Stokes ( $S_0$ ,  $S_1$  et  $S_2$ ) permet d'extraire des informations topologiques de la surface du bain qui contribue à la détection de son contour et l'identification de la présence d'oxydes.

En premier lieu, nous proposons un modèle de contour actif basé sur la transformation de Watershed, les techniques de segmentation de Mumford – Shah et la méthode de jeu de niveaux [4] [5].

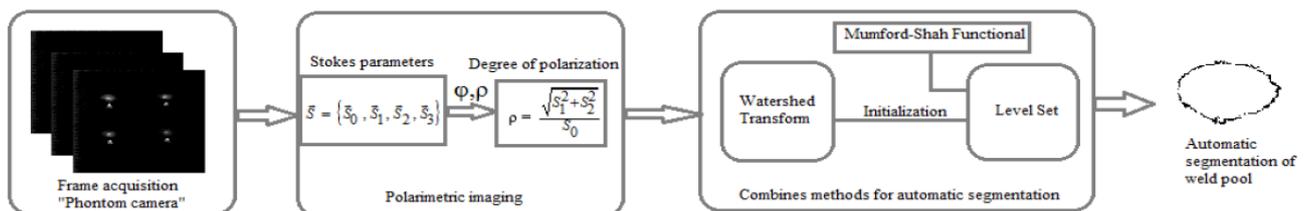
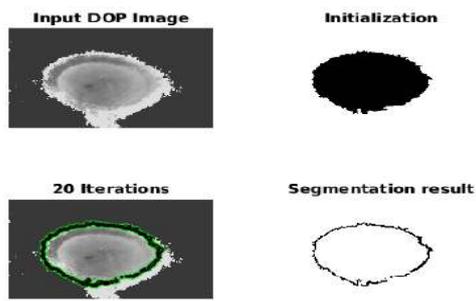


Fig4 : Pipeline de segmentation automatique du bain de soudure par imagerie polarimétrique



Les images au niveau du bord du bain de soudure avec les émissions de chaleur présentent une forte variation locale dans la zone de transition liquide / solide qui peut fausser la détection du contour obtenu. L'utilisation des informations contenues dans l'image du degré de polarisation est alors nécessaire. Notre approche permet de déterminer les contours du bain de soudure même l'émissivité est élevée autour.

En deuxième lieu, nous proposons une analyse objective des informations fournies principalement par les paramètres de Stokes S1 et S2. Une représentation de ces paramètres a été réalisée : une première distribution gaussienne de S1 et une autre pour S2 en fonction de leur densité de probabilité. L'objectif est de détecter la présence d'oxydes dans le bain de soudure. Nous avons étudié l'intensité de la connexion qui peut exister entre ces variables. Après la représentation, nous remarquons que nos données sont corrélées, elles forment une ellipse. Elle représente les limites entre les données du bain de soudure et les données des particules oxydées présentes dans le bain.

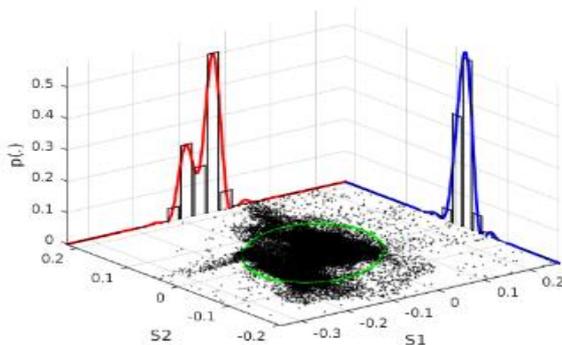


Fig 5 : Répartition gaussienne de S1 et S2 en fonction de leur densité de probabilité

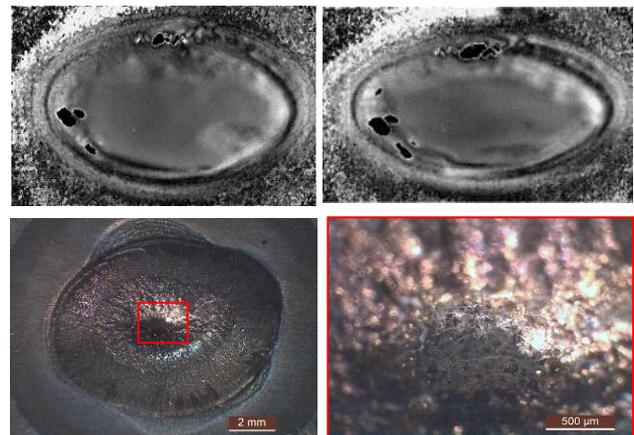


Fig 6 : Détection d'oxyde dans le bain de soudure et image du bain avec le microscope

## RÉFÉRENCES

- [1] L.B. Wolff and A.G. Andreou, *Image and Vision Computing* 13 (6), 497 (1995)
- [2] K.P. Gurton, R. Dahmani, and G. Videen, *Measured Degree of Infrared Polarization for a Variety of Thermal Emitting Surfaces* (ARL-TR-3240, 2004).
- [3] A. Zanzouri Kechiche, R. Rantson, O. Aubreton, F. Meriaudeau, and C. Stolz, *Shape from polarization in the far IR applied to 3D digitization of transparent objects*, Qirt 2016 Gdansk Pologne.
- [4] Tony F. Chan and Luminita A. Vese, «*Active Contours Without Edges* », IEEE Transactions on image processing, Vol.10, No.2, February 2001.
- [5] S Beucher, «*The watershed transformation applied to image segmentation* » Scanning microscopy-supplement-1992.