



11^E JOURNEES « IMAGERIE OPTIQUE NON-CONVENTIONNELLE »

GDR ISIS – GDR ONDES

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

*16 et 17 mars 2016,
ESPCI, 10 rue Vauquelin, Paris
Amphithéâtre Langevin*

Comité d'organisation

Corinne Fournier

*Laboratoire Hubert-Curien
Saint-Étienne*

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

Tel.: 04 69 66 32 61

Julien Fade

*Institut de Physique de Rennes
Rennes*

julien.fade@univ-rennes1.fr

Tel.: 02 23 23 52 15

Matthieu Boffety

*Institut d'Optique Graduate
School, Palaiseau*

matthieu.boffety@institutoptique.fr,

Tel.: 01 64 53 32 98

Comité de programme

- **Brasselet Sophie**, Institut Fresnel, Marseille
- **Champagnat Frédéric**, Onéra DTIM (Département Traitement de l'Information et Modélisation), Palaiseau
- **Devlaminck Vincent**, LAGIS (Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique et Signal), Lille
- **Fort Emmanuel**, Institut Langevin, Paris
- **Goudail François**, Institut d'Optique Graduate School, Palaiseau
- **Kervrann Charles**, INRIA, Rennes
- **Lantz Éric**, Institut Femto-ST, Besançon
- **Marzani Franck**, Le2i (Laboratoire Electronique, Informatique et Image), Dijon
- **Réfrégier Philippe**, Institut Fresnel, Marseille
- **Rousseau David**, CREATIS (Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé), Lyon
- **Simon Bertrand**, Laboratoire MIPS (Modélisation, Intelligence, Processus et Systèmes), Mulhouse
- **Thiebaut Éric**, CRAL (Centre de Recherche Astrophysique de Lyon), Lyon
- **Turneret Jean-Yves**, IRIT (Institut de Recherche en Informatique de Toulouse), Toulouse

Sommaire

1. Objectifs et déroulement.....	3
2. Programme des journées.....	4
3. Bilan - Conclusions.....	10
4. Liste des participants.....	11
5. Résumés des contributions.....	16

1. Objectifs et déroulement

1.A - Objectifs

Ces dernières années, le domaine de l'imagerie optique a connu des progrès conceptuels et technologiques importants, en rupture avec les approches « conventionnelles » de conception des systèmes. Parmi ces aboutissements remarquables figurent les avancées en imagerie super-résolues, 3D, quantitative, ou encore en détection comprimée (compressive sensing). Ces progrès sont rendus possibles par la miniaturisation et la démocratisation des capacités de calcul information, mais surtout grâce à l'interaction toujours plus grande entre la conception optique, le traitement du signal et des images, et le développement de nouvelles technologies de capteurs.

À l'interface de ces thématiques, les « Journées Imagerie Optique Non-Conventionnelle » (JIONC) visent depuis plus de 10 ans à réunir les acteurs nationaux (académiques et 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.

Cette année, nous avons accueilli deux présentations invitées données par:

- **Sandrine Lévêque-Fort** (Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay, CNRS, Université Paris-Sud) : « **Émission supercritique pour la super-résolution axiale** »
- **Jean-Christophe Olivo-Marin** (Unité d'Analyse d'Images Biologiques, Institut Pasteur, Paris) : « **Mathematical microscopy** »

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 de l'extrême (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 2016

La réunion s'est déroulée sur deux jours, à l'École Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles (ESPCI), les 16 et 17 Mars 2016.

Elle a donné lieu à 2 exposés invités de 45 minutes, 2 exposés « focus » de 25 minutes sélectionnés parmi les contributions, 21 contributions orales de 15 minutes au cours de six sessions thématiques, 13 contributions sous forme de posters et réuni une centaine de participants.

2. Programme des journées

Mercredi 16 mars

9h45-10H00 : ACCUEIL - INTRODUCTION – M. Boffety – J. Fade – C. Fournier

10H00-10H50 : CONFERENCE INVITEE

« **Mathematical microscopy** »

Jean-Christophe Olivo-Marin
Institut Pasteur, CNRS URA 3691, Paris

➔ *Résumé en fin de programme*

10H50-12H10 : RECONSTRUCTION – Modération : Ch. Kervrann

« **Sparse deconvolution of high-density images in wide-field super-resolution microscopy** »

Siewert Hugelier¹, Johan J. de Rooi², Michel Sliwa¹, Peter Dedecker³, Paul H. C. Eilers², Cyril Ruckebusch¹

(1) *Université de Lille, LASIR CNRS UMR 8516, Lille*

(2) *Erasmus MC, Department of Biostatistics, Rotterdam, the Netherlands*

(3) *Department of Chemistry, KU Leuven, Belgium*

« **Super-resolution capacity of imagers using random illuminations** »

Simon Labouesse¹, Marc Allain¹, Jérôme Idier², Sébastien Bourguignon², Penghuan Liu², Anne Sentenac¹

(1) *Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel UMR 7249, Marseille*

(2) *L'UNAM Université, École Centrale de Nantes, CNRS, IRCCyN, UMR 6597, Nantes*

« **Reconstruction d'intensité dans une expérience de diffraction de particule unique : une approche par géométrie sphérique.** »

Julien Flamant^{1,3}, Nicolas Le Bihan^{2,3}, Andrew V. Martin³, Jonathan H. Manton³

(1) *Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9189 - CRISTAL, Lille*

(2) *CNRS, GIPSA-Lab, St Martin d'Herès*

(3) *The University of Melbourne, Melbourne, Australia*

« **Acquisition adaptative pour single-pixel caméra : comparaison avec l'acquisition comprimée** »

Florian Rousset^{1,2}, Nicolas Ducros¹, Andrea Farina², Cosimo D'Andrea², Françoise Peyrin¹

(1) *CREATIS, Université de Lyon, CNRS UMR5220, Inserm U1206, INSA Lyon - Villeurbanne*

(2) *Politecnico di Milano, Dipartimento di Fisica - Milan, Italie*

12H10-14H00 : DEJEUNER

14H00-14H30 : FOCUS (25 min + 5 min de questions)

« **Ressources quantiques et traitement numérique des images** »

François Chapeau-Blondeau, Étienne Belin

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

14H30-15H10 : MICROSCOPIE SANS LENTILLE – Modération : B. Simon

« **Microscopie sans lentille RGB : reconstruction par approche problèmes inverses** »

Nicolas Verrier^{1,2}, Corinne Fournier¹, Frédéric Jolivet¹, Loïc Denis¹

(1) Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne
(2) Université de Lyon, Observatoire de Lyon, CNRS, UMR 5574, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, St-Genis Laval

« Imagerie sans lentille de lames de tissus colorés et transparents »

Sophie Morel¹, Lionel Hervé¹, Thomas Bordy¹, Olivier Cioni¹, Antoine Delon², Catherine Fromentin³, Jean-Marc Dinten¹, Cédric Allier¹

(1) Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, MINATEC Campus, Technologies for Healthcare and Biology division, Grenoble

(2) Univ. Grenoble Alpes, LIPhy, CNRS, Grenoble

(3) Laboratoire d'Anatomocytopathologie, Centre Hospitalier Dr. Schaffner, Lens

15H10-15H30 : PAUSE CAFE – Salle Champetier, ESPCI

15H30-17H10 : IMAGERIES POLARIMETRIQUES – Modération : V. Devlaminck

« Étude polarimétrique de champs de speckle : caractérisation des matériaux via leur pouvoir de décorrélation »

Xavier Orlik, Jan Dupont

ONERA, Theoretical and Applied Optics Department, Toulouse

« Méthode différentielle à deux longueurs d'ondes pour la réalisation d'images polarimétriques de Mueller à travers une fibre optique endoscopique »

Jérémy Vizet^{1,2}, Sandeep Manhas^{1,2}, Jacqueline Tran¹, Pierre Validire³, Abdelali Benali³, Enric Garcia-Caurel¹, Angelo Pierangelo¹, Antonello de Martino⁴, Dominique Pagnoux²

(1) LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris Saclay, Palaiseau

(2) Université de Limoges, CNRS, XLIM UMR 7252, Limoges

(3) Institut Mutualiste Montsouris, département d'anatomopathologie, Paris

« Imagerie polarimétrique active infrarouge pour des applications de détection/décamouflage »

Nicolas Vannier¹, Corentin Plassart¹, Matthieu Boffety¹, François Goudail¹, Patrick Fenevrou², Luc Leviandier², Frédéric Galland³, Nicolas Bertaux³

(1) Laboratoire Charles Fabry, UMR 8501, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris Sud 11, Palaiseau

(2) Thales Research and Technology, Palaiseau

(3) Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel UMR 7249, Marseille

« Mesures polarimétriques par brisure d'orthogonalité à travers une fibre multimode »

François Parnet, Julien Fade, Mehdi Alouini

Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1, CNRS, Rennes

« Diagnostic précoce de l'érosion dentaire par champ de speckle polarisé »

Christelle Abou Nader^{1,2}, Fabrice Pellen¹, Philippe Elies³, Bernard Le Jeune¹, Guy Le Brun¹, Marie Abboud²

(1) Université de Bretagne Occidentale, UEB, EA 938 Laboratoire de Spectrométrie et Optique Laser, IBSAM, Brest

(2) Université Saint Joseph, Département de Physique, Faculté des Sciences, UR TVA, Beirut, Liban

(3) Université de Bretagne Occidentale, UEB, Service PIMM, Brest

17H10-19H00 : SESSION POSTERS – Salle Champetier, ESPCI

Cf. Liste des posters en fin de programme

Jeudi 17 mars

9H00-9H50 : CONFERENCE INVITEE

« Émission supercritique pour la super-résolution axiale »

Sandrine Lévêque-Fort

Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO), CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, Orsay

➔ *Résumé en fin de programme*

9H50-10H30 : SUPER-RESOLUTION – Modération : M. Boffety

« Structured illumination microscopy for micro-structured metallic surfaces »

A. Aguilar¹, A. Davila³, N. Faure¹, C. Mauclair²

(1) Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne

(2) GIE Manutech-USD, St-Etienne

(3) Centro de Investigaciones en Optica, Leon, Mexico

« Microscopie tomographique diffractive multivue à résolution isotrope »

B. Simon, J. Bailleul, M. Debailleul, O. Haeberlé

Laboratoire MIPS, Université de Haute Alsace, IUT Mulhouse, Mulhouse

10H30-11H00 : PAUSE CAFE – Salle Champetier, ESPCI

11H00-12H00 : CRITERES D'OPTIMISATION & DE PERFORMANCE – Modération : F. Champagnat

« Theoretical derivation of optimal operating frequencies for imaging through turbid media using intensity modulated light »

Swapnesh Panigrahi¹, Julien Fade¹, Hema Ramachandran², Mehdi Alouini¹

(1) Institut de Physique de Rennes, CNRS, Université de Rennes 1, Rennes

(2) Raman Research Institute, Sadashivanagar, Bangalore, India

« Conception conjointe de l'optique et du traitement d'images appliquée à l'athermalisation d'un objectif infrarouge »

Marie-Anne Burcklen¹, Frédéric Diaz¹, Joël Rollin¹, Mane-Si Laure Lee², Brigitte Loiseaux², Hervé Sauer³, François Goudail³

(1) Thales Angénieux, Saint-Héand

(2) Thales Research & Technology France, Palaiseau

(3) Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris Sud 11, Palaiseau

« Analyse de la précision de l'estimation de la hauteur des arbres en Compact PolInSAR avec un modèle simple d'interaction onde-végétation »

Valentine Wasik¹, Philippe Réfrégier¹, Antoine Roueff¹, Pascale C. Dubois-Fernandez²

(1) Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, UMR 7249, Marseille

(2) Département d'Electromagnétisme et Radar, ONERA, Salon-de-Provence

12H10-14H00 : DÉJEUNER

14H00-14H30 : FOCUS (25 min + 5 min de questions)

« Flux transfer model for designing visual effects by printing »

Mathieu Hébert, Serge Mazauric, Thierry Fournel

Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne

14H30-15H10 : IMAGERIE EN MILIEUX DIFFUSANTS (1) – Modération : P. Montgomery

« Quantification en tomographie optique diffuse résolue en temps »

Judy Zouaoui¹, Lionel Hervé¹, Laura Di Sieno², Alberto Dalla Mora², Andrea Farina², Antonio Pifferi², Jacques Derouard³, Jean-Marc Dinten¹

(1) *Univ. Grenoble Alpes, F-38000 Grenoble*

CEA, LETI, MINATEC Campus, F-38054 Grenoble

(2) *Politecnico di Milano, Dipartimento di Fisica, Piazza Leonardo da Vinci 32, Milano I-20133, Italy*

(3) *Univ. Grenoble Alpes, LIPhy, F-38000 Grenoble*

« Approche matricielle de la propagation des ondes en milieux complexes : application à l'imagerie à travers des milieux diffusants »

Amaury Badon, Geoffroy Lerosey, Albert Claude Boccara, Mathias Fink, Alexandre Aubry

Institut Langevin, ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS UMR 7587, Paris

15H10-15H25 : PAUSE

15H25-16H25 : IMAGERIE EN MILIEUX DIFFUSANTS (2) – Modération : E. Fort

« Contrôle cohérent spatiotemporel de la lumière dans les milieux multi-diffusants »

M. Mounaix¹, D. Andreoli^{1,2}, H. Defienne¹, G. Volpe¹, O. Katz^{1,2}, S. Gresillon², S. Gigan¹

(1) *Laboratoire Kastler Brossel, ENS-PSL Research University, CNRS, Paris*

(2) *ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS, Institut Langevin, Paris*

« Tomographie optique cohérente plein champ à haute résolution en éclairage par diode électroluminescente »

Jonas Ogien, Arnaud Dubois

Laboratoire Charles Fabry, CNRS UMR 8501, Institut d'Optique Graduate School, Univ. Paris-Sud, Palaiseau

« Imagerie acousto-optique ultrarapide par ondes planes ultrasonores »

Clément Dupuy¹, Jean-Baptiste Laudereau¹, Alexander Grabar², Mickaël Tanter¹, Jean-Luc Gennisson¹, François Ramaz¹

(1) *Institut Langevin - Ondes et Images, CNRS UMR 7587, ESPCI ParisTech, PSL Research University, UPMC, Paris*

(2) *Uzhgorod National University, Institute of Solid State Physics and Chemistry, Uzhgorod, Ukraine*

16H30 : CLÔTURE DES JIONC 2016 – M. Boffety – J. Fade – C. Fournier

LISTE DES POSTERS

01 - « Imagerie conjointe RGBS couleur et speckle pour la caractérisation de semences végétales »

Étienne Belin¹, David Rousseau², Julio Rojas-Varela¹, François Chapeau-Blondeau¹

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

(2) *Université de Lyon, CREATIS, CNRS UMR5220, INSERM U1206, Université Lyon 1, INSA-Lyon, Villeurbanne*

02 - « Méthode semi-quadratique et multiplicateurs de Lagrange pour l'imagerie RADAR »

Thomas Benoudiba-Campanini^{1,2}, Pierre Minvielle¹, Jean-François Giovannelli²

(1) *CEA, DAM, CESTA, Le Barp*

(2) *Univ. Bordeaux, IMS, UMR 5218, Talence*

03 - « Lensfree diffractive tomography for the imaging of 3D cell cultures »

A. Berdeu^{1,2}, F. Momey^{1,2}, T. Bordy^{1,2}, J-M. Dinten^{1,2}, F. Kermarrec Marcel^{1,3,4}, N. Picollet-D'ahan^{1,3,4}, X. Gidrol^{1,3,4}, C. Allier^{1,2}

(1) *Univ. Grenoble Alpes, Grenoble*

(2) *CEA, LETI, MINATEC Campus, Grenoble*

(3) *CEA, iRTSV-Biologie Grande Echelle, Grenoble*

(4) *INSERM, U1038, Grenoble*

04 - « Contrôle de front d'onde ultra-rapide pour focaliser dans des milieux biologiques »

Baptiste Blochet^{1,2}, David Martina¹, Laurent Bourdieu², Sylvain Gigan¹

(1) *Laboratoire Kastler Brossel, ENS-PSL Research University, CNRS, Paris*

(2) *ENS-PSL Research University, Institut de Biologie de l'ENS, Inserm, CNRS, Paris*

05 - « Surveillance du conducteur et de l'habitacle du véhicule par imageur thermique »

Samuel Bole^{1,2}, Christophe Lavergne¹, Corinne Fournier², Guillaume Druart³, Thierry Lépine²

(1) *Renault, Technocentre, Guyancourt*

(2) *Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne*

(4) *ONERA, Palaiseau*

06 - « The image processing in the context of STED microscopy »

Iván Coto Hernández¹, Marco Castello², Luca Lanzano², Alberto Diaspro², Guillaume Dupuis³, Sandrine Leveque-Fort¹, Giuseppe Vicidomini²

(1) *Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO), CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, Orsay*

(2) *Istituto Italiano di Tecnologia, Genoa, Italy*

(3) *Université Paris-Sud, Centre de Photonique BioMédicale (CPBM), Fédération LUMAT, CNRS FR 2764, Orsay*

07 - « Imagerie cohérente de biospeckle appliquée à l'étude de l'ischémie cérébrale chez le petit animal »

Henri De Maissin, Elisa Cuccione, Denis Bujoreanu, Carole Frindel, Tae-Hee Cho, Fabien Chauveau, David Rousseau

Université de Lyon, CREATIS, CNRS UMR5220, INSERM U1206, Université Lyon 1, INSA-Lyon, Villeurbanne

08 - « Modélisation de speckles polarisés : simulation de champs diffusés par les matériaux via leurs valeurs de décorrélation partielle »

Jan Dupont, Xavier Orlik

ONERA, Theoretical and Applied Optics Department, Toulouse

09 - « Imagerie acousto-optique et reconstruction en milieu fortement diffusant : vers une imagerie quantitative »

Clément Dupuy^{1,3}, Samuel Powell², Terence Leung³, François Ramaz¹

(1) Institut Langevin, Ondes et Images, ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS UMR 7587, INSERM U979, Université Paris VI - Pierre et Marie Curie

(2) Department of Computer Science, University College London, London, UK

(3) Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, University College London, London, UK

10 - « Estimation de la profondeur d'une scène par une approche Depth From Focus »

Simon Emberger^{1,2}, Laurent Alacoque¹, Antoine Dupret¹, Jean Louis De Bougrenet De La Tochnay²

(1) CEA I, 17 Avenue des Martyrs, 38 054 Grenoble

(2) Dpt opt Télécom Bretagne, Plouzané

~~**Non Présenté -11- « Experimental and numerical characterization of the non-linear excitation of a new customized double-clad photonic crystal fiber and gradient index lens »**~~

~~Ali Ibrahim¹, Fanny Poulon¹, Remi Habert², Alexandre Kudlinski³, Darine Abihaidar^{1,2}~~

~~(1) IMNC Laboratory, UMR 8165 CNRS, Orsay~~

~~(2) University of Paris 7-Paris Diderot, Paris~~

~~(3) Univ. Lille, CNRS, UMR 8523 - PhLAM - Physique des Lasers Atomes et Molécules, Lille~~

12 - « Reconstruction holographique super-résolue par approches inverses alternées »

Frédéric Jolivet¹, Nicolas Verrier^{1,2}, Corinne Fournier¹, Loïc Denis¹, Eric Thiébaud², Thierry Fournel¹

(1) Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516, Laboratoire Hubert Curien, Saint-Etienne

(2) Université de Lyon, Observatoire de Lyon, CNRS UMR 5574, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, St-Genis Laval

13- « Amélioration des performances en Full-Field OCT par traitement d'images pour la caractérisation d'un film de polymère »

Paul Montgomery, Audrey Leong-Hoï, Rémy Claveau et Fabien Salzenstein

Laboratoire des Sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube), UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg

14- « Structured illumination microscopy and wide field sensorless adaptive optics approach for in vivo Drosophila brain imaging »

Mélanie Pedrazzani¹, Vincent Loriette², Alexandra Fragola², Daniele Nutarelli¹, Thomas Préat³, François Treussart¹

(1) Laboratoire Aimé Cotton, CNRS, Université Paris-Sud 11, ENS Cachan, Campus d'Orsay, Orsay

(2) LPEM UMR8213, ESPCI CNRS UPMC, Paris

(3) GDSM, Laboratoire de Neurobiologie, UMR7637, ESPCI, Paris

3. Bilan - Conclusions

Les participants et les contributions provenaient :

- des laboratoires universitaires et du CNRS ;
- des grands organismes (CEA, ONERA, INSERM) ;
- des entreprises (Renault, Thalès) ;
- des laboratoires étrangers (10 contributions en collaboration avec des laboratoires étrangers).

Les points marquants de cette 11^e édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- Si on peut noter une légère baisse de la participation par rapport à l'année dernière, celle-ci se maintient à un niveau important avec près d'une centaine de participants sur les deux jours (90 émargements, pour 138 pré-inscrits sur le site du GDR ISIS).
- Dans la logique de l'augmentation du nombre d'exposés « longs » retenue l'an passé, la formule testée pour cette édition avec 2 exposés invités (en ouverture des journées) et deux exposés « Focus » de 25 minutes en début d'après-midi semble avoir été appréciée du public. Ces deux exposés « Focus » ont permis de donner une ouverture sur des thématiques peu abordées dans ces journées, notamment les ressources quantiques pour le traitement d'image et les effets visuels colorimétriques en impression.
- Un nombre important de contributions portait cette année sur l'imagerie en milieux diffusants, démontrant la vivacité actuelle de ce domaine d'étude.
- En raison du nombre de contributions soumises au comité de programme, 13 contributions ont été présentées sous forme de posters. Les locaux et équipements mis à disposition par l'ESPCI ont encore permis de rendre ces sessions agréables et appréciées par les participants. Chaque pause-café a ainsi donné lieu à de nombreuses discussions autour des affiches, favorisant le dialogue et les interactions entre les participants issus de communautés différentes.
- Le partenariat avec l'ESPCI s'est encore parfaitement déroulé cette année, notamment en terme de contrôle des accès, dans un contexte sécuritaire renforcé. Les infrastructures mises à la disposition des JIONC par l'ESPCI reste satisfaisantes pour l'organisation de ces journées. La question de déplacer le lieu des JIONC (Institut Langevin ?) pourrait néanmoins se poser à court terme avec la perspective de la rénovation en profondeur des locaux de l'ESPCI.

En conclusion, cette année encore, ces journées ont montré la diversité des applications de l'imagerie moderne, tant du point de vue instrumental que du point de vue des traitements. Elles ont notamment mis en avant l'importance des interactions entre modélisation physique, technologies d'imagerie (capteur et optique) et traitements de l'information, montrant que le développement d'un système efficace repose sur une triple réflexion. Ainsi, nous pensons que l'objectif des journées a été une nouvelle fois atteint, confirmant la nécessité de mettre en place des réunions favorisant les échanges entre plusieurs communautés.

4. Liste des participants

Nom Prénom	Laboratoire	Adresse mail
Abou Nader Christelle	Laboratoire de Spectrométrie et Optique Laser, Université de Bretagne Occidentale - Brest	
Aguilar Mora Alberto	Laboratoire Hubert Curien, Université de Lyon - Saint Etienne	
Al Mohtar Abeer	institut Langevin, ESPCI - 1 rue Jussieu	
Badon Amaury	Institut Langevin - Paris	
Belin Etienne	LARIS - Université d'Angers - Angers	
Benoudiba-Campanini Thomas	Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système - Talence	
Berdeu Anthony	CEA Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Berguiga Loffi	Instituts des Nanotechnologies de Lyon (INL UMR 5270) - Villeurbanne	
Berto Pascal	Paris Descartes	
Bloch Baptiste	Laboratoire Kastler Brossel - Paris	
Bobin Jerome	CEA Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Boffety Matthieu	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau	
Bole Samuel	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne	
Burcklen Marie-Anne	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau	
Cabriel Clément	Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay, Université Paris Sud - ORSAY	
Chaigne Thomas	Institut Langevin - Paris	
Champagnat Frederic	ONERA - Châtillon	
Chapeau-Blondeau Francois	Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes - Angers	
Chassot Jean-Marie	Institut Langevin - Paris	
Conan Jean-Marc	ONERA - Châtillon	

Cornic Philippe	ONERA - Palaiseau
Coto Hernandez Ivan	Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO) - ORSAY
Demur Romain	Thales Research & Technology / LKB Jussieu - Palaiseau
Devlaminck Vincent	Centre de Recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille - Villeneuve d'Ascq
Discher Antoine	HAMAMATSU PHOTONICS FRANCE - MASSY
Ducros Nicolas	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
Dupont Jan	ONERA/DOTA - TOULOUSE
Emberger Simon	CEA/DRT/LETI/DACLE/SCCI/L3I et Dopt Télécom Bretagne - Grenoble
Esteve Andre	CNRS
Fade Julien	Institut de Physique de Rennes - Rennes
Falcon Rafael	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Ferhat Thomas	NKT Photonics - Bordeaux
Flamant Julien	Centre de Recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille - Villeneuve d'Ascq
Fort Emmanuel	Institut Langevin
Fournier Corinne	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Galland Frédéric	Institut Fresnel - Marseille
Gateau Jérôme	Laboratoire de Neurophotonique - Université Paris Descartes - Paris
Gigan Sylvain	Université Pierre et Marie Curie - Laboratoire Kastler-Brossel - PARIS
Goudail François	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Haerberlé Olivier	Modélisation Intelligence Processus et Systèmes - Mulhouse
Hebert Mathieu	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Hervé Lionel	CEA-LETI, Minatec - Grenoble
Heymann Michael	MPI of Biochemistry

Horain Patrick	Télécom SudParis - Equipes de recherche - Evry
Jolivet Frédéric	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Jouchet Pierre	ISMO - Université Paris Sud - Orsay
Kervrann Charles	INRIA Rennes - Bretagne Atlantique - Rennes
Klossa Jacques	TRIBVN - CHATILLON
Labouesse Simon	Institut Fresnel - Marseille
Lahalle Elisabeth	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Le Guilloux Yann	Sagem Defense Sécurité - Argenteuil
Le Hir Juliette	SUPELEC Sciences des Systèmes - Gif-sur-Yvette
Lévêque-Fort Sandrine	ISMO - Orsay
Liu Penghuan	Institut de Recherche en Communications et Cybernétique de Nantes - Nantes
Ludwig Markus	LKB - Paris
Mace Anne-Sophie	-
Magnier Baptiste	Laboratoire de Génie Informatique et d'Ingénierie de Production - Nîmes
Maitre Henri	LTCl, Télécom-ParisTech - Paris
Marie Jean-Baptiste	Entreprise Abbelight - PARIS
Mauclair Cyril	Laboratoire Hubert curien - St Etienne
Montgomery Paul	Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes - Strasbourg// Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie - Illkirch
Morel Sophie	CEA Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Mounaix Mickael	Laboratoire Kastler Brossel, Ecole Normale Supérieure - Paris
Mugnier Laurent	ONERA - Châtillon
Novikova Tatiana	LPICM Ecole polytechnique - Palaiseau

Ogien Jonas	Laboratoire Charles Fabry - Palaiseau
Olivo-Marin Jean Christophe	Institut Pasteur, CNRS URA 3691, Paris
Orlik Xavier	Onera - Toulouse
Panigrahi Swapnesh	Institut de Physique de Rennes, University of Rennes 1 - rennes
Parnet François	Institut de Physique de Rennes - Rennes
Pedrazzani Mélanie	Laboratoire Aimé Cotton - Orsay
Perrotin Estéban	Institut de Physique de Rennes -
Picard Sylvaine	Safran - Morpho
Rehbinder Jean	LPICM - Ecole Polytechnique - Palaiseau
Roche Muriel	Institut Fresnel - Marseille
Rousseau David	CREATIS, Université Lyon 1 - Villeurbanne
Rousset Florian	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
Ruckebusch Cyril	LASIR CNRS U LILLE -
Sauer Hervé	Institut d'Optique Graduate School - PALAISEAU
Sedaghat Zohreh	-
Sentenac Anne	institut fresnel - marseille
Simon Bertrand	Université Haute Alsace , MIPS
Teixeira Joel	ONERA - Châtillon
Tengfei Wu	LKB
Trouvé Pauline	ONERA - Châtillon
Van Do Khanh	ENSEA - Cergy
Vannier Nicolas	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Verrier Nicolas	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne

**Vizet
Jérémy**

Laboratoire de Physique des Interfaces et des
Couches Minces (LPICM), Ecole Polytechnique
- PALAISEAU

**Wasik
Valentine**

Institut Fresnel - Marseille

5. Résumés des contributions

5.A - Résumés des conférences invitées

Jean-Christophe OLIVO-MARIN

« **Mathematical microscopy** »

Institut Pasteur, CNRS URA 3691, 75015 – Paris, France

Important improvements and breakthroughs in microscopy acquisition methods can be achieved by incorporating innovative signal/image processing ingredients directly into the acquisition and/or reconstruction protocols, and by developing the new paradigm of mathematical microscopy. We will present recent work on Structured Illumination Microscopy (SIM) that is based on a Bayesian inverse problem formulation approach that enables the computation of one high-resolution image from a reduced number of low-resolution images and has no specific constraints on the modulation pattern. We will demonstrate the efficiency of this approach through numerical evaluations on simulated data and examples on real microscopy data. Then we will show how compressive sensing can be used as a denoising tool in bioimaging. Multiple reconstructions at low sampling rates are combined to generate high quality denoised images using total-variation sparsity constraints. The validity of the proposed method will be first illustrated on synthetic images with known ground truth and then applied to real biological images.

Sandrine LÉVÊQUE-FORT

« **Émission supercritique pour la super-résolution axiale** »

Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO), CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, Orsay

Ces quinze dernières années, la microscopie de fluorescence a connu une véritable révolution grâce aux différentes stratégies permettant de dépasser la limite de diffraction. L'amélioration de la résolution suivant l'axe optique reste cependant un défi majeur. Nous travaillons tout particulièrement à l'amélioration de cette résolution axiale afin de tendre vers un nanoscope permettant d'obtenir une cartographie moléculaire avec une résolution isotrope. En particulier, nous exploitons les propriétés d'émission des fluorophores à proximité de l'interface lamelle de verre-échantillon biologique, où le champ évanescence des fluorophores peut devenir propagatif. On observe ainsi une émission de fluorescence suivant des angles supérieurs à l'angle critique (Supercritical Angle Fluorescence : SAF). L'émission SAF est donc uniquement associée aux émetteurs situés au voisinage immédiat de l'interface et représente jusqu'à 50% de la fluorescence collectée par la caméra. Comme l'émission SAF décroît de façon exponentielle avec l'éloignement du fluorophore par rapport à l'interface, il est directement possible d'en déduire de façon absolue la position axiale du fluorophore avec une précision nanométrique. Nous présenterons plusieurs implémentations (wide-field, STED, dSTORM) permettant de tirer parti de l'émission SAF ainsi que différentes applications biologiques associées.

5.B - Résumés des présentations orales

Dans les pages qui suivent, on a rassemblé les résumés des 23 contributions orales à ces journées.

Elles sont classées suivant l'ordre du déroulé du programme des JIONC.

Diagnostic précoce de l'érosion dentaire par champ de speckle polarisé

Christelle Abou Nader^{1,2}, Fabrice Pellen¹, Philippe Elies³, Bernard Le Jeune¹, Guy Le Brun¹, Marie Abboud²

¹ Université de Bretagne Occidentale, UEB, EA 938 Laboratoire de Spectrométrie et Optique Laser, IBSAM, 6 avenue le Gorgeu, C.S. 93837, 29238 Brest Cedex 3, France

² Université Saint Joseph, Département de Physique, Faculté des Sciences, UR TVA, B.P. 11-514-Riad El Solh, Beirut 1107 2050, Liban

³ Université de Bretagne Occidentale, UEB, Service PIMM, 6 avenue le Gorgeu, C.S. 93837, 29238 Brest Cedex 3, France

abounaderchristelle@gmail.com

L'érosion dentaire est causée par une attaque chimique des tissus dentaires, entraînant une déminéralisation de la surface des dents [1]. Le diagnostic médical de cette érosion est souvent réalisé par une inspection visuelle de la surface des dents, et donc est impossible à effectuer à un stade précoce, là où un soin préventif est toujours réalisable. Dans l'étude menée par notre équipe, la sensibilité du champ de speckle polarisé à détecter les changements causés par l'érosion au niveau de l'émail dentaire est investiguée.

Des molaires humaines extraites pour des raisons orthodontiques ont été exposées à une boisson acide pendant divers cycles d'immersion. Un Laser Hélium-Néon est utilisé comme source de lumière pour éclairer l'échantillon. Les images de speckle sont enregistrées à l'aide d'une caméra CCD. Des polariseurs placés à la sortie du laser et devant la caméra assurent la mise en forme et l'analyse de la polarisation, ici des positions parallèles et croisées.

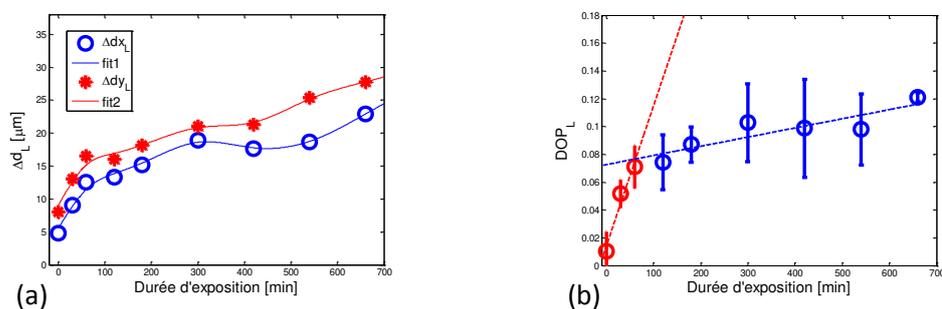


Figure 1 : Variation de la différence de la taille de grains de speckle entre les configurations parallèles et croisées $\Delta d_{.L} = d_{.L}^{//} - d_{.L}^{\perp}$ (figure (a)) et du degré de polarisation linéaire (figure (b)) en fonction de la durée d'exposition des dents à l'acide

La diffusion de la lumière laser incidente par l'émail de la couronne de ces molaires est analysée à la fois spatialement, temporellement et en polarisation, à partir des images de speckle. Les premiers résultats montrent un changement remarquable dans les propriétés de diffusion de la lumière polarisée tel que l'indiquent les variations de la taille de grains de speckle et l'évolution du degré de polarisation linéaire de la lumière diffusée illustrées dans la figure 1 [2]. Un changement de la structure des dents et plus spécifiquement de la rugosité de l'émail pourrait être à l'origine de ces observations. Cette technique pourrait être commercialisée et utilisée au sein des cabinets dentaires, vu sa nature non-invasive, son faible coût et sa simplicité.

RÉFÉRENCES

- [1] G. M. Correr, R. C. Alonso, S. Consani, R. M. Puppini-Rontani, J. L. Ferracane, "In Vitro wear of primary and permanent enamel. Simultaneous erosion and abrasion," *Am. J. Dent.*, vol. 20, no. 6, pp. 394–399, 2007.
- [2] Ch. Abou Nader, F. Pellen, H. Loutfi, R. Mansour, B. Le Jeune, G. Le Brun, M. Abboud, "Early diagnosis of teeth erosion using polarized laser speckle imaging," *J. Biomed. Opt.*, vol. 21, no. 7, pp. 0711031-0711036, 2016.

Structured illumination microscopy for micro-structured metallic surfaces

*

Alberto Aguilar¹, Abundio Davila³, Nicolas Faure¹ and Cyril Mauclair^{1,2}

¹ Laboratoire Hubert Curien, Université Jean Monnet, Université de Lyon, 42000 St-Etienne France

² GIE Manutech-USD, 42000 St Etienne, France

³ Centro de Investigaciones en Optica, A.C. Lomas del Bosque 115, CP. 37150 Leon, Mexico

jose.alberto.aguilar.mora@univ-st-etienne.fr

A variety of optical microscopy techniques can be found in the literature [1]. For instance, Near-field scanning optical microscope (NSOM) which uses evanescent waves in order to get super resolution information up to 20 nm [2]. Its main disadvantage comes from the fluorescence that has to be present on the sample, and retro-alimentation with an atomic force microscope probe is needed, so the scanning time is usually large. Another example is 4pi microscopy which also leads to super resolution by scanning the sample, however the sample requires also fluorescence [3]. Structured illumination microscopy (SIM) on the other hand, is a technique which obtains super resolution using the Moiré effect generated by the sample high frequency terms and the structured light, usually a sinusoidal structure, which is projected over the sample. Typically this type of microscopy is used for analysis of biological samples previously stained by fluorophores [4]. Similar SIM techniques using adaptive optics corrections [5], or speckled structured illumination [6], have also achieved a resolution enhancement [7].

Surface nanostructures generated using femtosecond lasers cannot be easily inspected using traditional microscopy, as nanostructures dimensions are typically beyond the resolution limit of the conventional microscope. To overcome this limit, well-known techniques such as Scanning Electron Microscopy (SEM) or Atomic Force Microscopy (AFM) are frequently used. However this kind of techniques lacks the advantages of an optical detection (non-contact, regular atmosphere, widefield etc...). In order to have a technique that allows the inspection by optical resources of the nanostructures, Structured Illumination Microscopy (SIM) is adapted in this work for the analysis of metallic surfaces created which lacks of the fluorescent properties required by conventional SIM. Experimental results shows how no fluorescent specular surfaces, such as the nano-structures created by the ultra-fast laser pulses on metallic surfaces can be observed by a modification of the standard SIM optical setup.

RÉFÉRENCES

- [1] T.S Tkaczyk, Field guide to microscopy: SPIE, 2010
- [2] R.C Dunn. "Near-field scanning optical microscopy," *Chemical reviews*, vol. 99, no. 10, pp. 2891-2928, 1999.
- [3] S. Hell, and E.H Stelzer, "Properties of a 4Pi confocal fluorescence microscope," *JOSA A*, vol. 9, no. 12, pp. 2159-2166, 1992.
- [4] M.G Gustafsson. "Nonlinear structured-illumination microscopy: wide-field fluorescence imaging with theoretically unlimited resolution," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 102, no. 37, pp. 13081-13086, 2005.
- [5] D. Debarre, E.J Botcherby, M.J Booth, and T. Wilson. "T. Adaptive optics for structured illumination microscopy," *Optics express*, vol. 16, no. 13, pp. 9290-9305, 2008.
- [6] D. Lim, T.N Ford, K.K. Chu, and J. Mertz. "Optically sectioned in vivo imaging with speckle illumination HiLo microscopy." *Journal of biomedical optics*, vol. 16, no.1, pp. 016014-016014, 2011.
- [7] S.H Jiang, and J.G Walker. "Experimental confirmation of non-scanning fluorescence confocal microscopy using speckle illumination," *Optics communications*, vol. 238, no. 1, pp. 1-12, 2004.

Approche Matricielle de la Propagation des Ondes en Milieux Complexes : Application à l'Imagerie à travers des milieux diffusants

Amaury Badon, Geoffroy Lerosey, Albert Claude Boccara, Mathias Fink, Alexandre Aubry

Institut Langevin, ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS UMR 7587, 1 rue Jussieu, 75005 Paris

Les techniques d'imagerie conventionnelle reposent sur une propagation ballistique de la lumière entre l'objet étudié et le système de mesure. Ce principe n'est plus vérifié lorsque des hétérogénéités présentes au sein de l'objet ou dans le milieu environnant entraînent la diffusion de la lumière. La force de cette diffusion est matérialisée par le libre parcours moyen de diffusion l_s qui correspond à la distance moyenne entre deux évènements de diffusion. Au delà de cette limite, la quantité de lumière ballistique comparée à la lumière diffuse n'est plus suffisante. Les techniques d'imagerie conventionnelle échouent à imager en profondeur des tissus par exemple, mais de nombreuses alternatives ont été proposées. Parmi celles-ci, on peut citer la discrimination spatiale (imagerie confocale) ou temporelle (Tomographie à Cohérence Optique) de la lumière ballistique. Néanmoins, même la technique la plus performante à l'heure actuelle est limitée à environ $6-7 l_s$.

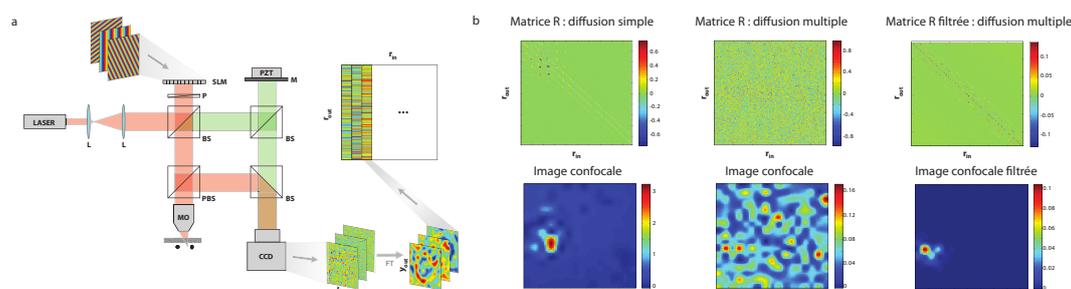


Fig. 1 : a. Montage expérimental et procédure de construction de la matrice R . b. Comparaison des matrices et résultats obtenus dans les cas de diffusion simple et multiple.

Inspirés par des travaux effectués en acoustique ainsi que par le développement de techniques de contrôle de front d'onde, nous proposons ici une approche matricielle afin de repousser cette limite. Cette approche repose sur la mesure d'une matrice de réflexion résolue en temps \mathbf{R} (voir Fig a). Cette matrice est mesurée comme suit : un champ incident contrôlé par le modulateur spatial de lumière (SLM) illumine l'échantillon après avoir traversé l'objectif de microscope, le champ rétrodiffusé correspondant est mesuré à l'aide d'une caméra CCD pour un temps de vol t correspondant à l'onde ballistique grâce au bras de référence. Une transformée de Fourier spatiale permet ensuite d'obtenir ce champ dans un plan conjugué du plan focal du microscope. Ce champ obtenu forme une ligne de la matrice \mathbf{R} . La matrice totale \mathbf{R} est obtenue en reproduisant la procédure pour un nombre N d'illuminations incidentes, contenant ainsi les différentes réponses entre les points r_{in} et r_{out} du plan focal.

Dans le cas de la diffusion simple cette matrice est diagonale, une image confocale peut alors être obtenue à partir des éléments diagonaux $r_{in}=r_{out}$. Néanmoins en présence d'un milieu fortement diffusant, la matrice présente du signal sur tous les éléments et peut être approximée par une matrice aléatoire. Dans ces conditions une image confocale ne permet pas de retrouver l'image de l'objet, le speckle n'a aucun lien apparent avec la réflectivité de l'objet. Notre approche se sépare alors en deux étapes : premièrement nous avons alors appliqué un filtre numérique qui permet de séparer les contributions de diffusion simple et diffusion ballistique. Puis afin de s'affranchir de la diffusion multiple résiduelle, nous avons appliqué la méthode D.O.R.T (Décomposition de l'Opérateur de Retour Temporel) dans le but de retrouver l'image de notre objet à travers le milieu diffusant. Nous avons ainsi pu imager avec succès une bille de $3\mu\text{m}$ de diamètre à travers un milieu diffusant d'épaisseur optique 12. Dans ces conditions l'intensité ballistique est atténué d'un facteur e^{-22} , correspondant à un rapport d'intensité ballistique sur l'intensité diffuse d'environ 10^{-9} .

Conception conjointe de l'optique et du traitement d'images appliquée à l'athermalisation d'un objectif infrarouge

Marie-Anne Burcklen¹, Frédéric Diaz¹, Joël Rollin¹, Mane-Si Laure Lee², Brigitte Loiseaux², Hervé Sauer³, François Goudail³

¹ *Thales Angénieux, Boulevard Ravel de Malval, 42570 Saint-Héand, France*

² *Thales Research & Technology France, 1 avenue Augustin Fresnel, 91767 Palaiseau, France*

³ *Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris Sud 11, 2 avenue Augustin Fresnel, 91127 Palaiseau, France*

marie-anne.burcklen@fr.thalesgroup.com

Les systèmes d'imagerie sont traditionnellement conçus en optimisant d'abord la combinaison optique de manière à obtenir la meilleure image possible, puis en rehaussant la qualité avec un traitement numérique. Depuis une vingtaine d'années, de nouvelles approches sont proposées pour augmenter les performances de systèmes existants avec le codage de pupille [1] ou visant à simplifier la combinaison optique en l'optimisant conjointement avec le traitement d'images [2].

Nous présentons l'intérêt de la conception conjointe pour l'athermalisation d'un objectif infrarouge de courte focale associé à un capteur non refroidi. Du fait des matériaux utilisés, les combinaisons infrarouges sont particulièrement sensibles aux variations de température. Il existe plusieurs méthodes pour les insensibiliser thermiquement, comme l'athermalisation passive optique combinant deux matériaux différents et un profil diffractif [3], ou l'athermalisation basée sur le codage de pupille où l'introduction d'un masque de phase dans le système permet de le rendre insensible à la défocalisation thermique [4,5].

Nous proposons ici l'utilisation d'une nouvelle approche pour déterminer une telle combinaison optique qui exploite d'une part les logiciels de conception optique performants existants, et présente l'avantage de prendre en compte l'effet du traitement de déconvolution de manière à relâcher les exigences sur les performances optiques. Pour cela, nous avons mis au point un nouveau critère d'optimisation d'une combinaison optique basée sur la fonction de transfert de modulation et sur la tâche image. Cette nouvelle méthode de conception sera illustrée au travers d'un exemple qui a permis d'obtenir une combinaison plus simple que l'approche classique et apporte la correction des variations thermiques attendues.

RÉFÉRENCES

- [1] W. Cathey and E. Dowski, "New paradigm for imaging systems," *Appl. Opt.* **41**, 6080-6092 (2002).
- [2] D. Stork and M. Robinson, "Theoretical foundations for joint digital-optical analysis of electro-optical imaging systems," *Appl. Opt.* **47**, B64-B75 (2008).
- [3] J. Rollin, "Systems of objectives with optical athermalization," US Patent 5202792 (1993).
- [4] G. D. Muyo, and A. R. Harvey, "Wavefront coding for athermalization of infrared imaging systems," *Proc. SPIE* **5612**, pp. 227-235 (2004).
- [5] J. Rollin, F. Diaz, C. Fontaine, B. Loiseaux, M.-S. L. Lee, C. Clienti, F. Lemonnier, X. Zhang, L. Calvez, "New solutions and technologies for uncooled infrared imaging," *Proc. SPIE* **8704**, pp. 870423-870423-15 (2013).

Ressources quantiques et traitement numérique des images

François CHAPEAU-BLONDEAU, Étienne BELIN

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

chapeau@univ-angers.fr

L'optique quantique et l'imagerie quantique constituent des domaines scientifiques déjà très avancés. Ils se situent plutôt au niveau physique des images, en mettant fréquemment en jeu des états quantiques à très grands nombres de photons représentant des systèmes quantiques souvent de dimension infinie. Sur ce niveau physique de l'imagerie, s'enchaîne le niveau computationnel de l'imagerie. À ce niveau, à une autre extrémité de la chaîne de traitement de l'information, on a affaire à des images numériques qui classiquement sont codées comme des tableaux d'octets dans la mémoire d'un ordinateur pour servir de base aux opérations constituant le traitement numérique des images. On peut alors envisager l'analogie quantique de telles images numériques, où l'information en chaque pixel est codée par un système quantique de très faible dimension, comme un qubit ou un octet de qubits. Sous cette forme, l'informatique quantique montre que l'on peut tirer parti de ressources radicalement nouvelles et inexistantes en classique pour contribuer au traitement de l'information. Le parallélisme quantique, l'intrication, constituent de telles ressources, permettant par exemple l'évaluation parallèle de fonctions comme dans l'algorithme de Deutsch-Jozsa, ou bien le codage superdense ou la téléportation [1]. Ces techniques du traitement quantique de l'information présentent un caractère générique [1]. Elles se développent et contribuent au traitement du signal étendu en quantique [2, 3]. Le traitement d'images de par ses spécificités peut potentiellement bénéficier largement de ces possibilités de traitement parallèle et de corrélations quantiques. Une telle orientation de l'information quantique dédiée pour le traitement numérique des images représente un champ de recherche encore en émergence [4], avec de riches potentialités à explorer.

Pour illustration, nous examinons le codage quantique d'une image binaire. En codant l'information de chaque pixel, non plus au moyen d'un seul qubit à deux états $\{|0\rangle, |1\rangle\}$, mais au moyen d'une paire de qubits ayant accès à deux états intriqués comme $\{(|00\rangle + |11\rangle)/\sqrt{2}, (|01\rangle - |10\rangle)/\sqrt{2}\}$, on montre la possibilité de bénéficier de propriétés d'invariance vis-à-vis de la base de décodage, et de résistance au bruit quantique. La Fig. 1(a) représente une image binaire initiale de taille 256×256 pixels. Sur chacune des 4 images (b)–(e) de la Fig. 1, la partie gauche montre l'effet néfaste d'une base de décodage ayant un décalage angulaire croissant par rapport à la base de codage $\{|0\rangle, |1\rangle\}$, et ceci dans les conditions favorables d'absence de bruit quantique ; la partie droite montre le bénéfice d'un codage insensible à la base, et avec une résistance accrue au bruit quantique présent ici, ceci grâce à l'exploitation d'une paire de qubits intriqués en chaque pixel, avec notamment un des deux états du codage binaire pouvant être rendu totalement immune au bruit quantique.

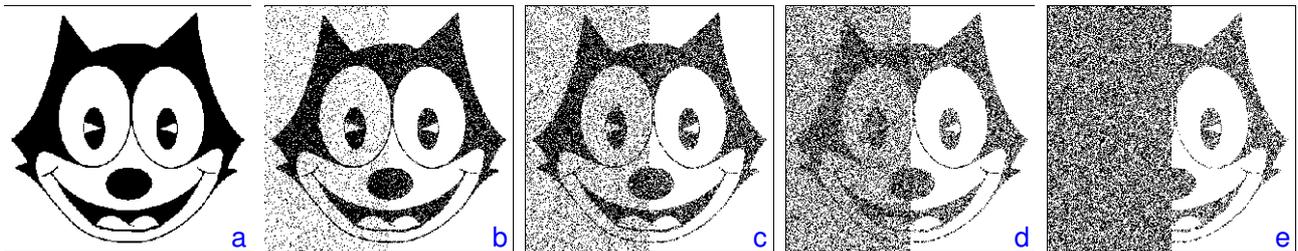


Fig. 1 : Image binaire initiale (a), puis deux codages quantiques pour tirer plusieurs bénéfices de l'intrication (b)–(e).

RÉFÉRENCES

- [1] J. A. Jones, D. Jaksch, *Quantum Information, Computation and Communication*. Cambridge : Cambridge University Press, 2012.
- [2] F. Chapeau-Blondeau, "Optimization of quantum states for signaling across an arbitrary qubit noise channel with minimum-error detection," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 61, pp. 4500–4510, 2015.
- [3] F. Chapeau-Blondeau, "Optimized probing states for qubit phase estimation with general quantum noise," *Physical Review A*, vol. 91, nb. 052310, 1–13, 2015.
- [4] S. E. Venegas-Andraca, "Introductory words : Special issue on quantum image processing published by Quantum Information Processing," *Quantum Information Processing*, vol. 14, pp. 1535–1537, 2015. ■

Imagerie acousto-optique et reconstruction en milieu fortement diffusant : vers une imagerie quantitative

Clément Dupuy^{1,3}, Samuel Powell², Terence Leung³, François Ramaz¹

¹ Institut Langevin, Ondes et Images, ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS UMR 7587, INSERM U979, Université Paris VI - Pierre et Marie Curie, 1 rue Jussieu, 75 005 Paris, France

² Department of Computer Science, University College London, London WC1E 6BT, UK

³ Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, University College London, London WC1E 6BT, UK

clement.dupuy@espci.fr

L'imagerie optique des milieux biologiques est fortement impactée par la diffusion multiple. En effet, après quelques millimètres de propagation, l'intégralité des photons balistiques ont disparu, limitant l'imagerie conventionnelle aux couches superficielles des tissus. L'imagerie acousto-optique (AO) est une technique multimodale combinant une source lumineuse cohérente et un dispositif échographique pour imager en profondeur les milieux diffusants avec un contraste optique et une résolution millimétrique.

Lorsque qu'une impulsion ultrasonore se propage dans le milieu, elle met en mouvement les diffuseurs et module l'indice optique du matériau. Par conséquent, lorsque des photons traversent la zone d'insonification, l'effet peut avoir lieu et certains de ces photons se retrouvent décalés de la fréquence des ultrasons par effet acousto-optique. En détectant ces photons grâce à un système de filtrage adéquat et en balayant les ultrasons à la manière d'une échographie, il est possible de sonder l'intensité lumineuse locale en profondeur dans le milieu.

Cependant, ce décalage en fréquence est très faible (quelques MHz comparés aux centaines de THz de la lumière) et seulement un millième des photons sont marqués par les ultrasons. Afin de résoudre ces deux problèmes, un système de détection reposant sur de l'holographie dynamique par adaptation de front d'onde dans des cristaux de SPS ($\text{Sn}_2\text{P}_2\text{S}_6$) a été mis au point et a fait ses preuves *ex-vivo* en détectant des métastases de mélanome dans des biopsies de foie alors que l'échographie échoue à les imager [1].

Ce dispositif permet de distinguer clairement des inclusions absorbantes enfouies à plusieurs centimètres dans des tissus mais il est souvent difficile de différencier des inclusions ayant des coefficients d'absorption différents. Pour résoudre ce problème nous avons appliqué un algorithme de reconstruction numérique en éléments finis à des données acousto-optiques [2]. Cette méthode, utilisée avec des données expérimentales obtenues sur des gels reproduisant les propriétés des tissus biologiques, permet identifier et distinguer deux inclusions de coefficient d'absorption différents. Si les valeurs absolues des coefficients reconstruits sont encore incorrects, le ratio entre les deux correspond bien au ratio réel et cette méthode est sans doute un premier pas vers une imagerie quantitative.

RÉFÉRENCES

- [1] J.-B. Laudereau, E. B. à La Guillaume, V. Servois, P. Mariani, A. a. Grabar, M. Tanter, J.-L. Gennisson, and F. Ramaz, "Multi-modal acousto-optic/ultrasound imaging of ex vivo liver tumors at 790 nm using a $\text{Sn}_2\text{P}_2\text{S}_6$ wavefront adaptive holographic setup," *Journal of Biophotonics*, vol. 8, no. 5, pp. 429–436, 2014.
- [2] S. Powell, S. Arridge, and T. Leung, "Gradient-based quantitative image reconstruction in ultrasound-modulated optical tomography : first harmonic measurement type in a linearised diffusion formulation," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2015.

Reconstruction d'intensité dans une expérience de diffraction de particule unique : une approche par géométrie sphérique.

Julien Flamant^{1,3}, Nicolas Le Bihan^{2,3}, Andrew V. Martin³, Jonathan H. Manton³

¹ Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9189 - CRISTAL - Centre de Recherche en Informatique Signal et Automatique de Lille, 59000 Lille, France

² CNRS, GIPSA-Lab, 11 rue des mathématiques, 38402 St Martin d'Heres, France

³ The University of Melbourne, Melbourne, Victoria 3010, Australia

julien.flamant@phd.ec-lille.fr

La capacité à révéler la structure atomique tridimensionnelle des biomolécules (virus, protéines, etc.) participera significativement à améliorer notre compréhension de la machinerie biologique. Dans ce but, la cristallographie par rayons X a démontré depuis plusieurs décennies son efficacité. Néanmoins, cette méthode d'imagerie requiert la croissance de cristaux de l'objet considéré, ce qui n'est pas forcément réalisable pour la plupart des structures biologiques d'intérêt tels les protéines membranaires.

La diffraction par particules uniques (*single-particle experiment*) a été proposée pour répondre aux limitations de diffraction par rayons X classiques, rendue possible par le développement récent des lasers à électrons libres (*X-ray Free Electron Laser, XFEL*). Ces nouvelles sources offrent des impulsions de lumière très courtes, tout en délivrant jusqu'à 10^{13} photons par impulsion.

Dans la diffraction par particules uniques, plusieurs milliers de figures de diffractions sont enregistrées, où chaque image i correspond à une orientation aléatoire inconnue d'une copie i de la molécule. On peut alors parler de *tomographie aléatoire*. Ces images doivent ensuite être assemblées dans l'espace 3D réciproque afin de déterminer la fonction intensité 3D, qui caractérise complètement la structure 3D de la biomolécule.

Dans ce travail, nous proposons une formulation sphérique de l'algorithme Expansion-Maximization-Compression (EMC), qui peut être considéré comme l'état de l'art. Cet algorithme est basé sur un algorithme EM modifié afin de maintenir la consistance du modèle 3D de l'intensité. Plus précisément, notre approche utilise un développement en harmoniques sphériques de la fonction intensité afin d'incorporer directement les symétries de l'intensité reconstruite. Un contrôle de la résolution de l'intensité est proposé, ainsi qu'un découplage *couche par couche* de la fonction intensité 3D, dans le but d'échelonner le coût de calcul. La performance de l'algorithme proposé sera illustrée sur des données simulées.

RÉFÉRENCES

- [1] H. N. Chapman, A. Barty, S. Marchesini, A. Noy, S. P. Hau-Riege, C. Cui, M. R. Howells, R. Rosen, H. He, J. C. Spence *et al.*, "High-resolution ab initio three-dimensional x-ray diffraction microscopy," *JOSA A*, vol. 23, no. 5, pp. 1179–1200, 2006.
- [2] N.-T. D. Loh and V. Elser, "Reconstruction algorithm for single-particle diffraction imaging experiments," *Physical Review E*, vol. 80, no. 2, p. 026705, 2009.
- [3] T. Ekeberg, M. Svenda, C. Abergel, F. R. Maia, V. Seltzer, J.-M. Claverie, M. Hantke, O. Jönsson, C. Nettelblad, G. van der Schot *et al.*, "Three-dimensional reconstruction of the giant mimivirus particle with an x-ray free-electron laser," *Physical review letters*, vol. 114, no. 9, p. 098102, 2015.
- [4] J. Flamant, N. Le Bihan, A. V. Martin, and J. H. Manton, "Low-resolution reconstruction of intensity functions on the sphere for single-particle diffraction imaging," *to appear in ICASSP proceedings*, 2016.
- [5] —, "A spherical geometry approach towards the emc algorithm," *in preparation*.

Flux transfer model for designing visual effects by printing

Mathieu Hébert, Serge Mazauric, Thierry Fournel

*Université Jean Monnet de Saint-Etienne, CNRS UMR5516 Laboratoire Hubert Curien
18 rue Benoît Lauras, F-42000 Saint-Etienne, France*

bertrand.simon@uha.fr

The quantitative definition of color issued from perceptual experiments with light stimuli is well adapted to light-emitting displays whose colors can be easily predicted from the primary colors, but not to printed surfaces which color light by complex absorption-scattering phenomena. However, macroscopic spectral models enable relating the spectral reflectance of prints and the ones of uniformly inked samples thanks to optical equations describing more or less empirically the transfers of spectral fluxes between air, inks, support, and their interfaces¹. Thanks to a matrix formalism², inspired of the transfer matrices used for thin coatings, the two-flux model can easily and simultaneously predict the reflectance and transmittance of simple halftone prints, as well as the ones of compositions of various supports printed with different halftones³ displaying different colors according to the illumination/observation conditions. Figures 1 and 2 show two examples of halftone print compositions illustrating the possibilities enabled by the model for graphical arts.

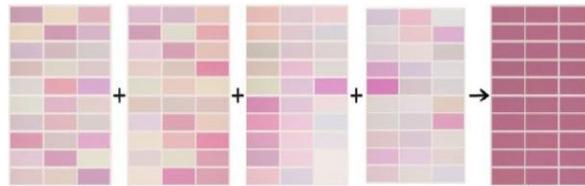


Fig. 1. Four printed films observed in transmission mode produce rectangle of same color when stacked with each other.

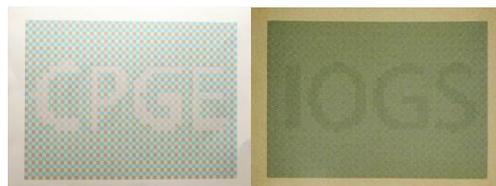


Fig. 2. A recto-verso print displaying one image in reflection mode (left) and a second image in transmission mode (right).

RÉFÉRENCES

- [1] Hébert, M., Hersch, R.D.: Review of spectral reflectance prediction models for halftone prints: calibration, prediction and performance. *Color Res. Appl.* (2014).
- [2] M. Hébert, R.D. Hersch, J.-M. Becker, "Compositional reflectance and transmittance model for multilayer specimens," *J. Opt. Soc. Am. A* 24, 2628-2644 (2007).
- [3] Mazauric, S., Hébert, M., Simonot, L., Fournel, T., "Two-flux transfer matrix model for predicting the reflectance and transmittance of duplex halftone prints," *J. Opt. Soc. Am. A* 31, 2775-2788 (2014).

Super-resolution capacity of imagers using random illuminations

Simon Labouesse¹, Marc Allain¹, Jérôme Idier², Sébastien Bourguignon², Penghuan Liu², Anne Sentenac¹

¹ Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel UMR 7249, 13013 Marseille, France

² L'UNAM Université, École Centrale de Nantes, CNRS, IRCCyN, UMR 6597, 44321 Nantes, France

marc.allain@fresnel.fr

For most active wave imaging systems, the recorded data are related to the quantity to retrieve ρ via a simple convolution model. In addition, one can proceed to M distinct acquisitions, leading to a dataset $\{z_m\}_{m=1}^M$ given by

$$z_m = h \otimes (\rho \times E_m) + \varepsilon_m, \quad m = 1 \cdots M \quad (1)$$

where \otimes is the convolution operator, h is the instrument point-spread function (PSF), E_m is the m -th illumination pattern, and ε_m is a perturbation term accounting for the noise in the detection and the modeling errors. In most configurations, the free-space propagation prevents the wave-field high frequencies to reach the detector. As a result, the Fourier transform of h has a bounded support \mathcal{D}_{PSF} that ultimately limits the resolution of the imaging system. This limit is strict with uniform illuminations, but *random* excitation patterns can be used to shift high-frequency components of the object into the OTF support. In other words, random excitations provide some high-frequency informations about the sample that may be retrieved. This simple idea is at the core of a few recent contributions [1, 2, 3] aiming at providing super-resolved reconstructions in fluorescence or photo-acoustic microscopy.

In this communication, we provide the first comprehensive mathematical understanding of the super-resolution capacity of synthetic imaging using speckle illuminations. Under mild assumptions, we show that the statistical correlation of the data have a super-resolution power corresponding to an *ameliorated PSF* $h_{\text{ext}} = |h|^2$. This result has important consequences for many practical imaging systems, *e.g.*, anechoic chambers [4], synthetic aperture radar systems [5], tomographic diffraction [6] or fluorescence microscopes [7, 8]. For the later modality, this result ensures that the frequency components of the sample ρ can be retrieved up to twice the frequency cut-off of \mathcal{D}_{PSF} , *i.e.*, a super-resolution by a factor of two is granted.

RÉFÉRENCES

- [1] J. Min, J. Jang, D. Keum, S.-W. Ryu, C. Choi, K.-H. Jeong, and J. C. Ye, “Fluorescent microscopy beyond diffraction limits using speckle illumination and joint support recovery,” *Scientific reports*, vol. 3, 2013.
- [2] J.-E. Oh, Y.-W. Cho, G. Scarcelli, and Y.-H. Kim, “Sub-rayleigh imaging via speckle illumination,” *Opt. Lett.*, vol. 38, pp. 682–684, Mar 2013.
- [3] T. Chaigne, J. Gateau, M. Allain, O. Katz, S. Gigan, A. Sentenac, and E. Bossy, “Super-resolution photoacoustic fluctuation imaging with multiple speckle illumination,” *Optica*, vol. 3, pp. 54–57, Jan 2016.
- [4] P. M. Van Den Berg and J. T. Fokkema, “Removal of undesired wavefields related to the casing of a microwave scanner,” *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 1, pp. 187–192, 2003.
- [5] D. C. Munson, J. D. O’Brien, and W. K. Jenkins, “A tomographic formulation of spotlight-mode synthetic aperture radar,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 71, no. 8, pp. 917–925, 1983.
- [6] O. Haeberlé, K. Belkebir, H. Giovaninni, and A. Sentenac, “Tomographic diffractive microscopy : basics, techniques and perspectives,” *Journal of Modern Optics*, vol. 57, no. 9, pp. 686–699, 2010.
- [7] C. Ventalon and J. Mertz, “Quasi-confocal fluorescence sectioning with dynamic speckle illumination,” *Optics Letters*, vol. 30, pp. 3350–3352, Dec 2005.
- [8] E. Mudry, K. Belkebir, J. Savatier, E. Le Moal, C. Nicoletti, M. Allain, and A. Sentenac, “Structured illumination microscopy using unknown speckle patterns,” *Nature Photonics*, vol. 6, pp. 312–315, 2012.

Imagerie sans lentille de lames de tissus colorés et transparents

Sophie Morel¹, Lionel Hervé¹, Thomas Bordy¹, Olivier Cioni¹, Antoine Delon², Catherine Fromentin³, Jean-Marc Dinten¹, Cédric Allier¹

¹Univ. Grenoble Alpes, F-38000 Grenoble, France, CEA, LETI, MINATEC Campus, Technologies for Healthcare and Biology division, F-38054 Grenoble, France

²Univ. Grenoble Alpes, LIPhy, F-38000 Grenoble, France; CNRS, LIPhy, F-38000 Grenoble, France

³Laboratoire d'Anatomocytopathologie, Centre Hospitalier Dr. Schaffner, Lens, France

sophie.morel@cea.fr

L'imagerie sans lentille est une méthode simple, bas coût permettant d'enregistrer des images grand champ (10-30 mm²) de l'échantillon observé. L'échantillon est illuminé par une source partiellement cohérente. L'intensité de l'hologramme, résultant de l'interférence entre l'onde incidente et l'onde diffractée par l'échantillon, est enregistrée par le capteur. Un algorithme de reconstruction holographique [1] permet de reconstruire l'objet observé. Si des objets épars, comme des billes ou des cellules, ont pu être reconstruits [2], l'imagerie sans lentille d'objets denses n'a été obtenue que très récemment [3][4], mais avec des temps de reconstruction encore trop longs (46 min./mm²). Nous présentons une méthode simple et rapide d'enregistrer des images grand champ (jusqu'à 2,5cm × 2,5cm) de lames de tissus en anatomopathologie. Cette méthode est basée sur l'enregistrement de plusieurs hologrammes éclairés sous différentes longueurs d'onde d'illumination. Un nouvel algorithme de reconstruction holographique a été développé. Cette nouvelle méthode permet de reconstruire le module de lames de tissu coloré. Cette technique fournit également des images similaires à celles obtenues en contraste de phase, puisqu'en plus du module, une image de phase des tissus transparents peut être reconstruite avec le même dispositif.

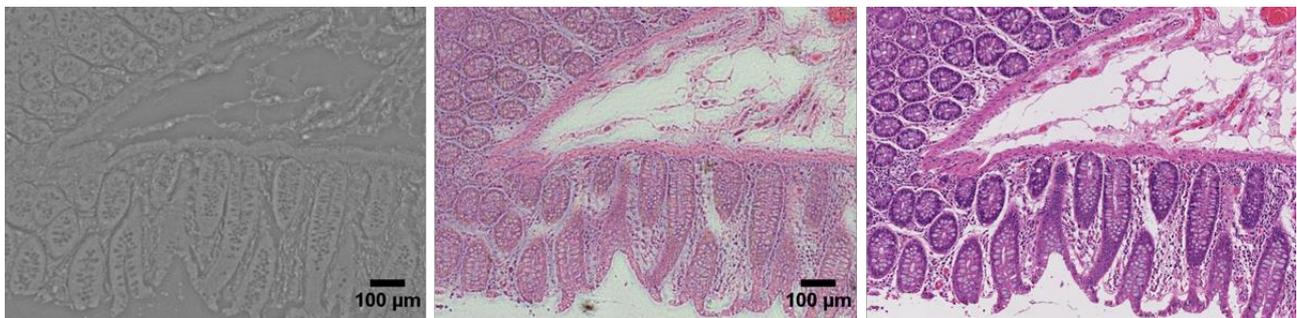


Figure 1 : Gauche : détail de la phase reconstruite d'une lame de colon non colorée en imagerie sans lentille. Centre : détail du module reconstruit d'une lame de colon colorée en HES en imagerie sans lentille. Droite : comparaison avec l'image de microscope ×20, ON = 0.75 de la lame colorée HES. Détails d'une reconstruction totale de 2,2cm×2,2 cm.

RÉFÉRENCES

- [1] B. R. W. Gerchberg and W. O. Saxton, "A Practical Algorithm for the Determination of Phase from Image and Diffraction Plane Pictures," *Optik (Stuttg.)*, vol. 35, no. 2, pp. 237–246, 1972.
- [2] S. V. Kesavan, F. Momey, O. Cioni, B. David-Watine, N. Dubrulle, S. Shorte, E. Sulpice, D. Freida, B. Chalmond, J. M. Dinten, X. Gidrol, and C. Allier, "High-throughput monitoring of major cell functions by means of lensfree video microscopy," *Sci. Rep.*, vol. 4, p. 5942, Jan. 2014.
- [3] A. Greenbaum, Y. Zhang, A. Feizi, P. Chung, W. Luo, S. R. Kandukur, and A. Ozcan, "Wide-field computational imaging of pathology slides using lens-free on-chip microscopy," *Sci. Transl. Med.*, vol. 6, no. 267, 2014.
- [4] W. Luo, A. Greenbaum, Y. Zhang, and A. Ozcan, "Synthetic aperture-based on-chip microscopy," *Light Sci. Appl.*, vol. 4, no. 3, p. e261, Mar. 2015.

Contrôle cohérent spatio-temporel de la lumière dans les milieux multi-diffusant

M. Mounaix¹, D. Andreoli^{1,2}, H. Defienne¹, G. Volpe¹, O. Katz^{1,2}, S. Gresillon², S. Gigan¹

¹ Laboratoire Kastler Brossel, ENS-PSL Research University, CNRS, 24 rue Lhomond, 75005 Paris, France

² ESPCI ParisTech, PSL Research University, CNRS, Institut Langevin, 1 rue Jussieu, F-75005 Paris, France

mickael.mounaix@lkb.ens.fr

L'imagerie dans les milieux diffusant reste un challenge quotidien. En effet, les informations de phase et d'amplitude sont mélangées par les multiples événements de diffusion, limitant ainsi la résolution, la profondeur ainsi que le contraste de la plupart des techniques de microscopie.

Avec une méthode similaire à l'optique adaptative, l'utilisation d'un modulateur spatial de lumière et d'une lumière cohérente monochromatique permet de contrôler le motif de *speckle*, la figure granulaire correspondant aux interférences multiples en sortie d'un milieu fortement diffusant. Ces techniques sont illustrées notamment en focalisant la lumière [1, 2], ou en imageant à travers un milieu diffusant [3].

Cependant, si le laser est large bande, c'est à dire polychromatique, le milieu diffusant répond différemment en fonction de la longueur d'onde à laquelle il est excité. Ainsi, l'approche monochromatique n'est plus valable. Dans le domaine temporel, lorsqu'une impulsion de lumière ultracourte traverse le milieu diffusant, cela correspond à un allongement temporel de l'impulsion.

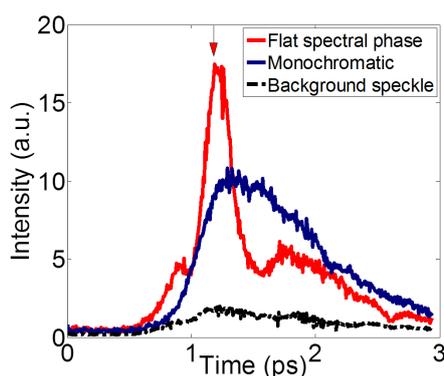


Fig. 1 : Compression spatio-temporelle d'une impulsion ultracourte après propagation dans un milieu diffusant [4]

Dans nos travaux, en mesurant la matrice de transmission du milieu diffusant à la fois dans le domaine spatial et spectral, on a ainsi accès à phase relative entre les différentes fréquences d'une impulsion courte après propagation à travers le milieu, il est alors possible de façonner l'onde incidente afin de contrôler de manière déterministe les degrés de libertés spatiaux et spectraux (donc temporels) du champ en sortie du milieu. Nous démontrons la recompression, après propagation dans le milieu diffusant, d'une impulsion ultracourte à sa taille temporelle initiale en recalibrant la phase spectrale de l'impulsion en sortie, en compensant la dispersion induite par le milieu diffusant [4]. Dans un second temps, nous avons réalisé un façonnage temporel plus complexe de l'impulsion. Par exemple, le temps d'arrivée de l'impulsion peut être décalé en imposant une relation linéaire de phase spectrale. Il est également possible de générer un profil spectral arbitraire, comme par exemple une impulsion double, ou bien encore une impulsion *impaire*. Le milieu diffusant se comporte ainsi comme un *pulse shaper*. [4]

Cette méthode peut être intéressante pour l'excitation non-linéaire de nano-objets dans les milieux diffusant, et dans le long terme pour l'étude de l'interaction lumière-matière dans les milieux désordonnés.

[1] S. Popoff et al, Physical Review Letters, **104**, 100601, (2010)

[2] I. Vellekoop et al, Optics Letters, **32** (16), 2309-2311, (2008)

[3] S. Popoff et al, Nature Communications, **1**, 81, (2010)

[4] M.Mounaix et al., arXiv preprint arXiv :1512.07753 (2015)

Tomographie optique cohérente plein champ à haute résolution en éclairage par diode électroluminescente

Jonas Ogien, Arnaud Dubois

Laboratoire Charles Fabry, CNRS UMR 8501, Institut d'Optique Graduate School, Univ. Paris-Sud, 2 avenue
Augustin Fresnel, 91127 Palaiseau Cedex, France

jonas.ogien@institutoptique.fr

La tomographie optique cohérente (OCT) est une technique d'imagerie permettant d'obtenir des images tomographiques en coupe de tissus biologiques, ayant une résolution axiale déterminée par la cohérence temporelle de la source de lumière utilisée. La tomographie optique cohérente plein champ (FF-OCT), est une version parallélisée de l'OCT, combinant un éclairage et une détection plein champ, s'affranchissant du balayage latérale présent en OCT conventionnel en acquérant des images *en face* à partir d'une caméra matricielle. Des résolutions cellulaires sont typiquement obtenues en FF-OCT [1,2].

En FF-OCT, il est essentiel d'utiliser une source lumineuse de spectre large, afin d'avoir la plus faible longueur de cohérence possible et ainsi la meilleure résolution axiale, ainsi qu'une faible cohérence spatiale afin d'éviter les interférences parasites (de type "speckle"). Les sources correspondant le mieux à ces besoins sont les sources thermiques (lampes à arc et lampes halogène) et les diodes électroluminescentes (LED). De par leur simplicité d'utilisation, faible cout et bonnes performances, des lampes halogène sont généralement utilisées en OCT plein champ. Cependant, elles présentent de nombreux défauts, qui les ont vues progressivement remplacées par des LED blanches dans la plupart des applications nécessitant de la lumière blanche. Malheureusement, les LED blanches ont généralement un spectre ne s'étendant pas vers le proche infrarouge, zone spectrale la plus adaptée pour l'imagerie des tissus biologiques. Les LED dont le spectre est contenu dans cette zone n'ont généralement pas des longueurs de cohérence très faibles, si bien que l'OCT plein champ à éclairage LED n'a jusqu'à maintenant jamais atteint les performances des systèmes d'OCT à éclairage thermique.

Nous proposons à travers cet exposé un nouveau montage d'OCT plein champ éclairé par une LED à phosphore à spectre large [3]. Le montage est simplifié et compact, muni d'un unique degré de liberté utile à la fois à la refocalisation et au déphasage des images interférométriques, couplé à une utilisation de liquides d'immersion adaptés pour compenser la dispersion dans les tissus biologiques. Une résolution axiale de 0.7 μm est mesurée. Des images de différents tissus biologiques, dont de la peau humaine *ex vivo*, ont été obtenues et sont comparées à des images acquises à partir d'un éclairage conventionnel par lampe halogène. Les images sont très proches en termes de résolution et de pénétration, prouvant l'efficacité du montage simplifié, et montrant pour la première fois que l'éclairage par LED peut avantageusement remplacer l'éclairage thermique en OCT plein champ pour l'imagerie biomédicale.

REFERENCES

- [1] A. Dubois, K. Grieve, G. Moneron, R. Lecaque, L. Vabre, A.C. Boccara, "Ultra-high-resolution full-field optical coherence tomography," *Applied Optics* 43, 2874-2882 (2004)
- [2] A. Federici and A. Dubois, "Full-field optical coherence microscopy with optimized ultrahigh spatial resolution," *Optics Letters* 40, 5347-5350 (2015)
- [3] J. Ogien and A. Dubois, "High-resolution full-field optical coherence microscopy using a broadband light-emitting diode," to be published in *Optics Express* (2016)

Etude polarimétrique de champs de speckle : caractérisation des matériaux via leur pouvoir de décorrélation

Jan Dupont¹, Xavier Orlik¹

¹ ONERA, Theoretical and Applied Optics Department, 31055 Toulouse, France

xavier.orlik@onera.fr

En utilisant le formalisme de Stokes, un état partiellement polarisé peut être décrit comme la somme de 3 ondes : deux ondes planes orthogonales polarisées de composantes \tilde{E}_x et \tilde{E}_y dont les oscillations sont déphasées d'une valeur ϕ et une onde dépolarisée dont nous représentons l'intensité par le terme C^2 :

$$S = \begin{cases} I &= |E_x|^2 + |E_y|^2 + C^2 \\ Q &= |E_x|^2 - |E_y|^2 \\ U &= 2|E_x||E_y|\cos(\phi) \\ V &= 2|E_x||E_y|\sin(\phi) \end{cases} \quad (1)$$

Nous proposons ici d'étudier, par l'acquisition de la structure spatiale du speckle polarisé, la capacité des matériaux à décorréler les composantes orthogonales du champ d'illumination. Les mesures polarimétriques sont obtenues en utilisant la méthode *SOPAFP* [1] (State Of Polarization Analysis by Full Projection on the Poincaré space), qui consiste en une régression non linéaire du signal d'intensité mesuré au cours de multiples projections polarimétriques, réparties uniformément dans la sphère de Poincaré. On mesure ainsi les paramètres E_x , E_y , ϕ et C du champ incident sur chaque pixel de la camera.

Afin de limiter la **dépolarisation due à la largeur spectrale** finie de la source, on utilise une source monomode longitudinale. De plus, la pupille d'entrée de l'imageur est réduite, afin d'élargir sa fonction d'étalement de point (PSF) et ainsi limiter la **dépolarisation spatiale** en décrivant chaque grain de speckle par de nombreux pixels de la caméra. Nous étudions la structure spatiale de la polarisation des champs de speckle diffusés par plusieurs échantillons de référence, dont les réflectances R sont connues. On calcule ainsi la densité de probabilité des intensités diffusées $|E_x|^2$, $|E_y|^2$ ainsi que celle des déphasages relatifs ϕ . Les résultats pour deux échantillons de réflectances $R = 2\%$ et $R = 20\%$ (resp. Fig. 1(a-b) et Fig. 1(c-d)) sont présentés ci-dessous. En se plaçant dans un référentiel adéquat, on déduit le pouvoir de chaque échantillon à décorréler les composantes orthogonales du champ d'illumination uniquement par l'étude de l'écart type de la variation spatiale de leur phase relative ϕ .

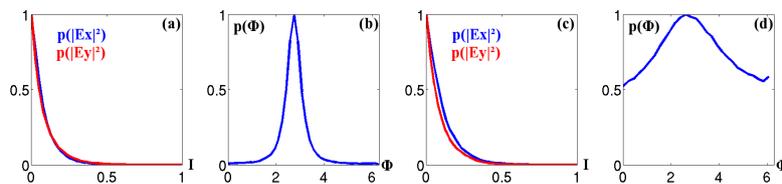


Fig. 1 : Densités de probabilité des intensités $|E_x|^2$ et $|E_y|^2$, et de phase ϕ pour $R=2\%$ (fig. a et b) et $R=20\%$ (fig. c et d)

Plus la réflectance des échantillons augmente, plus le régime de diffusion multiple s'impose par rapport aux diffusions du premier ordre, ce qui a pour conséquence d'augmenter la décorrélation entre les composantes orthogonales du champ diffusé. Ceci est quantifié par l'accroissement de l'étalement de la densité de probabilité de la phase relative comme le montre les figure (b) et (d). **En conclusion, nous accédons aux déphasages relatifs entre les composantes \tilde{E}_x et \tilde{E}_y d'un speckle polarisé à travers la mesure de ses états polarimétriques, ce qui nous permet de caractériser la capacité du matériau à décorréler les composantes orthogonales du champ qui illumine ce matériau.**

[1] Dupont et. al, "Polarization analysis of speckle field below its transverse correlation width : application to surface and bulk scattering", Opt. Express, Vol. 22, issue 20, pp. 24133-24141 (2014)

Theoretical derivation of optimal operating frequencies for imaging through turbid media using intensity modulated light

Swapnesh Panigrahi¹, Julien Fade¹, Hema Ramachandran², Mehdi Alouini¹

¹ Institut de Physique de Rennes, CNRS, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35 042 Rennes, France

² Raman Research Institute, CV Raman Avenue, Sadashivanagar, 560 080 Bangalore, India

swapnesh.panigrahi@univ-rennes1.fr

Intensity modulated light can be used for imaging in turbid media in two significant ways : by means of estimating the scattering parameters to produce inhomogeneity maps or by ballistic photons filtering to produce diffraction-limited resolution images of objects embedded in scattering media. The former is widely used in diffuse optical imaging and, in recent years, has seen transition from research to application in the field of medical imaging [1]. The later has application in industrial imaging and transport safety applications where imaging through colloids or atmospheric fog is of interest.

In this theoretical work on intensity modulated imaging scheme, the diffuse light is modeled by diffusion theory which suggests that randomly scattered photons arrive at detector with reduced modulation index and additional phase that depend on the scattering properties of the intervening medium [2]. These predictions are used to parametrize the noise model of a quadrature detection scheme. Eventually, the Cramer-Rao lower bound on estimation variance of the scattering parameters is derived and shown to have a minimum at an optimal modulation frequency. The optimal operating frequency is solely is a function of optical penetration depth δ and the source-detector distance r as

$$\frac{\omega_{opt}}{\mu c} = \frac{1}{R_\delta^2} \sqrt{2 \left(1 + \sqrt{1 + 4R_\delta^2} + R_\delta^2 \left(3 + \sqrt{1 + 4R_\delta^2} \right) \right)}. \quad (1)$$

Where $R_\delta = r/\delta$ and c is velocity of light in medium with absorption coefficient μ . The properties of the derived variance-minimizing optimal modulation frequency are in fair agreement with previously reported simulation and experimental results [3] and may help optimize diffuse optimal imaging in tissues.

Furthermore, a metric is defined to quantify the ballistic photon filtering efficiency by taking the ratio of Fisher information in estimation of the modulation index when estimation is performed over pixels that receive ballistic photons and diffuse photons to the pixels that receive only diffuse photons. The metric indicates that a significant gain can be expected only when the modulation angular frequency is greater than a minimum frequency that depends effectively only on the scattering coefficient σ in a linear fashion.

$$\omega/c > (2/3)\sigma \quad (2)$$

The rules derived in this work represent physical limits of using intensity modulated light with a quadrature modulation scheme by taking into account only the photon noise. Such an analysis is interesting both from a fundamental and application point of view [4].

RÉFÉRENCES

- [1] D. Boas, D. Brooks, E. Miller, C. DiMarzio, M. Kilmer, R. Gaudette, and Quan Zhang, "Imaging the body with diffuse optical tomography," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 18, no. 6, pp. 57–75, 2001.
- [2] B. J. Tromberg, N. Shah, R. Lanning, A. Cerussi, J. Espinoza, T. Pham, L. Svaasand, and J. Butler, "Non-Invasive In Vivo Characterization of Breast Tumors Using Photon Migration Spectroscopy," *Neoplasia*, vol. 2, pp. 26–40, jan 2000.
- [3] H. K. Kim, U. J. Netz, J. Beuthan, and A. H. Hielscher, "Optimal source-modulation frequencies for transport-theory-based optical tomography of small-tissue volumes," *Opt. Express*, vol. 16, pp. 18082–18101, Oct. 2008.
- [4] S. Panigrahi, J. Fade, H. Ramachandran, and M. Alouini, "Theoretical optimal modulation frequencies for scattering parameter estimation and ballistic photon filtering in diffusive media," *Submitted*, 2016.

Mesure de brisure d'orthogonalité à travers une fibre multimode

François Parnet¹, Julien Fade¹, Mehdi Alouini¹

¹ Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1, CNRS, 263 av. Général Leclerc, 35042 Rennes, France

francois.parnet@univ-rennes1.fr

La brisure d'orthogonalité est une technique de polarimétrie récente dont le principe de mesure a le potentiel de répondre à un défi technologique actuel : l'endoscopie polarimétrique. Ce challenge repose sur la difficulté à maîtriser l'état de polarisation de la lumière dans la fibre optique pour appliquer les techniques standards de polarimétrie [1,2]. La mesure par brisure d'orthogonalité s'appuie sur l'interaction d'un faisceau bi-fréquence bi-polarisation (constitué de deux états de polarisation orthogonaux et décalés en fréquence) avec une scène ou un échantillon [3]. L'orthogonalité est brisée dès lors que le faisceau lumineux interagit avec un élément dépolarisant et/ou dichroïque. Cette brisure provoque alors un battement à la différence de fréquence $\Delta\nu$ entre les deux états de polarisation et permet de déterminer les propriétés dépolarisante et dichroïque de l'échantillon [3,4]. L'interaction du faisceau avec un élément biréfringent, tel qu'une fibre optique, ou optiquement actif n'altère par l'orthogonalité des états de polarisation et ne génère pas de battement. La technique de brisure d'orthogonalité a été validée en déportant le faisceau lumineux à travers une fibre optique monomode à 1,5 μm [3].

Dans le cadre de l'endoscopie, les fibres optiques des systèmes commerciaux sont couramment multimodes. Par conséquent, nous nous sommes intéressés à la propagation d'un faisceau bi-fréquence bi-polarisation à travers une fibre multimode en vérifiant les conditions de préservation de l'orthogonalité. La théorie de la propagation d'un tel faisceau dans une fibre multimode montre que la superposition de plusieurs modes sur le détecteur engendre, en chaque point du plan, un battement à la différence de fréquence $\Delta\nu$ des deux états de polarisation. Cependant, l'intégration complète du faisceau permet de compenser les multiples battements et ainsi de préserver l'orthogonalité (Figure 1). Ces prédictions théoriques sont confirmées par la simulation et l'expérimentation en détectant le faisceau à la sortie de la fibre multimode. Afin de déterminer l'adaptabilité de la technique de brisure d'orthogonalité à un endoscope multimode, un montage expérimental en configuration endoscopique est réalisé pour comparer la conservation de l'orthogonalité polarimétrique entre une fibre monomode et une fibre multimode [5].

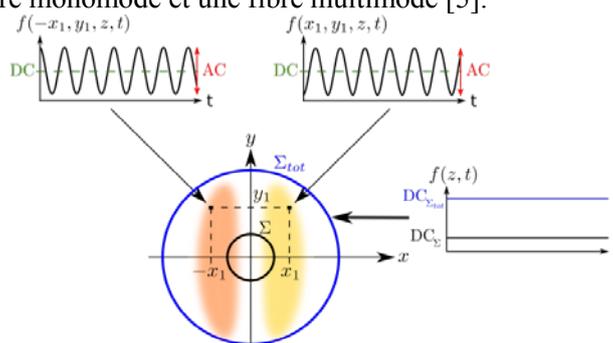


Figure 1 : Schéma illustrant la conservation de l'orthogonalité d'un faisceau bi-fréquence bi-polarisation avec deux modes : LP01 (non visible) et LP11.

REFERENCES

- [1] J. E. Solomon, *Polarization imaging*, Appl. Opt. **20**, 1537–1544, 1981.
- [2] A. S. Alenin and J. S. Tyo, *Generalized channeled polarimetry*, J. Opt. Soc. Am. A **31**, 1013–1022, 2014.
- [3] J. Fade and M. Alouini, *Depolarization remote sensing by orthogonality breaking*, Phys. Rev. Lett. **109**, 043901, 2012.
- [4] N. Ortega-Quijano, J. Fade, E. Schaub, F. Parnet, and M. Alouini, *Full characterization of dichroic samples from a single measurement by circular polarization orthogonality breaking*, Opt. Lett. **40**, 1270–1273, 2015.
- [5] F. Parnet, J. Fade and M. Alouini, *Orthogonality breaking through multimode optical fiber*, App. Opt, submitted.

Acquisition adaptative pour single-pixel caméra : comparaison avec l'acquisition comprimée

Florian Rousset^{1,2}, Nicolas Ducros¹, Andrea Farina², Cosimo D'Andrea², Françoise Peyrin¹

¹ CREATIS, Université de Lyon, CNRS UMR5220, Inserm U1206, INSA Lyon - Villeurbanne, France

² Politecnico di Milano, Dipartimento di Fisica - Milan, Italie

florian.rousset@creatis.insa-lyon.fr

Les caméras mono-pixel (*single-pixel camera*, SPC) sont en plein essor ces dernières années car elles permettent d'obtenir un système d'imagerie optique à bas coût. Elles sont classiquement associées à des techniques d'acquisition comprimée (*compressive sensing*) pour l'acquisition et la reconstruction des images [1]. Nous proposons ici une nouvelle stratégie qui produit des images de qualité comparable pour des temps de calcul et une complexité significativement réduits. Cette technique a potentiellement de multiples applications, par exemple en imagerie infrarouge ou multispectrale ou en imagerie de fluorescence résolue en temps.

Une SPC est composée d'une matrice de micro-miroirs (digital micromirror device, DMD) et d'un détecteur ponctuel. Le DMD comporte des miroirs que l'on peut indépendamment basculer et peut alors être utilisé comme un filtre spatial. La restauration de l'image $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^{N \times N}$ d'un objet acquis par une SPC consiste à retrouver cette image à partir de I mesures $\{m_i, i = 1 \dots I\}$ obtenues avec I motifs $\{\mathbf{p}_i \in \mathbb{R}^{N \times N}, i = 1 \dots I\}$ de DMD. Chaque mesure au niveau du détecteur se traduit comme la projection de l'image sur le motif de DMD, mathématiquement $m_i = \langle \mathbf{f}, \mathbf{p}_i \rangle$. La méthode conventionnelle, basée sur l'acquisition comprimée (AC) [2], considère des motifs aléatoires et restaure une image par minimisation ℓ_1 [1].

Pour contourner la lenteur de cette minimisation, nous proposons d'acquérir l'image dans le domaine ondelette et de restaurer \mathbf{f} directement par une transformée en ondelettes (TO) inverse. La difficulté de notre méthode réside dans la prédiction des coefficients d'ondelettes significatifs. Elle se fonde sur l'approximation non-linéaire de la TO qui consiste à garder un faible nombre ($M \ll N^2$) de coefficients tout en conservant une très bonne qualité d'images restaurées [3].

Notons $j = 1 \dots J$ l'échelle à laquelle l'image \mathbf{f} est observée lors de la TO avec J le niveau de décomposition. Notre stratégie commence par acquérir l'image à l'échelle la plus grossière J . L'image obtenue est considérée comme une image basse résolution (BR) à partir de laquelle une image haute résolution (HR) de taille deux fois plus grande est créée par interpolation bicubique. L'image HR est utilisée pour prédire les coefficients d'ondelettes significatifs en prenant sa TO sur un niveau et en ne gardant qu'un pourcentage p_j des plus forts coefficients de détails. Les positions des éléments trouvés sont choisis pour acquisition avec la SPC. Pour les autres échelles, une image d'approximation à j est restaurée puis considérée comme l'image BR pour l'étape de prédiction où un pourcentage p_j des coefficients de détails sera gardé.

Nous présentons à la Fig. 1 des résultats obtenus à partir de données expérimentales avec comme objet la cible Jaszczak. On peut noter que l'image obtenue par notre méthode rivalise très bien avec celle obtenue classiquement par AC. L'avantage principal de notre méthode est la restauration directe de l'image, donnant un temps de traitement inférieur à la seconde contre une quinzaine de secondes pour l'AC. De plus, seuls les pourcentages sont à choisir dans notre méthode contre de nombreux paramètres pour la minimisation dans le cas de l'AC et qui influent sur le résultat de la reconstruction.

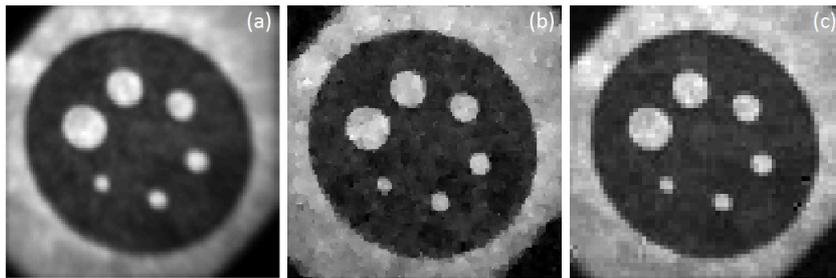


Fig. 1 : Acquisitions expérimentales 128×128 pixels sur la cible Jaszczak. (a) Image CCD, (b,c) images SPC restaurées avec 3275 mesures (b) par acquisition comprimée (PSNR 19.70 dB) et (c) par notre méthode avec l'ondelette de Haar (PSNR 20.70 dB).

En conclusion, nous avons présenté une stratégie d'acquisition d'images dans le domaine ondelettes avec une SPC. Notre méthode est comparable, en termes de qualité de restauration, à la méthode conventionnelle d'acquisition comprimée, tout en réduisant la complexité et les temps de calcul d'une minimisation ℓ_1 .

RÉFÉRENCES

- [1] M. Duarte, M. Davenport, D. Takhar, J. Laska, T. Sun, K. Kelly, and R. Baraniuk, "Single-pixel imaging via compressive sampling," *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 25, pp. 83–91, March 2008.
- [2] D. L. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 52, pp. 1289–1306, 2006.
- [3] S. Mallat, *A Wavelet Tour of Signal Processing, Third Edition : The Sparse Way*. Academic Press, 3rd ed., Dec. 2008.

Sparse deconvolution of high-density images in wide-field super-resolution microscopy

Siewert Hugelier¹, Johan J. de Rooi², Michel Sliwa¹, Peter Dedecker³, Paul H. C. Eilers², Cyril Ruckebusch¹

1. Université de Lille, LASIR CNRS UMR 8516, F-59000 Lille, France;
2. Erasmus MC, Department of Biostatistics, Rotterdam, the Netherlands;
3. Department of Chemistry, KU Leuven, Belgium.
cyril.ruckebusch@univ-lille1.fr

Super-resolution wide-field fluorescence microscopy can provide nanoscale structural information about live cells. The information obtained is largely determined by the number of emitters over thousands of sequential image frames, in which more emitters per frame lead to a higher spatial resolution. However, increasing efforts are now focused on obtaining a high spatial resolution on shorter time scale, as dynamic imaging is required when investigating the nanoscale structure of biological systems such as live cells. This dynamic imaging also requires the principle of sequential imaging (localization of sparse subsets of blinking fluorophores distributed over thousands of frames) to be extended to the analysis of high-density frames of which the emissions are strongly overlapping.

The algorithm we designed for SParse deconvolution of high-Density supER-resolution images (SPIDER, see reference [1] for preliminary work) tackles the deconvolution problem in a penalized regression framework by implementing an approximation of a L_0 -norm. On the simulations, we show that SPIDER provides more quantitative images - with quantity being defined by the number of fluorophores - with reduced bias, better recall rate and higher localization precision than other available high-density algorithms (e.g., CSSTORM [2]). We also performed live-cell super-resolution microscopy by applying our approach to an image series of HEK293-T cells expressing Dronpa targeted to the mitochondria. Despite the fact that the data were obtained with protein labels expressed at very high levels, which may cause imaging artifacts, we show that hollow morphologies of the structures could be resolved. We also show that the study of dynamical processes at the sub-second time scale is not only possible but allows recovering images that are less prone to artifacts for samples that change or move over time.

[1] J.J. De Rooi, Ruckebusch, C. Ruckebusch, P.H.C. Eilers, P.H.C., "Sparse deconvolution in one and two dimensions: applications in endocrinology and single-molecule fluorescence imaging", *Anal. Chem.*, vol. 86, pp. 6291 – 6298, 2014.

[2] L. Zhu, W. Zhang, D. Elnatan, B. Huang, "Faster STORM using compressed sensing", *Nat. Methods*, vol. 9, pp. 721 – 723, 2012.

Microscopie tomographique diffractive multivue à résolution isotrope

B. Simon, J. Bailleul, M. Debailleul, O. Haeberlé

Laboratoire MIPS, Université de Haute Alsace, IUT Mulhouse, 61 rue A. Camus, 68093 Mulhouse, France

bertrand.simon@uha.fr

La Microscopie Tomographique diffractive (MTD) permet d'imager des échantillons transparents par recombinaison de différents champs diffractés mesurés [1], obtenus soit par rotation de l'illumination (MTD-RI) avec échantillon fixe [2], soit par rotation du spécimen (MTD-RS) avec éclairage fixe [3].

A cause du « missing-cone » caractéristique des microscopes en transmission, ceux-ci délivrent des images à haute résolution latérale, mais fortement anisotrope selon l'axe optique. [2] (voir aussi Figure 1(a)). La MTD-RS délivre des images de résolution quasi-isotrope, mais plus faible [4]. Nous avons développé un microscope combinant les deux techniques comme proposé dans [5], avec un système de rotation de l'échantillon adapté à l'imagerie haute résolution car compatible avec un objectif et un condenseur à grande ouverture numérique ($NA_{obj} = NA_{cond} = 1,4$). Ce microscope permet une résolution améliorée et isotrope.

La Figure 1(a) montre un pollen de pâquerette observée avec une vue (images en niveau de gris), et en recombinaison 3 vues prises en MTD-RI-RS (image couleur) après rotation de l'échantillon attaché à une fibre optique. Notez que les pointes caractéristiques de ce pollen, visibles sur un angle de vue (codé en rouge-bleu-vert), ne le sont pas sur les autres à cause du missing-cone (voir vues en x-y et en x-z). Seul l'assemblage de différentes vues permet une reconstruction correcte. La Figure 1(b) montre une pointe de fibre étirée, et imagée selon cette technique permettant une reconstruction correcte du profil de la fibre à haute résolution selon l'approximation de Born (la pointe fait environ $1 \mu\text{m}$ de long). La Figure 1(c) montre 4 vues d'un microcristal de zéolithe attaché en bout de fibre, et reconstruit selon l'approximation de Rytov, qui donne de meilleurs résultats pour ce type de spécimens.

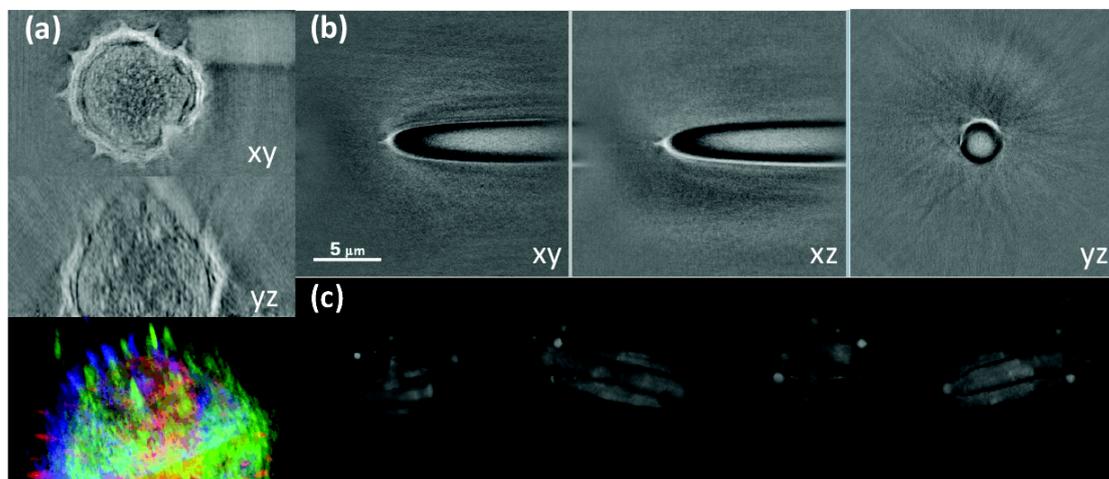


Figure 1 : Imagerie en microscopie tomographique diffractive par rotation d'illumination et de spécimen. (a) : pollen de pâquerette. (b) : fibre optique étirée. (c) : microcristal de zéolithe.

RÉFÉRENCES

- [1] E. Wolf, Opt. Comm. 1, p. 153 (1969)
- [2] M. Debailleul, V. Georges, B. Simon, R. Morin and O. Haeberlé, Opt. Lett. 34, p. 79 (2009)
- [3] S. Vertu, et al., Photonics West 2008, San Jose, Jan. 19-24, Proc. SPIE vol. 6861, paper 686103 (2008)
- [4] S. Vertu, J.-J. Delaunay, I. Yamada and O. Haeberlé, C. Eur. J. of Phys. 7, p. 22 (2009)
- [5] S. Vertu, J. Flügge, J.-J. Delaunay, and O. Haeberlé, Centr. Eur. J. of Phys. 9, p. 969 (2011)

Imagerie polarimétrique active infrarouge pour des applications de détection/décamouflage

Nicolas Vannier¹, Corentin Plassart¹, Matthieu Boffety¹, François Goudail¹, Patrick Feneyrou², Luc Leviandier², Frédéric Galland³, Nicolas Bertaux³

¹ Laboratoire Charles Fabry, UMR 8501, Institut d'Optique, CNRS, Université Paris Sud 11, Palaiseau

² Thales Research and Technology - France, RD128, Palaiseau

³ Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel UMR 7249, Marseille

nicolas.vannier@institutoptique.fr, +33.(0)1.64.53.34.51

Le principe imagerie polarimétrique est d'illuminer une scène avec une lumière dont on contrôle l'état de polarisation et d'analyser l'état de polarisation de la lumière rétrodiffusée par la scène. Ce type d'imagerie peut révéler des contrastes invisibles en image d'intensité classique et trouve de nombreuses applications en vision artificielle, en télédétection, en imagerie médicale et en contrôle industriel [1, 2]. Nous présentons un imageur polarimétrique actif composé de deux parties [3]. La partie émission est constituée d'une source laser à $1.55 \mu\text{m}$ dont la polarisation est contrôlée. La partie analyse est constituée d'un analyseur de polarisation qui analyse la polarisation de la lumière rétrodiffusée par la scène, suivie d'une caméra InGAs sensible à $1.55 \mu\text{m}$. Les générateur et analyseur de polarisation (PSG et PSA) ont la particularité d'être capable de générer tout les états de polarisation sur la sphère de Poincaré, en émission et en analyse, grâce à l'utilisation de cellules à cristaux liquides [4, 5]. Cet imageur a le nombre maximal de degrés de liberté en polarisation. Il nous permet donc de tester plusieurs stratégies d'imagerie polarimétrique et d'étudier les scénarios d'intérêt dans le but de définir les caractéristiques minimum que doit posséder l'imageur polarimétrique pour une application donnée. Ces stratégies ont été validées sur des scénarios réalistes de décamouflage où l'imagerie polarimétrique fait apparaître des contrastes invisibles en imagerie active classique (Figure 1). Cette étude nous a également permis de dégager des éléments importants pour la définition et l'implémentation pratique d'un imageur polarimétrique pour des applications de décamouflage.

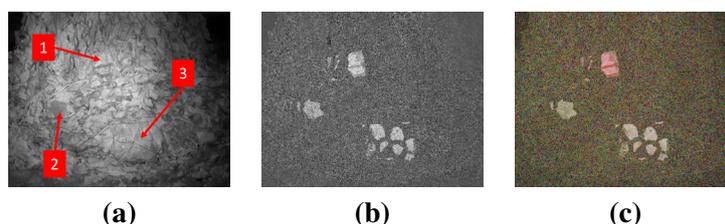


Fig. 1 : (a) Image active infrarouge classique de la scène. (b) Image polarimétrique scalaire optimisée et normalisée pour la cible 2 de la même scène. (c) Image polarimétrique multicanal de la même scène.

RÉFÉRENCES

- [1] J. S. Tyo, M. P. Rowe, E. N. Pugh, and N. Engheta, "Target detection in optical scattering media by polarization-difference imaging," *Applied Optics*, vol. 35, pp. 1855–1870, Apr 1996.
- [2] A. Pierangelo, A. Benali, M.-R. Antonelli, T. Novikova, P. Validire, P. Gayet, and A. De Martino, "Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging," *Optics Express*, vol. 19, pp. 1582–1593, 2011.
- [3] N. Vannier, F. Goudail, C. Plassart, M. Boffety, P. Feneyrou, L. Leviandier, F. Galland, and N. Bertaux, "Active polarimetric imager with near infrared laser illumination for adaptive contrast optimization," *Appl. Opt.*, vol. 54, pp. 7622–7631, Sep 2015.
- [4] G. Anna, F. Goudail, and D. Dolfi, "Polarimetric target detection in the presence of spatially fluctuating mueller matrices," *Optics Letters*, vol. 36, pp. 4590–4592, 2011.
- [5] G. Anna, H. Sauer, F. Goudail, and D. Dolfi, "Fully tunable active polarization imager for contrast enhancement and partial polarimetry," *Applied Optics*, vol. 51, pp. 5302–5309, 2012.

Microscopie sans lentille RGB : reconstruction par approche problème inverses

Nicolas Verrier^{1,2}, Corinne Fournier¹, Frédéric Jolivet¹, Loïc Denis¹

¹ Université de Lyon, CNRS UMR-5516 Laboratoire Hubert Curien, Université de Saint-Etienne Jean Monnet, 18 rue Professeur Benoît Lauras, 42000 Saint-Etienne

² Université de Lyon, Observatoire de Lyon, CNRS, UMR 5574, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon 9 avenue Charles André, Saint-Genis Laval, 69230

nicolas.verrier@univ-lyon1.fr

Basée sur l'holographie numérique, la microscopie sans lentille offre de nombreuses possibilités pour l'analyse quantitative d'échantillons biologiques [1]. Couplée à des méthodes de super-résolution, il devient dès lors possible, à partir d'une technologie *on-chip* bas coût d'obtenir une méthode de diagnostic grand champ et haute résolution [2]. La démocratisation des capteurs d'imagerie couleur ouvre la voie au développement de dispositif sans lentille RGB adapté à l'imagerie quantitative de phase optique. Néanmoins, des effets de cross-talk (diffusion du signal entre les pixels associés à chaque longueur d'onde) liés à la matrice de Bayer du capteur d'imagerie peuvent être observés, ce qui nuit à la qualité des reconstructions.

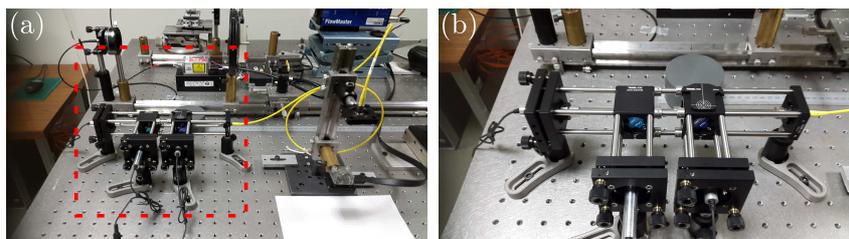


Fig. 1 : Microscopie sans lentille RGB. (a) Vue d'ensemble du dispositif RGB. (b) Zoom sur la combinaison et injection des faisceaux RGB.

L'utilisation d'approches problèmes inverses couplées aux méthodes de super-résolution du pixel permet d'obtenir des résolutions comparables aux dispositifs de l'état de l'art [3]. De plus la connaissance du modèle de formation d'image peut être utilisée à profit pour réaliser la calibration du système [4]. Nous proposons ici d'exploiter notre connaissance du modèle de formation d'images pour permettre la prise en compte de la matrice de Bayer, sans interpolation, dans notre reconstruction par approche inverse. Le dispositif sans lentille proposé est illustré Fig. 1(a) et (b). La reconstruction d'objets paramétriques calibrés permettra, au travers du modèle de formation d'image, de réaliser la calibration du capteur d'imagerie couleur.

RÉFÉRENCES

- [1] O. Mudanyali, E. McLeod, W. Luo, A. Greenbaum, A. F. Coskun, Y. Hennequin, C. P. Allier, and A. Ozcan, "Wide-field optical detection of nanoparticles using on-chip microscopy and self-assembled nanolenses," *Nat. photonics*, vol. 7, no. 3, pp. 247–254, 2013.
- [2] W. Bishara, T.-W. Su, A. F. Coskun, and A. Ozcan, "Lensfree on-chip microscopy over a wide field-of-view using pixel super-resolution," *Opt. Express*, vol. 18, pp. 11181–11191, May 2010.
- [3] N. Verrier and C. Fournier, "Digital holography super-resolution for accurate three-dimensional reconstruction of particle holograms," *Opt. Lett.*, vol. 40, pp. 217–220, Jan 2015.
- [4] N. Verrier, C. Fournier, L. Méès, and T. Fournel, "In-line particle holography with an astigmatic beam : setup self-calibration using an "inverse problems" approach," *Appl. Opt.*, vol. 53, pp. G147–G156, Sep 2014.

Méthode différentielle à deux longueurs d'ondes pour la réalisation d'images polarimétriques de Mueller à travers une fibre optique endoscopique

Jérémy Vizet^{1,2}, Sandeep Manhas^{1,2}, Jacqueline Tran¹, Pierre Validire³, Abdelali Benali³,
 Enric Garcia-Caurel¹, Angelo Pierangelo¹, Antonello de Martino[†], Dominique Pagnoux²

¹ LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris Saclay, 91128, Palaiseau, France

² Université de Limoges, CNRS, XLIM UMR 7252, 123 avenue Albert Thomas, F-87000 Limoges, France

³ Institut Mutualiste Montsouris, département d'anatomopathologie, 42 Bd Jourdan F-75014 Paris, France

jeremy.vizet@polytechnique.edu

Les travaux publiés au cours des deux dernières décennies ont montré que les techniques d'imagerie polarimétrique peuvent être très performantes pour renseigner sur la structuration des tissus biologiques, et peuvent constituer de nouveaux outils d'aide au diagnostic de pathologies telles que certains cancers (col de l'utérus [1], côlon [2]). La polarimétrie de Mueller demeure la plus complète de ces techniques, puisqu'elle permet de déterminer toutes les caractéristiques polarimétriques d'un échantillon (retard de phase, diatténuation, dépolarisation). Afin de pouvoir caractériser des tissus biologiques *in vivo* par voie endoscopique, elle doit être associée à un déport de la lumière par fibre optique. Pour cela, il faut réussir à s'affranchir de la contribution de cette fibre qui modifie les états de polarisation guidés et rétroguidés d'une manière inconnue et incontrôlable. Dans le but de déterminer de matrices de Mueller d'échantillons situés à l'extrémité distale d'une fibre optique « endoscopique », nous proposons une méthode différentielle à deux longueurs d'ondes, dont le dispositif associé est schématisé en Figure 1a). Elle est basée sur une mesure simultanée des réponses polarimétriques de la fibre seule à une longueur d'onde et de l'ensemble « fibre + échantillon » à une longueur d'onde voisine. A partir de ces deux mesures, un traitement mathématique spécifique permet d'extraire la matrice de Mueller de l'échantillon. Contrairement à une technique proche précédemment publiée qui nécessitait l'emploi d'un micro-miroir commutable en extrémité de fibre [3], cette méthode a l'avantage d'être exempte de pièce mécanique mobile. Elle a permis de caractériser avec succès de nombreux échantillons possédant des réponses polarimétriques calibrées. Pour une première démonstration de principe, des images polarimétriques de Mueller d'échantillons biologiques, tels que des coupes histologiques de côlon humain sain de 30 μm d'épaisseur ont été reconstruites à travers 2 m de fibre optique (voir Figures 1b), 1c) et 1d)), et ont pu être comparées de manière très satisfaisante aux images produites par un microscope imageur de Mueller en espace libre, fonctionnant en réflexion.

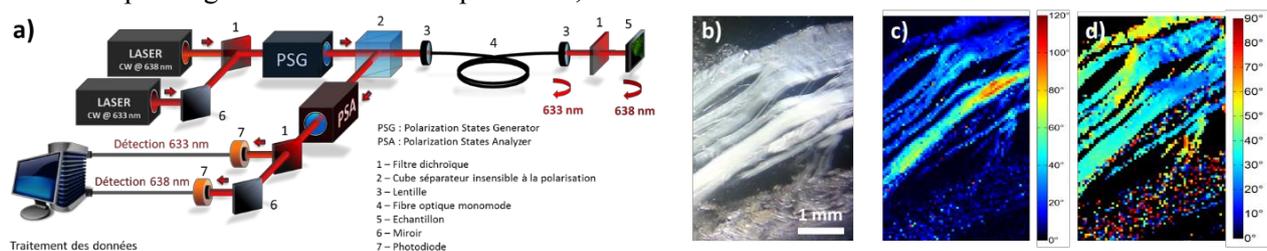


Figure 1 : a) Polarimètre de Mueller « endoscopique ». b), c) et d) : Images d'un échantillon de côlon humain de 30 μm d'épaisseur, respectivement en intensimétrie classique, en retard de phase linéaire, et en orientation de retard de phase linéaire (Taille des images polarimétriques c) et d) : 3.8 mm x 5.7 mm, 75 x 115 pixels, résolution: 50 μm).

Les auteurs remercient l'ANR pour son soutien financier à ce travail dans le cadre du projet IMULE.

RÉFÉRENCES

- [1] A. Pierangelo *et al.*, "Polarimetric imaging of uterine cervix : a case of study," *Opt. Express*, vol. 21, 2013.
- [2] A. Pierangelo *et al.*, "Ex vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging," *Opt. Express*, vol. 19, 2011.
- [3] S. Manhas *et al.*, "Demonstration of full 4x4 Mueller polarimetry through an optical fiber for endoscopic applications," *Opt. Express*, vol. 23, 2011.

Analyse de la précision de l'estimation de la hauteur des arbres en Compact PolInSAR avec un modèle simple d'interaction onde-végétation

Valentine Wasik¹, Philippe Réfrégier¹, Antoine Roueff¹, Pascale C. Dubois-Fernandez²

¹ Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, UMR 7249, 13 013 Marseille, France

² Département d'Electromagnétisme et Radar, ONERA, 13 661 Salon-de-Provence, France

valentine.wasik@fresnel.fr

La connaissance de la biomasse continentale est une problématique déterminante pour mieux comprendre le cycle du carbone et son impact sur l'environnement. Il est donc nécessaire d'étudier des solutions pour mesurer globalement le volume de végétation et suivre son évolution à l'échelle de la planète. L'imagerie polarimétrique interférométrique radar à synthèse d'ouverture (PolInSAR), couplée à une modélisation des zones forestières par le modèle Random Volume over Ground (RVoG), semble être une solution intéressante pour l'estimation des paramètres de la végétation [1, 2].

En modalité Full PolInSAR, la scène est illuminée par des ondes alternativement polarisées horizontalement et verticalement. Cependant, de part les fortes contraintes système imposées par les missions satellitaires, une alternative a été proposée avec le système Compact PolInSAR pour lequel une seule polarisation incidente est utilisée [3, 4]. La polarisation circulaire suscite particulièrement l'intérêt pour les missions spatiales puisqu'elle est, a priori, insensible aux rotations de polarisation introduites par la traversée de la ionosphère [4].

Néanmoins, le système Compact effectue moins de mesures qu'en Full, ce qui conduit à une perte de précision. Une première analyse de cette perte de précision sur l'estimation de la hauteur de végétation a récemment été menée sur plusieurs jeux de données synthétiques en bande P à l'aide de la borne de Cramer-Rao (BCR) [5]. Cette étude a notamment permis de montrer des résultats encourageants concernant l'utilisation de la polarisation circulaire.

Cette analyse mérite d'être approfondie avec un plus large panel de situations physiques maîtrisées afin de comprendre quels sont les paramètres clés influençant la précision, et de confirmer ou non les bonnes performances de la polarisation incidente circulaire. Dans cette présentation, on se propose de décrire les interactions de l'onde incidente avec le sol et le volume de végétation à travers des "micro-modèles" simples [6, 7], et d'étudier l'influence des paramètres de ces micro-modèles sur la précision d'estimation en fonction du choix de la polarisation de l'onde incidente.

RÉFÉRENCES

- [1] R. N. Treuhaft and P. Siqueira, "Vertical structure of vegetated land surfaces from interferometric and polarimetric radar," *Radio Science*, vol. 35, no. 1, pp. 141–177, 2000.
- [2] K. Papathanassiou and S. R. Cloude, "Single-baseline polarimetric SAR interferometry," *IEEE Trans. Geosci. Remote Sensing*, vol. 39, no. 11, pp. 2352–2363, 2001.
- [3] J. Souyris, P. Imbo, S. Fjortoft, R. Mingot, and J. S. Lee, "Compact polarimetry based on symmetry properties of geophysical media : The $\frac{\pi}{4}$ mode," *IEEE Trans. Geosci. Remote Sensing*, vol. 43, no. 3, pp. 634–646, 2005.
- [4] P. C. Dubois-Fernandez, J.-C. Souyris, S. Angelliaume, and F. Garestier, "The Compact Polarimetry Alternative for Spaceborne SAR at Low Frequency," *IEEE Trans. Geosci. Remote Sens.*, vol. 46, pp. 3208–3222, Oct 2008.
- [5] A. Arnaubec, A. Roueff, P. Dubois-Fernandez, and P. Refregier, "Vegetation height estimation precision with compact polinsar and homogeneous random volume over ground model," *Geoscience and Remote Sensing, IEEE Transactions on*, vol. 52, pp. 1879–1891, March 2014.
- [6] A. Freeman, "Fitting a two-component scattering model to polarimetric sar data from forests," *Geoscience and Remote Sensing, IEEE Transactions on*, vol. 45, pp. 2583–2592, Aug 2007.
- [7] M. Neumann, L. Ferro-Famil, and A. Reigber, "Estimation of forest structure, ground, and canopy layer characteristics from multibaseline polarimetric interferometric sar data," *Geoscience and Remote Sensing, IEEE Transactions on*, vol. 48, no. 3, pp. 1086–1104, 2010.

Quantification en tomographie optique diffuse résolue en temps

Judy Zouaoui¹, Lionel Hervé¹, Laura Di Sieno², Alberto Dalla Mora², Andrea Farina², Antonio Pifferi², Jacques Derouard³ and Jean-Marc Dinten¹

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

CEA, LETI, MINATEC Campus, F-38054 Grenoble, France

² Politecnico di Milano, Dipartimento di Fisica, Piazza Leonardo da Vinci 32, Milano I-20133, Italy

³ Univ. Grenoble Alpes, LIPhy, F-38000 Grenoble, France

judy.zouaoui@cea.fr

La tomographie optique diffuse est une nouvelle modalité de diagnostic optique non-invasive pour identifier, localiser et quantifier la composition en chromophores des tissus biologiques en profondeur. Le principe de notre approche est d'illuminer un milieu par un laser pulsé (quelques picosecondes) dans le proche infrarouge selon un scan horizontal de plusieurs positions sources. Ensuite, la lumière rétrodiffusée ayant traversé le milieu est récupérée par l'intermédiaire de fibres optiques connectées à des détecteurs dédiés qui mesurent le profil temporel des photons. Grâce à ces mesures temporelles, les photons courts et longs selon leurs temps de vol permettent de fournir respectivement des informations sur les contrastes optiques des couches superficielles et profondes. En appliquant notre technique de traitement de données qui suppose la propagation de la lumière basée sur l'approximation de diffusion et en utilisant les transformées de Mellin-Laplace des signaux optiques du milieu perturbé et ceux d'un milieu de référence connu [1], des reconstructions en 3D des concentrations en chromophores du milieu sont obtenus.

Le défi est de pouvoir quantifier de façon précise une carte en 3D des concentrations ou des coefficients d'absorption des composants du milieu. Les résultats de nos études expérimentales et en simulation ont montrés une bonne quantification jusqu' à 0.4 cm^{-1} d'absorption à 10 mm de profondeur (Fig 1a et 1c). L'absorption et la diffusion de la lumière sont deux phénomènes qui atténuent et moyennent le signal lumineux entraînant une diminution de la sensibilité des mesures. Par conséquent, la quantification pour les fortes absorptions ou des objets très profonds est sous-estimée. En ajoutant de *a priori* géométrique au système de reconstruction, nous avons observé une amélioration de la quantification au moins jusqu'à 20 mm de profondeur (Fig 1b et 1c).

D'autres algorithmes dont le but est d'améliorer la quantification seront présentés lors des JIONC 2016.

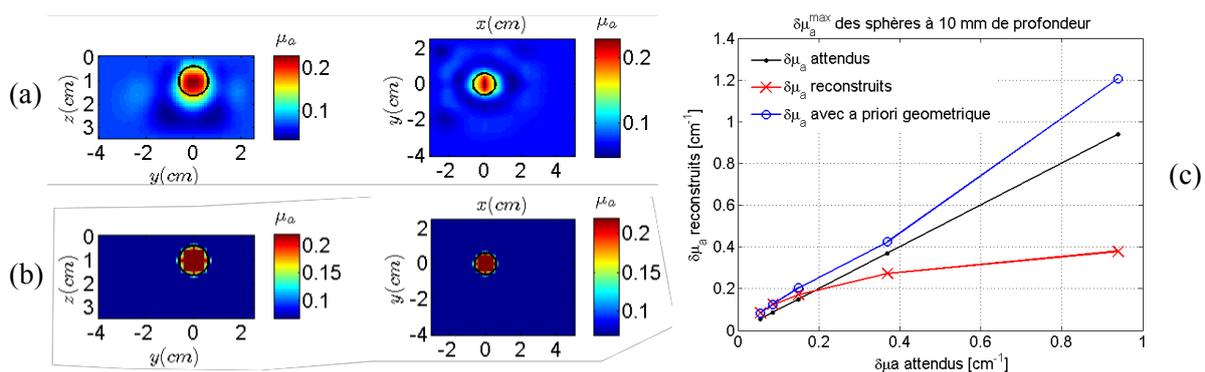


Figure 1 : (a) et (b) Reconstructions 3D expérimentales en coupe verticale (y-z) et horizontale (x-y) d'un milieu avec un fond $\mu_a = 0.07 \text{ cm}^{-1}$ et une sphère de 1 cm^3 , à 10 mm profondeur, $\delta\mu_a = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ respectivement sans et avec a priori géométrique. (c) Courbes de quantification obtenues en prenant le $\delta\mu_a$ maximal pour chaque reconstruction 3D de 5 différentes sphères dont $\delta\mu_a = 0.056, 0.087, 0.15, 0.37$ et 0.94 cm^{-1} (détecteurs SPADs 30 mm distance interfibre).

RÉFÉRENCES

- [1] L. Hervé et al, "Time-domain diffuse optical tomography processing by using the Mellin–Laplace transform," *Appl. Opt.*, vol. 51, no. 25, pp. 5978-5988, 2012.

5.C - Résumés des présentations posters

Dans les pages qui suivent, on a rassemblé les résumés des 13 contributions posters à ces journées.

Elles sont classées selon l'ordre de la liste de posters du programme des JIONC.

Imagerie conjointe RGBS couleur et speckle pour la caractérisation de semences végétales

Étienne BELIN¹, David ROUSSEAU², Julio ROJAS-VARELA¹, François CHAPEAU-BLONDEAU¹

¹ *Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes (LARIS), Université d'Angers, 62 avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France*

² *Université de Lyon; CREATIS; CNRS UMR5220; INSERM U1206; Université Lyon 1; INSA-Lyon, 69621 Villeurbanne, France*

etienne.belin@univ-angers.fr

L'imagerie de speckle est une technique non invasive et non destructive utilisée pour la caractérisation de tissus biologiques. Dans le domaine du végétal, elle est exploitée notamment pour caractériser la croissance, la viabilité des plantes ou leur infestation par des pathogènes [1, 2]. Nous présentons ici un dispositif de vision par ordinateur couplant deux modalités d'imagerie : speckle plein-champ et couleur RGB, et visant une application originale qui est l'étude de l'imbibition dans les semences. L'imbibition des semences est un processus essentiel qui déclenche le passage d'une graine sèche inerte à une plante vivante, et dont la dynamique demeure encore largement méconnue.

Le dispositif d'imagerie, illustré sur la Fig. 1, exploite pour les deux modalités une unique caméra 3×8 bits avec une résolution spatiale de 5 Mpixels suffisante pour la taille des échantillons biologiques imagés. Pour l'imagerie RGB, une lumière blanche incohérente est utilisée et peut fonctionner d'une part en rétro-éclairage donnant accès à un masque binaire des échantillons obtenu par un seuillage automatique, et d'autre part en mode spéculaire fournissant des mesures colorimétriques des échantillons. Pour le speckle, une illumination en lumière cohérente est assurée avec un laser vert à $\lambda = 532$ nm. Le dispositif, synchronisé et piloté par ordinateur, donne accès à différentes séquences d'illumination/acquisition possibles. Une séquence typique consiste en l'alternance d'une acquisition de deux images RGB en lumière incohérente blanche en mode rétro-éclairage puis spéculaire, suivie de l'acquisition d'une série de N images de speckle. L'activité de biospeckle perçoit les micromouvements à la surface des échantillons biologiques, que l'on peut relier aux flux d'eau entrants lors de l'imbibition des semences. Cette activité est quantifiée par le calcul de l'intercovariance normalisée I_N entre l'image initiale de référence et les $N - 1$ images de la série. La Fig. 1(d) présente des évolutions typiques de l'activité de biospeckle, qui fournissent des informations pouvant servir à une caractérisation de l'imbibition, son démarrage, intensité, durée, selon les conditions et les espèces. On cherche aussi à explorer les corrélations possibles entre les micromouvements et les changements de teinte observés lors de l'imbibition. La Fig. 1(e) montre des changements de teinte significatifs qui surviennent à la surface de graines de betterave selon les stades durant toute la durée de l'imbibition.

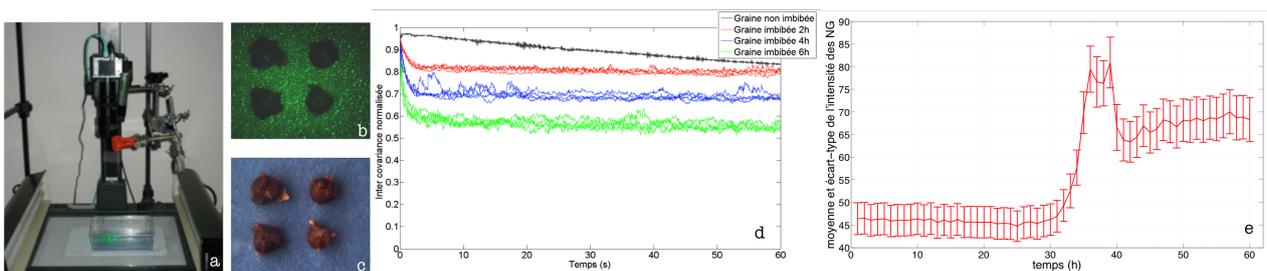


Fig. 1 : Dispositif d'imagerie RGBS (a), images speckle (b) et RGB (c) de graines de betterave en imbibition à 2 heures, intercovariance I_N de graines à différents stades d'imbibition (d) et évolution d'une combinaison des trois composantes couleur RGB à la surface d'une graine en imbibition sur 60 heures.

Ce travail a bénéficié d'une aide de l'État gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre du programme « Investissements d'Avenir » sous la référence ANR-11-BTBR-0007 (programme AKER).

RÉFÉRENCES

- [1] D. Rousseau, C. Caredda, Y. Morille, É. Belin, F. Chapeau-Blondeau, D. Gindre, "Low-cost biospeckle imaging applied to the monitoring of seed germination," in *3rd International Workshop on Image Analysis Methods for the Plant Sciences (IAMPS)*, 15-16 Sept., Aberystwyth, UK, 2014.
- [2] P. M. Pieczywek, A. Kurenda, A. Zdunek, A. Adamiak, "The biospeckle method for the investigation of agricultural crops : A review," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 52, pp. 156-158, 2014.

Méthode semi-quadratique et multiplicateurs de Lagrange pour l'imagerie RADAR.

Thomas Benoudiba--Campanini^{1,2}, Pierre Minvielle¹, Jean-François Giovannelli²

¹ CEA, DAM, CESTA, F-33114 Le Barp, France

² Univ. Bordeaux, IMS, UMR 5218, F-33400 Talence, France

thomas.benoudiba@cea.fr

La Surface Equivalente RADAR (SER) caractérise la réflectivité d'une cible éclairée par une onde électromagnétique (EM). Les travaux présentés ont pour objectif d'analyser la SER, c'est-à-dire d'identifier et de caractériser les contributeurs EM qui concourent à la signature RADAR d'un objet imagé. Sont exploitées des mesures de rétro-diffusion issues d'un moyen expérimental sphérique RADAR 3D [1] (Fig. 1), où l'objet est illuminé à différentes fréquences, différents angles d'aspect (azimut et roulis) et différentes polarisations.



Fig. 1: Moyen expérimental sphérique RADAR 3D

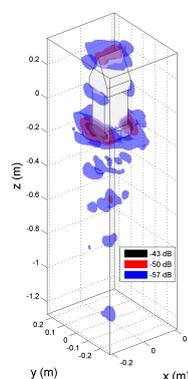


Fig. 2: Image RADAR 3D d'une flèche (données réelles) en polarisation HH [2]

La formation de l'image RADAR s'obtient par la résolution d'un problème inverse de grande dimension. Ce dernier repose sur un modèle direct linéaire classique de réflecteur isotropes élémentaires ou « points brillants » issu de l'optique physique en haute fréquence. Différentes méthodes de régularisation sont présentées :

- une régularisation par pénalisation quadratique classique de type Tikhonov résolue par transformée de Fourier,
- une régularisation par pénalisation non-quadratique convexe de type $L_2 - L_1$, résolue par le biais d'un algorithme d'optimisation semi-quadratique [3],
- une régularisation $L_2 - L_1$ intégrant des contraintes, résolue par le biais de l'algorithme sus-cité combiné à une méthode de multiplicateurs de Lagrange [4].

Le travail est illustré en imagerie RADAR 1D et 2D sur données simulées et réelles avec à terme pour objectif l'imagerie 3D (Fig. 2).

RÉFÉRENCES

- [1] P. Massaloux, P. Minvielle, J.-F. Giovannelli, "Indoor 3D spherical near field RCS measurement facility : localization of scatterers," *EUCAAP*, 2014.
- [2] J. Castelli, al., "National comparison of RCS measurements : Motivations & scheduled tasks," *CAMA, Airbus Group Innovation* ©, 2014.
- [3] J. Idier, "Convex half auxiliary variables for image restoration," *IEEE transactions on Image Processing*, Vol. 10, No. 7, 2001.
- [4] S. Henrot, "Déconvolution et séparation d'images hyperspectrales en microscopie," *Thèse Univ. de Lorraine*, 2013.

Lensfree diffractive tomography for the imaging of 3D cell cultures

A. Berdeu^{1,2,*}, F. Momey^{1,2,*}, T. Bordy^{1,2}, J-M. Dinten^{1,2}, F. Kermarrec Marcel^{1,3,4},
N. Picollet-D'hahan^{1,3,4}, X. Gidrol^{1,3,4}, C. Allier^{1,2}

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

² CEA, LETI, MINATEC Campus, F-38054 Grenoble, France

³ CEA, iRTSV-Biologie Grande Echelle, F-38054 Grenoble, France

⁴ INSERM, U1038, F-38054 Grenoble, France

* The authors have equally contributed to this work.

anthony.berdeu@cea.fr

New microscopes are needed to help realize the full potential of 3D organoid culture studies by gathering large quantitative and systematic data over extended period of time while preserving the integrity of the living sample. On another hand, lensfree video microscopy is addressing these needs in the context of 2D cell culture [1], providing label-free and non-phototoxic acquisition of large datasets. As scientists routinely adopt 3D culture techniques, the new challenging task is to extend lensfree microscopy techniques to 3D structures [2].

In order to image such large volume while preserving the ability to catch every single cell, we propose new imaging platforms based on lensfree microscopy. We have built lensfree diffractive tomography setups performing multi-angle acquisitions of 3D organoid culture embedded in Matrigel® and developed a dedicated 3D holographic reconstruction algorithm based on the Fourier diffraction theorem [3].

With a first prototype we have been able to reconstruct a 3D volume as large as 21.5 mm^3 of a 3D organoid culture of prostatic RWPE1 cells in Matrigel® showing the ability of these cells to assemble in 3D intricate cellular network at the mesoscopic scale (Fig. 1,b). Comparisons with 2D images showed that it is possible to detect single cells isolated from the main cellular structure.

From results of the first prototype and numerical simulations, a second prototype (Fig. 1,a) was designed to improve the reconstructions quality, especially on the vertical axis. First results on dust and bubbles lying at the bottom of a Petri® dish are promising (Fig. 1,c).

The adaptation of lensfree microscopy techniques to 3D organoid cultures imaging and the presentation of the associated algorithms are the scopes of the present communication.

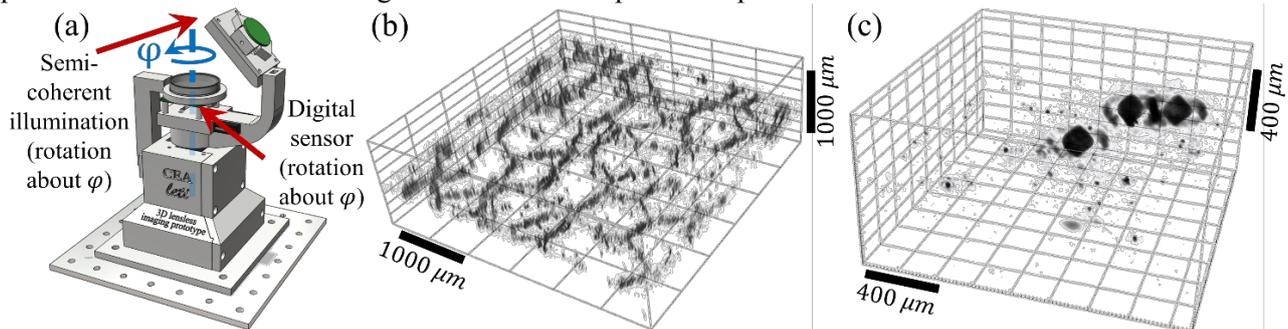


Figure 1: (a) Experimental bench dedicated to lensfree diffractive tomography.

(b) 3D view of a $4 \times 4 \times 1.34 \text{ mm}^3$ volume of a culture of prostatic cells RWPE1.

(c) 3D view of dust and bubbles in a petri dish on a $1710 \times 1710 \times 855 \mu\text{m}^3$ volume.

REFERENCES

- [1] S. Vinjimore Kesavan & al., “High-throughput monitoring of major cell functions by means of lensfree video microscopy”, *Scientific Reports* 4, Article number: 5942 (2014).
- [2] S. O. Isikman & al., “Lens-free optical tomographic microscope with a large imaging volume on a chip”, *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 108(18), 7296-7301. (2011).
- [3] E. Wolf, “Three-Dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data”, *Optics communications*, 1(14), 153–156 (1969).

Contrôle de front d'onde ultra-rapide pour focaliser dans des milieux biologiques

Baptiste Blochet^{1,2}, David Martina¹, Laurent Bourdieu², Sylvain Gigan¹

¹ Laboratoire Kastler Brossel, ENS-PSL Research University, CNRS, 24 rue Lhomond, F-75005 Paris, France

² ENS-PSL Research University, Institut de Biologie de l'ENS, Inserm, CNRS, Paris, F-75005 France

baptiste.bloch@lkb.ens.fr

La propagation de la lumière dans les milieux biologiques est dominée par la diffusion multiple : la quantité de photons balistiques décroît exponentiellement avec la profondeur : la diffusion limite la profondeur d'imagerie des techniques de microscopie conventionnelle. Pour une lumière cohérente, la recombinaison des différentes voies de propagation induit une figure d'interférence complexe appelée figure de speckle ou tavelure. Récemment, des techniques de contrôle de front d'onde ont été développées pour manipuler la figure de speckle à l'aide de modulateurs spatiaux de lumière (SLM). Il est devenu possible de focaliser à travers un milieu diffusant ou bien d'imager un objet caché [1,2].

Malheureusement, la dynamique naturelle des tissus vivants provoque une décorrélation très rapide de la figure de speckle, typiquement de quelques millisecondes à quelques dizaines de millisecondes. Ainsi l'utilisation de ces méthodes dans les milieux biologiques est fortement dépendante de la vitesse de fonctionnement des dispositifs de modulation de front d'onde et de détection (caméra et électronique rapide) utilisés.

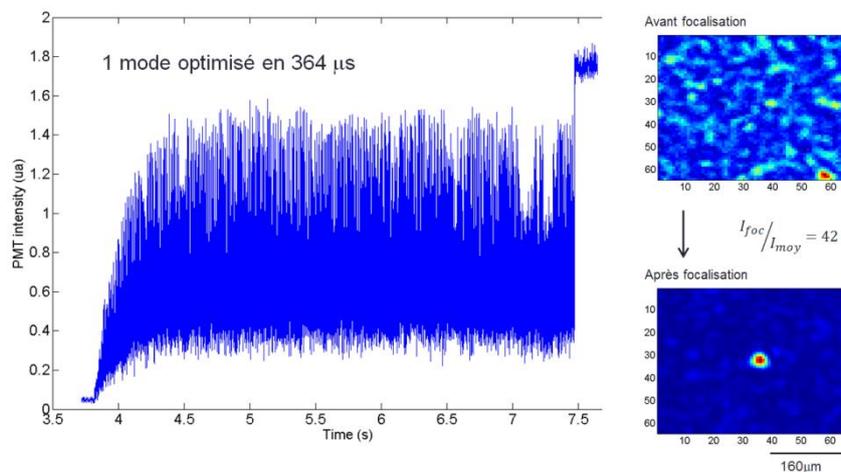


Figure 1 : Focalisation rapide d'une onde monochromatique à travers un milieu diffusant statique par optimisation.

Dans notre travail, nous avons mis au point un dispositif rapide de contrôle de front d'onde permettant de focaliser à travers un milieu diffusant en boucle fermée. Un mode du SLM est ainsi optimisé en 364 μ s ouvrant la possibilité de focaliser à travers des milieux dynamiques comme des tissus biologiques (tranches de cerveaux de souris ex-vivo) ou encore des solutions colloïdales diffusantes avec des temps de décorrélations supérieurs ou égales à la dizaine de millisecondes.

Cette technique sera ensuite couplée à l'imagerie optique non linéaire dans l'objectif d'obtenir des images à deux photons ultra-profonde du cerveau de rat [3].

REFERENCES

- [1] S. Popoff et al, Physical Review Letters, 104, 100601, (2010)
- [2] I. Vellekoop et al, Optics Letters, 32 (16), 2309-2311, (2008)
- [3] J. Tang et al, Proc Natl Sci U S A 109 (22), 8434-9, (2015)

Surveillance du conducteur et de l’habitacle du véhicule par imageur thermique

Samuel Bole^{1,2,3}, Christophe Lavergne¹, Corinne Fournier^{2,3}, Guillaume Druart⁴, Thierry Lépine^{2,3}

¹ Renault, Technocentre, 1 av. du Golf, 78288 Guyancourt, France

² Université Jean Monnet, F-42000 Saint-Etienne, France

³ CNRS UMR 5516, Laboratoire Hubert Curien, F-42000 Saint-Etienne, France

⁴ ONERA, Chemin de la Hunière, 91123 Palaiseau, France

samuel.bole@renault.fr

La connaissance de la position et de l’orientation (la pose) du visage du conducteur couvre un large champ d’applications potentielles dans le secteur automobile. La difficulté est de garantir un faible taux de fausses alarmes pour une grande diversité de cas d’usage. Nous utilisons une caméra thermique (bande 8-14 μ m) pour alimenter un algorithme de traitement d’images car, dans cet intervalle de longueurs d’onde, l’image d’un être humain est relativement invariante aux conditions d’illuminations.

L’inconvénient des caméras thermiques non-refroidies est la présence d’un bruit spatial qui évolue en fonction des températures du boîtier et de l’optique. Pour le corriger, une méthode largement répandue consiste à bloquer par un élément mécanique le signal provenant de la scène (méthode dite ‘shutter-based’). Il existe d’autres méthodes basées sur le traitement d’une image [1], sur un étalonnage de la caméra [2], ou sur les mouvements de la scène (‘scene-based’) [3]. L’intérêt pour Renault est d’identifier les méthodes qui sont compatibles avec les contraintes automobiles.

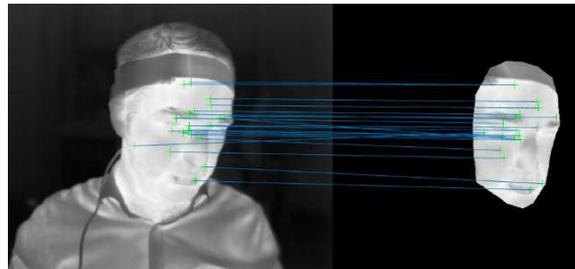


Figure 1 : mise en correspondance de descripteurs locaux entre une image thermique réelle et un modèle 3D texturé.

Une méthode de suivi de la pose du visage du conducteur par traitement des images thermiques est en cours de développement. Notre approche s’inspire des méthodes développées pour l’imagerie visible, basées sur des descripteurs locaux du visage [4]. L’avantage réside dans l’invariance aux conditions d’illuminations des descripteurs locaux grâce à la modalité d’imagerie thermique.

REFERENCES

- [1] Tendero, Y., & Gilles, J. (2012, May). ADMIRE: a locally adaptive single-image, non-uniformity correction and denoising algorithm: application to uncooled IR camera. In *SPIE Defense, Security, and Sensing* (pp. 83531O-83531O). International Society for Optics and Photonics.
- [2] Cao, Y., & Tisse, C. L. (2013, June). Solid state temperature-dependent NUC (non-uniformity correction) in uncooled LWIR (long-wave infrared) imaging system. In *SPIE Defense, Security, and Sensing* (pp. 87042W-87042W). International Society for Optics and Photonics.

- [3] Hardie, R. C., Hayat, M. M., Armstrong, E., & Yasuda, B. (2000). Scene-based nonuniformity correction with video sequences and registration. *Applied Optics*, 39(8), 1241-1250.
- [4] Murphy-Chutorian, E., & Trivedi, M. M. (2009). Head pose estimation in computer vision: A survey. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 31(4), 607-626.

Modélisation de speckles polarisés : simulation de champs diffusés par les matériaux via leurs valeurs de décorrélation partielle

Jan Dupont¹, Xavier Orlik¹

¹ ONERA, Theoretical and Applied Optics Department, 31055 Toulouse, France

jan.dupont@onera.fr

On utilise le formalisme de Stokes pour la description des états de polarisation (SOP), ainsi n'importe quel état partiellement polarisé est décrit par la somme de deux ondes planes orthogonales :

$$S = \begin{cases} I &= |E_x|^2 + |E_y|^2 + C^2 \\ Q &= |E_x|^2 - |E_y|^2 \\ U &= 2|E_x||E_y|\cos(\phi) \\ V &= 2|E_x||E_y|\sin(\phi) \end{cases} \quad (1)$$

Nous avons réalisé des mesures polarimétriques de champs de speckle diffusés par des échantillons de réflectance variable, et donc présentant différents régimes de diffusion : multiple (ou volumique) pour les fortes réflectances ; simple (ou surfacique) pour les faibles réflectances. Nous avons remarqué qu'un speckle monochromatique produit par des diffusions provenant partiellement ou totalement de réflexions multiples peut toujours être décomposé (en utilisant un repère de projection adapté à l'état polarimétrique d'illumination) en deux champs d'ondes planes orthogonales correspondant respectivement à deux speckles indépendants ($|E_x|^2$ et $|E_y|^2$), de même intensité moyenne. Ainsi, le seul paramètre polarimétrique variant en fonction de la valeur de réflectance des échantillons est l'écart type des déphasages relatifs $\sigma(\phi)$. On appellera cet écart type "décorrélation", en effet plus il augmente et plus les intensités des deux speckles indépendants seront spatialement décorréliées.

Nous avons donc développé un modèle de simulation de speckles polarisés, qui permet de simuler des diffusions provenant de la surface ou du volume d'un échantillon en fonction de cette valeur de décorrélation $\sigma(\phi)$. On se place dans le cas d'une illumination monochromatique et de diffusions élastique. Le premier speckle $|E_x|^2$ est modélisé par transformées de Fourier d'une carte de phase aléatoire suivant une loi uniforme sur $[0, 2\pi]$. Le second speckle $|E_y|^2$ est modélisé de la même façon, avec une variation aléatoire de la carte de phase dont l'écart type est fixé par la valeur de décorrélation. La carte de polarisation est finalement calculée avec l'Eq. 1. On compare ci-dessous la simulation pour une valeur de décorrélation fixée à $\pi/6$ avec des résultats expérimentaux mesurés dans le champ diffusé par un échantillon de réflectance 2%. On observe une bonne correspondance, avec un $R^2 = 0.998$ entre les densités de probabilités de ϕ expérimentale et mesurée.

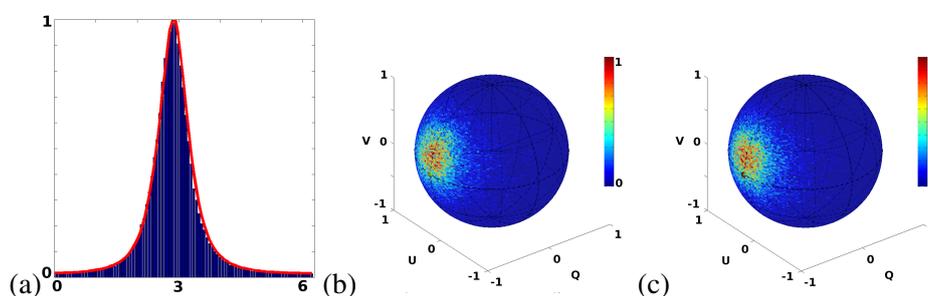


Fig. 1 : (a) Densités de probabilité des phases relatives ϕ simulée (rouge) et mesurée (bleu). (b) Densité de probabilité des états de polarisation de la carte simulée. (c) Même représentation pour la carte d'états mesurée.

Ce modèle nous a permis d'étudier le phénomène de dépolarisation spatiale, et de déterminer une limite de résolution pour les mesures de biréfringence, liée à la fonction d'étalement de point. Finalement, cette méthode peut être utile au domaine du développement instrumental, par exemple pour prédire les performances d'un imageur polarimétrique.

Imagerie acousto-optique et reconstruction en milieu fortement diffusant : vers une imagerie quantitative

Clément Dupuy^{1,3}, Samuel Powell², Terence Leung³, François Ramaz¹

¹ Institut Langevin, Ondes et Images, ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS UMR 7587, INSERM U979, Université Paris VI - Pierre et Marie Curie, 1 rue Jussieu, 75 005 Paris, France

² Department of Computer Science, University College London, London WC1E 6BT, UK

³ Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, University College London, London WC1E 6BT, UK

clement.dupuy@espci.fr

L'imagerie optique des milieux biologiques est fortement impactée par la diffusion multiple. En effet, après quelques millimètres de propagation, l'intégralité des photons balistiques ont disparu, limitant l'imagerie conventionnelle aux couches superficielles des tissus. L'imagerie acousto-optique (AO) est une technique multimodale combinant une source lumineuse cohérente et un dispositif échographique pour imager en profondeur les milieux diffusants avec un contraste optique et une résolution millimétrique.

Lorsque qu'une impulsion ultrasonore se propage dans le milieu, elle met en mouvement les diffuseurs et module l'indice optique du matériau. Par conséquent, lorsque des photons traversent la zone d'insonification, l'effet peut avoir lieu et certains de ces photons se retrouvent décalés de la fréquence des ultrasons par effet acousto-optique. En détectant ces photons grâce à un système de filtrage adéquat et en balayant les ultrasons à la manière d'une échographie, il est possible de sonder l'intensité lumineuse locale en profondeur dans le milieu.

Cependant, ce décalage en fréquence est très faible (quelques MHz comparés aux centaines de THz de la lumière) et seulement un millième des photons sont marqués par les ultrasons. Afin de résoudre ces deux problèmes, un système de détection reposant sur de l'holographie dynamique par adaptation de front d'onde dans des cristaux de SPS ($\text{Sn}_2\text{P}_2\text{S}_6$) a été mis au point et a fait ses preuves *ex-vivo* en détectant des métastases de mélanome dans des biopsies de foie alors que l'échographie échoue à les imager [1].

Ce dispositif permet de distinguer clairement des inclusions absorbantes enfouies à plusieurs centimètres dans des tissus mais il est souvent difficile de différencier des inclusions ayant des coefficients d'absorption différents. Pour résoudre ce problème nous avons appliqué un algorithme de reconstruction numérique en éléments finis à des données acousto-optiques [2]. Cette méthode, utilisée avec des données expérimentales obtenues sur des gels reproduisant les propriétés des tissus biologiques, permet identifier et distinguer deux inclusions de coefficient d'absorption différents. Si les valeurs absolues des coefficients reconstruits sont encore incorrects, le ratio entre les deux correspond bien au ratio réel et cette méthode est sans doute un premier pas vers une imagerie quantitative.

RÉFÉRENCES

- [1] J.-B. Laudereau, E. B. à La Guillaume, V. Servois, P. Mariani, A. a. Grabar, M. Tanter, J.-L. Gennisson, and F. Ramaz, "Multi-modal acousto-optic/ultrasound imaging of ex vivo liver tumors at 790 nm using a $\text{Sn}_2\text{P}_2\text{S}_6$ wavefront adaptive holographic setup," *Journal of Biophotonics*, vol. 8, no. 5, pp. 429–436, 2014.
- [2] S. Powell, S. Arridge, and T. Leung, "Gradient-based quantitative image reconstruction in ultrasound-modulated optical tomography : first harmonic measurement type in a linearised diffusion formulation," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2015.

Estimation de la profondeur d'une scène par une approche Depth From Focus

Simon EMBERGER^{1,2}, Laurent ALACOQUE¹, Antoine DUPRET¹, Jean Louis DE BOUGRENET DE LA TOCNAÏE²

¹ CEA I, 17 Avenue des Martyrs, 38 054 Grenoble, France

² Dpt opt Télécom Bretagne, 655 Avenue du Technopole, 29 200 Plouzané, France

De nombreuses recherches sont menées afin de capturer l'information de profondeur d'une scène par l'exploitation des images prises de manière conventionnelle. Des contributions importantes ont été apportées dans ce domaine pour lequel différentes techniques d'extraction existent : plénoptique [1], depth from defocus (DfD) [2], depth from focus (DfF) [3], analyses stéréoscopiques etc.

Nous avons travaillé sur une nouvelle technique d'acquisition de type DfF dans le but de proposer une solution rapide et d'une complexité suffisamment faible pour la rendre intégrable dans un photo-imageur. Cette technique repose sur un balayage de focus de la scène associée à une analyse de netteté optimisée de chacune des images.

Utiliser une méthode de type DfF nécessite d'être suffisamment rapide pour garantir l'invariance temporelle de la scène pendant la durée de toute l'acquisition. Cela nécessite une synchronisation fine entre l'optique de focus et l'intégration du capteur afin de minimiser le temps entre deux prises de vues.

La figure 1 représente l'ensemble du système.

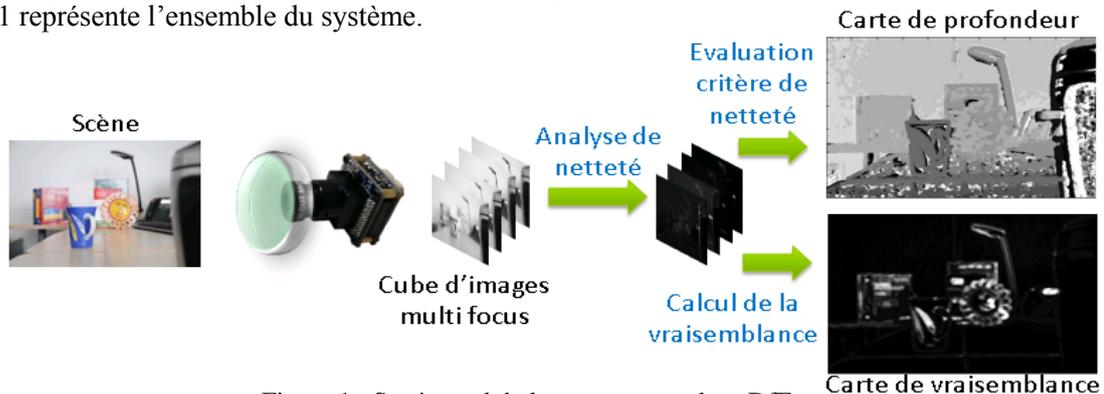


Figure 1 : Système global pour notre analyse DfF

Nous prévoyons d'acquérir rapidement un cube d'images à l'aide d'une lentille modulable à cristaux liquides [4]. Ce cube est traité à la volée par l'un de des deux algorithmes que nous avons développés. Ils permettent de calculer un critère de netteté à partir d'une analyse d'ondelette de Haar. Grâce à eux, nous pouvons construire une carte de profondeur en remontant à l'information de distance D_o par l'équation (1) qui tient compte à la fois de la profondeur de champs (par l'ouverture Φ et le pas pixel P_{pix}), du sens de balayage de focus et de la distance lentille capteur d_c .

$$D_o = \frac{d_c \cdot f}{d_c - f \left(\frac{P_{pix}}{\Phi} + 1 \right)} \quad (1)$$

L'estimation de la profondeur à partir d'un critère de netteté reste délicate, particulièrement pour les zones uniformes de l'image. C'est pourquoi nous calculons un descripteur de vraisemblance afin de caractériser la fiabilité de nos estimations. Le couple d'information vraisemblance/profondeur ainsi que l'image réelle de la scène permettront d'affiner la résolution de la carte de profondeur par des traitements plus complexes.

RÉFÉRENCES

- [1] Christian Perwaÿ and Lennart Wietzke. Single lens 3d-camera with extended depth of field, 2012.
- [2] Chunping Hou Chang Tang and Zhanjie Song. Depth recovery and refinement from a single image using defocus cues. Journal of Modern Optics, 2014.
- [3] Supasorn Suwajanakorn, C Hernandez, and Steven M. Seitz. Depth from focus with your mobile phone. 2015
- [4] Nicolas. Fraval and Jean Louis de Bougrenet de la Tocnaïe. Low aberrations symmetrical adaptive modal liquid crystal lens with short focal lengths. 2009

The image processing in the context of STED microscopy

Iván Coto Hernández¹, Marco Castello², Luca Lanzano², Alberto Diaspro², Guillaume Dupuis³, Sandrine Leveque-Fort¹ and Giuseppe Vicidomini²

¹ Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay (ISMO), CNRS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, F-91405, Orsay, France

² Istituto Italiano di Tecnologia, via Morego 30, 16 163 Genoa, Italy

³ Université Paris-Sud, Centre de Photonique BioMédicale (CPBM), Fédération LUMAT, CNRS FR 2764, F91405 Orsay Cedex, France

ivan.coto-herandez@u-psud

Stimulated emission depletion (STED) microscopy with temporal information is a straightforward implementation. The use of TCSPC card is very convenient for image acquisition, and for data postprocessing to fully exploiting the dynamics of the molecule. The information of arrival time of the photon is fundamental to remove undesired early photons and toward an easy multicolour imaging implementation. Currently, many progresses in hardware technology and labelling strategy substantial improve the performance of STED microscope. But the complexity of the technique requires the a priori optimization of many parameters to get a good quality image. However in a situation of high background and/or weak signal, the images degrade in terms of signal-to-noise/background ratio (SNR and SBR) and benefits of STED microscopy could vanish.

In this work we reported about several software methods able to enhance the contrast and compensate for the SNR and SBR reduction. In particular we demonstrate the benefits of (i) time-gated detection to provides the sharpest images with the lowest instantaneous intensity [1]; (ii) subtractive methods to remove the anti-Stokes emission background caused by the direct excitation from the STED beam [2]; (iii) Separation of Photons by Lifetime Tuning (SPLIT) based on the encoding/decoding of spatial information through manipulation of molecular dynamics [3]; (iv) tailored image deconvolution algorithms to improve the contrast [4]. We exemplify the benefits of these methods by imaging sub-cellular structures with Two-Photon Excitation STED Microscopy. Finally, we discuss about the use of these a posteriori proposed methods for improving the quality of the image and the performance of actual STED microscopes.

RÉFÉRENCES

- [1] G. Vicidomini, I. Coto Hernández, M. d'Amora, F. Cella Zanacchi, P. Bianchini and A. Diaspro, "Gated CW-STED microscopy: a versatile tool for biological nanometer scale investigation," *Methods* 66, 124-130 (2014).
- [2] I. Coto Hernández, C. Peres, F. C. Zanacchi, M. Amora, S. Christodoulou, P. Bianchini, A. Diaspro, and G. Vicidomini, "A new filtering technique for removing anti-Stokes emission background in gated CW-STED microscopy," *J. Biophotonics*, 1-5, 2014.
- [3] L. Lanzano, I. Coto Hernández, M. Castello, E. Gratton, A. Diaspro and G. Vicidomini, "Encoding and decoding spatio-temporal information for superresolution microscopy," *Nature Communications* 6, Article number: 6701 doi:10.1038/ncomms7701(2015).
- [4] I. Coto Hernández, M. Castello, L. Lanzano, M. d'Amora, P. Bianchini, A. Diaspro & G. Vicidomini, "Two-Photon Excitation STED Microscopy with Time-Gated Detection," *Scientific Reports*, DOI: 10.1038/srep19419

Reconstruction holographique super-résolue par approches inverses alternées

Frédéric Jolivet¹, Nicolas Verrier^{1,2}, Corinne Fournier¹, Loïc Denis¹, Eric Thiebaut², Thierry Fournel¹

¹ Université de Lyon, CNRS UMR-5516 Laboratoire Hubert Curien, Université de Saint-Etienne Jean Monnet, 18 rue Professeur Benoît Lauras, 42000 Saint-Etienne

² Université de Lyon, Observatoire de Lyon, CNRS, UMR 5574, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon 9 avenue Charles André, Saint-Genis Laval, 69230

frederic.jolivet@univ-st-etienne.fr

Ces dernières années l'utilisation des approches inverses ont permis de lever certains verrous émanant des méthodes numériques utilisées classiquement pour la reconstruction d'hologrammes, tels que la présence d'images jumelles, la troncature en bord de champ ou encore les effets dus au bruit capteur [1, 2, 3]. Afin de repousser les limites de la reconstruction holographique certains travaux ont démontré tout l'intérêt d'utiliser une pile d'hologrammes issus d'un même objet translaté transversalement (Fig. 1.a). Cela permet d'augmenter la résolution spatiale des reconstructions, ainsi que d'améliorer son rapport signal à bruit (RSB) [4, 3]. La méthode proposée ici, permet l'utilisation d'une approche inverse pour la reconstruction holographique super-résolue d'une séquence d'hologrammes. Cette méthode itérative alterne des étapes de reconstructions régularisées (moindre norme L1) et des étapes de recalage entre les hologrammes et la reconstruction courante. Afin de tester cette méthode, une séquence d'hologrammes a été acquise dans une configuration d'holographie en ligne (Fig. 1.a). La méthode proposée permet de réaliser une reconstruction holographique sur des objets opaques quelconques qui est plus précise spatialement que les approches de l'état de l'art [1] (Fig. 1.b), offre un meilleur RSB, et permet de repousser les limites de la reconstruction hors-champs (Fig. 1.c).

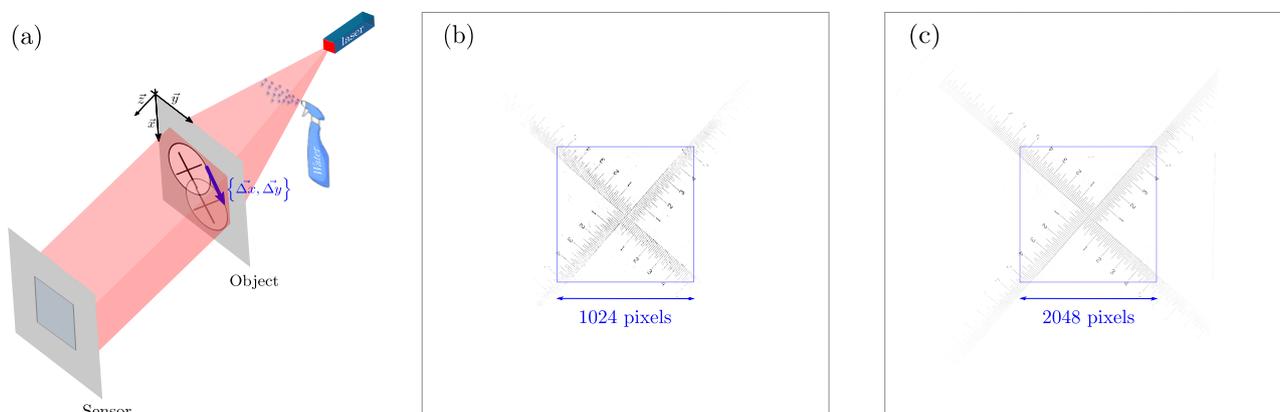


Fig. 1 : (a) Dispositif expérimental (b) Reconstruction MAP avec 1 hologramme (c) Reconstruction MAP-SR avec 10 hologrammes

RÉFÉRENCES

- [1] L. Denis, D. Lorenz, E. Thiebaut, C. Fournier, and D. Trede, "Inline hologram reconstruction with sparsity constraints," *Optics letters*, vol. 34, no. 22, pp. 3475–3477, 2009.
- [2] 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.
- [3] N. Verrier and C. Fournier, "Digital holography super-resolution for accurate three-dimensional reconstruction of particle holograms," *Optics letters*, vol. 40, no. 2, pp. 217–220, 2015.
- [4] W. Bishara, T.-W. Su, A. F. Coskun, and A. Ozcan, "Lensfree on-chip microscopy over a wide field-of-view using pixel super-resolution," *Optics express*, vol. 18, no. 11, pp. 11181–11191, 2010.

Structured illumination microscopy and wide field sensorless adaptive optics approach for *in vivo Drosophila* brain imaging

Mélanie Pedrazzani¹, Vincent Loriette², Alexandra Fragola², Daniele Nutarelli¹, Thomas Prémat³, François Treussart¹

¹ Laboratoire Aimé Cotton, CNRS, Université Paris-Sud 11, ENS Cachan, Campus d'Orsay, 91 400 Orsay, France

² LPEM UMR8213, ESPCI CNRS UPMC, 10 rue Vauquelin, 75 005 Paris, France

³ GDSM, Laboratoire de Neurobiologie, UMR7637, ESPCI, 10 rue Vauquelin, 75 005 Paris, France

melanie.pedrazzani@u-psud.fr

Cellular and neural network dynamics involved in memory formation remain poorly known despite the progress brought by advanced optical microscopies to neurobiology. The use of *Drosophila melanogaster* as a model organism constitutes one of the most promising approaches due to its unique features : a small brain size, outstanding learning capabilities, very powerful genetic tools and the possibility to analyze a whole neural network with a cellular resolution. Genetically encoded fluorescent reporters have given a special place to optical microscopy in *Drosophila* neurobiology research because they allow *in vivo* analyses of biochemical processes, with good temporal resolution in targeted well-defined cells owing to the binary UAS-Gal4 system. In this field, current optical implementations rely on commercial optical setups, usually confocal microscope. Integrated analysis of most brain functions, like memory for instance, would benefit from a global 3D monitoring of activity of the neurons involved in the function which is out of reach of current confocal approaches. To take advantage of the potential temporal resolution of cutting-edge fluorescent biosensors, like calcic G-CaMP6f and voltage ArcLight probes, we developed a wide-field microscope based on structured illumination [1] by a micromirror matrix technology. This HiLo microscope exhibits both high speed imaging and optical sectioning ability compatible with *in vivo* imaging [2]. We used it to study the role of dopaminergic molecular receptors in the transmission of aversive stimulus to mushroom bodies neurons. We also evidenced a non-uniform response of type α/β mushroom bodies neurons under electrical stimulation at 10 to 20 μm depth of analysis. To penetrate deeper in the brain, we added an adaptive optics feedback loop into our microscope in order to overcome aberrations issues. We were then able to rebuild optical sections down to 50 μm depth [3].

RÉFÉRENCES

- [1] S. Santos, K. K. Chu, D. Lim, N. Bozinovic, T. N. Ford, C. Hourtoule, A. C. Bartoo, S. K. Singh, and J. Mertz, "Optically sectioned fluorescence endomicroscopy with hybrid-illumination imaging through a flexible fiber bundle," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 14, no. 3, p. 030502, 2009.
- [2] A. Masson, M. Pedrazzani, S. Benrezzak, P. Tchenio, T. Preat, and D. Nutarelli, "Micromirror structured illumination microscope for high-speed *in vivo* drosophila brain imaging," *Optics Express*, vol. 22, no. 2, pp. 1243–1256, 2014.
- [3] M. Pedrazzani, V. Loriette, P. Tchenio, S. Benrezzak, D. Nutarelli, and A. Fragola, "Sensorless adaptive optics implementation in widefield optical sectioning microscopy inside *in vivo Drosophila* brain," *in revision*, 2016.

Amélioration des performances en Full-Field OCT par traitement d'images pour la caractérisation d'un film de polymère

Paul C. Montgomery, Audrey Leong-Hoi, Rémy Claveau et Fabien Salzenstein

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

paul.montgomery@unistra.fr

Dans la caractérisation de matériaux transparents par la Full-Field OCT (FF-OCT), le bruit peut être d'un niveau semblable ou supérieur à celui du signal venant des défauts recherchés et contenus dans le matériau, les rendant difficiles à observer. La complexité de l'instrumentation employée en FF-OCT nécessite l'optimisation de procédures d'acquisition et de traitement d'images pour faire apparaître les différents traits et informations nécessaires à la mesure. On peut remarquer qu'en astronomie, le même défi existe, à commencer par le perfectionnement des paramètres du télescope et de l'acquisition, jusqu'à l'optimisation de toute la chaîne de traitement d'images selon l'objet dans l'espace recherché. Par exemple, dans la recherche et l'étude d'exo-planètes le protocole devient très poussé, comportant jusqu'à quatre ou cinq procédures pour chacune des trois étapes de l'acquisition, la réduction de données et l'analyse de données et qui sont spécifiques à la recherche d'objets non résolus [1].

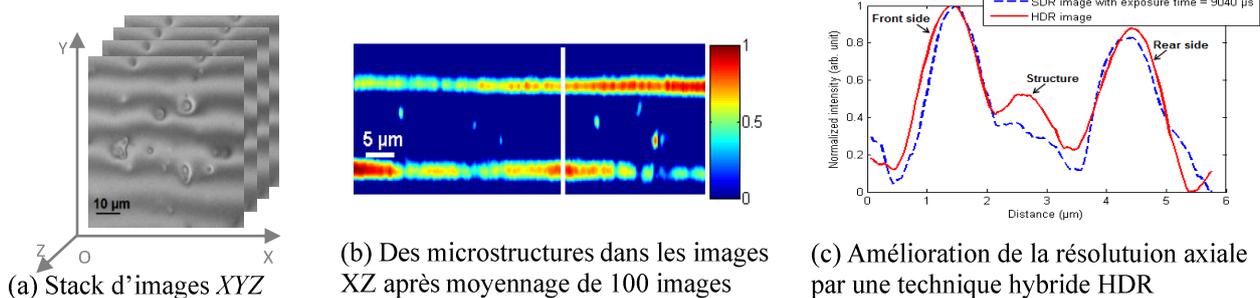


Figure 1 : Amélioration des images XZ pour la caractérisation de microstructures internes d'un film de Mylar

Dans ce travail en FF-OCT haute résolution nous essayons de développer des procédures systématiques de la même manière qu'en astronomie, mais pour la caractérisation de micro- et nanostructures enterrées dans des milieux transparents. Spécifiquement, nous étudions des films de quelques μm d'épaisseur de « Mylar », un polymère isolant important en microélectronique. Nous présentons la combinaison développée de techniques employées en utilisant le moyennage d'images pour réduire le bruit temporel « readout » de la caméra, la soustraction de l'image « dark » pour réduire le bruit du « fixed pattern noise », et la division par l'image « flat » pour réduire le bruit spatial PRNU (Photo Response Non Uniformity) et d'éventuels disparités sur les optiques du système [2]. Enfin, une technique hybride « high dynamic range » (HDR) [3] est présentée employant la technique « exposure bracketing » pour augmenter la dynamique du signal de l'acquisition. Le résultat est l'observation de microstructures internes proches de la limite de diffraction du système et en-dessous grâce à une détectabilité élevée.

RÉFÉRENCES

- [1] R. Galicher, C. Marois, B. Macintosh, T. Barman and Q. Konopacky, "M-band imaging of the HR 8799 planetary system using an innovative loci-based background subtraction technique", *The Astrophysical Journal Letters*, vol. 739, no. 2, L41, 2011.
- [2] A. Leong-Hoi, R. Claveau, M. Flury, W. Uhring, B. Serio, F. Anstötz and P.C. Montgomery, "Detection of defects in a transparent polymer with high resolution tomography using white light scanning interferometry and noise reduction", *Proc. SPIE* vol. 9528 pp. 952807–952807 – 12, 2015.
- [3] A. Leong-Hoi, P.C. Montgomery, B. Serio, P. Twardowski and W. Uhring, "High dynamic range microscope imaging based on exposure bracketing in full field OCT", soumis à *Opt. Lett.*, 2016.

Imagerie cohérente de biospeckle appliquée à l'étude de l'ischémie cérébrale chez le petit animal

Henri DE MAISSIN, Elisa CUCCIONE, Denis BUJOREANU,
Carole FRINDEL, Tae-Hee CHO, Fabien CHAUVEAU, David ROUSSEAU

Université de Lyon, CREATIS; CNRS UMR5220; INSERM U1044;
Université Lyon 1; INSA-Lyon, 69621 Villeurbanne, France.

david.rousseau@creatis.insa-lyon.fr

Le speckle est le terme utilisé pour désigner les motifs produits par un faisceau laser en se réfléchissant sur les microstructures à la surface d'un objet. Lorsque ces microstructures évoluent dans le temps, le speckle porte la trace de ces évolutions. Il est alors possible, en enregistrant avec une caméra le speckle, d'analyser les évolutions temporelles liées aux mouvements de ces microstructures. Cette technique, appelée en anglais « biospeckle imaging », s'applique au domaine biomédical pour analyser la microcirculation cutanée [1], mais aussi au domaine végétal pour mesurer la viabilité de semences [2] ou le développement de pathogènes à la surface de graines. L'imagerie de biospeckle est peu coûteuse en terme de composants optiques puisqu'elle ne nécessite qu'une caméra CCD et un pointeur laser. Nous présentons un dispositif d'imagerie de biospeckle à cadence rapide (1000 images/ secondes) que nous appliquons pour l'étude de l'ischémie cérébrale chez le petit animal. Lors du déclenchement d'une ischémie cérébrale chez le petit animal, une artère cérébrale est occluse. Les tissus irrigués par cette artère ne sont plus approvisionnés en oxygène ce qui entraîne la mort des neurones. Une partie du réseau vasculaire peut se reconfigurer pour donner lieu à des phénomènes dits de flux collatéraux qui sont susceptibles de reperfusionner les tissus à risque [3]. Les mécanismes menant au développement de ces flux collatéraux sont encore mal compris car ils se jouent à des échelles spatiales et temporelles trop petites pour être accessibles avec des séquences d'imagerie par résonance magnétique classiques. Nous montrons comment l'imagerie de biospeckle peut, après craniectomie, donner accès à l'étude de ces processus. Nous détaillons le traitement d'images qui mène à l'extraction de cartographies de réseaux veineux apparents évoluant au cours du temps notamment via l'utilisation de nouvelles méthodes par graphes et comparons le gain de contraste apporté par l'imagerie de biospeckle par rapport à une imagerie RGB en éclairage incohérent classique.

Mots clés : imagerie biomédicale, imagerie de speckle, traitement d'image basé sur graphe.

RÉFÉRENCES

- [1] S. Bricq, G. Mahé, D. Rousseau, A. Humeau-Heurtier, F. Chapeau-Blondeau, J. Rojas-Varela, and P. Abraham, "Assessing spatial resolution versus sensitivity from laser speckle contrast imaging: Application to frequency analysis", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 50, pp. 1017-1023, 2012.
- [2] D. Rousseau, C. Caredda, Y. Morille, E. Belin, F. Chapeau-Blondeau, D. Gindre ; "Low- cost biospeckle imaging applied to the monitoring of seed germination", *3rd International Workshop on Image Analysis Methods for the Plant Sciences (IAMPS)*. Aberystwyth, UK. 2014.
- [3] Beretta S, Cuccione E, Versace A, Carone D, Riva M, Padovano G, Dell'Era V, Cai R, Monza L, Presotto L, Rousseau D, Chauveau F, Paterna G, Pappad GB, Giussani C, Sganzerla EP, Ferrarese C.; "Cerebral collateral flow defines topography and evolution of molecular penumbra in experimental ischemic stroke", *Neurobiology of disease*, 74, pp. 305- 313, 2014.