



IMAGERIE OPTIQUE NON CONVENTIONNELLE

11.12/03/2020

Journées des GDR ISIS et Ondes
Journées du club Physique & Imagerie Optique de la SFO

RAPPORT JIONC 2020

Comité d'organisation :

Corinne Fournier

Laboratoire Hubert Curien
Tel: 04 69 66 32 61

corinne.fournier@univ-st-etienne.fr

Julien Fade

Institut FOTON
Tel: 02 23 23 52 15

julien.fade@univ-rennes1.fr

Matthieu Boffety

Institut d'Optique - Lab. C. Fabry
Tel: 01 64 53 32 98

matthieu.boffety@institutoptique.fr

Comité de programme :

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

1. Objectifs et déroulement

1.A - Objectifs

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

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

Pour cette 15^e édition des JIONC, et sur la proposition de F. Champagnat (ONERA-DTIS) et C. Soussen (L2S, CentraleSupélec) nous avons souhaité proposer, en plus des thématiques habituelles, une session spéciale sur le thème de « l'imagerie d'objets spatialement non résolus ». L'imagerie d'objets spatialement non résolus recouvre un large panel de techniques expérimentales exploitées en biologie, chimie moléculaire (PALM-STORM), médecine (ULM) ou en mécanique des fluides (PIV). La phénoménologie commune des images (superpositions de motifs élémentaires d'objets indiscernables) explique les similarités méthodologiques des traitements mis en œuvre (variantes de l'algorithme CLEAN, approches parcimonieuses,...) dans ces différents domaines applicatifs. L'objet de cette session spéciale était de réunir les acteurs de contributions méthodologiques (conception de systèmes d'imagerie, méthodes de reconstruction) pour échanger sur les problématiques et avancées d'intérêt commun. Les contributions attendues étaient de nature applicatives ou méthodologiques au sens large (algorithmes de calibrage, de traitement d'image, évaluation de performance par benchmarking, et la co-conception instrument/traitement d'image). Cette session a été animée par F. Champagnat (ONERA-DTIS) et C. Soussen (L2S, CentraleSupélec), et fut introduite par une conférence invitée de Daniel Sage (EPFL, Lausanne, Suisse) suivie de communications issues des contributions reçues pour cette session spéciale.

Comme chaque année, nous avons sollicité également des propositions de communications de nature théorique et applicative, sur les thèmes suivants (liste non exhaustive) :

- Modalités d'imagerie non conventionnelles
- Conception d'imageurs innovants
- Méthodes de traitement en imagerie non conventionnelle
- Approches « problèmes inverses » pour l'imagerie
- Imagerie biomédicale
- Applications de ces systèmes d'imagerie

1.B - Bilan en quelques chiffres des JIONC 2020

La réunion s'est déroulée sur deux jours, à l'Institut Langevin – Institut de Physique du Globe de Paris, 1 Rue Jussieu, Paris, 5^e arrondissement, les 11 et 12 Mars 2020.

Cette 15^e édition des JIONC s'est déroulée dans le contexte particulier de la montée en puissance de l'épidémie de coronavirus en France. Elle s'est tenue à la veille de la décision de fermer les établissements d'enseignement au niveau national, et à quelques jours du début d'un confinement général de la population française. La décision de maintenir ou non les JIONC a été largement débattue au sein du comité d'organisation, et avec les organismes de tutelle (GDR ISIS et ONDES), ainsi que l'établissement d'accueil (Institut Langevin). Le vendredi 6 mars, date à

laquelle seules les réunions de plus de 1000 personnes étaient interdites, nous avons décidé de maintenir les JIONC les 11 et 12 mars. A la veille de l'événement, suite à quelques demandes et à plusieurs annulations de participants/orateurs, nous avons également pris la décision de mettre en place en urgence, avec des moyens « du bord » une vidéo-diffusion en direct des débats. Malgré les difficultés de mise en place et d'optimisation du système, cette option s'est avérée être un relatif succès vu l'urgence dans laquelle elle s'est mis en place.

Malgré ce contexte particulier, cette édition des JIONC a donné lieu à 1 présentation invitée (une seconde présentation invitée devait être donnée par Mme Virginie Chamard (Institut Fresnel, CNRS, Univ. Aix-Marseille) sur la ptychographie rayons X pour l'imagerie 3D des biomatériaux, mais dû être annulée en dernière minute par l'oratrice), 22 contributions orales (+3 annulations) de 20 minutes au cours de sept sessions thématiques, 10 contributions sous forme de posters (+ 2 annulations) et a réuni 70 participants en présentiel, et jusqu'à 19 connexions distantes en simultanément en vidéoconférence.

Sept contributions incluaient des contributeurs internationaux. Une part des contributions impliquait des entreprises et des organismes de recherche (ONERA, CEA, Deneb Medical, Damae medical).

La représentativité féminine a été respectée (1 oratrice invitée (50%), 7 présentatrices orales (>30 %)).

2. Programme des journées

Mercredi 11 mars

9H30-10H00 : ACCUEIL + INTRODUCTION DES JIONC 2020

10H00-10H50 : CONFÉRENCE INVITÉE

« Achieving higher resolution in 3D fluorescence imaging: deconvolution microscopy and single-molecule localization microscopy »

Daniel Sage

Biomedical Imaging Group (BIG), École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), Lausanne, Suisse

→ Résumé en fin de programme

10H50-11H30 : SESSION SPECIALE « IMAGERIE D'OBJETS NON RESOLUS » - PARTIE I : IMAGERIE DE PARTICULES

« ExpACO: détection de motifs spatialement étendus dans des images présentant un bruit non stationnaire corrélé »

Olivier Flasseur^{1,2}, Loïc Denis¹, Eric Thiébaud², Thomas Olivier¹, Corinne Fournier¹

¹Univ Lyon, UJM Saint Etienne, CNRS, Institut d'Optique Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, Saint Etienne, France

²Univ Lyon, Univ Lyon1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon UMR 5574, Saint-Genis Laval, France

« Problème inverse appliqué à la détection de particules pour la PIV »

Adam Cheminet¹, Jean-François Krawczynski², Philippe Druault²

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, SPEC, Gif-sur-Yvette, France

²Sorbonne Université, CNRS, Institut Jean Le Rond d'Alembert, Paris, France

« Lagrangian Particle Image Velocimetry » [ANNULÉ]

Yin Yang¹, Dominique Heitz^{1,2}, Etienne Mémin^{1,2}

¹INRAE, UR OPAALE, Rennes, France

²INRIA, Équipe Fluminance, Rennes, France

~~« Imagerie interférométrique de particules rugueuses irrégulières »~~ [ANNULE]

~~Marc Brunel¹, Mohamed Talbi¹, Barbara Delestre¹, Michael Fromager²~~

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

~~²UMR CNRS 6252 CIMAP, CEA, Ensicaen, Université de Caen, France~~

11H30-12H10 : SESSION SPECIALE « IMAGERIE D'OBJETS NON RESOLUS » - PARTIE II : SUPER-RESOLUTION

« Volumetric compressive fluorescence nanoscopy »

Payvand Arjmand¹, Marco Pascucci², Aditya Tripathi³, Ori Katz³, Valentina Emiliani^{2,4}, Marc Guillon^{1,2}

¹Saints-Pères Paris Institute for Neurosciences UMR 8003, Université de Paris, Paris

²Neurophotonics Laboratory, CNRS UMR 8250, Université Paris Descartes, Paris

³Department of Applied Physics, The Hebrew University of Jerusalem, Israel

⁴Institut de la Vision, Sorbonne Université, Inserm S968, CNRS UMR7210, Paris, France

« Co-conception en imagerie PALM : comment imager dans les milieux épais ? »

Olivier Lévêque, Caroline Kulcsar, François Goudail

Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, CNRS, Laboratoire Charles Fabry, Palaiseau, France.

12H10-14H00 : DEJEUNER

14H00-15H00 : SESSION SPECIALE « IMAGERIE D'OBJETS NON RESOLUS » - PARTIE II : SUPER-RESOLUTION... SUITE

« Super-resolution approaches in photoacoustic imaging »

Bastien Arnal, Sergey Vilov, Guillaume Godefroy, Emmanuel Bossy

LiPhy, UGA, CNRS, Grenoble cedex 9, France

« Dépasser la limite de diffraction des imageurs passifs conventionnels ? »

Nicolas Ducros¹, Aurélien Bourquard^{2,3}

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

²Research Laboratory of Electronics, Massachusetts Institute of Technology Cambridge, USA

³Biomedical Image Technologies, Universidad Politécnica de Madrid and CIBER-BBN, Madrid, Spain

« Quelle est la taille d'une figure de diffraction ? Estimation du champ de vue et de la résolution en holographie sans lentille »

Ferréol Soulez

Univ. Lyon, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon UMR5574, Saint-Genis-Laval, France

15H00-16H00 : IMAGE & SON

« Fourier-Transform Acousto-Optic imaging »

Maïmouna Bocoum¹, Jean-Luc Gennisson², Jean-Pierre Huignard¹, Anne Louchet-Chauvet¹, François Ramaz¹, Jean-Michel Tualle³

¹Institut Langevin, Ondes et Images – ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS UMR 7587, Université Paris, Sorbonne, Paris, France

²BIOMAPS, laboratoire d'imagerie biomédicale multi-modale à Paris-Saclay, Université Paris-Saclay, CNRS, INSERM, CEA, Orsay, France

³Laboratoire de Physique des Lasers, CNRS, Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité, Villetaneuse, France

« Élastographie quantitative en temps-réel par holographie numérique »

Agathe Marmin¹, Stefan Catheline², Amir Nahas¹

¹Laboratoire ICube, Université de Strasbourg, Strasbourg, France

²LabTAU, Inserm U1032, Lyon, France

« Imagerie de la diatténuation avec un microscope photoacoustique dans le domaine fréquentiel »

Bathilde Rivière, Olivier Hugon, Eric Lacot, Emmanuel Bossy, Olivier Jacquin

Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, St Martin d'Hères, France

16H00-16H30 : PAUSE CAFE

16H30-....: SESSION POSTERS

Cf. Liste des posters en fin de programme

Jeudi 12 mars

09H00-09H50 : CONFÉRENCE INVITÉE

~~« X-ray Bragg ptychography: a new approach to help deciphering biomineralization pathways »~~

Virginie Chamard

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

~~→ Résumé en fin de programme [ANNULE]~~

09H50-10H50 : IMAGERIE HAUTE ENERGIE

« Application de méthodes de traitement en imagerie X par contraste de phase sur source de laboratoire : détection et correction d'artefacts d'extraction »

Georges Giakoumakis^{1,2}, Jérôme Primot¹, Cindy Bellanger¹, Julien Jaeck¹, Adrien Stolidi²

¹ONERA, Palaiseau, France

²CEA, Gif-sur-Yvette Cedex, France

« Un opérateur proximal dédié à la tomographie spectrale, et son application dans une méthode one-step »

Frédéric Jolivet¹, Clarisse Fournier¹, Jérôme Lesaint², Michel Garcin¹, Andrea Brambilla¹

¹Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, Grenoble, France

²CEA, CTREG, DGDO, Bouguenais, France

« Nouvelles possibilités d'imagerie à partir de la Tomographie Compton Circulaire »

Cécilia Tarpau^{1,2,3}, Mai K. Nguyen¹

¹ETIS, CY Cergy Paris Université, ENSEA, CNRS UMR 8051, Cergy, France

²LPTM, CY Cergy Paris Université, CNRS UMR 8089, Cergy, France

³LMV, Université Versailles Saint Quentin, CNRS UMR 8100, Versailles, France

10H50-11H20 : PAUSE CAFE

11H20-12H20 : TRAITEMENTS POUR LA MICROSCOPIE

« Scans informés pour l'imagerie de tissus biologiques courbes »

Faris Abouakil, Frédéric Galland, Loïc Le Goff

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

« Révéler l'ultrastructure fine du muscle par traitement computationnel d'images générées sans marquage par microscopie multiphotonique »

M. Chalvidal¹, C. Lefort², E. Chouzenoux¹, J.-C. Pesquet¹, L. Magnol³ et V. Blanquet³

Centre pour la Vision Numérique, CentraleSupélec, Inria Saclay, France

Institut de Recherche XLIM, Université de Limoges, UMR CNRS 7252, Limoges, France

INRAE, Université de Limoges, EA7500, USC1061 GAMAA, Limoges, France

« Machine-learning based bacteria segmentation tool agnostic to imaging modality »

Swapnesh Panigrahi, Tâm Mignot, Leon Espinosa

Laboratoire de Chimie Bactérienne, IMM, Marseille, France

12H20-14H20 : DEJEUNER

14H20-15H00 : IMAGERIE POLARIMETRIQUE

« Système d'imagerie par endomicroscopie polarimétrique de Mueller pour l'aide au diagnostic in vivo »

Colman Buckley¹, Marc Fabert¹, Damien Kinet², Dominique Pagnoux¹

¹Université de Limoges, Xlim, UMR 7252, Limoges, France

²Université de Mons, Faculté Polytechnique, Mons, Belgique

« ~~Mueller microscopy for tissue microstructural analysis~~ » [ANNULE]

Hee Ryung Lee¹, Shubham Chandel¹, Pengcheng Li², Ma Hui², Christian Lotz^{3,4}, Florian Kai Groeber-Becker^{3,4}, Sofia Dembski^{3,4}, Enric Garcia-Caurel¹, Razvigor Ossikovski¹, and Tatiana Novikova¹

¹LPICM, CNRS, Ecole polytechnique, Institut Polytechnique de Paris, Palaiseau 91128, France

²Tsinghua University, Department of Physics, Beijing, China

³University Hospital Würzburg, Dpt. of Tissue Engineering and Regenerative Medicine TERM, Würzburg, Germany

⁴Fraunhofer Inst. for Silicate Research ISC, Translational Center for Regenerative Therapies, Würzburg, Germany

« Imagerie polarimétrie active et sélective par brisure d'orthogonalité dans le proche infrarouge »

Jonathan Staes¹, François Parnet¹, Julien Fade¹, Noé Ortega-Quijano^{1,2} and Mehdi Alouini¹

¹Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON – UMR6082, Rennes, France

²Deneb Medical S. L., San Sebastian, Spain

15H00-16H20 : IMAGERIE BIOMEDICALE

« Premières reconstructions super-résolues et sectionnées optiquement en imagerie rétinienne par illumination structurée »

Y. Lai-Tim^{1,2}, L. Mugnier¹, F. Orieux³, R. Baena-Gallé^{4,5}, M. Paques², S. Meimon¹

¹DOTA, ONERA, Université Paris Saclay, Palaiseau, France

²CIC 503, INSERM, Quinze-Vingts Hospital, Paris, France

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

⁴Instituto de Astrofísica de Canarias, La Laguna, Tenerife, Espagne

⁵Departamento de Astrofísica, Universidad de La Laguna, La Laguna, Tenerife, Espagne

« Compensation numérique d'aberrations en imagerie holographique de la rétine »

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

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

²LRDE, EPITA, Le Kremlin-Bicêtre, France

³ONERA, Châtillon, France

⁴CHNO des Quinze-Vingts, Paris, France

« OCT confocale linéaire basée sur un interféromètre de Mirau à immersion »

Weikai Xue¹, Olivier Levecq², Jonas Ogien², Arnaud Dubois¹

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

²DAMAE Medical, Paris, France

« Non invasive retinal and choroidal blood flow imaging by laser Doppler holography »

Leo Puyo¹, Mathias Fink¹, Michael Atlan¹, Michel Paques², José-Alain Sahel²

¹Institut Langevin, France

²CHNO des 15-20. France

LISTE DES POSTERS

01 - « Microscopie bimodale super-résolue en réflexion totale interne »

K. Affannoukoué¹, G. Maire¹, H. Giovanini¹, A. Talneau², P. Chaumet¹, K. Belkebir¹, A. Sentenac¹

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

²CNRS/C2N, Centre de Nanosciences et de Nanotechnologies, Marcoussis, France

02 - « Une nouvelle base de données multimodale, RGB et polarimétrique pour l'analyse de scènes routières. » [ANNULÉ]

Rachel Blin¹, Samia Ainouz¹, Stéphane Canu¹, Fabrice Meriaudeau²

¹Normandie Univ, INSA Rouen, UNIROUEN, UNIHAVRE, LITIS, Rouen, France

²University of Burgundy, UBFC, ImViA, Le Creusot, France

03 - « Approche problème inverse pour la reconstruction d'hologrammes obtenus par interférométrie à décalage latéral »

Dylan Brault¹, Thomas Olivier¹, Corinne Fournier¹, Arun Anand²

¹Université Lyon, UJM St-Etienne, CNRS, Institut d'Optique, Laboratoire Hubert Curien, St-Etienne, France.

²Optics Laboratory, Applied Physics Department, Faculty of Technology & Engineering, Univ. of Baroda, India.

04 - « Set d'images multispectrales ReDFISH pour la conception de capteurs d'images silicium »

Axel Clouet^{1,2}, Jérôme Vaillant¹, Célia Viola¹

¹Univ. Grenoble Alpes, CEA, LETI, DOPT, LIS, France

²Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition, CNRS UMR 5105, Univ. Grenoble Alpes, Grenoble, France

05 - « 3D Ultrasound and Photoacoustic Imaging of vasculature using a sparse array in a chicken embryo model »

G. Godefroy, B. Arnal, S. Vilov, E. Bossy

Univ. Grenoble Alpes, CNRS, LIPhy, Grenoble, France

06 - « Reconstruction de vidéos compressives par réseaux de neurones récurrents »

Antonio Lorente Mur, Françoise Peyrin, Nicolas Ducros

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

07 - « Photoacoustic and fluorescent microscopy through a multimode fibre using optical wavefront shaping »

Sylvain Mezil, Irène Wang, Philippe Moreau, Antonio M. Caravaca-Aguirre, Emmanuel Bossy

LIPhy, Université Grenoble Alpes, Saint Martin D'Hères, France

08 - « Microscopie interférométrique super résolue spatialement »

Stéphane Perrin, Sylvain Lecler, Paul Montgomery

ICube, CNRS - Université de Strasbourg - INSA, 300 Boulevard Sébastien Brant, Illkirch, France

09 - « Spectral Characterization of Optical Devices based on Fabry-Perot Interferometry: A physical model interpretation »

Daniele Picone¹, Aneline Dolet^{1,2}, Silvère Gousset³, Didier Voisin², Mauro Dalla Mura^{1,4}, Etienne Le Coarer³

¹GIPSA-lab, Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble Campus Saint Martin d'Hères, France

²UGA, CNRS, Institut des Géosciences de l'Environnement (IGE), Grenoble, France

³Institut de Planétologie et d'Astrophysique de Grenoble (IPAG), Saint Martin d'Hères (Grenoble), France

⁴WRHI, School of Computing, Tokyo Institute of Technology, Tokyo, Japan

10 - « Imagerie photoacoustique de la densité de vascularisation dans le ménisque »

Bathilde Rivière¹, Olivier Jacquin¹, Olivier Hugon¹, Boudewijn Van der Sanden², Eric Lacot¹

¹Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, St Martin d'Hères, France

²TIMC-IMAG, La Tronche, France

11 - « Approches numériques et expérimentales pour la simplification des acquisitions en microscopie par tomographie diffractive »

Ludovic Foucault¹, Asemare Mengistie Taddese², Nicolas Verrier², Matthieu Debailleul², Jean-Baptiste Courbot², Olivier Haeberle²

¹Centre de recherche CERVO, Centre Intégré Universitaire de Santé et des Services Sociaux de la Capitale-Nationale, Québec, Canada

²Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal (IRIMAS UR7499), Université de Haute-Alsace, Mulhouse, France

12 – « Evaluation de la qualité des images holographiques traitées sans référence » [ANNULE]

Louiza Zizi¹, Amina Serir², Abdelhamid Kellou¹

¹Laboratoire Electronique Quantique, Faculté de Physique, USTHB, Alger

²Laboratoire traitement d'images et rayonnement faculté électronique USTHB, Alger

3. Bilan - Conclusions

Les points marquants de cette 15^e édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- Cette 15^e édition des JIONC s'est déroulée dans le contexte particulier de la montée en puissance de l'épidémie de coronavirus en France. Elle s'est tenue à la veille de la décision de fermer les établissements d'enseignement au niveau national, et à quelques jours du début d'un confinement général de la population française. La décision de maintenir ou non les JIONC a été largement débattue au sein du comité d'organisation, et avec les organismes de tutelle (GDR ISIS et ONDES), ainsi que l'établissement d'accueil (Institut Langevin). Le vendredi 6 mars, date à laquelle seules les réunions de plus de 1000 personnes étaient interdites, nous avons décidé de maintenir les JIONC les 11 et 12 mars.
- Les JIONC se sont déroulées à nouveau cette année dans des conditions matérielles remarquables grâce à l'aide de l'Institut Langevin et de l'Institut de Physique du Globe de Paris, qui a permis l'accès à l'amphithéâtre et à la salle de bibliothèque pour la pause-café, la session poster se déroulant dans le grand couloir d'accueil du laboratoire, sur des supports de présentations prêtés également par ces deux laboratoires. Le comité d'organisation et le comité de programme souhaitent remercier ces laboratoires pour leur aide précieuse.
- La conférence invitée de Daniel Sage a été appréciée par l'ensemble du public, et a été suivie par 19 personnes en connexion distante.
- La qualité et la cohérence des présentations de la session spéciale en « Imagerie d'objets non résolus » a été appréciée et a permis de donner une coloration spécifique à un bon tiers de la conférence. Vu le succès de l'expérience, ce type d'appel à contributions un peu plus spécifique sera peut-être reproduit à l'avenir pour les futures éditions.
- La participation en présentiel est en légère baisse par rapport à l'an passé (- 12,5 %) : 70 présents, mais cette baisse est largement à relativiser vu le contexte sanitaire dans lequel ces journées se sont déroulées. Par ailleurs, en incluant les participations en visioconférences, l'auditoire est plutôt en augmentation (99 en chiffre absolu, +23 %)
- Conformément à la charte sur la représentativité féminine soutenue par la Société Française d'Optique pour les actions de ses clubs, un regard a été porté sur la représentativité féminine pour les conférences invitées, les exposés oraux. Sans qu'il y ait eu aucune nécessité d'arbitrage en ce sens pendant l'élaboration du programme, la représentativité féminine a été naturellement respectée (1 oratrice invitée (50%), 6 présentatrices (>30 %)).

Cette année encore, les retours des participants ont été très favorables. L'effort d'avoir mis en place un système de vidéoconférence a été très apprécié par le public distant. En effet, à la veille de l'événement, suite à quelques demandes et à plusieurs annulations de participants/orateurs, nous avons pris la décision de mettre en place en

urgence, avec des moyens « du bord » une vidéo-diffusion en direct des débats. Malgré les difficultés de mise en place et d'optimisation du système, cette option s'est avérée être un relatif succès vu l'urgence dans laquelle elle s'est mis en place, avec jusqu'à 19 auditeurs en visioconférence. Globalement, sur l'ensemble des sessions, un public distant d'une dizaine de personnes s'est maintenu au cours des 2 jours. Nous avons utilisé la plateforme *Renater Rendez-vous*, permettant une diffusion large, sécurisée, sans nécessiter l'emploi d'un logiciel spécifique à installer. Deux canaux de diffusion ont été mis en place : un partage d'écran pour l'ordinateur de présentation, tandis qu'un ordinateur supplémentaire diffusait via une webcam de qualité l'image de l'auditeur ou de l'écran et assurait captation du son. La qualité de la diffusion est restée fluctuante au cours des deux jours, avec des soucis techniques réguliers, résolus heureusement à chaque fois assez rapidement. Au bilan, on retiendra que la mise en place d'une telle solution de vidéoconférence est possible, mais a un impact non négligeable sur le déroulé de la conférence en présentiel (contrainte sur le matériel à utiliser, délais supplémentaires, ...) et mobilise beaucoup d'énergie pour les organisateurs. Néanmoins, que ce soit pour d'autres contextes sanitaires délicats qui pourraient survenir, ou plus généralement dans un souci louable de réduction du coût environnemental de la diffusion de la recherche scientifique, la pérennisation d'une solution de vidéoconférence pour cet événement sera une option à étudier de près pour les éditions futures.

4. Liste des participants

Nom	Prénom	Laboratoire/Entreprise ...	Adresse électronique
Abouakil	Faris	Institut Fresnel, Aix-Marseille Université - Marseille	
Affannoukoué	Kevin	Institut Fresnel, Aix-Marseille Université - Marseille	
Ait Tilat	Soufiane	Onera - Palaiseau	
Arjmand	Payvand	UMR 8003, Saints-Pères Paris Institute for the Neurosciences - Paris	
Arnal	Bastien	LiPhy, Université Grenoble Alpes, CNRS - Grenoble	
Atlan	Mickael	CNRS	
Atto	Abdourrahmane	LISTIC - Annecy	
Berdeu	Anthony	Chulalongkorn University	
Bocoum	Maïmouna	Institut Langevin - Paris	
Boffety	Matthieu	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau	
Bourquard	Aurelien	Research Laboratory of Electronics, MIT, USA	
Bouyssoux	Alexandre	Institut Pasteur - Paris	
Brault	Dylan	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne	
Carloni	Rémi	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Gertosio			
Carron	Adrien	laboratoire : LiPhy Université Grenoble Alpes - Saint-Martin-d'Hères	
Chalumeau	Robin	Institut Pasteur - Paris	
Champagnat	Frederic	ONERA - Châtillon	
Cheminet	Adam	Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, SPEC - Gif-sur-Yvette	
Clouet	Axel	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble	
Dang	Hong-Phuong	ENSAI - CREST UMR 9194 - Bruz	
Dedieu	Atef	Chercheur Optique Laser - BEZONS	
Dolet	Aneline	Grenoble Images Parole Signal Automatique - GRENoble	
Dubois	Arnaud	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau	
Ducros	Nicolas	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne	
Fade	Julien	Institut FOTON	
Flamant	Julien	Centre de Recherche en Automatique de Nancy	
Fort	Emmanuel	ESPCI	
Fournier	Corinne	Laboratoire Hubert Curien - Saint-Etienne	

Galland	Frederic	Institut Fresnel - Marseille
Giakoumakis	Georges	ONERA - Palaiseau
Giovannelli	Jean-Francois	IMS
Godefroy	Guillaume	LIPHy, Université Grenoble Alpes - saint martin d'hères
Goudail	François	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Guillon	Marc	Saints-Pères Paris Institute for Neurosciences, CNRS UMR 8003 - Paris
Haeberlé	Olivier	Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal - Mulhouse
Hamdani	Massilia	Institut de la vision, Sorbonne Université - Paris
Heitz	Dominique	IRSTEA
Huignard	Jean-Pierre	JPOpto
Ihrke	Ivo	INRIA
Jacquin	Olivier	Laboratoire interdisciplinaire de physique - saint martin d'hères
Jolivet	Frédéric	CEA - Direction de la Recherche Technologique – Grenoble
Kulcsar	Caroline	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Lacot	Eric	Laboratoire interdisciplinaire de physique - saint martin d'hères
Lai-Tim	Yann	Onera - Chatillon
Lartigue	Lionel	Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, Université Paris Saclay - Palaiseau
Leveque	Olivier	Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique - Palaiseau
Levraud	Nicolas	ONERA - Chatillon
Liaudat	Tobias	CosmoStat, CEA-Saclay - Gif-sur-Yvette
Lorente Mur	Antonio	Centre de recherche en imagerie médicale - Villeurbanne
Magnier	Baptiste	Laboratoire de Génie Informatique et d'Ingénierie de Production - Nîmes
Marmin	Agathe	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie - Illkirch
Mezil	Sylvain	Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, Université Grenoble Alpes - St Martin d'Hères
Montgomery	Paul	Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes - Strasbourg
Mugnier	Laurent	ONERA - Châtillon
Nahas	Amir	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie - Illkirch
Nammour	Fadi	CosmoStat, CEA Paris-Saclay - Gif-sur-Yvette
Noetinger	Guillaume	Institut Langevin - PARIS
Olivo-Marin	Jean-Christophe	Unité d'Analyse d'images quantitative - Paris
Pagnoux	Dominique	Institut Xlim, UMR CNRS 7252 - LIMOGES
Panigahi	Swapnesh	Laboratoire de Chimie Bactérienne UMR 7283 - Marseille
Pascucci	Marco	Laboratoire de Mathématiques et Modélisation d'Évry - UMR 8071 - Évry
Perrin	Stéphane	Laboratoire ICube, Université de Strasbourg - Illkirch
Picone	Daniele	Grenoble Images Parole Signal Automatique - GRENoble
Puyo	Léo	CHNO des Quinze-Vingts - Paris
Ramaz	Francois	Institut langevin - ESPCI Paris - Paris
Redel	Sacha	ONERA - Palaiseau
Rivet	Julie	Institut Langevin, ESPCI Paris - Paris
Rivière	Bathilde	Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, université

		Grenoble-Alpes - Saint Martin d'Hères
Roche	Muriel	Institut Fresnel - Marseille
Simon	Bertrand	Laboratoire Photonique Numérique Nanosciences - Talence
Soulez	Ferreol	Centre de Recherche Astrophysique de Lyon - Saint Genis Laval
Soussen	Charles	Laboratoire des signaux et systèmes - Gif-sur-Yvette
Staes	Jonathan	Institut FOTON
Tarpau	Cecilia	Equipes Traitement de l'Information et Systèmes - Cergy-Pontoise
Tualle	Jean-Michel	Lab. de Physique des Lasers - VILLETANEUSE
Vaillant	Jérôme	CEA - Direction de la Recherche Technologique - Grenoble
Verrier	Nicolas	Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal - Mulhouse
Wang	Irène	LIPhy (Labo Interdisciplinaire de Physique) - Grenoble
Xue	Weikai	Laboratoire Charles Fabry - Palaiseau

Achieving higher resolution in 3D fluorescence imaging: deconvolution microscopy and single-molecule localization microscopy

Daniel Sage

Biomedical Imaging Group (BIG), École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), Lausanne, Suisse

daniel.sage@epfl.ch

Advanced microscopy techniques yield outstanding images (3D, time-lapse, multichannel), allowing one to address fundamental questions in developmental biology, molecular biology and neuroscience. Most of these techniques deploy computational methods that numerically reconstruct high-resolution or super-resolution images from the degraded measurements. A faithful reconstruction of a 3D image requires knowledge of the image acquisition model which mainly consists of the 3D point-spread function (PSF). In this presentation, I shall review two such techniques that highly rely on the PSF: 1) 3D deconvolution microscopy that helps to remove the out-of-focus and to improve the contrast of 3D images, and 2) 3D single-molecule localization microscopy that allows one to achieve super-resolution images (~ 25 nm in the lateral plane, ~ 75 nm in the axial direction). This presentation is based on our experience of organizing a grand challenge to benchmark a wide range of softwares on the same reference datasets.

ExPACO: détection de motifs spatialement étendus dans des images présentant un bruit non stationnaire corrélé

Olivier Flasseur^{1,2}, Loïc Denis¹, Eric Thiébaud², Thomas Olivier¹, Corinne Fournier¹

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

² Univ Lyon, Univ Lyon1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon UMR 5574, F-69230, Saint-Genis-Laval, France
olivier.flasseur@univ-st-etienne.fr

Dans différents domaines de l'imagerie, il est nécessaire de détecter un signal faible correspondant à un motif connu superposé à un fond fort et spatialement corrélé. Cette problématique est rencontrée par exemple en astronomie lors de la détection d'exoplanètes [1] ou en microscopie cohérente [2] lors de la détection de bactéries. En raison de ses fluctuations temporelles, le fond peut être difficile à supprimer. La détection du motif nécessite alors une modélisation statistique de ce fond. En raison de difficultés liées (i) à l'estimation des corrélations spatiales du fond et (ii) à l'application d'un détecteur optimal tenant compte de la non-stationnarité de ces corrélations, il est courant de les négliger. L'approche proposée ici [2] consiste à estimer localement, à l'échelle d'un patch de quelques dizaines de pixels, les corrélations spatiales à partir de plusieurs images de fond puis à exploiter ce modèle de bruit lors de la détection. Cette approche est testée sur des images de microscopie holographique en utilisant un algorithme optimisé en temps de calcul pour la production de cartes de détection.

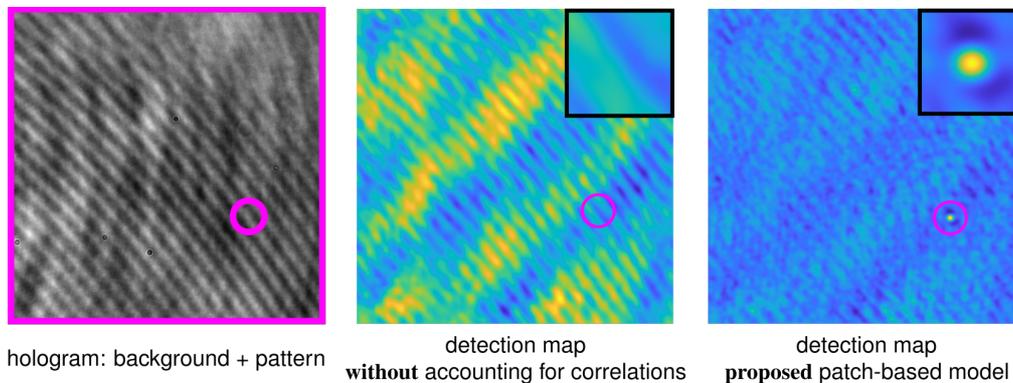


Figure 1 : Illustration de cartes de détection obtenues sans (milieu) et avec (droite) prise en compte d'un modèle statistique de fond corrélé non stationnaire. Seule la méthode proposée permet de détecter la présence d'un objet à ce niveau de rapport signal-sur-bruit (pic de détection dans la zone encerclée).

RÉFÉRENCES

- [1] O. Flasseur, L. Denis, E. Thiébaud, M. Langlois, "Exoplanet detection in angular differential imaging by statistical learning of the nonstationary patch covariances - The PACO algorithm". *Astronomy & Astrophysics*, 2018.
- [2] O. Flasseur, L. Denis, E. Thiébaud, T. Olivier, C. Fournier, "ExPACO: detection of an extended pattern under nonstationary correlated noise by patch covariance modeling". In *27th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, 2019.

Problème inverse appliqué à la détection de particules pour la PIV

Adam Cheminet¹, Jean-François Krawczynski², Philippe Druault²

¹ Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, SPEC, 91191, Gif-sur-Yvette, France

² Sorbonne Université, CNRS, Institut Jean Le Rond d'Alembert, F-75005 Paris, France

adam.cheminet@cea.fr

La PIV (Particle Image Velocimetry) est, depuis les années 90, un des outils de métrologie optique le plus répandu et performant pour la mécanique des fluides et le diagnostic d'écoulements turbulents. Un champ Eulérien de déplacement y est reconstruit à partir d'images cross-corrélées de particules. Le passage à la 3D [1] a été fait en combinant le principe de reconstruction tomographique pour la reconstruction du champ 3D de particules et l'extension des algorithmes de cross-corrélations à la 3D. Mais la méthode souffre d'une limite en densité particulaire atteignable par les algorithmes d'inversion ainsi que d'un filtrage du champ de vitesse dû à la corrélation.

Afin de s'affranchir de ces obstacles, diverses méthodes hybrides incorporant reconstruction 3D de particules par problèmes inverses à un suivi Lagrangien (Particle Tracking Velocimetry) ont vu le jour [2]. L'idée est que le suivi temporel permet de distinguer une vraie particule d'un artefact de reconstruction. Cela donne accès à de nouvelles gammes de densité particulaire et donc de résolution spatiale, cruciale pour les écoulements turbulents « multi-échelles ». C'est dans ce cadre que la détection et localisation de particules dans une image 2D trouve son importance. Il s'agit d'identifier et de localiser la position sub-pixelique de toutes les particules présentes dans une seule et même image en vue de suivi Lagrangien ou de reconstruction hybride Lagrangien/Eulérien du champ de vitesse [5]. Le chevauchement d'image de particules devient alors un frein majeur à lever.

Une nouvelle méthode [4] pour la détection et localisation des particules dans les images (PIR) sera présentée. Cette approche est basée sur la reconstruction de la position de la particule grâce à l'inversion d'un modèle linéaire [3] reliant la donnée image à une représentation particulière de la génération d'image PIV. Des simulations numériques utilisant des images synthétiques montrent la robustesse de la méthode à divers paramètres expérimentaux comme la densité particulaire, la taille effective de l'image particulaire, la taille estimée de l'image particulaire ainsi que le bruit de fond caméra. La comparaison avec des techniques conventionnelles (CCM, DTB) démontrera le gain en performances de détection que cette méthode apporte. Les avancées sur une validation expérimentale seront également présentées.

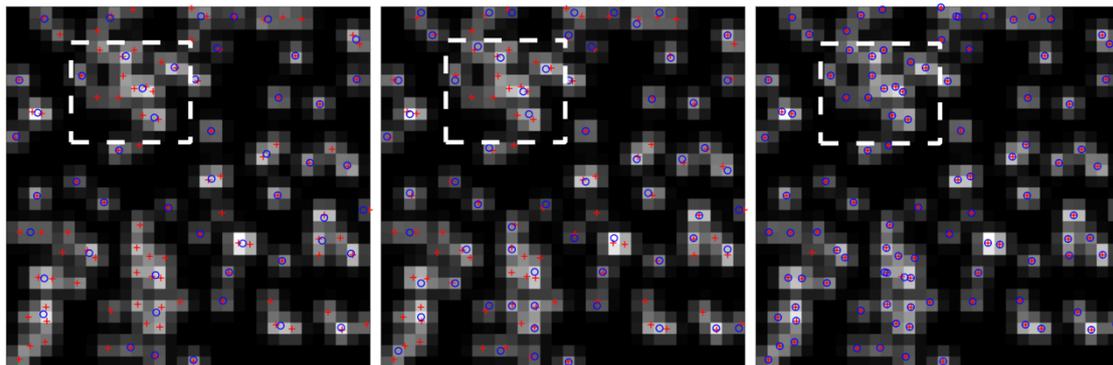


Figure 1 : Exemple d'images synthétiques avec la localisation des particules (+ rouge) et des détections (o bleu). De gauche à droite : CCM, DTB, PIR

REFERENCES

- [1] Elsinga G E et al. 2006 Tomographic particle image velocimetry *Exp. Fluids* **41** 933–47
- [2] Schanz D et al. 2016 Shake-The-Box: Lagrangian particle tracking at high particle image densities *Exp. Fluids* **57** 70
- [3] Champagnat F et al. 2014 Tomographic PIV: particles versus blobs *Meas. Sci. Technol.* **25** 084002
- [4] A. Cheminet et al. 2018 Particle image reconstruction for particle detection in PTV. *Meas. Sci. Technol* **29** 125202
- [5] Yin Yanget al. 2019 Lagrangian Particle Image Velocimetry. *ISPIV2019*, Munich, Germany. pp.1-9.hal- 02330256

Volumetric compressive fluorescence nanoscopy

Payvand Arjmand¹, Marco Pascucci², Aditya Tripathi³, Ori Katz³, Valentina Emiliani^{2,4}, Marc Guillon^{1,2}

¹ Saints-Pères Paris Institute for Neurosciences UMR 8003, Université de Paris, 75006 Paris

² Neurophotonics Laboratory, CNRS UMR 8250, Université Paris Descartes, 75006 Paris

³ Department of Applied Physics, The Hebrew University of Jerusalem, Jerusalem 9190401, Israel

⁴ Institut de la Vision, Sorbonne Université, Inserm S968, CNRS UMR7210, 17 Rue Moreau, 75012 Paris, France

marc.guillon@u-paris

Fluorescence Microscopy has been known to be an invaluable tool for imaging in biology. During the past two decades super-resolution techniques have been developed to overcome Abbe's diffraction limit. However, improving resolution comes at the expense of longer acquisition times and increased photo-toxicity for biological samples and fluorescent probes. Stimulated emission depletion (STED) microscopy achieves subdiffraction resolution and enables imaging up to 100 μm deep into biological tissues at high imaging rates. Laser light illumination deeper than 100 μm inside biological tissues results in random speckle patterns which are typically considered as undesirable. However, speckles are ideally suited for achieving compressive sensing, which allows minimized sampling rates and thus faster acquisition times and reduced photo-bleaching. Based on our previous method for compressive 3D super-resolution microscopy (Fig. 1) [1], we are currently working on a speckle-based super-resolution microscope saturating stimulated emission depletion to achieve ultra-fast volumetric sub-diffraction imaging of quick and rare sub-cellular events.

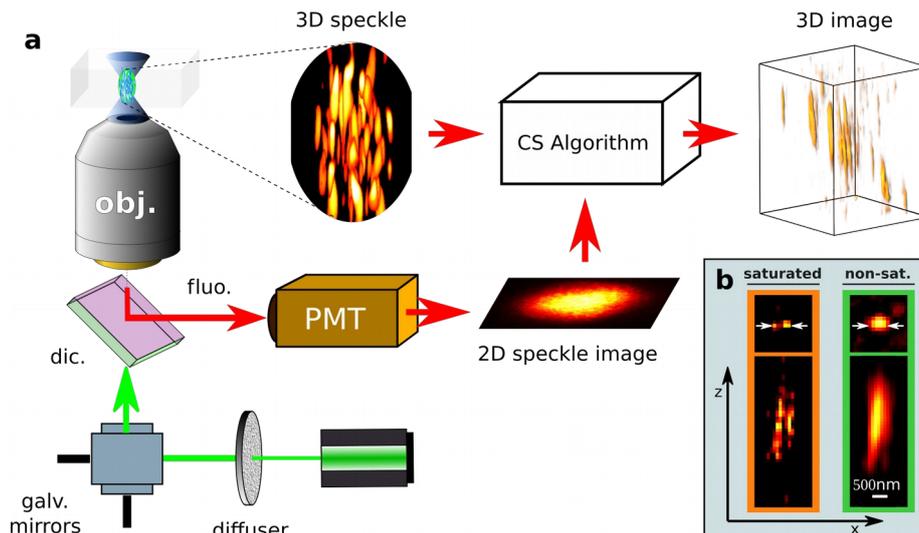


Fig. 1: principle of compressive 3D microscopy with speckles (a). A speckle pattern is scanned in 2D in the sample and fluorescence collected on a PMT. Feeding a compressed sensing algorithm with both the 3D speckle point spread function and the 2D speckle-image allows retrieving the 3D distribution of fluorescent markers. When saturating fluorescence excitation, an improved resolution is obtained both in the transverse plane and along the propagation axis.

RÉFÉRENCES

- [1] M. Pascucci, S. Ganesan, O. Tripathi, O. Katz, V. Emiliani, and M. Guillon, "Compressive three-dimensional super-resolution microscopy with speckle-saturated fluorescence excitation," *Nat. Commun.*10, 1327 (2019)

Co-conception en imagerie PALM : comment imager dans les milieux épais ?

Olivier Lévêque, Caroline Kulcsár, François Goudail

Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, CNRS, Laboratoire Charles Fabry, 91120, Palaiseau, France.

olivier.leveque@institutoptique.fr

L'imagerie PALM, de l'anglais *photo-activated localization microscopy*, consiste à déterminer la position d'une particule fluorescente isolée dans le champ de la caméra avec une précision dépassant la limite de diffraction [1]. A l'aide de cette technique d'imagerie, il est possible de reconstruire des images biologiques présentant des résolutions nanométriques [2].

Les biologistes cherchent, aujourd'hui, à imager des milieux de plus en plus épais et de moins en moins transparents. Dans ce contexte, nous proposons une approche visant à rendre l'imagerie de molécule unique insensible à sa position axiale. De nombreux travaux de recherche ont montré l'efficacité des masques de phase pour étendre la profondeur de champ d'un système optique en imagerie classique [3]. Nous proposons ici de co-concevoir des masques de phase placés dans la pupille de l'objectif du microscope afin de générer une tache image conduisant à une précision d'estimation de position invariante (ou faiblement variable) sur l'axe d'imagerie. Le critère d'optimisation des masques repose sur la précision de localisation d'une molécule individuelle dans le plan.

Nos résultats montrent que les masques optimisés conjointement à un critère de précision de localisation permettent d'augmenter de manière significative la profondeur d'exploration des méthodes d'imagerie de la molécule unique sans réduire la quantité de lumière collectée.

RÉFÉRENCES

- [1] E. Betzig, G. H. Patterson, R. Sougrat, O. W. Lindwasser, S. Olenych, J. S. Bonifacino, M. W. Davidson, J. Lippincott-Schwartz, and H. F. Hess, "Imaging intracellular fluorescent proteins at nanometer resolution," *Science*, vol. 313, no. 5793, pp. 1642–1645, 2006.
- [2] R. J. Ober, S. Ram, and E. S. Ward, "Localization accuracy in single-molecule microscopy," *Biophysical journal*, vol. 86, no. 2, pp. 1185–1200, 2004.
- [3] F. Diaz, F. Goudail, B. Loiseaux, and J.-P. Huignard, "Increase in depth of field taking into account deconvolution by optimization of pupil mask," *Optics letters*, vol. 34, no. 19, pp. 2970–2972, 2009.

Super-resolution approaches in photoacoustic imaging

Bastien Arnal¹, Sergey Vilov¹, Guillaume Godefroy¹, Emmanuel Bossy¹

¹ LiPhy, UGA, CNRS, 140 rue de la Physique, 38058 Grenoble cedex 9, France

bastien.arnal@univ-grenoble-alpes.fr

Photoacoustic imaging provides optical contrast at depth beyond the optical transport mean free path. Several strategies have been introduced to achieve super-resolution. In the context of imaging blood flow, dynamic approaches can be used in two different regimes. In the high concentration regime, the flow causes absorption fluctuations and nth-order statistics can be analyzed resulting in a super-resolution image [1]. In the low concentration regime, when absorbers individually appear in each acoustic resolution spots, the localization microscopy technique can be adapted to our problem [2]. However, these two methods suffer from a low temporal resolution as thousands of images of needed.

Supposing the knowledge of the point spread function (PSF) of the imaging system, it is possible to improve single shot images. We will show that adding sparsity and positive constraints to this problem can enhance the resolution [3]. With the same advantages, we will discuss how deep-learning algorithms can help gaining resolution in a leaf skeleton model.

These techniques have been investigated in both simulations and experiments in microfluidic channels. Such super-resolution approaches will be further evaluated in vivo.

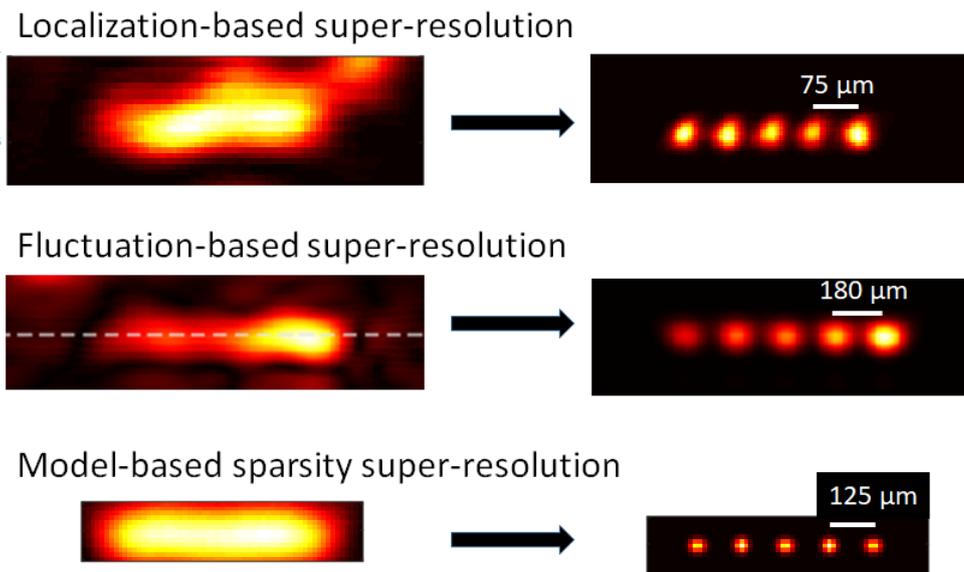


Figure 1. Results obtained in microfluidic circuits. Left column: conventional imaging. Right column: Super-resolved results.

RÉFÉRENCES

[1] T. Chaigne, B. Arnal, S. Vilov, E. Bossy, and O. Katz, “Super-resolution photoacoustic imaging via flow-induced absorption fluctuations,” *Optica*, *OPTICA*, vol. 4, no. 11, pp. 1397–1404, Nov. 2017

[2] S. Vilov, B. Arnal, and E. Bossy, “Overcoming the acoustic diffraction limit in photoacoustic imaging by the localization of flowing absorbers,” *Opt. Lett.*, *OL*, vol. 42, no. 21, pp. 4379–4382, Nov. 2017

[3] S. Vilov, B. Arnal, E. Hojman, Y. C. Eldar, O. Katz, and E. Bossy, “Super-resolution photoacoustic and ultrasound imaging with sparse arrays,” *arXiv:1910.00390 [physics]*, Sep. 2019

Dépasser la limite de diffraction des imageurs passifs conventionnels?

Nicolas Ducos¹, Aurélien Bourquard^{2,3}

¹ Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Villeurbanne

² Research Laboratory of Electronics, Massachusetts Institute of Technology Cambridge, USA

³ Biomedical Image Technologies, Universidad Politécnica de Madrid and CIBER-BBN, Madrid, Spain

nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr, aurelien@mit.edu

La résolution spatiale d'un système d'imagerie, c'est-à-dire sa capacité à séparer des points situés à de faibles distances angulaires, est limitée par la densité de capteurs et par la diffraction. Les avancées en traitement du signal permettent de traiter le cas où la quantité de capteurs constitue le facteur limitant [1]. Cependant, la densité spatiale des capteurs a considérablement augmenté au cours des dernières années et cette limite apparaît de moins en moins critique. En revanche, la résolution spatiale demeure limitée par la diffraction survenant à l'intérieur du système.

La microscopie à fluorescence a largement abordé la limite de diffraction avec des approches reposant sur des schémas d'illumination complexes (p. ex. STED) ou le contrôle photoélectrique de l'échantillon (p. ex., PALM ou STORM). Des méthodes ont également été développées pour des objets non fluorescents (p. ex., l'holographie numérique, la microscopie à ouverture synthétique et la ptychographie de Fourier). Cependant, lorsque l'objet est trop éloigné pour être accessible, comme en télédétection ou en astronomie, aucune des approches précédentes ne s'applique. Nous proposons une approche permettant précisément d'imager au-delà de la limite de diffraction dans ces cas. Cette approche repose sur une physique de formation de l'image astucieuse, couplée à une étape de reconstruction qui ne nécessite pas de formuler d'hypothèses sur les propriétés de l'image à reconstruire.

Nous proposons de modifier la chaîne d'acquisition conventionnelle en ajoutant un modulateur spatial de lumière entre l'objet et le système d'imagerie conventionnel. L'idée consiste à mesurer des quantités qui ne sont pas sensibles à la diffraction. La chaîne de traitement comporte trois étapes, comme représenté à la Fig. (1a). La première consiste à obtenir un ensemble d'images modulées ; la seconde générer des scalaires insensibles à la diffraction ; la dernière à reconstruire l'image sans diffraction [2]. Des résultats expérimentaux obtenus sur un objet test sont présentés aux Fig. (1b) et Fig. (1c). Ceux-ci indiquent que la chaîne d'acquisition-reconstruction proposée permet effectivement d'imager au delà de la limite de diffraction.

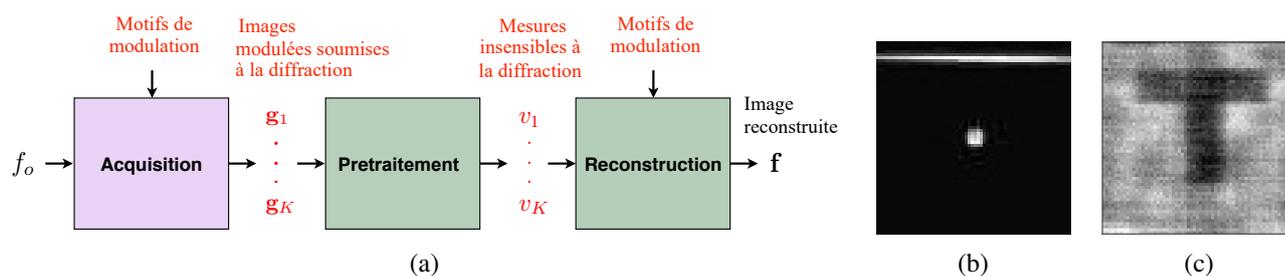


FIGURE 1: Imagerie sans limite de diffraction. **a)** Principe général, **b)** image conventionnelle de la lettre T, **c)** image reconstruite de la même lettre T.

RÉFÉRENCES

- [1] D. L. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 52, pp. 1289–1306, 2006.
- [2] N. Ducros and A. Bourquard, "Diffraction-unlimited imaging based on conventional optical devices," 2020 (preprint : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02314422v2/document>).

Quelle est la taille d'une figure de diffraction?

Estimation du champ de vue et de la résolution en holographie sans lentille

Ferréol Soulez

Univ. Lyon, Univ. Lyon 1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon UMR5574,
F-69230, Saint-Genis-Laval, France

ferreol.soulez@univ-lyon1.fr

L'holographie en ligne sans lentille consiste à enregistrer la lumière diffractée par l'objet observé directement sur le capteur sans aucun dispositif optique entre les deux. Étant donné le faible coût et la simplicité d'un tel montage, l'holographie en ligne est employée dans de nombreuses applications (microscopie, métrologie, ...). De part la nature de la diffraction, les hologrammes contiennent de l'information sur des zones de l'échantillon hors du champ de vue du capteur avec une résolution potentiellement bien plus fine que la taille des pixels de la caméra comme cela est illustré Fig. 1. Seulement, à la différence de l'imagerie conventionnelle, les hologrammes ne peuvent pas être directement interprétés et des algorithmes sont indispensables pour reconstruire l'image de l'échantillon ou extraire des paramètres d'intérêt. Cette étape de reconstruction possède ses propres limites et il est très difficile de déterminer si la résolution ainsi que le champ de vue de l'image reconstruite sont dues à des limitations physique ou à une reconstruction imparfaite.

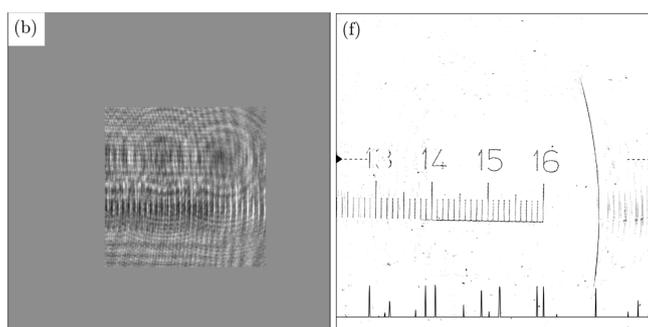


FIGURE 1 : Reconstruction (f) sur un champ 4 fois plus grand que l'hologramme expérimental (b). Extrait de [1].

Le but de ce travail est donc de proposer une réponse à la question : **Quelle est la résolution et la bande passante d'un système d'holographie sans lentille ?**

Le champ de vue et la bande passante d'un système optique peut être résumé par son "space-bandwidth product (SBP)" qui peut être représenté graphiquement dans le domaine de Wigner[2]. J'utiliserais cet outil pour montrer qu'en théorie le champ de vue comme la bande passante en holographie sans lentille sont gigantesques (e.g. le champ de vue théorique d'un microscope holographique dépasse souvent plusieurs dizaines de mètres de coté). Puis je montrerais comment en pratique avoir une estimation de plus réaliste en fonction de l'angle d'incidence, du bruit du capteur et de la cohérence de la source.

RÉFÉRENCES

- [1] L. Denis, D. Lorenz, E. Thiébaud, C. Fournier, and D. Trede, "Inline hologram reconstruction with sparsity constraints," *Optics Letters*, vol. 34, p. 3475, nov 2009.
- [2] A. W. Lohmann, R. G. Dorsch, D. Mendlovic, C. Ferreira, and Z. Zalevsky, "Space-bandwidth product of optical signals and systems," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 13, p. 470, mar 1996.

Fourier-Transform Acousto-Optic imaging

Maimouna Bocoum^{1*}, Jean-Luc gennisson², Jean-Pierre Huignard¹, Anne Louchet-Chauvet¹, François Ramaz¹, Jean-Michel Tualle³

¹ Institut Langevin, Ondes et Images – ESPCI Paris, PSL Research University, CNRS UMR 7587, Université Paris, Sorbonne Université, 1rue Jussieu, 75005 Paris, France

² BIOMAPS, laboratoire d'imagerie biomédicale multi-modale à Paris-Saclay, Université Paris-Saclay, CNRS, INSERM, CEA, 4 Place du Général Leclerc, 91401 Orsay, France

³ Laboratoire de Physique des Lasers, CNRS, Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité, 99 avenue J.-B. Clément, 93430 Villetaneuse, France

* maimouna.bocoum@espci.fr

Acousto-Optics (AO) imaging [1] is a bimodal imaging technique which couples ultrasounds (US) to Infrared (IR) light inside a scattering medium. The photons which paths cross with a controlled MHz-ultrasound pulse undergo the acousto-optic effect [2], resulting in the frequency shift of ω_{US} that can be selectively detected using holography-based detection methods [3]. The spatio-temporal profile of US is crucial in the imaging step, and various approaches from direct imaging using focused US to indirect imaging using plane waves [4] have been described in the literature. The main challenge of AOI is its high sensitivity to speckle decorrelation inside tissues occurring at short time scales ($\sim ms$).

Here, we present an indirect imaging approach named **Fourier-Transform Acousto-Optic (FTAO)** imaging [5] based on digital holography for the detection of tagged photons [6]. In FTAO, a sequence of long lasting US pulses are spatio-temporally structured in order to tag the Fourier components of the AO image we wish to reconstruct. Pulses last about $100\mu s$, which is short enough to prevent speckle decorrelation and long enough to make use of the long exposure times of digital cameras.

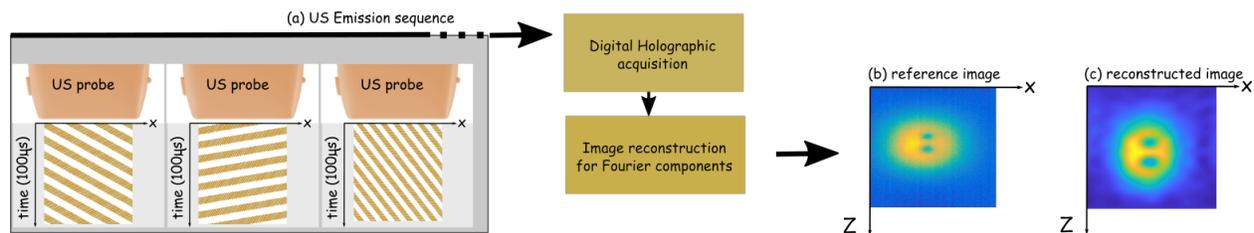


Figure 1. (a) Artistic representation of long US pulse used in FTAO-imaging. The reference image (b) obtained in direct imaging is reconstructed using this sequential approach to give (c). All represented scales are here in arbitrary units.

The approach will be fully described and recent experimental results inside scattering tissues will be presented. We plan to perform the first *in-vivo* FTAO based image in a near future.

[1] S. G. Resink, et al., Journal of biomedical optics, vol. 17 (2012).

[2] P. Debye and P. W. Sear, PNAS 18(6):409-414 (1932)

[3] S. Farahi, et al. Opt. Lett, 37(13) :2754-2756, (2012)

[4] J. B. Laudereau et al. J. Biophotonics, 8, 429 (2015)

[5] S. Leveque et al. Opt. Lett, 24 181-183, (1999)

[6] K. Barjean et al. Opt. Lett, 40, 705 (2015)

Elastographie quantitative en temps-réel par holographie numérique

Agathe Marmin¹, Stefan Catheline², Amir Nahas¹

¹ Laboratoire ICube, Université de Strasbourg, 1 place de l'Hôpital, 67000 Strasbourg, France

² 2LabTAU, Inserm U1032, 151 cours Albert Thomas, 69003 Lyon, France

a.marmin@unistra.fr

La palpation est utilisée depuis les débuts de la médecine pour évaluer la rigidité des tissus et ainsi diagnostiquer les patients. Une anomalie des propriétés mécaniques peut refléter des pathologies telle que la fibrose ou la présence de tumeurs. Un grand nombre de techniques ont donc été développées lors des dernières décennies pour ajouter le contraste d'élastographie aux modalités d'imagerie médicales [1-3]. Nous présentons nos derniers résultats combinant l'holographie digital hors axe et l'élastographie quantitative. La sensibilité de l'holographie hors axe permet d'imager des ondes mécaniques de faible amplitude ($< 1 \mu\text{m}$) générées dans les tissus biologiques par leur pulsativité naturelle ou par du bruit externe.

Deux méthodes d'élastographie sont utilisées. La première est l'élastographie impulsionnelle classique. A partir d'image de propagation d'ondes de Rayleigh à la surface des échantillons générées par une cale piézoélectrique contrôlée et synchronisée. De ces images est déduite la vitesse des ondes, que l'on peut relier directement à l'élasticité du milieu, représentée par le module de Young E. Pour un milieu incompressible de masse volumique ρ , comme les tissus biologiques, on a en effet

$$c = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}. \quad (1)$$

Cette méthode d'élastographie impulsionnelle classique permet d'accéder quantitativement au module de Young mais peut être limitante dans l'imagerie de tissus difficilement accessibles ou en chirurgie. La seconde méthode d'élastographie développée dépasse cette limitation en utilisant la corrélation de bruit. Cette approche permet de faire de l'élastographie plein-champ quantitative en utilisant un champs d'onde diffus la surface de l'échantillon. Les résultats de ces deux méthodes sont présentés Figure 1.

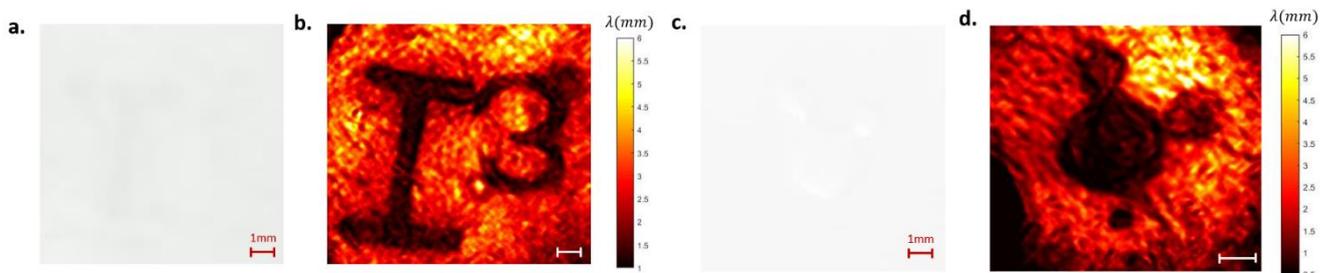


Figure 1 : Surface d'un échantillon d'agarose présentant une inclusion moins rigide et carte des longueurs d'onde obtenue avec la méthode d'élastographie par corrélation de bruit (respectivement a. et b.) et la méthode impulsionnelle classique (respectivement c. et d.)

RÉFÉRENCES

- [1] Mariappan, Y. K., Glaser, K. J., et Ehman, R. L., "Magnetic resonance elastography: a review". *Clinical anatomy*, 2010, vol. 23, no 5, p. 497-511, 2010.
- [2] Tanter, M., Bercoff, J., Athanasiou, A., et al., "Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging". *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 34, no 9, p. 1373-1386, 2008.
- [3] Kennedy, B. F., Wijesinghe, P., et Sampson, D. D., "The emergence of optical elastography in biomedicine". *Nature Photonics*, 2017, vol. 11, no 4, p. 21, 2017.
- [4] Catheline, S., Souchon, R., Rupin, M. et al., "Tomography from diffuse waves: Passive shear wave imaging using low frame rate scanners". *Applied Physics Letters*, vol. 103, no 1, p.014101, 2013.

Imagerie de la diatténuation avec un microscope photoacoustique dans le domaine fréquentiel

Bathilde Rivière¹, Olivier Hugon¹, Eric Lacot¹, Emmanuel Bossy¹, Olivier Jacquin¹

¹ Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, 140 rue de la Physique, 38402 St Martin d'Hères, France

bathilde.riviere@univ-grenoble-alpes.fr

Nous travaillons sur un dispositif d'imagerie photoacoustique à résolution optique (Photoacoustic microscopy : PAM) [1] qui permet de mesurer de la diatténuation (dichroïsme linéaire). Ce dispositif photoacoustique réalise des images photoacoustiques dans le domaine fréquentiel avec un laser continu dont polarisation rectiligne tourne à une fréquence de quelques Mhz. Nous montrons que l'interaction d'un tel faisceau avec un milieu dichroïque linéaire génère un signal photoacoustique à la même fréquence. La particularité de signal est d'être sur fond noir et sans bruit électrique à la fréquence de mesure [2]. L'amplitude et la phase de ce signal photoacoustique sont respectivement liés à l'amplitude et l'orientation de la diatténuation. Une validation de cette technique de mesure est réalisée sur des polaroïds. Cette mesure photoacoustique de la diatténuation est comparée à une mesure purement optique. On obtient un SNR de 20 en photoacoustique contre un SNR de 60 en optique. Nous proposons également une méthode basée sur une mesure bi fréquence qui permet de distinguer dans la mesure de phase la profondeur de l'objet dichroïque et l'orientation de son dichroïsme.

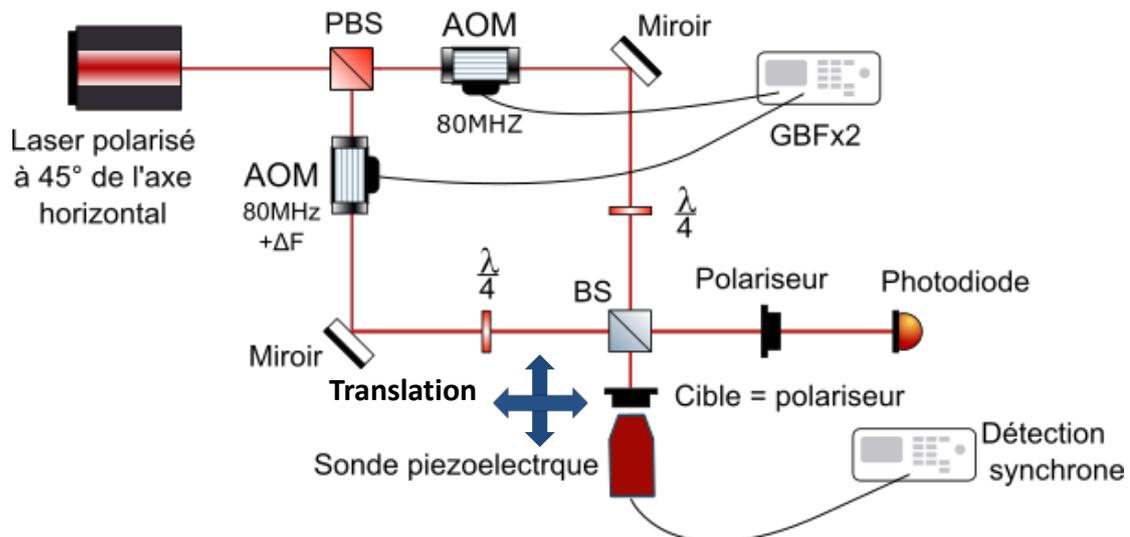


Figure 1. Imageur photoacoustique de diatténuation. *PBS* : séparateur de polarisations, *BS* : séparateur de faisceaux, *AOM* : modulateur acousto-optique, *GBFx2* : générateur de fonctions 2voies ; $\lambda/4$: lame quart d'onde

REFERENCES

- [1] P. Beard, "Biomedical photoacoustic imaging", *Interface Focus*, Vol.1, pp 602-631 (2011).
- [2] M. Menzel, J. Reckfort, D. Weigand, H. Köse, K. Amunts, and M. Axer, "Diattenuation of brain tissue and its impact on 3D polarized light imaging," *Biomed. Opt. Express* Vol.8, pp 3163-3197 (2017).

Application de méthodes de traitement en imagerie X par contraste de phase sur source de laboratoire : détection et correction d'artefacts d'extraction

Georges Giakoumakis^{1,2}, Jérôme Primot¹, Cindy Bellanger¹, Julien Jaeck¹, Adrien Stolidi²

¹ ONERA, Chemin de la Vauve aux Granges, 91120 Palaiseau, France

² CEA, 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France

georges.giakoumakis@onera.fr

L'imagerie de phase en rayons X mesure le déphasage induit par un matériau d'étude au passage du faisceau lumineux, pour amener du contraste à l'image. Cette méthode est particulièrement bien adaptée pour imager les matériaux peu atténuants, lorsque les méthodes d'imagerie X classique en atténuation ne permettent pas de restituer un fort contraste de l'échantillon. A ce jour les dispositifs d'imagerie de phase à base de réseaux de diffraction sont courants et parmi eux on trouve l'interféromètre à décalage multilatéral (IDML) [1], système dont la simplicité d'implémentation (une grille d'interférences) le rend particulièrement commode pour sa mise en œuvre sur banc de laboratoire.

La mesure de phase n'est pas directement accessible à l'image brute, elle nécessite des algorithmes d'extraction spécifiques qui peuvent faire apparaître différents types d'artefacts. Or ces artefacts peuvent être caractérisés individuellement et cartographiés à l'aide d'un paramètre physique appelé clôture des dérivées. Ce paramètre noté $C(x, y)$ se déduit directement des gradients de phase extraits $\partial_x \phi$ et $\partial_y \phi$ par la relation :

$$C(x, y) = \partial_x [\partial_y \phi] - \partial_y [\partial_x \phi] \quad (1)$$

Dans le cas d'une extraction de phase parfaite sans bruit, $C(x, y) = 0$ en tout point de l'image. Or en pratique la clôture des dérivées a plusieurs contributeurs, réels et positifs :

$$C(x, y) = e_n + e_d + e_u > 0 \quad (2)$$

où e_n donne une évaluation directe du bruit de mesure, e_d nous renseigne sur d'éventuelles ruptures de phase et e_u sur un sous-échantillonnage fréquentiel. Cette caractérisation d'artefacts limite ainsi la surinterprétation de l'image produite. La cartographie associée est ainsi appelée carte de confiance (CDC).

Des résultats d'extraction de phase sur un échantillon carboné (PMMA) sont présentés ci-dessous. L'artefact a ici été caractérisé, il s'agit d'une rupture de phase présente sur plusieurs zones de l'image et il a été ensuite corrigé en implémentant un algorithme de déroulement de phase.

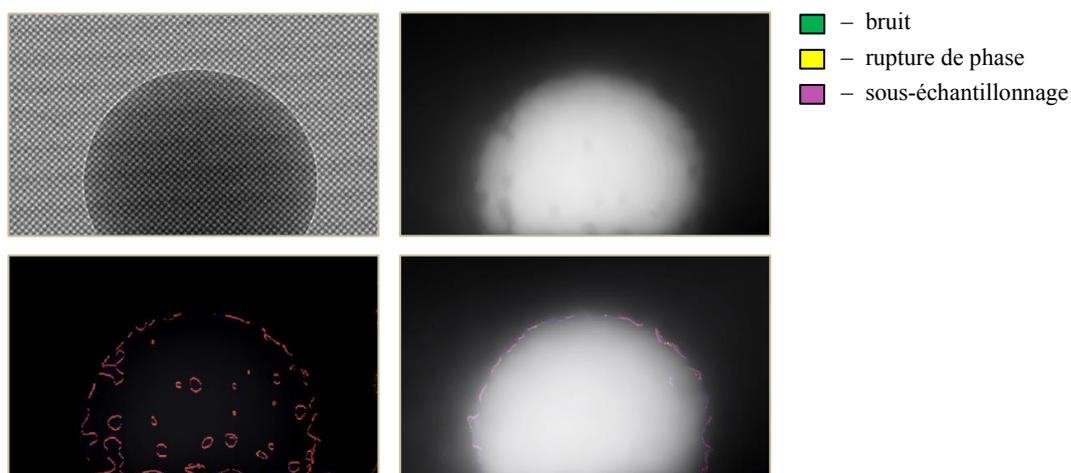


Fig. 1 – (a) Image brute de la bille pleine en PMMA. (b) Image de phase extraite. (c) Carte de confiance associée. (d) Correction de l'artefact et affichage de la nouvelle CDC.

REFERENCES

- [1] “Quadriwave lateral shearing interferometry in an achromatic and continuously selfimaging regime for future x-ray phase imaging”, J. Rizzi et al. – Optics Letters, 2011.

Un opérateur proximal dédié à la tomographie spectrale, et son application dans une méthode *one-step*

Frédéric Jolivet¹, Clarisse Fournier¹, Jérôme Lesaint², Michel Garcin¹, Andrea Brambilla¹

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

² CEA, CTREG, DGDO, Bouguenais, France

frederic.jolivet18@gmail.com

Dans le cadre de la tomographie à rayons X, les détecteurs en comptage de photons permettent d’obtenir une information multi-spectrale en une seule acquisition. Cette information spectrale peut permettre d’obtenir une décomposition de l’objet en différentes bases de matériaux (typiquement pour discriminer tissus mous et os) et ainsi faire de l’imagerie quantitative. Pour extraire cette information quantitative il est indispensable d’utiliser des méthodes spécifiques. Les méthodes *two-step* proposent d’obtenir cette décomposition dans l’espace des données, puis de rétro-projeter les sinogrammes en base de matériaux dans l’espace objet (classiquement avec une rétro-projection filtrée). D’autre part les méthodes *one-step* sont des méthodes qui proposent d’utiliser un modèle de formation des données spectrales afin de réaliser une inversion en une étape. Ces méthodes itératives permettent d’introduire de l’information *a priori* (fonctions de régularisation, contraintes de non-négativité...) dans l’espace objet, ce qui permet de contrôler l’amplification du bruit due au mauvais conditionnement de l’étape de décomposition des méthodes *two-step*. En revanche ces méthodes *one-step* souffrent souvent d’un temps de calcul très coûteux contrairement aux méthodes *two-step*. Dans ce travail, nous proposons une méthode *one-step* basée sur un modèle empirique de formation des données spectrales qui est obtenu à partir de données calibrées. Ce problème de reconstruction peut être formulé comme un problème d’optimisation sous contrainte qui est résolu par l’algorithme des directions alternées (Alternating Directions Method of Multipliers ou ADMM, en anglais). La clé de cette méthode *one-step* réside dans le fait qu’une partie de l’optimisation alternée est résolue à l’aide d’un opérateur proximal ayant une forme analytique. Cela permet de proposer notamment une méthode *one-step* rapide. À partir de données issues d’un banc d’acquisition expérimental (voir Figure 1.a), nous comparons dans la Figure 1.b les reconstructions obtenues avec : une méthode *two-step* polynomiale (POLY) [1] (gauche), une méthode de maximum de vraisemblance *two-step* (MLE-C) [2] (milieu) et notre méthode (droite).

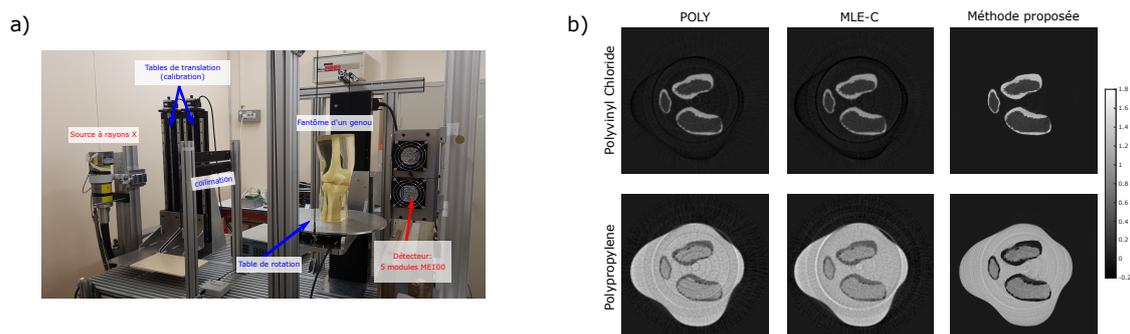


Fig. 1 : a) Banc d’acquisition expérimental. b) Reconstructions en base de matériaux à partir de données expérimentales : la méthode *two-step* polynomiale POLY (gauche), méthode de maximum de vraisemblance MLE-C (milieu) et la méthode proposée (droite).

RÉFÉRENCES

- [1] L. Lehmann, R. Alvarez, A. Macovski, W. Brody, N. Pelc, S. J. Riederer, and A. Hall, “Generalized image combinations in dual kvp digital radiography,” *Medical physics*, vol. 8, no. 5, pp. 659–667, 1981.
- [2] R. E. Alvarez, “Estimator for photon counting energy selective x-ray imaging with multibin pulse height analysis,” *Medical physics*, vol. 38, no. 5, pp. 2324–2334, 2011.

Nouvelles possibilités d'imagerie à partir de la Tomographie Compton Circulaire

Cécilia Tarpau^{1,2,3}, Mai K. Nguyen¹

¹ETIS, CY Cergy Paris Université, ENSEA, CNRS UMR 8051, 2 rue Adolphe Chauvin, 95000 Cergy, France

²LPTM, CY Cergy Paris Université, CNRS UMR 8089, 2 rue Adolphe Chauvin, 95000 Cergy, France

³LMV, Université Versailles Saint Quentin, CNRS UMR 8100, 45 avenue des Etats Unis, 78035 Versailles, France
cecilia.tarpau@ensea.fr

Le rayonnement diffusé est une source d'informations importante qui mérite d'être exploitée. Grâce à la bijection entre l'angle de diffusion et l'énergie du photon diffusé, la mesure des photons indexés par énergie sur le détecteur permet de retrouver la densité d'électrons (sites diffuseurs).

Dans ce contexte, une nouvelle modalité nommée Circular Compton Scattering Tomography (CCST, en français Tomographie Compton Circulaire) a été récemment proposée [1]. Ce système est composé d'une source fixe et d'un ensemble de détecteurs positionnés sur un anneau fixe passant par la source. La modélisation de l'acquisition des données dans ce système conduit à une nouvelle transformée de Radon sur une famille d'arcs de cercle (CirArcRT). Outre la preuve de l'inversion analytique [2] démontrant sa capacité à reconstruire l'objet à partir du rayonnement diffusé, ce système offre deux nouvelles possibilités d'imageries : un système permettant deux modes d'acquisition [2] et un système de bi-imagerie [3].

Les deux modes d'acquisition de la modalité CCST permettent la reconstruction d'objets de petite taille (via le scanning interne) et les objets de grande taille (via le scanning externe) (Fig. 1).

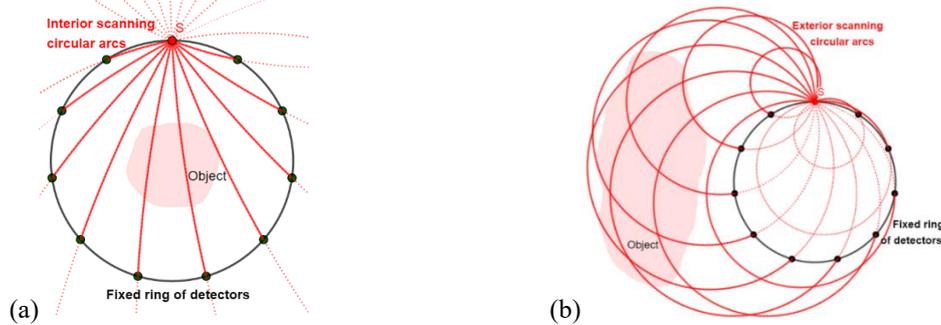


Figure 1 : Modes d'acquisition possibles de la CCST : scanning interne (a) et scanning externe (b).

De plus, la seconde possibilité d'imagerie est le système de bi-imagerie combinant la CCST avec la tomographie conventionnelle Fan-beam (Fig. 2). Un tel système fournit à la fois la carte d'atténuation et la densité d'électrons de l'objet étudié. La modélisation de cette seconde application conduira à la prise en compte de l'atténuation des photons en plus de leur diffusion lors de la traversée de l'objet [3].

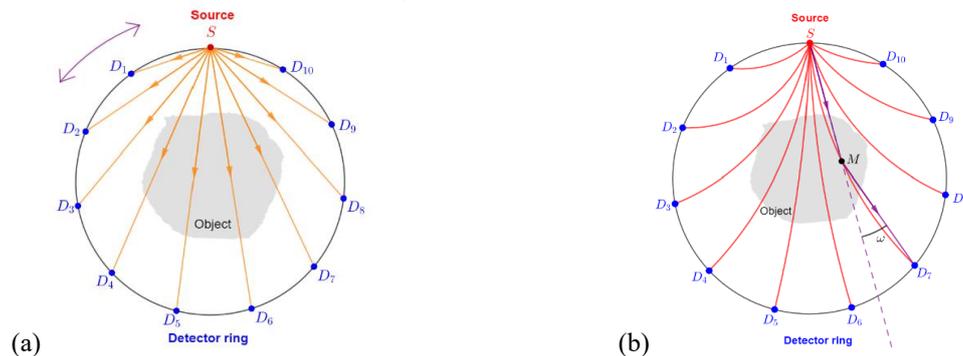


Figure 2 : Système de bi-imagerie : mode tomographie fan-beam (a) et mode CCST (b).

RÉFÉRENCES

- [1] C. Tarpau, J. Cebeiro, M. A. Morvidone and M. K. Nguyen, "A new concept of Compton scattering tomography and the development of the corresponding circular Radon transform," IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences (TRPMS) (accepted, 2019) [10.1109/TRPMS.2019.2943555].
- [2] C. Tarpau and M. K. Nguyen, "Compton scattering imaging system with two scanning configurations," Journal of Electronic Imaging 29 (1), 013005 (2020) [10.1117/1.JEI.29.1.013005].
- [3] C. Tarpau, J. Cebeiro and M. K. Nguyen, "A new bi-imaging NDT system for simultaneous recovery of attenuation and electronic density maps," 11th Symposium on NDT in Aerospace, Paris Saclay, November 13-15th, 2019.

SCANS INFORMÉS POUR L'IMAGERIE DE TISSUS BIOLOGIQUES COURBES

Faris Abouakil¹, Frédéric GALLAND¹, Loïc LE GOFF¹

¹*Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, 13013 Marseille, France*

faris.abouakil@fresnel.fr

Le microscope confocal à balayage, l'une des techniques les plus utilisées pour l'imagerie biologique, exige le balayage d'un faisceau laser à travers tout l'échantillon d'intérêt. Les tissus biologiques sont des structures 3D hautement organisées. C'est le cas notamment des épithélia, qui sont des surfaces courbes dans un espace 3D. De façon conventionnelle, de tels objets sont imagés plan par plan jusqu'à capture du volume total. Les épithélia n'occupant qu'une faible fraction du volume, on sur-irradie alors l'échantillon lorsque l'on illumine les zones ne contenant pas de signal. Il en résulte une acquisition lente, une photo-toxicité potentielle, et de façon générale, une mauvaise gestion du budget de photons.

Dans ce contexte, déterminer une meilleure stratégie d'échantillonnage de l'objet imagé permettrait de réduire considérablement l'irradiation de l'échantillon et accélérer le processus d'imagerie. Mais une telle stratégie est rendue difficile par le fait que la localisation et la forme précise de l'objet d'étude ne sont pas connues tant que ce dernier n'a pas été imagé.

Nous présentons ici un système d'imagerie de surfaces épithéliales, qui adapte automatiquement sa stratégie d'acquisition en fonction de l'échantillon observé. Les images sont acquises par un processus itératif dans lequel les étapes d'analyses et d'acquisitions alternent afin d'acquérir progressivement l'ensemble des zones d'intérêt de l'échantillon tout en minimisant l'échantillonnage des zones sans intérêt. Cette stratégie adaptative requiert l'estimation robuste de la surface d'intérêt à partir d'un très faible nombre d'acquisitions (typiquement 0.1% du volume) et le raffinement de la région d'intérêt aux seuls contours cellulaires porteurs de marqueurs fluorescents. Le système d'acquisition repose sur une illumination multifocale à l'aide de micro-miroirs (DMD) qui permet l'adressage de chaque voxel de l'échantillon.

Nous présenterons le processus itératif mis en œuvre et son implémentation expérimentale sur des tissus épithéliaux vivants de la Drosophile. Notre approche adaptative permet une réduction d'un facteur 10 à 100 du nombre de voxels acquis pour une information utile similaire.

Révéler l'ultrastructure fine du muscle par traitement computationnel d'images générées sans marquage par microscopie multiphotonique

M. Chalvidal¹, C. Lefort², E. Chouzenoux¹, J.-C. Pesquet¹, L. Magnol³ et V. Blanquet³

¹ Centre pour la Vision Numérique, CentraleSupélec, Inria Saclay, France

² Institut de Recherche XLIM, Université de Limoges, UMR CNRS 7252, Limoges, France

³ INRAE, Université de Limoges, EA7500, USC1061 GAMAA, Limoges, France

Correspondant: Claire Lefort, claire.lefort@xlim.fr

La microscopie multiphotonique (MMP) est une technique d'imagerie optique à excitation laser dans le proche infrarouge (IR) adaptée pour l'imagerie du vivant [1]. A terme, la MMP pourrait devenir une méthode unique d'imagerie *in vivo*, 3D, sans marquage à résolution subcellulaire. Des méthodes de traitement computationnelles avancées sont néanmoins nécessaires pour pouvoir réduire le flou et le bruit dans les volumes imagés, en assurant un bon compromis entre qualité visuelle et coût de calcul, un volume typique contenant environ 10^9 voxels.

Le muscle squelettique est un organe strié présentant une ultrastructure fine à plusieurs niveaux d'échelles. Les disques A, avec une périodicité de l'ordre de $2 \mu\text{m}$, sont constitués de myosine qui génère de la seconde harmonique (SHG) sous excitation IR pulsée. Au centre des disques A, existent les disques Z, trop fins pour être imagés en SHG brute. Certaines méthodes d'optique à mélange d'indice permettent de visualiser les disques Z [3], moyennant un montage, des conditions expérimentales et un traitement des données particulièrement complexes à mettre en œuvre en routine.

L'objectif de notre travail est de mettre en évidence une nouvelle méthode d'imagerie par MMP révélant la SHG de la myosine du muscle, associée à un traitement computationnel des images permettant de visualiser un niveau de finesse de l'ultrastructure avec les disques Z qui semblait jusqu'alors inaccessible en MMP brute. Nous partons d'une acquisition expérimentale simultanée de la SHG de la myosine et de microbilles fluorescentes. Nous procédons ensuite à une modélisation fine de la PSF de l'instrument par [4], et enfin appliquons un algorithme rapide de restauration d'image, basé sur l'approche [5]. La Figure 1 illustre les performances obtenues par cette stratégie.

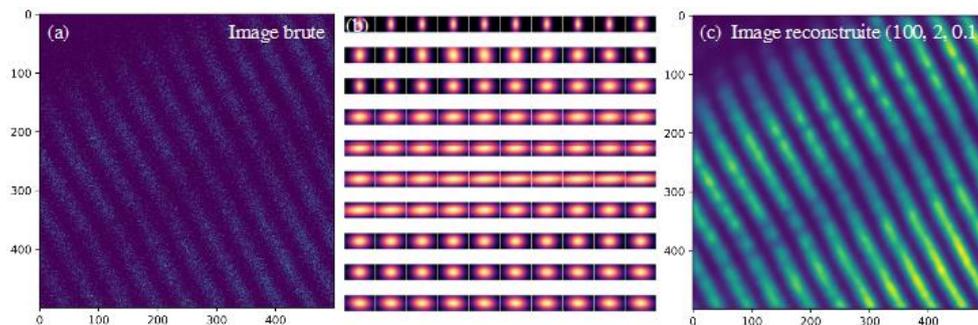


Figure 1 : Images de SHG de la myosine du muscle et de la PSF expérimentale : image brute (a), PSF modélisée (b) et image reconstruite (c). Cette dernière illustre la révélation de l'ultrastructure fine des disques A du muscle.

RÉFÉRENCES

- [1] B. R. Masters, P. T. C. So, *Biomedical nonlinear optical microscopy*. Oxford University Press, Inc., 2008.
- [2] D. A. Jones, *Physiologie du muscle squelettique : de la structure au mouvement*. Paris : Elsevier, 2005.
- [3] R. Paesen, S. Smolders, et al. "On the interpretation of second harmonic generation intensity profiles of striated muscle," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 20 no. 8, 086010, 2015.
- [4] E. Chouzenoux, T. T.-K. Lau, C. Lefort, J.-C. Pesquet, "Optimal Multivariate Gaussian Fitting with Applications to PSF Modeling in Two-Photon Microscopy Imaging," *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. 61 no. 7, 1037-1050, 2019.
- [5] S. Cadoni, E. Chouzenoux, J.-C. Pesquet and C. Chaux. A Block Parallel Majorize-Minimize Memory Gradient Algorithm. In *Proceedings of the 23rd IEEE International Conference on Image Processing (ICIP 2016)*, pages 3194-3198, Phoenix, Arizona, 25-28 Sep. 2016.

Machine-learning based bacteria segmentation tool agnostic to imaging modality

Swapnesh Panigrahi, Tâm Mignot, Leon Espinosa

Laboratoire de Chimie Bactérienne, IMM, Marseille 13009, France

spanigrahi@imm.cnrs.fr

Analysis of densely populated bacterial colonies, multi-species bacterial communities and multicellular macroscopic structures are opening novel ways of understanding the emergence of complexity by self-organization. However, extraction of biological information from large montage images requires accurate segmentation of bacteria and detection of contour. In this work, we present a versatile bacteria segmentation method based on convolutional neural networks which remains agnostic to the imaging modality and bacteria species. Using this segmentation method we propose a general strategy for implementing multi-species dense semantic segmentation which can be transferred easily to different communities working on different species of bacteria. Finally, such a segmentation is used on real biological data to show that such a method opens possibilities of novel analysis of data that was hitherto impractical and in some cases unreachable with classical methods.

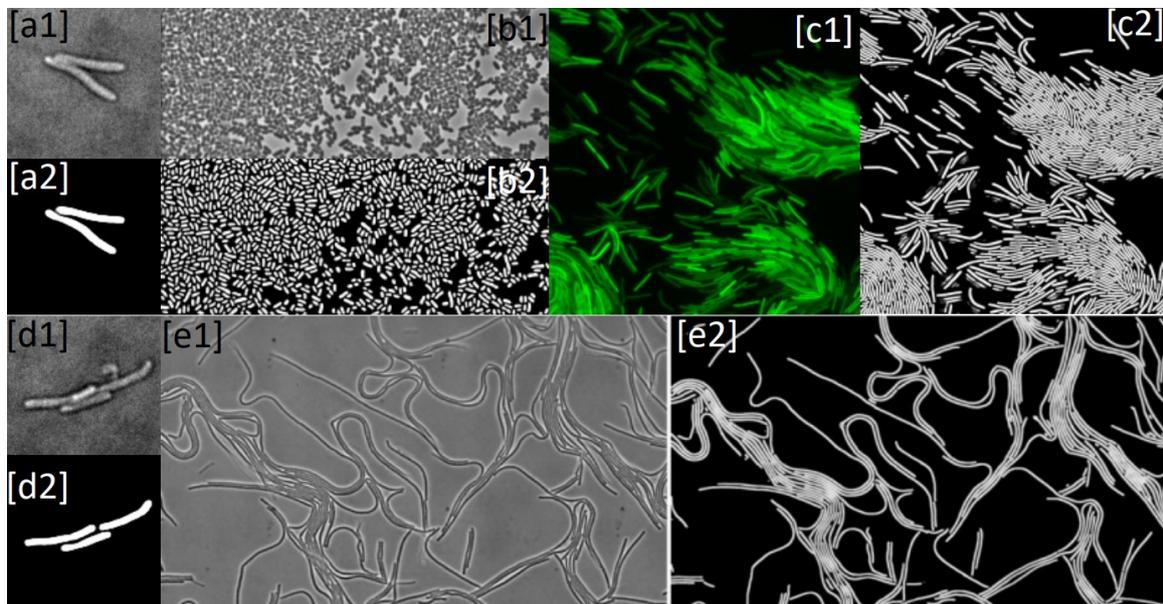


Figure 1 : [a1,d1] Bright-field image of *M. Xanthus* and corresponding segmented image [a2,d2]. [b1,b2] Phase contrast image of *E. Coli* micro-colony and corresponding segmentation map. [c1,c2] Fluorescence image of *M. Xanthus* tagged with GFP and corresponding segmentation. [e1,e2] Segmentation of *Bacillus subtilis*.

RÉFÉRENCES

- [1] Falk, T., Mai, D., Bensch, R. et al. U-Net: deep learning for cell counting, detection, and morphometry. *Nat Methods* 16, 67–70 (2019) doi:10.1038/s41592-018-0261-2
- [2] Ducret A, Quardokus EM, Brun YV. MicrobeJ, a tool for high throughput bacterial cell detection and quantitative analysis. *Nat Microbiol.* 2016;1(7):16077. Published 2016 Jun 20. doi:10.1038/nmicrobiol.2016.77

Système d'imagerie par endoscopie polarimétrique de Mueller pour l'aide au diagnostic *in vivo*

Colman Buckley¹, Marc Fabert¹, Damien Kinet², Dominique Pagnoux¹

¹ Université de Limoges, Xlim, UMR n°7252, F-87000 Limoges, France

² Université de Mons, Faculté Polytechnique, Bd Dolez 31, B-7000 Mons, Belgique

colman.buckley@xlim.fr

Certaines pathologies affectant des tissus biologiques peuvent être décelées via les modifications structurales du collagène de type I qu'elles induisent et qui se traduisent par un changement de la réponse polarimétrique du tissu, mesurable par polarimétrie de Mueller. Cette technique consiste à : (i) sonder le tissu avec 4 états de polarisation lumineux connus produits par un générateur (PSG), (ii) analyser les états renvoyés à l'aide de quatre configurations d'un analyseur (PSA) (16 acquisitions différentes requises, durée = 32ms typiquement), (iii) établir la matrice de Mueller 4X4 qui relie les états sondes aux états renvoyés, (iv) enfin, décomposer cette matrice en une combinaison de matrices d'effets élémentaires permettant de déterminer la réponse polarimétrique complète du tissu, à partir de laquelle un diagnostic pourra être posé.

Pour imager des tissus internes profonds, on doit déporter la lumière par voie endoscopique souple entre l'ensemble (source/PSG/PSA/détecteur) et le tissu, ce qui nécessite de s'affranchir des perturbations de la polarisation induites par le guide de lumière qui est, dans la plupart des rares études publiées à ce jour, une fibre optique. Une solution consiste à utiliser simultanément deux longueurs d'onde proches ($\lambda_1 = 633\text{nm}$ et $\lambda_2 = 638\text{nm}$), la première étant totalement réfléchiée au niveau de la face de sortie de la fibre par un miroir dichroïque, la seconde traversant ce miroir avant d'être focalisée sur le tissu qui en renvoie une partie dans la fibre vers le système d'analyse [1]. Au moyen de cette méthode bichromatique, on mesure au même instant la matrice de Mueller de la fibre seule d'une part, et celle de l'ensemble (fibre + tissu) d'autre part. Par un traitement mathématique adapté des deux matrices on extrait la matrice de Mueller du point visé du tissu.

Afin de faire évoluer la technique vers un dispositif opérationnel, il faut remplacer cette caractérisation polarimétrique ponctuelle du tissu par une image, celle-ci devant être réalisée dans un temps le plus court possible. Dans cette communication, nous décrivons le microscanner adapté à la méthode bichromatique que nous avons conçu et la méthode d'acquisition accélérée des données que nous avons mise au point dans ce but, permettant d'obtenir les performances suivantes : microscanner : $L = 37\text{ mm}$, diamètre = 2,2 mm, champ analysé = $300\mu\text{m} \times 300\mu\text{m}$, nombre de pixels = 250×250 , résolution = $0,8\mu\text{m}$, temps de réalisation d'une image (nécessitant $16 \times 250 \times 250$ acquisitions) = 2s. Les éléments clés du dispositif sont: (i) un réseau de Bragg photo-inscrit en extrémité de fibre monomode, se comportant comme un miroir très sélectif ($R(\lambda_1) > 0,6$ et $R(\lambda_2) < 10^{-4}$) et avec des effets polarimétriques minimaux, réalisé à l'université de Mons, (ii) une mise en résonance de la fibre optique fondée sur les travaux de Ducourthial et col., pour effectuer le balayage [2], (iii) une micro-optique en bout de microscanner pour focaliser le faisceau de sortie sur le tissu et collecter la lumière en retour (figure 1). Des exemples d'images polarimétriques obtenues seront présentés.

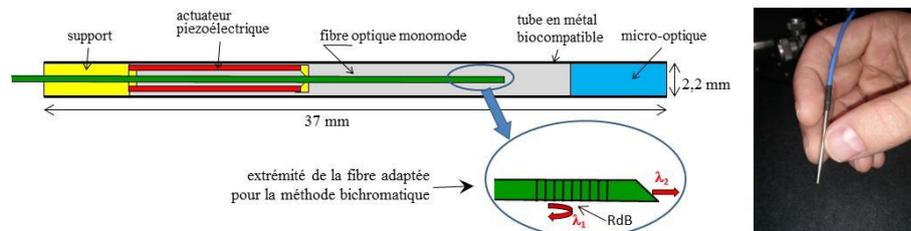


Figure 1 : Microscanner conçu pour un endomicroscope polarimétrique de Mueller

RÉFÉRENCE

- [1] J. Vizet et col., "Optical fiber-based full Mueller polarimeter for endoscopic imaging using a two-wavelength simultaneous measurement method," *J. Biomed. Opt.*, 21 (7), 071106, (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.7.071106
- [2] G. Ducourthial et col., "Development of a real-time flexible multiphoton microendoscope for label-free imaging in a live animal," *Sci. Rep.*, 17, 5, 18303, (2015)

Imagerie polarimétrie active et sélective par brisure d'orthogonalité dans le proche infrarouge

Jonathan Staes¹, François Parnet¹, Julien Fade¹, Noé Ortega-Quijano^{1,2} and Mehdi Alouini¹

¹ Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON – UMR6082, F-35000 Rennes, France

² Deneb Medical S. L., E-20014 San Sebastian, Spain

Jonathan.staes@univ-rennes1.fr

L'imagerie polarimétrique permet de visualiser des contrastes invisibles en imagerie conventionnelle. Dans le proche infrarouge, l'imagerie polarimétrique trouve un fort intérêt dans le domaine de la défense. Nous avons développé un imageur polarimétrique actif dans le proche infrarouge. Cet imageur est basé sur la technique de brisure d'orthogonalité. Cette technique repose sur l'illumination d'une scène par une source laser bi-fréquence (ν_1 et $\nu_2 = \nu_1 + \Delta\nu$) bi-polarisation (polarisations orthogonales), et sur l'utilisation, à la détection, d'un système de démodulation synchrone (amplitude et phase) du battement RF créé dans l'échantillon lui-même. En effet, en raison des propriétés d'anisotropies polarimétriques de l'échantillon, l'orthogonalité entre les deux polarisations du faisceau d'illumination peut être brisée. Cela engendre un battement RF correspondant à la différence de fréquence $\Delta\nu$. Ainsi de ce battement, il est possible de déduire les propriétés polarimétriques de l'échantillon.

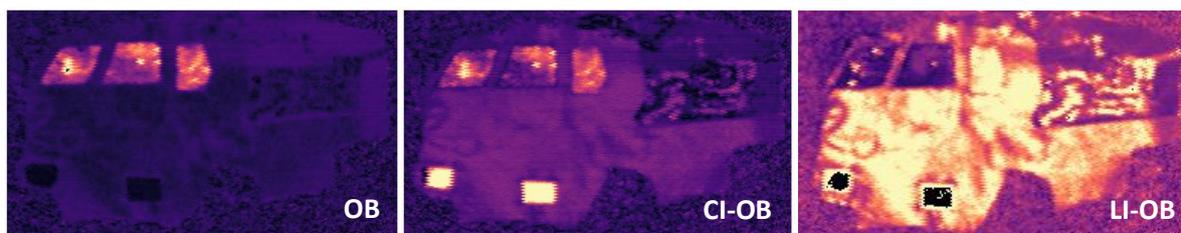


Figure 1 : Contrastes de brisure d'orthogonalité d'une scène réaliste pour différentes configurations du système imageur.

Dans la configuration du système imageur développé à l'Institut FOTON [1], la lumière rétrodiffusée est détectée par une photodiode à avalanche. Celle-ci est composée en sortie d'une voie AC et d'une voie DC. Ainsi le battement RF, délivré par la voie AC, est démodulé par une chaîne de démodulation électronique synchrone en quadrature I/Q. Après démodulation, les signaux basse fréquence I et Q et le signal DC sont numérisés sur une carte d'acquisition. Un protocole de correction (réalisé après un calibrage de la partie détection/démodulation) permet de reconstruire les images DC, I et Q de manière quantitative. De ces données, on peut en déduire l'image de contraste de brisure d'orthogonalité (OBC) de la scène observée. Dans le cas de la modalité classique de brisure d'orthogonalité (OB) utilisée jusqu'ici, un contraste sélectif apparaissait sur les éléments dichroïques uniquement, voir Fig.1.OB.

Nous montrerons qu'en introduisant des éléments d'analyse polarimétrique adaptés dans la chaîne de détection, il est possible d'obtenir deux nouveaux types de contraste de brisure d'orthogonalité appelés contraste induit circulaire (CI-OB) ou induit linéaire (LI-OB) qui permettent de révéler sélectivement les éléments biréfringents (Fig.1.CI-OB) ou purement dépolarisants (Fig.1.CI-OL) de façon relativement directe. Nous illustrerons l'intérêt de cette technique d'imagerie sur des échantillons synthétiques, et montrerons comment les effets polarimétriques (dépolarisation, biréfringence et dichroïsme) peuvent être discriminés.

RÉFÉRENCES

- [1] F. Parnet et al., "Free-space active polarimetric imager operating at 1.55 μm by orthogonality breaking sensing". *Optics Letters*, 42 (4), 723-726 (2017).
- [2] F. Parnet, J. Staes, et al., "Orthogonality-breaking polarimetric sensing modalities for selective polarization imaging", submitted, (2020).

Premières reconstructions super-résolues et sectionnées optiquement en imagerie rétinienne par illumination structurée

Y. Lai-Tim^{1,2}, L. Mugnier¹, F. Orieux³, R. Baena-Gallé^{4,5}, M. Paques², S. Meimon¹

¹ DOTA, ONERA, Université Paris Saclay, F-91123 Palaiseau, France

² CIC 503, INSERM, Quinze-Vingts Hospital, Paris, France

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

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

⁵ Departamento de Astrofísica, Universidad de La Laguna, 38205, La Laguna, Tenerife, Espagne

yann.lai-tim@onera.fr

Les systèmes d'imagerie rétinienne assistés par optique adaptative (OA) arrivent à compenser en temps réel les aberrations optiques introduites par le segment antérieur de l'œil et ainsi à atteindre des résolutions latérales en limite de diffraction (typiquement $2 \mu\text{m}$ pour une pupille dilatée de diamètre 7 mm à une longueur d'onde d'imagerie de 850 nm). Ceci a permis l'observation *in vivo* des structures rétinienne telles que les cônes ou les bâtonnets à l'échelle cellulaire [1]. Néanmoins, l'observation des photorécepteurs reste limitée chez les personnes âgées (population la plus touchée par les maladies de la rétine), pour qui la pupille atteint péniblement 5 mm de diamètre après dilatation. Nous proposons d'appliquer l'illumination structurée à l'imagerie rétinienne afin d'améliorer à la fois la résolution au delà de la limite de diffraction et le contraste des images *in vivo*.

L'illumination structurée est une technique éprouvée en microscopie plein champ permettant de réaliser de la super-résolution (SR) [2] et d'améliorer le contraste par sectionnement optique (SO) *i.e.* la capacité à isoler optiquement une couche d'un objet épais [3]. Elle consiste à projeter un motif d'illumination généralement périodique sur l'échantillon observé de manière à le moduler spatialement. La modulation induite a un effet double. D'une part, elle introduit par effet de Moiré des informations hautes-fréquences de l'objet à l'intérieur du support de la fonction de transfert optique ce qui permet la SR. D'autre part, le contraste de la modulation dans les images décroît avec le defocus, ce qui permet de discriminer la couche focalisée des couches défocalisées et de faire du SO. Quelques auteurs ont proposé d'appliquer l'illumination structurée à l'imagerie rétinienne [4, 5] mais leurs méthodes ne réalisent soit que de la SR, soit que du SO et non les deux conjointement. Aucun résultat expérimental sur rétine *in vivo* n'a en outre été publié.

Dans cette communication, nous présentons une méthode de reconstruction adaptée à l'imagerie rétinienne qui permet d'obtenir à la fois SR et SO tout en minimisant l'amplification du bruit, appelée BOSSA-SIM (Bayesian Optical Sectioning and Super-resolution Algorithm for SIM) [6]. Elle repose sur un modèle physique de formation d'images qui prend en compte la nature 3D de la rétine ainsi que ses mouvements. Les paramètres du modèle et de reconstruction sont estimés de manière non supervisée. Nous montrons les reconstructions expérimentales obtenues en imagerie rétinienne *in vivo* par illumination structurée. Ces résultats constituent la première démonstration de l'illumination structurée appliquée à l'imagerie rétinienne.

RÉFÉRENCES

- [1] S. A. Burns, A. E. Elsner, K. A. Sapoznik, R. L. Warner, and T. J. Gast, "Adaptive optics imaging of the human retina," *Prog. Retin. Eye. Res.*, vol. 68, pp. 1–30, Jan. 2019.
- [2] M. Gustafsson, "Surpassing the lateral resolution limit by a factor of two using structured illumination microscopy. Short communication," *J. Microsc.*, vol. 198, pp. 82–7, June 2000.
- [3] M. A. A. Neil, R. Juskaitis, and T. Wilson, "Method of obtaining optical sectioning by using structured light in a conventional microscope," *Opt. Lett.*, vol. 22, pp. 1905–1907, Dec. 1997.
- [4] S. A. Shroff, J. R. Fienup, and D. R. Williams, "Lateral superresolution using a posteriori phase shift estimation for a moving object : experimental results," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 27, pp. 1770–1782, Aug. 2010.
- [5] S. Gruppetta and S. Chetty, "Theoretical study of multispectral structured illumination for depth resolved imaging of non-stationary objects : focus on retinal imaging," *Biomed. Opt. Express*, vol. 2, pp. 255–263, Feb. 2011.
- [6] Y. Lai-Tim, L. M. Mugnier, F. Orieux, R. Baena-Gallé, M. Paques, and S. Meimon, "Jointly super-resolved and optically sectioned Bayesian reconstruction method for structured illumination microscopy," *Opt. Express*, vol. 27, pp. 33251–33267, Nov. 2019.

Compensation numérique d'aberrations en imagerie holographique de la rétine

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

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

² LRDE, EPITA, 18 rue Pasteur, 94270 Le Kremlin-Bicêtre, France

³ ONERA, 29 Avenue de la Division Leclerc, 92320 Châtillon, France

⁴ CHNO des Quinze-Vingts, 28 Rue de Charenton, 75012 Paris, France

julie.rivet@espci.fr

Un appareil d'imagerie laser Doppler holographique de la rétine par interférométrie ultrarapide en ligne [1] a été développé à l'hôpital des 15-20 à Paris. Il permet d'observer le flux sanguin circulant au sein des vaisseaux rétiens. Pour obtenir ces images, un rayonnement provenant d'un laser de longueur d'onde 785 nm est envoyé dans l'oeil et réfléchi par la rétine. Avant d'arriver au niveau de la caméra, il traverse la cornée et le cristallin qui peuvent altérer plus ou moins fortement la forme de son front d'onde. Ces aberrations optiques provoquent une détérioration de la qualité des images. Pour dépasser cette limitation, nous avons développé une méthode de compensation numérique effectuée en post-traitement sur les hologrammes. Elle s'inspire de l'analyseur de front d'onde de Shack-Hartmann utilisé en optique adaptative [2]. Nous avons pu tester cette correction numérique sur des hologrammes recueillis sur des patients présentant des aberrations et obtenu une nette amélioration de la résolution des images (fig. 1). Nous mesurons le front d'onde dans le plan de Fourier de l'image reconstruite en morcelant le champ en plusieurs sous-pupilles (typiquement 4×4 ou 5×5 sous-pupilles). La correction permet une estimation robuste de l'aberrateur décomposé en polynômes de Zernike jusqu'au troisième degré radial sur des hologrammes de 512×512 pixels.

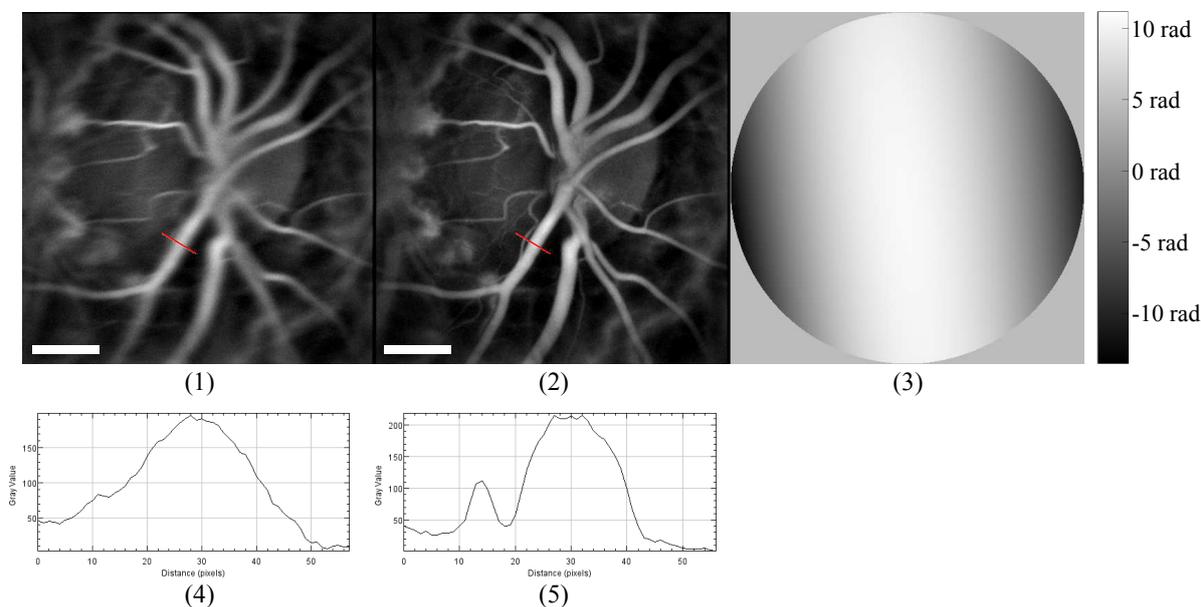


Fig. 1 : Image d'holographie Doppler d'une rétine présentant un astigmatisme horizontal de 6 dioptries (1). Image corrigée numériquement (2). Estimation de la forme du front d'onde aberré (3). Coupe (4) correspondant au marqueur rouge de l'image (1). Coupe (5) correspondant au marqueur rouge de l'image (2). Echelle pour les images (1) et (2) : 0.5mm.

RÉFÉRENCES

- [1] M. Pellizzari, M. Simonutti, J. Degardin, J.-A. Sahel, M. Fink, M. Paques, and M. Atlan, "High speed optical holography of retinal blood flow," *Optics letters*, vol. 41, no. 15, pp. 3503–3506, 2016.
- [2] B. C. Platt and R. Shack, "History and principles of shack-hartmann wavefront sensing," *Journal of refractive surgery*, vol. 17, no. 5, pp. S573–S577, 2001.

OCT confocale linéaire basée sur un interféromètre de Mirau à immersion

Weikai Xue¹, Olivier Levecq², Jonas Ogien², Arnaud Dubois¹

¹ Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, CNRS, Laboratoire Charles Fabry, 2 avenue Augustin Fresnel, 91 120 Palaiseau, France

² DAMAE Medical, 28 rue de Turbigo, 75 003 Paris, France

weikai.xue@institutoptique.fr

La tomographie par cohérence optique confocale linéaire (LC-OCT) est une technique d'imagerie basée sur le principe de l'OCT temporelle avec un éclairage et une détection linéaires [1]. La LC-OCT réalise des B-scans en temps réel à partir de plusieurs A-scans acquis en parallèle. La mise au point est ajustée en continu pendant le scan de l'échantillon en profondeur, permettant l'utilisation d'objectifs de microscope à haute ouverture numérique pour obtenir une résolution latérale d'environ 1 μm dans l'image. En utilisant un laser supercontinuum comme source et en équilibrant la dispersion chromatique dans les bras de l'interféromètre, on obtient une résolution axiale d'environ 1 μm à une longueur d'onde centrale d'environ 800 nm.

Les prototypes de LC-OCT utilisés jusqu'à aujourd'hui étaient basés sur l'interféromètre de Linnik qui utilise un objectif de microscope dans le bras de référence de l'interféromètre, et un autre, identique, dans le bras échantillon [2]. Cette configuration Linnik possède malheureusement des désavantages, dont la taille et le poids. Du fait de l'inertie, l'accélération de la platine de translation piézoélectrique utilisée pour le scan en profondeur est limitée : les B-scans de 500 μm de profondeur étaient alors acquis à une fréquence limitée à environ 10 Hz. N'utiliser qu'un seul objectif de microscope au lieu de deux pourrait atténuer les problèmes des dispositifs en configuration Linnik. On s'intéresse donc au microscope interférométrique de Mirau, qui n'utilise qu'un seul objectif mais qui n'est disponible commercialement qu'avec des objectifs à air.

Nous présentons un dispositif LC-OCT basé sur un interféromètre de Mirau conçu spécifiquement pour travailler dans des milieux d'immersion. Ce dispositif a l'avantage d'être plus léger et plus compact tout en conservant la résolution spatiale et la sensibilité de détection des dispositifs en configuration Linnik.

Une sonde compacte et portable de LC-OCT en configuration Mirau pourrait être développée pour faire de l'imagerie *in vivo*, notamment en dermatologie. Comparé aux dispositifs LC-OCT créés jusqu'ici sous la forme de microscopes inclinables, une telle sonde pourrait faciliter l'utilisation de la technologie LC-OCT par les dermatologues dans leur travail quotidien et l'imagerie des régions de la peau difficiles d'accès.

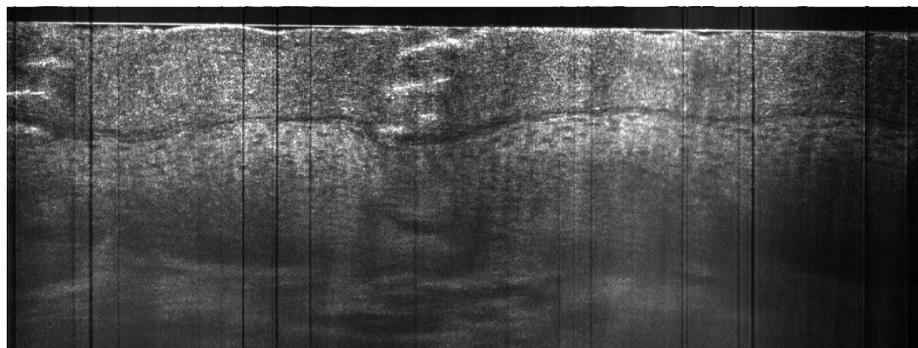


Figure 1 : Image de peau obtenue avec un dispositif en configuration Mirau par moyennage de 20 images.
(dimensions : 925 μm \times 350 μm)

REFERENCES

- [1] A. Dubois et al, J. Biomed. Opt. 23, 106007, 2018.
- [2] A. Dubois et al, Opt. Express 26, 33534-33542, 2018.

Non invasive retinal and choroidal blood flow imaging by laser Doppler holography

Leo Puyo¹, Mathias Fink¹, Michael Atlan¹, Michel Paques², José-Alain Sahel²

¹ Institut Langevin, France ² CHNO des 15-20, France

The retinal and choroidal vessels, which are jointly participating in the support of retinal metabolism, rely on a finely tuned blood flow for supplying metabolites and disposing of waste products. A number of ocular and general pathologies appearing with age, such as occlusions, hypertension and diabetes, may affect the ocular circulation, and provoke potentially blinding microvascular damage. Monitoring the structure and flow of ocular vessels is therefore crucial to understand the pathophysiology of visual loss in these diseases, and also to have access to some features of the general circulation. Dye-based angiography methods, which have long been the gold standard for angiographic exploration of the eye fundus, have been progressively replaced in the past decade by several methods for non-invasive and quantitative imaging of retinal blood flow. However, currently none reached acceptable robustness for routine blood flow quantification; this is even more true for the choroid. Laser Doppler holographic angiography allows for a significant increase in temporal resolution compared to state-of-the-art angiographic schemes, such as OCT angiography and laser speckle flowgraphy. We demonstrated the feasibility of holographic angiography by recording interferograms of backscattered light interfering against a reference light beam with a 75 kHz framerate camera in human eyes, with a temporal resolution of a few ms [1-3]. At this framerate, the light backscattered by the retina impinging on the camera sensor is too scarce to be detected above the detection noise level of the camera. But digital holography has the unique advantage of allowing sensitive coherent optical detection in low light, beyond the limits of direct imaging. Once rendered by digital wave propagation, complex-valued holograms are analyzed to reveal local temporal fluctuations of the optical field in the eye fundus.

Non-invasive, near infrared angiography by high-speed laser Doppler digital holography allows for blood flow imaging and measurement of quantitative hemodynamic parameters in the human eye with an unrivaled temporal resolution of about a few ms, and enables arteriovenous differentiation in the retina and choroid. In the retina, arteries and veins can be differentiated on the basis of their respective power Doppler waveforms. Choroidal arteries and veins can instead be discriminated by computing low and high frequency power Doppler images to reveal low and high blood flow images, respectively.

Additionally, spatiotemporal filtering of low rank singular values in an eigenvalue decomposition of digital holograms permits visualization of much lower flows by discrimination of local dynamics from global tissue motion. This also permits Doppler signal measurement by a lower framerate (4 to 10 kHz) camera. This filtering strategy enables blood flow imaging in the small vessels of moving tissue, and further increases aberration compensation (rephasing) robustness, and overall performance. We present some results from a clinical trial, designed to reveal the structure and flow of ocular vessels and the pathophysiology of visual loss in a number of ocular diseases such as vascular occlusion, arrhythmia, central serous chorioretinopathy, Takayasu's arteritis, which affect the ocular circulation.

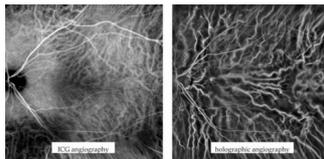


Figure 1 : Images of the eye fundus of the same patient by invasive, indocyanine green angiography (ICG, left), and by near-infrared digital holography (right). Digital holography reveals retinal and choroidal vessel anatomy with high contrast.

RÉFÉRENCES

- [1] Puyo, L., et al. Biomedical optics express 9.9 (2018): 4113-4129.
- [2] Puyo, L., et al. Biomedical optics express 10.2 (2019): 995-1012.
- [3] Puyo, L., et al. Biomedical Optics Express 10.10 (2019): 4942-4963.

Microscopie bimodale super-résolue en réflexion totale interne

K. Affannoukoué¹, G. Maire¹, H. Giovannini¹, A. Talneau², P. Chaumet¹, K. Belkebir¹, A. Sentenac¹

¹ Institut Fresnel, Aix-Marseille University, CNRS, Centrale Marseille, 13 013 Marseille, France

² CNRS/C2N, Centre de Nanosciences et de Nanotechnologies, 91 460 Marcoussis, France

kevin.affannoukoue@fresnel.fr

Il existe une forte demande de microscopies permettant l'imagerie de surfaces à haute résolution pour suivre les interactions entre protéines ou la formation de complexes moléculaires près des membranes cellulaires. Dans ce projet, nous voulons combiner la microscopie à diffraction tomographique (TDM) et la microscopie à illumination structurée (SIM) dans une configuration de réflexion totale interne (TIR). En microscopie conventionnelle, la résolution est limitée par la diffraction de la lumière. Les microscopies TDM et SIM permettent la construction d'une ouverture numérique synthétique. Cela permet la reconstruction d'images super-résolues de l'indice de réfraction (TDM) et de la densité de fluorophores (SIM) de l'échantillon étudié.

La configuration TIR permet au microscope de faire de l'imagerie de phase sans faisceau de référence externe, simplement en détectant le champ diffusé par l'échantillon et le faisceau réfléchi [1]. De plus, la combinaison de plusieurs angles d'illumination permet de générer une synthèse d'ouverture numérique et de reconstruire des images deux fois plus résolues qu'en microscopie conventionnelle. Cela vient du fait que les fréquences accessibles dépendent de l'angle d'illumination par la relation suivante :

$$E_d(\vec{k}, \vec{k}_{inc}) \propto \tilde{\Delta\epsilon}(\vec{k} - \vec{k}_{inc})$$

avec E_d le champ diffracté par l'échantillon, $\tilde{\Delta\epsilon}$ représente la transformée de Fourier du contraste de permittivité de l'objet, \vec{k} et \vec{k}_{inc} sont respectivement les vecteurs d'onde de détection et d'illumination.

A ce jour, nous avons démontré [1] que cette technique conduit à une reconstruction d'image avec une résolution latérale inférieure à 100nm sur des échantillons test calibrés comme le montre la Fig. 1.

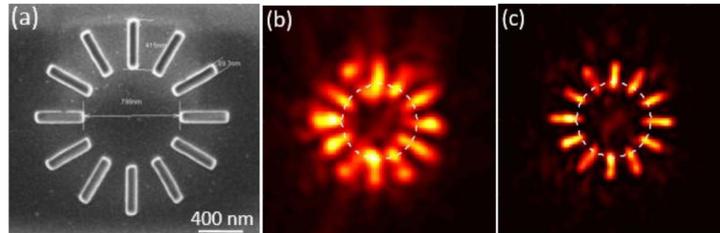


Fig. 1 : Image MEB de l'échantillon test (a), reconstruction classique de l'image en champ sombre (b), image obtenue avec la synthèse d'ouverture (c). La taille des images (b) et (c) est de $1.5\mu\text{m} \times 1.5\mu\text{m}$.

Nous pensons que cette méthode peut facilement être combinée avec une illumination structurée sur des échantillons diffractants et fluorescents [2, 3]. Cela permettrait d'obtenir des images super-résolues avec deux contrastes d'image qui pourraient être un outil puissant pour étudier les interfaces cellulaires [4].

RÉFÉRENCES

- [1] G. Maire, H. Giovannini, A. Talneau, P. C. Chaumet, K. Belkebir, and A. Sentenac, "Phase imaging and synthetic aperture super-resolution via total internal reflection microscopy," *Optics Letters*, vol. 43, p. 2173, May 2018.
- [2] T. Zhang, C. Godavarthi, P. C. Chaumet, G. Maire, H. Giovannini, A. Talneau, M. Allain, K. Belkebir, and A. Sentenac, "Far-field diffraction microscopy at $\lambda/10$ resolution," *Optica*, vol. 3, pp. 609–612, Jun 2016.
- [3] M. G. L. Gustafsson, "Surpassing the lateral resolution limit by a factor of two using structured illumination microscopy," *Journal of Microscopy*, vol. 198, no. 2, pp. 82–87, 2000.
- [4] M. Brunstein, L. Roy, and M. Oheim, "Near-membrane refractometry using supercritical angle fluorescence," *Biophysical Journal*, vol. 112, no. 9, pp. 1940 – 1948, 2017.

Approche problème inverse pour la reconstruction d'hologrammes obtenus par interférométrie à décalage latéral

Dylan Brault¹, Thomas Olivier¹, Corinne Fournier¹, Arun Anand²

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

²Optics Laboratory, Applied Physics Department, Faculty of Technology & Engineering, The M. S. University of Baroda, Vadodara 390001, India

dylan.brault@univ-st-etienne.fr

La plupart des cellules animales sont transparentes à la lumière visible. Ces objets sont principalement décrits par leur propriétés réfringentes. La connaissance de cette information pourrait permettre d'identifier les cellules et d'en étudier les propriétés. Les techniques de microscopie holographique sont des méthodes efficaces pour déterminer le profil du déphasage causé par un échantillon biologique. Ces techniques nécessitent cependant une grande stabilité temporelle afin de mesurer les fluctuations d'épaisseur des cellules. Les microscopes holographiques à deux bras sont très sensibles aux vibrations ce qui les rend difficilement utilisables pour extraire une information précise d'épaisseur optique d'une cellule. Un moyen simple et bas coût permettant d'assurer une stabilité temporelle consiste à utiliser un dispositif « common path ». Dans cette configuration, l'onde de référence et l'onde objet empruntent le même chemin optique ce qui conduit à une grande stabilité temporelle. Le faisceau est divisé en deux faisceaux par une lame de verre dont l'épaisseur introduit un décalage latéral entre l'onde réfléchi par la première interface puis celle réfléchi par la seconde. Ce montage optique revient à réaliser un microscope holographique hors-axe dans lequel la lame introduit un angle entre les deux ondes sphériques réfléchies. Les paramètres des objets sont souvent estimés à partir de la phase reconstruite grâce à un filtrage dans le domaine de Fourier. Une approche problème inverse permet d'estimer directement ces paramètres à partir des hologrammes sans filtrage dans l'espace de Fourier en introduisant un a priori sur les objets. Dans ce système une bonne connaissance du modèle de formation d'image est nécessaire.

Nous proposons un algorithme de reconstruction d'objets sphériques transparents basé sur une approche problème inverse paramétrique. Les hologrammes sont obtenus avec un interféromètre à décalage latéral. En considérant un bruit blanc et gaussien des données, cela revient principalement à ajuster un modèle aux données. Cet algorithme est utilisé sur des hologrammes défocalisés de micro-billes de silice. Le modèle comprend une estimation du fond permettant d'avoir une meilleure estimation des paramètres des billes. De premiers résultats montrent le potentiel d'une telle approche.

RÉFÉRENCES

- [1] G. Popescu, *Quantitative Phase Imaging of Cells and Tissues*. McGraw-Hill: New York, Chicago, San Francisco, Lisbon, London, Madrid, Mexico City, Milan, New Delhi, San Juan, Seoul, Singapore, Sydney, Toronto, 2011.
- [2] P. Vora et al., "Wide field of view common-path lateral-shearing digital holographic interference microscope", *JBO*, vol. 22, no 12, p. 126001, déc. 2017.
- [3] A. Anand, I. Moon, et B. Javidi, "Automated Disease Identification With 3-D Optical Imaging: A Medical Diagnostic Tool", *Proceedings of the IEEE*, vol. 105, no5, p. 924-946, may 2017.
- [4] F. Soulez, L. Denis, C. Fournier, É. Thiébaud, et C. Goepfert, "Inverse-problem approach for particle digital holography: Accurate location based on local optimization", *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision*, vol. 24, p. 1164-71, avr. 2007.

Set d'images multispectrales ReDFISh pour la conception de capteurs d'images silicium

Axel CLOUET^{1,2}, Jérôme VAILLANT¹, Célia VIOLA¹

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

² Laboratoire de Psychologie et NeuroCognition, CNRS UMR 5105, Univ. Grenoble Alpes, Grenoble, France

axel.clouet@cea.fr

Nous publions un set d'images multispectrales en réflectance (ReDFISh) destiné principalement à simuler l'acquisition d'images pour un capteur donné sous conditions d'acquisition fixées. Une fois l'image brute simulée, les étapes successives de traitements (dématriçage, correction couleur, balance des blancs...) peuvent également être testées. Ces images contiennent les spectres de réflectances de différentes scènes échantillonnées aux pas d'échantillonnage de 50 et 20 nm sur la gamme d'absorption du silicium (400 – 1050 nm). L'acquisition de ces données a été effectuée à l'aide de différents filtres optiques à bande étroite placés successivement devant une camera CMOS monochrome sensible dans les domaines visibles et proche infrarouge. La scène est statique et les conditions d'illumination sont maîtrisées tout au long de l'acquisition. Pour évaluer la précision spectrale des mesures, une pré-analyse utilisant le formalisme de Fourier a été effectuée confrontant les fonctions de mesures propres au banc d'acquisition à des données de réflectances cibles mesurées par spectrophotomètre.

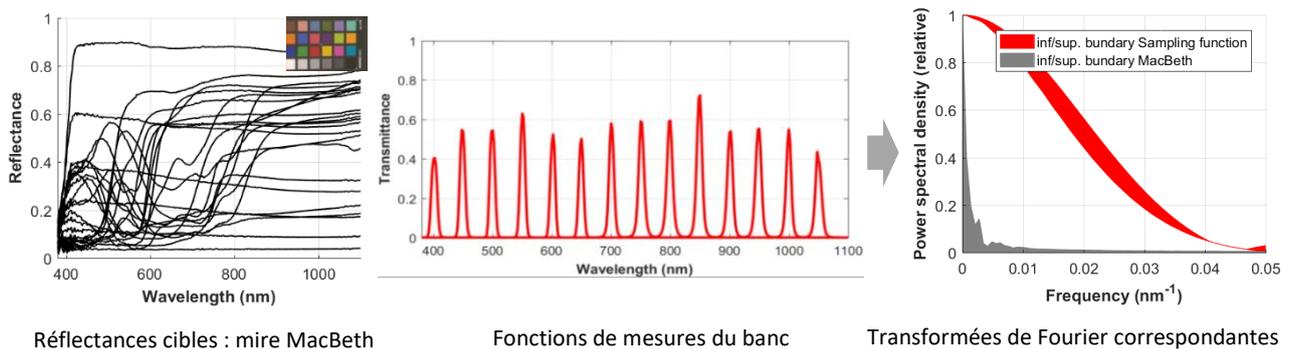


Figure 1: Pré-analyse de la qualité de l'acquisition dans le domaine de Fourier

Finalement 22 images multispectrales ont été publiées au format HDF5 contenant différents types de matériaux (bois, plantes vertes, cuire, liquides, fruits, jouets en plastique, pâte à modeler...). La précision obtenue en réflectance permet également d'utiliser ces images pour le test ou l'entraînement d'algorithmes plus complexes de traitement d'image (classification spectrales, segmentation spectrales...).

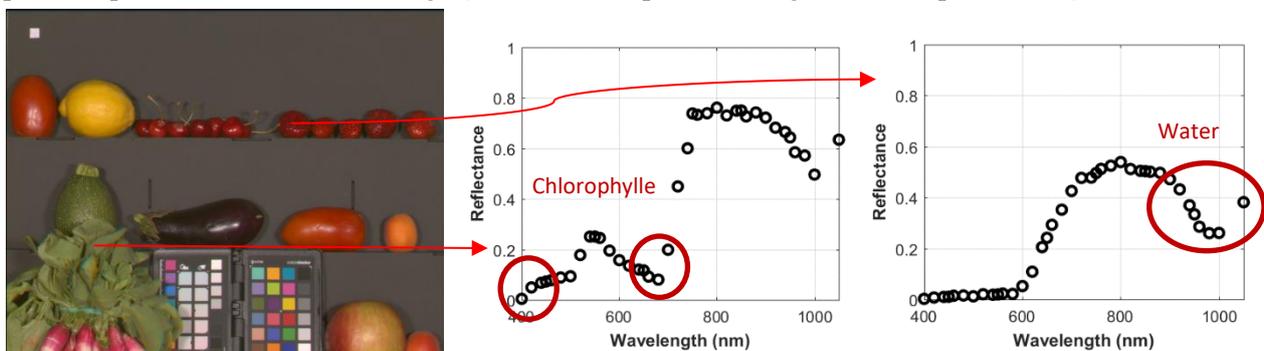


Figure 2: Exemple de résultat obtenue, contenu spectral de l'image

Les images échantillonnées au pas de 50 nm sont disponibles au lien suivant : <https://persyval-platform.univ-grenoble-alpes.fr/DS289/detaildataset> (DOI: perscido.2020.01.ds289).

3D Ultrasound and Photoacoustic Imaging of vasculature using a sparse array in a chicken embryo model

G. Godefroy,¹ B. Arnal,¹ S. Vilov¹ and E. Bossy¹

¹Univ. Grenoble Alpes, CNRS, LIPhy, 38000 Grenoble, France

guillaume.godefroy@univ-grenoble-alpes.fr

In this work, 3D Ultrasound (US) and photoacoustic (PA) volumic imaging was performed using sparse array of 256 elements on chicken embryo vasculature. US Ultrafast Doppler was performed using spatial coherent compounding resulting in a frame rate of 500 Hz. PA imaging was performed at a rate of 100 Hz using an DPSS-pumped OPO laser (Innolas) coupled to a fiber bundle delivering light at the sample from the central hole of the array.

The system is evaluated by imaging the chorioallantoic membrane at day 6 of incubation time. The sparsity of the probe causes the presence of clutter in the background of the conventionally reconstructed raw PA volumes (see Fig. 1 a). To reduce the clutter and augment the contrast, we use an approach based on the fluctuation of PA signal due to flowing absorbers. These fluctuations are isolated with a spatio-temporal filtering technique [1]. Through a power integral of the filtered volume stack, we obtain the PA fluctuation imaging volume.

We show that PA fluctuation imaging enables retrieving a better visualization of the object with a contrast increasing by 6.1 dB (see Fig.1 b). In this configuration, US Ultrafast Doppler benefits from coherent compounding to enhance both resolution and contrast (see. Fig. 1 c). However, the image quality obtained using PA and US imaging is comparable. These modalities could be used in synergy in further studies.

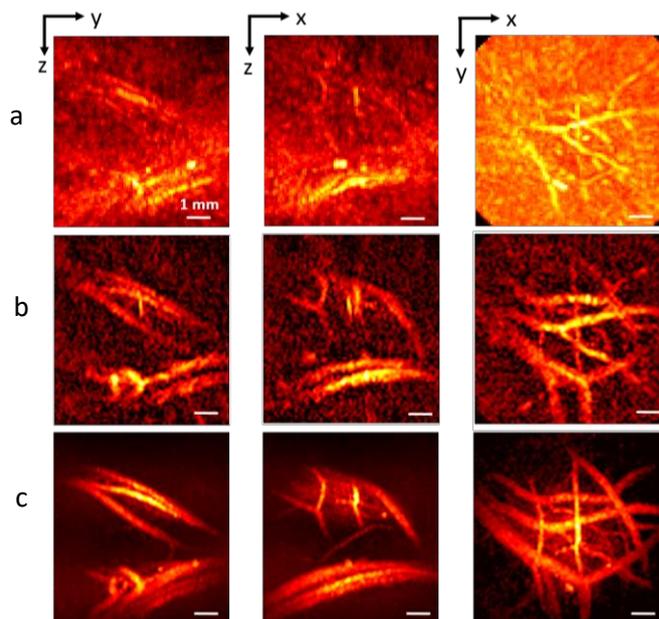


Figure. 1 MIP in the (YZ), (XZ) and (XY) planes. a) PA imaging b) Fluctuation PA imaging c) Ultrafast Doppler with 13 angles

RÉFÉRENCES

- [1] C. Demene *et al.*, "Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and fUltrasound Sensitivity," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 34, no. 11, pp. 2271–2285, Nov. 2015.

Reconstruction de vidéos compressives par réseaux de neurones récurrents

Antonio Lorente Mur¹, Françoise Peyrin¹, Nicolas Ducros¹

¹ Univ Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Villeurbanne
antonio.lorente-mur@creatis.insa-lyon.fr, francoise.peyrin@creatis.insa-lyon.fr,
nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr

L'imagerie optique conventionnelle emploie des matrices de détecteurs pour obtenir des images à haute résolution spatiale. Mais l'assemblage sous forme matricielle de certains capteurs sophistiqués (hyperspectraux, résolus en temps) est techniquement complexe et coûteux. Dans ces cas, l'imagerie compressive mono-pixel (qui ne nécessite qu'un capteur ponctuel) représente un intérêt majeur [1]. Une caméra mono-pixel mesure de façon expérimentale le produit scalaire entre l'image de la scène et des motifs de modulation choisis par l'expérimentateur. L'image peut ensuite être reconstruite à partir des mesures brutes par des algorithmes dédiés.

La reconstruction d'images par réseaux de neurones a émergé dans le domaine des problèmes inverses; elle a notamment été employée en optique pour des problèmes de super-résolution, d'*inpainting* et, plus récemment, pour l'imagerie compressive [2]. On propose ici un schéma de reconstruction qui exploite les images précédemment acquises pour reconstruire l'image courante. Ce schéma est compatible avec des approches de reconstruction par réseaux de neurones, reposant l'apprentissage à partir d'une base de données de vidéos. Les réseaux de neurones récurrents propagent de l'information au cours du temps, permettant notamment exploiter les redondances spatio-temporelles des vidéos. Notre algorithme a été testé sur des données simulées à partir de vidéos acquises en neurochirurgie à la FIGURE 1. On observe que la méthode proposée permet une meilleure reconstruction.

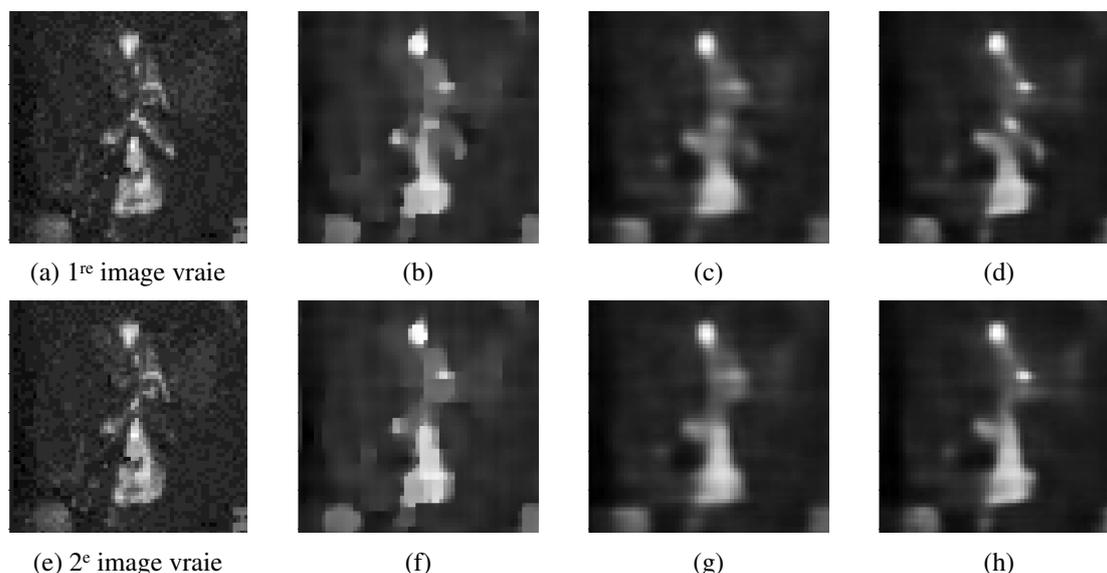


FIGURE 1: Reconstruction de deux images consécutives extraites d'une vidéo de neuro-chirurgie guidée par fluorescence (taux de compression de 93%). (a) 1^{re} image vraie. (b) Variation totale; PSNR = 24.35, SSIM = 0.85. (c) Réseau statique de [2]; PSNR = 24.06; SSIM = 0.84. (d) Réseau récurrent proposé; PSNR = 24.50, SSIM = 0.86. (e) 2^e image vraie. (f) Variation totale; PSNR = 24.16, SSIM = 0.85. (g) Réseau statique de [2]; PSNR = 24.35; SSIM = 0.86; (h) Réseau récurrent proposé; PSNR = 24.64; SSIM = 0.87.

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] C. Higham, R. Murray-Smith, M. Padgett, and M. Edgar, "Deep learning for real-time single-pixel video," *Scientific Reports.*, Feb 2018.

Photoacoustic and fluorescent microscopy through a multimode fibre using optical wavefront shaping

Sylvain Mezil, Irène Wang, Philippe Moreau, Antonio M. Caravaca-Aguirre, Emmanuel Bossy

LIPhy, Université Grenoble Alpes, 140, rue de la Physique, 38402 Saint Martin D'SHères, France

sylvain.mezil@univ-grenoble-alpes.fr

Many applications for microendoscopy, such as brain imaging, requires minimally invasive devices to minimise damage during insertion in tissue. The minimally-invasive endoscope technique presented in this talk relies on the use of a multimode fibre to guide light that generates both acoustic and fluorescent signal. To that end, a spatial light modulator (SLM) is used to perform optical wavefront shaping to form and raster-scan a diffraction-limited focused spot at the tip of the multimode fibre. The multimode fibre is first calibrated by measuring the transmission matrix linking the input field to the output field. Then, by inverting such matrix, we can determine which input pattern to apply on the SLM to obtain a focused spot at any given location of the fibre output. The focused pulsed laser source (5 ns pulse, 532 nm wavelength) thus generates ultrasounds, which is detected by a fibre-optic hydrophone, and/or fluorescent signal, which is acquired through a photomultiplier detector. The fibre-optic hydrophone is set next to the multimode fibre, making the total imaging tip no larger than 250 μm . Two-dimensional imaging of in vitro red blood cells, sensitive to the photoacoustic signal, and fluorescent beads, sensitive to the fluorescent signal, is demonstrated.

Microscopie interférométrique super résolue spatialement

Stéphane Perrin, Sylvain Lecler, Paul Montgomery

ICube, CNRS - Université de Strasbourg - INSA, 300 Boulevard Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France

stephane.perrin@unistra.fr

La microscopie interférométrique est une technique d'imagerie optique sans contact et plein champ qui est utilisée pour reconstruire des topographies de surface en trois dimensions. Elle offre une sensibilité axiale nanométrique (~ 10 nm) sur un large champ de vue allant du micromètre au millimètre. L'utilisation d'objectifs de microscope permet d'accroître le pouvoir de résolution latérale, mais cette dernière reste non seulement limitée par la diffraction de la lumière ($\leq \lambda/2$ dans l'air), mais également par la capacité du système à résoudre l'information de profondeur [1]. Généralement, la résolution latérale de la microscopie interférométrique est micrométrique, conduisant à une résolution spatiale non-homogène. En 2011, Wang *et al.* ont démontré expérimentalement le principe de super résolution à travers des microsphères en verre [2]. Une résolution latérale de 100 nm en imagerie direct plein champ a été atteinte. Peu de temps après, l'équipe IPP du Laboratoire ICube (UMR CNRS 7357) a proposé la combinaison innovante de la microscopie assistée par microsphères avec l'interférométrie optique [3]. En 2019, l'équipe a proposé de perfectionner le concept en ajoutant une deuxième sphère (similaire à celle dans le bras objet) dans le bras de référence de l'interféromètre afin de collecter deux fronts d'ondes, objet et de référence, ayant la même courbure relative [4]. Pour montrer le gain en résolution spatiale, des topographies de réseaux étalons de période 800 nm et 600 nm reconstruites avec exactitude dans l'air (voir Fig. 1(b,c)) seront présentées, ainsi que des nano-piliers transparents de diamètre 250 nm. Des simulations numériques sur la compréhension du phénomène de super résolution, sur les performances de la technique et sur ses limites seront également discutés.

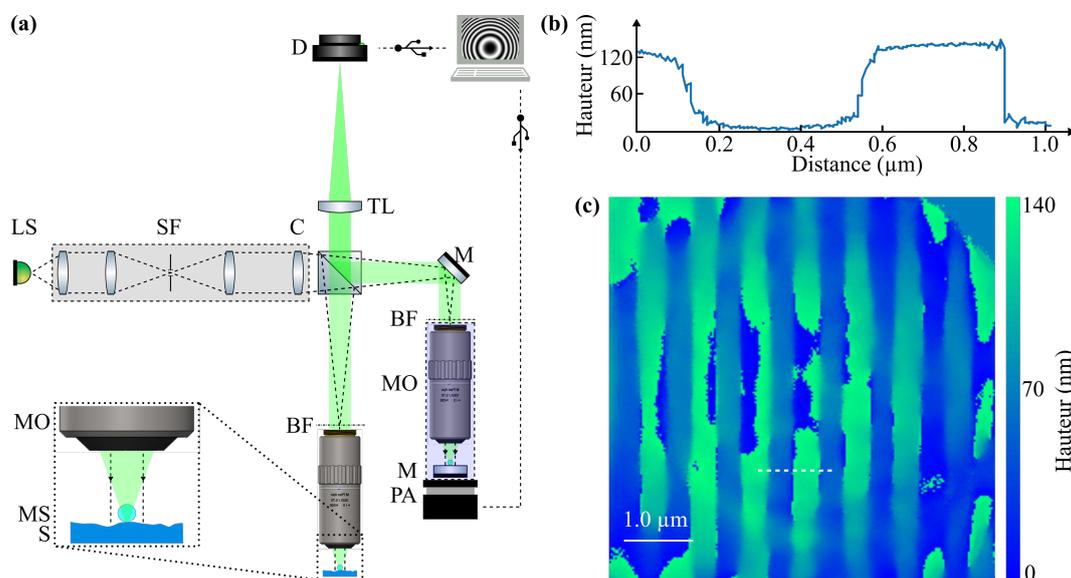


Fig. 1 : Topographie super résolue d'un réseau de période 800 nm via (a) un microscope interférométrique assisté par microsphères. Le diamètre des deux microsphères est de 50 μm . (a) Profil de hauteur du réseau suivant la ligne blanche en pointillée de (b) la topographie. Figures extraites de la Réf. [4].

RÉFÉRENCES

- [1] C. Giusca and R. Leach, *Measurement Science and Technology* **24**, 105010 (2013).
- [2] Z. Wang *et al.*, *Nature Communication* **2**, 218 (2011).
- [3] S. Perrin, S. Lecler, and P.M. Montgomery, in *Label-Free Super-Resolution Microscopy* (Springer, 2019).
- [4] S. Perrin, Y.J. Donie, P. Montgomery, G. Gomard, and S. Lecler, "Compensated microsphere-assisted interference microscopy," accepted in *Physical Review Applied* (2020).

Spectral Characterization of Optical Devices based on Fabry-Perot Interferometry: A physical model interpretation

Daniele Picone¹, Aneline Dolet^{1,2}, Silvère Gousset³, Didier Voisin², Mauro Dalla Mura^{1,4}, Etienne Le Coarer³

¹ GIPSA-lab, Univ. Grenoble Alpes, CNRS, 11 rue des Mathématiques, Grenoble Campus BP46, F-38 402 Saint Martin d'Hères Cedex (Grenoble), France

² UGA, CNRS, Institut des Géosciences de l'Environnement (IGE), CS 40700, 38 058 Grenoble, France

³ Institut de Planétologie et d'Astrophysique de Grenoble (IPAG), 414 Rue de la Piscine, 38 400 Saint Martin d'Hères (Grenoble), France

⁴ WRHI, School of Computing, Tokyo Institute of Technology, 2 Chome-12-1 Ookayama, Meguro City, 152 8550, Tokyo, Japan

daniele.picone@gipsa-lab.grenoble-inp.fr

Modern advancement in the field of Fourier Transform Spectrometers (FTS) are currently opening new perspectives for the realization of compact and lightweight snapshot imaging devices for gas detection. This study will focus on one of such technologies, based on an array of Fabry-Perot (FP) interferometers in cascade with an imaging system [1].

Multiple thumbnails of the illuminated scene are acquired by such an instrument, which can be stacked to generate a datacube. The latter represents a collection of samples of an interferogram associated to each direction of incoming rays, which can be inverted to recover their spectra [2].

As this inversion strongly relies on the interferogram samples to be properly spaced on the domain of the optical path difference (OPD), proper positioning is mandatory to accurately proceed to the inversion step. Additionally the OPD associated to each interferometer is directly proportional to their thickness, hence the problem at hand is, if certain constraints are verified, strictly related to their estimation.

This work presents a FP thickness estimation protocol inspired by the physical description of the transfer function of the interferometer, which models how the energy is acquired by the device according to ray tracing. [3]

Varying degrees of approximation can be taken into account, by considering an increasing amount of rays which are transmitted over to the focal plane; this work embeds this model and proposes a protocol to estimate the parameters of the interferometers that constitute the prototype. The proposed model can be seen as an extension of a standard Fourier Transform peak detection laboratory procedure of thickness estimation for FTS based devices [4], allowing their direct comparison.

Since a direct method for the exact estimation of the thickness may not be available, the method is proven to have more consistent results relative to the expected parameters provided by the manufacturers. Extra discussion will be provided on future improvements to take into account additional physical effect on the model and to provide extra precision on the algorithm.

RÉFÉRENCES

- [1] N. Guerineau, E. Le Coarer, Y. Ferrec, and F. De La Barriere, "Spectro-imageur multivoie à transformée de fourier," Jan. 2018. FR patent 1,656,162.
- [2] F. Gillard, *Design and realization of a compact infrared spectrometer*. Theses, Université Paris Sud - Paris XI, Mar. 2012.
- [3] P. Hariharan, *Basics of interferometry*. Elsevier, 2010.
- [4] A. Dolet, D. Picone, M. D. Mura, D. Voisin, S. Gousset, S. Douté, and E. L. Coarer, "Gas characterization based on a snapshot interferometric imaging spectrometer," in *Image and Signal Processing for Remote Sensing XXV* (L. Bruzzone, F. Bovolo, and J. A. Benediktsson, eds.), SPIE, oct 2019.

Imagerie photoacoustique de la densité de vascularisation dans le ménisque

Bathilde Rivière¹, Olivier Jacquin¹, Olivier Hugon, Boudewijn Van der Sanden², Eric Lacot¹

¹ Laboratoire Interdisciplinaire de Physique, 140 rue de la Physique, 38402 St Martin d'Hères, France

² TIMC-IMAG, 5 Avenue du Grand Sablon, 38700 La Tronche, France

bathilde.riviere@univ-grenoble-alpes.fr

Le ménisque est un cartilage de l'articulation du genou de type fibreux qui joue un rôle d'amortisseur entre le fémur et le tibia. Lorsqu'il est abimé le chirurgien peut décider d'en retirer une partie (méniscectomie) ou bien de le laisser tel quel en espérant qu'il va se réparer. En effet le ménisque est partiellement vascularisé [1] et les zones irriguées peuvent se réparer. Actuellement les méniscectomies se décident qualitativement de visu, schéma à la main, par les chirurgiens ; En effet les méthodes classiques utilisées pour imager l'articulation du genou en clinique ne permettent pas d'imager la vascularisation du ménisque, soit parce qu'elles n'ont pas de résolution suffisante (IRM, arthrographie, échographie), soit parce qu'elles n'ont pas la profondeur de champ nécessaire. Des méthodes de microscopie permettant la résolution de vaisseaux sanguin existent, mais elles ne sont pas praticables in vivo. [2]

Dans ce contexte, ma thèse a pour but de développer une sonde intra articulaire photoacoustique, capable de mesurer le taux de vascularisation local du ménisque. Cette méthode repose sur l'effet photoacoustique, ie la conversion thermoélastique des ondes absorbées par un objet en ondes mécaniques, elle permet d'imager à des profondeurs de champ plus importantes que les méthodes standard d'optique avec une résolution acoustique, avec l'avantage de pouvoir discriminer différents types d'absorbeurs par triangulation grâce à leur spectre optique. En particulier elle est très sensible au signal de l'hémoglobine, que nous cherchons à repérer dans le ménisque.

Pour mener à bien ce projet, plusieurs pistes de travail ont été menées : tout d'abord un premier dispositif photoacoustique impulsif fonctionnel a été mis en place; des premières images de circuits microfluidiques et des premiers tests d'imagerie de ménisque de cochon ex vitro ont été réalisés ; dans le même temps des premiers protocoles de caractérisation des propriétés optiques et acoustiques du ménisque de cochon ont été établis. En parallèle, un travail de bibliographie a été conduit autour du ménisque du genou.

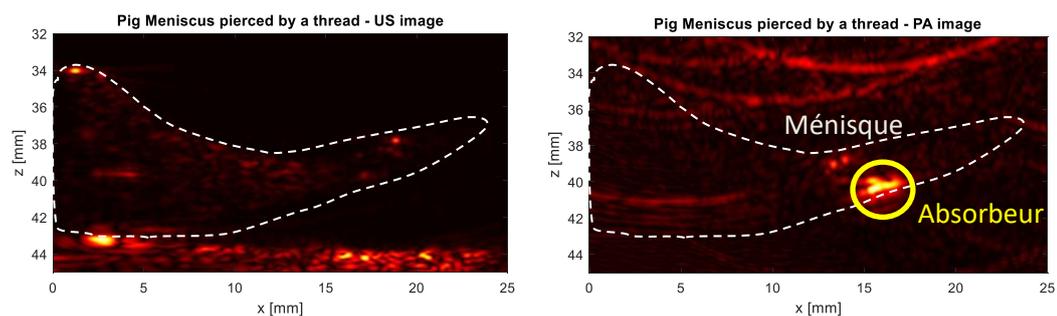


Figure 1: Image photoacoustique (à droite) d'un absorbeur placé à l'intérieur du ménisque et comparaison avec une image acoustique (à gauche).

- [1] Sun Shik Shim Brain Day, W.G. MacKenzie & George Leung. "The vascular and nerve supply of the Human meniscus. Arthroscopy : The journal of Arthroscopic and related surgery, pages 1(1):58-62,1985.
- [2] S.Herman, A.Gerometta, S. Klouche, N. Lefevre, J.F. Naouri & Y.Bohu, "Accurent review of the meniscus imaging: Proposition of a useful tool for its radiologic analysis. Hindawi Publishing Corporation Radiology Research and Practice, page 25 article ID 8329296, 2016