

....... 31/03/2021-01/04/20

RAPPORT JIONC 2021

Comité d'organisation :

Corinne Fournier Laboratoire Hubert Curien Tel: 04 69 66 32 61 corinne.fournier@univ-st-etienne.fr

Nicolas Verrier Université de Haute Alsace - IRIMAS Tel: 03 89 33 76 66 nicolas.verrier@uha.fr

Matthieu Boffety Institut d'Optique - Lab. C. Fabry Tel: 01 64 53 32 98 matthieu.boffety@institutoptique.fr

Comité de programme :

Sophie

Mauro

Nicolas

Julien

Carole

Frédéric

Caroline

David

Jihad

Brasselet Champagnat Frédéric Dalla Mura Ducros Fade Frindel Fort Galland Kulcsar Rousseau Zallat

Institut Fresnel Onero DTIS GIPSA Lab. CREATIS Institut Foton CREATIS Emmonuel Institut Langevin Institut Fresnel Lab. Ch. Fabry, IOGS IRHS, INRA, Univ. Angers Angers iCube

Marseille Palaiseau Grenoble Lyon Rennes Lyon Poris Marseille Palaiseau Strasbourg







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 15 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 nonconventionnelle et d'évaluer leurs applications potentielles.

Cette 16^{ème} édition a été organisée dans un contexte particulier marqué par la crise sanitaire liée à la Covid-19. Néanmoins, les organisateurs et le comité de programme ont tout mis en œuvre pour que ces journées gardent l'esprit originel d'échange et de pluridisciplinarité des JIONC.

C'est pourquoi, en plus de l'exposé invité donné par Virginie Chamard (Institut Fresnel, Marseille), les organisateurs ont, comme chaque année, sollicité 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 2021

La réunion s'est déroulée sur deux jours, entièrement en distanciel, via l'outil Webex.

Elle n'a donné lieu qu'à une seule présentation invitée par Virginie Chamard (Institut Fresnel, CNRS, Univ. Aix-Marseille) sur la ptychographie rayons X pour l'imagerie 3D des biomatériaux (initialement prévue lors de la précédente édition), le contexte n'ayant pas permis aux organisateurs de trouver un e second e orateur/trice dans des délais raisonnables.

Néanmoins, malgré l'organisation particulière de cette année, la communauté a largement répondu présente puisque l'exposé invité fut suivi par 29 présentations orales de 20 minutes réparties en 8 sessions thématiques et 7 contributions sous forme de posters. Ces chiffres sont du même ordre que ceux des années passées. Le nombre de poster est légèrement plus bas, ce qui peut se comprendre compte-tenu de la forme particulière qu'a prise cette édition.

La représentativité féminine a été respectée avec 8 présentatrices (>25 %) dont une invitée.

Six contributions incluaient des contributeurs internationaux. Une part des contributions impliquait des entreprises et des organismes de recherche (ONERA, CEA, SAFRAN, Airbus Defence and Space, Damae medical, Carbon Bee AgTech).

L'organisation en distanciel a permis à plus de personnes de s'inscrire et participer à la réunion puisque nous avons

noté 159 inscrit·e·s (une hausse de 30 à 50% par rapport aux éditions précédentes) sur lesquel·le·s 152 personnes se sont effectivement connectées au moins une fois durant les deux jours. Le pic de connexion a été atteint durant la session Microscopie où plus de 80 personnes se sont connectées. La courbe suivante montre en particulier le nombre de connexion au cours du temps sur les deux jours de la réunion.



Figure 1 - Evolution du nombre de connexions en fonction de l'heure pour les journées du 31 mars (en bleu) et du 1er avril (en rouge).

2. Programme des journées

Mercredi 31 mars

8H30-9H00 : ACCUEIL + INTRODUCTION DES JIONC 2021

9H00-9H50 : 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

9H50-10H30 : IMAGERIE BIOMEDICALE

« Blood perfusion assessment in the small bowel using a novel multimodal imaging platform » Silvère Ségaud¹, Luca Baratelli¹, Enagnon Aguénounon¹, Michele Diana¹, Sylvain Lecler¹and Sylvain Gioux¹ ¹ICube Laboratory, University of Strasbourg, 4 rue Kirschleger, 67085 Strasbourg Cedex, France

« Avancées techniques et applications de la LC-OCT pour l'imagerie in vivo de la peau à haute résolution »

Léna Waszczuk^{1,2}, Jonas Ogien¹, Arnaud Dubois^{1,2} ¹DAMAE Medical, 28 rue de Turbigo,75003 Paris, France ²Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Sud, 91127 Palaiseau Cedex

10H30-10H45 : PAUSE

10H45-12H05 : MICROSCOPIE

« Optimization of illumination scanning in tomographic diffractive microscopy »

Asemare Mengistie Taddese¹, Nicolas Verrier¹, Matthieu Debailleul¹, Jean-Baptiste Courbot¹, Olivier Haeberlé¹ ¹IRIMAS UR UHA 7499, University of Haute-Alsace, 61 rue Albert Camus, 68093 Mulhouse Cedex, France

« Super-résolution par effet Doppler »

Guillaume Noetinger¹, Sébastien Popoff¹, Fabrice Lemoult¹, Matthias Fink¹ ¹Institut Langevin, ESPCI Paris, 1 rue Jussieu, 75005 PARIS, France

« Heterodyne holographic analysis of nanorods rotation to image microscale viscosity »

Clémence Gentner¹, Robert Kuszelewicz¹, Pascal Berto^{1,2}, Jean-François Berret³, Gilles Tessier¹ ¹Institut de la Vision, UMR 7210 CNRS, INSERM, Sorbonne Université, 17 rue Moreau, 75012 Paris, France ²Université Paris Descartes, 45 rue des Saints-Pères, 75006 Paris, France ³Matière et Systèmes Complexes, UMR 7057 CNRS, Université Paris Diderot, 10 rue Alice Domon et Léonie Duquet, 75205 Paris, France

« Microscope computationnel hyper spectral par feuillet de lumière structurée »

Sébastien Crombez^{1,2}, Pierre Leclerc^{1,2}, Nicolas Ducros¹, Cédric Ray²

¹Univ. Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, UJM-Saint Étienne, CREATIS CNRS UMR 5220, INSERM U1206, F-69621, LYON, France

²Univ. Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Institut Lumière Matière, F-69622, Villeurbanne, France

12H05-14H00 : DEJEUNER

14H00-15H40 : IMAGERIE POLARIMETRIQUE

« A general Framework for the training and evaluation of classifiers on polarimetric data » Jean Rehbinder¹, Christian Heinrich¹, Angelo Pierangelo², Jihad Zallat¹ ¹ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 - Illkirch, France ²LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris Saclay, Palaiseau, France

« Dans quelles conditions l'autocalibration de la retardance des imageurs à micro-grilles mesurant le vecteur de Stokes complet est-elle possible et utile ? »

Benjamin Le Teurnier¹, Xiabo Li^{2,3}, Matthieu Boffety¹, Haofeng Hu^{2,3}, François Goudail¹ ¹Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, CNRS, Laboratoire Charles Fabry, Palaiseau, France. ²School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, Chine ³Key Laboratory of Opto-electronics Information Technology, Ministry of Education, Tianjin 300072, Chine

« Polarimetric imaging of two kinds of tumors in murine models »

Briséis Varin¹, Jean Rehbinder¹, Jean Dellinger¹, Christian Heinrich¹, Caroline Spenlé², Dominique Bagnard², Jihad Zallat¹

¹ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France ²INSERM U1119 –Labex Medalis, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France

« Réalisation d'images de dépolarisation spatiale par voie endoscopique pour la caractérisation de tissus biologiques in vivo »

Colman Buckley¹, Marc Fabert¹, Damien Kinet², Dominique Pagnoux¹ ¹Université de Limoges, Xlim, UMR n°7252, F-87000 Limoges, France ²Université de Mons, Faculté Polytechnique , Bd Dolez 31, B-7000Mons, Belgique

« Revisiting the Lu-Chipman decomposition »

Christian Heinrich¹, Jean Rehbinder¹, Jihad Zallat¹ ¹ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France

15H40-15H55 : PAUSE

15H55-16H55...: SESSION POSTERS

Cf. Liste des posters en fin de programme

Jeudi 01 avril

8H30-9H00 : ACCUEIL

09H00-09H40 : DESIGN OPTIQUE

« Design of a freeform prism/curved microdisplay for augmented reality applications »

Simon Charrière^{1,2}, Pierre Joly², Stéphane Nicolas², Bertrand Simon³, Fabien Zuber² and Olivier Haeberlé¹ ¹IRIMAS UR UHA 7499, University of Haute-Alsace, Mulhouse, France

²Université Grenoble Alpes, CEA, Leti, F-38000 Grenoble, France

³LP2N, CNRS UMR 5298, Université de Bordeaux, Institut d'Optique Graduate School, Talence, France

« Projection rétinienne par auto-focalisation, une approche technologique et théorique pour l'intégration des systèmes de Réalité Augmentée »

Christophe Martinez¹, Matthias Colard^{1,3}, Fabian Rainouard^{1,3,4}, Kyllian Millard^{1,2}, Paul Legentil¹, Marie-Claude Gentet¹, Yann Lee¹, Sylvia Meunier-Della-Gata¹, Cloé Bereyziat¹, Olivier Haeberlé³, Edouard Oudet⁴ et Elise Ghibaudo²

¹Univ. Grenoble Alpes, CEA, Leti, F-38000 Grenoble, France ²Univ. Grenoble Alpes, IMEP -LAHC, MINATEC -INPG, 38016 Grenoble, France

³Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal (IRIMAS EA7499), Univ. Haute-Alsace, 68093 Mulhouse Cedex, France

⁴Laboratoire Jean Kuntzmann, Univ. Grenoble Alpes, France

09H40-10H40 : INSTRUMENTATION ET DEVELOPPEMENTS

« Medium and Source Anisotropy in Noise-Correlation-based Elastography »

Agathe Marmin¹, Simon Chatelin¹, Manuel Flury¹, Sybille Facca^{1,2}, Stefan Catheline³, Amir Nahas¹ ¹ICube, UMR 7357 CNRS, University of Strasbourg, 1 place de l'Hôpital, 67000 Strasbourg, France ²Department of Hand Surgery, SOS hand, University Hospital of Strasbourg, FMTS, ICube CNRS 7357, University of Strasbourg, 1 avenue Molière, 67000, Strasbourg, France ³LabTAU, Inserm U1032, 151 cours Albert Thomas, 69003 Lyon, France

« Real-Time, wide-field endoscopic quantitative imaging based on 3D profile corrected deeplearning SSOP»

L. Baratelli¹, E. Aguénounon¹, M. Flury¹, S. Gioux¹ ¹ICube, Université de Strasbourg, CNRS, INSA, F-67000 Strasbourg, France

« Optimal observables for practical super-resolution imaging »

Giacomo Sorelli, Manuel Gessner, Mattia Walschaers, and Nicolas Treps Laboratoire Kastler Brossel, Sorbonne Université, ENS-Université PSL, CNRS, Collège de France, 4 Place Jussieu, F-75252 Paris, France

10H40-10H55 : PAUSE

10H55-12H35 : PROBLÈMES INVERSES

« Approche inverse régularisée pour la reconstruction d'environnements circumstellaires en polarimétrie »

Laurence Denneulin¹, Maud Langlois², Nelly Pustelnik³, Éric Thiébaut² ¹Laboratoire Hubert Curien UMR CNRS 5516, Université Jean Monnet, F-42000 Saint-Étienne, France ²Univ Lyon, Univ Lyon1, Ens de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, UMR5574, F-69230 Saint-Genis-Laval, France ³Univ Lyon, ENS de Lyon, Univ Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Laboratoire de Physique, F-69342 Lyon, Fra

« Dynamical reconstruction methods for Dual-Energy CBCT angiography »

Frédéric Jolivet¹, Johan Nuyts¹ ¹Department of Imaging and Pathology, Division of Nuclear Medicine, KU/UZ Leuven, Leuven, Belgium

« Déflectométrie : un problème inverse mal conditionné »

Hugo Jonquière^{1,2} ¹ONERA, DOTA, 29 Avenue de la Division Leclerc, 92320 Châtillon, France ²SAFRAN REOSC, Avenue de la tour Maury, 91280 St Pierre du Perray

« Reconstruction conjointe d'échantillons biologiques et d'objets d'étalonnage pour la mise au point automatique en microscopie holographique »

Dylan Brault¹, Anthony Berdeu^{2,3}, Ferréol Soulez⁴, Fabien Momey¹, Thomas Olivier¹, Loïc Denis¹, CorinneFournier¹ ¹Univ. Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut of Optics Graduate School,Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F-42023, Saint-Etienne, France

²National Astronomical Research Institute of Thailand, 260 Moo 4, T. Donkaew, A. Maerim, Chiang Mai50180, Thailand

³Department of Physics, Faculty of Science, Chulalongkorn University, 254 Phayathai Road, Pathumwan,Bangkok 10330, Thailand

⁴Univ. de Lyon, Université Lyon1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, UMR5574, 69230 Saint-Genis-Laval, France

« Comparaison de modèles en déconvolution d'image par filtrage de Wiener : probabilité de modèles, évidence, approche de Chib, échantillonnage stochastique »

Benjamin Harroué^{1,2}, Jean-François Giovannelli¹ et Marcelo Pereyra² ¹Laboratoire IMS (Univ. Bordeaux – CNRS – BINP), Talence, France ²MACS, Heriot-Watt University, Edinburgh, United Kingdom

12H35-14H00 : DÉJEUNER

14H00-15H20 : CO-CONCEPTION

« Analyse théorique et expérimentale de masques de phase binaires co-optimisés pour augmenter la profondeur de champ de capteurs panchromatiques »

Alice Fontbonne¹, Hervé Sauer¹, François Goudail¹

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

« Depth-From-Defocus Chromatique Actif par apprentissage de modèle de scène »

Benjamin Buat¹, Pauline Trouvé-Peloux¹, Frédéric Champagnat¹, Guy Le Besnerais¹ ¹DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, FR-91123 Palaiseau, France

« Simulateur pour l'imagerie hyperspectrale compressée »

Antoine Rouxel^{1,2}, Valentin Portmann³, Antoine Monmayrant², Simon Lacroix², Henri Camon², Sebastien Lopez¹ ¹Airbus Defence and Space, 31 Rue des Cosmonautes, 31400 Toulouse, France ²LAAS-CNRS, 7 Avenue du Colonel Roche, 31400 Toulouse, France ³IRAP, 9 Avenue du Colonel Roche, 31400 Toulouse, France

« Obtient-on de meilleures performances lorsqu'un système d'imagerie est co-optimisé avec un algorithme de déconvolution non linéaire ? »

Olivier Lévêque, Caroline Kulcsár, et François Goudail Université Paris-Saclay, Institut d'Optique Graduate School, CNRS, Laboratoire Charles Fabry, 91127, Palaiseau, France

15H20-15H35 : PAUSE

15H35-16H55 : DEEP-LEARNING ET MACHINE-LEARNING

« Spectro-imagerie et apprentissage comprimé »

Clément Douarre^{1,2,3}, Carlos Crispim Junior¹, Anthony Gelibert³, Laure Tougne¹, David Rousseau² ¹Univ. Lyon, Université Lyon 2, LIRIS, UMR CNRS 5205, F-69676, Lyon, France ²Université d'Angers, LARIS, UMR INRAe IRHS, 62 Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France ³Carbon Bee AgTech-11 rue, Parc du 45ème Parallèle-Rovaltain 26300 Chateauneuf-sur-Isere, France

« Vers une clarification numérique en imagerie des sphéroïdes »

Ali Ahmad^{1,2},Saba Goodarzi³,Carole Frindel¹,Gaëlle Récher⁴,Charlotte Rivière^{3,5},David Rousseau² ¹Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé (CREATIS), CNRS UMR 5220-INSERM U1206, Université Lyon 1, Insa de Lyon, Villeurbanne, 69100, France

²Université d'Angers, LARIS, UMR INRAe IRHS, 62 Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France ³Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS UMR-5306, Institut Lumière Matière ,F-69622, Villeurbanne, 69100, France

⁴BioImaging & OptoFluidics, LP2N, CNRS UMR 5298, IOGS, Université de Bordeaux,Talence,F-33400, France ⁵Institut Universitaire de France(IUF), France

« Approches en machine learning pour le traitement du bruit de speckle en holographie numérique »

Silvio Montrésor¹, Marie Tahon², Pascal Picart^{1,3} ¹LAUM UMR 6613, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France ²LIUM EA4023, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France ³ENSIM, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France1

« Phase retrieval in X-ray in-line phase contrast imaging using Mixed Scale Dense convolutional networks »

Kannara Mom¹, Max Langer¹, Bruno Sixou¹ ¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Villeurbanne, France

LISTE DES POSTERS

01 - « Vers une modélisation optique des signatures spectrales et polarimétriques d'objets » M.Al Hayek^{1,2}, J. Aval¹, M. Elbouz¹, B. El Hassan² ¹Lab Isen-Yncréa Ouest, 20 Rue Cuirassé Bretagne ,29200 Brest, France ²Université Libanaise, Faculté de Génie-Branche 1,Campus Mont Michel Al Haykaliyeh, RasMaska, Al Koura, Liban Nord, Liban

02 - « Approche inverse non-supervisée pour la microscopie tomographique diffractive »

Laurence Denneulin¹, Fabien Momey¹, Dylan Brault¹ ¹Laboratoire Hubert Curien UMR CNRS 5516, Université Jean Monnet, F-42000 Saint-Étienne, France

03 - « *Orthogonality Breaking polarimetric microscopy of mitotic chromosomes »* Rajesh Desapogu^{1,2}, Gilles Le Marchand¹, Rebecca Smith¹, Paulami Ray², Émilie Gillier¹, Stéphanie Dutertre³,

Mehdi Alouini², Marc Tramier^{1,3}, Sébastien Huet^{1,3,4}, Julien Fade² ¹Univ Rennes, CNRS, IGDR, UMR 6290, F-35000 Rennes, France ²Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON - UMR 6082, F-35000 Rennes, France ³Univ Rennes, BIOSIT, UMS CNRS 3480, US INSERM 018, F-35000 Rennes, France ⁴Institut Universitaire de France

04 - « Reconstruction Multimodale en Microscopie par Tomographie Diffractive en Transmission »

Steve Laroche¹, Nicolas Verrier¹, Jean-Baptiste Courbot¹, Matthieu Debailleul¹, Olivier Haeberlé¹ ¹Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal (IRIMAS UR UHA 7499), Université de Haute-Alsace, IUT Mulhouse, 61 rue Albert Camus 68093 Mulhouse Cedex

05 - « Local spectroscopy and topography using white light interference microscopy » S. Marbach¹, R. Claveau¹, F. Wang¹, J. Schiffler¹, P. Montgomery¹, M. Flury¹ ¹ICube, Université de Strasbourg, CNRS, INSA, F-67000 Strasbourg, France

06 - « Microscope avec tomographie optique et reconstruction associée »

William Pierré¹, Lionel Hervé¹, Öndrej Mandula¹, Vincent Remondière¹, Sergei Grudinin², Laura Waller³, Shwetadwip Chowdhury³, Magali Dhellemmes⁴, Christophe Arnoult⁴, and Micha Ziemczonok⁵ Sophie MORALES¹, Cédric ALLIER¹ ¹CEA - LETI/DTBS/LSIV, Grenoble ²INIRA, Grenoble, France ³Univ. of California, Berkeley ⁴CHU sur technique-bio-reproductive, Grenoble ⁵Warsaw University of Technology, Institute of Micromechanics and Photonics, Warsaw

07 - « Optimisation des stratégies d'acquisition en imagerie polarimétrique résolue à l'échelle du grain de speckle »

Jonathan Staes, Steve Bouhier et Julien Fade Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON –UMR6082, F-35000 Rennes, France

RESUMÉ DE LA CONFÉRENCE INVITÉE

Virginie Chamard

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

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

Biomineralization processes result in the production of outstandingly complex mineralized structures in living organisms (e. g., teeth, bones, shells, etc.). While they are still poorly understood to date, deciphering these mechanisms is of crucial importance: in materials science, it should provide bio-inspired strategies for the synthesis of nanostructured inorganic materials using soft chemistry and environmentally friendly processes; in paleoclimatology, strong impacts are also expected due to the use of biomineral proxies to perform paleoclimate reconstructions. On the contrary to the classical crystallization theory scheme, the production of most calcareous crystalline biominerals integrates several complex processes, likely based on the generic formation of a submicrometric granular structure. Hence, gaining access to the crystalline architecture at the mesoscale, *i.e.*, over a few granules, is key to building realistic biomineralization scenarios. This is hindered by the difficulty to image complex crystalline materials at the nanoscale, one of today's major challenges of nanoscience.

Answering this need would require a microscopy method combining sensitivity to the crystalline properties, 3D imaging capability, *in situ* compatibility and high spatial resolution. In this context, the recent advents of x-ray lensless imaging methods, based on Bragg coherent diffraction at third generation synchrotron sources, have opened promising perspectives, filling the gap between direct microscopies (AFM, SEM, TEM) and reciprocal-space based x-ray Bragg diffraction analysis. The decisive answer has been brought by 3D Bragg ptychography microscopy [2], which merges concepts developed in inverse microscopy and crystallography. This x-ray Bragg microscopy fully meets the requirements imposed by the structural investigation of biominerals.

In this presentation, the general concepts of Bragg ptychography will be detailed, illustrated by recently proposed developments [2-7]. I will further describe how Bragg ptychography can be exploited to bring new insights on the biomineral crystalline structure. Perspectives with respects to the understanding of the biomineralization mechanisms will be finally presented [8].

This project has received funding from the European Research Council (ERC) under the European Union's Horizon H2020 research and innovation program grant agreement No 724881.

References

[1] M. A. Pfeifer, et al., Nature 442, 63 (2006). A. Ulvestad, et al., Science 348, 1344-1347 (2015).

- [2] P. Godard, et al., Nature Communications 2, 568 (2011).
- [3] P. Godard, et al., Optics Express 20, 25914 (2012).
- [4] F. Berenguer, et al., Physical Review B 88, 144101 (2013).
- [5] A. I. Pateras, et al., Physical Review B 92, 205305 (2015).
- [6] V. Chamard, et al., Scientific Reports 5, 9827 (2015).
- [7] S. O. Hruszkewycz, et al., Nature Materials 16, 244 (2017).
- [8] F. Mastropietro, et al., Nature Materials 16, 946 (2017).

3. Bilan - Conclusions

Les points marquants de cette 16^e édition des JIONC nous semblent être les suivants :

- Cette édition des JIONC s'est déroulée dans le contexte particulier de la crise sanitaire liée à la Covid-19 et l'impossibilité d'organiser des événements rassemblant du public. Néanmoins, elle a bénéficié d'un an de recul de l'utilisation des outils numériques et des habitudes prises par la communauté au niveau des réunions/manifestations organisées en visio-conférence.
- Les JIONC se sont donc finalement déroulées uniquement en distanciel via l'outil Webex dans des conditions matérielles tout à fait acceptables, et ce même pour la session poster pour laquelle la possibilité offerte par l'outil de créer des sessions scindées a été exploitée. Le fait de travailler à deux animateurs/animatrices par session a permis de fluidifier les échanges entre les orateurs/oratrices et les participant e s, notamment via l'utilisation de l'outil de discussion instantanée.
- Les retours à la fin des deux jours ont été globalement positifs, les participants ayant apprécié l'ensemble des exposés, notamment celui de Virginie Chamard. Néanmoins, toutes les personnes nous ayant fait un retour ont émis l'espoir de retrouver rapidement des JIONC en présentiel.

- L'organisation en distanciel a permis une participation en hausse par rapport aux années précédentes (+30% d'inscriptions) mais on note que le nombre de personnes effectivement connectées à un instant donné reste similaire au nombre de participant e s en présentiel des autres années (autour de 70).
- 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 et 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 (8 présentatrices (>25 %) dont une invitée).

Enfin, un questionnaire a été adressé aux participants peu de temps après les journées afin de recueillir leur ressenti sur le déroulement de la réunion et afin de sonder les éventuelles évolutions / modifications à apporter à l'organisation des JIONC pour les futures éditions.

Nom	Adresse mail	Institution
Razvigor Ossikovsk	ti	LPICM - Ecole polytechnique
		Palaiseau
Riadh Abbessi		IRIMAS
		Mulhouse
Ali Ahmad		Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes
Marianne Al Hayek		Angers
		Lab Isen Yncrea Ouest
		Brest
Jean Augereau		LF ZIN Tolence
Josselin Aval		ISEN - Yncréa Quest (école) L@bISEN (laboratoire)
		BREST
Guillaume Baffou		CNRS - Institut Fresnel
		Marseille
Romain Bailly		CEA LIST
		Grenoble
Luca Baratelli		Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie
		Illkirch
Nicolas Barré		Université Médicale d'Innsbruck
D. 11D		Innsbruck
David Batte		SCOPTIQUE
A www.ash Dhattasham		CESTAS Institut Lancevin, ESPCI Deris
Anwesh Bhattachar	ya	Daris
Franziska Bierbuess	e .	KUL euven
P 1 1 P1		
Rachel Blin		Laboratoire d'Informatique, Traitement de l'Information et des Systèmes
Clauda Dagage		Saint-Etienne-au-Kouvray
Claude Boccara		DADIS
Pierre Bourdoncle		Institut Langevin
Tierre Bourdoneie		Paris
Coline Bourges		I2M, Université Bordeaux
e		Talence
Sophie Brasselet		Institut Fresnel Université Aix Marseille, CNRS, Centrale Marseille
		Marseille
Dylan Brault		Laboratoire Hubert Curien
		Saint-Etienne
Alexey Brodoline		
Benjamin Buat		Onera
-		Palaiseau
Marie-Anne Burcklen		Institut Fresnel
		Marseille
Yao Cai		CHNO Quinze-Vingts, INSERM-DGOS CIC 1423, Université Sorbonne
		Paris Laboratoire des Caisses et Tachaisses de l'Unformation de la Communication et de
Jean-Unristophe Uexus		Laboratoire des Sciences et Techniques de l'information de la Communication et de
		Brest
Virginie Chamard		Institut Fresnel CNRS AMI JECM
		Marseille
Michel Chapron		Equipes Traitement de l'Information et Systèmes
1		Cergy-Pontoise
Simon Charrière Jean-Marie Chassot		CEALETI
		grenoble
		Institut Langevin
		Paris
Allan Coiffard		Safran Electronics & Defense
		Massy

4. Liste des participants

Matthias Colard	CEA Leti et Université de haute ALsace
Jean Commère	LESIA - Observatoire de Paris
Jean-Philippe Conge	Meudon Informatique Biologie Intégrative et Systèmes Complexes
Kevin Contreras	Evry - Courcouronnes Thales
Sébastien Crombez	Aix en Provence Centre de recherche en acquisition et traitemet et traitement de l'images pour la santé & Institut lumière motière
Marie DaubresseChasle	Villeurbanne Franche-Comté Electronique Mécanique Thermique et Optique - Sciences et Technologies
Hiyam Debary	Besançon ONERA Châtillon
Jeand Dellinger	Université de Strasbourg
Laurence Denneulin	Laboratoire Hubert Curien Saint-Etienne
Rajesh Desapogu	University of Rennes1 PENNIES
Rajesh Desapogu	University of Rennes1
Vincent Devlaminck	RENNES Centre de Recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille
Frédéric Diaz	Villeneuve d'Ascq Thales LAS Saint-Héand
Bernadette Dorizzi	Saint-Héand Services répartis, Architectures, MOdélisation, Validation, Administration des Réseaux
Clément Douarre	Evry LIRIS Lyon 2
Arnaud Dubois	LYON Institut d'Optique Graduate School
Mathieu Ducousso	Palaiseau Safran
Nicolas Ducros	Magny les Hameaux Centre de recherche en imagerie médicale
Louis Dutheil	Villeurbanne Institut Langevin, ESPCI Paris, PSL University
Iulien Fade	Paris Fonctions Ontiques pour les Technologies de l'informatiON
	Lannion
	Vandoeuvre-lès-Nancy
Olivier Flasseur	LESIA Paris / INRIA Paris Paris
Manuel Flury	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie Illkirch
Alice Fontbonne	Laboratoire Charles Fabry Palaiseau
Clarisse Fournier	CEA - Direction de la Recherche Technologique
Corinne Fournier	Laboratoire Hubert Curien
Gianni Franchi	Saint-Ettenne Unité d'Informatique et d'Ingénierie des Systèmes
Frederic Galland	Palaiseau Institut Fresnel
Enrique Garcia Caurel	Marseille LPICM - Ecole polytechnique
Anthony Gelibert	Carbon Bee
Clémence Gentner	Parc du 45ème Parallèle 11 rue Olivier de Serres Institut de la Vision, Sorbonne Université
Sylvain Gioux	Intuitive Surgical
Jean-Francois	Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système
Giovannelli François Goudail	Talence Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique
Jean-Marc Goujon	Palaiseau Institut FOTON LANNION
Khadija Gourrame	Laboratoire de Recherche Pluridisciplinaire en Ingénierie des Systèmes et Mécanique Energétique
Marc Guillon	Orléans Saints-Pères Paris Institute for the Neurosciences
Benoît Gérardin	rans Safran Tech
Olivier Haeberlé	Magny les Hameaux Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal Mulhouse

Aymeric Halé	Onera - DTIS - IVA			
Massilia Hamdani	Palaiseau Institut de la vision, Sorbonne Université			
Oliviar Harsoovici	Paris ONEP A			
Schiller	Châtillon			
Matthias Hofer	Institut Fresnel			
Patrick Horain	Services répartis, Architectures, MOdélisation, Validation, Administration des Réseaux Evry			
Jean-Pierre Huignard	Institut Langevin			
Jérôme Idier	Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes			
Deyan Ivanov	LPICM, Ecole Polytechnique, Institut Polytechnique de Paris, France			
Frédéric Jolivet	Dept of Imaging and Pathology, KU/UZ Leuven, Belgium			
Pierre Joly	CEA - Direction de la Recherche Technologique			
Pierre Joly	CEA - Grenoble			
Hugo Jonquiere	Grenoble SAFRAN REOSC			
Timothée Justel	Institut Fresnel			
Ibtissem Khouaja	Altran technologie			
Mehdi Kourdourli	ONERA			
Yann Lai-Tim	Safran Reosc			
Max Langer	TIMC			
Maud Langlois	Cral cnrs			
Steve Laroche	IRIMAS			
Aymeric Le Gratiet	Istituto Italiano di Tecnologia			
Benjamin Le Teurnier	Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School			
Paul Legentil	Talaiseau Univ. Grenoble Alpes, CEA			
Fabrice Lemoult	Institut Langevin, ESPCI Paris - PSL			
Jérome Lesaint	Sans Sanis Martin d'Uringe			
Olivier Lim	TIMA			
Mohamed Lo	UHA			
Antonio Lorca Cámara	Institut de la Vision			
Diana Mandache	Unité d'Analyse d'images quantitative			
Boualem Mansouri	Tahar Moulay université de Saida , Algérie			
Marion Manzoni	IRIMAS Mulhouse			
Sébastien Marbach	ICube, Université de Strasbourg Illkirch-Graffenstaden			
Agathe Marmin	ICube STRASBOURG			
Christophe Martinez	CEA Leti, Université Grenoble Alpes, Laboratoire Architecture des Systèmes Photoniques			
Franck Marzani	Laboratoire Imagerie et Vision Artificielle			
Diana Mateus	Laboratoire des Sciences du Numérique de Nantes			
Michael Mestre	Essilor International Créteil			
Kyllian Millard	CEA-Leti Grenoble			
Ali Mohammad-Djafari	Laboratoire des signaux et systèmes Gif-sur-Yvette			
Lionel Moisan	Mathématiques Appliquées à Paris 5 Paris			
Kannara Mom	Laboratoire CREATIS - Université Lyon 1 ? INSA Lyon 7 Avenue Jean Capelle			

Fabien Momey Laboratoire Hubert Curien Saint-Etienne **Tual Monfort** Institut Langevin Paris Tual Monfort Institut Langevin Paris Paul Montgomery Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie Illkirch Silvio Montresor Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Mans Le Mans Raphaël Mulin CEA Grenoble Amir Nahas Laboratoire ICube Strasbourg Mai Nguyen-Verger Equipes Traitement de l'Information et Systèmes Cergy-Pontoise Djahlin Hervé Nikue Laboratoire de Recherche Pluridisciplinaire en Ingénierie des Systèmes et Mécanique Amassah Energétique Orléans Institut Langevin, ESPCI Paris Guillaume Noetinger PARIS Tatiana Novikova LPICM Ecole polytechnique IP Paris Palaiseau Marvin Nurit ImViA - Université de Bourgogne Dijon Jonas Ogien Damae Medical Paris Xavier Orlik onera toulouse Dominique Pagnoux Institut Xlim - CNRS - Université de Limoges LIMOGES Stéphane Perrin Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie Illkirch Fabian Rainouard CEA-LETI Grenoble Gaelle Recher CNRS LP2N Talence Jean Rehbinder Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie Illkirch Florence Rigal CEA Leti Grenoble Luca Rinaldi Onera Châtillon Simon Rit Centre de recherche en imagerie médicale Villeurbanne Muriel Roche Institut Fresnel Marseille David Rousseau Laboratoire Angevin de Recherche en Ingénierie des Systèmes Angers LAAS-CNRS Antoine Rouxel Toulouse Julien Savatier Institut Fresnel, CNRS, Aix Marseille Université, Centrale Marseille Marseille David Schwartz CEA - Direction des Applications Militaires LE BARP Bertrand Simon Lanoratoire Photonique Numérique Nanosciences Talence Bruno Sixou Creatis/Insa Lyon Villeurbanne Giacomo Sorelli Laboratoire Kastler Brossel, Sorbonne Université, ENS-Universit é PSL, CNRS, Collège de France, Paris Ferreol Soulez Centre de Recherche Astrophysique de Lyon Saint Genis Laval Surabhi Sreenivas ESPCI PARIS Adrien Stolidi Université Paris-Saclay, CEA, List Gif-sur-Yvette Julia Sverdlin Essilor Créteil Silvère Ségaud Laboratoire ICube Strasbourg IUT Mulhouse Asemare Mengistie Taddese Mulhouse Laboratoire d'Informatique de l'Université du Mans Marie Tahon Le Mans CEA Anthony Touron Gif-sur-Yvette Pauline Trouvé ONERA Châtillon Jérôme Vaillant CEA - Direction de la Recherche Technologique Grenoble

Briséis Varin	Laboratoire ICube, Université de Strasbourg		
	Illkirch Graffenstaden		
Caroline Venet	Institut Langevin, ESPCI Paris		
	Paris		
Nicolas Verrier	Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal		
	Mulhouse		
Matthieu Vitse	Laboratoire de Mécanique et Technologie		
	Cachan		
Benoit Vozel	Institut d'Electronique et des Technologies du numéRique		
	Rennes		
Irène Wang	LIPhy, Université Grenoble Alpes / CNRS		
	St Martin d'Hères		
Léna Waszczuk	Laboratoire Charles Fabry		
	Palaiseau		
Wiem Wiem	LaboratoireNOCCS-ENISO, université de sousse, tunisie		
	Sousse		
Weikai Xue	Laboratoire Charles Fabry		
	Palaiseau		
Alix Yan	ONERA		
	Châtillon		
Abir Zanzouri Kechiche	Université de Bourgogne Franche comté		
	Le creusot		

Vers une clarification numérique en imagerie des sphéroïdes

Ali Ahmad ^{1,2}, Saba Goodarzi ³, Carole Frindel ¹, Gaëlle Récher ⁴, Charlotte Rivière ^{3,5}, David Rousseau²

¹Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé (CREATIS), CNRS UMR 5220 -INSERM U1206, Université Lyon 1, Insa de Lyon, Villeurbanne, 69100, France

²Université d'Angers, LARIS, UMR INRAe IRHS, 62 Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France

³Univ Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS UMR-5306, Institut Lumière Matière, F-69622,

Villeurbanne, 69100, France

⁴BioImaging & OptoFluidics, LP2N, CNRS UMR5298, IOGS, Université de Bordeaux, Talence, F-33400, France ⁵Institut Universitaire de France (IUF), France

L'apprentissage profond révolutionne actuellement l'imagerie computationnelle [1]. En effet, il permet de lever des contraintes sur la reconstruction des images brutes qui peuvent être directement traitées par les réseaux de neurones sans avoir à passer par la production d'une belle image interprétable par un cerveau humain. Cette révolution touche également une autre étape en imagerie avec la préparation des échantillons via des agents de contraste ou de clarification. En microscopie notamment, ces agents de contrastes sont des produits chimiques très souvent utilisés pour magnifier le contraste ou débruiter l'échantillon en vue de permettre à un humain de pouvoir interpréter les détails d'intérêt. Ce marquage de l'échantillon avec un agent de contraste est couteux en temps et possiblement invasif (nécessitant de fonctionner ex-vivo ou encore déformant les tissus). L'usage des réseaux de neurones pour court-circuiter cette étape de marquage a notamment été montrée en histo-pathologie 2D ex-vivo [2]. Dans ce même esprit, visant à réduire le temps de préparation de l'échantillon, nous montrons une nouvelle utilisation des réseaux de neurones pour de l'imagerie de culture in vitro en 3D [3].

Dans les sciences de la vie, on s'intéresse de plus en plus aux modèles de culture en 3D pour mieux reproduire l'environnement 3D rencontré in vivo. L'imagerie de ces modèles de culture 3D est essentielle pour la découverte de médicaments, mais elle doit faire face à plusieurs problèmes avant que son utilisation ne se généralise. L'examen microscopique approfondi de ces modèles cellulaires 3D se heurte au défi de la pénétration de la lumière en profondeur dans les tissus biologiques opaques. Pour surmonter cette limite, diverses techniques de clarification ont vu le jour au cours des dernières décennies [4]. Cependant, il n'est pas aisé de choisir les meilleurs protocoles de clarification et d'évaluer quantitativement leur efficacité. En nous concentrant sur les sphéroïdes, nous proposons un benchmark selon une méthode générique avec des mesures de contraste local et une segmentation des noyaux basée sur un réseau neuronal convolutif profond. Nous allons plus loin en testant la possibilité de transférer les connaissances de segmentation d'un protocole de clarification à un autre. En particulier un transfert intéressant est celui de modèle de réseau de neurones entraînés sur des modèles clarifiés et appliqués à des images non clarifiées. Ces résultats ouvrent la voie vers une clarification numérique qui permettrait d'accélérer la préparation des échantillons et de se passer de la clarification.

REFERENCES

- [1] J. Mait, G. Euliss, and R. Athale, "Computational imaging". *Advances in Optics and Photonics*, vol. 10, no. 2, pp. 409-483, 2018.
- [2] D. Mayerich, M. Walsh, A. Kadjacsy-Balla, P. Ray, S. Hewitt and R. Bhargava, "Stain-less staining for computed histopathology". *Technology*, vol. 3, no. 1, pp. 27-31, 2015
- [3] A. Ahmad, S. Goodarzi, C. Frindel, G. Recher, C. Riviere and D. Rousseau, "Clearing spheroids for 3D fluorescent microscopy: combining safe and soft chemicals with deep convolutional neural network". *bioRxiv*, 2021.
- [4] E. Costa, D. Silva, A. Moreira, and I. Correia, "Optical clearing methods: An overview of the techniques used for the imaging of 3D spheroids". *Biotechnology and bioengineering*, vol. 116, no. 10, pp. 2742-2763, 2019.

REAL-TIME, WIDE-FIELD ENDOSCOPIC QUANTITATIVE IMAGING BASED ON 3D PROFILE CORRECTED DEEP LEARNING SSOP

L. Baratelli¹, E. Aguénounon¹, M. Flury¹, S. Gioux¹

¹IICube, Université de Strasbourg, CNRS, INSA, F-67000 Strasbourg, France

baratelli@unistra.fr

Biomedical imaging techniques such as spatial frequency diffuse optical imaging have been proved to hold a great potential for the surgical guidance thanks to their suitability for real-time and wide field applications, as well as their non-invasiveness and relatively low cost. In this framework, we present the design of a rigid endoscope for quantitative, real-time imaging of tissues optical properties [1]. The instrument is based on "Single Snapshot imaging of Optical Properties" (SSOP) [2]. In a nutshell, a sinusoidal pattern is projected on a sample, and after the acquisition of a single image of the backscattered light, optimized demodulation algorithms are employed to extract the DC and AC components of the diffused reflectance. From these quantities it is possible to recover the optical properties of the sample, i.e. the absorption and reduced scattering coefficients, through to the use of a referencing phantom with known optical properties. Since the results of the reconstruction are sensitive to the surface profile of the tissue investigated, 3D surface correction algorithms have been implemented [3] as well. In this context, we designed a two wavelengths SSOP rigid endoscope. Differently from standard wide-field structured illumination techniques, which rely on almost constant projected spatial frequency, the endoscopic illumination naturally determines a monotonic decrease in spatial frequency with increased distance from the sample surface due to the viewing angle of the instrument. As a consequence, several height calibration measurements need to be carried out in order to map the frequency variation curve.



Fig. 1: SSOP rigid endoscope design.

After a first benchtop prototype design (Fig. 1), a compact integrated version has been developed and validated on tissue mimicking phantoms at a laboratory level. The natural completion of the workflow is represented by a standalone cart system for pre-clinical trials on animals. In conclusion, the current design is optimized for single wavelength measurements, whereas the foreseen development is going to be focused on the application of multispectral spatial frequency imaging for the quantification of other physiological tissue parameters such as water, lipids and melanin content and for real-time oxygenation imaging. In addition, a Deep Learning approach [4] is being developed and applied to improve not only the image quality but also the accuracy of the reconstruction by exploiting the information content stored in the multiple frequencies.

REFERENCES

- J. Angelo et al., "Real-time endoscopic optical properties imaging", Biomed. Optics Express 8(11) 5113 (1 November 2017)
- [2] J. Vervandier et al., "Single snapshot imaging of optical properties", Biomed. Optics Express 4(12) 2938 (1 December 2013)
- [3] M. van de Giessen et al., "Real-time, profile-corrected single snapshot imaging of optical properties", Biomed. Optics Express 6 (10) 4051 (1 October 2015)

[4] E. Aguénounon et al., "Real-time, wide-field and high-quality single snapshot imaging of optical properties with profile correction using deep learning", Biomed. Optics Express 11 (10) 5701 (1 October 2020)

Reconstruction conjointe d'échantillons biologiques et d'objets d'étalonnage pour la mise au point automatique en microscopie holographique

Dylan Brault¹, Anthony Berdeu^{2,3}, Ferréol Soulez⁴, Fabien Momey¹, Thomas Olivier¹, Loïc Denis¹, Corinne Fournier¹

 ¹ Univ. Lyon, UJM-Saint-Etienne, CNRS, Institut of Optics Graduate School, Laboratoire Hubert Curien UMR 5516, F-42023, Saint-Etienne, France
 ² National Astronomical Research Institute of Thailand, 260 Moo 4, T. Donkaew, A. Maerim, Chiang Mai 50180, Thailand
 ³ Department of Physics, Faculty of Science, Chulalongkorn University, 254 Phayathai Road, Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand
 ⁴ Univ. de Lyon, Université Lyon1, ENS de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, UMR

> 5574, 69230 Saint-Genis-Laval, France dylan.brault@univ-st-etienne.fr, corinne.fournier@univ-st-etienne.fr

En micro-biologie, le marquage (colorant, fluorescence) est une procédure classique, la plupart des objets biologiques étant sinon transparents dans leur milieu d'immersion et donc invisibles par imagerie conventionnelle. Les techniques d'imagerie de phase, comme la microscopie holographique, offrent la possibilité de caractériser ces objets au travers de leurs propriétés morphologiques et réfringentes [1] en s'affranchissant de l'étape de marquage. La microscopie holographique présente en outre l'avantage de ne pas nécessiter une platine de translation coûteuse, la mise au point étant réalisée numériquement, a posteriori. Toutefois, lors de l'étape de reconstruction numérique, il est critique de connaître précisément la distance de défocalisation z. Nous proposons d'introduire des billes transparentes calibrées dans l'échantillon pour estimer finement cette distance z. L'intensité I de l'hologramme peut alors être modélisée comme l'interférence de deux ondes diffractées : $I(\theta, \phi) = |\underline{U}^b(\theta) + \underline{U}^s(\underline{t})|^2$, avec

- <u>U</u>^b(θ) l'amplitude complexe diffractée par les billes. Ce modèle ne dépend que de quelques paramètres θ = {(x_d, y_d, z_d, r_d, n_d)}_{d∈[[1,N]}. Pour une sphère d'indice homogène, cette modélisation peut être réalisée par le modèle de Lorenz-Mie. Celui-ci donne la figure de diffraction d'une sphère parfaite en fonction de sa position 3D (x, y, z), son rayon r et la partie réelle de son indice optique n.
- <u>U</u>^s(<u>t</u>) est l'amplitude complexe diffractée par l'échantillon biologique. Son modèle correspond à une discrétisation du champ diffracté <u>U</u>^s(<u>t</u>) = <u>h</u>_z * <u>t</u>, où <u>h</u>_z représente le noyau de propagation de Rayleigh-Sommerfeld pour une distance z, * est la convolution 2D, et <u>t</u> est la transmittance complexe équivalente de l'objet. Le paramètre z est identique à celui estimé pour les billes puisque nous avons placé les billes dans le plan de l'échantillon biologique.

Nous proposons d'estimer les positions, tailles et indices des billes et de reconstruire la transmittance complexe de l'échantillon biologique par inversion de l'hologramme *I*. Une stratégie de minimisation alternée est mise en œuvre, avec la minimisation d'un critère robuste pour les billes et d'un critère des moindres carrés régularisés pour l'échantillon [3, 4]. L'estimation des paramètres des billes permet de connaître plus précisément le plan de l'échantillon et ainsi d'améliorer la reconstruction. La prise en compte de l'échantillon biologique reconstruit améliore à son tour l'estimation des paramètres des billes.

Références

- [1] Marquet, P., et al. (2005). Digital holographic microscopy : a noninvasive contrast imaging technique allowing quantitative visualization of living cells with subwavelength axial accuracy. Optics letters, 30(5), 468-470.
- [2] Fienup, J. R. (1982). Phase retrieval algorithms : a comparison. Applied optics, 21(15), 2758-2769
- [3] Soulez, F., Denis, L., Fournier, C., Thiébaut, É., & Goepfert, C. (2007). Inverse-problem approach for particle digital holography : accurate location based on local optimization. JOSA A, 24(4), 1164-1171.
- [4] Berdeu, A., Flasseur, O., Méès, L., Denis, L., Momey, F., Olivier, T., ... & Fournier, C. (2019). Reconstruction of in-line holograms : combining model-based and regularized inversion. Optics express, 27(10), 14951-14968..

Ce travail a été financé par le projet région Auvergne-Rhônes-Alpes DIAGHOLO (**Diag**nostique microbiologique par microscopie **holo**graphique).

Depth-From-Defocus Chromatique Actif par apprentissage de modèle de scène

Benjamin Buat¹, Pauline Trouvé-Peloux¹, Frédéric Champagnat¹, Guy Le Besnerais¹

¹ DTIS, ONERA, Université Paris-Saclay, FR-91123 Palaiseau, France <u>benjamin.buat@onera.fr</u>

L'inspection de surface est une phase cruciale de la fabrication industrielle dans des secteurs tels que l'aéronautique ou l'automobile. Elle peut être effectuée pendant la phase de construction des appareils, mais aussi durant les phases de contrôle avant livraison ou après un certain temps d'utilisation. Pour cette application, les capteurs 3D doivent être compacts, travailler à quelques centimètres de la surface de l'objet, fournir un profil 3D complet avec une précision submillimétrique et avoir un coût limité. Dans ce contexte, les capteurs optiques sont intéressants puisqu'ils ont un coût limité et permettent une inspection à grande échelle non destructrice. Contrairement aux approches classiques d'extraction de la 3D par moyens optiques reposant sur l'utilisation de deux caméras en stéréovision, nous avons choisi d'utiliser une technique plus compacte basée sur l'exploitation du flou de défocalisation d'une unique caméra : le *Depth-From-Defocus*. Cependant, comme toutes les techniques passives d'extraction de la 3D, celle-ci est peu robuste au manque de texture et au faibles flux lumineux. Notre solution est de coupler le DFD à l'illumination structurée (voir Figure 1), qui est une méthode active permettant d'ajouter une texture artificielle à la scène grâce à un projecteur.

Dans les premiers travaux réalisés à l'ONERA portant sur le DFD pour des scènes naturelles [1], l'estimation de profondeur repose sur une démarche de type maximum de vraisemblance pour sélectionner le flou de défocalisation (ie la profondeur) le plus probable parmi un jeu de flous calibrés possibles. Cette vraisemblance est calculée à partir d'un modèle de scène gaussien adapté au cas de scènes naturelles, paramétré par des matrices de précision (inverse de la covariance) correspondant à une hypothèse de distribution isotrope des gradients. Dans le cas du DFD actif, la texture de la scène étant connue, nous proposons d'apprendre directement les matrices de covariance des données avec texture pour chaque profondeur. Ainsi, l'algorithme de DFD est co-conçu en tenant compte de la texture projetée.

Nous proposons de présenter le principe de ce nouvel algorithme de DFD Chromatique Actif basé sur l'apprentissage de matrices de covariance de la scène, ainsi que les validations par simulations et par expérimentation de cet algorithme.



Figure 1 : Schéma de principe de la manip de DFD actif : le projecteur projette un motif net en tout point de la scène, la caméra capture une image dont le flou varie avec la profondeur de la scène, l'algorithme de DFD en déduit une carte de profondeur.

Références

[1] P. Trouvé, Conception conjointe optique/traitement pour un imageur compact à capacité 3D. Theses, Ecole Centrale de Nantes (ECN), Dec. 2012

Réalisation d'images de dépolarisation spatiale par voie endoscopique pour la caractérisation de tissus biologiques *in vivo*

Colman Buckley¹, Marc Fabert¹, Damien Kinet², Dominique Pagnoux¹

¹ Université de Limoges, Xlim, UMR n°7252, F-87000 Limoges, France ²Université de Mons, Faculté Polytechnique , Bd Dolez 31, B-7000 Mons, Belgique

dominique.pagnoux@xlim.fr

Récemment, nous avons démontré le principe d'un nouvel endomicroscope permettant de mettre en oeuvre la polarimétrie de Mueller à travers une fibre optique monomode, et ouvrant ainsi la voie à l'imagerie polarimétrique de Mueller *in vivo* pour l'aide au diagnostic précoce de pathologies affectant la matrice extracellulaire [1].

L'une des grandeurs d'intérêt pour évaluer la déstructuration de cette matrice extracellulaire est la dépolarisation spatiale du faisceau renvoyé par l'échantillon analysé. Or, la détermination de cette grandeur est délicate car elle dépend fortement des conditions de la mesure (cohérence du faisceau sonde, surface éclairée, taille des pixels du système imageur, ...). Avec un polarimètre de Mueller classique, on éclaire l'échantillon avec un champ sonde très large (plusieurs cm²) et la lumière tombant sur un pixel donné de la caméra imageuse est la somme de contributions incohérentes provenant de différents points de l'échantillon. La décomposition de la matrice de Mueller associée à ce pixel fait alors apparaitre un taux de dépolarisation non nul. Au contraire, dans notre dispositif, seule une zone très petite de l'échantillon est éclairée à chaque instant (image de la source ponctuelle constituée par le cœur de la fibre). D'autre part, en retour, le cœur de la fibre opère un filtrage spatial très étroit sur le faisceau renvoyé. Dans ces conditions la lumière rétroguidée par la fibre endoscopique à un instant donné est toujours totalement polarisée.

Pour évaluer la dépolarisation spatiale de la lumière renvoyée par l'échantillon à partir des mesures faites avec notre endomicroscope, nous nous sommes appuyés sur l'approche de Gil et Bernabeu [2] consistant à sommer préalablement les matrices de Mueller de pixels voisins avant de décomposer la matrice résultant de cette sommation. Dans cette communication, nous présenterons le résultat de simulations montrant que cette démarche permet d'obtenir des résultats en bon accord avec les prévisions théoriques. D'autre part, nous présenterons des résultats de mesures expérimentales effectuées sur des étalons de réflectance (Spectralon) et sur des échantillons de tissus biologiques, confirmant la validité de cette approche (Fig. 1).



Figure 1 : Images polarimétriques d'un échantillon de tendon de queue de rat réalisées à travers une fibre endoscopique: a) retard linéaire ; b) orientation des axes neutres ; c) image du taux de dépolarisation calculé après moyennage sur 3×3 pixels adjacents confirmant que les régions à plus forte diversité de réponses polarimétriques de pixels voisins avec des valeurs élevées de retard linéaire présentent un taux de dépolarisation spatiale plus élevé (région encadrée en blanc)

Références

[1] C. Buckley et col., "Design of an endomicroscope including a resonant fiber based microprobe dedicated to endoscopic polarimetric imaging for medical diagnosis", *Biomed. Opt. Express, 11 (12), pp. 7032-7052, (2020). doi.org/10.1364/BOE.403157*

[2] J. J. Gil et E. Bernabeu, "A depolarization criterion in Mueller matrices", *Optica Acta: International Journal of Optics*, 32 (3), pp. 259-261, (1985). doi.org/10.1080/713821732

DESIGN OF A FREEFORM PRISM/CURVED MICRODISPLAY FOR AUGMENTED REALITY APPLICATIONS

S. Charrière^{1,2}, P. Joly², S. Nicolas², B. Simon³, F. Zuber² and O. Haeberlé¹

¹ IRIMAS UR UHA 7499, University of Haute-Alsace, Mulhouse, France
 ² Université Grenoble Alpes, CEA, Leti, F-38000 Grenoble, France
 ³ LP2N, CNRS UMR 5298, Université de Bordeaux, Institut d'Optique Graduate School,

Talence, France

simon.charriere@cea.fr

Curved focal surfaces are an old dream of designers, long limited by technological gaps. In the case of imaging, landscape photography made use of it as major curvature arises in one direction only, which can be easily corrected giving a cylindrical shape to the photographic film [1]. For electronic sensors, curvature seemed foolish because it was thought that the whole line of production would have to be changed, a very costly issue. At CEA LETI, we demonstrated a procedure to curve sensors at the final stage of production only. A working on-axis prototype has been developed, which exhibits 60% gain in volume, with a 40% lens reduction [2].

With regard to display applications, and in particular augmented reality, many challenges remain. Among them, the light outcoupling, the image quality and the reduction in form-factor are major ones. Many non-conventional optical systems were tested, with various outcomes. Freeform optical design may be a crucial aspect of such designs[3]. Depending on the expectations for the optical design, the gains offered by curved microdisplays can be of different nature: field-of-view (FOV), image quality, form-factor, distortion, light efficiency... For AR, simultaneously improving optical designs on several of the above-mentioned aspects is a requirement to obtain valuable systems. Hence, with the aim of improving light efficiency and image quality for a given form-factor, we chose to associate a curved microdisplay with a freeform visual optical design.

Our work focuses in parallel on the optical design of a freeform system, and on the production of curved microdisplays. The optics drives the need for the curvature, but the technology defines the mechanical limits of what is achievable in terms of curvature.

For the optical part, we define conditions for which the curvature develops its best potential, and some insight on the methods used for the freeform design. Then, we have demonstrated that toroidal shaped microdisplays are specifically useful for off-axis optical design. This allows for providing optical designers with a general roadmap of useful curvatures to be tested with their designs. Finally, we provide some insight on the technological development. The procedure used for curving microdisplays is closely related to that used for curving sensors. However, since both curving techniques are not identical, some specific challenges rise for microdisplays. Our work focuses on OLED displays, which are already widely used in visual systems.



Fig1: image of the first functional curved microdisplay developed at LETI, with cylindrical shape. **References**

[1] « Panon Camera Shoko », *camera-wiki.org/*, juill. 14, 2020. http://camera-wiki.org/wiki/Panon (consulted march 5th , 2021).

[2] B. Chambion *et al.*, « Curved sensors for compact high-resolution wide-field designs: prototype demonstration and optical characterization », in *Photonic Instrumentation Engineering V*, févr. 2018, vol. 10539, p. 1053913, doi: 10.1117/12.2291472.

[3] T. Zhan, K. Yin, J. Xiong, Z. He, et S.-T. Wu, «Augmented Reality and Virtual Reality Displays: Perspectives and Challenges », *iScience*, vol. 23, n° 8, p. 101397, août 2020, doi: 10.1016/j.isci.2020.101397.

Microscope computationnel hyper spectral par feuillet de lumière structurée

Sébastien Crombez^{1,2}, Pierre Leclerc^{1,2} Nicolas Ducors¹, Cédric Ray²

¹ Univ. Lyon, INSA-Lyon, UCB Lyon 1, UJM-Saint Étienne, CREATIS CNRS UMR 5220, INSERM U1206, F-69621, LYON, France

² Univ. Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Institut Lumière Matière, F-69622, Villeurbanne,

France

nicolas.ducros@creatis.insa-lyon.fr

Notre microscope permet l'acquisition d'un hyper-cube de données quadri-dimensionnel $\Omega = (x, y, z, \lambda)$, où (x, y, z) désigne un voxel et λ la longueur d'onde. Ce microscope hyperspectral est différent de celui utilisé par Jahr et al.[1] car il est basé sur le principe l'imagerie computationnelle.

En imagerie SPIM conventionnelle, le feuillet de lumière p est généré de sorte à être uniforme dans le plan 2D (x, y) afin de mesurer une section d'un échantillon à une position de z données pour $z \in \{z_\ell\}_{1 \le \ell \le L}$. Dans notre système d'imagerie computationnelle, le feuillet de lumière est modulé le long de axe x tandis qu'une lentille cylindrique permet de focaliser la fluorescence sur la fente d'entrée du spectromètre, orientée selon l'axe y pour la détection. $\mathbf{m}_{\lambda}^{y} = \mathbf{P} \mathbf{f}_{\lambda}^{y}, \forall (\lambda, y)$

Notre système est basé sur un montage Open SPIM (Pitrone et al. [2])) avec un DMD au niveau de l'illumination du SPIM afin de générer les motifs de modulation. Nous avons également ajouté un spectromètre afin de mesurer la dimensions spectrale du signal émis au niveau de la détection.

Nous avons testé la capacité de notre montage à générer une image bicolore à partir de la mesure d'un cube de données hyper spectrales (x, y, λ) avec un échantillon d'hydre bi marqué (Superfloder GFP pour la peau, DsRed2 pour les tissus internes) comme montré Fig. 1.(a). Nous avons mesuré la queue de l'hydre avec un montage SPIM classique (voirFig. 1.(b)) afin de pouvoir comparer avec nos résultats. Nous avons pu reconstruire l'image bi-color de l'hydre en superposant les reconstructions effectuées aux longueurs d'onde correspondant à l'émission de la GFP (canal vert) et celle correspondant à la RsRed2 (canal rouge). Dans Fig. 1.(c) on affiche le spectre pour deux pixels, l'une au niveau de la peau, l'autre au niveau des tissus internes.

Cette première validation expérimentale de notre principe d'acquisition laisse de nombreuses pistes d'évolution inexplorées. Nous souhaitons prioritairement améliorer la résolution spatiale des images reconstruites grâce à des modifications du montage expérimental et l'ajout d'algorithme de 'deep learning'.



а

Fig. 1 : Comparaison entre imagerie hyperspectrale et imagerie conventionnel d'une hydre bicolore Superfloder GFP et DsRed2. (a) Image de l'échantillon. Échelle 1 mm. (b) Acquisition SPIM du plan (x, y) de la queue de l'hydre. Échelle 100 μ m. (d) Image bicolore obtenue partir du cube de données hyperspectrales (vert : émission GFP / rouge : émission DsRed). Échelle 100 μ m. (c) Spectre dans les Zone 1 et 2.

- [1] W. Jahr, B. Schmid, C. Schmied, F. O. Fahrbach, and J. Huisken, Hyperspectral light sheet microscopy, vol. 6. 2015.
- [2] P. Pitrone, J. Schindelin, L. Stuyvenberg, S. Preibisch, M. Weber, K. Eliceiri, J. Huisken, and P. Tomancak, "Openspim : An open-access light-sheet microscopy platform," Nature methods, vol. 10, 2013.

Approche inverse régularisée pour la reconstruction d'environnements circumstellaires en polarimétrie

Laurence Denneulin¹, Maud Langlois², Nelly Pustelnik³, Éric Thiébaut²

 ¹ Laboratoire Hubert Curien UMR CNRS 5516, Université Jean Monnet, F-42000 Saint-Étienne, France
 ² Univ Lyon, Univ Lyon1, Ens de Lyon, CNRS, Centre de Recherche Astrophysique de Lyon, UMR5574, F-69230 Saint-Genis-Laval, France

³ Univ Lyon, ENS de Lyon, Univ Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Laboratoire de Physique, F-69342 Lyon, France

laurence.denneulin@univ-st-etienne.fr

L'étude des environnements circumstellaires, dont l'observation à petite séparation angulaire de l'étoile hôte a été rendue possible par les nouveaux instruments à grand contraste, tels que l'instrument ESO/VLT-SPHERE [1], est une des clef de l'étude de la formation des planètes. La difficulté principale provient de la contamination de la lumiere stellaire 10^2 a 10^5 fois plus brillante que l'objet d'intéret. L'imagerie en polarimétrie permet, grâce à une modulation instrumentale de la polarisation, de démélanger la lumière polarisée, diffusée par la poussière composant le disque, du résidu de lumière stellaire non-polarisée, afin de restituer la morphologie du disque.

Nous présentons ici la méthode RHAPSODIE (*Reconstruction of High-contrAst Polarized SOurces and Deconvolution for cIrcumstellar Environments*) [2], qui est basée sur une approche inverse régularisée. Nous montrons que cette méthode aboutit à de meilleurs reconstructions que celles de l'état de l'art (*e.g.*la Double Différence [3]) grâce au traitement simultané de la statistique du bruit d'acquisition, des données manquantes et des effets instrumentaux (*i.e.* convolution par la PSF instrumentale et correction de la polarisation instrumentale).



Fig. 1 : Cartes d'intensité polarisée du disque de transition situé autour de l'étoile T Chae [4] reconstruites avec la Double Différence et avec RHAPSODIE sans et avec la déconvolution.

- [1] J.-L. Beuzit, A. Vigan, D. Mouillet, K. Dohlen, R. Gratton, A. Boccaletti, J.-F. Sauvage, H. M. Schmid, M. Langlois, C. Petit, *et al.*, "Sphere : the exoplanet imager for the very large telescope," *A&A*, vol. 631, p. A155, 2019.
- [2] L. Denneulin, M. Langlois, É. Thiébaut, and N. Pustelnik, "RHAPSODIE : Reconstruction of high-contrast polarized sources and deconvolution for circumstellar environments," *A&A*, 2021 submitted.
- [3] H. Avenhaus, S. P. Quanz, H. M. Schmid, M. R. Meyer, A. Garufi, S. Wolf, and C. Dominik, "Structures in the protoplanetary disk of HD142527 seen in polarized scattered light," *ApJ*, vol. 781, p. 87, Jan. 2014. arXiv : 1311.7088.
- [4] A. Pohl, E. Sissa, M. Langlois, A. Müller, C. Ginski, R. G. van Holstein, A. Vigan, and D. Mesa, "New constraints on the disk characteristics and companion candidates around T Cha with VLT/SPHERE," *A&A*, vol. 605, p. 17, 2017.

Approche inverse non-supervisée pour la microscopie tomographique diffractive*

Laurence Denneulin¹, Fabien Momey¹, Dylan Brault¹

¹ Laboratoire Hubert Curien UMR CNRS 5516, Université Jean Monnet, F-42000 Saint-Étienne, France

laurence.denneulin@univ-st-etienne.fr

La microscopie tomographique diffractive dans le visible se démarque des autres techniques d'imagerie microscopique 3D à haute résolution car elle ne requiert pas de marquage de l'échantillon [1]. Cette technique consiste à acquérir une série d'hologrammes d'un échantillon illuminé par une série d'ondes incidentes cohérentes $\underline{u}_{\ell}^{(inc)}$, inclinées de différents angles $\psi_{\ell} \in \{1, \ldots, L\}$ par rapport au plan détecteur. Il est alors possible de reconstruire une carte 3D $\mathbf{n} \in \mathbb{R}^{K}$ (*K* voxels) d'indice de réfraction de l'échantillon. Une approche inverse régularisée apporte plus de flexibilité qu'une inversion directe [1] tant sur le plan du modèle de formation d'image $\underline{u}_{\ell}(\mathbf{n})$, qui peut être plus précis (e.g. la *Beam Propagation Method (BPM)* [2]), que grâce à la possibilité d'injecter de l'information *a priori* (régularisation). Dans cette étude, la reconstruction $\hat{\mathbf{n}}$ est obtenue par la résolution du problème de minimisation suivant :

$$\widehat{\mathbf{n}} \in \underset{\mathbf{n} \in \mathscr{C}}{\operatorname{arg\,min}} \left\{ f(\mathbf{n}) + \lambda^{\operatorname{TV}} g^{\operatorname{TV}}(\mathbf{n}) + \lambda^{\ell_1} g^{\ell_1}(\mathbf{n}) \right\}$$
(1)

où f constitue l'attache aux données sur les hologrammes reconstruits $\underline{\mathbf{d}}_{\ell}$, g^{TV} une régularisation par préservation de bords et g^{ℓ_1} une contrainte de support (parcimonie). L'espace des solutions est restreint à l'ensemble $\mathscr{C} = \{\mathbf{n} \in \mathbb{R}^K \mid \mathbf{n} \leq \mathbf{0}_K\}$. L'une des difficultés réside dans le réglage des hyperparamètres $(\lambda^{\mathrm{TV}}, \lambda^{\ell_1})$. Une solution en vogue est d'utiliser le critère GSURE (Generalized Stein Unbiased Risk Estimator [3, 4]), un estimateur de l'Erreur Quadratique Moyenne en prédiction (EQMp), pour l'estimation automatique du jeu d'hyperparamètres $(\hat{\lambda}^{\mathrm{TV}}, \hat{\lambda}^{\ell_1})$ optimal. Dans ce travail, nous proposons de vérifier cette solution sur des simulations. Considérant une sphère comme objet d'intérêt, nous simulons un jeu de données \mathbf{d}_{ℓ}^* très réaliste, en utilisant le modèle de Lorenz-Mie, nous permettant de vérifier l'adéquation entre le critère GSURE et l'EQMp (cf. Fig. 1).



Fig. 1 : Cartes d'EQMp et de critère GSURE normalisées, chaque minimum est indiqué par le cercle rouge.

Références

- B. Simon, M. Debailleul, M. Houkal, C. Ecoffet, J. Bailleul, J. Lambert, A. Spangenberg, H. Liu, O. Soppera, and O. Haeberlé, "Tomographic diffractive microscopy with isotropic resolution," *Optica*, vol. 4, pp. 460–463, Apr. 2017.
- [2] U. S. Kamilov, I. N. Papadopoulos, M. H. Shoreh, A. Goy, C. Vonesch, M. Unser, and D. Psaltis, "Learning approach to optical tomography," *Optica*, vol. 2, pp. 517–522, June 2015.
- [3] C. M. Stein, "Estimation of the mean of a multivariate normal distribution," *The annals of Statistics*, pp. 1135–1151, 1981.
- [4] Y. C. Eldar, "Generalized sure for exponential families : Applications to regularization," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 57, no. 2, pp. 471–481, 2008.

*Ce travail est financé par le projet ANR HORUS (ANR-18-CE45-0010) : High Optical Resolution Unlabeled Samples.

Orthogonality Breaking polarimetric microscopy of mitotic chromosomes

Rajesh Desapogu^{1,2}, Gilles Le Marchand¹, Rebecca Smith¹, Paulami Ray², Émilie Gillier¹,

Stéphanie Dutertre³, Mehdi Alouini², Marc Tramier^{1,3}, Sébastien Huet^{1,3,4}, Julien Fade²

¹Univ Rennes, CNRS, IGDR, UMR 6290, F-35000 Rennes, France ²Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON - UMR 6082, F-35000 Rennes, France ³Univ Rennes, BIOSIT, UMS CNRS 3480, US INSERM 018, F-35000 Rennes, France ⁴Institut Universitaire de France

julien.fade@univ-rennes1.fr

Polarimetric imaging has been used in the past to characterize biological tissues and discriminate between healthy and cancerous samples [1]. However, due to the complexity of the extracellular matrix architecture, it is often difficult to finely interpret the polarimetric contrasts obtained as many structures within the tissues show anisotropic behavior that can affect the polarization of the incident light [2]. An impact on polarimetric signature has already been reported for some intracellular structures, such as the cytoskeleton (actin filaments and microtubules network) [3], however, the chromatin [4] or even the mitotic spindle [5] are much less documented.

In order to progress in this way, we report the development of a polarimetric confocal microscope based on the "orthogonality breaking" approach, which relies on the original illumination of samples by a dual-frequency dual-polarization laser light beam (Fig. 1(a)), and the detection of polarimetric signature through a single measurement involving demodulation of light at radiofrequencies (80 MHz here) [6,7]. A confocal Leica SP2 setup (Fig. 1(b)) has been modified to couple this polarimetric imaging modality, in transmission, at 488 nm, with standard epifluorescence imaging, requiring careful synchronization between the Leica microscope laser scanning head with the homemade demodulation/detection circuit. First "orthogonality-breaking" polarimetric images of living cells are currently being acquired with this system settled in the BIOSIT-MRic facility in Rennes [8].

The first results establish that a specific polarimetric signature appears on subcellular structures formed by compacted chromatin during the various mitotic phases of the cell developement cycle. Similar results were obtained in U2OS and HeLa cell lineages, and were confirmed by the joint analysis of fluorescence images acquired simultaneously with the same microscope setup [8]. The DSOB polarimetric approach can provide an improvement inacquisition speed and robustness of polarimetric imaging, paving the way for realtime label-free live cells imaging under physiological conditions, which constitutes a challenge in biomedical research.

- [1] Pierangelo A., et al., Opt Express, 19(2):1582-93 (2011).
- [2] Ghosh N., Vitkin I. A., J. Biomed Opt, 16 (11):110801 (2011).
- [3] Kuhn J. R., Wu Z., Poenie M., Biophys J., 80(2):972-85 (2001).
- [4] Diaspro A., et al., IEEE Trans Biomed Eng, 38(7):670-8 (1991).
- [5] Inoué S., Oldenbourg R. Mol Biol Cell. 9(7):1603-7 (1998).
- [6] M. Alouini et J. Fade, Patent FR11.55527, 23/06/2011.
- [7] J. Fade and M. Alouini, Phys. Rev. Lett., 109, 043901 (2012).
- [8] R. Desapogu et al., (submitted 2021; https://arxiv.org/pdf/2009.14490.pdf)

Spectro-imagerie et apprentissage comprimé

Clément Douarre^{1,2,3}, Carlos Crispim Junior¹, Anthony Gelibert³, Laure Tougne¹, David Rousseau²

¹ Univ. Lyon, Université Lyon 2, LIRIS, UMR CNRS 5205, F-69676, Lyon, France ²Université d'Angers, LARIS, UMR INRAe IRHS, 62 Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France ³Carbon Bee AgTech-11 rue, Parc du 45ème Parallèle-Rovaltain 26300 Chateauneuf-sur-Isere, France

L'apprentissage comprimé [1] est un domaine de l'apprentissage machine, où l'espace des caractéristiques dans lequel se fait cet apprentissage est une version comprimée du signal original. Cette approche, telle que décrite dans la Figure 1, est particulièrement intéressante en instrumentation quand le signal reconstruit ne représente qu'une étape intermédiaire, pas forcément nécessaire, pour la réalisation de la tâche informationnelle visée. L'apprentissage comprimé a ouvert, depuis plus d'une dizaine d'années, la voie à de nouvelles imageries computationnelles produisant de façon native des données non directement interprétables par un oeil humain avant reconstruction mais analysables efficacement par des algorithmes d'apprentissage machine. Cette co-conception matérielle et algorithmique est notamment particulièrement adaptée pour des tâches de classification dans lesquelles le produit de sortie n'est pas une image mais une simple étiquette. Dans cette communication, nous présentons les résultats récents [2] obtenus en revisitant, pour la première fois avec la logique de l'apprentissage comprimé, un spectro-imageur [3] de type CTIS (Computed Tomography Imaging Spectrometer). Ce système d'imagerie optique non conventionnel est composé d'un simple réseau de diffraction, d'un diaphragme, de deux lentilles et d'un capteur CCD produisant l'enregistrement d'une figure de diffraction contenant l'image de « l'ordre 0 » et des « ordres 1 » de la scène étudiée. L'approche classique avec le CTIS consiste à reconstruire un cube hyperspectral à partir de la figure de diffraction et d'un algorithme de type EM (Expectation-Maximisation). Nous montrons la possibilité de réaliser avec un coût de calcul considérablement réduit la classification d'images en travaillant directement sur les données CTIS brutes plutôt que la version reconstruite. Ceci ouvre la voie à un détecteur à sensibilité hyperspectrale de type « snapshot » très léger à la fois en termes optiques et calculatoires par rapport à l'approche traditionnelle à base d'imageurs hyperspectraux. De plus, nous introduisons une nouvelle architecture de réseau de neurones profond, CTIS-Net, spécialement conçue pour traiter les données CTIS. Le propos est illustré sur des applications réelles en imagerie des végétaux réalisées dans un partenariat industriel avec la société Carbon Bee qui commercialise un CTIS et son algorithme d'apprentissage associé.



Figure 1 : Principe de l'apprentissage comprimé.

- [1] Calderbank, R., Jafarpour, S., & Schapire, R. (2009). Compressed learning: Universal sparse dimensionality reduction and learning in the measurement domain. *preprint*.
- [2] Douarre, C., Crispim-Junior, Gelibert, A., Tougne, L., & Rousseau, D. (2020). On the value of CTIS imagery for neural-network-based classification: a simulation perspective. *Applied optics*, 59(28), 8697-8710.
- [3] Descour, M., & Dereniak, E. (1995). Computed-tomography imaging spectrometer: experimental calibration and reconstruction results. *Applied optics*, 34(22), 4817-4826.

Analyse théorique et expérimentale de masques de phase binaires co-optimisés pour augmenter la profondeur de champ de capteurs panchromatiques

Alice FONTBONNE¹, Hervé SAUER¹, François GOUDAIL¹

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

alice.fontbonne@institutoptique.fr

Il est possible d'augmenter la profondeur de champ d'un système optique à l'aide d'un masque de phase placé dans son diaphragme d'ouverture. Déconvoluer l'image obtenue avec ce système optique permet d'obtenir un système hybride performant doté d'une grande profondeur de champ sans avoir besoin de réduire l'ouverture (1). Parmi les différents types de masques existant, les masques binaires ont l'avantage d'être plus facile à réaliser que des masques qui n'ont pas la symétrie de révolution, comme les masques cubiques. Ils ont été utilisés en pratique et ont montré de bonnes performances dans des applications spécifiques en imagerie visible est infrarouge.

Une étude systématique de leur performance et de leur robustesse aux aberrations a été réalisée par notre équipe théoriquement (2), et expérimentalement (3). Nous y avons abordé la question fondamentale de la profondeur de champ maximum atteignable par ces masques de phase lorsque la scène est illuminée par une lumière monochromatique. Cependant, plusieurs questions restent ouvertes quant à leur utilisation dans des conditions d'éclairage plus réalistes : comment les masques optimisés se comportent-ils en pratique, alors même que le spectre d'éclairage large ne correspond pas au spectre monochromatique utilisé pendant l'optimisation ? Ces masques utilisés avec des capteurs panchromatiques atteignent-il vraiment la profondeur de champ souhaitée ? Est-il utile de prendre en compte le spectre d'éclairage dès la phase d'optimisation ?

Nous répondons à ces questions par le biais de simulations et d'une étude expérimentale de plusieurs masques correspondant à des profondeurs de champ différentes dans des scènes réelles [Figure 1].



Figure 1 Image réelle du premier plan net du masque de phase avec un éclairage monochromatique (première colonne) et un éclairage en spectre large (seconde colonne) avec différents systèmes d'imagerie (a&b) sans masque de phase (c&d) avec masque de phase et déconvolution.

Références

1. *New paradigm for imaging systems.* **Cathey, W. Thomas et Dowski, Edward R.** s.l. : Optical Society of America, 2002, Applied optics, Vol. 41, pp. 6080-6092.

2. *Performance limits of binary annular phase masks codesigned for depth-of-field extension*. **Falcón, Rafael, et al.** 2017, Optical Engineering, Vol. 56, p. 065104. ISBN: 0091-3286.

3. *Experimental validation of hybrid optical–digital imaging system for extended depth-of-field based on co-optimized binary phase masks.* **Fontbonne, Alice, et al.** 2019, Optical Engineering, Vol. 58, p. 1.

Heterodyne holographic analysis of nanorods rotation to image microscale viscosity

Clémence Gentner¹, Robert Kuszelewicz¹, Pascal Berto^{1,2}, Jean-François Berret³, Gilles Tessier¹

¹ Institut de la Vision, UMR 7210 CNRS, INSERM, Sorbonne Université, 17 rue Moreau, 75012 Paris, France ² Université Paris Descartes, 45 rue des Saints-Pères, 75006 Paris, France

³ Matière et Systèmes Complexes, UMR 7057 CNRS, Université Paris Diderot, 10 rue Alice Domon et Léonie Duquet, 75205 Paris, France

gilles.tessier@sorbonne-universite.fr

Many processes in microfluidics and biology are driven or affected by local viscosity. Global viscosity measurements, particularly in cells, can be achieved using several methods like AFM, surface measurement of acoustic waves, biomembrane force probe, micropipette aspiration or Dynamic Light Scattering (DLS). Local viscosity measurements inside a cell are conducted via in-cell transducers either in active¹ or passive² motion. Contactless optical microscopy-based techniques have clear advantages, but² non-fluorescent probes are still mostly within the upper part of the "micro" range.

The relatively large scattering cross-section of metallic or plasmonic nanoparticles offers a way to reduce probe size and increase spatial resolution using 3D superlocalization. Instead of relying on the statistics of lateral motion, which averages properties over the path of the particle, we chose to rely on rotation, which often occurs on shorter space and time scales. Moreover, the short exposure time of ultrafast cameras is not compatible with the detection of weak scatterers unless high power illumination is used, which is impossible in living media. Heterodyning is a powerful alternative: by using a frequency beating at frequency ΔF (up to several MHz), any variation occurring at ΔF in the sample can be imaged on a dark background after demodulation, even with a low frame rate, sensitive camera. Using heterodyne holography^{3–5} we imaged a) the Brownian rotation of gold nanorods over a broad frequency range (0-10 MHz) and b) the rotation of magnetic nanorods in an external field. After calibration, a single measurement or a frequency scan can give access to high resolution quantitative viscosity microscopy⁶.



Figure : Schematics of the heterodyne holography set up. An acousto-optic modulator (AOM) is placed in each holographic arm with a Δ*F* frequency difference. Light is coupled via a glass prism for dark-field illumination.
(a): Light scattering of nanorods in rotation induces a blinking. (b): Externally forced rotation of magnetic nanorods.
(c): Two solutions of different viscosities containing the same nanorod concentration are injected in two microfluidic chambers separated by a 300 µm wall. (d): Viscosity image of (c). The average value in the left compartment is 0.91±0.02 mPa.s and in the right compartment 1.21±0.02 mPa.s (theoretical values: 0.93 and 1.28 mPa.s).

- 1. Berret, J. F. Nat. Commun. 7, (2016).
- 2. Kuimova, M. K. Physical Chemistry Chemical Physics 14, 12651–13102 (2012).
- 3. Absil, E. et al. Opt. Express 18, 780 (2010).
- 4. Suck, S. Y., Collin, S., Bardou, N., De Wilde, Y. & Tessier, G. Opt. Lett. 36, 849 (2011).
- 5. Atlan, M. et al. Opt. Lett. 33, 500 (2008).
- 6. Gentner, C., Kuszelewicz, R., Berto, P., Khelfa, H. & Tessier, G. Opt. Express 29, 527 (2021).

Comparaison de modèles en déconvolution d'image par filtrage de Wiener: probabilité de modèles, évidence, approche de Chib, échantillonnage stochastique

Benjamin Harroué^{1,2}, Jean-François Giovannelli¹ et Marcelo Pereyra²

¹ Laboratoire IMS (Univ. Bordeaux – CNRS – BINP), Talence, France
 ² MACS, Heriot-Watt University, Edinburgh, United Kingdom

Giova@IMS-Bordeaux.fr

La restauration d'image est un sujet d'intérêt dans divers domaines (*e.g.*, astronomie, médecine, contrôle) et par diverses modalités (*e.g.*, scanner et rayons X, optique éventuellement par interférométrie). Une difficulté récurrente provient du caractère mal-posé, requérant la prise en compte d'information complémentaire à celle apportée par les données. Dans un cadre bayésien, celle-ci est décrite par des modèles probabilistes. Dans le contexte simple du filtrage de Wiener, elle est encodée au travers des densités spectrales pour le bruit et pour l'image ainsi que quelques hyperparamètres (*e.g.*, niveaux de bruit et de signal). La structure de ces modèles de densité spectrale est souvent choisie au sein d'un catalogue de manière empirique. L'intérêt pour la sélection automatique apparaît alors de façon évidente mais elle est pourtant peu abordée dans le cadre de l'inversion. D'une manière générale, il existe de nombreux critères [1] et nous nous appuierons sur la théorie bayésienne de la décision optimale : sélection du modèle de plus forte probabilité *a posteriori* dans le catalogue [2].

En notant y et x les images observée et inconnue ainsi que γ les hyperparamètres, en quelques mots [2, 3], l'idée est de calculer la probabilité de chacun des M modèles \mathcal{M} de densité spectrale sous la forme

$$p(\mathcal{M} = m \mid \boldsymbol{y}) = \frac{p(\boldsymbol{y} \mid \mathcal{M} = m) p(\mathcal{M} = m)}{p(\boldsymbol{y})}$$

pour $m = 1, \dots, M$. Dans cette expression, la clé est la vraisemblance marginale, appelée evidence

$$p(\boldsymbol{y} \mid \mathcal{M} = m) = \iint_{\boldsymbol{\gamma}, \boldsymbol{x}} p(\boldsymbol{y}, \boldsymbol{x}, \boldsymbol{\gamma} \mid \mathcal{M} = m) \, \mathrm{d} \boldsymbol{\gamma} \, \mathrm{d} \boldsymbol{x},$$

et son calcul présente l'essentiel de la difficulté. Dans le cas présent, l'objet s'intégre explicitement mais pas les hyperparamètres. Nous nous appuyons sur l'idée de Chib [4] qui repose sur le fait que :

$$p(\boldsymbol{y} \mid \mathcal{M}) = \frac{p(\boldsymbol{y}, \boldsymbol{\gamma} \mid \mathcal{M})}{p(\boldsymbol{\gamma} \mid \boldsymbol{y}, \mathcal{M})} = \frac{p(\boldsymbol{y} \mid \boldsymbol{\gamma}, \mathcal{M}) p(\boldsymbol{\gamma} \mid \mathcal{M})}{p(\boldsymbol{\gamma} \mid \boldsymbol{y}, \mathcal{M})},$$

pour tout γ . La difficulté réside maintenant au dénominateur, qui repose aussi sur une marginalisation mais qui se résout en l'écrivant comme une espérance approchée par une moyenne empirique

$$p(\boldsymbol{\gamma} \mid \boldsymbol{y}, \mathcal{M}) = \int_{\boldsymbol{x}} p(\boldsymbol{\gamma}, \boldsymbol{x} \mid \boldsymbol{y}, \mathcal{M}) \, \mathrm{d}\boldsymbol{x} = \mathrm{E}_{\boldsymbol{x} \mid \boldsymbol{y}, \mathcal{M}} \left[p(\boldsymbol{\gamma} \mid \boldsymbol{x}, \boldsymbol{y}, \mathcal{M}) \right] \simeq \frac{1}{N} \sum_{n} p(\boldsymbol{\gamma} \mid \boldsymbol{x}^{[n]}, \boldsymbol{y}, \mathcal{M})$$

où les $x^{[n]}$ sont des tirages de p(x | y, M), sous-produits d'un échantillonneur de Gibbs [5, 2] pour $p(x, \gamma | y, M)$. Nous détaillons les différentes étapes et montrons des résultats numériques probants.

- [1] J. Ding, V. Tarokh, and Y. Yang, "Model selection techniques : An overview," *IEEE Signal Proc. Mag.*, vol. 35, pp. 16–34, nov. 2018.
- [2] C. P. Robert, *The Bayesian Choice. From decision-theoretic foundations to computational implementation.* Springer Texts in Statistics, New York, USA : Springer Verlag, 2007.
- [3] B. Harroué, J.-F. Giovannelli, and M. Pereyra, "Sélection de modèles en restauration d'image. Approche bayésienne dans le cas gaussien," in Actes 27^e coll. GRETSI, (Lille, France), août 2019.
- [4] B. P. Carlin and S. Chib, "Bayesian model choice via Markov Chain Monte Carlo methods," J. R. Statist. Soc. B, vol. 57, pp. 473–484, 1995.
- [5] F. Orieux, J.-F. Giovannelli, and T. Rodet, "Bayesian estimation of regularization and point spread function parameters for Wiener–Hunt deconvolution," J. Opt. Soc. Amer., vol. 27, pp. 1593–1607, juil. 2010.

Microscope avec tomographie optique et reconstruction associée

William PIERRÉ^a, <u>Lionel HERVÉ</u>^a, Ondrej MANDULA^a, Vincent REMONDIERE^a, Sergei Grudinin^b, Laura Waller^c, Shwetadwip Chowdhury^c, Magali Dhellemmes^d, Christophe Arnoult^d, and Micha Ziemczonok^e Sophie MORALES^a, Cédric ALLIER^a

^aCEA - LETI/DTBS/LSIV, Grenoble ; ^bINIRA, Grenoble, France ; ^cUniv. of California, Berkeley ; ^dCHU sur technique-bioreproductive, Grenoble ; ^eWarsaw University of Technology, Institute of Micromechanics and Photonics, Warsaw

<u>Abstract</u>

Nous développons un microscope optique tomographique qui vise à reconstruire le volume des indices optiques d'un échantillon biologique. L'acquisition consiste en les mesures de l'intensité de la diffraction de l'échantillon illuminé sous diverses incidences par un rayonnement visible cohérent.

La reconstruction consiste à retrouver un volume d'indices optiques régulier et qui permet d'expliquer les mesures expérimentales. Le modèle direct implémenté est le BPM (« Beam Propagation Model »), qui prédit la diffraction de la lumière à l'intérieur de l'objet, couche après couche. Une originalité du système de reconstruction est que le modèle direct a été réalisée avec des librairies de calculs de type « réseaux de neurones » qui permettent l'utilisation des architectures multi-cœurs GPU des cartes graphiques. Un exemple de reconstruction sur embryon est montré.

<u>Texte</u>

Le laboratoire CEA/LSIV développe des systèmes d'imageries optiques non conventionnels basés sur des approches « computational optics ». Nous cherchons en particulier l'observation d'embryons au premiers stades.

Le traitement des données nécessite le développement et l'emploi d'outils de simulation de la propagation de la lumière dans l'échantillon ainsi qu'à travers l'objectif jusqu'au capteur CMOS. Plus précisément, le volume (3D) à reconstruire est découpé en *n* tranches (2D), et le modèle calcule la propagation de l'onde optique d'une coupe à la suivante avec le modèle BPM (Beam Propagation Model). De part cette structure en couches, on peut exploiter les développements modernes et foisonnant du « Deep-Learning ». Ainsi, les calculs (modélisation et optimisation) sont exécutés sur carte graphique (GPU) au travers de bibliothèques de calculs optimisées développées pour le « Deep-Learning » (PyTorch).

L'information 3D d'un échantillon s'obtient grâce à l'analyse d'une série d'images de diffraction obtenue avec des incidences d'éclairage diverses. Notre état d'avancement est que la chaîne de calculs est complète, avec un modèle de simulation validé (comparaison avec la théorie de Mie ok par exemple), des reconstructions sur simulations (exemple présenté sur la figure 1.b, simulation présentée sur la figure 1.a). Un prototype a été réalisé (fig 1.d) et des reconstructions sur données expérimentales sur fantôme (fig 1.c) ont été obtenues. Des premières acquisitions sur embryons aux premiers stades des développements viennent d'être obtenues et les premiers volumes de reconstructions des cartes 3D d'indices des embryons sont encourageants (voir figure 2).



Figure 1 : Premiers résultats obtenues sur le microscope 3D de diffraction.

Exemple de performance de mesures/reconstruction sur un échantillon 3D d'indice optique (sans marquage). (a) Simulation d'un fantôme 3D correspondant à l'expérience. (b) Résultats de la reconstruction. (c) Résultat de reconstruction sur des données expérimentales acquise sur le prototype. (d). Schéma du prototype. Le jeu de mesures consiste en 84 acquisitions obtenues avec divers angles d'illumination pouvant atteindre 18°.

(c) Embryon mesuré avec microscospe

(a) Embryon, partie supérieure

(b) Embryon, partie inférieure



Figure2 : reconstructiond'unembryon(images1024x1024pixelsdetaille0.132µm).On voit lacapacitédesectionnementdusystèmequiprésentent des coupesdistantesde23µmbiendistinctes(partiesupérieuresur la vignette a,partieinférieuresur la vignette b).Lesrésultatssont en bonnecohérenceavecdes mesuresobtenuesavecunmicroscope à contraste de phase (c).

Avec le développement de ce microscope optique 3D, nous avons l'ambition d'observer des échantillons biologiques de grands volumes (cube de plusieurs centaines de micron de coté). Contrairement à l'existant, ils devront fonctionner dans des conditions simples d'utilisations et avec le moins de préparations possibles. Ils permettront en particulier de faire des observations 3D d'embryon afin d'en extraire des paramètres d'intérêt tels la viabilité.

Dynamical reconstruction methods for Dual-Energy CBCT angiography

Frédéric Jolivet^{1,*}, Johan Nuyts¹

¹ Department of Imaging and Pathology, Division of Nuclear Medicine, KU/UZ Leuven, Leuven, Belgium

*frederic.jolivet@kuleuven.be

Dual-Energy Computed Tomography (DECT) is a promising technique for several medical applications, including dynamic angiography. The dynamic angiography CT (based on the injection of a contrast agent as iodine) is a medical imaging modality very useful for stroke diagnosis, however the dynamic reconstruction problem could be tricky [1]. In this study, from a single Cone Beam CT (CBCT) acquisition over 200 degrees, we aim to make a dynamic reconstruction of the iodine concentration, consisting of 10 volumes corresponding to 10 time points. Therefore each iodine volume is only linked with tomographic projections acquired over 20 degrees. This leads to a reconstruction problem which is severly ill-posed, therefore a good 3D+time regularization is mandatory. Recently, a dynamical two-step method has been proposed [2] : first, the water and iodine sinograms are computed from the multi-energy sinograms, then, a dynamic image of the iodine contrast is reconstructed using 4D Total-Variation (TV) constrained reconstruction from the iodine sinogram. In contrast to the two-step methods, one-step methods use a model relating directly the multi-material images to the multi-energy sinograms. This kind of methods are well-known to reduce the noise correlation between the material images by avoiding the intermediate decomposition step. In this work we propose a dynamical one-step method using an empirical model and based on the Non-Linear Primal-Dual Hybrid Gradient Method (NL-PDHGM) [3]. From simulations which consider a CBCT system with dual layer spectral detector and a dynamic software phantom, we compare reconstructions obtained with the dynamical two-step method [2] and the proposed dynamical one-step method.

Acknowledgements : This work is supported by the European Research Council (ERC) under the European Union's Horizon 2020 Research and Innovations Program (Grant Agreement No.780026).



Fig. 1 : Maximum Intensity Projection visualization of dynamical iodine reconstructions obtained with the dynamical 2-step method [2] (first row) and the proposed dynamical one-step method (second row), and the ground truth (third row).

REFERENCES

- [1] C. Mory and L. Jacques, "A modified 4d rooster method using the chambolle–pock algorithm," in *Proc. 3rd intl. conf. on image formation in X-ray CT*, pp. 191–193, 2014.
- [2] R. Heylen, G. Schramm, P. Suetens, and J. Nuyts, "4d cbct reconstruction with tv regularization on a dynamic software phantom," in 2019 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC).
- [3] T. Valkonen, "A primal-dual hybrid gradient method for nonlinear operators with applications to mri," *Inverse Problems*, vol. 30, no. 5, p. 055012, 2014.

Déflectométrie : un problème inverse mal conditionné

Hugo Jonquière, 12

¹ ONERA, DOTA, 29 Avenue de la Division Leclerc, 92320 Châtillon, France ² SAFRAN REOSC, Avenue de la tour Maury, 91280 St Pierre du Perray <u>hugo.jonquiere@safrangroup.com</u>

La déflectométrie est un procédé de mesure de forme de surface spéculaire, qui ne nécessite ni correcteur, ni procédure d'alignement, et peut être implanté in situ sur une machine de polissage. Ce procédé est basé sur l'analyse de la déformation d'un motif connu (franges affichées sur un écran) observé en réflexion sur le miroir à mesurer. Si sa simplicité de mise en pratique est un atout important de la déflectométrie par rapport à d'autres moyens métrologiques, elle se traduit également par une chaîne de traitement des données complexe. Les données d'intensité brutes sont traitées par un algorithme de phase shift, puis un algorithme de déroulement de phase (*unwrapping*). Les deux phases issues des motifs de franges verticaux et horizontaux sont ensuite utilisées pour calculer le gradient de forme du miroir (ou pentes), qui sera intégré pour reconstruire la carte de forme finale.





Mesure haute fréquence par déflectométrie (36 premiers polyfionnes de Legendre soustraits).

Figure 1 : Comparatif des mesures déflectométriques et interférométriques de la matrice de l'ELT M2.

Cette chaîne est en particulier sujette à la propagation du bruit de mesure dans la reconstruction, qui est un problème d'inversion mal conditionné. Cette caractéristique conduit à une amplification incontrôlée du bruit sur la mesure du gradient de forme, qui apparait sous la forme de grilles hautes fréquences sur la carte de forme. Nous avons étudié l'impact du choix du modèle direct dans la reconstruction, puis développé un algorithme d'intégration reposant sur des méthodes d'inférence bayésienne permettant de stabiliser la reconstruction. Des hypothèses physiques bien choisies sur la densité spectrale de puissance a priori du défaut de forme permettent à la fois de limiter la propagation du bruit tout en interpolant la forme sur des régions aux mesures manquantes. Cet algorithme combiné à un développement sur les algorithmes phase shift nous a permis d'obtenir des mesures des hautes fréquences spatiales de performance équivalente à l'interférométrie. Un exemple d'un tel résultat est donné en Figure 1.

Bibliographie sommaire

Peng Su, Robert E. Parks, Lirong W., Roger P. Angel and James H. Burge, « Software configurable optical test system: a computerized reverse Hartmann test » *Applied Optics*, vol. 49, n° 23, 2010

Jonquière H, Mugnier L. M., Mercier-Ythier R., Study of linear phase shift algorithms and application to deflectometry, Lasers in Optics and Engineering, Submission 12/20

Reconstruction Multimodale en Microscopie par Tomographie Diffractive en Transmission

Steve Laroche¹, Nicolas Verrier¹, Jean-Baptiste Courbot¹, Matthieu Debailleul¹, Olivier Haeberlé¹

¹ Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal (IRIMAS UR UHA 7499), Université de Haute-Alsace, IUT Mulhouse, 61 rue Albert Camus 68093 Mulhouse Cedex

nicolas.verrier@uha.fr

Les méthodes de microscopie à haute-résolution sont essentielles en imagerie biomédicale. Les dernières avancées reposant sur les méthodes de super-résolution (PALM, STED, STORM, MINFLUX ...) permettent d'atteindre des résolutions de l'ordre de 10 nm mais nécessitent le marquage en fluorescence des échantillons [1, 2, 3, 4].

La microscopie par tomographie diffractive (MTD) permet quant à elle d'obtenir, sans marquage, une information quantitative et tridimensionnelle sur l'absorption et la réfraction d'un spécimen [5]. Cette méthode, basée sur une généralisation de la microscopie holographique, nous permet d'accéder au champ optique issu de l'objet analysé. Ainsi, outre la reconstruction classique de l'indice de réfraction de l'objet, il est possible de simuler le d'autre modalités de microscopie.



FIG. 1 : Reconstruction multimodale en MTD. Illustration de coupes optiques d'un pollen de topinambour vu (a) en réfraction, (b) en absorption, (c) en champ sombre, (d) en contraste de phase, (e) en illumination de Rheinberg.

Les possibilités de la méthode sont illustrées figure 1 par la reconstruction d'un pollen de topinambour. On peut ainsi visualiser le pollen en réfraction et absorption (Fig. 1(a) et (b)), en microscopie champ sombre (Fig. 1(c)), en microscopie à contraste de phase (Fig. 1(d)) et en illumination de Rheinberg [6] (Fig. 1(e)).

- 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] S. W. Hell and J. Wichmann, "Breaking the diffraction resolution limit by stimulated emission : stimulatedemission-depletion fluorescence microscopy," *Opt. Lett.*, vol. 19, pp. 780–782, Jun 1994.
- [3] M. J. Rust, M. Bates, and X. Zhuang, "Sub-diffraction-limit imaging by stochastic optical reconstruction microscopy (storm)," *Nature Methods*, vol. 3, no. 10, pp. 793–796, 2006.
- [4] F. Balzarotti, Y. Eilers, K. C. Gwosch, A. H. Gynnå, V. Westphal, F. D. Stefani, J. Elf, and S. W. Hell, "Nanometer resolution imaging and tracking of fluorescent molecules with minimal photon fluxes," *Science*, vol. 355, no. 6325, pp. 606–612, 2017.
- [5] B. Simon, M. Debailleul, M. Houkal, C. Ecoffet, J. Bailleul, J. Lambert, A. Spangenberg, H. Liu, O. Soppera, and O. Haeberlé, "Tomographic diffractive microscopy with isotropic resolution," *Optica*, vol. 4, pp. 460–463, Apr 2017.
- [6] X. Fan, J. J. Healy, K. O'Dwyer, and B. M. Hennelly, "Label-free color staining of quantitative phase images of biological cells by simulated rheinberg illumination," *Appl. Opt.*, vol. 58, pp. 3104–3114, Apr 2019.

Dans quelles conditions l'autocalibration des imageurs polarimétriques à microgrilles est-elle possible et utile ?

Benjamin Le Teurnier¹, Xiabo Li^{2,3}, Matthieu Boffety¹, Haofeng Hu^{2,3}, François Goudail¹

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

² School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China ³ Key Laboratory of Opto-electronics Information Technology, Ministry of Education, Tianjin 300072, China

benjamin.le-teurnier@institutoptique.fr

L'imagerie polarimétrique mesurant le vecteur de Stokes complet peut être réalisée en deux acquisitions avec une caméra polarimétrique à micro-grille devant laquelle est placé un retardeur. Cependant la retardance de ce composant n'est pas toujours connue parfaitement. Or si la valeur de la retardance utilisée pour l'inversion des données diffère de la valeur réelle de la retardance, alors l'estimation du 4e paramètre du vecteur de Stokes S₃, contenant l'information sur la composante circulaire de la polarisation, est biaisée. Ce biais peut éventuellement devenir supérieur aux fluctuations dues au bruit et donc avoir un impact non négligeable sur l'estimation.

Il est toutefois possible de calibrer la retardance de cette lame d'onde directement à partir des mesures. Cela nécessite l'utilisation de trois acquisitions au lieu de deux, et si le rapport signal à bruit est insuffisant la variance de cette estimation peut diverger. Dans le cas où cette autocalibration est possible, elle permet de rendre le biais totalement négligeable sans augmentation de l'écart-type de l'estimation.

Nous avons déterminé des équations analytiques permettant de décider des conditions expérimentales nécessaires pour pouvoir réaliser cette autocalibration, et de déterminer quand celle-ci est utile. Notamment, nous proposons un critère quantitatif lié au rapport signal à bruit permettant de décider si l'autocalibration est possible. Ces résultats ont été validés à l'aide d'une expérience.

Obtient-on de meilleures performances lorsqu'un système d'imagerie est co-optimisé avec un algorithme de déconvolution non linéaire ?

Olivier Lévêque, Caroline Kulcsár, et François Goudail

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

olivier.leveque@institutoptique.fr

La co-conception consiste à optimiser un système d'imagerie en prenant en compte le modèle de scène et de formation de l'image, le système d'imagerie (détecteur, optique) et la méthode d'extraction de l'information [1]. Depuis plusieurs années, notre équipe co-conçoit des masques de phase pour augmenter la profondeur de champ des systèmes optiques où le produit final est une image restaurée ou reconstruite [2, 3]. Ces masques produisent une image intermédiaire floue, mais dont la qualité est indépendante de la position axiale de l'objet. Il est alors possible en appliquant une déconvolution unique de reconstruire l'objet, quelle que soit la profondeur à laquelle il se situe. Cette approche de co-optimisation peut être formulée de manière rigoureuse en définissant le critère d'optimisation de la fonction de phase du masque comme la différence quadratique moyenne entre une image idéalement nette et l'image délivrée par le système après déconvolution [4, 5, 6].

En général, on préfère optimiser les masques à l'aide d'un critère dont l'expression est analytique, ce qui accélère considérablement l'étape d'optimisation. Cependant le critère suppose que la déconvolution est réalisée à l'aide d'un filtre de Wiener. Or, les algorithmes de déconvolution non linéaires sont connus pour avoir de meilleures performances. La question se pose donc de savoir si de meilleures performances d'imagerie peuvent être obtenues avec un système optique optimisé à l'aide d'un algorithme de déconvolution non linéaire (pris en compte directement dans le critère d'optimisation) au lieu d'un algorithme linéaire.

Pour répondre à cette question, nous proposons de comparer les résultats obtenus pour des masques de phase optimisé sur la base d'un filtre de Wiener avec ceux dont le critère d'optimisation repose sur un algorithme non linéaire. Nous avons choisi la déconvolution par moindres carrés régularisée par variation totale puisqu'il s'agit d'une approche bien connue, bien documentée et efficace, largement utilisée à des fins de préservation des bords [7]. Nous montrons que les masques obtenus en optimisant les deux critères sont identiques et proposons une conjecture pour expliquer ce comportement [8]. Ce résultat est important car il justifie une pratique fréquente en co-conception qui consiste à optimiser un système avec un critère analytique simple basé sur une déconvolution linéaire et à restaurer les images obtenues avec un algorithme de déconvolution non linéaire [9].

- [1] D. G. Stork and M. D. Robinson, "Theoretical foundations for joint digital-optical analysis of electro-optical imaging systems," *Appl. Opt.*, vol. 47, pp. B64–B75, Apr 2008.
- [2] F. Diaz, M.-S. L. Lee, X. Rejeaunier, G. Lehoucq, F. Goudail, B. Loiseaux, S. Bansropun, J. Rollin, E. Debes, and P. Mils, "Real-time increase in depth of field of an uncooled thermal camera using several phase-mask technologies," *Opt. Lett.*, vol. 36, pp. 418–420, Feb 2011.
- [3] M.-A. Burcklen, F. Diaz, F. Leprêtre, J. Rollin, A. Delboulbé, M.-S. L. Lee, B. Loiseaux, A. Koudoli, S. Denel, P. Millet, F. Duhem, F. Lemonnier, H. Sauer, and F. Goudail, "Experimental demonstration of extended depthof-field f/1.2 visible High Definition camera with jointly optimized phase mask and real-time digital processing," *Journal of the European Optical Society : Rapid publications*, vol. 10, p. 15046, 2015.
- [4] T. Mirani, M. P. Christensen, S. C. Douglas, D. Rajan, and S. L. Wood, "Optimal co-design of computational imaging system," in *Proceedings. (ICASSP '05). IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005.*, vol. 2, pp. ii/597–ii/600 Vol. 2, March 2005.
- [5] M. D. Robinson and D. G. Stork, "Joint Design of Lens Systems and Digital Image Processing," in *International Optical Design*, p. WB4, Optical Society of America, 2006.

- [6] T. Mirani, D. Rajan, M. P. Christensen, S. C. Douglas, and S. L. Wood, "Computational imaging systems : joint design and end-to-end optimality," *Appl. Opt.*, vol. 47, pp. B86–B103, Apr 2008.
- [7] D. M. Titterington, "Common Structure of Smoothing Techniques in Statistics," *International Statistical Review*, vol. 53, no. 2, pp. 141–170, 1985.
- [8] O. Lévêque, C. Kulcsár, and F. Goudail, "Comparison of linear and nonlinear deconvolution algorithms for cooptimization of depth-of-field enhancing binary phase masks," *OSA Continuum*, vol. 4, pp. 589–601, Feb 2021.
- [9] J. Portilla and S. Barbero, "Hybrid digital-optical imaging design for reducing surface asphericity cost while keeping high performance," in *Computational Optics II* (D. G. Smith, F. Wyrowski, and A. Erdmann, eds.), vol. 10694, pp. 28 – 37, International Society for Optics and Photonics, SPIE, 2018.

Local spectroscopy and topography using white light interference microscopy

S. Marbach¹, R. Claveau¹, F. Wang¹, J. Schiffler¹, P. Montgomery¹, M. Flury¹

¹ICube, Université de Strasbourg, CNRS, INSA, F-67000 Strasbourg, France

marbachs@unistra

White light interference microscopy is a non-destructive full-field imaging method mainly used to obtain the microscopic surface topography of samples, or to perform tomographic imaging when the sample is transparent [1]. By using advanced data analysis, it is possible to obtain further information from these measurements, such as local spectroscopic data [2]. The acquisition consists in recording successive interferometric images by scanning the sample step by step over depth. The interferometric signal is then extracted pixel by pixel and processed with a Fourier Transform. However, the resulting spectrum includes the response of the optical system. To provide the spectral characterization of the sample alone, a calibration step is thus required to deduce and remove the spectral signature of the optical system. As the analysis is made pixel by pixel, the spectral information is localized laterally.

To achieve reflectance measurements, an original vertically orientated breadboard interferometer in a Linnik configuration, with a white LED or Halogen lamp as a source, has been developed and will be presented (see Fig. 1). With this system, a single acquisition allows the parallel measurement of quantitative spectral and topographic information over a large field of view with a lateral resolution limited by diffraction at a local scale to around several μ m [3]. Results of 2D spectral maps, over a spectral range of 500 nm to 800 nm, combined with topographic information, with an axial sensitivity of several nanometers, on different samples will be presented.



Figure 1: Interferometric system based on a Linnik configuration used for multispectral imaging.

REFERENCES

- [1] P. de Groot, "Principles of interference microscopy for the measurement of surface topography," Advances in Optics and Photonics, vol. 7, no. 1, pp. 1-65, 2015.
- [2] R. Claveau, P. C. Montgomery, M. Flury, and D. Montaner, "Depth-Resolved Local Reflectance Spectra Measurements in Full-Field Optical Coherence Tomography," *Optics Express*, vol. 25, no. 17, pp. 20216-20232, 2017.
- [3] S. Marbach, R. Claveau, F. Wang, J. Schiffler, P. Montgomery, and M. Flury, "Wide-field parallel mapping of local spectral and topographic information with white light interference microscopy," *Optics Letters*, vol. 46, no. 4, pp. 809-812, 2021.

Medium and Source Anisotropy in Noise-Correlation-based Elastography

Agathe Marmin¹, Simon Chatelin¹, Manuel Flury¹, Sybille Facca^{1,2}, Stefan Catheline³, Amir Nahas¹

 ¹ ICube, UMR 7357 CNRS, University of Strasbourg, 1 place de l'Hôpital, 67000 Strasbourg, France
 ² Department of Hand Surgery, SOS hand, University Hospital of Strasbourg, FMTS, ICube CNRS 7357, University of Strasbourg, 1 avenue Molière, 67000, Strasbourg, France
 ³ LabTAU, Inserm U1032, 151 cours Albert Thomas, 69003 Lyon, France

agathe.marmin@unistra.fr

Mechanical properties of cells and tissues are related to their structure and function and changes of those properties can reflect some pathologies or cellular states. Providing physicians with quantitative elastography contrast is a powerful aid for diagnosis. Elastography has been first combined with optical systems in 1998 using Optical Coherence Tomography (OCT) [1]. Since this pioneering work, a large number of methods have been developed [2]. Recently, Nguyen et al [3] introduced in OCT a new passive shear-wave elastography approach that overcomes a major limitation of the classical methods: the need of a controlled and synchronized shear-wave source. We present here an adaptation of this method for digital holography [4]. This approach allows to perform full-field quantitative elastography using diffuse shear-wave fields. The principle is to numerically refocus the shear-wave field at each pixel using noise-correlation algorithms. The refocusing gives access to the local wavelength of the shear-wave, directly related to the local stiffness.

The presented experimental imaging system is based on an off-axis digital-holography setup, which allows us to have full-field images of shear-waves at the surface of the samples. Combining noise-correlation with full-field images provides two-dimensional refocusing, which gives intrinsic access to transverse anisotropy. If we consider a random noise-field, the measured in-plane anisotropy stems from the medium's mechanical properties (2D refocusing image from a noise-field in Figure 1 (a)-(b)). On the other hand, in the case of isotropic media and spatially coherent shear-wave source, the refocusing provides the anisotropy from the shear-wave source (refocusing image from a spatially-coherent field Figure 1 (c)). The presented refocusing successfully displays tissue and source in-plane anisotropy, it was shown for a single pixel but it can be performed over the field of view and provide full-field anisotropy images.



Figure 1: Refocusing of the mechanical shear-wave field acquired using a digital holography setup with different configurations. An unknown noise-field was generated in isotropic (a) and anisotropic (b) agarose samples. A one-dimensional impulse was generated in an isotropic sample (c). Each refocusing was averaged over a 50 pixels square.

REFERENCES

- [1] J. M. Schmitt, "OCT elastography: imaging microscopic deformation and strain of tissue". Optics express, vol. 3, no 6, p. 199-211 (1998).
- [2] T-M. Nguyen, A. Zorgani, M. Lescanne, and al.,"Diffuse shear wave imaging: toward passive elastography using low-frame rate spectral-domain optical coherence tomography". Journal of biomedical optics, vol. 21, no 12, p. 126013 (2016).
- [3] B. F. Kennedy, P. Wijesinghe, D. D. Sampson "The emergence of optical elastography in biomedicine." Nature Photonics, vol. 11, no 4, p. 215 (2017).
- [4] A. Marmin, S. Catheline, and A. Nahas, "Full-field passive elastography using digital holography," Opt. Lett. 45,2965–2968 (2020).

Projection rétinienne par auto-focalisation, une approche technologique et théorique pour l'intégration des systèmes de Réalité Augmentée

Christophe Martinez¹, Matthias Colard^{1,3}, Fabian Rainouard^{1,3,4}, Kyllian Millard^{1,2}, Paul Legentil¹, Marie-Claude Gentet¹, Yann Lee¹, Sylvia Meunier-Della-Gata¹, Cloé Bereyziat¹, Olivier Haeberle³, Edouard Oudet⁴ et Elise Ghibaudo²

¹ Univ. Grenoble Alpes, CEA, Leti, F-38000 Grenoble, France ² Univ. Grenoble Alpes, IMEP - LAHC, MINATEC - INPG, 38016 Grenoble, France ³ Institut de Recherche en Informatique, Mathématiques, Automatique et Signal (IRIMAS EA7499), Univ. Haute-Alsace, 68093 Mulhouse Cedex, France ⁴ Laboratoire Jean Kuntzmann, Univ. Grenoble Alpes, France

christophe.martinez@cea.fr

La conception de dispositifs d'affichage proches de l'œil est étudiée de manière intensive depuis plusieurs années pour leurs applications dans le domaine de la Réalité Augmentée. Cet affichage, relai de nos outils mobiles de communication, pourrait permettre la gestion simultanée d'une vision directe de l'environnement et d'informations digitales plus ou moins complexes en termes de qualité d'image. La configuration optique la plus courante concerne aujourd'hui l'usage de guides d'onde planaires qui transportent une image depuis un moteur d'image jusqu'à l'œil par le biais de structure de couplage [1]. La figure 1(a) décrit cette solution avec la visualisation d'un pixel de coordonnée angulaire β .

Pour résoudre les problèmes de compacité liés à cette architecture optique, le CEA Leti évalue depuis quelques années un concept d'imagerie non conventionnel basé sur un processus de projection rétinienne par auto-focalisation [2,3]. Cet effet diffractif repose sur la maîtrise de briques technologiques en lien avec l'optique intégrée et l'impression holographique. Il est décrit de manière simplifiée en figure 1(b).



Figure 1 : concept de projection d'image proche de l'œil, (a) approche conventionnelle et (b) approche non conventionnelle proposée par le CEA Leti.

Nous ferons le bilan de nos recherches sur les aspects théoriques et technologiques durant la conférence.

- [1] Kress, B. C. and Chatterjee, I., "Waveguide combiners for mixed reality headsets: a nanophotonics design perspective," Nanophotonics, vol. 10, no. 1, pp. 41-74, (2021).
- [2] Martinez, C., Krotov, V., Meynard, B. and Fowler, D., "See-through holographic retinal projection display concept," Optica 5(10), 1200–1209 (2018).
- [3] Krotov, V., Martinez, C. and Haeberlé, O., "Experimental validation of self-focusing image formation for retinal projection display," Opt. Express 27, 20632-20648 (2019).

Phase retrieval in X-ray in-line phase contrast imaging using Mixed Scale Dense convolutional networks

Kannara Mom¹, Max Langer¹, Bruno Sixou¹

¹ Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Villeurbanne, France

kannara.mom@creatis.insa-lyon.fr

With coherent X-rays, imaging at resolutions approaching the nanometre range is possible. If the image is measured at a relatively short distance D downstream of the object, in the framework of Fresnel diffraction the intensity is given by

$$I_D(\mathbf{x}) = \left| a(\mathbf{x}) e^{i\varphi(\mathbf{x})} * P_D(\mathbf{x}) \right|^2 \quad \text{where } P_D(\mathbf{x}) = \frac{1}{i\lambda D} e^{i\frac{\pi}{\lambda D}|x|^2}.$$
(1)

The nonlinear relationship between the attenuation $a(\mathbf{x})$ and phase shift $\varphi(\mathbf{x})$ induced by a sample and the measured intensity sets a nonlinear ill-posed inverse problem. We propose the use of Mixed Scale Dense (MSD) convolutional neural networks [1] to retrieve the phase shift $\varphi(\mathbf{x})$ and the attenuation $a(\mathbf{x})$ from X-ray phase contrast images measured at several propagation distances.

MSD networks are densely connected networks and use dilated convolutions in order to mix image features at various scales : the long range information in images becomes quickly available in early layers of network, and greater receptive field size can be obtained. This feature seems in line with the action of the Fresnel propagator $P_D(\mathbf{x})$ (1).

We compare the results of the MSD network to reconstructions using the contrast transfer function (CTF) [2] on both simulated and experimental data (Fig. 1).

		CTF		MSD	
PPSNR	# Distance	Attenuation	Phase	Attenuation	Phase
[10,100] dB	5	13.458	0.3033	0.0956	0.0956

Tab. 1: For each algorithm we calculate the normalized mean square error (NMSE) on 500 images projections generated using the software Tomo-Phantom [3] that were not used neither for training nor validation. The results are obtained on homogeneous objects for signal-to-noise level between 10 and 100 dB and using 5 distances propagation D = [10.054, 15.5, 1.78, 19, 2.03] mm



(a) Phase projection.

(b) Intensity at D = 10.054 mm.

(c) Retrieved phase MSD network. (d) Retrieved phase CTF algorithm.

Fig. 1: Example of simulated projection, intensity and reconstructions from the randomly generated objects.

References

- [1] D. M. Pelt and J. A. Sethian, "A mixed-scale dense convolutional neural network for image analysis," Proc. Natl. Acad. Sci USA, vol. 115, pp. 254-259, 2018.
- [2] D. M. Paganin, Coherent X-ray optics. 2006.
- [3] D. Kazantsev, V. Pickalov, S. Nagella, E. Pasca, and P. Withers, "Tomophantom, a software package to generate 2d-4d analytical phantoms for ct image reconstruction algorithm benchmarks," SoftwareX, vol. 7, pp. 150-155, 2018.

Approches en machine learning pour le traitement du bruit de speckle en holographie numérique

Silvio Montrésor¹, Marie Tahon² Pascal Picart^{1,3}

¹ LAUM UMR 6613, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France
 ² LIUM EA4023, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France
 ³ ENSIM, Le Mans Université, 72 000 Le Mans, France

silvio.montresor@univ-lemans.fr

L'holographie numérique est une technique très efficace pour la mesure des champs de déplacement et des topographies de surface [1] qui est basée sur un mélange cohérent d'une onde de référence et d'une onde objet issue d'une surface considérée ici comme opaque et rugueuse. Au LAUM, l'holographie permet d'étudier des phénomènes acoustiques complexes avec un dispositif ultra-rapide [2]. Cependant, comme avec toute technique d'imagerie cohérente, les images reconstruites sont sujettes au phénomène de bruit de speckle qui possède les caractéristiques d'être non gaussien et non stationnaire. En ce qui concerne le débruitage des images dites "naturelles", la plupart des algorithmes utilise l'hypothèse de bruit gaussien additif, aussi il existe un réel besoin de nouvelles approches capables de traiter le bruit de speckle sur des motifs de franges complexes. Depuis une quinzaine d'années, les algorithmes de référence sont basées sur la décomposition des images en patchs non locaux tels que le BM3D [3], les méthodes basées sur des transformées en ondelettes DTDWT [4] ou encore des algorithmes de transformée de Fourier à court terme WFT2F [5] pour le traitement des franges d'interférences. Récemment sont apparues des solutions basées sur le machine learning comme les réseaux de neurones convolutifs (CNN) capables d'apprendre à inverser des fonctions de dégradation très complexes [6]. Actuellement, les systèmes de suppression de bruit les plus efficaces sont constitués par les réseaux résiduels (DnCNN) [7]. Ils apprennent à prédire l'image résiduelle entre les références propres et les entrées bruitées. Dans des travaux récents nous avons entraîné un réseau résiduel DnCNN sur des données de cartes de phases holographiques simulées contenant du bruit de speckle [8]. Ce réseau atteint de très bonnes performances avec les données de référence par rapport à l'algorithme BM3D ou la DTDWT et des performances équivalentes comparées à la WFT2F. Dans cette communication nous présentons la mise en oeuvre de cette solution et ses performances en termes d'erreur sur la phase et d'erreur méthode. Nous présentons également des variantes récentes de cette solution utilisant notamment plusieurs itérations de traitement et également les résultats d'autres architectures recourant à un nombre de couches réduit par rapport à l'achitecture DnCNN originale.

- [1] P. Picart and J. Li, *Digital Holography*. London : John Wiley & Sons, Ltd, 2012.
- [2] L. Lagny, M. Secail-Geraud, J. Le Meur, S. Montresor, K. Heggarty, C. Pezerat, and P. Picart, "Visualization of travelling waves propagating in a plate equipped with 2D ABH using wide-field holographic vibrometry," *Journal* of Sound and Vibration, vol. 461, p. 114925, 2019.
- [3] K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, and K. Egiazarian, "Image denoising with block-matching and 3D filtering," in *SPIE 6064*, (San Jose, California USA), pp. 606414–1–606414–12, 2006.
- [4] I. W. Selesnick, R. G. Baraniuk, and N. C. Kingsbury, "The dual-tree complex wavelet transform," *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 22, no. 6, pp. 123–151, 2005.
- [5] Q. Kemao, H. Wang, and W. Gao, "Windowed Fourier transform for fringe pattern analysis : theoretical analyses," *Appl. Opt.*, vol. 47, no. 29, pp. 5408–5419, 2008.
- [6] V. Jain and S. Seung, "Natural image denoising with convolutional networks," in Advances in Neural Information Processing Systems (D. Koller, D. Schuurmans, Y. Bengio, and L. Bottou, eds.), vol. 21, pp. 769–776, Curran Associates, Inc., 2009.
- [7] K. Zhang, W. Zuo, Y. Chen, D. Meng, and L. Zhang, "Beyond a gaussian denoiser : Residual learning of Deep CNN for image denoising," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 26, no. 7, pp. 3142–3155, 2017.
- [8] S. Montresor, M. Tahon, A. Laurent, and P. Picart, "Computational de-noising based on deep learning for phase data in digital holographic interferometry," *APL Photonics*, vol. 5, no. 3, p. 030802, 2020.

Super-résolution par effet Doppler

Guillaume NOETINGER¹, Sébastien POPOFF¹, Fabrice LEMOULT¹, Matthias FINK¹

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

guillaume.noetinger@espci.fr

Le phénomène de diffraction rend délicate l'observation d'objets de petite taille devant la longueur d'onde utilisée. Dans les dernières décennies de nombreuses techniques ont permis de dépasser cette limite fondamentale, notamment en utilisant le phénomène de fluorescence associé à un effet non-linéaire comme en microscopie STED. Malgré tout, cela impose de nombreuses contraintes de préparation et d'imagerie liées à l'utilisation de molécules fluorescentes.

Notre étude porte sur un nouveau concept d'imagerie super-résolue permettant de s'affranchir de l'utilisation de la fluorescence. Cette nouvelle approche que l'on pourrait qualifier d'*illumination structurée dynamique* est basée sur la projection de motifs en rotation sur un échantillon. En envoyant une onde tournante sur un objet on peut créer un décalage de fréquence connu habituellement sous le nom d'*effet Doppler*. Un diffuseur situé sur l'axe de rotation va percevoir une onde à la fréquence nominale et donc renvoyer une onde à la fréquence envoyée tandis qu'un diffuseur excentré va percevoir une onde modulée en fréquence.

Cela nous permet de définir un nouveau critère, fréquentiel cette fois, pour séparer deux diffuseurs trop proches pour être discernés avec un microscope classique.



Figure 1 : Un objet tournant éclairé par un signal monochromatique renvoie une onde polychromatique dépendante de la structure de l'objet au voisinage du centre de rotation

Une démonstration expérimentale de cet effet a déjà été obtenue en acoustique [1], la transposition de cette expérience dans le domaine de l'optique est rendue possible par le développement récent des techniques de modulation de front d'onde optique qui permettent la projection de motifs élaborés sur un échantillon. Je présenterai notre dispositif expérimental basé sur l'utilisation d'un microscope confocal et de nouveaux composants tels que SLM (modulateur spatial de lumière) et DMD (matrice de micro-miroirs) et qui autorise donc une structuration très fine de la tâche focale. L'envoi de motifs en rotation sur un échantillon permettant de moduler temporellement les fronts d'onde incidents et rétrodiffusés et donc de récupérer une image spatio-temporelle de l'objet.

Le spectre rétrodiffusée par un point de l'échantillon est complexe et contient donc de l'information à la fois sur l'objet à résoudre et sur l'illumination. Il faut ensuite « faire le tri » mathématiquement pour reconstituer une image super-résolue de l'objet. La reconstitution de l'objet demeure encore une question ouverte pour laquelle les options sont nombreuses, j'esquisserai une méthode de reconstruction basée sur une approche matricielle.

Référence

[1] Samuel Métais, "Façonnage des ondes : de la superdirectivit à la superrésolution", *Thèse de doctorat*, Université Paris-Diderot, 2019

A general Framework for the training and evaluation of classifiers on polarimetric data

Jean Rehbinder¹, Christian Heinrich^{*1}, Angelo Pierangelo², Jihad Zallat¹

¹ ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 - Illkirch, France ² LPICM, CNRS, Ecole Polytechnique, Université Paris Saclay, Palaiseau, France

rehbinder@unistra.fr

Polarimetric imaging is increasingly recognized as a powerful tool for its ability to reveal changes in the micro-structure of biological tissues and has promising potential applications in diagnostics. Polarimetric data is generally multi-dimensional, including measurements made with different states of polarization and at different wavelengths. To make the most of these data, modern machine learning methods are particularly effective. However, rigorous approach is needed to obtain realistic estimates of the performance of these classifiers under real-world conditions. Similarly, annotated biomedical data are generally available in very limited quantities, which restricts the performance of the most advanced algorithms.

We present a principled statistical analysis framework based on decision theory for the evaluation of classifier performance [1]. Assuming a database of annotated polarimetric images and a set of classifiers, the framework provides a complete data processing pipeline. It includes a data pre-processing step designed for data-reduction, noise-reduction and for ensuring physical admissibility. In the classification procedure, we then propose a single metric for assessing classifier performance. This empirical risk can take into account any number of classes, it can also be parameterized according to the available data (in case of class imbalance) and to user-specific goals (larger weight for a false-negative classification, for example). Classifier performance is evaluated using nested cross-validation. This procedure has several advantages. It allows hyperparameter optimization while avoiding overfitting and overestimation of performance evaluation. It is well adapted for situations where data is scarce.

The framework is illustrated on a dataset from a previously published study on cervical cancer [2]. The dataset consists in polarimetric multi-spectral images of *ex-vivo* cervix samples annotated with zones of healthy tissue and zones of high-grade pre-cancerous lesions. We use our method to evaluate and compare the performance of a number of well-established machine learning algorithms (including support-vector machines, random forests, k-nearest neighbors etc.), illustrating the versatility of the framework.

REFERENCES

^[1] C. Heinrich, J. Rehbinder, A. Nazac, B. Teig, A. Pierangelo, and J. Zallat, *Mueller Polarimetric Imaging of Biological Tissues: Classification in a Decision-Theoretic Framework*, J. Opt. Soc. Am. A **35**, 2046 (2018).

^[2] J. Rehbinder, H. Haddad, S. Deby, B. Teig, A. Nazac, T. Novikova, A. Pierangelo, and F. Moreau, *Ex Vivo Mueller Polarimetric Imaging of the Uterine Cervix: A First Statistical Evaluation*, J. Biomed. Opt. 21, 071113 (2016).

Revisiting the Lu-Chipman decomposition

Christian Heinrich¹, Jean Rehbinder¹, Jihad Zallat¹

¹ ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France

rehbinder@unistra.fr

Mueller matrix polarimetry has found many applications in biomedicine, material science and remote sensing. The Mueller matrix is a powerful tool to completely characterize the polarimetric properties of a sample. However, elementary polarimetric effects like diattenuation, retardance and depolarization are mixed in elements of the Mueller matrix and its interpretation is not straightforward. This has given rise to a lot of developments in order to decompose the Mueller matrix into "pure" components.

 $M = M_A M_R M_D$.

(1)

In practical applications, the most frequently used decomposition is the approach proposed by Lu and Chipman [1]. In this decomposition, the Mueller matrix is written as the product of Mueller matrices of a depolarizer (M_{Δ}) , a retarder (M_R) , and a diattenuator (M_D) :

Elementary polarimetric properties are then derived from these three matrices. Measurements are usually interpreted based on those elementary properties (see for example [2]).

One of the claims of the paper by Lu and Chipman [1] is that the factors in equation (1) are unique except for singular Mueller matrices. In singular cases, the solution minimizing the retardance is chosen. We show that there are other possible decompositions according to equation (1) and respecting the physical constraints [3]. In some cases, these solutions allow reaching lower retardance values than the Lu and Chipman solution.

Our approach addresses issues raised in the literature. We illustrate the differences between our approach and the Lu and Chipman decomposition by looking at simulated as well as measured Mueller matrices.

REFERENCES

- [1] S.-Y. Lu and R. A. Chipman, *Interpretation of Mueller Matrices Based on Polar Decomposition*, J. Opt. Soc. Am. A **13**, 1106 (1996).
- [2] A. Pierangelo, A. Nazac, A. Benali, P. Validire, H. Cohen, T. Novikova, B. H. Ibrahim, S. Manhas, C. Fallet, M.-R. Antonelli, and A.-D. Martino, *Polarimetric Imaging of Uterine Cervix: A Case Study*, Opt. Express 21, 14120 (2013).
- [3] C. Heinrich, J. Rehbinder, and J. Zallat, *Revisiting the Generalized Polar Decomposition of Mueller Matrices*, J. Opt. Soc. Am. A **37**, 1327 (2020).

Simulateur pour l'imagerie hyperspectrale compressée

Antoine Rouxel¹², Valentin Portmann³, Antoine Monmayrant², Simon Lacroix², Henri Camon², Sebastien Lopez¹

¹ Airbus Defence and Space, 31 Rue des Cosmonautes, 31400 Toulouse, France
 ² LAAS-CNRS, 7 Avenue du Colonel Roche, 31400 Toulouse, France
 ³ IRAP, 9 Avenue du Colonel Roche, 31400 Toulouse, France

arouxel@laas.fr

L'approche de co-conception pour l'instrumentation optique nécessite l'utilisation de multiples outils de simulation. Les logiciels tels que Zemax ou Code V permettent de connaître avec précision le comportement des composants optiques mais ils ne s'intègrent pas facilement à des simulateurs de plus haut niveau, nécessaires à certains tests et développements. En imagerie hyperspectrale compressée, les modèles optiques utilisés en traitement du signal pour développer les algorithmes sont très simplifiés. Ces simplifications nous empêchent d'évaluer avec précision l'encodage spectrale effectué par le modulateur spatial de lumière et induisent en erreur les algorithmes d'exploitation [1].

Notre simulateur permet de connaître l'encodage spectral spécifique à chaque pixel de la caméra en tenant compte des distorsions liées aux composants optiques. Cette approche repose sur une rétro-propagation des rayons, de la caméra au plan objet de l'instrument en passant par le modulateur spatial de lumière. A ce modèle basé sur du tracé de rayon, on ajoute un modèle de réponse impulsionnelle d'instrument (PSF) pour prendre en compte le phénomène d'optique diffractive. La phase d'acquisition est simulée par un modèle générique de caméra et prend en compte différentes sources de bruit (détecteurs et photonique).



Fig. 1 : Schéma du "dual-disperseur" CASSI avec prismes. Les trois plans images sont indiqués : scène, modulateur spatial de lumière (DMD) et caméra. Le modulateur spatial de lumière est ici représenté en transmission

Le système optique simulé fait partie de la classe des imageurs hyperspectraux CASSI pour "Coded-Aperture Spectral Snapshot Imager" [2]. Plus précisément, c'est un "dual-disperseur" constitué de quatre lentilles, de deux prismes et d'une matrice de micro-miroirs (voir Figure 1). Fonctionnellement, la première partie du système optique disperse la scène sur un modulateur spatial de lumière qui encode (parfois activement) l'information spectrale. La seconde partie recombine les bandes spectrales précédemment dispersées et image la scène encodée sur un détecteur.

- [1] E. Hemsley, S. Lacroix, H. Carfantan, and A. Monmayrant, "Calibration of programmable spectral imager with dual disperser architecture," *Optics Communications*, vol. 468, p. 125767, aug 2020.
- [2] M. E. Gehm, R. John, D. J. Brady, R. M. Willett, and T. J. Schulz, "Single-shot compressive spectral imaging with a dual-disperser architecture," *Optics Express*, vol. 15, p. 14013, oct 2007.

Blood perfusion assessment in the small bowel using a novel multimodal imaging platform

Silvère Ségaud¹, Luca Baratelli¹, Enagnon Aguénounon¹, Michele Diana¹, Sylvain Lecler¹ and Sylvain Gioux¹

¹ ICube Laboratory, University of Strasbourg, 4 rue Kirschleger, 67085 Strasbourg Cedex, France. ssegaud@unistra.fr

Operating rooms have been equipped with more and more technology-advanced devices over the past few years. However, surgeons still mostly rely on their touch and sight senses together with their experience to navigate the surgical field. The subjectivity impacting the decision-making is consequently leading to high failure rates and healthcare costs. Near-infrared (NIR) imaging can be employed to probe the tissues in depth in a non-contact and safe manner. Using either exogenous or endogenous imaging modalities, tissues status can be assessed more objectively. In particular, fluorescence imaging and oxygenation imaging respectively provide structural and functional information [1,2]. Blood perfusion assessment is a longstanding issue that could benefit from additional objective input. We developed a novel clinically-compatible imaging platform capable of performing widefield quantitative oxygenation and fluorescence imaging as part of the surgical workflow. The 3-channel optical setup provides co-registered images from one visible channel and two NIR channels, respectively for anatomical imaging and both fluorescence detection and optical properties imaging using Spatial Frequency Domain Imaging (SFDI) [3]. Oxygen saturation (StO₂) maps are then derived, yielding functional information. Small bowel ischemia assessment was demonstrated in-vivo in pigs (Fig. 1). Vascular damage was performed to cut the blood perfusion for a delimited section of the bowel. Healthy parts of the bowel show steady high oxygenation rates whereas the damaged part exhibits a decreasing rate over time. Indocyanine Green (ICG) was injected intravenously immediately after damaging the vessels. The distribution of the fluorophore correlates with the oxygenation imaging. A recently developed deep learningbased approach is to be implemented on the platform [4] providing real-time, high-quality, profile-corrected imaging capability to the platform.



Figure 1 – Blood perfusion assessment in a vascularly damaged small bowel (*in-vivo* in pig). The oxygenation map (StO₂) shows a decreased oxygenation rate in the damaged area, consistently with the lack of signal in the fluorescence image (NIR). Anatomical view is shown for reference (VIS) and merged with the fluorescence image for better visualization of the ICG distribution (Merge).

Références

[1] Troyan SL, Kianzad V, Gibbs-Strauss SL, et al., 'The FLARE[™] intraoperative near-infrared fluorescence imaging system: a first-in-human clinical trial in breast cancer sentinel lymph node mapping'. Annals of Surgical Oncology, 2009.

[2] Gioux S. et al, ''First-in-human pilot study of a spatial frequency domain oxygenation imaging system'', Journal of Biomedical Optics, 2011.

[3] Cuccia et al, "Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging", Journal of Biomedical Optics, 2009.

[4] Aguénounon et al, 'Real-time, widefield and high-quality single snapshot of optical properties with profile correction using deep learning', Biomedical Optics Express, 2020.

Optimal observables for practical super-resolution imaging

Giacomo Sorelli, Manuel Gessner, Mattia Walschaers, and Nicolas Treps

Laboratoire Kastler Brossel, Sorbonne Université, ENS-Université PSL, CNRS, Collège de France, 4 Place Jussieu, F-75252 Paris, France

giacomo.sorelli@lkb.upmc.fr

Resolving small angular separations through an optical imaging system is a crucial problem both in microscopy and in astronomy. The most traditional imaging technique is a spatially resolved intensity measurement, also known as direct imaging. The resolution of this approach, as pointed out already by Abbe and Rayleigh at the end of the nineteenth century, is limited by diffraction. However, the diffraction limit is not a fundamental one, and recently a great number of super-resolution techniques, that beat the diffraction limit were developed. In particular, by using tools from quantum metrology, it was proved that demultiplexing measurements are the optimal observable to estimate the distance between two incoherent point sources [1]. However, it remains unclear how the information contained in a given number of different demultiplexed modes can be optimally combined to construct an estimator for the sources separation, in practical situations.

In this contribution, we show how the optimal estimation of the separation between two, arbitrarily bright, thermal sources can be performed by comparing the mean value of an optimal observable with a calibration curve (see Figure 1). Such an optimal observable is given by an optimized linear combination of a given number of demultiplexed intensity measurements. Moreover, this construction allows to take into account for experimentally relevant noise sources such as misalignment, crosstalk and detection noise. Therefore, it is directly usable in practical situations.



Figure 1 : Schematic representation of the estimation procedure. In the data acquisition block, the image of the two thermal sources enters into a misaligned demultiplexer that performs a modal decomposition affected by crosstalk. The intensity of each mode is then measured with noisy detectors. Parameter estimation is performed (in post-processing) linearly combining, the measured intensities with optimal coefficients, and comparing the result with a calibration curve (figure from [2]).

Even in presence of noise, for faint sources, our approach can saturate the resolution limit given by the Cramér-Rao lower bound. Moreover, for arbitrary intensities of the sources, we prove that our strategy approaches the ultimate resolution limit provided by the quantum Cramér-Rao bound, if sufficiently many modes are ideally measured.

REFERENCES

- [1] M. Tsang, R. Nair, and X.-M. Lu, *Quantum theory of superresolution for two incoherent optical point sources*, Phys. Rev. X 6, 031033 (2016).
- [2] G. Sorelli, M. Gessner, M. Walschaers, N. Treps, Optimal observables for practical super-resolution imaging, arXiv:2102.05611 (2021)

OPTIMIZATION OF ILLUMINATION SCANNING IN TOMOGRAPHIC DIFFRACTIVE MICROSCOPY <u>A. M. Taddese</u>, N. Verrier, M. Debailleul, J-B. Courbot, and O. Haeberlé¹ IRIMAS UR UHA 7499, University of Haute-Alsace, 61 rue Albert Camus, 68093 Mulhouse Cedex, France

¹olivier.haeberle@uha.fr

Tomographic diffractive microscopy (TDM) is an emerging technique to image three dimensional complex refractive index distribution (RI) of weakly scattering samples, by numerically recombining sets of diffracted fields recorded at various illumination angles [1]. Practically, tens [2] to hundreds [3-4] of interferograms are acquired, depending on the required image quality, and the reconstruction algorithms to be used. In general, using small number of interferograms is fast, however resulting in a degraded reconstructed image quality due to unrecorded object frequency components in the Fourier space. The use of advanced reconstruction algorithms with limited holograms leads to high-resolution images, however, with a reduced speed of reconstruction.

For high-resolution imaging [3,5,6], collecting enough diffracted fields to optimally fill the Fourier space has a strong dependence on the scanning scheme. Hence, with the aim of optimizing Fourier space filling in the low diffraction regime, we have studied several classes of sample scanning patterns, star-like, grid, annular, spiral, flower, Fermat as well as 3D uniform patterns, and their respective Optical Transfer functions (OTF) for transmission and reflection TDM as can be observed in Fig. 1(b-j). One can witness the difference in the frequency distribution as a result of each scanning patterns: some scanning schemes show low frequency component accumulation (Fig. 1(b,d,e)), while others introduce periodicity (Fig. 1(c,d,i,j)) and/or circular or top down symmetry. Depending on the experimental conditions, one could favor an illumination pattern with a specific property.

To better understand and compare the efficiency of each illumination pattern, we use a metric called Filling Factor (FF), which quantifies the Fourier space filling by comparing the respective OTFs with a theoretically fully filled OTF of a TDM system (depicted in Fig. 1(a)). We found that 3D-uniform sweeping [7] best fills the Fourier space. Annular illumination at maximum angles proves to be of same filling efficiency, but only if peculiar hypotheses about the sample holds, such as non-absorptivity. In that case, applying Hermitian symmetry allows for compensating its otherwise lowest filling factor [8].

Furthermore, simulation considering a phantom bead with absorbing inclusions, as well as experiments imaging Helianthus tuberosus pollen with our transmission TDM prototype confirmed that 3D-uniform sweeping provides the best-reconstructed images, even with a low number of 60 illuminations [8].



Fig1: (a) Theoretical OTF for transmission and reflection modes, (b)-(g) using 600 illumination angles: (b) star of 3 axes, (c) circular grid (d) annular with 4 concentric circles (e) spiral with 6 turns (f) double spiral with 6 turns and regular spacing of points (g) flower with 8 non-overlapping petals (h) Fermat's spiral (i, j) 3D uniform illumination patterns. All image slices are taken from planes centered at the origin

References

- [1] E. Wolf, Opt. Comm. 1, p. 153 (1969)
- [2] T. Zhang et al., Optica 3, p. 609 (2016)
- [3] M. Debailleul, et al., Opt. Lett. 34, p. 79 (2009)
- [4] V. Lauer, J. Microscopy 205, p. 165 (2002)
- [5] B. Simon, et al., Optica 4, p. 460 (2917)
- [6] Y. Cotte, *et al.*, Nat. Photonics 7, p. 113 (2013)
 [7] E. B. Saff and A. B. Kuijlaars, The Math. Intell. **19**, p. 5 (1997)
- [8] A. M. Taddese, et al., Appl. Opt. 60, p. 1694 (2021)

Polarimetric imaging of two kinds of tumors in murine models

Briséis Varin¹, Jean Rehbinder¹, Jean Dellinger¹, Christian Heinrich¹, Caroline Spenlé², Dominique Bagnard², Jihad Zallat¹

¹ ICube laboratory, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France ² INSERM U1119 – Labex Medalis, University of Strasbourg, Bd Sébastien Brant, 67412 Illkirch, France

jihad.zallat@unistra.fr

In cancer treatment, early detection is critical for survival rates. That is why finding new ways to improve diagnosis is particularly important. Skin cancer diagnosis is primarily based on observation and biopsy, which is costly and can be traumatic for the patient. New diagnosis tools will allow dermatologists to make faster decisions on whether to do a biopsy or where to remove tissue.

Literature has shown that cancerous tissue presents a specific polarimetric response [1,2]. Therefore, polarimetric imaging could be a fast and effective way to distinguish cancerous tissue from healthy tissue.

An innovative multispectral Mueller polarimeter was developed in our laboratory, whose architecture allows calibration-free non-invasive in situ measurements of tissue properties [3]. The device respects the conditions of medical-practice use. When developing a tool destined for medical use, murine models play an important role. Grafting a tumor model on mice enables to monitor the growth of the tumor, with or without treatment.

In this work, two studies on mice were conducted. In the first study, several nude mice were injected with pigmented murine skin cancer cells (B16). Tumor growth was monitored daily with our Mueller spectropolarimeter. Tumor development was characterized by a significant drop in depolarization for cancerous tissue. In the second study, forty nude mice were injected subcutaneously with non-pigmented breast cancer cells (MDA-M231). Part of the mice were treated with Docetaxel as soon as a polarimetric response of the tumor was visible. Another part was treated with Docetaxel once the tumor reached 20mm³. Each tumor was imaged with our device twice a week. The polarimetric response of the tumor showed three distinct stages in its development, each impacting one polarimetric parameter: depolarization, spectral difference of depolarization and orientation of the retarder. The mice treated earlier with Docetaxel remained in the first stage of tumor development. We will present the results of both studies, as well as the comparison between the polarimetric responses of both types of tumor.

- A. Pierangelo, A. Nazac, A. Benali, P. Validire, H. Cohen, T. Novikova, B. H. Ibrahim, S. Manhas, C. Fallet, M.-R. Antonelli and A.-D. Martino, *Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study*. Optics Express, 21(12), 14120-14130 (2013).
- [2] J. Qi and D. S. Elson, *Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review.* J. Biophotonics 10, 950-982 (2017).
- [3] B. Varin, J. Dellinger, J. Rehbinder, C. Draman, M. P. Torzynski, C. Heinrich and J. Zallat, *Ultra-stable spectropolarimeter for dermatology*. Advanced Biomedical and Clinical Diagnosis and Surgical Guidance Systems XVIII, A. Mahadevan-Jansen, ed. (SPIE, 2020), Vol. 11229, p. 26.

Avancées techniques et applications de la LC-OCT pour l'imagerie *in vivo* de la peau à haute résolution

Léna Waszczuk^{1,2}, Jonas Ogien¹, Arnaud Dubois^{1,2}

¹ DAMAE Medical, 28 rue de Turbigo, 75003 Paris, France ² Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique Graduate School, Université Paris-Sud, 91127 Palaiseau Cedex, France

lena.waszczuk@universite-paris-saclay.fr

La tomographie par cohérence optique confocale à balayage linéaire (LC-OCT pour Line-Field Confocal Optical Coherence Tomography en anglais) est une technique d'imagerie optique reposant sur la combinaison de la tomographie par cohérence optique (OCT) temporelle et de la microscopie confocale, en utilisant une illumination et une détection en ligne. La LC-OCT produit des images en coupe (B-scan) avec une haute résolution latérale grâce à l'utilisation d'objectifs de microscope de haute ouverture numérique et à une focalisation dynamique. En balayant latéralement la ligne d'illumination, des images en face peuvent également être acquises avec la LC-OCT. Grâce aux balayages axial et latéral, la LC-OCT peut ainsi produire des images 3D, avec une résolution quasiment isotrope de l'ordre du micromètre et une profondeur de pénétration jusqu'à 400 μ m.

Grâce à sa résolution micrométrique, la LC-OCT permet d'imager des tissus biologiques à l'échelle cellulaire. Elle est aujourd'hui appliquée dans le domaine de la dermatologie comme outil d'aide à la détection précoce du cancer de la peau [1]. L'appareil d'imagerie LC-OCT utilisé en dermatologie se présente sous la forme d'une sonde manuelle pouvant générer des images en coupe ou en face en temps réel (8 fps). Le changement entre les deux modes d'imagerie est instantané et la position latérale (mode en coupe) ou profondeur d'imagerie (mode en face) est ajustable en temps réel sur la sonde. L'utilisateur peut également acquérir des images 3D en moins d'une minute sur un champ de 1.2×0.5×0.4 mm² [2]. Le dispositif de LC-OCT a été utilisé pour imager différentes lésions cutanées (carcinomes, mélanomes) et a mis en évidence un certain nombre de critères morphologiques permettant de poser le diagnostic adéquat.

Grâce à ce système d'imagerie LC-OCT, nous pouvons également extraire des images des informations quantitatives telles que les propriétés optiques des tissus imagés, qui peuvent servir à l'analyse et caractérisation de ces tissus. La mesure des propriétés optiques se base sur une modélisation du lien entre l'intensité mesurée sur une image de LC-OCT et les propriétés optiques de la peau [3]. Cette approche a été validée sur des échantillons tests par comparaison à une méthode de référence [4].

- A. Dubois *et al.*, "Line-field confocal optical coherence tomography for high-resolution noninvasive imaging of skin tumors," *J. Biomed. Opt.*, vol. 23, no. 10, p. 1, 2018, doi: 10.1117/1.jbo.23.10.106007.
- [2] J. Ogien, A. Daures, M. Cazalas, J. L. Perrot, and A. Dubois, "Line-field confocal optical coherence tomography for three-dimensional skin imaging," *Front. Optoelectron.*, vol. 13, no. 4, pp. 381–392, 2020, doi: 10.1007/s12200-020-1096-x.
- [3] S. L. Jacques, "Confocal Laser Scanning Microscopy Using Scattering as the Contrast Mechanism," *Handb. Coherent-Domain Opt. Methods*, vol. 1–2, pp. v–xiv, 2013, doi: 10.1007/978-1-4614-5176-1.
- [4] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak, and A. N. Yaroslavsky, "Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range," *J. Biomed. Opt.*, vol. 11, no. 6, p. 064026, 2006, doi: 10.1117/1.2398928.

Optimisation des stratégies d'acquisition en imagerie polarimétrique résolue à l'échelle du grain de speckle

Jonathan Staes, Steve Bouhier et Julien Fade

Univ Rennes, CNRS, Institut FOTON – UMR 6082, F-35000 Rennes, France

Jonathan.staes@univ-rennes1.fr

Les mécanismes de dépolarisation sont bien connus pour des interactions macroscopiques surfaciques ou volumiques. Cependant le processus de dépolarisation à l'échelle du grain de speckle observable en lumière cohérente reste un sujet d'étude actuel. Pour mieux comprendre ces mécanismes, un banc expérimental a été réalisé au sein de notre laboratoire [1]. Ce dispositif consiste à éclairer un échantillon avec un spot laser d'éclairement homogène. La figure d'interférence complexe formée à la surface de cet échantillon (speckle) est caractérisée grâce à un analyseur polarimétrique permettant d'acquérir, sur un capteur CCD, plusieurs images de l'intensité de speckle résultante pour différentes configurations polarimétriques d'analyse. Un diaphragme de petit diamètre (400 µm) placé en amont du capteur permet d'obtenir, par diffraction, des grains de speckle recouvrant plusieurs centaines de pixels. Le banc initialement composé d'une lame quart d'onde et d'un polariseur tournants a mis en évidence l'extrême sensibilité de la mesure aux défauts mécaniques (vibrations, rotations des éléments polarimétriques) et thermiques (convection, thermalisation) [1]. Pour rendre ce système plus robuste et faciliter l'acquisition des mesures, l'imageur est désormais placé dans une boite thermalisée, situé sur une table optique à coussin d'air. De plus, les éléments rotatifs constituant la partie analyse ont été remplacés par des lames à retard à cristaux liquides dont le déphasage est contrôlable en tension.



Figure 1 : (a) Schéma du banc d'analyse polarimétrique et exemple d'acquisition résolu en champ de speckle (b) Image expérimentale représentant S0 (en niveaux de gris) avec l'ellipse de polarisation (rotation gauche/droite respectivement bleue/rouge)

(b)

En outre, analyser ces motifs d'interférence requiert une dynamique de mesure importante. Dans ce but, deux acquisitions d'images dont le temps d'exposition a été optimisé automatiquement pour l'une, et surexposé pour l'autre sont combinées, puis normalisées par le temps d'exposition. Cependant, la prise en compte d'images acquises pour des temps de pause très différents se heurte aux possibles défauts de linéarité des capteurs (en fonction du temps de pause). Dans notre cas, la caméra a été caractérisée pour pouvoir apporter une correction complète sur les images acquises.

Enfin, pour analyser l'état de polarisation de la figure d'interférence en tout point du champ de speckle, la méthode dite SOPAFP [2] (State of Polarization Analysis by Full Projection on the Poincaré space) a été utilisée. Elle consiste à analyser la scène à travers de nombreux états de polarisation situés sur la sphère de Poincaré, permettant d'avoir une courbe d'intensité pour chaque pixel en fonction des états de projection choisis. Cette courbe d'intensité permet, par régression non-linéaire ou par inversion directe, de déterminer les paramètres de Stokes en chaque pixel de façon précise. Une étude comparative entre ces deux méthodes d'inversion a été conduite, ainsi qu'une optimisation du choix des états de projection pour minimiser les erreurs de reconstruction dues aux incertitudes expérimentales. Nous présenterons quels choix de « trajectoires » sur la sphère de Poincaré s'offrent pour permettre d'optimiser le conditionnement de la matrice d'inversion directe. Enfin, nous présenterons les résultats expérimentaux obtenus récemment, ainsi qu'une discussion autour de la façon dont on peut représenter visuellement et intelligiblement une information polarimétrique par nature multidimensionnelle.

- [1] Lucien Pouget, Julien Fade, Cyril Hamel and Mehdi Alouini, "Polarimetric imaging beyond the speckle grain scale," *Applied Optics* 51(30),(2012).
- [2] J. Dupont, X. Orlik, A. Ghabbach, M. Zerrad G.Soriano and C. Amra, "Polarization analysis of speckle field below its transverse correlation width: application to surface and bulk scattering," *Optics Express* 22 (20), (2014).

Vers une modélisation optique des signatures spectrales et polarimétriques d'objets

M. AL HAYEK^{1,2}, J. AVAL¹, M. ELBOUZ¹, B. EL HASSAN²

¹ Lab Isen-Yncréa Ouest, 20 Rue Cuirassé Bretagne, 29200 Brest, France

² Université Libanaise, Faculté de Génie-Branche 1, Campus Mont Michel Al Haykaliyeh, RasMaska, Al Koura, Liban

Nord, Liban marianne.alhayek@st.ul.edu.lb josselin.aval@isen-ouest.yncrea.fr marwa.el-bouz@isen-ouest.yncrea.fr bachar_elhassan@ul.edu.lb

Type de communication : Poster **Résumé :**

En exploitant seulement les formes et les couleurs des objets, le domaine de la vision par ordinateur a montré ses limites pour les reconnaître dans une scène. On peut citer par exemple la détection des cibles sous-marines [1], ou la détection précoce du mélanome (cancer de la peau). Ainsi, pour améliorer les performances de ces systèmes, nous proposons d'inclure des modalités d'imagerie nonconventionnelle : l'imagerie hyper-spectrale et polarimétrique. Au-delà des formes et des couleurs, ces images renseignent sur les paramètres physiques et chimiques des objets. Derrière cette richesse réside une difficulté du traitement et de l'analyse des données, limitant leur exploitation. Ceci est dû à leur volume, à la complexité et la diversité des phénomènes physiques en jeu. C'est dans ce contexte que se situe ce présent travail : réaliser une étude approfondie et comparative des modèles permettra d'expliquer les signatures optiques d'objets et ainsi estimer les paramètres physico-chimiques.

Notre objectif à court terme est de proposer un état de l'art des modèles de propriétés optiques d'objets, en particulier le modèle multicouches ayant montré son potentiel pour des objets de natures très différentes (les feuilles : *PROSPECT* [2], les algues : *MPBOM* [3], un mélange sol et eau : *MARMIT* [4], les fruits et les légumes : *FARRELL*, etc.). Une attention particulière sera portée sur le fait que ces modèles simulent une même variable physique (la réflectance) mais posent des paramètres d'entrée, des hypothèses géométriques et physiques différentes (transfert radiatif, électromagnétisme, etc.). Ainsi, cet état de l'art devrait nous permettre de mieux comprendre le succès de ce modèle multicouches et d'appréhender son utilisation dans de nouveaux contextes. Dans un second temps, notre but est de développer une nouvelle modélisation optique plus générique, plus efficace en s'appuyant sur l'intelligence artificielle, et permettant de simuler les signatures spectrales et polarimétriques d'objets à partir de leurs paramètres physiques et chimiques (feuilles, fruits, légumes, peau humaine, tissu, etc.). Prochainement, nous souhaitons développer l'inversion de ce modèle hybride résultant après acquisition de données hyper spectrales et polarimétriques en laboratoire.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'une thèse cotutelle entre l'Université Libanaise et le Lab ISEN Yncréa Ouest.

- [1] K. O. Amer, M. Elbouz, A. Alfalou, C. Brosseau, and J. Hajjami, "Enhancing underwater optical imaging by using a low-pass polarization filter," *Opt. Express*, vol. 27, no. 2, p. 621, 2019, doi: 10.1364/oe.27.000621.
- [2] S. Jacquemoud and F. Baret, "PROSPECT: A model of leaf optical properties spectra," *Remote Sens. Environ.*, vol. 34, no. 2, pp. 75–91, 1990, doi: 10.1016/0034-4257(90)90100-Z.
- [3] P. Launeau *et al.*, "Microphytobenthos biomass and diversity mapping at different spatial scales with a hyperspectral optical model," *Remote Sens.*, vol. 10, no. 5, 2018, doi: 10.3390/rs10050716.
- [4] A. Bablet *et al.*, "MARMIT: A multilayer radiative transfer model of soil reflectance to estimate surface soil moisture content in the solar domain (400–2500 nm)," *Remote Sens. Environ.*, vol. 217, no. February, pp. 1–17, 2018, doi: 10.1016/j.rse.2018.07.031.