

13^E JOURNEES « IMAGERIE OPTIQUE NON-CONVENTIONNELLE »

GDR ISIS – GDR ONDES

Réunion parrainée par la Société Française d'Optique,
Journées du Club « Physique et Imagerie Optique »

*26 et 27 mars 2018,
Maison des Universités
103 Bd Saint Michel
75 005 Paris*

Comité d'organisation

Corinne Fournier

*Laboratoire Hubert-Curien
Saint-Étienne*

corinne.fournier@univ-st-etienne.fr

Tel.: 04 69 66 32 61

Matthieu Boffety

*Institut d'Optique Graduate School
Palaiseau*

matthieu.boffety@institutoptique.fr

Tel.: 01 64 53 32 98

Julien Fade

*Institut FOTON
Rennes*

julien.fade@univ-rennes1.fr

Tel.: 02 23 23 52 15

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, Lille
- **Fort Emmanuel**, Institut Langevin, Paris
- **Galland Frédéric**, Institut Fresnel, Marseille
- **Kervrann Charles**, INRIA, Rennes
- **Kulcsár Caroline**, Institut d'Optique, Lab. Ch. Fabry, Palaiseau
- **Peyrin Françoise**, CREATIS, Lyon
- **Rousseau David**, IRHS, INRA, Univ. d'Angers
- **Verrier Nicolas**, IRIMAS, Mulhouse

Sommaire

1. Objectifs et déroulement.....	3
2. Programme des journées.....	4
3. Bilan - Conclusions.....	8
4. Liste des participants.....	9
Annexe : Résumés des contributions	12

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 la Maison des Universités, 103 Bd Saint Michel, Paris, 5^e arrondissement, les 26 et 27 Mars 2018.

Elle a donné lieu à 27 contributions orales de 20 minutes au cours de sept sessions thématiques, 4 contributions sous forme de posters et a réuni une centaine de participants.

2. Programme des journées

Lundi 26 mars

9H30-10H00 : ACCUEIL + INTRODUCTION DES JIONC 2018

10H00-11H00 : PROBLÈMES INVERSES (I)

« Vers la détection d'exoplanètes depuis l'espace : reconstruction conjointe d'aberrations de phase et d'amplitude par diversité de phase coronographique, et optimisation du contraste au plan focal »

Olivier Herscovici-Schiller¹, Laurent Mugnier¹, Pierre Baudoz², Raphaël Galicher², Jean-François Sauvage^{1,3}, Fabien Patru²
(1) ONERA, the French Aerospace Lab, Chatillon, France.

(2) LESIA, CNRS, Observatoire de Paris, Université Paris Diderot, Université Pierre et Marie Curie, Meudon, France.

(3) Laboratoire d'Astrophysique de Marseille, Aix-Marseille Université, Marseille, France.

« Déconvolution d'images hyperspectrales de luminescence pour la caractérisation des cellules photovoltaïques »

Vincent Le Guen^{1,2}, Nicolas Paul¹, Daniel Ory², Laurent Lombez²

(1) EDF R&D, Chatou.

(2) IPVF, Institut Photovoltaïque d'Ile-de-France, Palaiseau, France.

« Reconstruction d'images hyperspectrales à faible coût pour un imageur pilotable à double dispersion »

Ibrahim Ardi^{1,2}, Hervé Carfantan¹, Antoine Monmayrant², Simon Lacroix²

(1) IRAP, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France.

(2) LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France.

11H00-11H20 : PAUSE

11H20-12H20 : PROBLÈMES INVERSES (II)

« Reconstruction quantitative de phase à partir d'un seul hologramme en ligne utilisant un nouvel opérateur proximal : application à la microscopie de bactéries et au suivi de gouttelettes »

Frédéric Jolivet¹, Fabien Momey¹, Loïc Denis¹, Loïc Méès², Nicolas Faure³, Nathalie Grosjean², Frédéric Pinston³, Jean-Louis Marié², Corinne Fournier¹

(1) Laboratoire Hubert Curien, Université de Lyon, UJM, Saint-Étienne, France.

(2) Laboratoire de Mécanique des Fluides et d'Acoustique, Écully, France.

(3) bioMérieux, Grenoble, France.

« Carte 3D de permittivité par tomographie de diffraction optique à partir de mesures d'intensité »

Kévin D. Unger, Guillaume Maire, Patrick C. Chaumet, Anne Sentenac, Kamal Belkebir

Aix Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France.

« Inversion de modèle d'interactions entre lumière et tissus biologiques pour la caractérisation de la peau par spectroscopie optique »

Prisca Rakotomanga¹, Charles Soussen², Marine Amouroux¹, Alain Delconte¹, Walter Blondel¹

(1) CRAN UMR 7039, Université de Lorraine, CNRS, Vandœuvre-les-Nancy, France.

(2) L2S, CentraleSupélec, CNRS, Université Paris-Sud, Gif-sur-Yvette, France.

12H20-14H30 : PAUSE DEJEUNER

14H30-16H10 : TRAITEMENT D'IMAGES

« Parallélisme quantique pour le traitement d'images »

Nicolas Gillard, Étienne Belin, François Chapeau-Blondeau

Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes (LARIS), Université d'Angers, Angers, France.

« Apport du flou de défocalisation sur l'estimation de profondeur monoculaire par réseau de neurones »

M. Carvalho^{1,2}, B. Le Saux¹, P. Trouvé-Peloux¹, A. Almansa², F. Champagnat¹

(1) ONERA, The French Aerospace Lab, Palaiseau, France.

(2) Université Paris-Descartes, Paris, France.

« Super-resolution fluorescence microscopy imaging from a chemometrician's perspective »

Siewert Hugelier¹, Peter Dedecker², Paul Eilers³, Cyril Ruckebusch¹

(1) *Université de Lille, LASIR, Villeneuve d'Ascq, France.*

(2) *KU Leuven, Lab of Photochemistry and Spectroscopy, Heverlee, Belgium.*

(3) *Department of Biostatistics, Erasmus Medical Center, Rotterdam, The Netherlands.*

« Généralisation de motifs pour l'imagerie computationnelle »

Florian Rousset, Françoise Peyrin, Nicolas Ducros

Univ Lyon, INSA Lyon, UCBL, CNRS 5220, INSERM U1206, CREATIS, Villeurbanne, France.

« Différentes constructions de graphe pour la segmentation d'images hyperspectrales »

Kaouther Tabia, Xavier Desquesnes, Yves Lucas, Sylvie Treuillet

Laboratoire PRISME, Université d'Orléans, Orléans, France.

16H10-16H30 : PAUSE

16H30-17H30 : SYSTEMES D'IMAGERIE INNOVANTS

« Architecture d'un capteur d'image compressive compacte pour la reconnaissance d'objets embarquée »

Wissam Benjlali¹, William Guicquero¹, Laurent Jacques², Gilles Sicard¹

(1) *Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, Grenoble, France.*

(2) *ISPGGroup, ICTEAM/ELEN, Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgique.*

« Imagerie toute-optique en temps réel pour l'étude de phénomènes ultra-courts »

Pierre-Henry Hanzard, Saïd Idlahcen, Claude Rozé, Thomas Godin, Ammar Hideur

CORIA, CNRS - Université de Rouen Normandie - INSA Rouen, Saint-Etienne du Rouvray, France.

« Caméra panoptique temps réel »

Stéphane Mancini

Laboratoire TIMA, Grenoble, France.

17H30-18H00 : SESSION POSTERS

Cf. Liste des posters en fin de programme

Mardi 27 mars

9H15-9H30 : ACCUEIL

9H30-10H50 : IMAGERIE POLARIMETRIQUE

« Mueller polarimetry for plasma diagnostics: imaging of electric fields in dielectric targets »

Elmar Slikboer^{1,2,3}, Olivier Guaitella¹, Ana Sobota², Enric Garcia-Caurel³

(1) LPP, CNRS, Ecole Polytechnique, UPMC, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France.

(2) Department of Applied Physics, EPG, Eindhoven University of Technology, The Netherlands.

(3) LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France.

« Organisation cellulaire en microscopie polarimétrique à balayage »

Aymeric Le Gratiet¹, Riccardo Marongiu^{1,2}, Luca Pesce^{1,2}, Michele Oneto¹, Paolo Bianchini¹, Alberto Diaspro^{1,2}

(1) Nanoscopy, Nanophysics, IstitutoItaliano di Tecnologia, Genoa, Italy.

(2) Department of Physics, University of Genoa, Genoa, Italy.

« Microscopie de biréfringence par ptychographie vectorielle »

Arthur Baroni, Patrick Ferrand, Marc Allain, Virginie Chamard

Aix Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France.

« Specularity removal: A global energy minimization approach based on polarization imaging »

Wang Fan¹, Samia Ainouz², Caroline PetitJean², Abdelaziz Bensrhair²

(1) BRIC Center, INC Chappel Hill, USA

(2) LITIS Lab, Normandie Université, France

10H50-11H10 : PAUSE

11H10-12H30 : IMAGERIE DE PHASE

« Un panorama des méthodes de réduction du bruit en imagerie de phase: algorithmes, classement, analyse des erreurs et métriques »

Silvio Montrésor¹, Pascal Picart^{1,2}

(1) LAUM, Le Mans Université, Le Mans, France.

(2) ENSIM, Le Mans Université, Le Mans, France.

« Reconstruction de spécimens à symétrie cylindrique en microscopie tomographique diffractive »

Ludovic Foucault, Nicolas Verrier, Matthieu Debailleul, Olivier Haeberlé

IRIMAS EA 7499, Université de Haute-Alsace, IUT Mulhouse, Mulhouse, France.

« Imagerie de phase grand champ de cellules sanguines »

Isaure de Kernier^{1,2}, Olivier Cioni¹, Sophie Morales¹, Nelly Rongeat³, Anaïs Ali-Chérif³, Serge Monneret², Pierre Blandin¹

(1) Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, MINATEC Campus, Technologies for Health and Biology Division, Grenoble, France.

(2) Aix Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France.

(3) HORIBA ABX SAS, Montpellier, France.

« Compensation du mouvement en imagerie holographique de la rétine »

Julie Rivet^{1,2}, Guillaume Tochon², Serge Meimon³, Michel Paques⁴, Thierry Géraud², Michael Atlan¹

(1) ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS, Institut Langevin, Paris, France.

(2) EPITA LRDE, Le Kremlin-Bicêtre, France.

(3) ONERA, the French Aerospace Lab, Châtillon, France.

(4) Institut de la Vision, CIC 1423, INSERM UMR-S 968, CNRS, Paris, France.

12h30-14h30 : PAUSE DÉJEUNER

14H30-16H10 : IMAGERIE BIOMÉDICALE

« Dual microscope for phase and fluorescence imaging based on chromatic aberration »

Ondrej Mandula¹, Cedric Allier¹, Lionel Herve¹, Anne Fourest-Lieuvin², Angélique Vinit² and Sophie Morales¹

(1) CEA-Leti Grenoble, Grenoble, France.

(2) Université Grenoble Alpes, CEA, Inserm U1216, BIG-GPC, Grenoble, France.

« Diagnostic du psoriasis par stéréo-photométrie »

Taoufik El kabir, Benjamin Bringier, MajdiKhoudeir
Laboratoire XLIM, Futuroscope Chasseneuil, France.

« Thermal model of temperature rise under in vivo two-photon optogenetics brain stimulation »

Alexis Picot¹, Soledad Dominguez¹, Dimitri Tanese¹, Chang Liu¹, I-Wen Chen¹, Emiliano Ronzitti¹, Dan Oron², Pascal Berto¹, Gilles Tessier¹, Benoît C. Forget¹, Valentina Emiliani¹

(1) *Neurophotonics Laboratory, Université Paris Descartes, Paris, France.*

(2) *Department of Physics of Complex Systems, Weizmann Institute of Science, Rehovot, Israel.*

« Filtrage spectral ultra fin dédié à l'imagerie acousto-optique pour l'imagerie médicale »

Caroline Venet^{1,2}, Maïmouna Bocoum¹, Thierry Chanelière², François Ramaz¹, Anne Louchet-Chauvet²

(1) *Institut Langevin, ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS UMR 7587, INSERM U979, UPMC, Paris, France.*

(2) *Laboratoire Aimé Cotton, CNRS, Univ. Paris-Sud, ENS Cachan, Université Paris-Saclay, Orsay, France.*

« Tomographie par cohérence optique confocale "ligne" pour la détection des cancers de la peau »

Arthur Davis^{1,2}, Olivier Levecq¹, Hicham Azimani¹, David Siret¹, Arnaud Dubois^{1,2}

(1) *DAMAE Medical, Paris, France.*

(2) *Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Palaiseau, France.*

LISTE DES POSTERS

01 - « Banc d'acquisition d'images multispectrales VIS-NIR »

Axel Clouet^{1,2}, Jérôme Vaillant¹

(1) *CEA-LETI, Grenoble, France.*

(2) *Laboratoire de Psychologie et Neuro Cognitions, Université Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble, France*

02 - « Accélération de la méthode de microscopie à illumination structurée à l'aide de l'acquisition comprimée »

William Meiniel^{1,2}, Piernicola Spinicelli¹, Elsa D. Angelini^{2,3}, Alexandra Fragola⁴, Vincent Loriette⁴, François Orieux⁵, Eduardo Sepulveda⁶, Jean-Christophe Olivo-Marin¹

(1) *Institut Pasteur, Unité AIB, CNRS UMR 3691, Paris, France.*

(2) *LTCL, Télécom ParisTech, Université Paris-Saclay, France.*

(3) *ITMAT DSG, NIHR Imperial BRC, Imperial College London, UK.*

(4) *ESPCI ParisTech, LPEM, CNRS UMR 8213, France.*

(5) *L2S, CNRS, Centrale Supélec, Université Paris-Saclay, France.*

(6) *LPNHE, IN2P3, CNRS UMR 7585, UPMC, France.*

03 - « Profilométrie optique haute résolution en immersion par interférométrie »

H. Mukhtar^{1,2}, F. Anstötz, R. Barillon³ et P.C. Montgomery¹

(1) *ICube, UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg, France.*

(2) *Telkom University, Jl. Telekomunikasi Terusan Buah Batu, Bandung, Indonésie.*

(3) *Institut Pluridisciplinaire Hubert Curien (IPHC), Université de Strasbourg-CNRS, Strasbourg, France.*

04 - « Analyse de bain de soudure par imagerie polarimétrique »

A. Zanzouri Kechiche¹, O. Aubreton¹, A. Mathieu², C. Stolz¹

(1) *Laboratoire Le2i, ERL VIBOT, Université de Bourgogne Franche-Comté, Le Creusot, France.*

(2) *Laboratoire ICB, département IRM, équipe Ltm, Le Creusot, France.*

3. Bilan - Conclusions

Les participants et les contributions provenaient :

- des laboratoires universitaires et du CNRS ;
- des grands organismes (CEA, ONERA, INSERM) ;
- de grands groupes (Thalès, BioMérieux, PSA, EDF, SAFRAN) et PME (DAMAE, Loyalite,...);

Les points marquants de cette 13^e édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- Les JIONC se sont dotées à l'automne 2017 d'un comité de programme renouvelé pour moitié, pour un comité d'organisation inchangé. L'objectif de redynamiser et d'accroître les canaux de diffusion n'a été que partiellement atteint cette année, en raison de la décision tardive de maintenir les JIONC dans un contexte de travaux à l'ESPCI empêchant l'accès aux infrastructures habituellement utilisées par ces journées. La difficulté de la recherche de salle prêtée gracieusement a rendu l'organisation des JIONC complexes. Cette difficulté a notamment contraint le comité d'organisation de renoncer à une véritable session poster (par manque de place à la Maison des Universités) et par conséquent à renoncer aux conférences invitées (habituellement très appréciées des participants) pour maximiser le nombre de présentations orales sur 2 jours.
- La participation est en baisse par rapport à l'an passé : 77 présents, pour 101 pré-inscrits sur le site du GDR ISIS. Ceci peut être dû à la programmation de plusieurs congrès sur des thématiques proches cette même année, à la suppression d'une session poster et des orateurs invités, et/ou au changement du lieu de déroulement des JIONC.
- Les locaux et équipements mis à disposition par la Maison des Universités, bien que moins adaptés que ceux de l'ESPCI, ont permis de rendre ces sessions agréables et appréciées par les participants. Chaque pause-café a ainsi donné lieu à de nombreuses discussions, favorisant le dialogue et les interactions entre les participants issus de communautés différentes.
- Nous tenons à souligner la qualité de certains exposés de doctorant(e)s qui ont fait preuve d'une maturité scientifique et d'une aisance de présentation remarquable.

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. Conforme à la tendance actuelle, qui vise à marier de plus en plus étroitement les aspects de conception instrumentale et de traitement de l'information dans le domaine de l'imagerie, les JIONC semblent rester un rendez-vous de référence dans ce domaine connu et apprécié à l'échelle nationale.

Dans le contexte de travaux durables à l'ESPCI, l'identification d'une solution pérenne pour accueillir gracieusement les JIONC sur 2 jours, de préférence dans Paris intra-muros reste le principal défi pour les années à venir.

4. Liste des participants

Nom	Prénom	labo
Abou Nader	Christelle	Université Paris 13, Laboratoire de Physique des Lasers - Villetaneuse
Ainouz	Samia	Laboratoire d'Informatique, Traitement de l'Information et des Systèmes - Saint-Etienne-du-Rouvray
Ali Safaa	Al	Laboratoire Jacques Louis Lions, Université Pierre et Marie Curie - Paris
Ardi	Ibrahim	Laboratoire d'Architecture et d'Analyse des Systèmes - Toulouse
Baroni	Arthur	Institut Fresnel - Marseille
Benjlali	Wissam	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Benoit	Emilie	LLTECH - Paris
Berguiga	Lotfi	Institut des Nanotechnologies de Lyon - Villeurbanne
Bocheux	Romain	Laboratoire d'optique appliquée - ENSTA ParisTech, CNRS - Palaiseau
Boffety	Matthieu	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Bouamama	Karima	PSA GROUPE - Velizy-Villacoublay
Burcklen	Marie-Anne	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Carvalho	Marcela	ONERA - Palaiseau
Chalumeau	Robin	Institut Pasteur - Paris
Champagnat	Frederic	ONERA – Châtillon
Chandel	Shubham	LPICM, Ecole Polytechnique - Palaiseau
Chapeau-Blondeau	Francois	Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes - Angers
Clouet	Axel	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Dahmani	Brahim	LOVALITE SAS - BESANÇON
Dalla Mura	Mauro	Grenoble Images Parole Signal Automatique - GRENOBLE
Davis	Arthur	Institut d'Optique / DAMAE Medical - Palaiseau
De Kernier	Isaure	Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI / Aix Marseille Univ., Institut Fresnel - Grenoble
Ducros	Nicolas	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
El Kabir	Taoufik	XLIM - Futuroscope Chasseneuil
Espiau De Lamaestre	Roch	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Ferrand	Patrick	Institut Fresnel, Aix Marseille université - Marseille
Foucault	Ludovic	Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal - Mulhouse
Fournier	Corinne	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Galland	Frederic	Institut Fresnel - Marseille
Garcia Caurel	Enrique	LPICM - Ecole polytechnique - Palaiseau
Gérardin	Benoît	Safran Tech - Chateaufort
Gillard	Nicolas	Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes - Angers
Godin	Thomas	CORIA UMR6614 - CNRS - Université de Rouen Normandie - Saint Etienne du Rouvray

Hazard	Pierre-Henry	CORIA Complexe de Recherche Interprofessionnel en Aérothermochimie - Saint-Étienne-du-Rouvray
Herscovici-Schiller	Olivier	ONERA - Châtillon
Hugelier	Siewert	LASIR - Université de Lille - Villeneuve d'Ascq
Idier	Jérôme	Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes - Nantes
Jacq	Kévin	Laboratoire d'informatique, systèmes, traitement de l'information et de la connaissance - Annecy
Jolivet	Frédéric	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Lai-Tim	Yann	ONERA - Châtillon
Le Gal	Maëlle	LESIA - Meudon
Le Gratiet	Aymeric	Institut Italien de Technologie (I.I.T) - Genes
Le Guen	Vincent	EDF R&D - Département STEP - Chatou
Li	Pengcheng	LPICM Ecole Polytechnique - Palaiseau
Liu	Penghuan	Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes - Nantes
Lucas	Yves	Laboratoire de Recherche Pluridisciplinaire en Ingénierie des Systèmes et Mécanique Energétique - Orléans
Magnier	Baptiste	Laboratoire de Génie Informatique et d'Ingénierie de Production - Nîmes
Mancini	Stéphane	Techniques de l'Informatique et de la Microélectronique pour l'Architecture des systèmes intégrés - Grenoble
Meiniel	William	Institut Pasteur / Telecom ParisTech - Paris
Montgomery	Paul	Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes - Strasbourg
Montgomery	Paul	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie - Illkirch
Montresor	Silvio	Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Mans - Le Mans
Mugnier	Laurent	ONERA - Châtillon
Ondrej	Mandula	CEA-Leti Grenoble - Grenoble
Ossikovski	Razvigor	Ecole polytechnique - Palaiseau
Picone	Daniele	Grenoble Images Parole Signal Automatique - GRENOBLE
Picot	Alexis	NeurophotonicsLaboratory - Université Paris Descartes - Paris
Pradere	Laetitia	Groupe PSA - Vélizy-Villacoublay
Rakotomanga	Prisca	Centre de Recherche en Automatique de Nancy - Vandoeuvre-lès-Nancy
Rialland	Ronan	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Rivet	Julie	Institut Langevin, ESPCI Paris - Paris
Ruckebusch	Cyril	Universite de Lille LASIR CNRS - Lille
Ryung Lee	Hee	LPICM - Ecole Polytechnique - Palaiseau
Slikboer	Elmar	LPICM, Ecole Polytechnique - Palaiseau
Soussen	Charles	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Spinicelli	Piernicola	Institut Pasteur - Paris
Stolz	Christophe	Laboratoire Electronique Informatique et Image - Dijon
Tabia	Kaouther	Laboratoire de Recherche Pluridisciplinaire en Ingénierie des Systèmes et Mécanique Energétique - Orléans

Tochon	Guillaume	EPITA Research&DevelopmentLaboratory
Trouvé	Pauline	ONERA - Châtillon
Unger	Kévin	Institut Fresnel, Université Aix-Marseille - Marseille
Vaillant	Jérôme	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Venet	Caroline	Institut Langevin - Paris
Verrier	Nicolas	Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal - Mulhouse
Vizet	Jérémy	LPICM, Ecole polytechnique - Palaiseau
ZanzouriKechiche	Abir	Laboratoire Le2i, ERL VIBOT CNRS 6000 Université de Bourgogne Franche-Comté - Le creusot
Zerrad	Myriam	Institut Fresnel - Marseille

Annexe : Résumés des contributions

Specularity removal : A global energy minimization approach based on polarization imaging

Wang Fan¹, Samia Ainouz², Caroline PetitJean² and Abdelaziz Benshair²

¹ BRIC Center, UNC Chappel Hill, USA

² LITIS LAB, Normandie Univesité

samia.ainouz@insa-rouen.fr

Each brightness value in an image is viewed as the sum of two components, the diffuse and the specular parts, based on the dichromatic reflection model. The diffuse reflection component arises from the subsurface scattering which directly represents the shape of an object surface. The specular reflection component is usually introduced at the air/material interface with a low amount of scattering. Hence, it is generally observed to be concentrated and forms some high intensity lobes on the object surface. Whereas the diffuse component represents the shape of an object surface, specularity reflection is an unwanted artifact that can hamper high-level processing tasks such as visual recognition, tracking, stereo reconstruction, objects re-illumination. Specularity removal, a challenging topic in computer vision, is thus a decisive preprocessing for many applications. We present in this work a new image specularity removal method which is based on polarization imaging through global energy minimization [1]. Polarization images provide complementary information and reduce color distortions. Our energy function aims to find the optimum space varying parameter $p(x)$ related with the specular component. It is defined by the following formula :

$$\arg \min_{p(x)} \left[\sum_x \phi(p(x)) + \lambda \sum_x \sum_{y \in N(x)} \psi(p(x), p(y)) \right] \quad (1)$$

Where $\phi(p(x))$ is the data term function representing the independency between the diffuse and specular components through the parameter $p(x)$ [2]. $\psi(p(x), p(y))$ is the regularization term that penalizes pixels belonging to different components within the neighborhood $N(x)$ of the pixel x and λ is a hyperparameter empirically tuned.

By minimizing a global energy function, our algorithm properly takes into account the long range cue and produces accurate and stable results. Compared to other polarization-based methods of the literature, our method obtains encouraging results, both in terms of accuracy and robustness.

RÉFÉRENCES

- [1] Fan Wang, Samia Ainouz, Caroline PetitJean et Abdelaziz Benshair .Specularity removal: A global energy minimization approach based on polarization imaging. Computer Vision and Image Understanding, vol. 158, p. 3139, 2017
- [2] Shinji Umeyama and Guy Godin. Separation of diffuse and specular components of surface reflection by use of polarization and statistical analysis of images. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 26(5):639–647, 2004

Microscopie de biréfringence par ptychographie vectorielle

Arthur Baroni, Patrick Ferrand, Marc Allain, Virginie Chamard

Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, 13013 Marseille, France

arthur.baroni@fresnel.fr

La ptychographie est une approche récente d'imagerie basée sur l'acquisition de multiples clichés de diffraction et la reconstruction numérique de l'objet étudié par un algorithme itératif [1]. En microscopie optique, cette méthode offre comme avantages majeurs l'acquisition d'un champ de vue aussi grand que souhaité et d'obtenir une carte de phase de l'objet étudié.

Initialement développée pour la microscopie électronique et les rayons X, la ptychographie repose sur un formalisme scalaire, ne prenant donc en compte ni les propriétés de polarisation de la lumière, ni la possibilité de matériaux biréfringents. Cette limitation exclut donc une grande variété de matériaux qu'ils soient minéraux ou organiques (milieu cellulaire, plastiques sous contraintes, etc.).

Nous avons développé une variante vectorielle [2] à la ptychographie, qui généralise la modélisation de l'interaction lumière-matière grâce au formalisme de Jones. Grâce à des jeux de données obtenus pour différentes combinaisons de polarisations d'éclairage et d'analyse, notre algorithme permet de reconstruire la matrice de Jones en chaque point de l'objet, ce qui permet de cartographier ses propriétés optiques (Fig. 1). En outre, les propriétés des faisceaux d'éclairage sont déterminées de façon exhaustive.

Nous présenterons les bases de la ptychographie et des algorithmes de reconstruction, les spécificités du formalisme vectoriel, ainsi que son implémentation expérimentale. Nous montrerons nos premiers résultats expérimentaux obtenus sur des objets tests (Fig. 1), ainsi que sur des spécimens biominéraux.

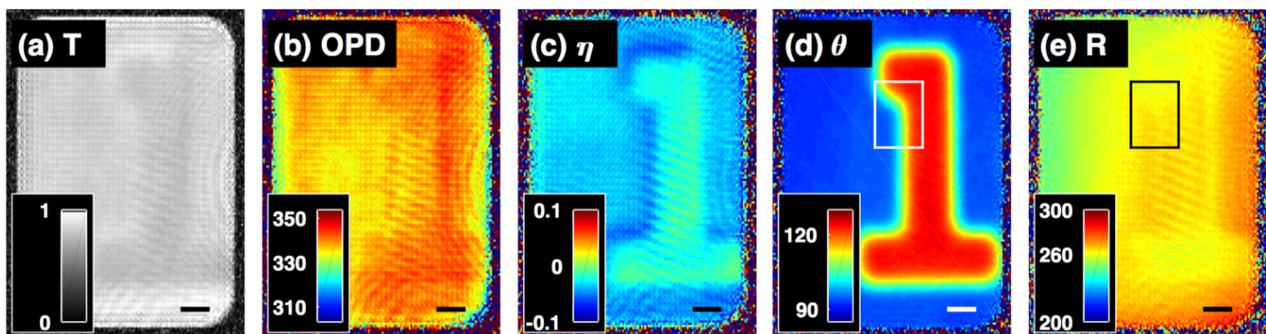


Figure 1. Ptychographie vectorielle sur une mire biréfringente. Reconstructions de (a) la transmittance, (b) épaisseur optique (nm), (c) dichroïsme, (d) orientation de l'axe rapide (deg), (e) biréfringence (nm). D'après [3].

Remerciements : Agence Nationale de la Recherche (ANR-11-BS10-0005) ; European Research Council (ERC) H2020 (724881).

REFERENCES

- [1] H. M. Faulkner, J. M. Rodenburg, "Movable Aperture Lensless Transmission Microscopy: A Novel Phase Retrieval Algorithm", *Phys. Rev. Lett.* 93, 23903 (2004), 10.1103/PhysRevLett.93.023903.
- [2] P. Ferrand, M. Allain, V. Chamard, "Ptychography in anisotropic media", *Opt. Lett.* 40, 5144 (2015), DOI : 10.1364/OL.40.005144.
- [3] P. Ferrand, A. Baroni, M. Allain, V. Chamard, "Quantitative imaging of anisotropic material properties with vectorial ptychography", *Opt. Lett.* 43, 763 (2018), DOI : 10.1364/OL.43.000763

Architecture d'un capteur d'image compressive compacte pour la reconnaissance d'objets embarquée.

Wissam Benjilali¹, William Guicquero¹, Laurent Jacques² et Gilles Sicard¹

¹ Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, F-38000 Grenoble, France

² ISPGroup, ICTEAM/ELEN, Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgique

wissam.benjilali@cea.fr

La littérature des implémentations CMOS de l'Acquisition Compressive (AC) [1] [2] traite du paradigme d'un point de vu compression. Elle met l'accent sur la réduction des contraintes matérielles, tout en déportant la reconstruction à une station de base permettant d'utiliser des algorithmes complexes et des a priori sur la nature du signal observé. Ce schéma classique, dédié à la seule acquisition d'image peut être raisonnablement revisité étant donné le fait que de nombreuses applications ne nécessitent que d'extraire des informations pertinentes tout en filtrant le reste. Comme montré par Davenport et. al. [3], le paradigme de l'AC peut être élargi à différentes applications du traitement du signal tel que la reconnaissance d'objets.

Dans un contexte d'applications à forte contraintes matérielles, dans ces travaux, nous traitons du problème de la reconnaissance d'objets embarquée. Nous proposons une architecture d'un capteur d'image compacte permettant d'extraire des descripteurs compressés et d'effectuer la classification en pied de colonnes (Figure 1, à gauche). Le schéma de l'AC proposé se base sur une architecture combinant un multiplexeur réalisant des permutations pseudo-aléatoires et un convertisseur sigma-delta incrémental du premier ordre par colonne [4] dont l'entrée est modulée. En effet, dans un mode de lecture standard dit « rolling shutter », à la lecture de chaque ligne une nouvelle permutation pseudo-aléatoire permet d'associer à chaque colonne un et un seul convertisseur de façon pseudo-aléatoire. Le bitstream ainsi généré par chaque convertisseur en parallèle et remis en forme par un filtre d'intégration numérique correspond à une conversion de la valeur moyenne des échantillons (valeurs de pixels) intégrés dans le temps trame. Ce bitstream permet de contrôler séquentiellement un bloc de traitement numérique (optimisé pour le produit matrice-vecteur) réalisant une opération de projection dans un espace discriminant (e.g. SVM linéaire).

Les résultats de simulations, basés sur une base de données de reconnaissance faciale de 40 classes, ont permis de valider l'architecture proposée. Dans la Figure 1 (à droite), nous rapportons la précision de la reconnaissance en fonction du nombre de lectures et les niveaux de quantification des mesures acquises. Les résultats montrent que pour une seule lecture nous atteignons une précision du même ordre qu'une classification effectuée sans compression.

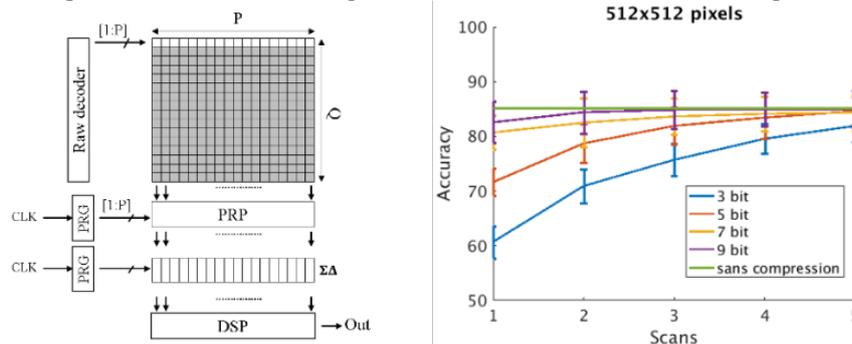


Figure 1 : Architecture du capteur d'image proposé (à gauche), précisions de la classification pour des images de taille 512 par 512 (à droite) pour différents niveaux compression (nombre des scans successifs) et de niveaux de quantification des données.

RÉFÉRENCES

- [1] Laurent Jacques and Pierre Vandergheynst. Compressed sensing: When sparsity meets sampling. Technical report, Wiley-Blackwell, 2010.
- [2] W. Guicquero, A. Dupret, and P. Vandergheynst. An algorithm architecture co-design for cmos compressive high dynamic range imaging. *IEEE Transactions on Computational Imaging*, 2(3):190–203, Sept 2016.
- [3] M. A. Davenport, P. T. Boufounos, M. B. Wakin, and R. G. Baraniuk. Signal processing with compressive measurements. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 4(2):445–460, April 2010.
- [4] Y. Oike and A. El Gamal. Cmos image sensor with per-column sigma delta adc and programmable compressed sensing. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 48(1):318–328, Jan 2013.

Reconstruction d'images hyperspectrales à faible coût pour un imageur pilotable à double dispersion

Ibrahim ARDI^{1,2}, Hervé CARFANTAN¹, Antoine MONMAYRANT², Simon LACROIX²

¹ IRAP – Université de Toulouse/CNRS, Toulouse, France

² LAAS-CNRS – Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France

Herve.Carfantan@irap.omp.eu

Nous nous intéressons à la reconstruction d'images hyperspectrales (HS) à partir d'un nouveau dispositif d'imagerie proposé au LAAS [1], composé de deux lignes $4f$ (assemblage de deux lentilles et d'un réseau de diffraction) symétriques et séparées par une matrice de micro-miroirs (Digital Micromirror Device, DMD) placée dans le plan de symétrie. Ce dispositif est similaire à celui proposé dans [2], la différence fondamentale provenant du masque codé figé dans [2] qui est remplacé dans [1] par le DMD, pilotable en temps réel. Chacun des micro-miroirs du DMD peut être configuré en position de transmission ou de réjection du signal lumineux, effectuant ainsi un filtrage spatial du signal. Notre objectif à terme est de rendre ce dispositif adaptatif en fonction de l'objet observé, ce qui nécessite de disposer de méthodes de reconstruction à faible coût calculatoire.

L'objectif des travaux présentés ici est la reconstruction de l'image HS en bénéficiant du caractère pilotable de ce dispositif tout en évitant l'acquisition de toute l'image HS par balayage. Nous nous focalisons sur la reconstruction de l'image HS à partir d'un faible nombre d'acquisitions, pour des configurations différentes du DMD. Le système d'acquisition peut se modéliser sous forme matricielle $\mathbf{d} = \mathbf{H}\mathbf{o}$, où \mathbf{d} rassemble sous forme vectorielle l'ensemble des données et \mathbf{o} l'ensemble des pixels spatiaux et spectraux de l'image HS. Grâce aux propriétés du dispositif, en particulier l'indépendance des données entre les lignes de l'image ainsi que la co-localisation (les données en un pixel de l'imageur sont une combinaison linéaire des valeurs spectrales de l'image HS pour une unique position spatiale), la matrice \mathbf{H} est extrêmement creuse.

Pour résoudre ce problème inverse linéaire avec un coût de calcul raisonnable, nous proposons d'exploiter une régularisation quadratique sur les gradients spatiaux et spectraux de l'image, soit la solution définie par :

$$\hat{\mathbf{o}} = \arg \min_{\mathbf{o}} \|\mathbf{d} - \mathbf{H}\mathbf{o}\|^2 + \mu_x \|\mathbf{D}_x \mathbf{o}\|^2 + \mu_y \|\mathbf{D}_y \mathbf{o}\|^2 + \mu_\lambda \|\mathbf{D}_\lambda \mathbf{o}\|^2 \quad (1)$$

où \mathbf{D}_x , \mathbf{D}_y et \mathbf{D}_λ représentent l'approximation de l'opérateur de dérivation suivant x , y et λ respectivement et μ_x , μ_y et μ_λ les coefficients de régularisation associés. Notons que les dimensions des matrices en jeu dans cette équation ne permettent pas un calcul direct de la solution par inversion matricielle, aussi nous utilisons une méthode itérative par gradients conjugués pour résoudre l'équation normale associée au problème (*Conjugate Gradients on the Normal Equations*, CGNE), qui nécessite essentiellement, à chaque itération, le calcul de produits de type $\mathbf{M} \cdot$ et $\mathbf{M}^T \cdot$ pour les différentes matrices de l'équation (1), particulièrement simples à calculer.

Dans ce cadre classique, connu pour reconstruire une version basse résolution de la solution, nous proposons une reconstruction permettant de préserver les contours spatiaux de l'image. A cette fin, nous exploitons la possibilité qu'a l'imageur de fournir une image panchromatique (obtenue en positionnant l'ensemble des micro-miroirs en mode transmission) : nous effectuons une détection de contours sur cette image et supprimons la régularisation entre les pixels spatiaux de part et d'autre de ces contours, ce qui entraîne une simple modification des matrices \mathbf{D}_x et \mathbf{D}_y (suppression des lignes correspondantes).

Nous proposons de présenter lors de ces journées Imagerie Optique Non Conventionnelle le dispositif, sa modélisation optique et numérique, ainsi que d'illustrer les reconstructions obtenues sur des données simulées.

RÉFÉRENCES

- [1] S. McGregor, S. Lacroix, and A. Monmayrant, "Adaptive hyperspectral imager : design, modeling, and control," *Journal of Optics*, vol. 17, p. 085607, aug. 2015.
- [2] M. E. Gehm, R. John, D. J. Brady, R. M. Willett, and T. J. Schulz, "Single-shot compressive spectral imaging with a dual-disperser architecture," *Optic Express*, vol. 15, oct. 2007.

Apport du flou de défocalisation sur l'estimation de profondeur monoculaire par réseau de neurones

M. Carvalho^{1,2}, B. Le Saux¹, P. Trouvé-Peloux¹, A. Almansa², F. Champagnat¹

¹ ONERA, Chemin de la Hunière, 91 123 Palaiseau, France

² Université Paris-Descartes, Paris, France

marcela.carvalho@onera.fr

Estimer la profondeur à partir d'un seul imageur est un avantage certain dans plusieurs domaines tels que l'interaction homme-machine, la réalité virtuelle ou la robotique, qui requiert un capteur 3D dans un environnement très contraint. Récemment, des cartes de profondeur ont été obtenues avec une grande précision à partir d'une seule image et d'un réseau convolutif profond entraîné avec une grande quantité de données [1, 2]. Cependant, ces méthodes exploitent uniquement les informations géométriques d'une scène en utilisant des images à grande profondeur de champ (GPC). Or les images à faible profondeur de champ (FPC) contiennent du flou de défocalisation qui dépend de la profondeur. Cependant, l'estimation de profondeur par *Depth From Defocus* (DFD) avec une caméra classique souffre d'une part dans l'ambiguïté par rapport au plan focal dans l'estimation de profondeur et d'autre part dans la présence d'une zone aveugle, en raison de la profondeur de champ de la caméra, où aucun flou ne peut être mesuré. Enfin, le DFD a besoin d'un modèle de la scène ainsi qu'une calibration du flou pour établir un rapport entre le niveau de flou et une valeur de profondeur.

Nous proposons d'exploiter le flou de défocalisation dans l'estimation de profondeur monoculaire par réseau de neurones. En comparant les performances d'un même réseau de neurones avec des images GPC et FPC, nous montrons que l'utilisation en entrée du réseau d'images FPC permet d'améliorer significativement la précision d'estimation de profondeur. De plus, notre approche dépasse les limitations classiques du DFD monoculaire avec une caméra conventionnelle, telle qu'une ambiguïté de profondeur ou une zone aveugle. Notre méthode permet donc une estimation de profondeur précise, sans nécessiter la définition d'un modèle de scène ni l'étalonnage de flou et en dépassant les limitations classiques du DFD.

Pour mieux comprendre l'influence du flou de défocalisation dans le réseau de neurones, nous proposons également une évaluation de l'incertitude épistémique du modèle de réseau profond [3] afin d'observer les régions de la carte de profondeur les plus sensibles à une erreur sur les poids du réseau. Ceci consiste à remplacer certains poids du réseau par une distribution probabiliste. Plusieurs cartes de profondeur sont ainsi générés successivement pour une même image, ce qui permet d'en déduire une image moyenne et une variance. Nos tests montrent qu'en utilisant la configuration GPC, la variance de l'estimation de profondeur est très importante notamment sur les contours des objets et les objets les plus éloignés. La configuration FPC présente en revanche une variance beaucoup plus faible, donc une meilleure robustesse à des erreurs sur le modèle entraîné.

Ces travaux montrent donc que les réseaux convolutifs profonds ont la capacité de prendre en compte les caractéristiques du flou dans une image pour générer des cartes de profondeur de meilleure précision qu'avec des images GPC. Nos résultats ont été obtenus principalement sur des images FPC simulées à partir d'images GPC, ces travaux seront par la suite approfondis via la constitution d'une base de données obtenues à partir de capteurs réels, notamment dédiés au DFD[4].

RÉFÉRENCES

- [1] D. Eigen and R. Fergus, "Predicting Depth, Surface Normals and Semantic Labels with a Common Multi-Scale Convolutional Architecture," *ICCV*, 2015.
- [2] F. Liu, C. Shen, G. Lin, and I. D. Reid, "Learning Depth from Single Monocular Images Using Deep Convolutional Neural Fields," *TPAMI*, 2015.
- [3] A. Kendall, V. Badrinarayanan, and R. Cipolla, "Bayesian segnet : Model uncertainty in deep convolutional encoder-decoder architectures for scene understanding," *arXiv preprint arXiv :1511.02680*, 2015.
- [4] P. Trouvé, F. Champagnat, G. Le Besnerais, J. Sabater, T. Avignon, and J. Idier, "Passive depth estimation using chromatic aberration and a depth from defocus approach," *Applied Optics*, vol. 52, no. 29, 2013.

Parallélisme quantique pour le traitement d’images

Nicolas GILLARD, Étienne BELIN, François CHAPEAU-BLONDEAU

Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes (LARIS),
Université d’Angers, 62 avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France.

nicolas.gillard@univ-angers.fr etienne.belin@univ-angers.fr chapeau@univ-angers.fr

Pour une image numérique standard $I(x, y)$ à N pixels, une représentation quantique est possible où chaque bit classique avec ses deux états 0 et 1 est remplacé par un qubit à deux états quantiques de base notés $|0\rangle$ et $|1\rangle$. À partir d’une telle représentation quantique, on peut envisager des algorithmes de traitement d’images qui offrent des possibilités inaccessibles en classique. Dans le cadre des JIONC, précédemment [1, 2] nous nous sommes focalisés sur les apports d’une ressource quantique spécifique – l’intrication [3]. Dans cette communication, nous montrons maintenant l’apport pour le traitement d’images, d’une autre ressource quantique spécifique – le parallélisme.

La physique quantique autorise une propriété de superposition, où chaque qubit peut être placé dans un état superposé de la forme $\alpha_0 |0\rangle + \alpha_1 |1\rangle$, qui autorise en quelque sorte le qubit à être simultanément dans l’état $|0\rangle$ et dans l’état $|1\rangle$. Pour l’image $I(x, y)$ considérée plus haut, ceci permet une représentation par un unique registre, qui va contenir dans une superposition quantique cohérente, l’ensemble des intensités $I(x, y)$ associées à l’ensemble des N pixels repérés par leurs adresses (x, y) . Ceci peut être accompli au moyen d’un état quantique superposé de la forme $|\psi\rangle = N^{-1/2} \sum_x \sum_y |x, y\rangle |I(x, y)\rangle$, qui caractérise un registre comprenant $N_x + N_y + L$ qubits, quand les adresses x et y se codent respectivement sur N_x et N_y bits et les intensités sur L bits. Ainsi, une image de $2^{10} \times 2^{10}$ pixels avec des intensités sur $L = 8$ bits requiert un total de $2^{20} \approx 10^6$ registre-pixels de 8 bits pour sa représentation classique (non superposée), alors que sa représentation quantique par l’état $|\psi\rangle$ superposé requiert un unique registre-pixel de 28 qubits. On note qu’en classique le codage des adresses des pixels est habituellement implicite, alors qu’il devient explicite en quantique pour former une superposition cohérente. En traitant un état superposé comme $|\psi\rangle$ on a la faculté de traiter simultanément l’ensemble des N pixels en superposition. Ce type de parallélisme autorisé en quantique présente de grandes potentialités pour le traitement d’images, qui demeurent malgré tout encore largement à explorer. On doit toutefois intégrer des contraintes inhérentes au quantique, comme des évolutions limitées à des opérateurs unitaires sur les vecteurs d’état tel $|\psi\rangle$, ou des mesures pour collecter les résultats de traitement sous forme de projection d’un vecteur d’état dans une base orthonormée. Pour illustration, nous exposons dans cette communication une exploitation du parallélisme quantique pour une tâche d’appariement d’images (*reference matching*).

Nous considérons des images binaires de N pixels, où en chaque pixel l’intensité $I(x, y)$ est représentée par -1 ou 1 . On utilise une notion standard de produit scalaire (euclidien) entre deux telles images $I_1(x, y)$ et $I_2(x, y)$, défini comme $I_1 \cdot I_2 = N^{-1} \sum_x \sum_y I_1(x, y) I_2(x, y)$. Deux images $I_1(x, y)$ et $I_2(x, y)$ sont dites similaires quand $I_1 \cdot I_2 = \pm 1$, c’est-à-dire que $I_2(x, y)$ est identique à $I_1(x, y)$ ou bien $I_2(x, y)$ est l’inversion binaire de $I_1(x, y)$. Deux images $I_1(x, y)$ et $I_2(x, y)$ sont orthogonales (maximalement dissemblables) quand $I_1 \cdot I_2 = 0$. On se donne alors une image référence $I_R(x, y)$. Une image requête $I_Q(x, y)$ (*query*) est présentée, et l’on doit décider entre les deux hypothèses suivantes : soit l’image requête $I_Q(x, y)$ est similaire à l’image de référence $I_R(x, y)$; soit l’image requête $I_Q(x, y)$ est orthogonale à l’image de référence $I_R(x, y)$. Classiquement, une telle tâche d’appariement d’images nécessite de traiter l’ensemble des N pixels, typiquement en calculant le produit scalaire des deux images, et présente donc une complexité algorithmique au moins de l’ordre $O(N)$. En quantique, nous élaborons et décrivons un algorithme qui réalise cette tâche d’appariement d’images avec une moindre complexité $O(1)$ constante, quel que soit le nombre N de pixels des images à comparer. Ceci est obtenu grâce à une représentation par un état quantique superposé tel $|\psi\rangle$, sur lequel on opère en parallèle, permettant ainsi de traiter l’ensemble des pixels simultanément, comme s’il n’y en avait qu’un.

RÉFÉRENCES

- [1] F. Chapeau-Blondeau, “Ressources quantiques et traitement numérique des images”, *11èmes Journées Imagerie Optique Non Conventionnelle*, Paris, France, 16–17 mars 2016.
- [2] N. Gillard, E. Belin, F. Chapeau-Blondeau, “L’intrication en imagerie quantique pour résister au bruit”, *12èmes Journées Imagerie Optique Non Conventionnelle*, Paris, France, 15–16 mars 2017.
- [3] F. Chapeau-Blondeau, E. Belin, “Quantum image coding with a reference-frame-independent scheme,” *Quantum Information Processing*, vol. 15, pp. 2685–2700, 2016. ■

Banc d'acquisition d'image multispectrales VIS-NIR

Axel CLOUET^{1,2}, Jérôme VAILLANT¹

¹ CEA-LETI, 17 rue des Martyrs, 38 054 Grenoble Cedex 9, France

² Université Grenoble Alpes, CNRS, Laboratoire de Psychologie et Neuro Cognitions, 1251 avenue Centrale
Domaine Universitaire de St Martin d'Hères
CS40700 - 38058 Grenoble Cedex, France

axel.clouet@cea.fr

Les images multispectrales peuvent être utilisées dans le cadre de simulations numériques lors de la conception de nouveaux capteurs d'images[1]–[3]. La plupart des bases de données d'images multispectrales, en accès libre, utilisées dans l'imagerie conventionnelle ne couvrent que la partie visible du spectre électromagnétique[4]–[7]. Dans le but de développer un nouveau type de capteurs d'images bas niveau de lumière, nous souhaitons utiliser des images multispectrales dont la gamme spectrale s'étend au proche infrarouge (VIS-NIR). Même s'il existe déjà des bases de données VIS-NIR[8], [9], celles-ci sont moins courantes mais également moins fournies. Nous avons donc développé notre propre banc d'acquisition d'images multispectrales afin de compléter les bases existantes et de maîtriser l'acquisition et le traitement des données.

L'acquisition s'effectue grâce à une caméra monochrome sensible dans le visible et le proche infrarouge (Thorlabs DCC3240N équipée d'un capteur E2V EV76C661ABT), devant laquelle sont placés des filtres optiques passe-bandes sélectifs en longueur d'onde (FWHM=10nm). La scène est éclairée à l'aide de deux projecteurs halogènes produisant un illuminant de type corps noir. Nous avons développé une procédure de calibration permettant d'accéder aux différents paramètres physiques du banc et d'extraire le spectre de réflectance de la scène à partir des données brutes en sortie de capteur. Ceci a été validé sur une image multispectrale VIS-NIR d'une mire Mac Beth : pour chaque vignette de la mire, les résultats obtenus sont confrontés aux mesures de réflectance réalisées à l'aide d'un spectrophotomètre. L'erreur colorimétrique ($\Delta E < 5$) obtenue dans la partie visible ainsi que l'erreur quadratique moyenne sur toute la gamme spectrale (RMSE < 10%) sont comparables aux résultats déjà publiés[8]. Nous avons alors réalisé plusieurs images avec des matériaux et des couleurs variés.

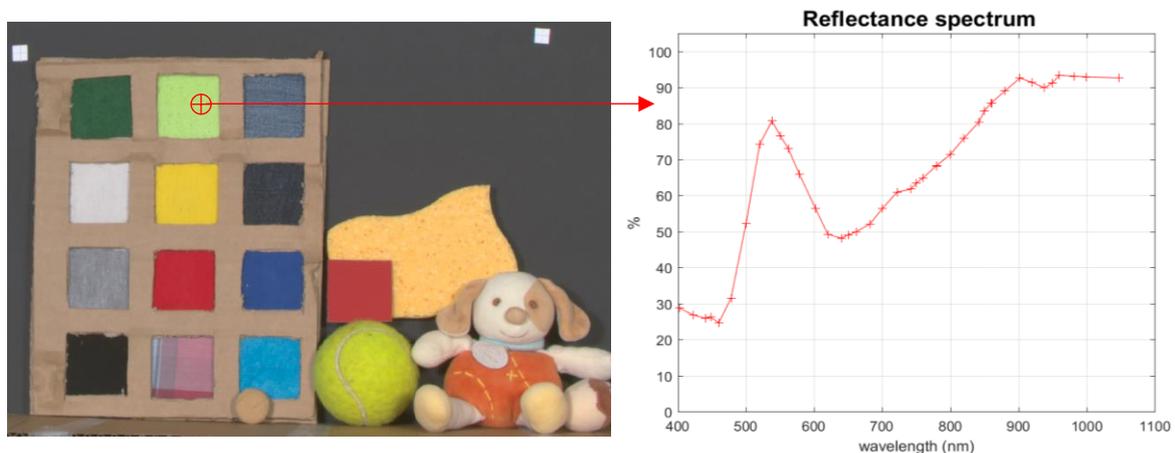


Figure 1 : exemple d'image multispectrale VIS-NIR acquise. a) reconstruction sRGB sous illuminant CIE_D65 à partir du cube de donnée, b) spectre de réflectance correspondant au pixel pointé dans la vignette a).

Références

- [1] C. Mornet, J. Vaillant, T. Decroux, N. Virollet, D. Herault, et I. Schanen, « An image quality evaluation tool simulating image sensors including quantum efficiency off-axis effect », in *Proceedings of SPIE*, 2011, p. 78760M.
- [2] J. E. Farrell et B. A. Wandell, « Image Systems Simulation », in *Handbook of Digital Imaging*, John Wiley & Sons, Ltd, 2015.
- [3] T. Skauli et J. Farrell, « A collection of hyperspectral images for imaging systems research », 2013, vol. 8660, p. 86600C-86600C-7.
- [4] C. A. Párraga, G. Brelstaff, T. Troscianko, et I. R. Moorehead, « Color and luminance information in natural scenes », *J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis.*, vol. 15, n° 3, p. 563-569, mars 1998.
- [5] S. M. C. Nascimento, K. Amano, et D. H. Foster, « Spatial distributions of local illumination color in natural scenes », *Vision Res.*, vol. 120, p. 39-44, mars 2016.

- [6] « Hyperspectral Image Data ». [En ligne]. Disponible sur: <http://color.psych.upenn.edu/hyperspectral/>. [Consulté le: 06-févr-2018].
- [7] « McGill Calibrated Colour Image Database ». [En ligne]. Disponible sur: <http://tabby.vision.mcgill.ca/html/welcome.html>. [Consulté le: 06-févr-2018].
- [8] M. Parmar, F. Imai, S. H. Park, et J. Farrell, « A database of high dynamic range visible and near-infrared multispectral images », in *Digital Photography IV*, 2008, vol. 6817, p. 68170N.
- [9] « SCIEN hyperspectral image database ». [En ligne]. Disponible sur: <http://web.stanford.edu/group/scien/cgi-bin/scien/index.php/hyperspectral-image-data/>.

Tomographie par cohérence optique confocale « ligne » pour la détection des cancers de la peau

Arthur Davis^{1,2}, Olivier Levecq¹, Hicham Azimani¹, David Siret¹, Arnaud Dubois^{1,2}

¹DAMAE Medical, 28 rue de Turbigo, 75003 Paris, France

²Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Sud,
91127 Palaiseau Cedex, France
arthur.davis@institutoptique.fr

La tomographie par cohérence optique confocale « ligne » (LC-OCT pour Line-Field Confocal Optical Coherence Tomography en anglais) est une nouvelle technique d'imagerie résultant de l'association de la tomographie par cohérence optique (OCT)[1], et de la microscopie confocale par réflectance en éclairant avec une ligne de lumière. Elle permet de produire des images de tissus biologiques en coupe, similaires à l'histologie, de manière non invasive et *in vivo* avec une résolution spatiale de l'ordre du micromètre jusqu'au derme.

La LC-OCT est basée sur un interféromètre de type Linnik. Un laser supercontinuum, associant puissance pour la rapidité d'acquisition et largeur spectrale pour la résolution spatiale, est utilisé comme source d'éclairage [2]. L'emploi d'une lentille cylindrique à l'entrée de l'interféromètre et d'une caméra linéaire permet de créer un filtrage confocal « ligne » réduisant considérablement la quantité de lumière incohérente détectée (lumière n'interférant pas et donc inutile au signal).

Cette technologie est aujourd'hui appliquée au domaine de l'imagerie médicale en dermatologie et en particulier à l'aide au diagnostic des cancers de la peau. Les cancers cutanés sont les cancers les plus largement répandus au niveau mondial et leurs nombres continuent de croître. La LC-OCT et sa capacité d'imagerie à très haute résolution en profondeur sans prélèvement pourrait faciliter le dépistage précoce de tous les types de cancers de la peau, y compris le mélanome.

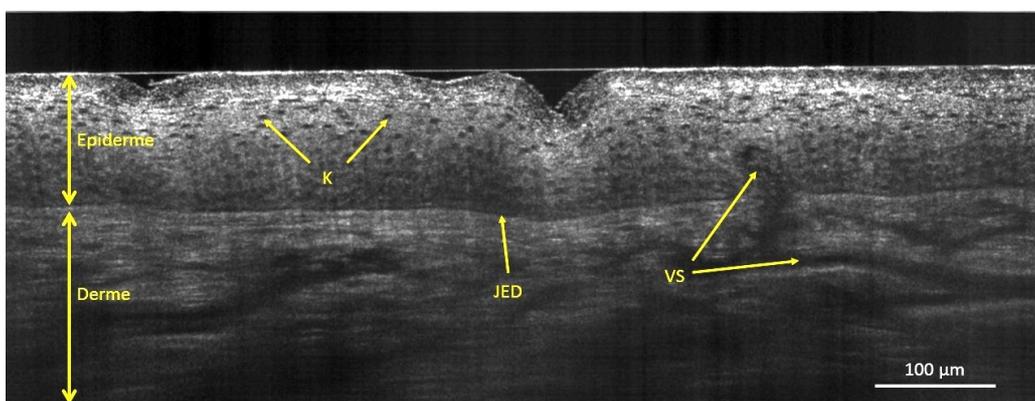


Figure 1 : Image de peau *in vivo* du dos de la main obtenue par LC-OCT. K : kératinocytes ; JED : jonction dermo-épidermique ; VS : vaisseaux sanguins.

REFERENCES

- [1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, A. Et, and et al., "Optical coherence tomography," *Science*, vol. 254, no. 5035, pp. 1178–81, Nov. 1991.
- [2] B. Povazay, K. Bizheva, A. Unterhuber, B. Hermann, H. Sattmann, A. F. Fercher, W. Drexler, A. Apolonski, W. J. Wadsworth, J. C. Knight, P. S. J. Russell, M. Vetterlein, and E. Scherzer, "Submicrometer axial resolution optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, vol. 27, no. 20, p. 1800, Oct. 2002.

Imagerie de phase grand champ de cellules sanguines

Isaure de Kernier^{1,2}, Olivier Cioni¹, Sophie Morales¹, Nelly Rongeat³, Anaïs Ali-Chérif³, Serge Monneret², Pierre Blandin¹

¹ Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, MINATEC Campus, Technologies for Health and Biology Division, F-38054 Grenoble, France

² Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France

³ HORIBA ABX SAS, Montpellier, France

isaure.dekernier@cea.fr

L'imagerie de phase donne accès à des informations d'intérêt en biologie, telles que les caractéristiques morphologiques ou structurelles de l'échantillon, comme par exemple la masse sèche pour des cellules. Pour l'observation de populations cellulaires, il est important de regarder les objets avec une statistique, d'où la nécessité d'avoir un grand champ. Nous proposons une configuration expérimentale basée sur l'holographie en ligne qui permet d'associer phase et grand champ (~30 mm²). L'une des applications ciblées pour ce système est l'imagerie d'échantillons en hématologie.

La plupart des techniques d'imagerie de phase requièrent la connaissance de l'onde complexe diffractée par l'objet d'intérêt, qui peut être décrite par ses distributions de module et de phase :

$$A(\vec{r}) = m(\vec{r}) \times e^{i\varphi(\vec{r})} \quad (1)$$

En particulier, le module de ce champ complexe peut être enregistré sur un capteur dans un plan z donné [1], on parle alors de figure de diffraction ou *hologramme*. La propagation du champ dans un plan $z \neq 0$ dit *hors focus* ou *défocalisé* introduit un contraste dépendant de la phase de l'objet. Le module m et la phase φ de l'objet peuvent alors être reconstruits dans le plan objet $z = 0$ à partir d'une ou de plusieurs acquisitions dans des plans z différents.

En holographie, certains algorithmes de reconstruction de phase sont basés sur la propagation de Fresnel – en champ lointain – dans l'espace libre avec par exemple la méthode de Gerchberg-Saxton [2]. L'information mesurée est utilisée afin de pouvoir contraindre par attaches aux données des propagations itératives du champ complexe entre les plans d'acquisitions. Des algorithmes multi- z ont été proposés pour des implémentations sur des microscopes standards à fort grossissement (5x–50x). En imagerie sans lentille (1x) une implémentation multi- λ a récemment été proposée [3]. Une approche différente, se base sur l'équation de transfert d'intensité (TIE) en champ proche ou équation de Poisson. Cette méthode, quantitative, a été démontrée en microscopie sur des champs réduits [4].

Nous présentons une comparaison d'un algorithme multi- z itératif et d'une implémentation du TIE, dans le cas particulier de l'analyse de la performance sur des acquisitions très grand champ (temps de calcul, résultat quantitatif, sources d'erreurs). Les résultats seront illustrés par des tests sur échantillons calibrés et sur frottis sanguin [Fig. 1].

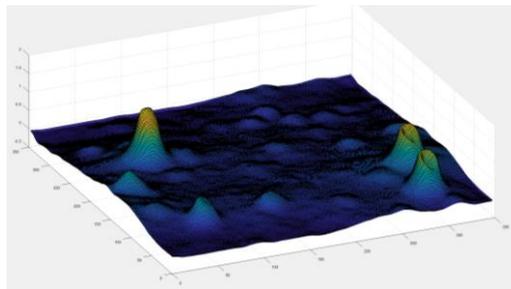


Figure 1 : Exemple de reconstruction en phase de globules (zoom numérique sur une reconstruction grand champ)

RÉFÉRENCES

- [1] J.W. Goodman, "Digital image formation from electronically detected holograms", *Appl. Phys. Lett.*, no 11, pp.77-79
- [2] R.W. Gerchberg, "A Practical Algorithm for the Determination of Phase from Image and Diffraction Plane Pictures", *OPTIK*, no. 2, pp 237-246, 1972
- [3] S. Morel, "Imagerie sans lentille de lames de tissus colorés et transparents", *JIONC 2016*
- [4] L. Waller, "Computational phase imaging based on intensity transport", PhD Thesis, Department of Electrical Engineering and Computer Science, Massachusetts Institute of Technology, June 2010

Diagnostic du psoriasis par la stéréo photométrie

Taoufik El kabir, Benjamin Bringier, Majdi Khoudeir

Laboratoire XLIM, Bât. SP2MI, Téléport 2, Blvd Marie et Pierre Curie, BP 30179, 86962 Futuroscope
Chasseneuil Cedex, France

taoufik.el.kabir@univ-poitiers.fr

Le traitement d'images permet la réalisation de mesures métrologiques sans contact et non destructives. Ainsi, en dermatologie il constitue une approche originale d'aide au diagnostic. Parmi les centaines de maladies qui font la complexité de la dermatologie, le psoriasis tient une position importante. Il affecte 2% à 4% de la population mondiale et est évalué à l'aide du score PASI (Psoriasis Area and Severity Index) qui tient compte de la surface de peau atteinte, du degré de rougeur, de l'épaississement et de la desquamation. Chaque paramètre est noté de 1 à 4 par le dermatologue.

Dans ce travail, nous proposons un système d'aide au diagnostic pour permettre une évaluation objective de la gravité de chaque paramètre afin de calculer le score PASI. Une des originalités de ce travail est d'effectuer l'acquisition par stéréo-photométrie (SP) qui permet de retrouver le profil 3D et la colorimétrie de la peau. La SP consiste à reconstruire une surface 3D à partir d'une série d'images acquises d'un point de vue fixe mais sous différents angles d'éclairage. L'algorithme utilisé dans ce travail est celui proposé dans [1].

Dans ce cadre, nous évaluons à partir de l'albédo ρ l'intensité de l'érythème (la rougeur) et l'épaississement à partir du profil 3D de la surface de la peau. Enfin, nous utiliserons à la fois l'albédo et la géométrie pour classifier la gravité de la desquamation. Pour dissocier l'érythème de la peau normale, nous mettons en place une méthode de segmentation adaptative dans l'espace couleur *HSV*. Nous nous basons sur la saturation S qui est en relation directe avec l'état de la peau, notamment la rougeur. Pour l'épaississement notre méthode consiste à sélectionner l'endroit où les variations de texture sont les plus importantes. Une droite la plus représentative des écarts de hauteurs est extraite. Finalement, le score de la desquamation utilise la moyenne quadratique de la magnitude résultante du filtre de Gabor corrélée à une détection de contours. En effet, les squames sont généralement présentes autour des lésions.

Le travail est effectué en collaboration avec le laboratoire *LITEC*, spécialisé en évaluation de l'état de la peau. La méthode proposée est appliquée sur 12 souris atteintes de psoriasis et 12 positions d'éclairages, soit un total de 144 photos acquises. La figure 1 montre les résultats de scores PASI obtenus à partir de l'albédo et le profil 3D. Pour évaluer la méthode proposée nous comparons les scores obtenus par notre méthode à ceux des dermatologues. Les scores obtenus sont fortement corrélés avec ceux des dermatologues.

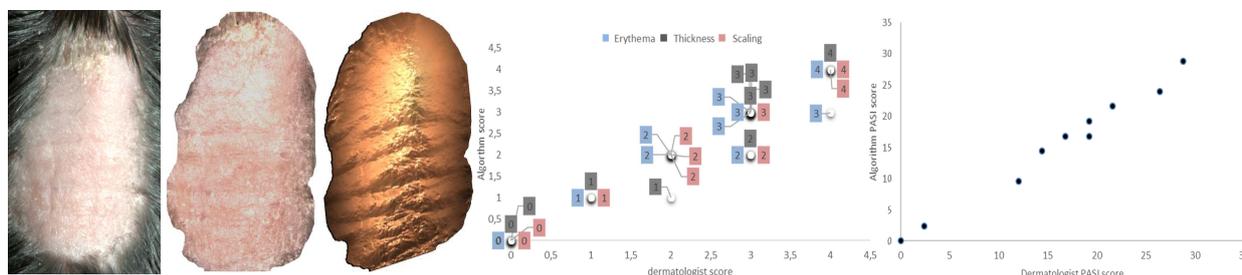


Fig. 1 : De gauche à droite, l'une des images acquises ; l'albédo ; la reconstruction 3D ; pour chaque paramètre, comparaison entre score clinique et notre méthode ; comparaison entre score PASI des dermatologues et de notre méthode.

RÉFÉRENCES

- [1] B. Bringier, A. Bony, and M. Khoudeir, "Specularity and shadow detection for the multisource photometric reconstruction of a textured surface," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 29, pp. 11–21, Jan 2012.

RECONSTRUCTION DE SPÉCIMENS À SYMÉTRIE CYLINDRIQUE EN MICROSCOPIE TOMOGRAPHIQUE DIFFRACTIVE

Ludovic Foucault, Nicolas Verrier, Matthieu Debailleul, Olivier Haeberlé

IRIMAS EA 7499, Université de Haute-Alsace
IUT Mulhouse, 61 rue Albert Camus, 68093 Mulhouse Cedex, France

Depuis quelques années, de nouvelles techniques numériques sont développées afin de reconstruire des échantillons non marqués en trois dimensions [1,2]. Ces approches utilisent la phase pour retrouver une information quantitative, par exemple la distribution 3D des indices optiques dans le spécimen observé. Nous étudions différentes méthodes pour reconstruire des échantillons non marqués présentant des symétries particulières (cylindrique ou sphérique).

La première méthode est la transformée d'Abel inverse, basée sur l'intégrale en ligne de la phase, le long de l'axe optique. En calculant le gradient le long de l'axe perpendiculaire à l'axe optique il est possible d'obtenir la différence d'indice optique introduit par l'échantillon. Finalement, par rotation numérique de l'image autour de l'axe de rotation l'indice optique est restitué quantitativement [3]. Cette technique est cependant limitée à des objets d'une taille supérieure à quelques longueurs d'onde, car ne tenant pas compte de la diffraction, tout comme la rétroprojection filtrée [4].

Pour reconstruire des spécimens faiblement diffractant, on peut utiliser la première approximation de Born. Un microscope holographique permet, par un mélange entre une onde de référence et l'onde diffractée par l'objet observé, de générer une figure d'interférences sur une caméra CCD. Cet hologramme est ensuite démodulé pour retrouver l'amplitude et la phase de l'onde diffractée. Dans le cadre de la première approximation de Born, les fréquences enregistrées correspondent à une portion de la sphère d'Ewald dans l'espace de Fourier, limitée par l'ouverture numérique de l'objectif de détection. Une transformée de Fourier 3D inverse permet alors de reconstruire une image 3D de l'indice optique du spécimen.

Cependant un seul hologramme implique une résolution axiale très faible [5]. Pour étendre le support fréquentiel, une synthèse d'ouverture est alors réalisée, en effectuant une rotation de l'illumination, du spécimen, ou, pour une reconstruction optimale, une combinaison des deux [6]. Mais ces expériences nécessitent en général l'acquisition d'un grand nombre d'hologrammes.

Nous montrons que pour des *objets cylindriques*, on peut limiter l'acquisition à un seul angle d'illumination. À partir de l'hologramme rétropropagé sur la sphère d'Ewald correspondante, le support de fréquence peut être tourné numériquement autour de l'axe de rotation au lieu d'avoir à effectuer une rotation physique de l'objet. En utilisant une illumination perpendiculaire à l'objet, il est alors possible de reproduire une acquisition tomographique par rotation d'objet dans un microscope holographique classique. En utilisant une illumination inclinée, on reproduit alors une acquisition par rotation d'objet dans un microscope tomographique.

Pour des *objets axisymétriques*, nous montrons qu'un balayage circulaire d'une illumination inclinée permet de reproduire la configuration décrite dans [6].

RÉFÉRENCES

- [1] Jin, D., Zhou, R., Yaqoob, Z., and So, P. T. C., Journal of the Optical Society of America B **34**, p. B64 (2017).
- [2] Haeberlé, O., Belkebir, K., Giovannini, H., and Santenac, A., Journal of Modern Optics **57**, 686 (2010).
- [3] Fukuda, T., Wang, Y., Xia, P., Awatsuji, Y., Kakue, T., Nishio, K., and Matoba, O., Optics Express **25**, 18066 (2017).
- [4] Wedberg, T. C., Starnes, J. J., and Singer, W., Applied Optics **34**, 6575 (1995).
- [5] Debailleul, M., Georges, V., Simon, B., Morin, R., and Haeberlé, O., Optics Letters **4**, 79 (2009).
- [6] Simon, B., Debailleul, M., Houkal, M., Ecoffet, C., Bailleul, J., Lambert, J., Spangenberg, A., Liu, H., Soppera, O., and Haeberlé, O., Optica **4**, 460 (2017).

Imagerie toute-optique en temps réel pour l'étude de phénomènes ultra-courts

Pierre-Henry Hanzard¹, Saïd Idlahcen¹, Claude Rozé¹, Thomas Godin¹, Ammar Hideur¹

¹ CORIA UMR 6614, Normandie Université, CNRS - Université de Rouen Normandie - INSA Rouen, Saint-Etienne du Rouvray, France

hanzardp@coria.fr

L'imagerie ultra-rapide est aujourd'hui un outil indispensable pour étudier des phénomènes extrêmement courts tels que la propagation d'ondes de choc, l'atomisation de jets de carburants hautes-vitesses ou encore les dynamiques cellulaires en biologie. Cependant, le compromis entre résolution spatiale et vitesse d'acquisition limite les capteurs usuels de type CCD et CMOS à des cadences de quelques centaines de kHz. Afin de contourner ce verrou technologique, une piste innovante consiste à utiliser l'imagerie par transformée de Fourier dispersive (ITFD), une technique d'imagerie toute-optique basée sur le principe de dualité espace-temps [1]. Cette technique consiste dans un premier temps à encoder une image dans le spectre optique d'une impulsion issue d'un laser ultra-rapide à verrouillage de modes. Pour accéder en "temps réel" au spectre de l'impulsion et donc au contenu de l'image, la technique de spectroscopie appelée Transformée de Fourier Dispersive (TFD) est alors utilisée [2]. Analogue au phénomène de diffraction dans le domaine spatial, cette technique met à profit le phénomène de dispersion dans le domaine temporel : après suffisamment de propagation dans un milieu dispersif, une impulsion évoluera temporellement jusqu'à devenir la transformée de Fourier de l'impulsion d'entrée, i.e. son spectre optique. En pratique, guider l'impulsion dans une fibre optique dispersive de plusieurs kilomètres permet ainsi d'observer sa TFD, c'est-à-dire son spectre sous forme temporelle. Il est alors possible d'accéder à l'image encodée dans nos impulsions en temps réel, la cadence du système d'imagerie étant donnée par le taux de répétition du laser, dans notre cas jusqu'à 80 MHz.

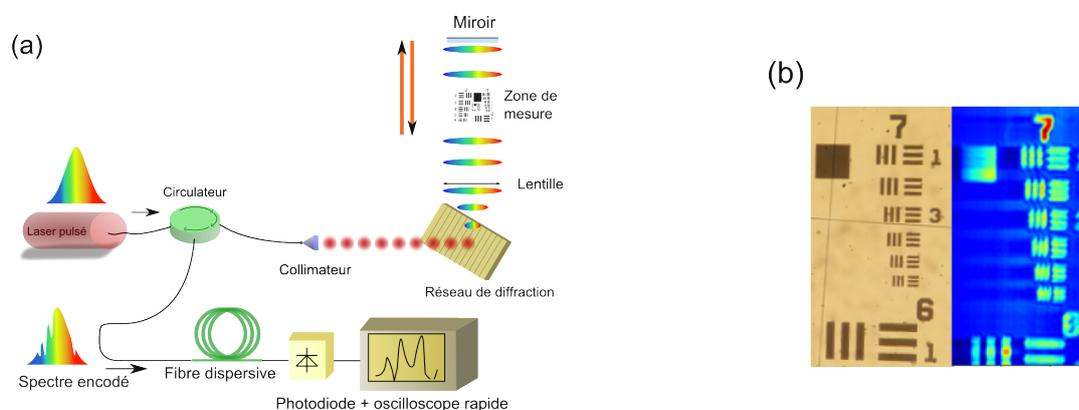


Fig. 1 : (a) Schéma de principe de l'ITFD. (b) Images d'une mire calibrée USAF1951 par un microscope classique (gauche) et par microscopie MHz - ITFD (droite).

Dans cette communication, nous présentons les principales caractéristiques de cette technique innovante en termes de performances (temporelles et spatiales) ainsi que ses limitations, puis son application à la visualisation de phénomènes ultra-rapides tels que la propagation d'ondes de chocs dans l'air. Il s'agit à notre connaissance de la première fois qu'une telle technique est développée en Europe et son implémentation devrait ainsi pouvoir conduire à de nouvelles pistes de recherche dans le domaine de l'imagerie rapide.

RÉFÉRENCES

- [1] K. Goda, K. K. Tsia, and B. Jalali, "Serial time-encoded amplified imaging for real-time observation of fast dynamic phenomena," *Nature*, vol. 458, no. 8, 2009.
- [2] K. Goda and B. Jalali, "Dispersive fourier transformation for fast continuous single-shot measurements," *Nat. Photon.*, vol. 7, 2013.

Vers la détection d'exoplanètes depuis l'espace : reconstruction conjointe d'aberrations de phase et d'amplitude par diversité de phase coronographique, et optimisation du contraste au plan focal

Olivier Herscovici-Schiller¹, Laurent M. Mugnier¹, Pierre Baudoz², Raphaël Galicher², Jean-François Sauvage^{1,3} et Fabien Patru²

¹ ONERA – The French Aerospace Lab, F-92322 Châtillon

² LESIA, CNRS, Observatoire de Paris, Université Paris Diderot, Université Pierre et Marie Curie, 5 place Jules Janssen, F-92190 Meudon

³ Laboratoire d'Astrophysique de Marseille UMR 7326, Aix-Marseille Université, CNRS, F-13388 Marseille

olivier.herscovici@onera.fr

La chasse aux exoplanètes constitue un domaine très actif de l'astronomie depuis les années 1990. La détection directe d'exoplanètes permet une caractérisation fine de celles-ci, mais la tâche est rendue difficile par le très haut contraste entre la planète et son étoile. On utilise classiquement un coronographe pour bloquer la lumière de l'étoile tout en laissant passer la lumière de la planète. Or la détection directe d'exoplanètes est limitée par les tavelures qui sont présentes dans les images scientifiques, tavelures engendrées par des aberrations quasi-statiques du système optique. Comme chaque nanomètre d'aberration compte, il est indispensable de ne pas introduire d'aberrations différentielles entre le capteur scientifique et l'analyseur de surface d'onde (ASO). C'est pourquoi on utilise directement le capteur scientifique comme ASO. Ensuite, l'optimisation du contraste est généralement faite en boucle fermée, au moyen d'une linéarisation de la relation entre aberrations en plan pupille et intensité en plan focal.

Dans le cas de futures missions spatiales comme HabEx (*Habitable Exoplanet Imaging Mission*) ou LUVOIR, les objectifs en termes de contraste entre planète et étoile sont si ambitieux (10^{10} , à comparer aux 10^6 des meilleurs instruments au sol à l'heure actuelle) qu'il ne suffira pas de mesurer et corriger les aberrations de phase du système : il faudra aussi mesurer et corriger les aberrations d'amplitude. Par ailleurs, l'hypothèse de linéarité qui intervient dans l'optimisation du contraste conduit à passer par un grand nombre d'états intermédiaires, ce qui peut prendre un temps précieux pour la mission spatiale.

Dans cette présentation, nous détaillerons l'extension de la diversité de phase coronographique, COFFEE, à l'estimation conjointe de phase et d'amplitude. Nous présenterons des résultats expérimentaux de mesure d'aberrations de phase et d'amplitude nanométriques obtenus sur le banc *Très Haute Dynamique* du LESIA (Observatoire de Paris). Nous présenterons également la première intercomparaison expérimentale d'analyseurs de surface d'onde coronographique. Ces résultats expérimentaux paraîtront dans *Astronomy and Astrophysics* [1]. Enfin, nous présenterons les premiers résultats expérimentaux de la technique dite de *non-linear dark hole*, qui permet d'aboutir à une optimisation du contraste dans une zone donnée du plan focal en deux à trois itérations seulement grâce à l'inversion d'un modèle non-linéaire d'imagerie coronographique. Un exemple de ces résultats est visible sur la figure 1.

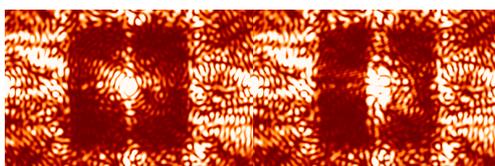


Figure 1 : À gauche, image de départ. À droite, image après amélioration du contraste dans le quadrant gauche.

RÉFÉRENCES

- [1] O. Herscovici-Schiller, L. M. Mugnier, P. Baudoz, R. Galicher, J.-F. Sauvage, and B. Paul, "Experimental validation of joint phase and amplitude wave-front sensing with coronagraphic phase diversity for high-contrast imaging.," *Astronomy and Astrophysics*, 2018.

Super-resolution fluorescence microscopy imaging from a chemometrician's perspective

Siewert Hugelier¹, Peter Dedecker², Paul Eilers³, Cyril Ruckebusch¹

¹Université de Lille, LASIR, Villeneuve d'Ascq, France.

²KU Leuven, Lab of Photochemistry and Spectroscopy, Heverlee, Belgium.

³Department of Biostatistics, Erasmus Medical Center, Rotterdam, The Netherlands.

siewert.hugelier@ed.univ-lille1.fr

Super-resolution wide-field fluorescence microscopy can provide structural information at the nanoscale and dynamic insight about biological processes in live cell samples. In general, the available information in super-resolution images is related to the density of emitters, with more emitters leading to more information. To obtain a high spatial resolution on short time sampling, and potentially probe dynamic processes in live cells, high-density images are acquired over a few tens of frames. In such frames, many emitters are simultaneously active and their emissions strongly overlap. Since single-emitter fitting methods collapse when applied to high-density super-resolution data, the development of new methods and image processing algorithms remains a topical and challenging issue for dynamic imaging and faster super-resolution experiments.

The cornerstone of high-density super-resolution single-molecule fluorescence imaging is data analysis and involves several steps ranging from pre-processing, e.g. image background handling, to post-processing, e.g. image rendering, clustering, etc. The core of our approach is the SParse Image DEconvolution and Reconstruction (SPIDER) algorithm. This approach tackles the image deconvolution problem in a penalized regression framework with multiple penalties (the L_0 -norm provides spatial sparsity, while a penalty on successive frames ensures the continuity of the emitters in the time mode). Additionally, the high density of the active fluorophores often results in the presence of significant auto-fluorescence (endogenous fluorescence) of the cells and strong bleaching of the fluorophores, masking the blinking of the exogenous fluorophores.

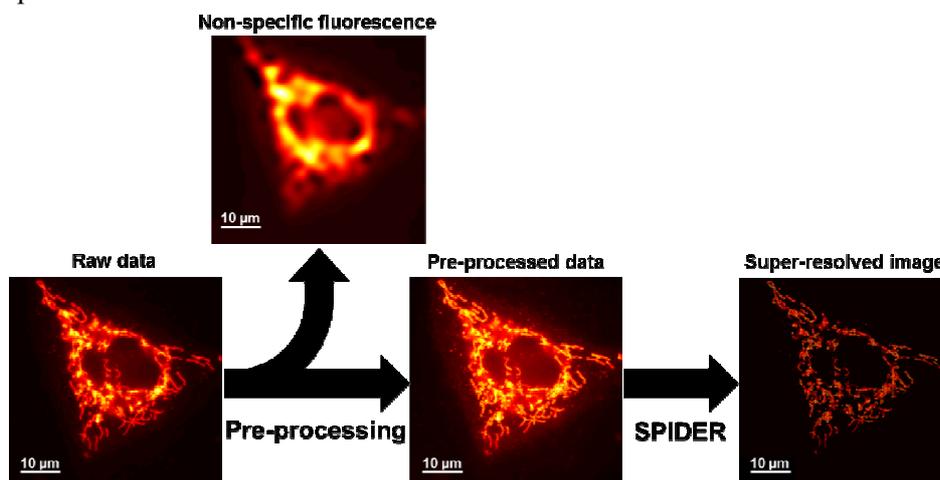


Figure 1 Processing pipeline for high-density super-resolution wide-field fluorescence microscopy data

We present the processing and analysis approaches developed. We combine spatial and temporal pre-processing to eliminate the non-specific fluorescence from the data, with as a result a clearer image and a better resolution. We illustrate the result obtained on different data obtained by fluorescence microscopy imaging, including protein-labeled mitochondria in a HEK293-T cell. On this example we demonstrate a resolution of 50 nm over a time sampling as short as 0.5 s. On overall, we show that we can work with higher densities of active emitters, for faster imaging, allowing the investigation of highly dynamic structural and morphological changes that membrane organelles undergo to accommodate the continuous processes occurring in live cells.

Reconstruction quantitative de phase à partir d'un seul hologramme en ligne utilisant un nouvel opérateur proximal : application à la microscopie de bactéries et au suivi de gouttelettes

Frédéric Jolivet¹, Fabien Momey¹, Loïc Denis¹, Loïc Méès², Nicolas Faure³, Nathalie Grosjean², Frédéric Pinston³, Jean-Louis Marié², Corinne Fournier¹

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

² *Laboratoire de Mécanique des Fluides et d'Acoustique UMR CNRS 5509, École Centrale de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, INSA Lyon, 69134 Écully Cedex, France*

³ *bioMérieux, 5 rue des berges, 38024 Grenoble cedex 01, France*

frederic.jolivet@univ-st-etienne.fr

Phase retrieval reconstruction is a central problem in digital holography [1, 2, 3], with various applications in microscopy, biomedical imaging, fluid mechanics. In an in-line configuration, the particular difficulty is the non-linear relation between the object phase and the recorded intensity of the holograms, leading to high indeterminations in the reconstructed phase. Thus, only efficient constraints and a priori information, combined with a finer model taking into account the non-linear behaviour of image formation, will allow to get a relevant and quantitative phase reconstruction. Inverse problems approaches are well suited to address these issues [4, 7, 9], only requiring a direct model of image formation and allowing the injection of priors and constraints on the objects to reconstruct, and hence offer good warranties on the optimality of the expected solution. In this context, following our previous works in digital in-line holography [5, 6, 8, 10], we propose a new regularized inverse problem approach for reconstructing the real and imaginary parts of the object's complex transmittance (i.e. phase and amplitude) from one in-line hologram. In addition to using a non-linear direct model of image formation, our approach uses a pool of physical a priori on the transmittance plane, merging several smooth, non-smooth and potentially non-convex regularization terms (edge-preserving, sparsity), as well as bound constraints on both the amplitude and phase. Hence such constraints applied on variables' groups (mixing real and imaginary parts), which are difficult to handle with classical optimization approaches. The global problem being non-differentiable and non-convex, we use a "variable splitting" allowing us to determine an analytical solution to the sub-problem involving non-smooth regularizations and bound constraints on variables' groups, in the form of a proximal operator. This new proximal operator constitutes the originality of the proposed algorithm. The global problem, adding the data-fidelity term, is then resolved using an ADMM-like optimization framework in a hierarchical way as in [11]. We demonstrate that our approach leads to quantitative phase estimation of micrometric objects on reconstructions of in-line holograms simulated with advanced models using Mie theory, avoiding "inverse crime" comparisons. These simulations also allow us to point out the limitations of the hypothesis made on imaged objects which are generally supposed to be weak scatterers and allowing to approximate them by a transmittance plane. Then we discuss the quality of reconstructions from experimental in-line holograms obtained from two different applications of in-line digital holography : tracking of an evaporating droplet (size $\sim 100\mu\text{m}$) and microscopy of bacterias (size $\sim 1\mu\text{m}$).

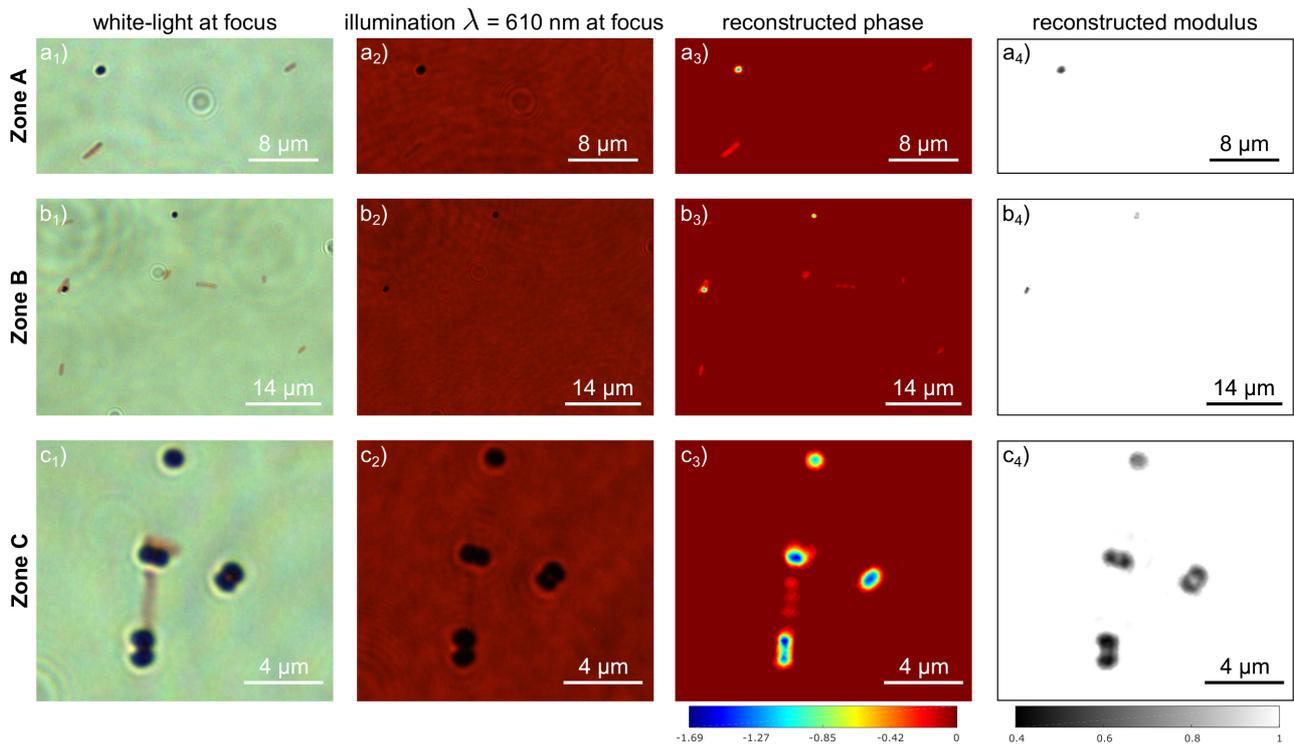


Figure 1 : Images of a sample of bacteria (bioMérieux). A, B and C are 3 regions of interest. a_1, b_1, c_1) Intensity images acquired at the focal plane of the objective ($z = 0 \mu\text{m}$) under white-light illumination. a_2, b_2, c_2) Intensity images acquired at the focal plane of the objective ($z = 0 \mu\text{m}$) under monochromatic illumination at $\lambda = 610 \text{ nm}$. a_3, b_3, c_3) Phase of the reconstructions from a defocused hologram ($z = 32 \mu\text{m}$) acquired at illumination wavelength $\lambda = 610 \text{ nm}$. a_4, b_4, c_4) Modulus of the reconstructions from the defocused hologram. [12]

RÉFÉRENCES

- [1] R. W. Gerchberg, "A practical algorithm for the determination of the phase from image and diffraction plane pictures," *Optik*, vol. 35, pp. 237–246, 1972.
- [2] J. R. Fienup, "Phase retrieval algorithms : a comparison," *Applied optics*, vol. 21, no. 15, pp. 2758–2769, 1982.
- [3] G. Liu and P. Scott, "Phase retrieval and twin-image elimination for in-line fresnel holograms," *JOSA A*, vol. 4, no. 1, pp. 159–165, 1987.
- [4] S. Sothivirat and J. A. Fessler, "Penalized-likelihood image reconstruction for digital holography," *JOSA A*, 2004.
- [5] F. Soulez, L. Denis, C. Fournier, É. Thiébaud, and C. Goepfert, "Inverse-problem approach for particle digital holography : accurate location based on local optimization," *JOSA A*, vol. 24, no. 4, pp. 1164–1171, 2007.
- [6] L. Denis, D. Lorenz, É. Thiébaud, C. Fournier, and D. Trede, "Inline hologram reconstruction with sparsity constraints," *Optics Letters*, vol. 34, no. 22, pp. 3475, 2009.
- [7] A. Bourquard, N. Pavillon, E. Bostan, C. Depeursinge, and M. Unser, "A practical inverse-problem approach to digital holographic reconstruction," *Optics express*, vol. 21, no. 3, pp. 3417–3433, 2013.
- [8] C. Fournier, L. Denis, M. Seifi, and T. Fournel, "Digital hologram processing in on-axis holography," *Multi-dimensional Imaging*, vol. 0, pp. 51–73, 2014.
- [9] F. Soulez, É. Thiébaud, A. Schutz, A. Ferrari, F. Courbin, and M. Unser, "Proximity operators for phase retrieval," *Applied optics*, vol. 55, no. 26, 2016.
- [10] C. Fournier, F. Jolivet, L. Denis, N. Verrier, E. Thiebaud, C. Allier, and T. Fournel, "Pixel super-resolution in digital holography by regularized reconstruction," *Applied Optics*, vol. 56, no. 1, pp. 69–77, 2017.
- [11] R. Mourya, L. Denis, J.-M. Becker, and E. Thiebaud, "Augmented lagrangian without alternating directions : Practical algorithms for inverse problems in imaging," *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 2015.
- [12] F. Jolivet, F. Momey, L. Denis, et al, "Regularized reconstruction of absorbing and phase objects from a single in-line hologram, application to fluid mechanics and micro-biology", in *Optics Express* to be published in march 2018.

Organisation cellulaire en microscopie polarimétrique à balayage

Aymeric Le Gratiet¹, Riccardo Marongiu^{1,2}, Luca Pesce^{1,2}, Michele Oneto¹, Paolo Bianchini¹, Alberto Diaspro^{1,2}

¹ Nanoscopy, Nanophysics, Istituto Italiano di Tecnologia, Via Morego 30, 16163 Genoa, Italy

² Department of Physics, University of Genoa, Via Dodecaneso 33, 16146 Genoa, Italy

aymeric.legratiet@iit.it

Depuis des années, les travaux de notre laboratoire (*NIC@IIT*) se sont axés autour des techniques en microscopie de super-résolution en fluorescence afin de comprendre l'organisation de l'ADN au sein de la cellule [1]. Cependant, ces techniques utilisent des marqueurs fluorescents qui modifient la densité moléculaire et l'organisation au sein de l'échantillon biologique.

Récemment, notre équipe s'intéresse aux méthodes sans marquage et plus particulièrement aux méthodes polarimétriques. En effet, de multiples études sur le dichroïsme circulaire ont montré par exemple qu'il était possible d'obtenir des informations sur l'organisation de bio-polymères à l'échelle moléculaire [2].

C'est dans ce but que nous avons implémenté une technique basée sur l'analyse du dichroïsme linéaire et circulaire sur un microscope à balayage laser commercial *Nikon*. Ce système utilise un modulateur photo-élastique et des photodiodes à avalanche, afin de moduler et de mesurer la polarisation à une vitesse compatible aux temps de résidence par pixel avec une grande sensibilité. Des études préliminaires ont permis d'obtenir des images avec des contrastes polarimétriques de divers échantillons (amidon, cellulose, ...), ainsi que de la chromatine dans des noyaux cellulaires, couplés avec des techniques de fluorescence au sein du même instrument.

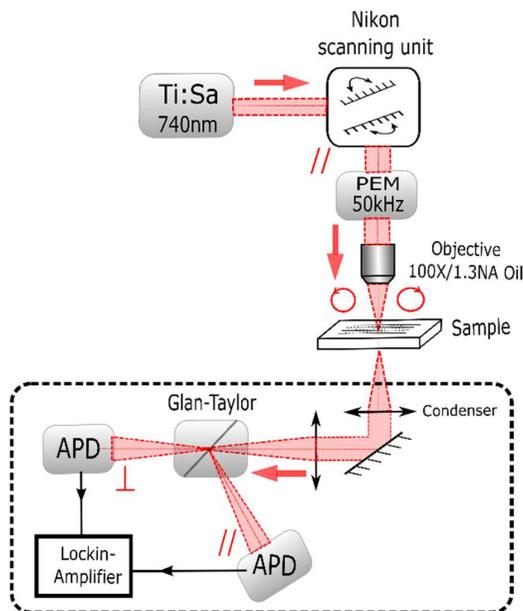


Figure 1: Schéma du microscope polarimétrique à balayage laser utilisant un modulateur photo-élastique et deux canaux de détection. PEM : modulateur photo-élastique à 50kHz. APD : Photodiode à avalanche

REFERENCES

- [1] A. Diaspro, M.A.M.J. van Zandvoort, "Super-Resolution Imaging in Biomedicine", CRC Press, USA, 2016.
- [2] A. Diaspro, M. Bertolotto, L. Vergani and C. Nicolini, "Polarized light scattering of nucleosomes and polynucleosomes-In Situ and InVitro Studies", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 7, pp. 670–677, 1991.

Déconvolution d'images hyperspectrales de luminescence pour la caractérisation des cellules photovoltaïques

Vincent Le Guen^{1,2}, Nicolas Paul¹, Daniel Ory², Laurent Lombez²

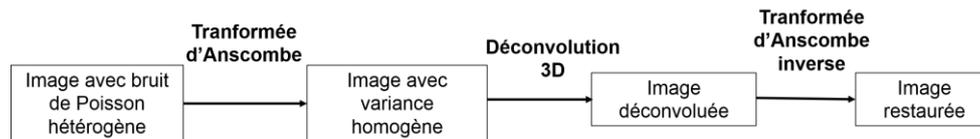
¹ EDF R&D, 6 Quai Watier, 78400 CHATOU, France

² IPVF, Institut Photovoltaïque d'Ile-de-France, Avenue de la Vauve, 91120 PALAISEAU, France

vincent.le-guen@edf.fr, nicolas.paul@edf.fr, daniel.ory@edf.fr, laurent.lombez@chimie-paristech.fr

Résumé - Nous présentons ici une chaîne de traitement d'images hyperspectrales pour la caractérisation des cellules photovoltaïques. Tout d'abord, nous formulons le problème inverse à partir d'un modèle physique général. Nous proposons ensuite une déconvolution 3D par Variation Totale, et un prétraitement de stabilisation de variance du bruit poissonnien par la transformée d'Anscombe. Enfin, nous illustrons l'apport de ces traitements sur des cellules de Cu(In,Ge)Se₂ et de GaAs.

La chaîne de traitement d'images est présentée ci-dessous. Les volumes sont acquis par un imageur hyperspectral qui enregistre les variations spatiales (images) de spectres de luminescence émis par une cellule solaire. Les mesures de comptage de photons étant soumises à un bruit de Poisson, nous appliquons une stabilisation de variance (transformation d'Anscombe [1]) pour obtenir un bruit de variance homogène spatialement. Puis une déconvolution 3D avec une régularisation par Variation Totale [2] permet d'améliorer la résolution de l'image tout en préservant la structure spatiale granulaire (variations brusques).



Le problème de caractérisation des cellules PV est formulé comme un problème inverse d'optimisation entre un modèle physique de luminescence [3] et les images acquises, avec des contraintes de bornes sur les paramètres recherchés.

Nous montrons que la déconvolution des images et la stabilisation de variance permettent d'améliorer la caractérisation en diminuant l'incertitude sur la détermination des paramètres de la cellule (Figure 1) et en cartographiant ces paramètres avec une meilleure cohérence spatiale (Figure 2). Les détails de la méthode sont présentés dans la publication [4].

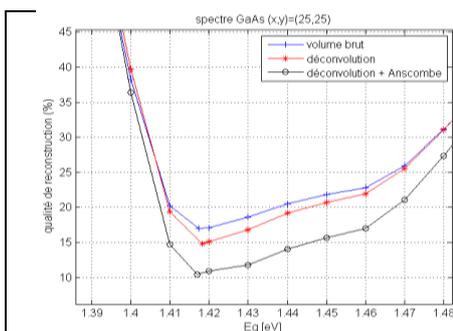


Figure 1 : Qualité de reconstruction d'un spectre en fonction de la bande interdite EG

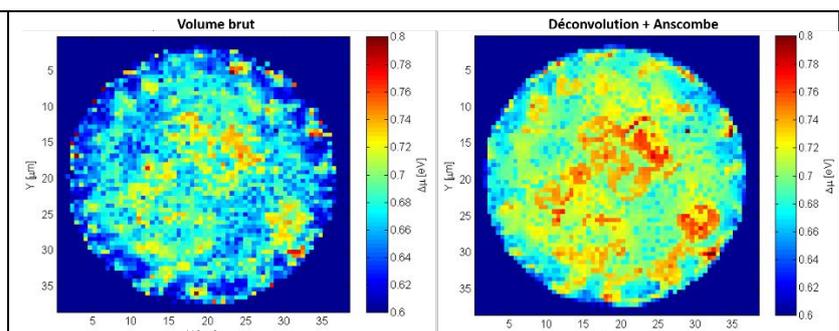


Figure 2 : Cartographie des quasi-niveaux de Fermi $\Delta\mu$

RÉFÉRENCES

- [1] F. J. Anscombe, *The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data*, Biometrika, 35(3/4), 246-254 (1948).
- [2] L. I. Rudin, S. Osher and E. Fatemi, *Nonlinear total variation based noise removal algorithms*, Physica D: Nonlinear Phenomena, 60(1-4), 259-268 (1992).
- [3] J.K. Katahara and H.W. Hillhouse, *Quasi-Fermi level splitting and sub-bandgap absorptivity from semiconductor photoluminescence*, Journal of Applied Physics, 116(17), 173504 (2014).
- [4] V. Le Guen, N. Paul, D. Ory, L. Lombez, *Déconvolution d'images hyperspectrales de luminescence pour la caractérisation des cellules photovoltaïques*, GRETSI, Juan-les-Pins, 2017.

Caméra panoptique temps réel

Stéphane Mancini ¹

¹ Laboratoire TIMA, 46 A. F. Viallet, 38031 Grenoble, France

stephane.mancini@univ-grenoble-alpes.fr

Contexte Une caméra panoptique a vocation à acquérir un champ de vue total, à 360°, en agglomérant des images prises par un ensemble de caméras [1, 2, 3, 4, 5]. A la différence d'un système d'acquisition dit de panorama de photos prises par un seul appareil à différents moments, ce qui génère des artefacts dus aux mouvements entre deux prises, la caméra panoptique acquiert toutes les vues simultanément. Une telle acquisition simultanée peut être simplement réalisée en contrôlant directement les capteurs de chacune des caméras et le mode d'acquisition (temps d'exposition, gestion du shutter, etc ...). La conséquence directe est une simplification algorithmique pour le calcul des raccords et également une simplification de la calibration des caméras et de la géométrie des vues. Le prototype de caméra panoptique réalisé permet le raccordement temps réel, au débit vidéo, avec une latence d'une seule trame, et ceci grâce à une architecture de traitement embarqué logicielle et matérielle.

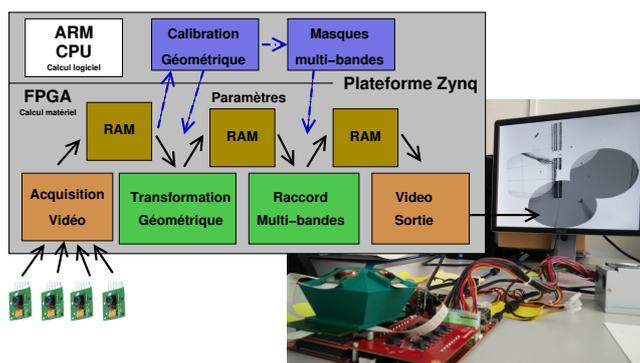


Fig. 1 : Architecture logicielle et matérielle de traitement temps réel de la caméra panoptique

Caméléon Le prototype réalisé, visible sur la figure 1, consiste en un dôme de caméras miniatures, du type de celles de téléphones mobiles, connectées à une unité d'acquisition et de calcul temps réel. Les caméras sont fixées sur un support et toutes les orientations sont connues par construction, mis à part des biais d'alignement qui seront compensés par calibrage. L'unité de calcul est constituée de processeurs embarqués et d'un FPGA (matrice de calcul matériel reconfigurable), qui réalise le calcul vidéo en temps réel. Le processeur est en charge de la calibration et du calcul des masques de pondération pour un raccordement multi-bande (multi-band blending [6]). Les images arrivent directement dans le FPGA, par les liens vidéo (ici au protocole MIPI-CSI) et les pixels sont directement stockés dans les mémoires internes pour être traités immédiatement par le calculateur matériel, au débit vidéo. Afin de réaliser les calibrage géométrique et le raccordement, les images intermédiaires sont déroutées vers le processeur de façon à être analysées par un logiciel embarqué. Le logiciel de calibration fonctionne à un rythme plus lent et paramètre le flux de données du traitement matériel.

Conclusion et perspectives A très court terme, l'unité de calcul matérielle du raccordement multi-bande sera réalisée. Ensuite, l'architecture de traitement sera revue de façon à pouvoir accroître d'une part la résolution des images d'entrée et celle de l'image reconstruite et également augmenter le nombre de caméra pour mieux recouvrir le champ de vue. Ces modifications porteront sur une meilleure gestion de la mémoire interne du système et sur la parallélisation des calcul pour accroître le débit vidéo en sortie.

Remerciements Ces travaux ont été réalisés par de nombreux étudiants de la filière système et logiciels embarqués de l'ENSIMAG.

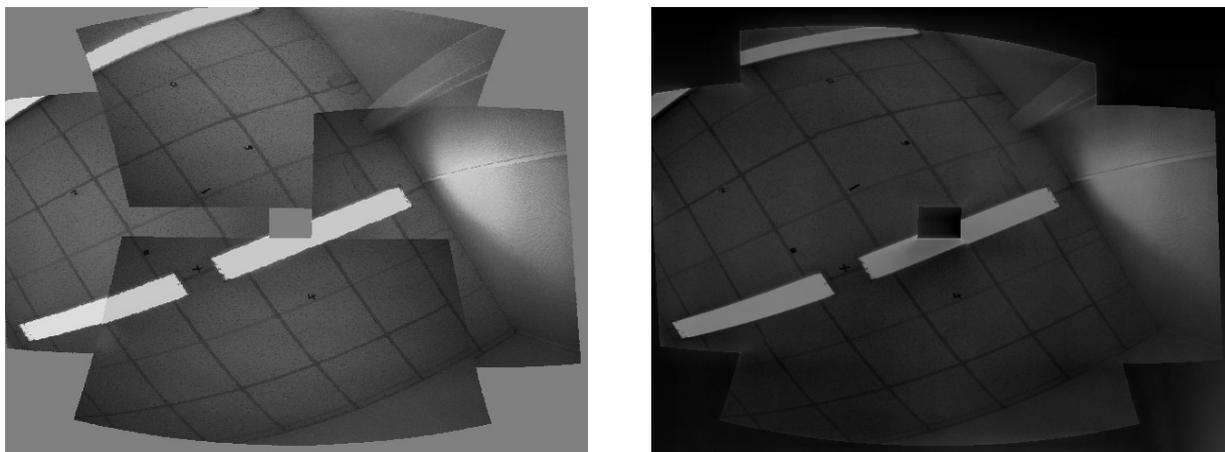


Fig. 2 : Raccordement 'géométrique' réalisé par l'unité matérielle de transformation et raccordement multi-bande de référence

RÉFÉRENCES

- [1] H. Afshari, V. Popovic, T. Tasci, A. Schmid, and Y. Leblebici, "A spherical multi-camera system with real-time omnidirectional video acquisition capability,"
- [2] Y. L. Amer Cogal, Vladan Popovic, "Spherical panorama construction using multi sensor registration priors and its real-time hardware," *2013 IEEE International Symposium on Multimedia*, 2013.
- [3] A. Akin, E. Erdede, H. Afshari, A. Schmid, and Y. Leblebici, "Enhanced omnidirectional image reconstruction algorithm and its real-time hardware," *Euromicro Conference on Digital System Design*, 2012.
- [4] K. Seyid, V. Popovic, O. Cogal, A. Akin, H. Afshari, A. Schmid, and Y. Leblebici, "A real-time multiaperture omnidirectional visual sensor base on an interconnected network of smart cameras," *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, February 2015.
- [5] V. PopoviĀĀ, *Real Time Implementation of the Omnidirectional Vision Construc- tion*. PhD thesis, EPFL, 2011.
- [6] P. J. Burt and E. H. Adelson, "A multiresolution spline with application to image mosaics," *ACM Trans. Graph.*, vol. 2, pp. 217–236, Oct. 1983.

Dual microscope for phase and fluorescence imaging based on chromatic aberration

Ondrej Mandula¹, Cedric Allier¹, Lionel Herve¹, Anne Fourest-Lieuvin², Angelique Vinit² and Sophie Morales¹

¹ CEA-Leti Grenoble, 17 avenue des Martyrs, 38054 Grenoble Cedex 9, France

² Universite Grenoble Alpes, CEA, Inserm U1216, BIG-GPC, 38000 Grenoble, France

ondrej.mandula@cea.fr

We propose a simple microscope combining phase imaging with fluorescence. This compact setup can be easily inserted in a standard biological incubator and allows observation of cellular cultures over several days. Phase image of the sample is reconstructed from a single, slightly defocused image taken under semi-coherent illumination [1]. Fluorescence in-focus image is recorded in epi-fluorescence geometry. The phase and fluorescence images are taken sequentially using a single CMOS camera. No mechanical movement of neither sample nor objective is required to change the imaging modality. The only change is the wavelength of illumination and excitation light for phase and fluorescence imaging, respectively. The slight defocus needed for phase imaging is achieved due to specifically introduced chromatic aberration in the imaging system.

We present dual modality time-laps movies of cellular cultures observed over several days in physiological conditions inside an incubator. A field-of-view of 3 mm² allows observation up to thousands of cells with micro-meter spatial resolution in quasi-simultaneous phase and fluorescence mode. We believe that the simplicity, small dimensions, ease-of-use and low cost of the system make it a useful tool for biological research.

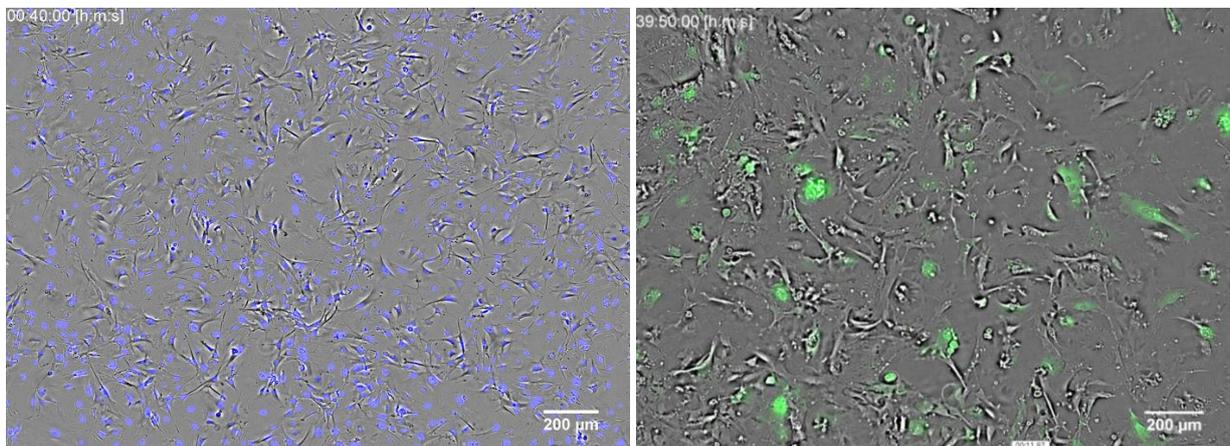


Figure 1: Mouse embryonic fibroblasts (MEF) stained with Hoechst (left) and with a subpopulation producing GFP (right). Merge of phase and fluorescence images. Both experiments were performed directly in a standard incubator. The cells were placed in a petri dish with nutritive media and observed over three days with recording every 10 mins.

RÉFÉRENCES

- [1] Allier, C. et al., “Imaging of dense cell cultures by multiwavelength lens-free video microscopy,” *Cytometry Part A* 91(5), 433 (2017).

Accélération de la méthode de microscopie à illumination structurée à l'aide de l'acquisition comprimée

William Meiniel^{1,2}, Piernicola Spinicelli¹, Elsa D. Angelini^{2,3}, Alexandra Fragola⁴, Vincent Loriette⁴, François Orioux⁵, Eduardo Sepulveda⁶, Jean-Christophe Olivo-Marin¹

¹ Institut Pasteur, Unité AIB, CNRS UMR 3691, Paris, France

² LTCI, Télécom ParisTech, Université Paris-Saclay, France

³ ITMAT DSG, NIHR Imperial BRC, Imperial College London, UK

⁴ ESPCI ParisTech, LPEM, CNRS UMR 8213, France

⁵ L2S, CNRS, Centrale Supélec, Université Paris-Saclay, France

⁶ LPNHE, IN2P3, CNRS UMR 7585, UPMC, France

william.meiniel@pasteur.fr, piernicola.spinicelli@pasteur.fr

Nous proposons une méthode pour appliquer la théorie de l'Acquisition Comprimée (Compressed Sensing - CS) à une technique de super-résolution : la microscopie à illumination structurée (SIM). En exploitant la parcimonie dans le domaine de Fourier d'images en microscopie à fluorescence, nous pouvons reconstruire avec une grande précision une image à partir d'un faible nombre de pixels sur la caméra. Nous appliquons alors cette méthode à la reconstruction SIM à 4 images, ce qui permet de reconstruire des images en microscopie à fluorescence super-résolues, en n'utilisant que 25% des pixels de la caméra pour chaque acquisition.

La notion de parcimonie est centrale dans la théorie du CS, mais les images naturelles ou biologiques sont rarement parcimonieuses. D'autre part, dans le contexte de la microscopie, toutes les images ont une propriété commune : elles sont le résultat d'une convolution entre l'échantillon illuminé et la fonction d'étalement du point (PSF) du microscope. Cela entraîne une baisse de résolution, ce que l'on peut modéliser par un filtre passe-bas dans le domaine de Fourier.

La plupart des applications du CS considèrent un échantillonnage aléatoire dans le domaine de Fourier pour reconstruire une image qui est parcimonieuse (ou plus vraisemblablement compressible) dans le domaine direct (à une éventuelle transformée près). Nous proposons ici de suivre l'approche opposée, en considérant des images parcimonieuses dans le domaine de Fourier, que l'on reconstruit à partir d'un échantillonnage dans le domaine direct.

En pratique, si on acquiert seulement un nombre M de pixels parmi les N que contiennent la caméra, et que l'on note $y = \Phi x \in \mathbb{R}^M$ (avec $M < N$) le vecteur des valeurs enregistrées, où Φ est une matrice de sélection des pixels, et x est l'image idéale, on peut reconstruire un estimateur de x via :

$$\hat{x}_{CS} = \underset{x \in \mathbb{R}^N}{\operatorname{argmin}} \|\mathcal{F}(x)\|_1 \text{ tel que } \Phi x = y \quad (1)$$

où \mathcal{F} représente l'opérateur de transformation de Fourier.

D'autre part, les travaux de [1] ont montré que l'on peut reconstruire une image SIM super-résolue à partir de seulement 4 images, en résolvant le problème suivant :

$$\hat{x}_{SIM} = \underset{x \in \mathbb{R}^N}{\operatorname{argmin}} \|g - HIf\|_2^2 + \lambda \|Df\|_2^2 \quad (2)$$

où g est la donnée des 4 images, H et I sont les matrices de convolution et d'illumination modélisant le système SIM, λ est un hyper-paramètre déterminé par inférence Bayésienne, et Df est la Hessienne de l'image x .

Ainsi, en remplaçant dans g les 4 images par les estimateurs obtenus à partir de la reconstruction CS pour chaque image sous-échantillonnée, on parvient à reconstruire un estimateur final \hat{x}_{CS-SIM} de l'image super-résolue \hat{x}_{SIM} , de même résolution, en utilisant seulement 25% des pixels de chacune des 4 acquisitions.

RÉFÉRENCES

- [1] F. Orioux, E. Sepulveda, V. Loriette, B. Dubertret, and J.-C. Olivo-Marin, "Bayesian estimation for optimized structured illumination microscopy," *Transactions on Image Processing*, vol. 21, no. 2, pp. 601–614, 2012.

Profilométrie optique haute résolution en immersion par interférométrie

H. Mukhtar^{1,2}, F. Anstotz, R. Barillon³ et P.C. Montgomery¹

¹Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube), UDS-CNRS, UMR 7357, 23 rue du Lœss, 67037 Strasbourg, France

²Telkom University, Jl.Telekomunikasi Terusan Buah Batu, 40257 Bandung, Indonésie

³Institut Pluridisciplinaire Hubert Curien (IPHC), Université de Strasbourg-CNRS, 23 rue du Loess, 67037 Strasbourg.

paul.montgomery@unistra.fr

La profilométrie optique par interférométrie est une des techniques dites de "nanoscopie" [1] qui permet la caractérisation de surfaces d'une manière non-invasive, rapide et avec une résolution axiale nanométrique. Classiquement, les mesures de la topographie de surface se font dans l'air. Dans certaines situations, il est intéressant de faire les mesures dans l'eau, notamment pour augmenter la résolution latérale [2]. Certaines applications exigent que les échantillons soient mesurés en immersion comme en chimie et en biologie où des mesures dans un milieu liquide permettent l'analyse des systèmes qui évoluent avec le temps comme par exemple les réactions chimiques entre une couche de colloïdes [3] et un milieu aqueux ou la croissance d'une couche de biomatériau ou encore la croissance d'une cellule vivante. Dans ce projet nous avons développé un système de haute résolution basé sur un interféromètre de type Linnik, équipé d'objectifs à immersion dans l'eau. Pour équilibrer les chemins optiques des deux bras de l'interféromètre, il est nécessaire de compenser aussi le bras de référence. Dans un Linnik classique, le bras de référence est monté à l'horizontal, ce qui rends compliqué l'insertion d'une colonne d'eau [4]. Nous présentons des résultats sur l'utilisation des lames de poly-acrylate et de PDMS entre l'objectif et le miroir de référence pour compenser la différence de chemin optique et qui sont auto-portants sans couler.

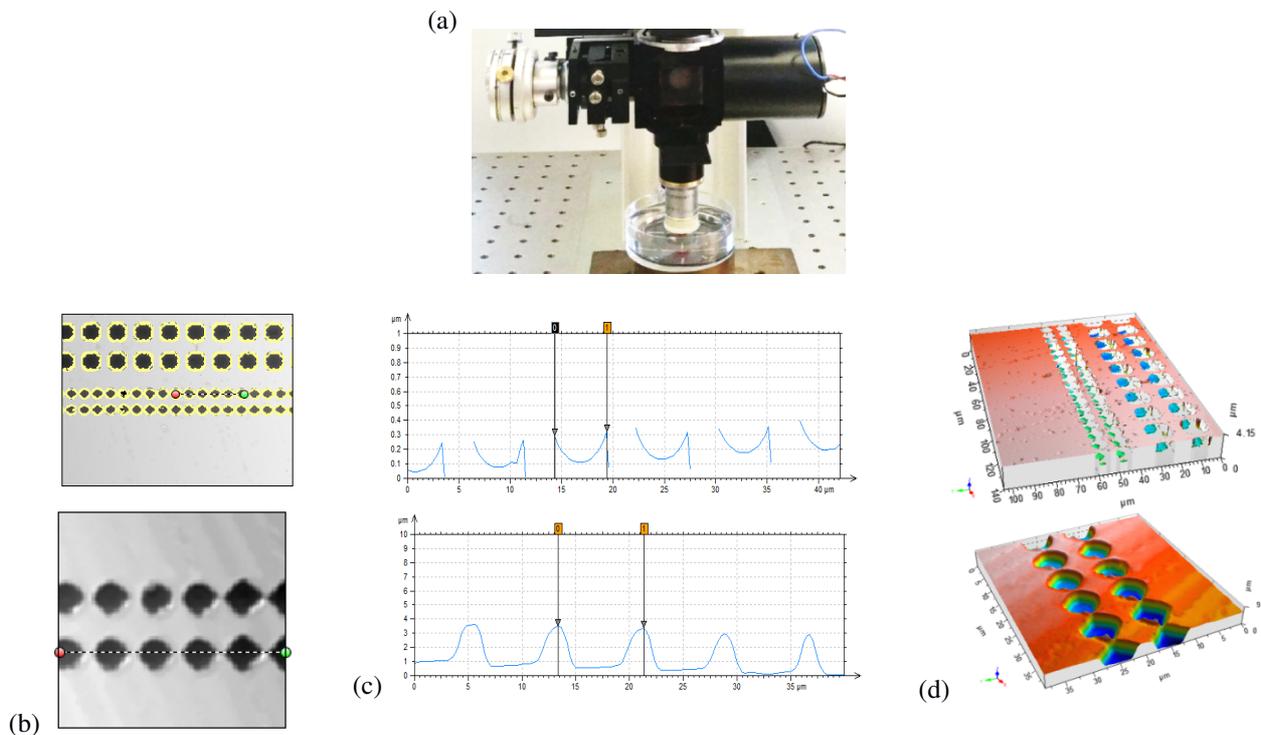


Figure 1 : (a) Système Linnik à immersion, (b), (c) et (d) carrés graves en Si mesurés en x20 immersion (haut) et dans l'air avec un système commercial x50 Mirau Zygo.

D'autres modifications ont également été apportées au design du Linnik pour rendre plus facile son ajustement pour avoir des franges de bon contraste (Fig. 1(a)). Les premiers résultats du système sont montrés sur des mesures d'étalons (Fig. 1(b), (c), (d)) et de structures immergées comme les couches de colloïdes pour montrer qu'il est possible de caractériser des échantillons à haute résolution dans l'eau. Les résultats ouvrent la possibilité de caractériser des phénomènes chimiques et biologiques en milieux liquide.

RÉFÉRENCES

- [1] Montgomery P.C. & Leong-Hoi A., "Emerging optical nanoscopy techniques", *J. of Nanotechnology, Science and Applications*, 2015:8, pp. 31–44, 2015. Vidéo : <http://youtu.be/IU2jATHQwA>.
- [2] Oh W.Y., Bouma B.E., Iftimia N., Yun S.H., Yelin R., and Tearney G.J., "Ultrahigh-resolution full-field optical coherence microscopy using InGaAs camera", *Optics Express*, vol. 14, no. 2, p. 726, 2006.
- [3] Halter E., Montgomery P.C., Montaner D., Barillon R., Del Nero M., Galindo C. & Georg S., "Characterization of inhomogeneous colloidal layers using adapted coherence probe microscopy", *Applied Surface Science*, vol. 256, pp. 6144–6152, 2010.
- [4] Ogien J., "Développement de systèmes de microscopie par cohérence optique pour l'imagerie de la peau", Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, 30 novembre 2017.

Un panorama des méthodes de réduction du bruit en imagerie de phase: algorithmes, classement, analyse des erreurs et métriques

Silvio Montrésor¹, Pascal Picart^{1,2}

¹ LAUM UMR 6613, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France

² ENSIM, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France

silvio.montresor@univ-lemans.fr

L'holographie numérique est une méthode non conventionnelle d'imagerie cohérente. Elle est très répandue dans le domaine de la microscopie et des mesures de champs des déplacements ou de formes de surfaces. Son principal avantage réside en ce qu'elle permet la caractérisation sans contact de surfaces, rugueuses ou non, d'objets avec une grande sensibilité et une haute précision. L'hologramme numérique possède des propriétés particulières liées à la nature même des ondes optiques mises en jeu à l'enregistrement. D'une manière générale, le codage de l'information est lié au champ de speckle produit par l'onde issue de la surface de l'objet. Il vient alors que le champ optique reconstruit possède également une microstructure de type speckle, c'est-à-dire avec une granularité aléatoire sur son amplitude et sa phase. Cette phase aléatoire est la clé pour la mesure sans contact : on s'intéresse alors à la corrélation de phase qui existe entre plusieurs états de l'objet. Lorsque l'objet est déformé sous l'action d'une sollicitation quelconque, qui peut être d'origine mécanique, acoustique, thermique, pneumatique, biologique, etc..., il apparaît un phénomène de décorrélation de speckle entre deux instants considérés. Cette décorrélation ajoute un bruit haute fréquence spatiale au signal utile, dont la largeur de corrélation spatiale est liée à la taille du grain de speckle observable sur l'image d'amplitude. Ainsi la carte de phase nécessite un filtrage pour être correctement exploitée en vue d'une confrontation avec un modèle physique de l'objet étudié. Le bruit de speckle peut être de fort niveau, et dépend directement du nombre de franges générées par les variations de chemins optiques générées par l'objet, il est alors nécessaire d'appliquer un filtrage spatial avant d'envisager le déroulement de phase. Différentes méthodes ont été appliquées pour lisser ces franges numériques mais elles n'ont eu qu'un succès partiel. En premier lieu, nous présentons dans cette communication un classement des méthodes de débruitage appliquées aux phases obtenues en holographie numériques [1, 2] en termes d'erreur sur la phase et d'indice de qualité. Nous montrons en particulier que la transformée de Fourier fenêtrée bidimensionnelle constitue l'état de l'art pour l'imagerie de phase, que ce soit en contexte simple vue ou multi-vues. Nous décrivons ensuite deux applications de ces résultats pour l'acoustique, d'une part en contrôle non destructif et d'autre part en vibro-acoustique.

RÉFÉRENCES

- [1] S. Montresor and P. Picart, "Quantitative appraisal for noise reduction in digital holographic phase imaging," *Optics Express*, vol. 24, no. 13, pp. 14322–14343, 2016.
- [2] S. Montresor, P. Picart, O. Sakharuk, and L. Muravsky, "Error analysis for noise reduction in 3D deformation measurement with digital color holography," *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 34, no. 5, pp. B9–B15, 2017.

Thermal model of temperature rise under in vivo two-photon optogenetics brain stimulation

Alexis Picot¹, Soledad Dominguez¹, Dimitrii Tanese¹, Chang Liu¹, I-Wen Chen¹, Emiliano Ronzitti¹, Dan Oron², Pascal berto¹, Gilles Tessier¹, Benoît C. Forget¹, Valentina Emiliani¹

¹ *Neurophotonics Laboratory, UMR 8250 CNRS, Université Paris Descartes, 45 Rue des Saints-Pères, 75006 Paris, France*

² *Department of Physics of Complex Systems, Weizmann Institute of Science, 76100 Rehovot, Israel*

alexis.picot@parisdescartes.fr

Over the past decades, optogenetics has been transforming neuroscience research with the promise of enabling neuroscientists to drive and read neural circuits and determine how they give rise to sensation, perception, and cognitive function. The recent development of new illumination approaches combined with two-photon (2P) excitation, either sequential or parallel, has opened the route for brain circuits manipulation with single cell resolution and millisecond temporal precision. Yet, the high excitation power required for multi-target illumination especially under 2P illumination raises questions about the induced local heating inside samples.

Here, we present a theoretical model that enables to simulate both 3D light spreading and heat diffusion within scattering samples at unprecedented high spatial and temporal resolution under the illumination configurations most commonly used to perform 2P optogenetics: single- and multi-spot holographic illumination, spiral and raster scanning. The model combines a random phase mask approach to account for 3D light scattering within tissue and Fourier's heat diffusion equation solved through a Green's function formalism to evaluate the corresponding spatial and temporal heat diffusion during and after 2P-photostimulation.

By investigating the photostimulation repetition rate, spot spacing, and illumination dependence of heat spreading, we found conditions that enable to design a multi-target 2P optogenetics experiment with minimal sample heating.

Inversion de modèle d'interactions entre lumière et tissus biologiques pour la caractérisation de la peau par spectroscopie optique

Prisca Rakotomanga^{1,2}, Charles Soussen³, Marine Amouroux^{1,2}, Alain Delconte^{1,2}, Walter Blondel^{1,2}

¹ Université de Lorraine, CRAN UMR 7039, France (prisca.rakotomanga@univ-lorraine.fr)

² CNRS, CRAN UMR 7039, France

³ L2S, CentraleSupélec, CNRS, Université Paris-Sud

La biopsie optique vise à fournir une caractérisation non invasive de l'état sain ou pathologique des tissus biologiques en exploitant les interactions lumière-tissus. La spectroscopie de réflectance diffuse résolue spatialement conduit à l'acquisition de spectres d'intensité rétrodiffusée par les tissus après absorptions et diffusions à différentes profondeurs et à 3 distances source-détecteur situées entre 0,4 et 0,8 mm. L'utilisation de modèles physiques simulant la propagation de la lumière dans des tissus diffusants permet de remonter aux propriétés optiques, à savoir les coefficients d'absorption $\mu_a(\lambda)$ et de diffusion $\mu_s(\lambda)$ des couches de la peau (épiderme et derme). Les modèles directs utilisés sont soit des modèles analytiques basés sur l'approximation de la diffusion[1], soit des modèles de Monte Carlo plus réalistes [2].

L'inversion de modèle consiste à minimiser une fonction coût par rapport aux paramètres optiques $\mathbf{p} = \{\mu_a(\lambda), \mu_s(\lambda)\}$. Cette fonction coût représente l'écart quadratique \mathcal{D} entre les réflectances expérimentales R_{exp} et les réflectances simulées R_{mod} . Le problème inverse est respectivement formulé par :

$$\min_{\mathbf{p}} f(\mathbf{p}) = \{\mathcal{D}(R_{exp}, R_{mod}(\mathbf{p}))\} \quad \text{ou} \quad \min_{\mathbf{p}} f(\mathbf{p}) = \{\mathcal{D}(R_{exp}, \mathbb{E}[R_{mod}(\mathbf{p})])\} \quad (1)$$

pour des modèles déterministes et stochastiques, où R_{exp} rassemble les 3 spectres mesurés et \mathbb{E} représente l'espérance mathématique par rapport au bruit de modèle.

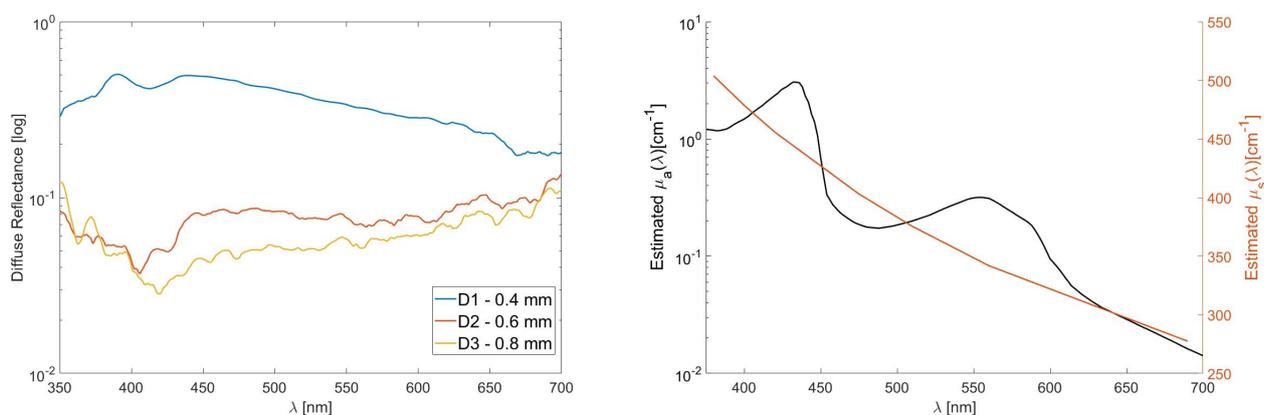


Fig. 1 : Exemple de spectres mesurés pour un fantôme optique de peau bi-couches. À gauche, les 3 spectres de réflectance diffuse mesurés. À droite, les paramètres optiques estimés $\mu_a(\lambda)$ et $\mu_s(\lambda)$ pour la couche la plus externe.

La présentation proposée vise à faire le point sur les questions de précision et de robustesse dans l'estimation de ces paramètres et l'impact de la prise en compte des dimensions spectrales et spatiales dans la résolution du problème inverse associé. Ces développements peuvent également être d'intérêt dans le traitement d'images multispectrales obtenues avec de nouvelles caméras conçues pour la biopsie optique.[3].

RÉFÉRENCES

- [1] T. J. Farrell, M. S. Patterson, and B. Wilson, "A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo," *Med. Phys.*, vol. 19, pp. 879–888, 1992.
- [2] L. Wang, S. L. Jacques, and L. Zheng, "MCML - Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, ELSEVIER, vol. 47, pp. 131–146, 1995.
- [3] A. Bjorgan, M. Milanic, and L. L. Randberg, "Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications," *Journal of Biomedical Optics*, pp. 066003–1 – 066003–11, 2014.

Compensation du mouvement en imagerie holographique de la rétine

Julie Rivet^{1,2}, Guillaume Tochon², Serge Meimon³, Michel Paques⁴, Thierry Géraud², Michael Atlan¹

¹ ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS, Institut Langevin, 1 rue Jussieu, 75005 Paris, France

² EPITA LRDE, 14-16 rue Voltaire, 94270 Le Kremlin-Bicêtre, France

³ ONERA, the French Aerospace Lab, 92320 Châtillon, France

⁴ Institut de la Vision, CIC 1423, INSERM UMR-S 968, CNRS, 17 rue Moreau, 75012 Paris, France

julie.rivet@espci.fr

Plusieurs instruments de tomographie en cohérence optique (OCT) [1] et d'imagerie laser Doppler [2] de la rétine par holographie digitale sont en cours de développement. L'acquisition et l'observation d'images rétinienne par ces procédés peuvent être grandement altérées par les mouvements physiologiques qui provoquent le déplacement des structures de la rétine dans l'image. La détection cohérente employée pour enregistrer des interférogrammes à partir desquels sont calculés les hologrammes, est intrinsèquement sensible aux mouvements dont la vitesse est de l'ordre de la longueur d'onde optique divisée par le temps d'exposition d'une image. Pour compenser les mouvements latéraux, nous avons calculé la corrélation croisée [3] entre une image de référence et les images suivantes au sein d'une même séquence, et utilisé le décalage obtenu pour stabiliser les images. Les résultats sont satisfaisants et témoignent de la stabilisation des vaisseaux au cours du temps, comme le montre la comparaison entre la moyenne temporelle des 324 images d'une séquence (Fig. 1a) et la moyenne temporelle de ces mêmes images stabilisées (Fig. 1b). Pour compenser les mouvements axiaux, nous avons utilisé la même méthode de corrélation, mais cette fois-ci appliquée à des hologrammes fenêtrés [4] afin d'estimer le déphasage dû à la dérive globale de l'échantillon à chaque instant. Ce déphasage est ensuite soustrait à la phase des interférogrammes. Cette méthode a été testée sur des échantillons synthétiques, et permet d'améliorer nettement la résolution axiale de nos images (Fig. 1c et Fig. 1d).

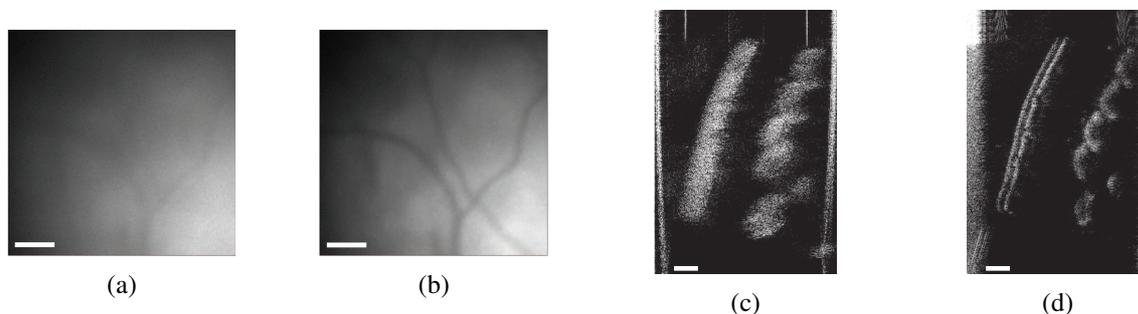


Fig. 1: Moyennes temporelles (a) d'images brutes et (b) d'images stabilisées de vaisseaux rétinien (barre d'échelle : 200 μm) mesurés par holographie Doppler. Coupes axiales OCT (c) sans et (d) avec correction du mouvement axial dans un échantillon synthétique (barre d'échelle : 0.2 mm).

RÉFÉRENCES

- [1] L. Ginner, T. Schmoll, A. Kumar, M. Salas, N. Pricoupenko, L. M. Wurster, and R. A. Leitgeb, "Holographic line field en-face OCT with digital adaptive optics in the retina in vivo," *Biomedical Optics Express*, vol. 9, no. 2, pp. 472–485, 2018.
- [2] M. Pellizzari, M. Simonutti, J. Degardin, J.-A. Sahel, M. Fink, M. Paques, and M. Atlan, "High speed optical holography of retinal blood flow," *Optics letters*, vol. 41, no. 15, pp. 3503–3506, 2016.
- [3] D. Padfield, "Masked object registration in the Fourier domain," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 21, no. 5, pp. 2706–2718, 2012.
- [4] D. Hillmann, T. Bonin, C. Lührs, G. Franke, M. Hagen-Eggert, P. Koch, and G. Hüttmann, "Common approach for compensation of axial motion artifacts in swept-source OCT and dispersion in Fourier-domain OCT," *Optics express*, vol. 20, no. 6, pp. 6761–6776, 2012.

Généralisation de motifs pour l'imagerie computationnelle

Florian Rousset¹, Françoise Peyrin¹, Nicolas Ducros¹

¹ Univ Lyon, INSA Lyon, UCBL, CNRS 5220, INSERM U1206, CREATIS - Villeurbanne, France

nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr

L'imagerie computationnelle conduit à des systèmes d'imagerie bas-coût très performants (imagerie infrarouge, hyperspectrale, résolue en temps) mais reste limitée par son temps d'acquisition. Pour obtenir l'image d'une scène, on doit acquérir séquentiellement le produit scalaire entre cette scène et un ensemble de motifs de lumière. Quelle que soit la méthode de reconstruction, ces motifs comportent des valeurs négatives. En pratique, on sépare les parties positive et négative des motifs et on effectue une mesure pour chacun des deux motifs. On peut aussi décaler les motifs vers les positifs en prenant soin d'acquérir également la composante continue ajoutée. Dans les deux cas, les temps d'acquisition sont doublés.

Pour palier ce problème, nous proposons de créer des motifs positifs \mathbf{P} qui reproduisent les motifs désirés $\check{\mathbf{P}}$ par combinaisons linéaires, c.-à-d. tels que $\check{\mathbf{P}} = \mathbf{TP}$ où \mathbf{T} est la matrice de combinaison. Dans [1], nous montrons que la matrice de motifs positifs \mathbf{P} et la matrice de combinaison \mathbf{T} peuvent être obtenues en adaptant un algorithme de factorisation en matrices semi non-négatives (*semi nonnegative matrix factorization*, SNMF) [2]. La clef du succès consiste à introduire une contrainte supplémentaire de façon à s'affranchir du courant d'obscurité qui biaise les mesures et à imposer une faible erreur de factorisation.

Notre banc expérimental de mesure est composé d'une lampe à LED blanche (LIUCWHA, ThorLabs) pour l'illumination de l'objet et d'un DMD de taille 768×1024 (DLP700-V7001, Vialux) pour moduler spatialement l'image avec la possibilité de charger des motifs sur 8-bits. L'image de la scène est formée dans le plan du DMD. La lumière réfléchiée du DMD est concentrée sur la partie sensible d'un photo-détecteur (PDA36A-EC, ThorLabs) couplé à un convertisseur analogique numérique (USB-6210, National Instruments).

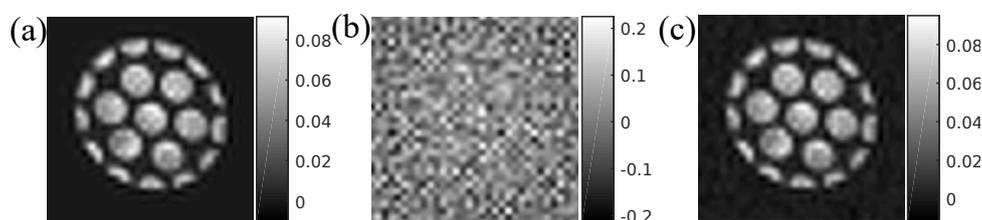


Fig. 1 : Image reconstruite à partir de motifs positifs générés par différentes méthodes. (a) Séparation des parties positives et négatives. (b) Décalage des valeurs de motifs vers les positifs. (c) Factorisation SNMF. Dans les trois cas, nous optons pour une stratégie d'acquisition-reconstruction adaptative dans le domaine des ondelettes (ABS-WP, voir[3]).

Les images reconstruites à partir de données simulées présentées dans [1] sont confirmées par les images issues de données expérimentales représentées à la Fig. 1. La méthode par décalage de motifs vers les valeurs positives donne des images très bruitées. La méthode SNMF, que nous proposons, conduit à une qualité d'image similaire à celle obtenue à partir de séparation de motifs, pour un temps d'acquisition divisé par deux.

En conclusion, nous avons proposé une technique de factorisation en matrice semi non-négative permettant de considérer n'importe quel motif tout en réduisant le temps d'acquisition d'un facteur deux.

RÉFÉRENCES

- [1] F. Rousset, F. Peyrin, and N. Ducros, "A semi nonnegative matrix factorization technique for pattern generalization in single-pixel imaging," *IEEE Trans. Comput. Imag.*, 2018 (accep).
- [2] C. Ding, T. Li, and M. Jordan, "Convex and semi-nonnegative matrix factorizations," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 32, pp. 45–55, Jan 2010.
- [3] F. Rousset, N. Ducros, A. Farina, G. Valentini, C. D'Andrea, and F. Peyrin, "Adaptive basis scan by wavelet prediction for single-pixel imaging," *IEEE Trans. Comput. Imag.*, vol. 3, no. 1, pp. 36–46, 2017.

Mueller Polarimetry for Plasma Diagnostics: Imaging of Electric Fields in Dielectric Targets

Elmar Slikboer^{1,2,3}, Olivier Guaitella¹, Ana Sobota² and Enric Garcia-Caurel³

¹ LPP, CNRS, Ecole Polytechnique, UPMC, Université Paris-Saclay, 91128 Palaiseau, France

² Department of Applied Physics, EPG, Eindhoven University of Technology, The Netherlands

³ LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris-Saclay, 91128 Palaiseau, France

enric.garcia-caurel@polytechnique.edu

Mueller Polarimetry is applied as a novel imaging diagnostics for plasma physics to investigate electric field patterns generated within electro-optic crystals under plasma exposure. The refractive index of these electro-optic crystals changes due to local electric field. This is observable by analyzing the birefringent properties of the materials through Mueller Polarimetry, following the Logarithmic Decomposition of the measured Mueller matrices. Repetitive changes within the crystals due to the charges deposited on the surface are captured in a (sub) microsecond timescale. Images of the birefringent properties do not only contain the induced electric field patterns but additionally the locally increased temperature profiles due to the plasma interaction [1]. The electro-optic crystals that are used for the investigation of the changes induced by the plasma are $Bi_{12}SiO_{20}$ (BSO) and $Fe:LiNbO_3$ (Felinbo). Due to a difference in their symmetry point group the birefringence scales with the axial electric field for BSO and with the radial electric field for Felinbo [2]. This allows for a unique investigation of the different electric field components within a target under plasma exposure. For this work the materials are exposed to charges generated using a non-thermal helium plasma jet operated at atmospheric conditions.

RÉFÉRENCES

- [1] Slikboer, E., Sobota, A., Guaitella, O. and Garcia-Caurel, E., 2017. “Electric field and temperature in a target induced by a plasma jet imaged using Mueller polarimetry” *J. Phys. D: Appl. Phys.*, DOI: 10.1088/1361-6463/aa9b17/
- [2] Slikboer, E., Sobota, A., Guaitella, O. and Garcia-Caurel, E., 2018. “Imaging axial and radial electric field components in dielectric targets under plasma exposure” *J. Phys. D: Appl. Phys.*, DOI: 10.1088/1361-6463/aaad99

Différentes constructions de graphe pour la segmentation d'images hyperspectrales

Kaouther TABIA¹, Xavier Desquesnes¹, Yves Lucas¹, Sylvie Treuillet¹

¹ *Laboratoire PRISME, Université d'Orléans 12 rue de Blois, 45 067 Orléans, France*

kaouther.tabia@univ-orleans.fr

Les capteurs hyperspectraux ont été introduits dans les années 1970 comme une nouvelle modalité d'acquisition d'image optique et largement utilisés dans les dispositifs de télédétection. Ils fournissent des centaines de bandes spectrales très fines dans la portion visible et infra-rouge du spectre des ondes électromagnétiques. Chaque pixel de l'image correspond à un vecteur de grande dimension de centaines de bandes spectrales.

Cette grande quantité d'informations spectrales rend néanmoins difficile l'utilisation des méthodes classiques de traitement et d'analyse d'image. En effet, ces dernières ne permettent pas d'utiliser conjointement l'information spatiale et spectrale.

En considérant l'image vectorielle comme un graphe pondéré, on peut s'affranchir de cette limitation et exploiter à la fois les informations spatiales et spectrales [1].

Dans ce travail, nous reprenons la généralisation de l'algorithme de level sets multi-phases précédemment proposé sur graphe [2] et analysons plusieurs structures de graphes pour la segmentation d'images hyperspectrales. Nous testons notamment l'exploitation d'approches par superpixels et l'influence de différentes métriques dans l'expression de la similarité spatiale et spectrale.

RÉFÉRENCES

- [1] D. B. Gillis and J. H. Bowles, "Hyperspectral image segmentation using spatial-spectral graphs," in *Proc. SPIE*, vol. 8390, p. 83901Q, 2012.
- [2] K. Tabia, X. Desquesnes, Y. Lucas, and S. Treuillet, "A multiphase level set method on graphs for hyperspectral image segmentation," in *International Conference on Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems*, pp. 559–569, Springer, 2016.

Carte 3D de permittivité par tomographie de diffraction optique à partir de mesures d'intensité.

Kévin D. Unger, Guillaume Maire, Patrick C. Chaumet, Anne Sentenac, Kamal Belkebir

Aix Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, UMR 7249, 13013 Marseille, France

kamal.belkebir@fresnel.fr

L'imagerie électromagnétique consiste à caractériser spatialement un milieu en captant de la lumière. Le problème de la diffraction inverse consiste à restituer les propriétés intrinsèques du milieu sondé à partir de sa signature électromagnétique. Un modèle physique est nécessaire pour décrire aussi précisément que possible l'interaction entre l'illumination et le milieu. Parmi les multiples interactions possibles, nous ne considérons que le phénomène de diffraction. Un échantillon est éclairé sous différentes illuminations, et pour chaque illumination, le champ électrique est mesuré à différentes positions d'observation. Dans la plupart des techniques d'inversion, l'amplitude, la phase et la polarisation du champ doivent être déterminées aux différentes positions d'observation. Aux fréquences optiques, la détermination de l'amplitude complexe du champ diffracté est faite à l'aide d'un montage interférométrique.

Nous présentons ici un algorithme itératif qui estime la carte de permittivité 3D d'un échantillon diélectrique à partir seulement de la mesure des intensités détectées. Dans un volume donné d'un milieu diélectrique linéaire isotrope, l'algorithme construit successivement des estimations de la permittivité de manière à minimiser l'erreur entre l'intensité mesurée expérimentalement et celle calculée par le modèle de diffraction.

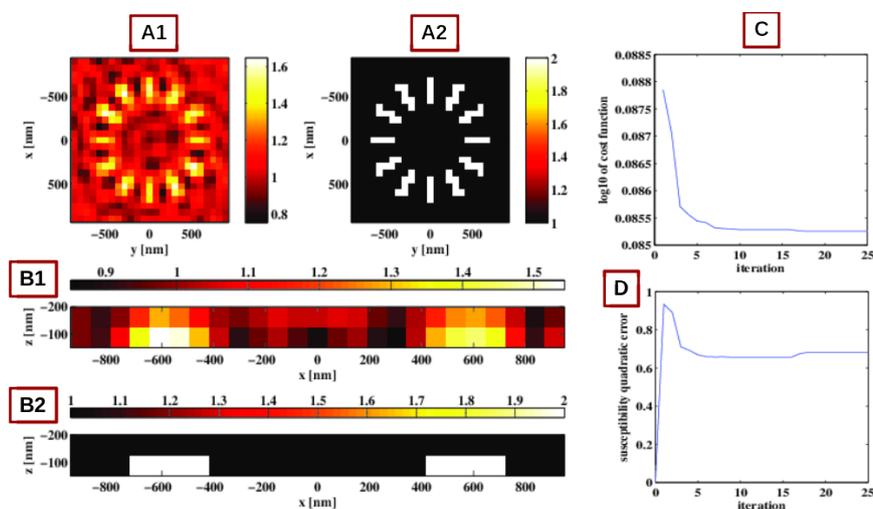


Fig. 1 : 12 batonnets identiques en résine (longueur 300nm, largeur 100nm, hauteur 140nm, $\epsilon = 2$) répartis autour d'un cercle (diamètre 850 nm) posés sur un substrat de silicium ($\epsilon = 19.86 + i0.84$) sont éclairés par en dessous à $\lambda = 475\text{nm}$ successivement par 8 ondes planes polarisées TM ($\theta = 60^\circ$, et $\phi = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ, 315^\circ$). Les intensités sont collectées par réflexion. 15% de bruit a été ajouté sur les champs détectés synthétiques. La carte de permittivité estimée par l'algorithme (voir A1 et B1) est à comparer à celle de la permittivité exacte du milieu (voir A2 et B2). C montre la minimisation de la fonction erreur en fonction des itérations. D est l'erreur relative quadratique de la susceptibilité estimée par rapport à celle théorique.

- [1] C. Godavarthi, T. Zhang, G. Maire, P. C. Chaumet, H. Giovannini, A. Talneau, K. Belkebir, and A. Sentenac, "Superresolution with full-polarized tomographic diffractive microscopy," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 32, p. 287, Jan 2015.
- [2] A. Litman and K. Belkebir, "Two-dimensional inverse profiling problem using phaseless data," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 23, p. 2737, Nov 2006.

Filtrage spectral ultra fin dédié à l'imagerie acousto-optique pour l'imagerie médicale

Caroline Venet^{1,2}, Maïmouna Bocoum¹, Thierry Chanelière², François Ramaz¹, Anne Louchet-Chauvet²

¹ Institut Langevin, Ondes et Images, ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS UMR 7587, INSERM U979, Université Paris VI Pierre et Marie Curie, 1 rue Jussieu, 75005 Paris, France

² Laboratoire Aimé Cotton, CNRS, Univ. Paris-Sud, ENS Cachan, Université Paris-Saclay, Bât.505, Campus d'Orsay, 91400 Orsay France

caroline.venet@espci.fr

Les techniques actuelles pour imager les petites métastases du foie sont à améliorer pour être plus facile d'utilisation qu'un IRM ou plus discriminantes qu'une échographie pour séparer tissu sain ou malade. L'imagerie acousto-optique permettrait de répondre à ces défis en se couplant à une échographie standard et car elle apporte un contraste optique levant ainsi les indéterminations sur l'état du tissu biologique.

L'imagerie acousto-optique est une technique multi-ondes qui va permettre de localiser de la lumière dans un milieu très diffusant avec une onde acoustique. Les ultrasons localisent la lumière en la modulant. Environ un millionième de photons sont modulés et on détecte un speckle en sortie du milieu diffusant. Nous avons choisi d'explorer la détection par filtrage spectral en utilisant le processus de creusement de trou spectral dans des cristaux dopés aux ions terres rares [1].

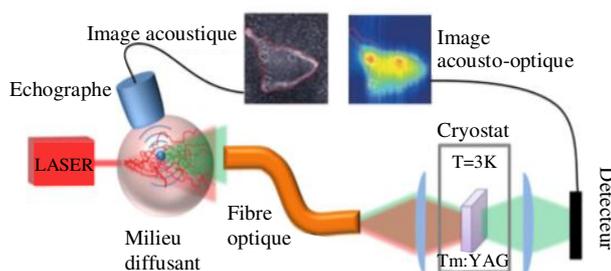


Figure 1 : Schéma montage imagerie acousto-optique, illustration de [2]

Le creusement de trou spectral ou « spectral hole burning » consiste à graver un trou de largeur spectrale inférieure au MHz dans la large raie d'absorption du cristal dopé aux ions terre rare: le cristal devient transparent à la longueur d'onde du trou spectral et permet de filtrer la lumière modulée. Nous utilisons un cristal de YAG dopé aux ions thulium placé dans un champ magnétique, ce qui nous permet de bénéficier de durées de vie des trous spectraux supérieures à la minute et nous avons mené une étude spectroscopique pour créer le filtre optimum. Cette longue durée de vie facilite l'optimisation de séquence d'imagerie rapide, dans le but de réaliser de l'imagerie acousto-optique en temps réel. Cette technique de filtrage est intrinsèquement insensible à la décorrélation du speckle et par conséquent bien adaptée à l'imagerie in vivo, nous envisageons de réaliser des tests in vivo à relativement court terme.

RÉFÉRENCES

- [1] Y. Li, H. Zhang, C. Kim, K. H. Wagner, P. Hemmer, et L. V. Wang, « Pulsed ultrasound-modulated optical tomography using spectral-hole burning as a narrowband spectral filter », *Appl. Phys. Lett.*, vol. 93, no 1, p. 011111, 2008.
- [2] F. Ramaz, Multi-wave Acousto-optic imaging in Living Tissues, projet MALT - plan Cancer INSERM 2016.

Analyse de bain de soudure par imagerie polarimétrique

A.Zanzouri Kechiche¹, O.Aubretton¹, A.Mathieu², C.Stolz

¹ Laboratoire Le2i, ERL VIBOT CNRS 6000 Université de Bourgogne Franche-Comté, 12 rue de la Fonderie 71200 LE CREUSOT

² Laboratoire ICB, département IRM, équipe Ltm., 12 rue de la Fonderie 71200 LE CREUSOT

abir.kechiche@u-bourgogne.fr

Dans notre étude, nous nous intéressons à la détermination de caractéristiques (état du bain, présence d'oxydes, forme) 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 réfléchie 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 a). 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).

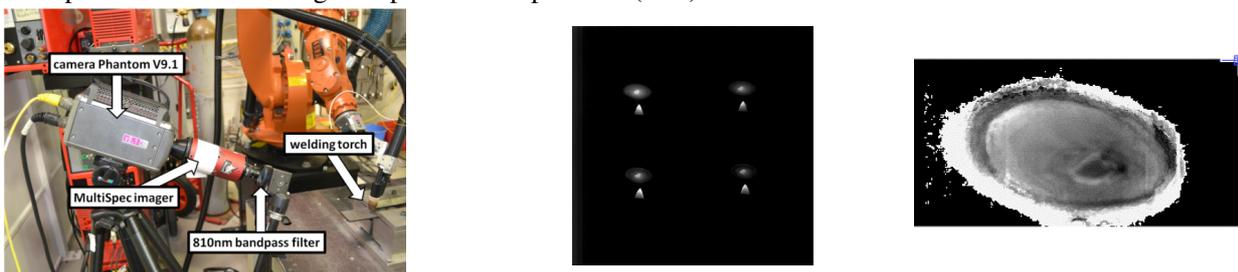


Figure 1 : a) Dispositif de mesure dans le cas d'une expérience de soudage TIG, (b) Quatre images du bain à différentes orientations α . (c) Image du degré de polarisation du bain (DOP).

La figure 1 b) présente les 4 images obtenues par le multi-imageur pour 4 angles d'orientation de filtres polariseurs (0° , 35° , 90° et 155°). Un exemple de degré de polarisation (DOP) est donné figure 1 c) après recalage des 4 images de la figure 1 b).

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, ainsi que la détection de son contour et doit permettre d'identifier la présence d'oxydes.

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. Aubretton, F. Meriaudeau, and C. Stolz, *Shape from polarization in the far IR applied to 3D digitization of transparent objects*, Qirt 2016 Gdansk Pologne.