



12^E JOURNEES « IMAGERIE OPTIQUE NON-CONVENTIONNELLE »

GDR ISIS – GDR ONDES

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

*15 et 16 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
- **Tourneret 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.....	9
4. Liste des participants.....	11

Annexe : Résumés des contributions

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. Ces progrès sont rendus possibles par la miniaturisation et la démocratisation des capacités de calcul, 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 (chercheurs et ingénieurs) 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 :

- **Paul Montgomery** (Laboratoire ICube, Unistra-CNRS, Strasbourg) « Techniques de nanoscopie en champ lointain »
- **Jérôme Bobin** (Laboratoire Astrophysique, Instrumentation et Modélisation, CEA, Saclay) « Sparsity, from compressed sensing to blind source separation in astrophysics. »

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

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

1.B – Bilan en quelques chiffres des JIONC 2016

La réunion s'est déroulée sur deux jours, à l'École Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles (ESPCI), les 15 et 16 Mars 2016.

Elle a donné lieu à 2 exposés invités de 45 minutes, 24 contributions orales de 20 minutes au cours de six sessions thématiques, 11 contributions sous forme de posters et réuni une centaine de participants.

2. Programme des journées

Mercredi 15 mars

9H30-09H45 : ACCUEIL

9H45-10H00 : INTRODUCTION DES JIONC 2017

10H00-10H50 : CONFERENCE INVITEE

« Techniques de nanoscopie en champ lointain : vers l'échelle nanométrique sans marqueur »

Paul C. Montgomery

Laboratoire ICube, UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg

➔ *Résumé en fin de programme*

10H50-12H10 : SPECKLE ET IMAGERIE – Modérateur : Éric Lantz

« Imagerie BRP, une imagerie de speckle multicomposantes »

David Rousseau, Xavier Berthelon, Carole Frindel

Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon

« Sonder le désordre spatial des milieux avec les statistiques temporelles de la lumière »

Myriam Zerrad, Gabriel Soriano, Ayman Ghabbach, Quentin Ailloud, et Claude Amra

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

« Decorrelation with wavelength shift as a way to image transport mean free path »

Alesya Mikhailovskaya, Julien Fade, Axelle Amon, Jérôme Crassous

Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1

« Imagerie de la micro-vascularisation par speckle dynamique dépolarisé : application à l'étude du mélanome dans un modèle murin »

Jan Dupont², Xavier Orlik¹, et Muriel Golzio²

(1) ONERA, 2 avenue Edouard Belin, Toulouse

(2) CNRS-IPBS, 205 route de Narbonne, Toulouse

12H10-14H00 : DEJEUNER

14H00-15H20 : IMAGERIE BIOMEDICALE EN MILIEUX DIFFUSANTS – Modérateur : Emmanuel Fort

« Novel optical coherence tomography approaches for high-resolution biomedical imaging »

Arnaud Dubois¹, Jonas Ogien¹, Arthur Davis¹, Olivier Levecq², Hicham Azimani², David Siret²

(1) Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Saclay, Palaiseau

(2) DAMAE Medical, Paris

« Détection d'agrégat sanguin en micro vascularisation par imagerie photoacoustique à résolution optique »

Olivier Jacquin¹, Eric Lacot¹, Mehdi Inglebert¹, Olivier Hugon¹, Boudewijn van der Sanden²

(1) Univ. Grenoble Alpes, LIPHY, Grenoble

(2) INSERM U1205, CEA/Grenoble, Grenoble

« Spatial frequency domain imaging »

Swapnesh Panigrahi, Manon Schmidt, Sylvain Gioux

ICube, Institut de Physique Biologique, Strasbourg

« Contraste multimodal en milieu diffusant par microscopie à éclairage incohérent »

Daria Andreoli¹, Clément Apelian^{1,2}, A. Claude Boccara¹

(1) Institut Langevin ESPCI, Paris

(2) LLTech Pépinière Paris Santé Cochin, Paris

15H20-15H50 : PAUSE CAFE – Salle Champetier, ESPCI

15H50-17H30 : INSTRUMENTATION NON CONVENTIONNELLE – Modérateur : François Goudail

« Vers la correction d'aberrations nanométriques pendant les observations pour l'imagerie d'exoplanètes : premiers résultats expérimentaux »

Olivier Herscovici-Schiller¹, Laurent M. Mugnier¹, Jean-François Sauvage^{1,2}

(1) ONERA, the French Aerospace Lab

(2) Laboratoire d'astrophysique de Marseille, UMR 7326 CNRS, Université d'Aix-Marseille

« Apport de l'imagerie infrarouge par somme de fréquences pour la détection de cibles à longue distance »

Romain Demur^{1,2}, Arnaud Grisard¹, Loïc Morvan¹, Eric Lallier¹, Nicolas Treps², Claude Fabre²

(1) Thales Research & Technology, Palaiseau

(2) Laboratoire Kastler Brossel, UPMC-Sorbonne universités, CNRS, ENS-PSL Research University, Collège de France, Jussieu, Paris

« Une ligne à délai ultra rapide pour l'imagerie non linéaire »

Xavier Audier, Naveen Balla, Hervé Rigneault

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

« Imagerie polarimétrique de Mueller in vivo du col utérin »

Jérémy Vizet¹, Jean Rehbinder¹, Stanislas Deby¹, Stéphane Roussel¹, André Nazac², Ranya Soufan³, Catherine Genestie³, Christine Haie-Meder⁴, Hervé Fernandez², François Moreau¹, Angelo Pierangelo¹

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

(2) Department of Obstetrics and Gynecology, University Hospital Brugmann, Université Libre de Bruxelles, Belgium

(3) Institut Gustave Roussy, Service d'anatomie pathologique gynécologique, Villejuif

(4) Institut Gustave Roussy, Service de Curiethérapie, Villejuif

(5) Service de Gynécologie Obstétrique, CHU de Bicêtre AP-HP, Le Kremlin-Bicêtre

« Démonstrateur d'imagerie polarimétrique active par brisure d'orthogonalité à 1,55 µm »

François Parnet, Julien Fade, Noé Ortega-Quijano, Goulc'hen Loas, Ludovic Frein, Mehdi Alouini

Dpt Optique et Photonique, Laboratoire FOTON, Université de Rennes 1

17H30-19H00 : SESSION POSTERS – Salle Champetier, ESPCI

Cf. Liste des posters en fin de programme

Jeudi 16 mars

9H00-9H50 : CONFÉRENCE INVITÉE

« Sparsity, from compressed sensing to blind source separation in astrophysics »

Jérôme Bobin

Laboratoire Astrophysique, Instrumentation et Modélisation, CEA, Saclay

➔ *Résumé en fin de programme*

9H50-10H30 : TRAITEMENT DU SIGNAL EN IMAGERIE RADAR – Modérateur: Frédéric Champagnat

« Méthode de séparation de sources appliquée aux données géoradar »

Guillaume Terrasse¹, Jean-Marie Nicolas¹, Emmanuel Trounev²

(1) *LTCL, Télécom ParisTech, Université Paris-Saclay, Paris*

(2) *LISTIC, Polytech Annecy Chambéry, Université Savoie Mont-Blanc, Annecy-le-Vieux*

« Détection de l'eau dans les images radar du futur satellite SWOT »

Sylvain Lobry^{1,2}, Roger Fjørtoft², Loïc Denis³, Florence Tupin¹

(1) *LTCL, Télécom ParisTech, Université Paris-Saclay, Paris*

(2) *Centre National d'Etudes Spatiales, Toulouse*

(3) *Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Lab. Hubert Curien, UMR 5516, Saint-Etienne*

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

11H00-12H00 : IMAGERIE COMPUTATIONNELLE – Modérateur : Vincent Devlaminck

« Reconstruction d'hologrammes par une approche problème inverse non-linéaire »

Frédéric Jolivet, Fabien Momey, Loïc Denis, Corinne Fournier, Thierry Fournel

Université Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, Saint-Etienne

« Micro-spectroscopie en Raman spontané comprimé »

Camille Scotté¹, Hilton B. de Aguiar², Frédéric Galland¹, Philippe Réfrégier¹, Hervé Rigneault¹

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

(2) *Département de Physique, Ecole Normale Supérieure, Paris*

« Imagerie fantôme d'un signal temporel non périodique : méthodes classiques et quantiques »

Eric Lantz, Séverine Denis, Fabrice Devaux

Institut FEMTO-ST, Dpt. d'Optique P. M. Duffieux, UMR 6174 CNRS, Université Bourgogne Franche-Comté, Besançon

12H00-14H00 : DÉJEUNER

14H00-15H00 : IMAGERIE 3D – Modérateur : Bertrand Simon

« Comment donner une capacité 3D à un imageur conventionnel ? »

Pauline Trouvé-Peloux¹, Jacques Sabater², Frédéric Champagnat¹, Guy Le Besnerais¹, Thierry Avignon², Aurélien Plyer¹

(1) ONERA, Chemin de la Hunière Palaiseau, BP 80100, Palaiseau

(2) Institut d'Optique Graduate School, 2 Avenue Augustin Fresnel, Palaiseau

« Rainbow Particle Imaging Velocimetry »

Elodie Lamothe, Ivo Ihrke, Xavier Granier

LP2N (UMR 5298 CNRS, Univ Bordeaux, IOGS) INRIA, 200 Av. de la Vieille Tour, Talence

« Modélisation et conception d'un système PIV3D hybride « plénoptique+classique »

F. Champagnat¹, P. Trouvé-Peloux¹, P. Cornic¹, B. Leclaire², G. Le Besnerais¹, G. Druart³, Y. Le Sant¹

(1) ONERA-DTIM – Palaiseau

(2) ONERA-DAFE –Meudon

(3) ONERA-DOTA –Palaiseau

15H00-15H20 : PAUSE

15H20-16H20 : IMAGERIE 3D POUR LE VIVANT – Modérateur : Éric Thiebaut

« 3D lens-free time-lapse microscopy for 3D cell culture »

Anthony Berdeu^{1,2}, Fabien Momey³, Bastien Laperrousaz^{1,4,5}, Thomas Bordy^{1,2}, Nathalie Picollet-D'hahan^{1,4,5}, Cédric Allier^{1,2}

(1) Univ. Grenoble Alpes, 621 Avenue Centrale, Saint-Martin-d'Hères

(2) CEA, LETI, MINATEC Campus, 17 Avenue des Martyrs, Grenoble

(3) Laboratoire Hubert Curien, 18 Rue Professeur Benoît Luras, Saint-Étienne

(4) CEA, BIG, Biologie à Grande Echelle, 17 Avenue des Martyrs, Grenoble

(5) INSERM, U1038, 17 Avenue des Martyrs, Grenoble

« A Performance Comparison between Continuous-Wave and Time-Domain Diffuse Optical Tomography for Deep Inclusions by Using Small Source-Detector Separations »

David Orive-Migueli^{1,2}, Jean-Marc Dinten¹, Jérôme Mars², Laurent Condat², Lionel Hervé¹

(1) CEA, LETI, MINATEC Campus, Grenoble

(2) GIPSA-Lab, Univ. Grenoble Alpes, Grenoble

« Axially-Locked Modal Sensorless: une nouvelle stratégie d'optimisation pour l'optique adaptative appliquée à la microscopie à balayage à deux photons »

J. Teixeira¹, D. Champelovier^{2,3}, J-M. Conan¹, L. M. Mugnier¹, S. Meimon¹, N. Balla², S. Reichinnek³, T. Tressard³, R. Cossart³, S. Monneret², H. Rigneault², A. Malvache^{2,3}

(1) ONERA - the French Aerospace Lab, Châtillon

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

(3) INMED, INSERM U901, Aix-Marseille Université, Marseille

16H30 : CLÔTURE DES JIONC 2017 – J. Fade – C. Fournier

LISTE DES POSTERS

01 - « Imagerie non linéaire de second harmonique appliquée à la caractérisation de tissus végétaux »

Étienne Belin¹, Denis Gindre², Didier Demilly³, François Chapeau-Blondeau¹

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

(2) Université d'Angers, Lab. MOLTECH, Angers

(3) GEVES, Station Nationale d'Essais de Semences (SNES), Beaucauzé

02 - « Ultrafast and continuous axial scanning of a gaussian beam »

Pauline Boucher^{1,2}, Nicolas Barré², Olivier Pine², Guillaume Labroille², Nicolas Treps¹

(1) Laboratoire Kastler Brossel, UPMC - Sorbonne Universités, CNRS, Paris

(2) CAILabs, Rennes

03 - « Caméra 3D par Depth from Defocus et Machine Learning »

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

(1) ONERA, Palaiseau

(2) Télécom ParisTech, Paris

04 - « Description différentielle et irréversibilité des interactions dépolarisantes »

J. Fade, N. Ortega-Quijano

Département Optique et Photonique, Laboratoire FOTON, Université de Rennes 1, CNRS, Rennes

05 - « Microscopie sans lentille : reconstruction par approche inverse robuste »

Olivier Flasseur, Loïc Denis, Corinne Fournier

Université de Lyon, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Lab. H. Curien, Saint-Etienne

06 - « De la microscopie tomographique diffractive à la profilométrie multi-vue »

Ludovic Foucault¹, Samia Ayadi², Matthieu Debailleul¹, Bertrand Simon¹, Olivier Haeberlé¹

(1) Laboratoire MIPS EA2332, Université de Haute-Alsace, IUT Mulhouse, Mulhouse

(2) Faculté de physique, Laboratoire d'électronique quantique, USTH, Alger, Algérie

07 - « L'intrication en imagerie quantique pour résister au bruit »

Nicolas Gillard, Étienne Belin, François Chapeau-Blondeau

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

08 - « Imagerie de polarisation sur des objets émissifs »

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

(1) Laboratoire Electronique Informatique et Image,

(2) Laboratoire ICB, département IRM, équipe LTm,

~~09 - « Imagerie CSIG »~~

~~Anne Minier[±], Thomas Benkhal[±], Charles Janot[±], Alexis Sourp[±], Guillaume Druart[±]~~

~~(1) Filière Innovation Entrepreneurs de l'Institut Optique Graduate School~~

~~(2) ONERA, Palaiseau~~

10 - « Débruitage et correction d'artefacts en cryo-tomographie électronique »

Emmanuel Moebel, Charles Kervrann

Inria, Campus de Beaulieu, 35 042 Rennes, France

~~11 - « LED-based full-field optical coherence microscopy for high-resolution in vivo imaging »~~

~~Arnaud Dubois, Jonas Ogien~~

~~Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Saclay, Palaiseau~~

12 - « Acquisitions adaptatives multispectrales et résolues en temps par une caméra mono-pixel »

Florian Rousset^{1,2}, Nicolas Ducros¹, Andrea Farina², Gianluca Valentini², 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

13 - « Calcul de la sensibilité du champ diffracté électrique par le théorème de la réciprocité et application à la diffraction inverse en régime de diffusion fortement multiple »

Kévin Unger, Patrick Chaumet, Kamal Belkebir

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

3. Bilan - Conclusions

Les participants et les contributions provenaient :

- des laboratoires universitaires et du CNRS);
- des grands organismes (CEA, ONERA, INSERM) ;
- des entreprises (Thalès, BioMérieux, PSA et PME (NKT Photonics, DAMAE, LLTech,...));

Les points marquants de cette 12^e édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- La participation demeure importante à un niveau par rapport à l'an passé, avec près d'une centaine de participants sur les deux jours (97 émargements, pour 111 pré-inscrits sur le site du GDR ISIS). En plus des fidèles « habitués » à ces journées, nous avons constaté un renouvellement du public (environ 1/3 des participants), particulièrement de jeunes chercheurs/chercheuses en doctorat et post-doctorat.
- Nous avons souligné la qualité de certains exposés de doctorant(e)s qui ont fait preuve d'une maturité scientifique et d'une aisance de présentation remarquable.
- En raison du nombre de contributions soumises au comité de programme, 11 contributions ont été présentées sous forme de posters (2 posters prévus non présentés). 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 termes d'accueil et de soutien logistique pour les locaux. Malgré la perspective de la rénovation prochaine des locaux de l'ESPCI mis à la disposition des JIONC, ceux-ci demeurent satisfaisant pour l'organisation de ces journées dans un cadre convivial.
- Faute de certitude sur nos capacités d'accéder à ces locaux pour l'organisation des JIONC 2018, les organisateurs envisagent de déplacer le lieu des JIONC 2018 dans

une autre localisation de Paris intra-muros si possible. L'Institut Langevin est une piste sérieuse.

Cette année encore, les retours des participants étaient très positifs à l'égard de cet événement qui permet de réunir des acteurs académiques, industriels, des domaines de l'optique et du traitement du signal dans un espace de convivialité et d'échange scientifique. Conforme à la tendance actuelle, qui vise à marier de plus en plus étroitement les aspects de conception instrumentale et de traitement de l'information dans le domaine de l'imagerie, les JIONC semblent rester un rendez-vous de référence dans ce domaine connu et apprécié à l'échelle nationale.

4. Liste des participants

Nom	Prénom	labo	mail
Abbaci	Muriel	Gustave Roussy, Imaging and Cytometry Platform, UMS 23/3655, Université Paris-Saclay- Villejuif	
Ainouz	Samia	Laboratoire d'Informatique, Traitement de l'Information et des Systèmes - Saint-Etienne-du-Rouvray	
Akbari	Ali	Institut supérieur d'électronique de Paris - Paris	
Andreoli	Daria	Institut Langevin - ESPCI - Paris	
Ardi	Ibrahim	Institut de Recherche en Astrophysique et Planétologie - Toulouse	
Audier	Xavier	Institut Fresnel, Aix Marseille Univ - Marseille	
Auvray	François	Synchrotron SOLEIL- Gif sur yvette	
Azzabi	Aymen	L2E - UPMC - Paris	
Barbosa De Aguiar	Hilton	Ecole Normale Supérieure - Paris	
Belhadj	Djallel	Centre de Recherche en Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication - Reims	
Benoit	Emilie	LLTECH - Paris	
Berdeu	Anthony	CEA Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Berguiga	Lotfi	Institut des Nanotechnologies de Lyon (INL) - Villeurbanne	
Bettoumi	Safa	Signal, Images et Technologies d'information /Ecole Nationale d'ingénieurs de Tunis/ IBISC Evry - lisses	
Bey	Jonathan	Artiste - Paris	
Bloch	Baptiste	Laboratoire Kastler Brossel - Paris	
Bobin	Jerome	CEA Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Bouamama	Karima	PSA GROUPE - Velizy-Villacoublay	
Boucher	Pauline	Laboratoire Kastler-Brossel - UPMC - Paris	
Bougrine	Asma	Laboratoire de Recherche Pluridisciplinaire en Ingénierie des Systèmes et Mécanique Energétique - Orléans	
Bourdoncle	Pierre	Institut Cochin - Paris	
Bucourt	Samuel	Imagine Optic - Orsay	
Chapeau-Blondeau	François	Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes - Angers	
Chassot	Jean-Marie	Institut Langevin - Paris	
Cobus	Laura	Institut Langevin ESPCI ParisTech - Paris	
Conan	Jean-Marc	ONERA - Châtillon	
Cornic	Philippe	ONERA - Palaiseau	

Dahon	Cyril	L2E, UPMC - paris
Davis	Arthur	Laboratoire Charles Fabry - Palaiseau
Demur	Romain	Thales Research & Technology / LKB UPMC - Palaiseau
Dogariu	Catalina	Télécom SudParis, Departament EPH - Evry
Dubois	Arnaud	Laboratoire Charles Fabry - Institut d'Optique - Palaiseau
Ducros	Nicolas	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
Fade	Julien	Institut de Physique de Rennes - Rennes
Fall	Mandiaye	Laboratoire d'Electronique et d'Électromagnétisme - Université Pierre et Marie Curie - Paris
Faure	Nicolas	bioMérieux SA - Grenoble
Ferhat	Thomas	NKT Photonics - Bordeaux
Fernandez-Maloigne	Christine	XLIM - Futuroscope Chasseneuil
Flasseur	Olivier	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Foucault	Ludovic	Modélisation Intelligence Processus et Systèmes - Mulhouse
Fournier	Corinne	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Fort	Emmanuel	ESPCI
Galland	Frederic	Institut Fresnel - Marseille
Garcia Caurel	Enric	LPICM - Ecole polytechnique - Palaiseau
Gateau	Jérôme	Laboratoire d'Imagerie Biomédicale - Paris
Gillard	Nicolas	Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes - Angers
Goodband	Rachel Joanne	SOLEIL - Paris
Goodband	Sarah	INSERM - Paris
Goudail	Francois	IOGS
Elamine Hadj Youcef	Mohamed	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Haeberlé	Olivier	Modélisation Intelligence Processus et Systèmes - Mulhouse
Heiles	Baptiste	Institut Langevin U979 - Paris
Herscovici-Schiller	Olivier	ONERA - Châtillon
Horain	Patrick	Télécom SudParis - Equipes de recherche - Evry
Horblin	Cédric	Multievents
Hugon	Olivier	Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, Université Grenoble Alpes - Saint Martin d'Hères
Jacquin	Olivier	Laboratoire Interdisciplinaire de Physique (UMR 5588), université grenoble alpes - St-Martin d'Hères
Jasaitis	Audrius	Imagine Optic - Orsay

Jimenez	Ana	CEA - Bagneux
Jolivet	Frédéric	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Kevrann	Charles	Inria Rennes
Kholodtdova	Mariea	LIDyL/IRAMIS/DRF/ CEA Saclay - Gif-sur-Yvette
Lacot	Eric	Université Grenoble Alpes - CNRS- LIPhy - Saint-Martin d'Hères
Lamothe	Elodie	INRIA Bordeaux - Talence
Lantz	Eric	Franche-Comté Electronique Mécanique Thermique et Optique - Sciences et Technologies - Besançon
Le Besnerais	Guy	ONERA - PALAISEAU
Le Guilloux	Yann	SAFRAN - Argenteuil
Le Hir	Juliette	SUPELEC Sciences des Systèmes - Gif-sur-Yvette
Linard	Nicolas	Damae Medical - Paris
Lobry	Sylvain	Laboratoire de Traitement et Communication de l'Information - Paris
Meiniel	William	Institut Pasteur - Paris
Mercusot	Cecile	ACAL BFI France - EVRY
Mian	Ammar	CentraleSupelec SONDR - Gif-sur-Yvette
Mikhailovskaya	Alesya	Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1 - Rennes
Moebel	Emmanuel	Inria - Rennes
Montgomery	Paul	Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes - Strasbourg
Nahas	Amin	Institut Langevin - ESPCI – Paris
Olivo-Marin	Jean-Christophe	Unité d'Analyse d'images quantitative - Paris
Orieux	François	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Orive-Miguel	David	CEA - LISA - Grenoble
Orlik	Xavier	DOTA - Department of Theoretical and Applied Optics, The French Aerospace Lab ONERA
Ossikovski	Razvigor	LPICM - Ecole Polytechnique - Palaiseau
Panigrahi	Swapnesh	I Cube Strasbourg
Parnet	François	Institut de Physique de Rennes - Rennes
Pedrazzani	Mélanie	DAMAE Medical - Paris
Picart	Sylvaine	SAFRAN
Pierangelo	Angelo	LPICM - Palaiseau
Pillay	Ruven	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Pinheiro De Carvalho	Marcela	Laboratoire de Traitement et Communication de l'Information - Paris
Puyo	Leo	ESPCI

Rakotomanga	Prisca	Centre de Recherche en Automatique de Nancy - Vandoeuvre-lès-Nancy
Rambour	Clément	Telecom Paristech - Paris
Raoof	Kosai	Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Maine - Le Mans
Rave	Charlène	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne
Rehbinder	Jean	LPICM - Ecole polytechnique - Palaiseau
Gallé Roberto	Baena	UPMC - Paris
Roussel	Hélène	Université Pierre et Marie Curie - Paris
Roussel	Stéphane	Laboratoire Charles Fabry, Institut d'optique - Palaiseau
Rousset	Florian	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
Sauer	Hervé	Institut d'Optique Graduate School - PALAISEAU
Scotte	Camille	Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel - Marseille
Simon	Bertrand	Laboratoire MIPS, Mulhouse, Université de Haute Alsace
Soussen	Charles	Centre de Recherche en Automatique de Nancy - Vandoeuvre-lès-Nancy
Spinicelli	Piernicola	Institut Pasteur - Paris
Stolz	Christophe	Laboratoire Electronique Informatique et Image - Dijon
Sturm	Benneth	Laboratoire Kastler-Brossel, École Normale Supérieure - Paris
Tanais	Jocelyn	AcaI BFi France - Lisses
Teixeira	Joel	ONERA - Chatillon
Terrasse	Guillaume	Télécom ParisTech - Paris
Trouvé	Pauline	ONERA - Châtillon
Unger	Kevin	Institut Fresnel - Marseille
Venet	Caroline	Institut Langevin, ESPCI Paris - Paris
Hyuk Yoo	Sang	LPICM, Ecole polytechnique - PALAISEAU
Zerrad	Myriam	Institut FRESNEL - Marseille
Zoghlami	Naim	Mathématique Appliquées - Lisses

5. Résumés des contributions

5.A - Résumé des conférences invitées

Paul C. MONTGOMERY, Audrey Leong-Hoï, Stéphane Perrin et Sylvain Lecler

« Techniques de nanoscopie en champ lointain : vers l'échelle nanométrique sans marqueur »

Laboratoire ICube, UDS-CNRS, UMR 7357, Strasbourg

Depuis quelques années, la nanotechnologie est entrée dans presque tous les domaines de notre vie tels que l'automobile, l'électronique et la santé. Il existe actuellement un besoin croissant de nouvelles techniques d'imagerie optique à haute-résolution, simples d'utilisation et visant à répondre à la forte demande de caractérisation de surfaces de matériaux. Le Prix Nobel de Chimie de 2014 pour les travaux portant sur l'imagerie haute-résolution dans les milieux biologiques a mis la nanoscopie optique au premier plan. Des structures d'une taille de quelques dizaines de nm deviennent ainsi visibles grâce à la microscopie fluorescente en champ lointain [1].

Au cours de cette présentation, les différentes techniques de nanoscopie optique seront décrites. Au travers d'une classification, nous ferons la distinction entre les techniques de nano-détection qui permettent d'étudier les nanostructures sans les résoudre et les techniques de super résolution qui, elles, permettent de les résoudre [2]. L'intérêt des techniques d'imagerie sans marqueur sera souligné. De plus, nos derniers résultats sur une toute nouvelle technique d'imagerie de super résolution en champ-lointain [3-4] seront présentés [5-6]. En effet, la topographie de surface plein-champ de nano-objets peut maintenant être mesurée en combinant l'interférométrie classique à l'imagerie au travers d'une microsphère. Celle-ci est connue pour ses propriétés non classiques de formation du jet photonique [7]. Une amélioration d'un facteur de 3 à 4 sur la résolution latérale permettant d'obtenir une mesure plus isotrope pour la métrologie de surfaces nanométriques est ainsi démontrée.

RÉFÉRENCES

- [1] Ehrenberg M. "Super-resolved fluorescence microscopy". In: The Royal Swedish Academy of Sciences. Stockholm, Sweden; 2014.
- [2] Montgomery P.C. & Leong-Hoi A., "Emerging optical nanoscopy techniques", J. of Nanotechnology, Science and Applications, 2015:8, 31–44, 2015. Vidéo : http://youtu.be/_IU2jATHQwA.
- [3] Wang F., Liu L., Yu P., Liu Z., Yu H., Wang Y. and Li W.J., "Three-Dimensional Super-Resolution Morphology by Near-Field Assisted White-Light Interferometry", Nature, Sci Rep. 6, 24703, 2016.
- [4] Kassamakov I., Nolvi A. and Hæggström E., "3D Super-resolution Label-free Imaging", Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO), OSA Technical Digest, AM4O.2., 2016.
- [5] Montgomery P.C., Lecler S., Leong-Hoi A. and Pfeiffer P., "3D nano surface profilometry by combining the photonic nanojet with interferometry", J. Phys. Conf. Series, à paraître, 2017.
- [6] Ivan Kassamakov, Sylvain Lecler, Anton Nolvi, Audrey Leong-Hoi, Paul Montgomery and Edward Hæggström, "3D Super-Resolution Optical Profiling Using Microsphere Enhanced Mirau Interferometry", soumis à Nat. Science Reports, 2017.
- [7] Lecler S., Takakura Y. and Meyrueis P., "Properties of a three-dimensional photonic jet", Opt. Lett., 30, 2641, 2005.

Jérôme BOBIN

« Sparsity, from compressed sensing to blind source separation in astrophysics »

Laboratoire Astrophysique, Instrumentation et Modélisation, CEA, Saclay

Nowadays, sparsity and sparse signal modeling play a key role for tackling inverse problems in imaging science scientific fields as wide as remote sensing, neuro-imaging or optics. In the scope of astrophysics, the development of sophisticated analysis tools is essential in current and future large-array radio-interferometric imaging (e.g. LoFar, Square-kilometer array, etc.). Such arrays are composed of a large number of sensors (e.g. dishes). Each interferometric measurement is obtained by correlating the signal from sensor pairs, which lead to a single sample in the Fourier domain. This raises a first challenge: radio-interferometric imaging yields incomplete measurements in the Fourier domain. Furthermore, radio-interferometric data are also composed of multi-wavelength observations, which are of paramount importance to disentangle the contributions of different physical phenomena/signals.

The first problem generally refers to compressed sensing (CS), a new data acquisition/measurement paradigm that is fully based on sparse signal modeling. We will review the very basics of CS and how radio-interferometric imaging can be described in this framework.

The second problem can be described by a blind source separation problem (BSS). This inverse problem arises when the (unknown) signals of interest are only observed through multiple observations that are composed of (unknown) mixtures. We will see how sparse signal modeling can help solving such an ill-posed inverse problem and how both CS and BSS problems are jointly tackled in the context of radio-interferometric imaging.

5.B - Résumé des présentations orales

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

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

Imagerie BRP, une imagerie de speckle multicomposantes

David ROUSSEAU, Xavier BERTHELON, Carole FRINDEL

Univ.Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, LYON, France
david.rousseau@univ-lyon1.fr

L'imagerie de biospeckle est une imagerie monocomposante très appliquée dans le domaine des sciences du vivant [1,2] pour mettre en évidence, avec une excellente sensibilité, des différences de micromouvements dans les scènes observées. Nous présentons dans cette communication une variante de cette imagerie active cohérente étendue à trois composantes incluant celle d'activité de biospeckle (B), une seconde de profondeur, i.e. range en anglais (R), et une troisième de degré de polarisation (BRP). Cette imagerie compile ainsi en une même technique trois informations complémentaires issues d'un même motif de speckle. Le dispositif est composé d'une simple diode laser qui illumine une scène et d'une caméra munie d'un objectif qui enregistre le motif de speckle après réflexion sur la scène. L'activité de biospeckle est calculée classiquement par une métrique d'intercovariance normalisée dont on estime la décroissance [1]. La profondeur est estimée par la mesure de la taille des grains de speckle [4]. Le degré de polarisation est estimé via la distribution des niveaux de gris locaux selon [3]. Ces trois composantes n'avaient, à notre connaissance, pas été couplées jusqu'ici [5] dans un dispositif compact. Nous donnons de possibles raisons et proposons une illustration comme visible sur le Fig. 1 de la méthode sur une scène spécialement constituée pour montrer des contrastes selon les trois composantes BRP.

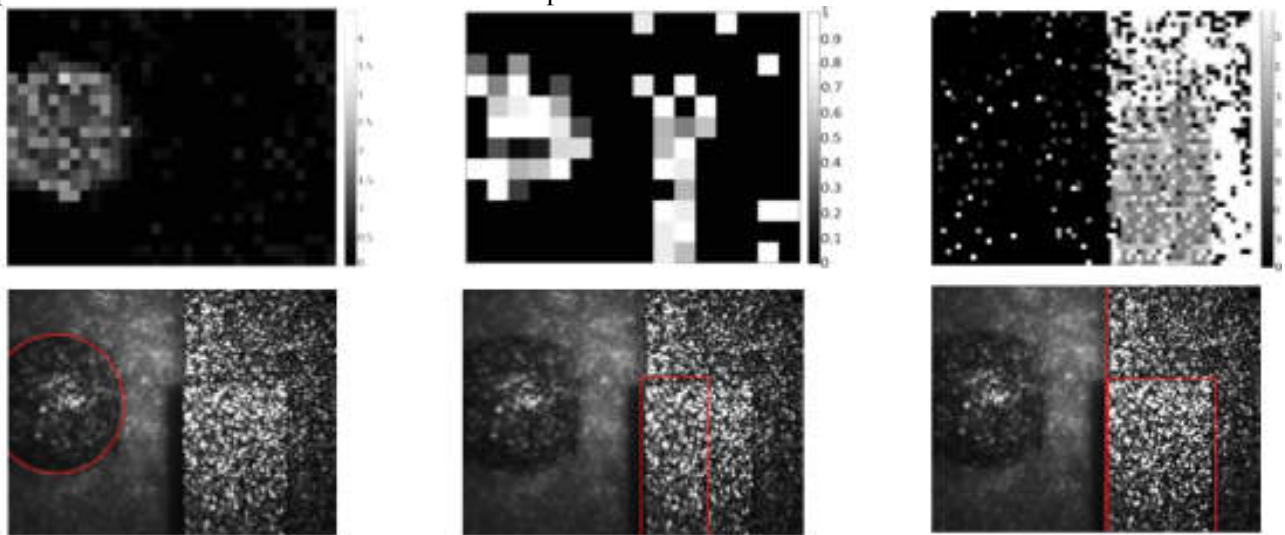


Figure 1 : ligne du haut de gauche à droite composantes de l'imagerie BRP. Ligne du bas vues en réflectance avec encadrée en rouge des structures spécialement contrastées pour chacune des composantes.

- [1] Zdunek, A., Adamiak, A., Pieczywek, P. M., & Kurenda, A. (2014). The biospeckle method for the investigation of agricultural crops: A review. *Optics and Lasers in Engineering*, 52, 276-285.
- [2] Bricq, S., Mahé, G., Rousseau, D., Humeau-Heurtier, A., Chapeau-Blondeau, F., Varela, J. R., & Abraham, P. (2012). Assessing spatial resolution versus sensitivity from laser speckle contrast imaging: application to frequency analysis. *Medical & biological engineering & computing*, 50(10), 1017-1023.
- [3] Réfrégier, P., Fade, J., & Roche, M. (2007). Estimation precision of the degree of polarization from a single speckle intensity image. *Optics letters*, 32(7), 739-741.
- [4] Nassif, R., Pellen, F., Magné, C., Le Jeune, B., Le Brun, G., & Abboud, M. (2012). Scattering through fruits during ripening: laser speckle technique correlated to biochemical and fluorescence measurements. *Optics express*, 20(21), 23887-23897.
- [5] Rousseau, D., Berthelon, X., Frindel, C. (2017-submitted). BRP imaging a multicomponent speckle imaging. *Applied Optics*.

Sonder le désordre spatial des milieux avec les statistiques temporelles de la lumière

Myriam Zerrad, Gabriel Soriano, Ayman Ghabbach, Quentin Ailloud, et Claude Amra

Aix-Marseille Université, CNRS, Ecole Centrale Marseille, Institut Fresnel, UMR CNRS, Marseille, France
myriam.zerrad@fresnel.fr

La lumière partiellement polarisée transporte un désordre temporel dont les statistiques amènent à définir une matrice de cohérence et un degré de polarisation (dop). Lorsque ces statistiques temporelles interagissent avec un milieu spatialement désordonné, quelques résultats inattendus apparaissent à l'échelle du grain de speckle. A titre d'exemple, des phénomènes de repolarisation ont été mesurés pour des échantillons complexes sous éclairage incident non polarisé, résultat largement conforté a posteriori par la modélisation. Un tel effet local est temporel et le dop qui en résulte dans le speckle est élevé (0,75 en moyenne), avec un histogramme sous la forme 3dop^2 . Le gain de polarisation est lié à la structure microscopique et ne se produit que dans un régime de diffusion intense où la diffusion multiple domine en l'absence d'absorption. En conséquence, la lumière diffusée en régime fort ne peut pas être localement entièrement dépolarisée, et ce résultat demeure quelles que soient les conditions d'éclairement. L'effet de repolarisation révèle également une signature originale du milieu qui peut être utilisée pour l'identification ou la sécurité. Il résulte d'une recombinaison des modes de polarisation incidents sur chaque axe de polarisation de la lumière diffusée, avec un poids donné par les coefficients de diffusion croisés. La théorie électromagnétique et l'optique statistique seront ici couplées pour obtenir une description précise de tous ces effets.

La dépolarisation temporelle est plus classique en ce sens qu'elle est liée à la fenêtre spectrale du faisceau incident. Cependant, peu de données quantitatives sont accessibles pour quantifier ce processus en milieu désordonné, et une question subsiste quant au lien entre la structure du milieu et la largeur spectrale nécessaire à la dépolarisation. Ce phénomène peut être étudié avec un faisceau laser visible de bande passante proche de 1pm, éclairant un échantillon fortement désordonné. Un régime de diffusion intense est à nouveau nécessaire pour permettre aux coefficients de diffusion croisés de varier fortement au sein de la bande passante de la source, condition nécessaire à la dépolarisation. Il se crée ainsi une compétition entre les processus de repolarisation et de dépolarisation, qui peut être mise à profit pour annuler une lumière non polarisée au profit d'une lumière polarisée. Ce deuxième point sera détaillé en appui sur la modélisation et l'expérience.

La dépolarisation peut également résulter d'un moyennage spatial des signaux sur l'ouverture du récepteur. Le dop spatial résultant peut être calculé de manière analogue au dop temporel, mais il faut en considérer la nature multi-échelle, contrairement au dop temporel. De nombreuses mesures sont présentées pour une série d'échantillons de surface et de volume. Enfin, nous analysons le lien entre la dépolarisation spatiale et repolarisation temporelle.

Toutes les données mesurées sont issues d'un instrument dédié que nous avons développé pour mesurer les paramètres polarimétriques de la lumière diffusée à une échelle sub-speckle, sans mouvement mécanique. L'instrument s'appuie sur une technique d'ellipsométrie et donne accès avec une précision proche du 1%, au degré de polarisation et à l'état de polarisation associé dans chaque grain de speckle. Cet instrument fournit des histogrammes de dop d'échantillons présentant différents régimes de diffusion surfaciques et volumiques. Les applications concernent l'imagerie en milieu diffusant, l'éclairage, les capteurs, la télédétection, l'identification ou encore la défense ...

Ce travail a été réalisé grâce au soutien de l'agence nationale de la recherche (ANR), projet TraMEL

Pour plus de détails et quelques références: <http://conceptatfresnel.wixsite.com/tramel>

Decorrelation with wavelength shift as a way to image transport mean free path

Alesya Mikhailovskaya, Julien Fade, Axelle Amon, Jérôme Crassous

Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes1, 35 042 Rennes, France

alesya.mikhailovskaya@univ-rennes1.fr

We present a new method for imaging the transport mean free path (l^*) in disordered media based on the multi-speckle analysis of the scattered light [1]. Taking a laser with wavelength modulation as the illumination source, we can measure a signal decorrelation by varying the wavelength, and then deduce the value of l^* [2] (Fig. 1 a). The registration of the speckle pattern with a camera [3] makes it possible to resolve the correlation variations spatially and to obtain a map of l^* . We illustrate the method capabilities performing an experiment on the granular medium composed of two various kinds of glass beads with different values of l^* . The speckle pattern doesn't show any difference of scattered light from two zones (Fig. 1 b), whereas they can be easily recognized from the correlation map and the corresponding values of l^* can be retrieved (Fig. 1 c).

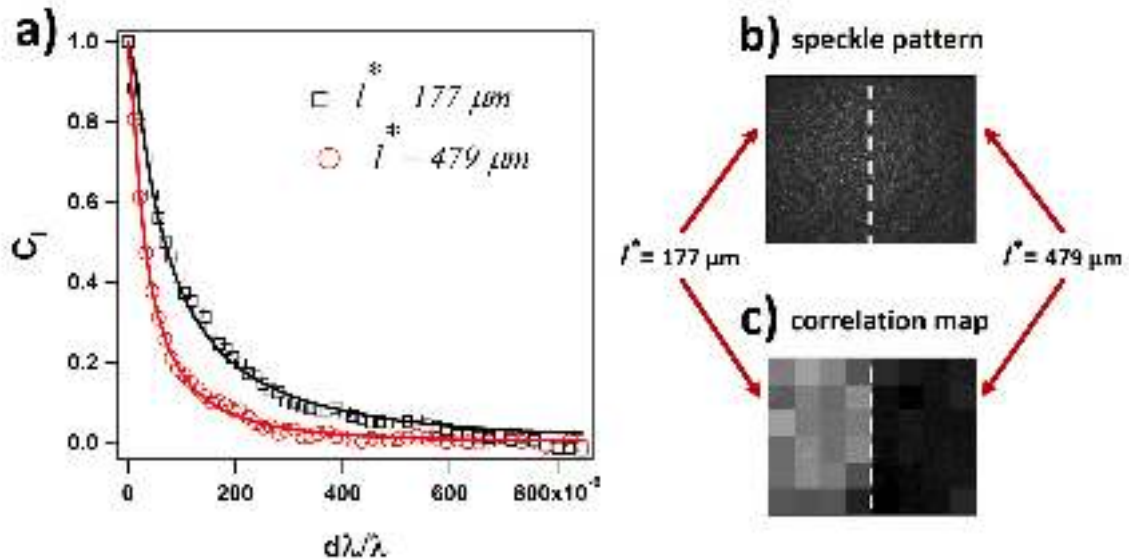


Fig. 1 : (a) Correlation function dependence on the laser wavelength variation of two different diffusing media; (b) the speckle pattern and (c) the corresponding correlation map of the sample containing these diffusing media

RÉFÉRENCES

- [1] V. Viasnoff, F. Lequeux, and D. J. Pine, "Multispeckle diffusing-wave spectroscopy : A tool to study slow relaxation and time-dependent dynamics," *Review of Scientific Instruments*, vol. 73, no. 6, p. 2336, 2002.
- [2] A. Z. Genack, "Fluctuations, correlations and average transport of electromagnetic radiation in random media," in *Scattering and Localization of Classical Waves in Random Media*, pp. 207–311, 1990.
- [3] M. Erpelding and A. Amon, "Diffusive wave spectroscopy applied to the spatially resolved deformation of a solid," *Physical Review E*, vol. 78, p. 046104, 2008.

Imagerie de la micro-vascularisation par speckle dynamique dépolarisé : application à l'étude du mélanome dans un modèle murin

X. Orlik¹, J. Dupont² et M. Golzio²

ONERA, 2 avenue Edouard Belin 31055 Toulouse
CNRS-IPBS, 205 route de Narbonne, 31400 Toulouse

xavier.orlik@onera.fr

Nous proposons une méthode d'imagerie de la micro vascularisation générée à partir du contraste d'un speckle dynamique issu d'une illumination cohérente et entièrement polarisée. L'évolution temporelle du speckle est dictée par les mouvements micro et submicroniques des zones rétrodiffusant la lumière cohérente d'illumination, qui sont majoritairement les éléments figurés du sang. Par rapport aux méthodes connues d'imagerie de speckle dynamique, nous utilisons en plus la polarimétrie de la lumière afin d'optimiser le signal issu du volume. En effet, **les diffusions surfaciques** détectées sont fortement réduites par la présence d'un polariseur en détection dont l'axe propre est placé de manière orthogonale à l'état polarimétrique d'illumination. **Le signal issu du volume** est constitué quant à lui de diffusions multiples qui portent la quasi-totalité des états polarimétriques. Ce dernier signal traverse donc partiellement le polariseur en détection et génère un speckle issu essentiellement de multi-diffusions. Son contraste est d'autant plus faible que le speckle évolue rapidement à l'échelle du temps d'intégration du pixel de la caméra CCD. Par l'acquisition d'une centaine d'images de ce speckle dépolarisé spatialement, avec des temps d'intégrations de quelques ms et un moyennage sur 2x2 pixels, nous générons une image de contraste global qui fait apparaître la micro vascularisation tumorale dans un modèle murin. Un exemple est proposé sur la figure ci-dessous.

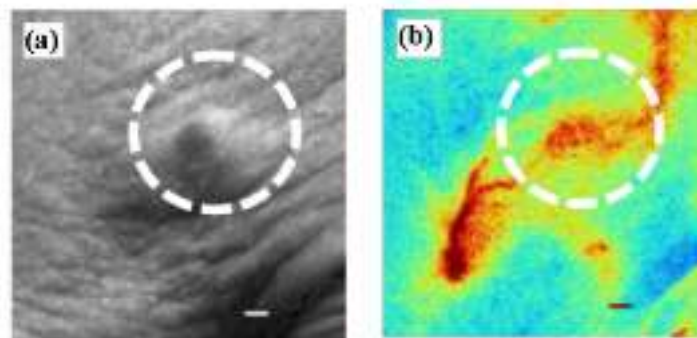


Fig. Mélanome murin (B16) observé à J0+6 (a) en lumière blanche et (b) en imagerie de speckle dynamique dépolarisé spatialement.

Tandis que l'image (a) en lumière blanche dévoile une petite grosseur d'à peine 2 mm de diamètre qui n'est pas encore colorée en noire par la présence de mélanine, l'imagerie de speckle dynamique dépolarisée (b) dévoile 2 axes de micro vascularisation qui nourrissent une pelote de vaisseaux centrée sur le mélanome témoignant d'une angiogenèse tumorale.

La détection de la micro vascularisation tumorale par cette méthode semble donc particulièrement précoce. Les applications potentielles sont multiples : reconnaissance précoce mélanome/naevus, étude et compréhension de l'établissement de la micro vascularisation tumorale, étude en direct de l'effet de médicaments anti cancéreux (anti-angiogéniques, médicaments de thérapie métabolique, chimiothérapies...) ou de radiations thérapeutiques (rayons X, γ).

Novel optical coherence tomography approaches for high-resolution biomedical imaging

Arnaud Dubois¹, Jonas Ogien¹, Arthur Davis¹, Olivier Levecq², Hicham Azimani², David Siret²

¹ Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Saclay, 91127 Palaiseau Cedex, France

² DAMAE Medical, 28 rue de Turbigo, 75003 Paris, France

arnaud.dubois@institutoptique.fr

Optical coherence tomography (OCT) is an established technique for cross-sectional imaging of biological tissues with micrometer-scale spatial resolution [1]. Commercially available OCT systems are employed in diverse medical applications, notably in [ophthalmology](#). OCT has also begun to be used in interventional [cardiology](#) and has shown promise in [dermatology](#) to improve the diagnostic process.

Imaging at high spatial resolution with OCT is of particular interest to resolve subtle morphological changes of tissues for early diagnosis of diseases including skin cancers. Since the introduction of OCT, significant progress in the spatial resolution of OCT images has been achieved.

Two novel approaches of OCT for high spatial resolution imaging in dermatology will be presented in this talk: Full-Field Optical Coherence Microscopy (FF-OCM) and Line-field Confocal Optical Coherence Tomography (LC-OCT).

FF-OCM is based on low-coherence interference microscopy, using full-field illumination with a low-coherence light source (a broadband light-emitting diode - LED) and detection with an area camera to acquire *en face* tomographic images [2]. FF-OCM benefits from the transverse imaging resolution of optical microscopy ($\sim 1.0 \mu\text{m}$) along with the capacity of optical axial sectioning at micrometer-scale resolution [3].

LC-OCT was introduced recently for high-resolution B-scan imaging in real-time. The technique is based on line illumination and detection using broadband spatially coherent light (generated by a supercontinuum laser) and a line-scan camera in a two-beam interference microscope. Isotropic spatial resolution of $\sim 1.0 \mu\text{m}$ (transverse axial) is achieved. *In vivo* cellular-level resolution imaging of human skin is demonstrated at 15 frames/s with a penetration depth of $\sim 500 \mu\text{m}$ (see Figure 1).

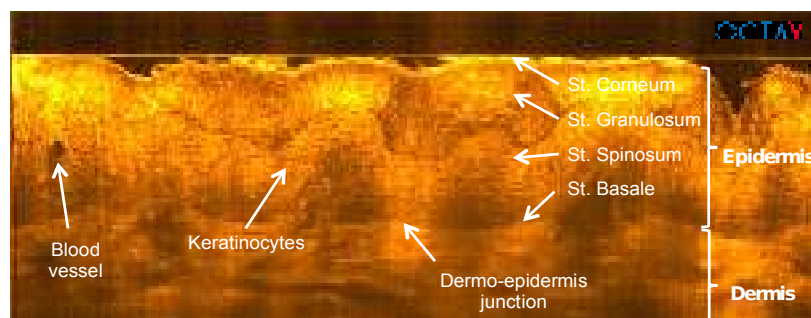


Figure 1: LC-OCT image of human skin, *in vivo*. Field size = 1 mm.

REFERENCES

- [1] A. M. Zysk et al., "Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside," J Biomed Opt 12, (2007).
- [2] A. Dubois, Handbook of full-field optical coherence microscopy, technology and applications (Pan Stanford Publishing, USA, 2016).
- [3] J. Ogien, A. Dubois, "High-resolution full-field optical coherence microscopy using a broadband light-emitting diode," Opt. Express 24, 9922 (2016)

Détection d'agrégat sanguin en micro vascularisation par imagerie photoacoustique à résolution optique

Olivier Jacquin¹, Eric Lacot¹, Mehdi Inglebert¹; Olivier Hugon¹, Boudewijn van der Sanden²

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

² INSERM U1205, CEA/Grenoble, 38054 Grenoble, France

olivier.jacquin@univ-grenoble-alpes.fr

Le sang est un fluide complexe dont la composition et les caractéristiques physiques nous renseignent sur l'état de santé d'un patient. La rhéologie du sang peut être modifiée par le phénomène d'agrégation de globules rouges qui à l'origine de la coagulation lorsque le sang est au repos, mais qui peut également se produire dans la circulation à l'occasion de certaines pathologies. Des agrégats trop gros et trop nombreux peuvent provoquer des complications circulatoires entraînant un défaut de perfusion de certains tissus, risquant à terme leur nécrose. Leur surveillance est donc un enjeu important de santé. Nous avons pour cela réalisé un imageur photo-acoustique [1] permettant de réaliser des mesures en continu de micro vaisseaux sanguins de façon non invasive et sans marqueur spécifique.

Pour avoir une mesure continue, nous avons réalisé un imageur photo-acoustique en régime fréquentiel [2], utilisant une diode laser modulée en puissance. Cependant ce type d'imageur nécessite des puissances optiques moyennes beaucoup plus importantes qu'en régime impulsionnel. Afin de limiter cette puissance pour ne pas détériorer les tissus biologiques, nous avons optimisé au maximum les processus de génération et de détection du signal photoacoustique. Pour obtenir une résolution optique permettant d'imager des micro vaisseaux sanguins et de distinguer un globule rouge (de dimension $\sim 10\mu\text{m}$) d'un agrégat (dimension $>15\mu\text{m}$), nous avons couplé cet imageur photoacoustique à un microscope optique de grande ouverture numérique.

Cette imageur nous a permis de réaliser des images in vivo de vascularisation d'oreille souris à quelques centaines de micromètres de profondeur avec une résolution micrométrique. Nous avons réalisé ces mesures avant et après injection de Dextran 500 (solution qui permet générer des agrégats sanguins), il est alors clairement apparu une augmentation significative du signal photoacoustique au niveau de bifurcation de vaisseaux sanguins après injection. Ces résultats sont extrêmement encourageants et sont à notre connaissance inédit en régime fréquentiel.

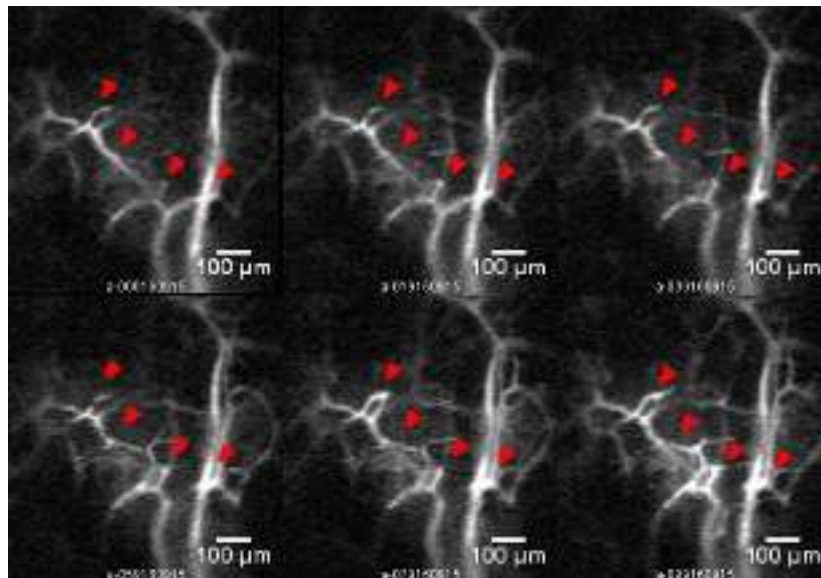


Figure 1 : Imagerie photoacoustique de l'oreille de souris Nude, A) Montage du film de perfusion sanguine réalisé après injection de 12mg de Dextran 500 kDa (flèches = exemples de bifurcation où le signal augmente au cours du temps).

RÉFÉRENCES

- [1] Paul Beard, "Biomedical photoacoustic imaging", Interface Focus, Vol.1, 602-631 (2011)
- [2] Peter LeBoulluec, Hanli Liu, and Baohong Yuan, "A cost-efficient frequency-domain photoacoustic imaging system", American Journal of Physics 81, 712 (2013)

Spatial frequency domain imaging

Swapnesh Panigrahi, Manon Schmidt, Sylvain Gioux

ICube, Institut de Physique Biologique, 67085 Strasbourg, France

swapnesh.panigrahi@gmail.com

Wide-field measurement of optical properties in real-time has various application in the field of image guided surgery, health monitoring and diagnostics. In this work, structured light is used to illuminate tissue and simultaneously estimate the absorption coefficient (μ_a) and reduced scattering coefficient (μ_s') using a conventional camera. It is known from theory and experiments that the diffuse reflectance of tissues is a function of its optical properties [1]. When a sinusoidal patterned light is projected on the tissues the diffuse reflectance also depends on the spatial frequency of the structured light [1]. Since light absorption and scattering through tissues can be modeled using either Monte-Carlo (MC) simulations or approximated by diffusion theory, the recorded diffused reflectance can be computationally inverted to estimate the optical properties [1].

In this work, we present such an imaging system capable of quantitatively measuring wide-field optical properties in realtime. Realtime imaging is achieved by illuminating the tissue with a single phase sinusoidal structured light (as shown in Fig.1[a]) and using Fourier transform to obtain the diffuse reflectance at each pixel for two frequencies [2]. The reflectance at each frequency is then inverted to obtain μ_a and μ_s' (Fig.1 [b] and [c], respectively) maps using a lookup table (LUT) method. The look up table of diffuse reflectance to optical properties is pre-generated from a MC simulation for various values of μ_a and μ_s' . Using a pre-computed LUT reduces the computational time drastically compared to non-linear least-square fitting at each pixel.

Since the computation of the optical properties use fast fourier transforms for demodulation and LUT search for solving the inverse problem, optimizing these computations can provide fast estimation. Owing to this, various optimization methods and image quality enhancement strategies are explored. Such an imaging system can then used during surgery to provide quantitative information about blood oxygenation in realtime.

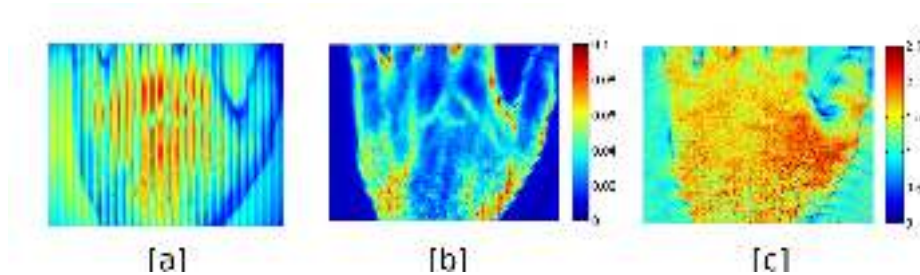


Figure 1 : [a] Single phase sinusoidal pattern illumination. [b] Estimation of μ_a (per mm) [c] Estimation of μ_s' (per mm).

RÉFÉRENCES

- [1] Cuccia DJ, Bevilacqua F, Durkin AJ, Ayers FR, Tromberg BJ., “Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging,” *J Biomed Opt.* 14(2):024012, 2009.
- [2] Vervandier, Jean, and Sylvain Gioux. “Single Snapshot Imaging of Optical Properties.” *Biomedical Optics Express* 4.12 (2013): 2938–2944. PMC. Web. 30 Jan. 2017.

Contraste multimodal en milieu diffusant par microscopie à éclairage incohérent

Daria Andreoli¹, Clément Apelian^{1,2}, A. Claude Boccara¹

¹ Institut Langevin ESPCI, 1 rue Jussieu, 75005 Paris, France

² LLTech Pépinière Paris Santé Cochin, 29 rue de Faubourg Saint Jacques, 75014 Paris, France

daria.andreoli@espci.fr

Nous nous intéressons ici à développer un système qui puisse coupler un endoscope commercial avec des méthodes d'imagerie par éclairage incohérent. Ce type de sonde rigide constitue un outil pour le médecin à la fois pour guider son geste chirurgical mais aussi pour établir un diagnostic in situ sur les organes internes comme le sein, le rein, le foie ou la prostate. Cette sonde doit permettre une évaluation immédiate et peu invasive du stade de développement des tumeurs et se situer en amont des diagnostics basés sur les biopsies qui sont pratiquées aujourd'hui [1,2].

Les endoscopes commerciaux, qui permettent aux médecins une vision directe (oculaire ou couplée à une caméra), utilisent un éclairage incohérent latéral. La faible quantité de lumière émise par les couches profondes du tissu vers le canal image de l'endoscope provient de la rétrodiffusion de l'éclairage latéral.

Nous présentons ici un système capable d'imager en 3D des biopsies par lumière incohérente à la fois par détection de lumière balistique (*Full-Field Optical Coherence Microscopy* – FF-OCM) [3] et par détection de lumière qui a été multiplement rétrodiffusée par l'échantillon (*Oblique Back-illumination Microscopy* – OBM) [4]. Ces deux techniques d'imagerie permettent non seulement leur mise en œuvre sur des systèmes à éclairage latéral comme les endoscopes commerciaux, mais aussi d'accéder à des contrastes différents et d'enrichir aussi l'image en profondeur pour le diagnostic des tumeurs des organes internes.

Cette imagerie de contraste multimodal est obtenue par un double système d'éclairage dans un microscope d'OCT plein champ. L'imagerie FF-OBM utilise deux LEDs (660nm, $\Delta\lambda=20\text{nm}$) fibrées, positionnée dans le plan de Fourier d'une lentille de $f=35\text{mm}$ à l'entrée du microscope. Les fibres sont espacées de telle sorte que leurs images après traversée du microscope soient imagées en bordure extérieure du champ de la caméra. Une troisième LED (660nm, $\Delta\lambda=20\text{nm}$) fibrée est utilisée pour l'imagerie OCT plein champ. Elle est placée au milieu des deux autres fibres et donc dans le champ de la caméra et décalée sur l'axe optique de manière à obtenir un éclairage quasi-homogène de l'échantillon.

Avec ce montage, nous avons fait la preuve de principe du système d'imagerie multimodale à éclairage incohérent en imageant *ex vivo* des échantillons issus d'organes comme le pancréas, le tissu conjonctif de l'omoplate, le rein chez le rat et des échantillons sains et cancéreux comme des tissus humains de sein et de peau. Les images OCT plein champ ont une résolution axiale de l'ordre de $5\mu\text{m}$ donnée par longueur de cohérence de la source [3], alors que les images OBM ont une résolution axiale de l'ordre de $10\mu\text{m}$ donnée par la profondeur de champ de l'objectif imageur. La résolution transverse est, dans les deux techniques d'imagerie, donnée par celle du microscope [3,4].

Nous avons enregistré et comparé des images 3D jusqu'à une profondeur de $300\mu\text{m}$ réalisées par les deux méthodes et montrer aussi les premiers résultats d'imagerie par contraste multimodal endogène sur des tissus biologiques.

RÉFÉRENCES

- [1] A. Latrive and C. Boccara, "In vivo and in situ cellular imaging full-field optical coherence tomography with a rigid endoscopic probe", *Biomed. Optics Exp.* 2 (10), 2897-2904, 2011.
- [2] E. Benoît à la Guillaume, *et al.*, "High-resolution handheld rigid endomicroscope based on full-field optical coherence tomography", *J. Biomed. Opt.* 21(2), 026005, 2016.
- [3] A. Dubois, *et al.* "Hight-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope", *Applied optics* 41 (4), 805-812, 2002.
- [4] TN Ford, *et al.* "Phase-gradient microscopy in thick tissue with oblique back-illumination", *Nature Methods*, 9 (12), 1195-1197, 2012

Vers la correction d'aberrations nanométriques pendant les observations pour l'imagerie d'exoplanètes : premiers résultats expérimentaux

Olivier Herscovici-Schiller¹, Laurent M. Mugnier¹ et Jean-François Sauvage^{1,2}

¹ ONERA, the French Aerospace Lab

² Laboratoire d'astrophysique de Marseille, UMR 7326 CNRS-Aix-Marseille Université

olivier.herscovici@onera.fr

La chasse aux exoplanètes constitue un domaine très actif de l'astronomie depuis une vingtaine d'années. La détection directe d'exoplanètes permet une caractérisation fine de celles-ci, mais la tâche est rendue difficile par la faible séparation angulaire et par le très haut contraste entre la planète et son étoile. Depuis 2014, deux systèmes au sol, tous deux équipés d'une optique adaptative extrême et de coronographes, sont consacrés à cet objectif : SPHERE sur le Very Large Telescope et GPI sur Gemini-Sud. Or la détection directe d'exoplanètes est limitée par les tavelures qui sont présentes dans les images scientifiques, tavelures engendrées par des aberrations quasi-statiques du système optique. Comme chaque nanomètre d'aberration compte, il est indispensable de ne pas introduire d'aberrations différentielles entre le capteur scientifique et l'analyseur de surface d'onde (ASO). C'est pourquoi on utilise directement le capteur scientifique comme ASO.

Nous présentons un nouvel ASO capable d'estimer les aberrations quasi-statiques en présence de résidus turbulents qui ne seraient pas corrigés par l'optique adaptative du télescope. Cet ASO se base sur une extension de COFFEE, la diversité de phase coronographique, qui est déjà validée en laboratoire [1].

Formellement, COFFEE s'appuie sur une méthode de maximum *a posteriori*. Par conséquent, COFFEE a besoin d'un modèle de la réponse impulsienne (PSF) du système optique. Or, le modèle de PSF utilisé par COFFEE ne tenait pas compte de la turbulence atmosphérique résiduelle, ce qui lui interdisait de réaliser des estimations sur ciel. Cependant, les aberrations quasi-statiques évoluent au cours de la nuit, et il faut donc les compenser pendant les observations. Nous avons donc étendu au cas d'un système coronographique la formule de F. Roddier qui donne la PSF longue pose d'un télescope en présence de turbulence.

Dans cette présentation, nous détaillerons la structure physique de la PSF longue pose d'un télescope coronographique en présence de turbulence. Nous montrerons en quoi cette expression étend celle de F. Roddier pour l'imagerie non-coronographique, et comment elle pourrait servir dans (au moins) trois cadres différents, à savoir : la conception, la simulation et l'optimisation d'instruments coronographiques ; l'analyse des aberrations quasi-statiques, qui sont l'objet de cette présentation ; et enfin le traitement des images à très haut contraste, qui est essentiel à la détection et à la caractérisation d'exoplanètes

Nous expliquerons comment nous avons intégré le modèle de PSF longue pose coronographique dans COFFEE [2]. Nous présenterons également des simulations avec des paramètres réalistes qui nous permettent d'explorer les performances de COFFEE et sa sensibilité à divers paramètres.

Enfin, nous présenterons la première validation en laboratoire de la diversité de phase coronographique en présence de turbulence. C'est le fruit d'un travail accompli sur le banc MITHIC du LAM, qui est équipé d'un coronographe et d'un système de disques tournant qui simulent la turbulence atmosphérique résiduelle.

En conclusion, cette présentation montre tant du point de vue théorique que du point de vue expérimental que COFFEE, la diversité de phase coronographique, permet l'analyse de surface d'onde sur un instrument coronographique en présence de résidus de turbulence non corrigés par l'optique adaptative.

RÉFÉRENCES

- [1] B. Paul, J.-F. Sauvage, L. M. Mugnier, K. Dohlen, C. Petit, T. Fusco, D. Mouillet, J.-L. Beuzit, and M. Ferrari, "Compensation of high-order quasi-static aberrations on SPHERE with the coronagraphic phase diversity COFFEE," *Astronomy and Astrophysics*, vol. 572, p. A32, Nov. 2014.
- [2] O. Herscovici-Schiller, L. M. Mugnier, and J.-F. Sauvage, "An analytic expression for coronagraphic imaging through turbulence. Application to on-sky coronagraphic phase diversity," *Mon. Not. Roy. Astron. Soc. Lett.*, vol. 467, no. 1, pp. L105–L109, 2017.

Apport de l'imagerie infrarouge par somme de fréquences pour la détection de cibles à longue distance

Romain Demur^{1,2}, Arnaud Grisard¹, Loïc Morvan¹, Eric Lallier¹, Nicolas Treps², Claude Fabre²

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

² *Laboratoire Kastler Brossel, UPMC-Sorbonne universités, CNRS, ENS-PSL Research University, Collège de France; 4 place Jussieu, 75252 Paris, France*

romain.demur@thalesgroup.com

Les performances des détecteurs du proche au lointain infrarouge sont en général inférieures à celles des détecteurs opérant dans le visible en termes notamment de résolution, de bruit et de sensibilité. Ainsi, la conversion de fréquence vers le visible avec des matériaux optiques non-linéaires appropriés permet de visualiser des images infrarouges à l'aide de caméras silicium CCD ou CMOS et donc de bénéficier d'un surcroît de performances. Cette idée remonte aux débuts de l'optique non-linéaire [1], mais le développement récent des matériaux non-linéaires d'ordre 2 à quasi-accord de phase permet d'envisager des gains significatifs sur les efficacités de détection [2]. On peut ainsi espérer augmenter la portée des systèmes d'imagerie active, qui fonctionnent généralement à des longueurs d'ondes autour de 1,5 μm pour des raisons de sécurité oculaire et de transmission atmosphérique.

Dans le travail présenté ici, nous avons choisi d'étudier la conversion d'images d'une mire USAF éclairée à 1561 nm, vers 632 nm. La conversion est réalisée par somme de fréquences à partir d'un laser de pompe impulsif à 1064 nm, au moyen d'un cristal de niobate de lithium à polarisation périodique (PPLN) dopé avec 5% de MgO de 20 mm de long et de 1 mm d'épaisseur. En sortie du cristal, le signal converti est séparé du faisceau pompe et des signaux de conversion parasites par une série de lames dichroïques et de filtres passe-bande.

Les lentilles pour la formation des images sont placées de sorte à avoir un système 4-f : la mire est située dans le plan focal d'une première lentille et la caméra CCD, utilisée pour l'observation des images converties, dans le plan focal d'une seconde lentille. La conversion est alors effectuée dans le plan de Fourier de l'image. La résolution de l'image est dépendante du diamètre du faisceau pompe et le champ de l'image est donné par l'acceptance angulaire de l'accord de phase. Un exemple d'image obtenue par somme de fréquence est donné en Figure 1.

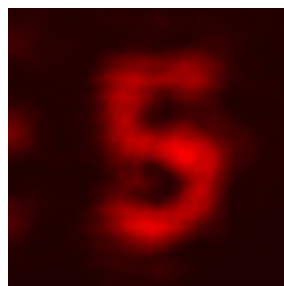


Figure 1 : Image convertie observée avec une caméra CCD d'une mire USAF éclairée à 1,5 μm .

Les performances obtenues en termes de champ et de résolution des images converties sont cohérentes avec les simulations numériques effectuées. Ces performances sont de plus en adéquation avec les caractéristiques requises pour la détection de cibles à longue distance.

REFERENCES

- [1] J. E. Midwinter, "Image conversion from 1.6 μ to the visible in lithium niobate," *Applied Physics Letters*, vol. 12, no 3, p. 68-70, 1968.
- [2] J. S. Dam, P. Tidemand-Lichtenberg and C. Pedersen, "Room-temperature mid-infrared single-photon spectral imaging," *Nature photonics*, vol. 6, no 11, p. 788-793, 2012.

Une ligne à délai ultra rapide pour l'imagerie non linéaire

Xavier Audier¹, Naveen Balla¹, Hervé Rigneault¹

¹ Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France

xavier.audier@fresnel.fr, herve.rigneault@fresnel.fr

Que ce soit pour des problématiques spatiales, temporelles, ou spectrales, la vitesse d'acquisition est souvent limitée par la capacité d'un appareil à balayer une plage de valeurs en un temps record. Ici nous abordons les problématiques temporelles et spectrales de la microscopie non linéaire grâce à une ligne à délai optique ultra rapide.

Cette ligne à délai est un filtre dispersif acousto-optique (AOPDF, Dazzler Fastlite). Ce système a récemment été utilisé comme ligne à délai rapide et robuste pour scanner un intervalle de 6ps à un taux de répétition de 34kHz [1]. En l'associant à un système de détection synchrone nous avons récemment montré l'application de cette technologie à la spectroscopie pompe-sonde [2]. Avec une telle vitesse d'acquisition nous réalisons des mesures ponctuelles en 35 μ s sur des échantillons homogènes, ainsi que des images pompe-sonde résolues en temps sur un champ de vue de 100 μ m/100pxl en moins d'une seconde. La faisabilité de telles mesures a été démontrée sur une expérience de discrimination d'un mélange de pigments (Fig 1).

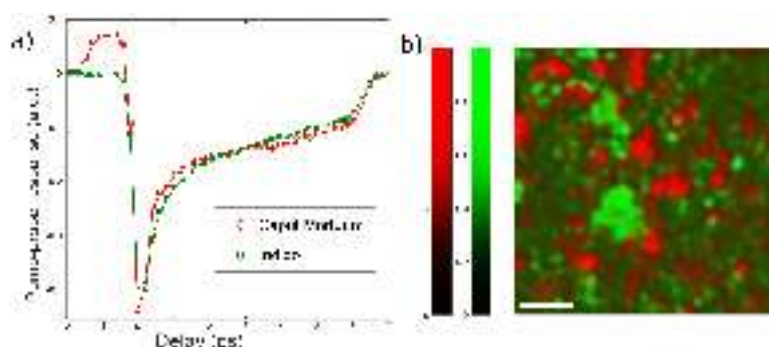


Fig. 1 : a) Signature pompe-sonde de deux pigments. b) Image pompe-sonde d'un mélange de Caput Mortuum (rouge) et d'Indigo (vert) projetée sur les composantes correspondantes. L'échelle mesure 20 μ m, les concentrations sont normalisées.

De plus nous rapportons ici comment cette même ligne à délai peut être utilisée pour parcourir les différentes fréquences d'un spectre dans le cas d'imagerie hyperspectrale en spectroscopie Raman stimulée grâce à la technique de focalisation spectrale [3]. La spectroscopie Raman stimulée permet une imagerie sans marqueur en sondant les niveaux d'énergie vibrationnelle de molécules. En utilisant la focalisation spectrale il est possible de changer le niveau d'énergie sondé en changeant le délai entre le laser de pompe et le laser Stokes. Avec l'AOPDF nous acquérons un spectre dans la gamme de nombre d'onde 2850-3050 cm^{-1} en 35 μ s. Nous appliquons cette méthode pour imager et séparer spectralement des billes micrométriques de polystyrène et de poly(méthacrylate de méthyle) (PMMA) sur un champ de vue de 100 μ m en moins d'une seconde.

Nous explorons ensuite la pertinence de cette approche pour réaliser des images de cellules et de tissus en discriminant les contributions respectives des liaisons CH₂ associées aux lipides et CH₃ associées aux protéines.

RÉFÉRENCES

- [1] O. Schubert, M. Eisele, V. Crozatier, N. Forget, D. Kaplan, and R. Huber, "Rapid-scan acousto-optical delay line with 34 kHz scan rate and 15 as precision.," *Optics Letters*, vol. 38, pp. 2907–2910, aug 2013.
- [2] X. Audier, N. Balla, and H. Rigneault, "Pump-probe micro-spectroscopy by means of an ultra-fast acousto-optics delay line," *Optics Letters*, vol. 42, no. 2, pp. 294–297, 2017.
- [3] T. Hellerer, A. M. Enejder, and A. Zumbusch, "Spectral focusing : High spectral resolution spectroscopy with broad-bandwidth laser pulses," *Applied Physics Letters*, vol. 85, no. 1, pp. 25–27, 2004.

Imagerie polarimétrique de Mueller *in vivo* du col utérin

Jérémy Vizet¹, Jean Rehbinder¹, Stanislas Deby¹, Stéphane Roussel¹, André Nazac², Ranya Soufan³, Catherine Genestie³, Christine Haie-Meder⁴, Hervé Fernandez⁵, François Moreau¹, Angelo Pierangelo¹

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

² Department of Obstetrics and Gynecology, University Hospital Brugmann, Université Libre de Bruxelles, Belgium

³ Institut Gustave Roussy, Service d'anatomie pathologique gynécologique, Villejuif, France

⁴ Institut Gustave Roussy, Service de Curiothérapie, Villejuif, France

⁵ Service de Gynécologie Obstétrique, CHU de Bicêtre AP-HP, Le Kremlin-Bicêtre, France

angelo.pierangelo@polytechnique.edu

Le cancer du col utérin représente un problème de santé majeur car il occupe la deuxième place dans la liste des cancers les plus fréquents chez la femme avec environ 275 000 décès chaque année dans le monde. La détection de cette pathologie à un stade précoce par le dépistage est primordiale pour guérir les patientes, car si les lésions malignes sont détectées préalablement au stade du cancer invasif (lésions précancéreuses), elles peuvent être retirées intégralement grâce à un acte chirurgical léger (conisation). La colposcopie (observation du col utérin de la patiente à l'aide d'un microscope à faible grossissement et à longue distance de travail nommé colposcope) joue un rôle essentiel pour la localisation spatiale des lésions précancéreuses et la définition des marges d'exérèse. Cependant, bien que largement utilisée dans le cadre clinique, cette technique demeure peu efficace [1]. L'imagerie polarimétrique de Mueller est une technique très prometteuse pour améliorer considérablement les performances de la colposcopie classique, car elle a montré sa capacité à révéler des contrastes imperceptibles à l'œil nu entre des lésions précancéreuses et des tissus sains sur des échantillons *ex vivo* [2, 3]. Toutefois, la mise en œuvre de cette technique pour l'imagerie *in vivo* des organes internes du corps humain reste un défi, car elle requiert la réalisation d'un polarimètre compact qui permet la prise rapide d'au moins 16 images d'intensité nécessaires à la détermination de la matrice de Mueller du tissu exploré. Dans cette communication, nous présentons le tout premier prototype d'un Colposcope Polarimétrique de Mueller (CPM) dédié à l'analyse *in vivo* du col utérin. Le CPM permet l'acquisition d'images polarimétriques de Mueller complètes à 550 nm dans un temps suffisamment réduit (1,6 s) pour éliminer les flous de bougé dus aux mouvements des patientes. Des exemples d'images polarimétriques extraites de la matrice de Mueller d'un col utérin sain mesurée avec le CPM sont montrés en Figure 1.

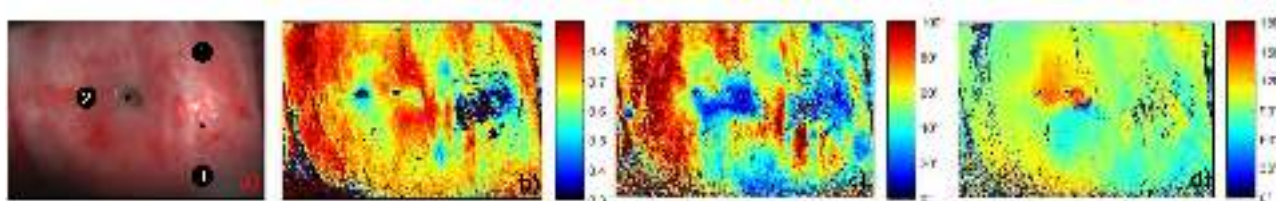


Fig. 1: a) Image RGB d'un col utérin sain analysé *in vivo* (1 : exocol, 2 : orifice endocervical, 3 : réflexions spéculaires); b), c) et d) : Images polarimétriques respectives de la dépolarisation, du retard de phase linéaire, et de l'orientation des axes neutres de la biréfringence linéaire du col utérin présenté en Fig 1a).

RÉFÉRENCES

- [1] L. S. Massad and Y. C. Collins, "Strength of correlations between colposcopic impression and biopsy histology," *Gynecologic Oncology*, vol. 89, no. 3, pp. 424–428, 2003.
- [2] A. Pierangelo, A. Nazac, A. Benali, P. Validire, H. Cohen, T. Novikova, B. H. Ibrahim, S. Manhas, C. Fallet, M.-R. Antonelli, and A.-D. Martino, "Polarimetric imaging of uterine cervix : a case study," *Optics Express*, vol. 21, no. 12, pp. 14120–14130, 2013.
- [3] J. Rehbinder, H. Haddad, S. Deby, B. Teig, A. Nazac, T. Novikova, A. Pierangelo, and F. Moreau, "Ex vivo mueller polarimetric imaging of the uterine cervix : a first statistical evaluation," *Journal of Biomedical Optics*, no. 7, p. 071113.

Démonstrateur d'imagerie polarimétrique active par brisure d'orthogonalité à 1,55 μm

François Parnet, Julien Fade, Noé Ortega-Quijano, Goulc'hén Loas, Ludovic Frein, Mehdi Alouini

Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1, CNRS, 263 av. Général Leclerc, 35042 Rennes, France
francois.parnet@univ-rennes1.fr

L'imagerie polarimétrique permet, pour de nombreuses applications, de mettre en évidence des zones dont les propriétés polarimétriques diffèrent et de révéler parfois des contrastes invisibles aux imageurs d'intensité classiques [1]. Dans le cadre de la détection de cibles à longue distance, le défi réside généralement dans la mise en évidence d'objets manufacturés peu dépolarisants et dissimulés dans un environnement naturel qui, lui, dépolarise fortement la lumière. Différents systèmes imageurs actifs, basés sur l'illumination polarisée d'une scène et l'analyse de la lumière réfléchie, ont été conçus ces dernières années pour répondre à cet enjeu. Nous étudions dans ce contexte la pertinence d'une technique alternative, la brisure d'orthogonalité, qui s'appuie sur la mise en forme d'un faisceau bi-fréquence bi-polarisation et qui permet d'obtenir un contraste polarimétrique en une seule mesure [2,3].

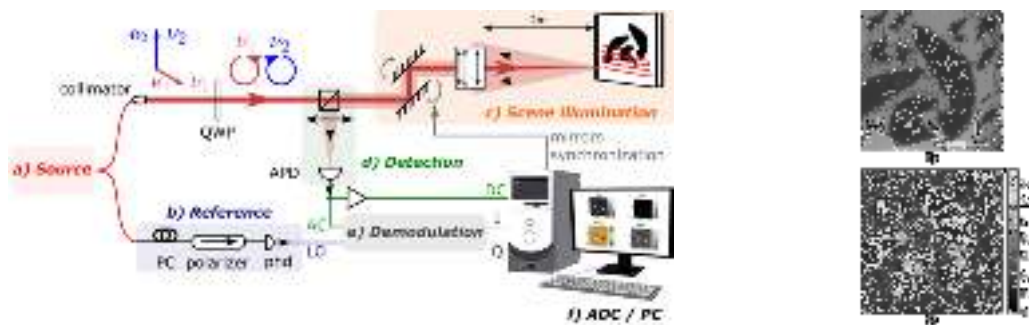


Figure 1 : (Gauche) Schéma du démonstrateur d'imagerie polarimétrique active. (Droite) a) Image proche infrarouge de la cible. b) Image du contraste polarimétrique obtenue avec le démonstrateur.

Nous présenterons un démonstrateur d'imagerie polarimétrique active espace libre à 1,55 μm basé sur la technique de brisure d'orthogonalité [4]. Au moyen d'un jeu de deux miroirs galvanométriques et de lentilles, le faisceau est focalisé et déplacé sur la scène, placée à deux mètres. Le faisceau est partiellement rétrodiffusé vers le système optique puis détecté par une photodiode (APD) dont l'intensité comprend une partie continue et une partie modulée directement reliée au comportement polarimétrique de la scène. Un seul balayage de la scène suffit à obtenir une image de contraste polarimétrique, calculée à partir des images brutes, en un temps de mesure limité (~ 1 s). En utilisant des scènes test en laboratoire, nous dresserons une analyse comparée des capacités, performances et inconvénients de cette technique par rapport à une approche plein champ multi-acquisitions standard.

RÉFÉRENCES

- [1] F. Snik et al, "An overview of polarimetric sensing techniques and technology with applications to different research fields," *Proc. SPIE* 9099 (2014).
- [2] J. Fade and M. Alouini, "Depolarization Remote Sensing by Orthogonality Breaking," *Phys. Rev. Lett.*, vol. 109, no.4, pp. 043901 (2012).
- [3] N. Ortega-Quijano, J. Fade, M. Roche, F. Parnet and M. Alouini, "Orthogonality-breaking sensing model based on the instantaneous Stokes vector and the Mueller calculus," *JOSA A*, vol. 33, no. 4, pp. 434-446, 2016.
- [4] F. Parnet, J. Fade, N. Ortega-Quijano, G. Loas, L. Frein and M. Alouini, "1.55 μm free-space active polarimetric imager by orthogonality breaking sensing", *Opt. Lett.*, Early Posting january 2017.

Méthode de séparation de sources appliquée aux données géoradar

Guillaume Terrasse¹, Jean-Marie Nicolas¹, Emmanuel Trounev²

¹ LTCI, Télécom ParisTech, Université Paris-Saclay, 75013, Paris, France

² LISTIC, Polytech Annecy Chambéry, Université Savoie Mont-Blanc, 74944, Annecy-le-Vieux, France

guillaume.terrasse@telecom-paristech.fr

Introduction. Les imprécisions sur le positionnement des réseaux de gaz ont entraîné des accidents graves lors de travaux causant plusieurs victimes comme ce fut le cas à Bondy et Noisy-Le-Sec en 2007 et ainsi qu'à Lyon en 2008. Les professionnels des travaux de voirie ont alors besoin d'un outil performant permettant de localiser avec précision et de manière non destructive les canalisations enterrées. Dans ce contexte, nos travaux visent à proposer une méthode simple de détection des réseaux à partir d'une technologie existante : *le géoradar*.

Données géoradar. Le géoradar est équipé d'une antenne émettrice et réceptrice placées à la surface du sol. L'antenne émet une onde électromagnétique à haute fréquence dans le sol (de 100MHz à 2GHz). Lorsque l'onde rencontre une discontinuité, une partie de l'énergie est réfléchiée et une autre transmise. L'ensemble des ondes réfléchies parvenant jusqu'à l'antenne réceptrice est enregistré en fonction du temps. À chaque impulsion émise, une réponse que l'on appelle trace, est stockée sous forme de signal 1D. L'opérateur, en déplaçant le géoradar va collecter un ensemble de traces qui formeront un radargramme c'est-à-dire une carte des réflexions de l'onde dans le sous-sol. La forme de l'ensemble des réflexions qui apparaissent sur le radargramme ainsi que leurs intensités nous donnent une indication sur la nature de l'objet. Une forme hyperbolique nous indique la présence d'un objet "ponctuel" situé au niveau de l'apex. Cela pourrait être une pierre ou le franchissement perpendiculaire d'une canalisation. Alors qu'une forme plane pourrait nous indiquer la limite entre deux couches. Cependant les nombreuses réflexions enregistrées rendent difficiles l'interprétation de cette donnée (clutter). Un des principaux artefacts pouvant masquer les hyperboles d'un radargramme sont les réflexions avec la surface du sol. En effet le premier écho sur la surface enregistré est de forte énergie écrasant la dynamique du radargramme. De plus, plusieurs multi-réflexions sur la surface font apparaitre des "rayures" (Fig. 1a).

Méthode de séparation de sources. Le but est de filtrer le radargramme et ensuite détecter les hyperboles. Mais la suppression du clutter réduit l'énergie des hyperboles ce qui peut diminuer le taux de détection. On souhaite alors réaliser ces étapes conjointement en séparant les hyperboles contenues dans le radargramme des autres sources, c'est-à-dire le clutter et les réflexions sur des limites de couche tel que le radargramme Y est une combinaison linéaire du clutter L et des hyperboles H , $Y = L + H$. Pour cela, nous proposons d'utiliser un dictionnaire d'hyperboles théoriques $\{h_k\}_k$ tel que $H = \sum_k h_k \star c_k$. Pour résoudre ce problème, on va alors émettre deux hypothèses : peu d'hyperboles sont présentes dans le radargramme, ce qui revient à imposer aux coefficients c_k d'être parcimonieux ($\|\cdot\|_1$) et la composante du clutter L peut être modélisée par une matrice de faible rang ($\|\cdot\|_*$). On résout alors un problème de minimisation (à partir d'une méthode ADMM) de la forme :

$$\text{minimiser } \|L\|_* + \beta (\sum_k \|c_k\|_1) \quad (1)$$

$$\text{t.q. } Y = \sum_k h_k \star c_k + L \quad (2)$$

La Figure 1 présente le résultat de séparation de sources pour un radargramme avec un fort effet de "rayure".

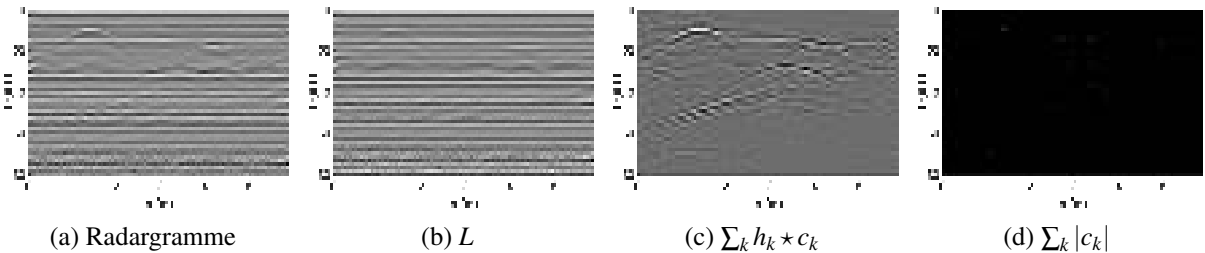


Fig. 1: Séparation de sources d'un radargramme pour $\beta = 0.25$.

Détection de l'eau dans les images radar du futur satellite SWOT

Sylvain Lobry^{1,2}, Roger Fjørtoft², Loïc Denis³, Florence Tupin¹

¹ *LTCI, Télécom ParisTech, Université Paris Saclay, Paris, France*

² *Centre National d'Etudes Spatiales, 31400, Toulouse, France*

³ *Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien, UMR 5516, F-42023, Saint-Etienne, France*

sylvain.lobry@telecom-paristech.fr

Introduction La mission SWOT menée par le CNES et le JPL a pour objectif d'obtenir une mesure globale des hauteurs des différentes surfaces d'eau sur la planète. L'instrument principal utilisé dans cette mission est un imageur interférométrique en bande Ka (35.75GHz, 0.84cm) nommé KaRIn (Ka-band Radar Interferometer). Ce capteur radar permettra des mesures régulières (tous les 22 jours) et insensibles aux conditions météorologiques. Une des premières étapes vers la mesure des hauteurs d'eau à l'aide de KaRIn est de détecter la présence d'eau dans les images. Dans cette contribution, nous présentons des méthodes dédiées à la détection de l'eau dans des images d'amplitudes SWOT. La première famille de méthode est basée sur les champs de Markov afin de détecter les surfaces d'eau compactes ; la seconde est un traitement dédié aux réseaux linéiques.

Modèles Markoviens La classification dans des images SAR est compliquée par la présence du phénomène de chatoiement inhérent à l'imagerie cohérente. Ainsi, il est nécessaire d'intégrer à l'algorithme de classification des informations supplémentaires tel qu'une information spatiale, en plus de l'image observée. Un moyen classique d'intégrer le contexte spatial est d'utiliser le cadre fourni par les champs de Markov. De part l'angle d'incidence faible (entre 1 et 4°) et la fréquence élevée (35.75GHz), les images acquises dans le cadre de la mission SWOT présentent de nombreuses particularités. La première d'entre elle est la variation de la taille des pixels sur l'axe distance (de 60m à 10m). A la différence des images SAR classiques, dans les images de SWOT les zones d'eau apparaîtront avec des valeurs de réflectivité beaucoup plus élevées que les surfaces terrestres, plus rugueuses, qui seront dominées par le bruit thermique du capteur. La valeur des surfaces plus rugueuses est donc principalement dominée par le bruit thermique. Ces particularités font qu'il est compliqué d'inverser le diagramme d'antenne tel que fait classiquement. Il en résulte que la rétro-diffusion moyenne de l'eau varie le long de la fauchée. De plus, la rétro-diffusion dépendant fortement de la rugosité de la surface imagée, celle-ci peut varier grandement localement (à cause de variations météorologiques par exemple).

Ainsi, on ne peut considérer que la réflectivité au sein de la classe "eau" est constante dans toute l'image, supposition généralement faite dans les méthodes de classification. On propose dans cette contribution de présenter une méthode optimisant alternativement une classification (modélisée par un champ de Markov) et la distribution spatiale de la réflectivité de l'eau (valeurs de la réflectivité en chaque pixel de l'image, également modélisée par un champ de Markov). Une méthode d'optimisation continue (gradients conjugués) est utilisée pour la partie estimation, et la classification est effectuée à l'aide d'une méthode d'optimisation combinatoire (basée sur la recherche de coupe de coût minimum dans un graphe de flux).

Dans cette présentation, les résultats de cette approche sont comparés à des approches de classification courantes et nous montrons une forte amélioration dans les performances de détection.

Détection des réseaux linéiques De part l'évolution de la taille des pixels sur l'axe distance mentionnée dans le paragraphe précédent, de nombreuses surfaces d'eau, en plus des rivières, apparaissent comme fines dans les images SWOT. Ces surfaces fines sont difficilement détectables avec des champs de Markov tels que présentés dans le paragraphe précédent et il est donc nécessaire de développer une méthode dédiée. La détection de réseaux linéiques dans les images SAR a fait l'objet de nombreuses études, notamment pour la détection des réseaux routiers dans des applications de cartographie. Nous nous inspirons de ces travaux et proposons une méthode combinant une étape de détection de segments (représentant des portions du réseau linéique) au niveau pixellique qui sont ensuite connectés dans une étape de haut-niveau travaillant directement sur ces objets. Des résultats sont présentés, montrant une amélioration des performances par rapport à la détection des surfaces compactes seules.

Reconstruction d'hologrammes par une approche problème inverse non-linéaire

Frédéric Jolivet¹, Fabien Momey¹, Loïc Denis¹, Corinne Fournier¹, Thierry Fournel¹

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

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, 4]. Le modèle de formation des hologrammes, basé sur la diffraction de Fresnel, est non-linéaire du fait que seule l'intensité (module au carré) de l'onde diffractée est enregistrée sur la capteur. Si les approches problèmes inverses ont déjà fait leurs preuves pour les reconstructions d'hologrammes en ligne, elles utilisent souvent une approximation linéaire de ce modèle, limitant ces reconstructions à des objets opaques et parcimonieux [1, 3, 4]. D'un autre côté, les travaux [2] ont proposé de traiter les hologrammes numériques enregistrés en configuration off-axis à l'aide une approche problème inverse utilisant un modèle non-linéaire. La prise en compte de la non-linéarité du modèle permet d'étendre ces reconstructions aux objets plus étendus et en densité plus importante. De plus les travaux [2, 5] ont montré que ces méthodes utilisant un modèle non-linéaire étaient particulièrement bien adaptées à la reconstruction d'objets de phase. Nous proposons ici, une approche problème inverse basée sur un modèle non-linéaire afin de traiter des hologrammes enregistrés à l'aide d'un montage d'holographie en ligne (Fig. 1.a). Par rapport aux approches problèmes inverses utilisant un modèle linéaire (et donc additif) [1, 3, 4], ce modèle permet d'améliorer la qualité de la reconstruction d'objets denses et/ou étendus (Fig. 1.b.c). Cette méthode doit aussi permettre de réaliser des reconstructions d'objets de phase, tels que des cellules biologiques...

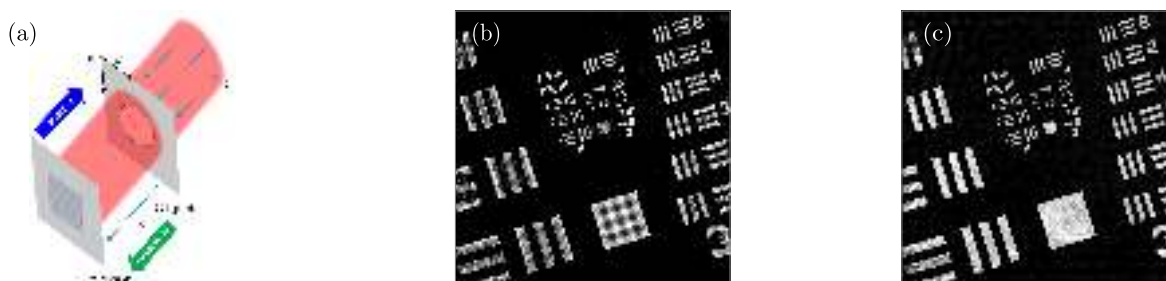


Fig. 1 : (a) Dispositif expérimental (b) Résultat avec modèle linéaire (c) Résultat avec modèle non-linéaire

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] C. Fournier, F. Jolivet, L. Denis, N. Verrier, E. Thiebaut, C. Allier, and T. Fournel, "Pixel super-resolution in digital holography by regularized reconstruction," *Applied Optics*, vol. 56, p. 69, Jan. 2017.
- [5] J. Song, C. Leon Swisher, H. Im, S. Jeong, D. Pathania, Y. Iwamoto, M. Pivovarov, R. Weissleder, and H. Lee, "Sparsity-Based Pixel Super Resolution for Lens-Free Digital In-line Holography," *Scientific Reports*, vol. 6, p. 24681, Apr. 2016.

Micro-spectroscopie en Raman spontané comprimé

Camille Scotté¹, Hilton B. de Aguiar², Frédéric Galland¹, Philippe Réfrégier¹, Hervé Rigneault¹

¹ Aix-Marseille Université, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France

² Département de Physique, Ecole Normale Supérieure, Paris, France

camille.scotte@fresnel.fr

La diffusion Raman spontanée est une technique qui permet de caractériser la composition d'un système chimique avec une forte sélectivité moléculaire. Une application concrète et courante consiste à estimer la proportion de plusieurs espèces chimiques connues présentes dans un mélange. Pour ce faire, le signal Raman est généralement spectralement dispersé sur une matrice de détecteurs (CCD par exemple) et comparé aux spectres des espèces pures. Cependant, ce type de détecteur implique la présence d'un bruit de "read-out" qui couplé à la faible section efficace de la diffusion Raman, conduit à des temps d'acquisition relativement longs. Pourtant simple et efficace, l'utilisation du Raman spontané est alors limitée, particulièrement en biologie. Ainsi, il semble pertinent de chercher à rendre la technique plus efficiente, c'est-à-dire plus rapide tout en conservant sa simplicité.

Dans cette contribution, nous remplaçons la CCD par un détecteur plus sensible (détecteur monocanal) couplé à un filtre spectral programmable (DMD : digital micromirror device) [1]. Nous montrons que la sélection de combinaisons de longueurs d'ondes bien choisies permet une estimation de proportions d'espèces chimiques efficace [2]. Ceci est notamment rendu possible par la nature des filtres implémentés sur le DMD, générés de façon à minimiser la variance de l'estimation des proportions. La méthode est expérimentalement validée sur un mélange de deux espèces chimiques en solution, puis en micro-spectroscopie. Nous démontrons qu'il est possible d'obtenir des images discriminantes des deux types de micro-billes avec seulement 7 photons/pixel. Enfin, nous appliquons la technique à la discrimination de micro-calcifications pour de possibles applications en oncologie.

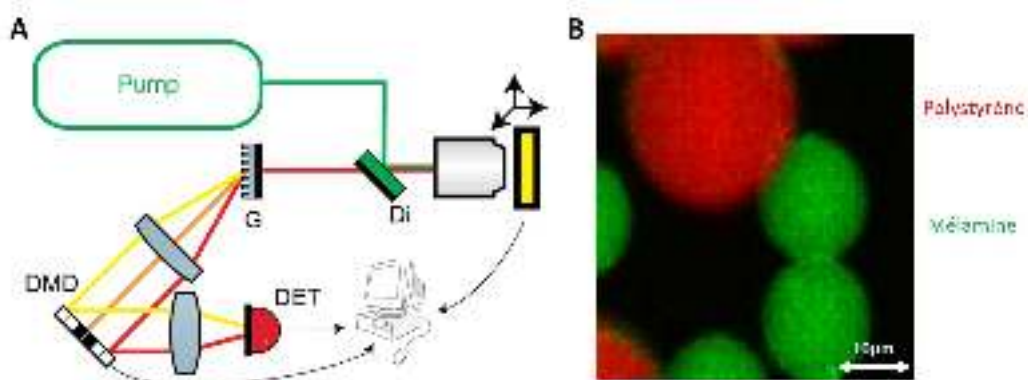


Fig. 1 : **A.** Représentation simplifiée du montage utilisé pour la mise en place de la détection comprimée en Raman spontané. **B.** Image en Raman comprimé de micro-billes de polystyrène et de mélamine. Cette image a été générée en utilisant seulement deux mesures i.e. deux filtres implémentés sur le DMD, et en moyenne 180 photons/pixel. La discrimination est possible jusque 7 photons/pixel.

RÉFÉRENCES

- [1] Wilcox, David S., et al. "Digital compressive chemical quantitation and hyperspectral imaging." *Analyst* 138.17 (2013) : 4982-4990.
- [2] P. Réfrégier, C. Scotté, H. B. de Aguiar, H. Rigneault, F. Galland, "Accuracy of proportion estimation with Raman compressed spectrum", Submitted, 2017

Imagerie fantôme d'un signal temporel non périodique : méthodes classiques et quantiques

Eric Lantz, Séverine Denis et Fabrice Devaux

Institut FEMTO-ST, Département d'Optique P. M. Duffieux, UMR 6174 CNRS, Université Bourgogne
Franche-Comté, 15b Avenue des Montboucons, 25030 Besançon - France

Tél : (33) (0)381666978, Mél : eric.lantz@univ-fcomte.fr

L'imagerie fantôme, ou ghost imaging, est l'art de reconstruire une image formée sur un détecteur monopixel, donc sans résolution spatiale, en exploitant ses corrélations temporelles avec une image résolue spatialement mais qui n'a pas interagi avec l'objet imagé. Ces corrélations peuvent être dues à l'utilisation de photons jumeaux [1], aux fluctuations d'une source à statistique thermique [2-3], ou encore à l'illumination par une image calculée numériquement [4-5]. Notons en passant que cette dernière méthode, nommée "computational ghost imaging" apparaît extrêmement proche, pour ne pas dire identique, à l'imagerie monopixel développée par une autre communauté dans le cadre du "compressive sensing" [6].

La transposition de ces résultats à la reconstruction d'un signal temporel a été démontrée expérimentalement en 2016 [7], en utilisant deux photodiodes, l'une à la résolution picoseconde, et l'autre, plus lente, intégrant le signal à reproduire. Les corrélations reposaient sur l'utilisation de milliers de copies de ce signal, qui devait donc être périodique et synchronisé à la détection. Il ne s'agit donc pas d'une directe transposition temps-espace de l'imagerie fantôme, où l'image est unique mais multiplexée dans le temps par une multiplication avec une source fluctuante.

Nous avons proposé l'an dernier trois méthodes qui montrent cette exacte transposition. Le signal temporel unique, non périodique, est multiplexé dans l'espace et l'image ainsi formée est intégrée sans résolution temporelle par une caméra. Spécifiquement, le signal temporel est multiplié par des images aléatoires générées par ordinateur [8], ou par des images de speckle obtenues par diffusion [9], ou encore par des images formées par l'un des photons de paires intriquées [10]. Bien que l'information temporelle semble perdue du fait de l'intégration par la caméra, elle est reconstruite par corrélation de cette image somme avec chacune des images aléatoires de départ, ou, dans le cas quantique, avec les images formées avec l'autre photon des paires.

Bien que plus lentes que la méthode démontrée dans la réf. [7], (au plus 24 Khz en imagerie de speckle [9]), nos méthodes ont l'avantage d'être applicables à un signal temporel unique, non reproductible.

REFERENCES

- [1]. T. B. Pittman, Y. H. Shih, D. V. Strekalov, and A. V. Sergienko, "Optical imaging by means of two-photon quantum entanglement", *Physical Review A* **52**, R3429–R3432 (1995).
- [2]. F. Ferri, D. Magatti, A. Gatti, M. Bache, E. Brambilla, and L. A. Lugiato, "High-Resolution Ghost Image and Ghost Diffraction Experiments with Thermal Light", *Physical Review Letters* **94**, 183602 (2005).
- [3]. R. S. Bennink, S. J. Bentley, and R. W. Boyd, "Two-photon" coincidence imaging with a classical source", *Physical Review Letters* **89**, 113601 (2002).
- [4]. J. H. Shapiro, "Computational ghost imaging", *Physical Review A* **78**, 061802 (2008).
- [5]. Y. Bromberg, O. Katz, and Y. Silberberg, "Ghost imaging with a single detector", *Physical Review A* **79**, 053840 (2009).
- [6]. M. F. Duarte, M. A. Davenport, D. Takhar, J. N. Laska, T. Sun, K. F. Kelly and R. G. Baraniuk, "Single Pixel Imaging via Compressive Sampling", *IEEE Signal Processing Magazine* **25**, 83-91 (2008).
- [7]. P. Ryczkowski, M. Barbier, A. T. Friberg, J. M. Dudley, and G. Genty, "Ghost imaging in the time domain", *Nature Photonics* **10**, 167–170 (2016).
- [8]. F. Devaux, P. A. Moreau, S. Denis, and E. Lantz, "Computational temporal ghost imaging", *Optica* **3**, 698-701 (2016).
- [9]. F. Devaux, K. P. Huy, S. Denis, E. Lantz and P. A. Moreau "Temporal ghost imaging with pseudo-thermal speckle light", *J. Opt.* **19**, 024001 (2017)
- [10]. S. Denis, P. A. Moreau, F. Devaux and E. Lantz, "Temporal ghost imaging with twin photons", à paraître dans *Journal of Optics* (2017). [arXiv:1612.05723](https://arxiv.org/abs/1612.05723) [quant-ph] (2016).

Comment donner une capacité 3D à un imageur conventionnel ?

Pauline Trouvé-Peloux,¹, Jacques Sabater², Frédéric Champagnat¹, Guy Le Besnerais,¹ Thierry Avignon², Aurélien Plyer¹

¹ ONERA, Chemin de la Hunière Palaiseau, BP 80100, FR-91123 PALAISEAU cedex, France

² Institut d'Optique Graduate School, 2 Avenue Augustin Fresnel, 91127 Palaiseau

pauline.trouve@onera.fr

L'intérêt croissant pour la 3D a conduit au développement de nombreux imageurs capables de produire une image couleur et une carte présentant la profondeur des objets de la scène par rapport à l'imageur. Parmi les différentes approches possibles d'estimation de cette profondeur, nous nous intéressons en particulier aux techniques de depth from defocus (DFD), reposant sur l'estimation locale du flou de défocalisation. Ces techniques impliquent de plus en plus souvent des solutions optiques non conventionnelles permettant de favoriser cette estimation.

En particulier, nous avons précédemment montré l'intérêt du chromatisme axial, qui introduit une variation du plan de mise au point en fonction des canaux R, V et B de l'image. Ceci permet d'éviter les limitations du DFD avec un imageur classique à savoir l'ambiguïté sur la profondeur (en avant ou en arrière du plan de mise au point) et la zone aveugle liées à la profondeur de champ de l'imageur. Pour optimiser un imageur à capacité 3D par DFD, nous avons développé un modèle de performance conjoint permettant de calculer cette précision théorique, pour un imageur conventionnel puis pour un imageur chromatique, en fonction des paramètres de l'optique et des traitements [1]. Nous avons ainsi conçu conjointement un imageur 3D chromatique composé d'un objectif conçu spécifiquement pour avoir de l'aberration chromatique longitudinale, d'un détecteur couleur et d'un algorithme d'estimation de flou local dédié au traitement d'images chromatiques [2]. Or la réalisation d'une optique spécifique à la 3D par DFD nécessite l'optimisation de l'ensemble des composants de l'objectif et donc la maîtrise des outils de conception optique. De plus, la réalisation de l'optique sur mesure est coûteuse. Enfin, l'aberration introduite est alors une propriété intrinsèque de l'imageur, qui ne peut être employé que pour une application 3D.

Nous proposons aujourd'hui une approche plus simple et moins coûteuse qui consiste à ajouter un composant optique devant un imageur conventionnel, afin de lui conférer une capacité 3D. Ce composant est amovible, il permet donc d'avoir un mode de prise de vue standard, et un mode de prise de vue permettant l'acquisition de la 3D, pour une même optique principale. Dans la poursuite de nos travaux précédents [1], nous présentons un composant optique qui ajoute du chromatisme latéral à un objectif conventionnel. Les paramètres de ce composant ont été optimisés à l'aide du modèle de performance du DFD [1], en fonction d'un domaine d'emploi et des paramètres de l'imageur conventionnel. Nous présenterons des résultats expérimentaux obtenus avec un tel composant placés sur différents appareils conventionnels tels qu'un appareil photographique numérique ou un smartphone et montrons que le composant permet un gain en portée et en précision d'estimation de profondeur. Nous discuterons également de l'intérêt d'autres aberrations que le chromatisme pour l'estimation de la 3D.

RÉFÉRENCES

- [1] P. Trouvé-Peloux, F. Champagnat, G. L. Besnerais, and J. Idier, "Theoretical performance model for single image depth from defocus," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 31, pp. 2650–2662, Dec 2014.
- [2] P. Trouvé, *Conception conjoint optique/traitement pour un imageur compact à capacité 3D*. PhD thesis, Ecole Centrale de Nantes, 2012.

Vélocimétrie arc-en-ciel par images de particules

Elodie Lamothe¹, Ivo Ihrke and Xavier Granier¹

¹ LP2N (UMR 5298 CNRS, Univ Bordeaux, IOGS) INRIA , 200 Av. de la Vieille Tour, 33 405 Talence, France

elodie.lamothe@inria.fr

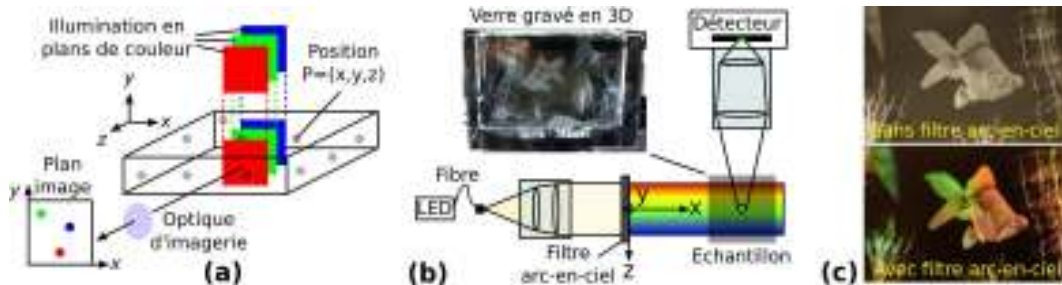


Fig. 1 : (a) Principe du Rainbow-PIV, (b) Prototype initial du système optique, (c) Résultats de validation.

Nous introduisons une nouvelle approche permettant d'obtenir en temps réel, une prise de vues tridimensionnelles de l'écoulement de fluides non-stationnaires. Basée sur la vélocimétrie par images de particules (PIV), une des techniques les plus importantes pour étudier les champs de vitesses et les écoulements des fluides [1], nous proposons une méthode innovante d'encodage de la troisième dimension : l'encodage spectral. Pour cela, nous éclairons le volume d'écoulement avec un empilement de plans lumineux monochromatiques ayant différentes longueurs d'ondes (arc-en-ciel) : nous appellerons cette nouvelle approche "Rainbow-PIV". Avec une seule et unique caméra, nous pouvons enregistrer la troisième dimension ce qui est une approche tout-à-fait nouvelle par rapport à l'état de l'art actuel [1, 2].

La vélocimétrie classique par images de particules consiste à prendre des vues de particules traceuses réparties dans un fluide et à analyser la position ainsi que la vitesse de chaque particule traceuse [3]. Ici, nous proposons une nouvelle méthode de suivi tridimensionnel des particules traceuses en encodant la position spatiale 2D (x,y) dans le plan image de la caméra et la profondeur, position selon z, avec un code de couleur, voir Fig. 1(a). La figure 1(b) représente le prototype initial du système optique que nous avons développé. Il permet non seulement de générer des plans spectraux appropriés au travers du volume de l'échantillon à analyser mais aussi de détecter la lumière diffusée par les particules traceuses situées à l'intérieur du volume de "l'arc-en-ciel". Le montage est divisé en deux parties : A, l'illumination "arc-en-ciel" est réalisée avec une source de lumière blanche collimatée (au spectre uniforme) passant à travers un filtre "arc-en-ciel" variant linéairement en longueur d'onde et ; B, un système d'acquisition vidéo orienté perpendiculairement à l'illumination "arc-en-ciel" permettant de détecter la lumière diffusée par les particules. La figure 1(c) montre les résultats de validation réalisés avec un bloc de verre gravé en trois dimensions (3D) utilisé ici pour un test préliminaire. Nous avons utilisé ce test préliminaire pour évaluer et valider la précision spatiale de notre système. Cependant, l'intensité de la lumière diffusée est si faible que le temps d'exposition de la caméra est trop long pour permettre une acquisition vidéo. C'est pourquoi, actuellement, nous travaillons à l'amélioration du système de l'illumination. Le but recherché est d'augmenter de deux ordres de grandeur la puissance de l'illumination "arc-en-ciel". Ainsi, nous pourrions améliorer le rapport signal sur bruit détecté par la caméra ce qui permettra d'obtenir une acquisition vidéo en temps réel.

Finalement, en utilisant une seule et unique caméra, notre système optique innovant permettra de générer des mesures 3D en temps réel de l'écoulement des fluides et d'obtenir les champs de vitesses pour des trajectoires 3D complexes des particules traceuses. Cette méthode fournira un outil utile pour l'étude et la compréhension de nouveaux types d'écoulement de fluide incluant les flux turbulents ou les vortex [1, 2]. La technique "Rainbow-PIV" est la première approche dans l'imagerie de l'écoulement des fluides qui combine à la fois une seule et unique caméra et des mesures en temps réel de la position complète tridimensionnelle des particules traceuses.

[1] J. Westerweel, G. E. Elsinga, and A. R. J. Annu. Rev. Fluid Mech., vol. 45, pp. 409–536, 2013.

[2] B. Acheson, I. Ihrke, W. Heidrich, and al. ACM Trans. Graph. (Proc. SIGGRAPH), vol. 27, no. 5, p. 132, 2008.

[3] A. Cenedese and G. P. Romano J. of Flow Visualization and Image Processing, vol. 1, pp. 371–384, 1993.

Modélisation et conception d'un système PIV3D hybride « plénoptique+classique »

F. Champagnat¹, P. Trouvé-Peloux¹, P. Cornic¹, B. Leclaire², G. Le Besnerais¹, G. Druart³ and
Y. Le Sant¹

¹ ONERA-DTIM – F-91761 Palaiseau, France

² ONERA-DAFE – F-92190 Meudon, France

³ ONERA-DOTA – F-91761 Palaiseau, France

frederic.champagnat@onera.fr

Les caméras plénoptiques ont une capacité 3D monovoie intéressante pour les applications de vélocimétrie par imagerie de particules (PIV) 3D dans des contextes d'accès optiques réduits. Cette compacité se paye par une résolution latérale et une précision en profondeur dégradées par rapport au setup classique de PIV3D à 4 caméras, nettement plus encombrant et complexe à déployer.

Cette communication étudie la performance d'un système 3D à deux caméras constitué d'une caméra plénoptique focalisée (CPF) et d'une caméra classique (CC) en configuration asymétrique, cf Fig. 1

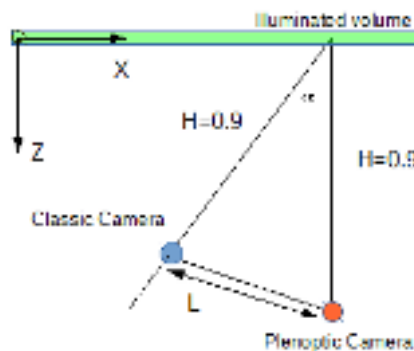


Figure 1 Configuration asymétrique Plénoptique+Classique ($\alpha = 60^\circ$).

La motivation première de cette configuration est d'augmenter la ligne de base pour retrouver une précision de profondeur similaire à celui du setup à 4 camera. Deuxièmement, l'utilisation d'une caméra plénoptique focalisée (ou « plenoptic 2.0 ») plutôt qu'une focalisée permet un meilleur contrôle de la perte de résolution liée à la réimagerie. La proposition d'une configuration asymétrique plutôt qu'une configuration symétrique plénoptique+plénoptique vient de considérations pratiques : le coût d'une plénoptique est nettement plus élevé que celui d'une caméra classique, par ailleurs l'optimisation du compromis champ commun / profondeur de champ conduit en PIV3D à l'utilisation d'adaptateurs Scheimpflug, dont l'utilisation avec des caméras plénoptiques est une question ouverte.

Cette communication propose des contributions originales concernant la compréhension des performances d'une caméra plénoptique en PIV 3D, de la modélisation de son comportement en conjonction avec d'autres caméras classiques et plénoptiques. Cette modélisation nous permet de comparer dans des conditions équitables les performances d'une caméra plénoptique seule, du système asymétrique considéré et du système classique à 4 caméras et d'en déduire un point de fonctionnement pour le système asymétrique.

3D lens-free time-lapse microscopy for 3D cell culture

Anthony Berdeu^{1,2}, Fabien Momey³, Bastien Laperrousaz^{1,4,5}, Thomas Bordy^{1,2}, Nathalie Picollet-D'hahan^{1,4,5}, Cédric Allier^{1,2}

¹ Univ. Grenoble Alpes, 621 Avenue Centrale, 38 400 Saint-Martin-d'Hères, France

² CEA, LETI, MINATEC Campus, 17 Avenue des Martyrs, 38 000 Grenoble, France

³ Laboratoire Hubert Curien, 18 Rue Professeur Benoît Luras, 42 000 Saint-Étienne, France

⁴ CEA, BIG, Biologie à Grande Echelle, 17 Avenue des Martyrs, 38 000 Grenoble, France

⁵ INSERM, U1038, 17 Avenue des Martyrs, 38 000 Grenoble, France

anthony.berdeu@cea.fr, fabien.momey@univ-st-etienne.fr

We present a new 3D lens-free microscope for large 3D biological samples and a dedicated reconstruction algorithm based on the Fourier diffraction theorem as used in standard diffractive tomography [1, 2]. It uses a regularised inverse problem formalism directly applied on the whole dataset and the 3D object to retrieve. To our knowledge, this is the first time that such an inverse problem approach is implemented in the context of lens-free diffractive tomography to reconstruct large volumes of unstained biological samples. Reconstructed volumes as large as $\sim 5 \text{ mm}^3$ are given (see 1) with a resolution sufficient to resolve isolated single cells (reconstruction parameters: $N = 16$, $\Delta\phi = 18.8^\circ$, $512 \times 512 \times 300$ voxels of $3.34 \times 3.34 \times 5.32 \mu\text{m}^3$, final volume: $1.7 \times 1.7 \times 1.6 \text{ mm}^3 = 4.7 \text{ mm}^3$). First results of a 3D reconstruction along time will be also presented.

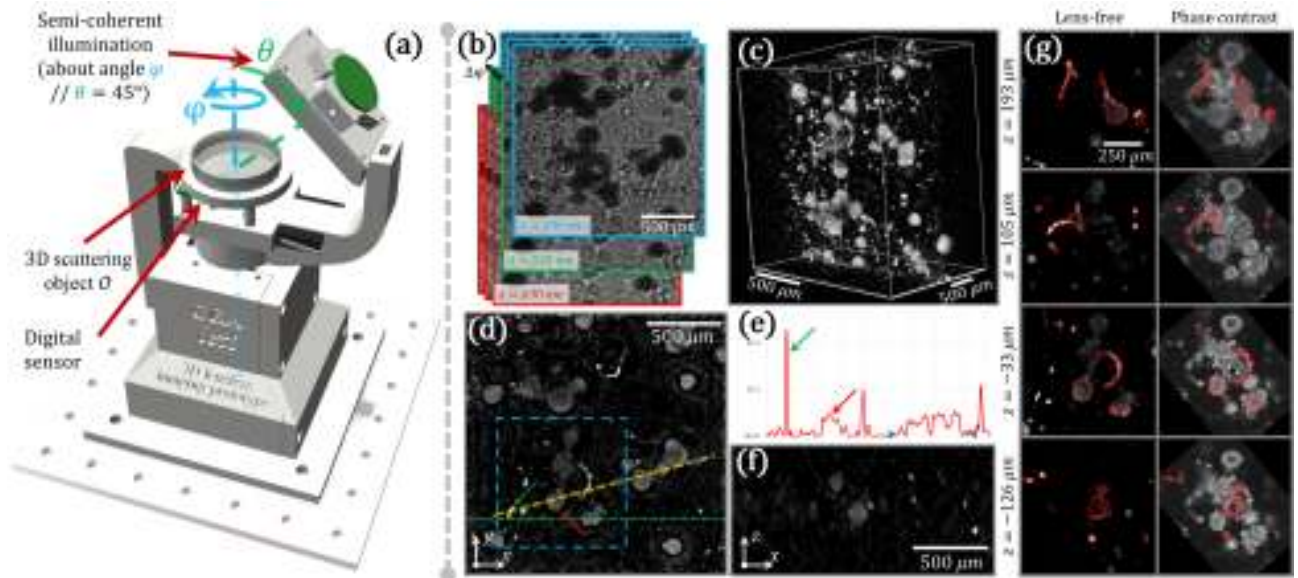


Fig. 1 : (a) Experimental setup dedicated to lens-free diffractive tomography and its optical scheme. (b-g) Reconstruction of a 3D RWPE1 cell culture. (b) Raw data at different angle and in the three available wavelengths. (c) 3D visualisation of the reconstructed volume. (d) xy -slice at $z = -48 \mu\text{m}$. The blue square zone was compared with a standard microscope. (e) Profile drawn along the yellow dashed-lines. The different arrows point at the structures in the 3D reconstruction and their counterpart on the profile. (f) Cropped view on the xz -plane orthogonal to the green dashed-line. (g) Comparison of a fully 3D reconstructed volume at a higher resolution (*left*) with the microscope views of phase contrast imaging (*right*).

RÉFÉRENCES

- [1] E. Wolf, "Three-dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data," *Optics Communications*, vol. 1, no. 4, pp. 153–156, 1969.
- [2] F. Momey & al., "Lensfree diffractive tomography for the imaging of 3D cell cultures," *Biomedical Optics Express*, vol. 7, pp. 949–962, Mar 2016.

A Performance Comparison between Continuous-Wave and Time-Domain Diffuse Optical Tomography for Deep Inclusions by Using Small Source-Detector Separations

David ORIVE-MIGUEL^{1,2}, Jean-Marc DINTEN¹, Jérôme MARS², Laurent CONDAT², Lionel HERVÉ¹

¹ CEA, LETI, MINATEC Campus, F-38054 Grenoble, France

² GIPSA-Lab, Univ. Grenoble Alpes, F-38000 Grenoble, France

david.orive-miguel@cea.fr

Continuous-wave (CW) is the most widely used and commercially available technique for performing biomedical diffuse optics tomography. Nevertheless, CW has been proved to suffer from non-uniqueness [1] problems and large source-detector distances have to be used in order to detect inclusions that are deep from the surface. In order to overcome the former drawback frequency-domain approach has been developed although it also suffers from the latter deficiency. Recently, time domain (TD) diffuse optics has attracted huge interest from the scientific community due to its inherent capacity to associate photons arrival time with the maximum depth that they have reached; the late arrival photons are the photons that have travelled most and presumably have gone deeper in the tissue. Moreover, not long ago it was proved that in TD there is no need of large source-detector distances for the reconstruction of deep layers of human tissue; in fact small source-detector separations (s.d.s.) improve the contrast and the absolute number of detected photons [2]. However, no comparison analysis has been done in terms of reconstruction quality when using small s.d.s.

In this work finite element method is used to do a computational comparison between CW and TD approaches where special emphasis is put on the quality of reconstructions 1) with an inclusion at deep levels and 2) when using small s.d.s. TD reconstructions were done using Mellin-Laplace (TD-ML) transform which is fast to calculate and stable to noise [3]. For the experiments, synthetic computationally generated data was used which was convolved with a single-photon avalanche diode detector instrumental response function. Reconstructions for an inclusion are shown in Figure 1 where TD-ML with multiple source-detectors clearly performs better than CW in spatial localization and quantification terms. Moreover, TD-ML with just a couple of source-detector, located above the inclusion and with a small separation between them gives relevant localization information and even better depth estimation than CW.

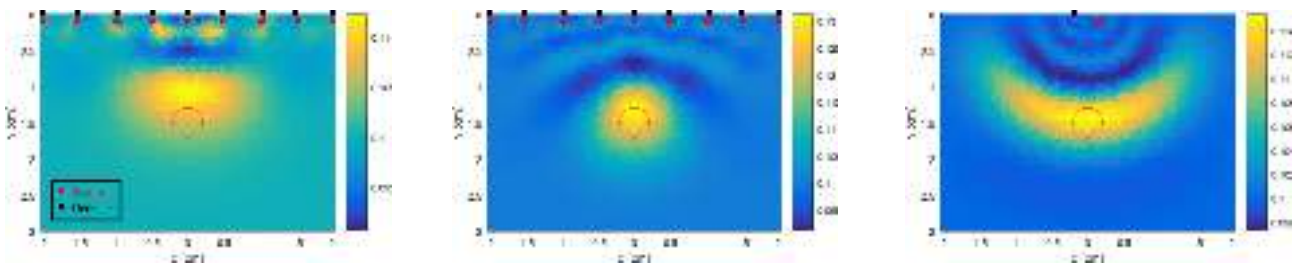


Fig. 1: (Left) Reconstruction using CW with multiple source-detectors. (Middle) Reconstruction using TD-ML transform (10 moments and $\rho = 6$) with multiple source detectors. (Right) Reconstruction using TD-ML transform with just a couple and small s.d.s. (0.4 cm). The background of the medium is $\mu'_s = 10 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_a = 0.1 \text{ cm}^{-1}$, $n=1.4$ with an inclusion at 1.5 cm depth, $\mu'_s = 10 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_a = 0.2 \text{ cm}^{-1}$ and 0.25 cm radius.

REFERENCES

- [1] S. R. Arridge *et al.*, “Nonuniqueness in diffusion-based optical tomography,” *Opt. Lett.*, Jun 1998.
- [2] A. Torricelli *et al.*, “Time-resolved reflectance at null source-detector separation : Improving contrast and resolution in diffuse optical imaging,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 95, Aug 2005.
- [3] L. Hervé *et al.*, “Time-domain diffuse optical tomography processing by using the Mellin-Laplace transform,” *Appl. Opt.*, Sep 2012.

Axially-Locked Modal Sensorless: une nouvelle stratégie d'optimisation pour l'optique adaptative appliquée à la microscopie à balayage à deux photons

J. Teixeira¹, D. Champelovier^{2,3}, J.-M. Conan¹, L. M. Mugnier¹, S. Meimon¹, N. Balla²,
S. Reichinnek³, T. Tressard³, R. Cossart³, S. Monneret², H. Rigneault², et A. Malvache^{2,3}

¹ ONERA - the French Aerospace Lab, F-92320 Châtillon, France

² Institut Fresnel, UMR 7249 CNRS, Aix-Marseille Université, F-13013 Marseille, France

³ INMED, INSERM U901, Aix-Marseille Université, F-13273 Marseille, France

joel.teixeira@onera.fr & jean-marc.conan@onera.fr

La recherche biomédicale en neuroscience a récemment fait un bond de géant grâce aux progrès en microscopie dynamique. Dans ce contexte, l'Optique Adaptative (OA) permet une imagerie en profondeur grâce à la correction des aberrations induites par le milieu biologique, le point clef étant la capacité à effectuer une analyse de surface d'onde (ASO) fiable et précise [1].

L'OA dite *sensorless* [1] est une approche séduisante car elle nécessite seulement l'ajout d'un miroir déformable dans le microscope conventionnel, dans notre cas un microscope à balayage à deux photons. L'OA *sensorless* est généralement basée sur une ASO dite *modal sensorless* qui consiste à appliquer des modes de correction sur le miroir déformable afin de maximiser une métrique basée sur l'image, c'est à dire sur un balayage transverse sur l'échantillon, à une profondeur donnée. Nous avons cependant démontré que l'approche *modal sensorless* standard, qui effectue une optimisation à une profondeur fixée, conduit à une estimation fortement biaisée du front d'onde dans le cas d'un milieu 3D inhomogène.

Pour éviter cette limitation, nous avons reconsidéré le problème d'optimisation et défini une nouvelle approche dénommée *Axially-Locked Modal Sensorless* (ALMS). Au lieu d'effectuer l'optimisation à profondeur fixée, ALMS suit une stratégie inverse qui conduit à un accrochage axial automatique sur des structures à forte fluorescence, ici les corps cellulaires de neurones, et exploite ensuite ces "étoiles guides" brillantes pour effectuer l'ASO. Notre stratégie effectue ainsi une estimation conjointe du focus et des aberrations de plus hauts ordres comme brièvement illustré sur la Figure 1. ALMS est de plus basé sur une métrique image spécifique qui exploite la structure 3D du milieu biologique concerné.

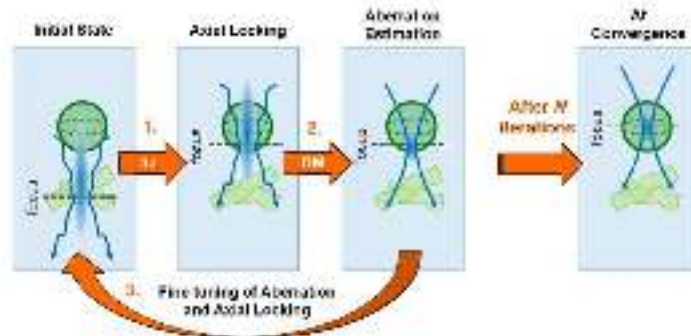


Figure 1 : Illustration de notre approche *Axially-Locked Modal Sensorless* (ALMS).

Nous démontrons, par simulation et pour de fortes aberrations, le gain de ALMS en précision d'ASO. Nous présentons aussi les premières validations *in vivo* à une profondeur de 200 μm dans le tissu cérébral de la souris : couche pyramidale de l'hippocampe marquée grâce à des cellules exprimant du GCaMP6 [2].

REFERENCES

- [1] M. J. Booth "Adaptive optical microscopy: the ongoing quest for a perfect image," *Light: Science & Applications*, 3(4), e165, 2014.
- [2] D. Champelovier & J. Teixeira, J.-M. Conan, N. Balla, L. M. Mugnier, T. Tressard, S. Reichinnek, S. Meimon, R. Cossart, H. Rigneault, S. Monneret et A. Malvache. Image-based adaptive optics for in vivo imaging in the hippocampus," *Scientific Reports*, 7, [doi:10.1038/srep42924](https://doi.org/10.1038/srep42924), 2017.

5.C - Résumé des présentations posters

Dans les pages qui suivent, nous avons compilé 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 non linéaire de second harmonique appliquée à la caractérisation de tissus végétaux

Étienne BELIN¹, Denis GINDRE², Didier DEMILLY³, 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 d'Angers, CNRS UMR 6200, Laboratoire MOLTECH-Anjou, 2 bld Lavoisier, 49000 Angers, France.

³ GEVES, Station Nationale d'Essais de Semences (SNES), 25 rue Georges Morel, 49071 Beaucouzé, France.

etienne.belin@univ-angers.fr

L'imagerie non linéaire de génération de second harmonique (SHG) exploite la réponse optique spécifique de certains milieux qui en absorbant deux photons de basse fréquence peuvent émettre un photon de fréquence double [1]. Un constituant d'intérêt essentiel présentant une réponse SHG significative est le collagène fibrillaire, et c'est lui qui a fait l'objet des principales applications de l'imagerie SHG en biologie [2-3]. Comme le chloroplaste [4], l'amidon est un constituant essentiel en biologie végétale peu étudié en microscopie multi-photonique alors qu'il est aussi un « harmonophore » naturel qui permet d'obtenir de très bons contrastes en microscopie SHG. Nous présentons ici une première application de l'imagerie SHG sur des semences végétales où le contenu en amidon et sa caractérisation présentent un intérêt important. Une semence contient typiquement deux organes essentiels : un embryon qui, en se développant, donne naissance à la plante adulte par division cellulaire, et une réserve d'amidon qui assure les premières ressources énergétiques nécessaires au développement de cette plante. Cette constitution de la semence conditionne ainsi, à un stade primitif, tout le pronostic de la croissance. La Fig. 1 montre une image SHG obtenue par microscopie non linéaire à balayage en réflexion sur une semence de betterave sucrière (a). Le contrôle de la polarisation du rayonnement incident permet d'accéder à la localisation et l'orientation cristalline dans les grains d'amidon [5] contenus dans la semence, à différentes échelles (b). Nous présenterons de façon plus étendue de telles images et leur analyse.

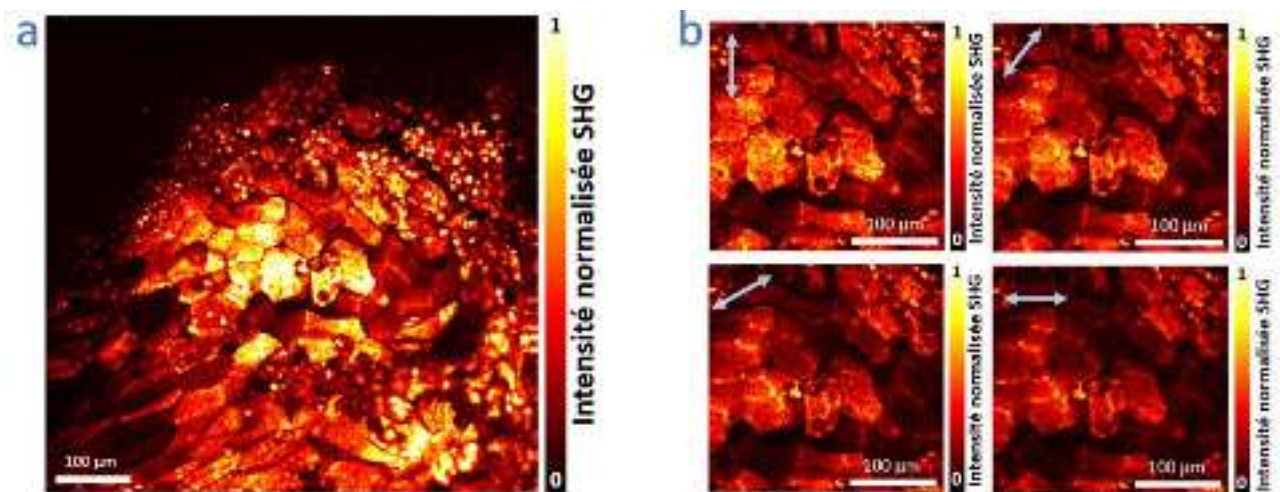


Figure 1 : (a) Image SHG en réflexion d'une semence de betterave sucrière sectionnée. (b) Évolution du contraste SHG en fonction de la polarisation du laser (schématisée par les flèches en haut à gauche de chaque image).

- [1] P. J. Campagnola, L. M. Loew, "Second-harmonic imaging microscopy for visualizing biomolecular arrays in cells, tissues and organisms", *Nature Biotechnology*, vol. 21, pp. 1356–1360, 2003.
- [2] R. M. Williams, W. R. Zipfel, W. W. Webb, "Interpreting second-harmonic generation images of collagen I fibrils", *Biophysical Journal*, vol. 88, pp. 1377–1386, 2005.
- [3] J. M. Lemée, A. Clavreul, S. Rakotoarimalala, D. Gindre, P. Menei, "Analysis of glioblastoma's peritumoral brain zone using biphotonic microscopy", *Neuro Oncology*, vol. 16, pp. ii82–ii83, 2014.
- [4] A. H. Reshak, C. R. Sheue, "Second harmonic generation imaging of the deep shade plant *Selaginella erythropus* using multifunctional two-photon laser scanning microscopy", *Journal of Microscopy*, vol. 248, pp. 234–244, 2012.
- [5] G. Cox, N. Moreno, J. Feijo, "Second-harmonic imaging of plant polysaccharides", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 10, pp. 024013–0240136, 2005.

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). ■

Ultrafast and continuous axial scanning of a gaussian beam.

Pauline Boucher^{1,2}, Nicolas Barré², Olivier Pinel², Guillaume Labroille², Nicolas Treps¹

¹ *Laboratoire Kastler Brossel, UPMC - Sorbonne Universités, CNRS, ENS-PSL Research University, Collège de France - 4 place Jussieu, Paris, France*

² *CAILabs, 8 rue du 7è d'Artillerie - Rennes, France*

pauline.boucher@lkb.upmc.fr

A good and efficient control of the focus point of a laser beam is essential in many fields such as laser processing and welding, and confocal microscopy. The most common way of changing the focus position of a beam is to use lenses, usually in the form of a telescope. However, inertia imposes a limit to the frequency at which one can modulate the position of a mechanical element. Other techniques, based on acousto-optic modulators or tunable acoustic gradient lenses exist but most often require to operate in the pulsed-regime, or possess other drawbacks. We present a novel approach for the defocus of a laser beam based on a Multi-Plane Light Conversion device (MPLC) [1] and a modal approach [2]. The MPLC is a technology developed to implement any spatial unitary transform - it can transform an orthonormal transverse mode basis into another one. We aimed at coupling the displacement and tilt of a gaussian beam in the transverse plane to a defocus. In order to do so, we numerically defined two orthonormal spatial mode basis, one associated with lateral displacement and the other with defocus. We designed an MPLC to convert the first basis into the second one, and we simulated its efficiency in coupling one degree of freedom with the other.

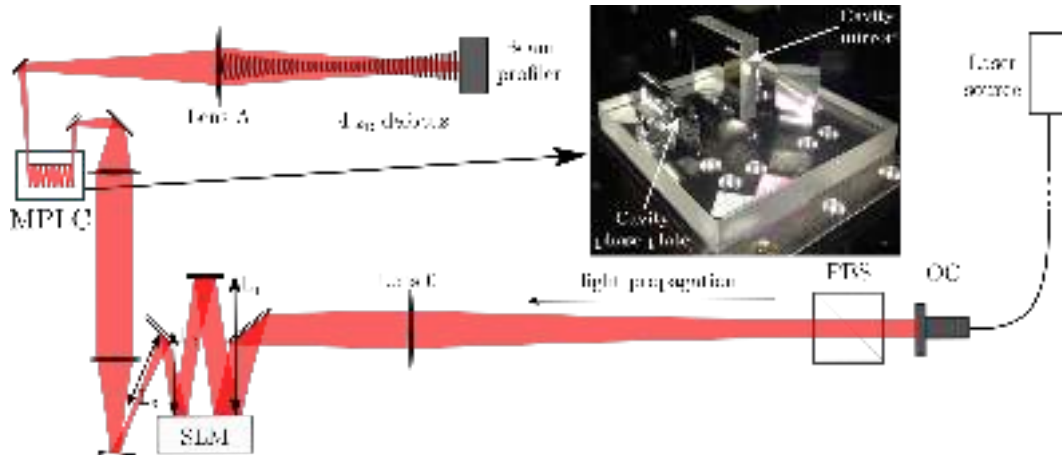


Fig. 1 : Experimental setup. The light beam is steered by using two reflections on a spatial light modulator. A 4-f telescope is used to inject the beam in the MPLC. The output beam is monitored using a scanning slit beam profiler.

We tested the validity of our simulations by building an actual MPLC and integrating it in an experimental setup. We monitored the waist size of the beam and its evolution upon propagation for several defocus positions. We measured that with this system we can tune the focusing position of the beam continuously along a 4 zR range. The steering of the beam at the input of the system controls the defocusing at the output. This defocusing method benefits from the advantages of the existing beam steering technics – meaning very good precision and high modulation frequency.

REFERENCES

- [1] G. Labroille, B. Denolle, P. Jian, P. Genevaux, N. Treps, and J.-F. Morizur, “Efficient and mode selective spatial mode multiplexer based on multi-plane light conversion,” *Opt. Express*, vol. 22, pp. 15599–15607, 2014.
- [2] V. Delaubert, N. Treps, C. C. Harb, P. K. Lam, and H.-A. Bacher, “Quantum displacement of spatial conjugate variables : displacement and tilt of a gaussian beam,” *Opt. Lett.*, vol. 31, pp. 1537–1539, 2006.

Caméra 3D par Depth from Defocus et Machine Learning

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

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

² Télécom ParisTech, 46 Rue Barrault, 75 013 Paris, France

marcela.carvalho@onera.fr

La perception 3D avec des caméras optiques est aujourd'hui un problème majeur de la vision par ordinateur. Les approches actuelles les plus courantes pour l'estimation de la 3D demandent plusieurs capteurs (stéréo) qui ont souvent des limitations selon l'environnement (soleil, texture). Nous proposons une approche par *Deep Learning* pour estimer la profondeur (la 3ème dimension) directement à partir d'une seule image. Cette approche permettra d'atteindre des objectifs de rapidité, de compacité et de coût.

En effet, les caméras 3D les plus répandues aujourd'hui reposent sur des approches actives telles que le laser sur la technologie de mesure du temps de vol (ou *time of flight*) ou la projection de textures infrarouges (par exemple, Kinect v1). Cependant ce type de caméra est souvent réservé à une utilisation en intérieur en raison du capteur infrarouge qui peut être perturbé par le rayonnement du soleil. De plus, ces méthodes demandent un plus grand encombrement et plus d'énergie. Tout ceci représente des contraintes importantes pour certaines applications, sur les drones par exemple.

Une première approche avec les capteurs passifs est la *Depth from Defocus* (DFD). Elle permet d'avoir une information 3D sur la scène à l'aide du lien entre le flou de défocalisation et la position 3D avec une seule caméra. Elle peut donc être utilisée en intérieur et en extérieur. L'ONERA a développé sur le principe de la DFD une caméra 3D monoculaire et passive : CAM3D [1]. Cependant, les algorithmes de DFD non supervisés de l'état de l'art pâtissent encore aujourd'hui d'un temps de calcul non négligeable et d'un manque de robustesse vis-à-vis de la variabilité de la scène. Ces limitations motivent aujourd'hui l'exploration de nouvelles approches.

Les applications de *Deep Learning* visent à construire par réseaux de neurones des espaces de représentation adaptés à différentes tâches (classification, régression). Dans [2] par exemple, les auteurs proposent une approche par auto-encodeurs pour extraire l'information de profondeur dans les images.

Nous proposons une architecture par un réseau entièrement convolutif : SegNet [3]. SegNet a une structure de type encodeur-décodeur et était originellement prévu pour la segmentation dense. Nous l'avons modifié pour une tâche d'estimation de profondeur. Un des avantages de cette architecture est d'introduire de la structure spatiale dans l'estimation : pour une image en entrée, la sortie du réseau est une carte de profondeur de même résolution.

Nos premières expériences portent sur des images génériques. Nous utilisons la base de données NYUv2 [4], qui contient des images en intérieur (*indoor*) prises par un capteur RGB-D (Kinect). SegNet est entraîné avec des images RGB et les informations de profondeur correspondantes sous forme de cartes de profondeur.

Nos résultats montrent la capacité du réseau à apprendre la structure globale de l'image et à prédire des profondeurs cohérentes. Nous menons une analyse pour optimiser la combinaison d'information globale et d'indices locaux pour la prédiction. Ces travaux seront étendus à des images issues de capteurs non-conventionnels basés sur la DFD.

RÉFÉRENCES

- [1] P. Trouvé, *Conception conjointe optique/traitement pour un imageur compac a capacité 3D*. PhD thesis, École Centrale de Nantes, 2012.
- [2] T. Dumas, P. Trouvé-Peloux, and B. Le Saux, "Réseaux de neurones profonds pour estimer la profondeur grâce au flou de défocalisation," *Actes du Colloque GRETSI*, 2015.
- [3] V. Badrinarayanan, A. Kendall, and R. Cipolla, "SegNet : A Deep Convolutional Encoder-Decoder Architecture for Image Segmentation," *arXiv :1511.00561*, 2015.
- [4] N. Silberman, D. Hoiem, P. Kohli, and R. Fergus, "Indoor Segmentation and Support Inference from RGBD Images," in *ECCV*, 2012.

Description différentielle et irréversibilité des interactions dépolarisantes

Julien Fade, Noé Ortega-Quijano

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

julien.fade@univ-rennes1.fr

Dans le domaine de la polarimétrie en général et de l'imagerie polarimétrique en particulier, les formalismes de Jones et de Stokes/Mueller sont souvent présentés comme exclusifs, ayant chacun des spécificités les rendant adaptés (et utilisés) dans des applications différentes. D'un côté, la description cohérente du champ dans le calcul de Jones (qui relie les champs électriques complexes bidimensionnels d'entrée et de sortie, via une matrice de Jones, $\mathbf{E}_{\text{out}} = \mathbf{J} \mathbf{E}_{\text{in}}$), justifie l'utilisation de ce formalisme en ellipsométrie, design optique, spectroscopie, astronomie ou radar (PolSar). Par ailleurs, le calcul de Stokes/Mueller est très couramment utilisé en imagerie (biophotonique, caractérisation de matériaux ou télédétection), car il se base sur des observables du champ électrique mesurables (intensités), en reliant les vecteurs de Stokes d'entrée et de sortie à quatre composantes réelles via la matrice de Mueller $\mathbf{s}_{\text{out}} = \mathbf{M} \mathbf{s}_{\text{in}}$. S'ils s'avèrent équivalents pour décrire les transformations de polarisation déterministes (non dépolarisantes), ces deux formalismes diffèrent fondamentalement dans la manière d'appréhender les interactions lumière-matière dépolarisantes, qui impliquent une « randomisation » partielle du champ électrique incident. Les matrices de Jones déterministes ne suffisent pas à décrire de telles interactions, mais elles sont cependant appréhendées directement au moyen de matrices de Mueller dépolarisantes. Cette divergence de vue entre les deux approches contribue à alimenter le débat toujours actuel à propos de l'origine physique de la dépolarisation lumineuse.

Nous montrerons comment les formalismes différentiels de Jones et de Mueller (qui décrivent l'évolution locale des paramètres polarimétriques d'une onde lumineuse), couplés à une description stochastique des paramètres de polarisation modélisant l'interaction lumière-matière, permettent de proposer une interprétation physique de la dépolarisation comme provenant de fluctuations (variances/covariances) de ces paramètres [1,2,3]. Nous décrirons comment ces approches permettent de définir des métriques de dépolarisation originales (« intrinsèques ») [3]. Enfin, elles permettent d'établir une propriété d'irréversibilité sur l'entropie du champ pour les transformations dépolarisantes, qui peut être mise en perspective avec une propriété d'invariance bien connue, vérifiée par les interactions déterministes (réversibles) [3].

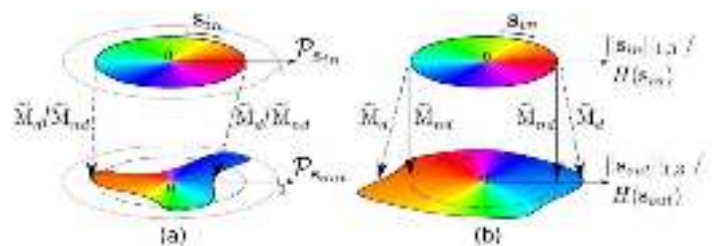


Figure 1 : Illustration schématique d'une propriété d'irréversibilité (resp. invariance) des transformations dépolarisantes (resp. non dépolarisantes).

RÉFÉRENCES

- [1] V. Devlaminck, "Physical model of differential Mueller matrix for depolarizing uniform media," JOSA A, 2013
- [2] R. Ossikovski, O. Arteaga, "Statistical meaning of the differential Mueller matrix of depolarizing homogeneous media," Optics Letters, 2014
- [3] J. Fade, N. Ortega-Quijano, "Differential description and irreversibility of depolarizing light-matter interactions", Journal of Optics, 2016

Microscopie sans lentille : reconstruction par approche inverse robuste

Olivier Flasseur¹, Loïc Denis¹, Corinne Fournier¹

¹ Université de Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, 18 rue Professeur Benoit Luras, F-42000 Saint-Etienne, France

olivier.flasseur@univ-st-etienne.fr

La microscopie sans lentille (dont le principe est schématisé en Figure 1) est une méthode récente d'imagerie quantitative 3D appliquée dans des domaines tels que l'imagerie biomédicale ou la microfluidique. Elle a notamment démontré son efficacité pour localiser et évaluer la taille d'objets micrométriques dans un volume. L'analyse des hologrammes obtenus par l'utilisation d'une approche problèmes inverses paramétrique consistant à maximiser la vraisemblance entre le modèle paramétrique décrivant la figure de diffraction de l'objet holographié et les données enregistrées s'avère particulièrement efficace pour des applications métrologiques. Sa précision est encore davantage accrue lorsqu'elle est couplée à des méthodes de super-résolution [1].

Cependant, la présence d'objets parasites à proximité des objets d'intérêts engendre un biais d'estimation pouvant se révéler problématique pour une caractérisation précise des objets holographiés.

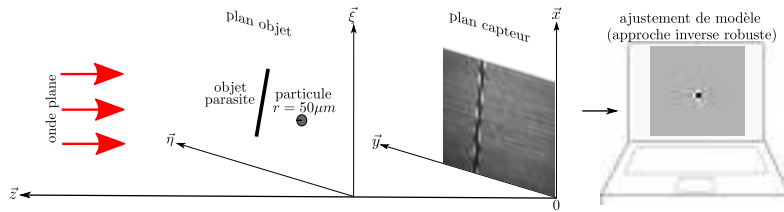


Fig. 1: Montage de microscopie sans lentille

Il est ainsi proposé ici, d'utiliser une approche d'estimation itérative robuste [2] pour limiter l'influence des outliers (créés par l'objet parasite).

Ce processus a été appliqué à une série temporelle de 200 hologrammes d'un objet opaque sphérique en chrome de $50\mu m$ déposé sur une plaque de verre à proximité d'un cheveu humain. Il est ainsi montré (Figure 2) que l'utilisation d'une approche robuste permet de réduire le biais d'estimation sur les rayons des objets holographiés. Le couplage d'une méthode robuste à une estimation jointe (super-résolution) permet également de réduire la variance d'estimation et ainsi d'améliorer les performances globales de l'approche.

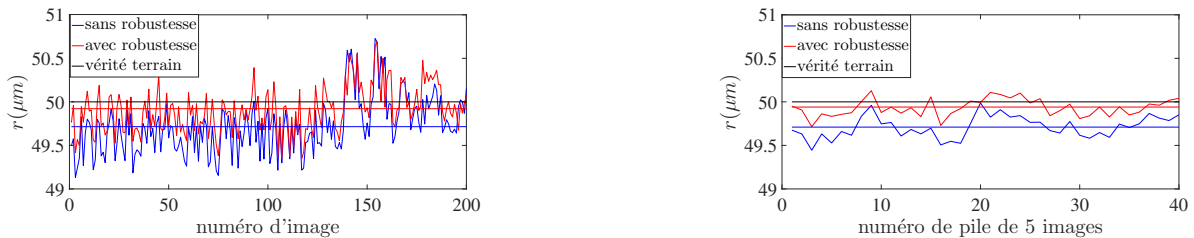


Fig. 2: Estimation sans / avec robustesse. (a) Sans super-résolution. (b) Avec super-résolution.

RÉFÉRENCES

- [1] N. Verrier and C. Fournier, "Digital holography super-resolution for accurate three-dimensional reconstruction of particle holograms," *Opt. Lett.*, vol. 40, no. 2, pp. 217–220, 2015.
- [2] P. W. Holland and R. E. Welsch, "Robust regression using iteratively reweighted least-squares," *Communications in Statistics-theory and Methods*, vol. 6, no. 9, pp. 813–827, 1977.

De la microscopie tomographique diffractive à la profilométrie multivue

Ludovic Foucault¹, Samia Ayadi², Matthieu Debailleul¹, Bertrand Simon¹, Olivier Haeberlé¹

¹ Laboratoire MIPS EA2332, Université de Haute-Alsace, IUT Mulhouse,
61 rue Albert Camus, 68093 Mulhouse Cedex, France

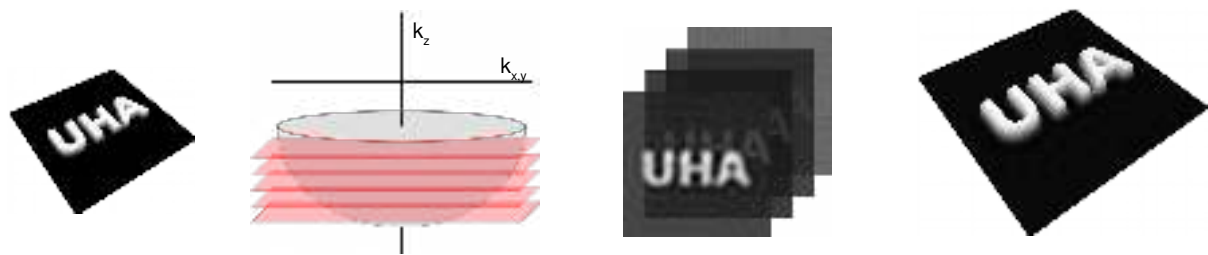
² Faculté de physique, Laboratoire d'électronique quantique, USTH,
Bp N 32 El Alia Bab Ezzouar, Alger, Algérie

Le microscope tomographique diffractif (MTD) est un système permettant d'imager des spécimens sans préparation par reconstruction du champ diffracté, en accord avec la théorie de la diffraction [1]. Le MTD peut être employé aussi bien en transmission [2] qu'en réflexion [3], les deux configurations permettant de doubler la résolution [3-7], contrairement aux techniques de microscopie conventionnelle.

Le MTD peut aussi être utilisé en profilométrie afin de mesurer la rugosité et la forme de certaines surfaces [4]. Le principal inconvénient de cette approche est son utilisation limitée à une illumination aux angles faibles ou à des pentes douces.

Nous avons étendu la théorie développée par Wombell et DeSanto [8] aux trois dimensions, nous permettant ainsi d'implémenter dans un système de MTD. Les premiers résultats obtenus par simulation sont présentés ci-dessous.

À partir d'un modèle numérique d'une surface un ensemble de figures de diffraction dans l'espace de Fourier est enregistré, générées grâce à différents angles d'illumination. Pour chaque angle, le champ est rétropropagé sur l'OTF en réflexion, en accord avec la théorie de la tomographie diffractive. Le support fréquentiel est alors découpé en tranches selon l'axe optique ; une surface intermédiaire est reconstruite par simple FFT inverse pour chaque valeur de k_z . Finalement, la surface définitive est retrouvée grâce à une combinaison des images intermédiaires.



Gauche à droite : surface 3D à reconstruire. OTF en réflexion découpée selon l'axe k_z . Ensemble des images intermédiaires obtenues par FFT inverse de chaque tranche. Image finale reconstruite par combinaison.

RÉFÉRENCES

- [1] E. Wolf, Opt. Comm. **1**, p. 153 (1969)
- [2] B. Simon, *et al.*, Eur. Phys. J. Appl. Phys. **44**, p. 29 (2008)
- [3] M. Sarmis *et al.*, J. Mod. Opt. **57**, p. 740 (2010)
- [4] M. Debailleul, V. Georges, B. Simon, R. Morin and O. Haeberlé, Opt. Lett. **34**, p. 79 (2009)
- [5] B. Simon, M. Debailleul, A. Beghin, Y. Tourneur and O. Haeberlé, J. Biophotonics **3**, p. 462 (2010)
- [6] Y. Cotte, *et al.*, Nature Phot. **7**, p. 113 (2013)
- [7] H. Liu, *et al.*, Appl. Opt. **53**, p. 748 (2014)
- [8] R. J. Wombell and J. A. DeSanto, J. Opt. Soc. Am. A **8**, p. 1892 (1991)

L'intrication en imagerie quantique pour résister au bruit

Nicolas GILLARD, Étienne BELIN, François CHAPEAU-BLONDEAU

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

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

Nous présentons un traitement d'image dans un cadre quantique, où une image numérique codée quantiquement peut bénéficier d'une propriété spécifiquement quantique constituée par l'intrication [1], et ainsi disposer de capacités originales de résistance au bruit inaccessibles en classique. On considère l'image quantique d'une scène, où chaque pixel est codé au moyen d'un système quantique constitué par un qubit représentant par exemple un photon avec ses deux états de polarisation. Pour la formation de l'image, on considère en chaque pixel un qubit (photon) sonde qui est d'abord préparé dans l'état quantique de référence $|+\rangle = (|0\rangle + |1\rangle)/\sqrt{2}$. Un tel photon sonde, s'il interagit avec l'objet à imager dans la scène, subit un retard de phase de π qui transforme son état en $|-\rangle = (|0\rangle - |1\rangle)/\sqrt{2}$. En dehors de l'objet, sur le fond, le photon sonde n'est pas modifié et reste dans l'état initial $|+\rangle$. Un faisceau structuré spatialement de tels photons sonde, quand il interagit avec la scène, réalise donc une image quantique binaire codée en phase où sur l'objet le pixel est dans l'état $|-\rangle$ et sur le fond dans l'état $|+\rangle$. Cette image est ensuite affectée par un bruit quantique, de type bruit dépolarisant, qui est un bruit quantique commun [2] ; ce bruit altère de façon aléatoire l'état quantique en chaque pixel. Sur l'image bruitée, on réalise alors une mesure en chaque pixel dans la base orthonormale de codage $\{|+\rangle, |-\rangle\}$ afin de détecter l'information binaire objet/fond en chaque pixel. À cause de l'action du bruit, on enregistre une certaine probabilité d'erreur de détection P_{er} qui augmente naturellement avec le niveau du bruit.

Dans ce cadre quantique, pour mieux résister au bruit, il est possible de tirer un parti tout à fait inattendu de l'intrication, selon le protocole suivant. Chaque photon sonde, avant d'être envoyé pour interagir avec la scène à imager, est intriqué avec un deuxième photon auxiliaire, en préparant la paire de photons dans l'état intriqué de référence $|\beta_{00}\rangle = (|00\rangle + |11\rangle)/\sqrt{2}$. Une fois intriqué avec le photon sonde, le photon auxiliaire reste, disons, bien à l'abri au laboratoire, alors que le photon sonde, comme précédemment, est envoyé à l'extérieur pour interagir avec la scène à imager, capter l'information binaire objet/fond en chaque pixel, et aussi se voir affecté par le bruit. Une fois récupéré en chaque pixel le photon sonde bruité, on réalise au laboratoire une mesure sur la paire intriquée, afin comme précédemment de détecter l'information binaire objet/fond en chaque pixel. Il apparaît alors que la mesure quantique sur la paire intriquée conduit à une erreur de détection P_{er} significativement réduite, comme illustré sur la Fig. 1, où l'on aboutit sur l'image décodée (C) dans sa moitié droite à une moindre proportion de pixels erronés.

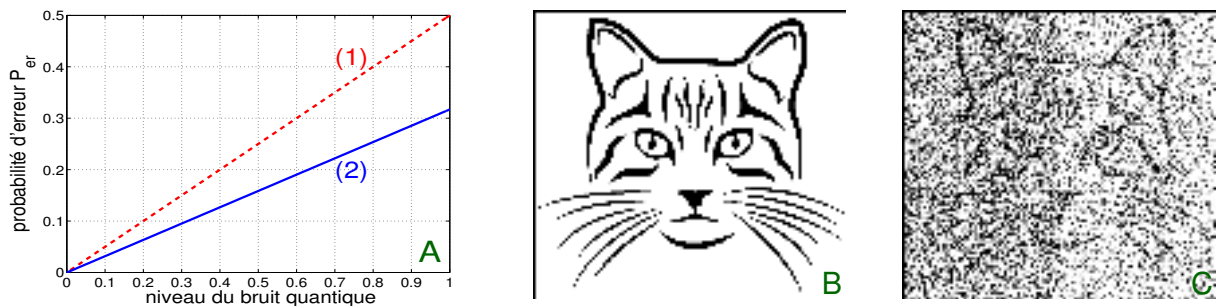


Fig. 1 : (A) Probabilité d'erreur avec un (1) ou deux (2) photons, pour l'image initiale (B) bruitée puis décodée (C) avec pour la moitié gauche de l'image le codage à un photon et pour la droite à deux photons.

Il s'agit d'un effet tout à fait paradoxal, spécifiquement quantique et inexistant en classique. Ainsi, en intriquant le photon sonde avec un photon auxiliaire qui n'interagit jamais avec la scène à imager, on améliore néanmoins la capacité, en présence de bruit, à extraire de l'information utile de la scène imagée.

[1] F. Chapeau-Blondeau, E. Belin, "Quantum image coding with a reference-frame-independent scheme," *Quantum Information Processing*, vol. 15, pp. 2685–2700, 2016.

[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. ■

Imagerie de polarisation sur des objets émissifs

A.Zanzouri Kechiche*, A.Mathieu**, O.Aubreton*, C.Stolz*

¹ : Laboratoire Electronique Informatique et Image,

² : Laboratoire ICB, département IRM, équipe LTm,

Christophe.stolz@u-bourgogne.fr

Nous nous intéressons ici au cas d'objets émettant un rayonnement dans le domaine Infra-Rouge dont nous souhaitons mesurer des caractéristiques comme la géométrie ou tout autre paramètre physique. Dans le cas présent, nous avons effectué des mesures par imagerie polarimétrique afin d'extraire l'information topographique de l'objet. Nous avons travaillé sur des objets en verre et sur des bains de soudures.

Le principe de mesure est basé sur la technique de "Shape from polarization" [1]. Les paramètres de polarisation, degré et angle de polarisation permettent l'évaluation de la normale en tout point de mesure, la forme étant estimée par intégration. Nous déduisons ici la topographie à partir de l'état de polarisation du rayonnement thermique pour lequel il n'y a plus d'ambiguïté sur l'angle de polarisation. Le degré de polarisation est alors exprimé grâce aux émissivités des composantes polarisées horizontalement et verticalement [2]. Dans le cas d'un objet en verre, celui-ci est momentanément échauffé avec une lampe halogène avant d'effectuer la mesure des données polarimétriques à l'aide d'une caméra en IR lointain.

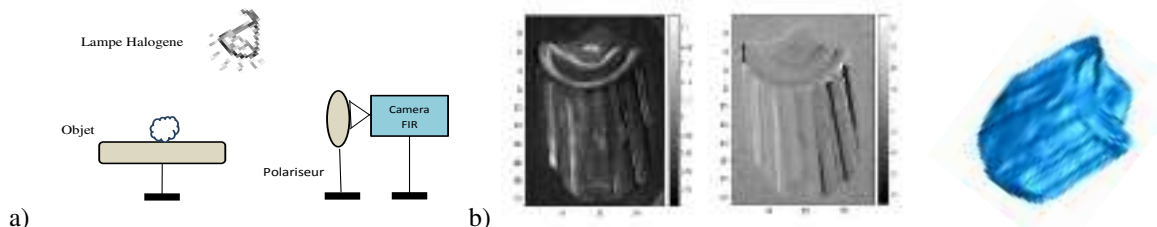


Fig 1. a) Expérience avec échauffement local b) Exemple de données issues de la polarisation: DOP, AOP et topographie estimée

Nous avons aussi étudié les rayonnements thermiques émis par le métal liquide de différents bains de soudures à l'arc (TIG) ou au laser. La longueur d'onde de 810 nm, située dans une fenêtre spectrale aveugle de l'arc de plasma a alors été choisie. L'indice de réfraction du métal liquide et la topographie de la surface du bain de fusion sont déduites de l'état de polarisation du rayonnement. La méthode proposée extrait également la carte de température du bain liquide et offre la possibilité d'étudier l'évolution temporelle de ces grandeurs. Le degré de polarisation est alors exprimé grâce aux émissivités des composantes polarisées horizontalement et verticalement [3]. Nous travaillons actuellement à améliorer la segmentation des images.

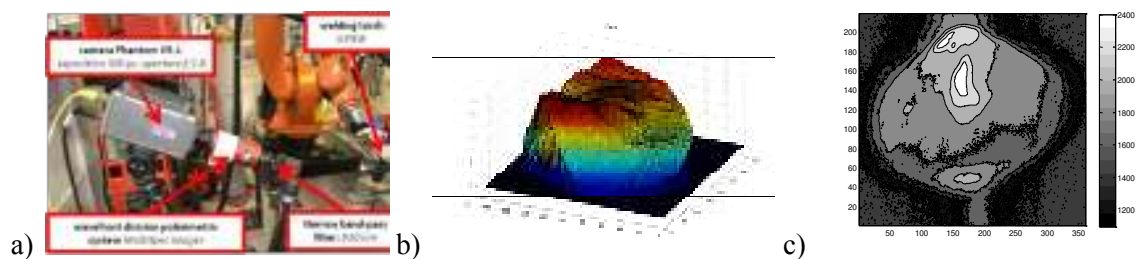


Figure 1 : a) Dispositif de mesure dans le cas d'une expérience de soudage TIG; (b) Topographie (c) Carte de température du bain

RÉFÉRENCES

- [1] O. Morel, C. Stolz, F. Meriaudeau and P. Gorria, "Active Lighting Applied to 3D Reconstruction of Specular Metallic Surfaces by Polarization Imaging", Appl. Opt. Vol. 45 (17), pp. 4062-4068, 2006.
- [2] K.P. Gurton, R. Dahmani and G. Videen, "Measured Degree of Infrared Polarization for a Variety of Thermal Emitting Surfaces", ARL-TR (2004).

Débruitage et correction d'artefacts en cryo-tomographie électronique

Emmanuel Moebel¹, Charles Kervrann¹

¹ Inria, Campus de Beaulieu, 35 042 Rennes, France

emmanuel.moebel@inria.com

Nous proposons une méthode pour aborder une problématique importante en cryo-tomographie électronique (cryo-TE) : la réduction de bruit et d'artefacts induits par un sous-échantillonnage des données dans le domaine spectral ("missing wedge", voir Fig. 1). La méthode analyse un tomogramme généré par tomographie à angle limité, et produit un tomogramme restauré. La correction des artefacts est obtenue en complétant itérativement les régions spectrales manquantes à partir des informations cohérentes extraites des données. La méthode est stochastique et s'appuie sur un débruiteur [1, 2, 3] pour obtenir une image régularisée. Cette procédure peut être utilisée pour améliorer la visualisation de tomogrammes ou comme étape de pré-traitement pour l'analyse d'image, y compris pour la segmentation et la classification. Nous avons pu prouver la performance de la méthode à la fois sur des données synthétiques et expérimentales. L'efficacité ayant été démontrée dans le cadre fortement bruité de la cryo-TE, la méthode peut être appliquée à d'autres modalités d'imagerie souffrant des mêmes artefacts, en particulier sur des images à valeurs de SNR très élevées.

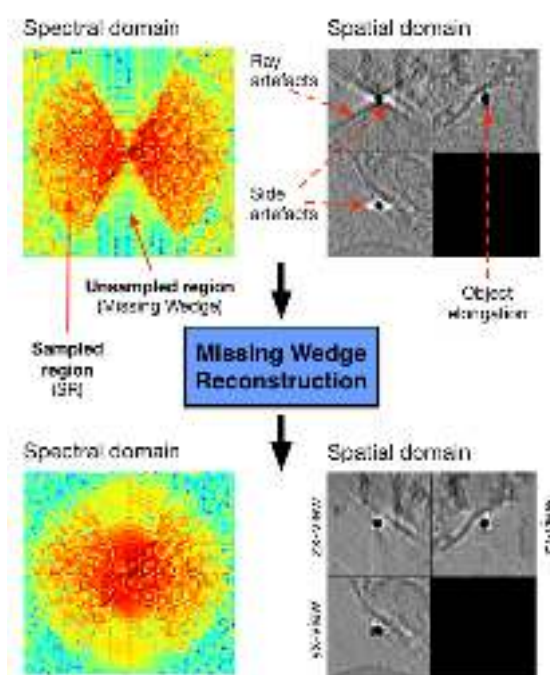


Fig. 1 : Tomogramme contenant une particule d'or. La première ligne illustre l'entrée de la méthode, à la fois dans le domaine spectral et spatial, la deuxième ligne illustre le résultat.

RÉFÉRENCES

- [1] M. Maggioni, V. Katkovnic, K. Egiazarian, and A. Foi, "Nonlocal transform-domain filter for volumetric data denoising and reconstruction," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 22, no. 1, pp. 119–133, 2013.
- [2] C. Kervrann, "PEWA : Patch-based Exponentially Weighted Aggregation for image denoising," *Advances in Neural Information Processing Systems*, vol. 27, no. Nips, pp. 1–9, 2014.
- [3] M. Lebrun, A. Buades, and J. Morel, "A nonlocal Bayesian image denoising algorithm," *SIAM Journal on Imaging Sciences*, vol. 6, no. 3, pp. 1665–1688, 2013.

Acquisitions adaptatives multispectrales et résolues en temps par une caméra mono-pixel

Florian Rousset^{1,2}, Nicolas Ducros¹, Andrea Farina², Gianluca Valentini², Cosimo D'Andrea², Françoise Peyrin¹

¹ Univ Lyon, INSA Lyon, UCBL, CNRS 5220, INSERM U1206, CREATIS - 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 de réaliser des systèmes d'imagerie optique très performants à bas coût [1]. Par exemple, une SPC peut être couplée avec un spectromètre et/ou une carte à comptage de photons (*time-correlated single photon counting board*, TCSPC) afin d'obtenir un système d'imagerie multispectral résolu en temps. La restauration d'image par SPC a longtemps été fondée sur la théorie de l'acquisition comprimée [2] qui est coûteuse en temps de calcul. Nous avons récemment proposé comme alternative l'utilisation d'une stratégie *adaptative* d'acquisition basée sur les ondelettes [3] dont nous montrons ici l'applicabilité à l'imagerie multispectrale des temps de vie de fluorescence d'un échantillon comportant plusieurs fluorophores.

L'acquisition des images est effectuée à l'aide de la méthode ABS-WP (*Adaptive Basis Scan by Wavelet Prediction*) décrite dans [3, 4] et pour laquelle les concepts sont toujours applicables à la SPC multispectrale résolue en temps proposée ici. Nous notons $\mathbf{F}_{\lambda,t}$ l'image $N \times N$ restaurée dans le canal spectral λ et canal temporel t avec $(\lambda, t) \in [1, \Lambda] \times [1, T]$. Puisque le système acquiert simultanément toutes les longueurs d'ondes et canaux temporels, une pile de $\Lambda \times T$ images $\mathbf{F}_{\lambda,T}$ est obtenue. Pour effectuer une analyse temporelle (resp. multispectrale) des mesures, $\mathbf{F}_{\lambda,t}$ peut être sommée sur λ (resp. t) afin d'obtenir T (resp. Λ) images $\mathbf{F}_t$ (resp. $\mathbf{F}_\lambda$) qui dépendent uniquement du temps (resp. de la longueur d'onde). A partir des images temporelles, l'amplitude A^* et le temps de vie τ^* des fluorophores peuvent être obtenus en ajustant à un modèle les courbes expérimentales temporelles $\hat{I}$ données par chaque pixel (i, j) de $\mathbf{F}_t$ i.e. $\hat{I}(t) = (\mathbf{F}_1(i, j), \dots, \mathbf{F}_T(i, j))^T$. Mathématiquement,

$$(A^*, \tau^*) = \arg \min \| \hat{I}(t) - Ae^{-\frac{t}{\tau}} \|_2^2 \quad (1)$$

où $I(t) = Ae^{-\frac{t}{\tau}}$ modélise l'intensité de la lumière émise par un fluorophore. En répétant (1) pour chaque pixel de l'image, les cartes d'amplitude et de temps de vie peuvent être estimées.

Notre système comprend un détecteur de $\Lambda = 16$ canaux couvrant des longueurs d'onde de 505 ± 5 nm à 655 ± 5 nm avec un pas de 10 nm et $T = 70$ canaux temporels couvrant des temps de 0 à 21.05 ns avec un pas de 0.305 ns. Un objet visible en Fig. 1-(a) et composé de trois fluorophores avec différentes formes est considéré pour acquisition. On note que le carré et le cercle ne peuvent être discriminés en considérant des mesures spectrales seules, c'est-à-dire sans résolution temporelle (Fig. 1-(b) et (c)). En revanche, quand l'information temporelle est exploitée, les deux objets sont identifiables, l'un ayant un temps de vie beaucoup plus court que l'autre (Fig. 1-(e)). Il est à noter que la stratégie d'acquisition ABS-WP considérée permet ainsi d'obtenir des images multispectrales résolues en temps de très bonne qualité avec un fort taux de compression, 93% ici avec une ondelette de Daubechies.

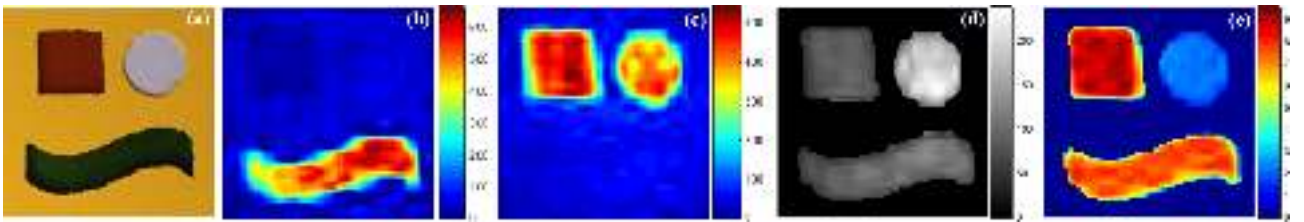


Fig. 1 : (a) Photo de l'objet, images spectrales $\mathbf{F}_\lambda$ 64×64 restaurées par ABS-WP pour (b) $\lambda = 3$ (525 nm) et (c) $\lambda = 13$ (625 nm). (d) Amplitude A^* et (e) temps de vie τ^* estimés à partir des images 64×64 temporelles $\mathbf{F}_t$ restaurées par ABS-WP.

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] F. Rousset, N. Ducros, A. Farina, G. Valentini, C. D'Andrea, and F. Peyrin, "Adaptive basis scan by wavelet prediction for single-pixel imaging," *IEEE Transactions on Computational Imaging*, vol. in press, 2016.
- [4] F. Rousset, N. Ducros, F. Andrea, C. D'Andrea, and F. Peyrin, "Acquisition adaptative pour single-pixel caméra : comparaison avec l'acquisition comprimée," *11e Journées Imagerie Optique Non Conventionnelle*, 2016.

Calcul de la sensibilité du champ diffracté électrique par le théorème de la réciprocité et application à la diffraction inverse en régime de diffusion fortement multiple.

Kévin UNGER¹, Patrick CHAUMET¹, Kamal BELKEBIR¹

¹ Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Marseille, France

kamal.belkebir@fresnel.fr

La diffraction inverse[1] consiste à déterminer les propriétés intrinsèques d'une cible (position, forme, indice optique) à partir de mesures discrètes du champ diffracté. En régime de diffusion multiple, l'inversion devient hautement non-linéaire. Toutefois, c'est essentiellement dans ce régime que la résolution peut être obtenue[2]. Le présent poster sera composé de deux parties. D'abord, nous calculons la sensibilité du champ diffracté par rapport à une variation de la permittivité au moyen du théorème de la réciprocité. Puis, nous implémentons un algorithme de reconstruction tridimensionnel qui prend mieux en compte la diffusion multiple. L'algorithme est validé sur données expérimentales dans le domaine microonde [3, 4] et démontre une nette supériorité par rapport à des algorithmes classiques en fournissant une image quantitative et résolue de la la permittivité.

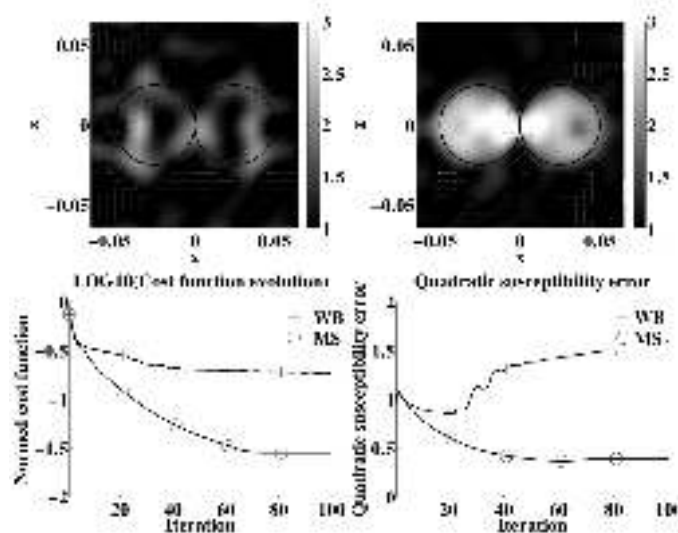


Fig. 1 : Au dessus : Reconstructions sur données expérimentales de la carte de permittivité relative par un algorithme faisant une approximation de Born faible [WB] (à gauche) et par le nouvel algorithme avec diffusion multiple [MS] (à droite). La cible expérimentale est composée de deux sphères homogènes identiques ($r = 2.5$ cm, $\epsilon = r = 2.6$) en contact selon l'axe x. La fréquence du champ d'éclairant est 6 GHz. En dessous : Evolution de la fonction coût (à gauche) et de l'erreur quadratique sur la susceptibilité (à droite) en fonction des itérations avec les WB- et MS-algorithmes.

RÉFÉRENCES

- [1] P. M. Van Den Berg and R. E. Kleinman, *Gradient Methods in Inverse Acoustic and Electromagnetic Scattering*, pp. 173–194. New York, NY : Springer New York, 1997.
- [2] K. Belkebir, P. C. Chaumet, and A. Sentenac, "Influence of multiple scattering on three-dimensional imaging with optical diffraction tomography," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 23, pp. 586–595, 2006.
- [3] J. M. Geffrin and P. Sabouroux, "Continuing with the Fresnel database : experimental setup and improvements in 3D scattering measurements," *Inverse Probl.*, vol. 25, no. 2, p. 024001, 2009.
- [4] A. Litman and L. Crocco, "Testing inversion algorithms against experimental data : 3D targets," *Inverse Probl.*, vol. 25, pp. 020201–5, 2009.