



JOURNEES IMAGERIE OPTIQUE NON-CONVENTIONNELLE

GDR ISIS – GDR Ondes

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

20 et 21 mars 2012, ESPCI, Paris.

Comité de programme

Président : Vincent Devlaminck, LAGIS, Lille

Mehdi Alouini, Université Rennes 1

Laurent Bigué, MIPS, Mulhouse

Remi Carminati, Laboratoire d'Optique Physique, ESPCI, Paris.

Arnaud Dubois, Institut d'Optique, Palaiseau

Christophe Ducottet, Laboratoire Hubert Curien, St Etienne

François Goudail, Institut d'Optique, Palaiseau

Olivier Haeberlé, MIPS, Mulhouse

Bernard Lejeune, LSOL, Brest

Ali Mohammad-Djafari, LSS, Gif s/ Yvette

Philippe Réfrégier, Institut Fresnel, Marseille

Anne Sentenac, Institut Fresnel, Marseille

Nicolas Treps, Laboratoire Kastler Brossel, Paris

Table des matières

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

1. Objectifs et déroulement

Le domaine de l'imagerie connaît un développement sans précédent. En effet, en raison des progrès des capteurs, des composants optiques et des moyens de calcul, de nombreuses mesures physiques, autrefois ponctuelles, deviennent imageantes. Cette nouvelle génération de systèmes d'imagerie trouve ses applications dans de nombreux domaines : télédétection, défense, contrôle industriel, astronomie, sciences du vivant, ... Ils permettent de former des images à partir de nouveaux phénomènes physiques, mais fournissent souvent des images bruitées, où l'extraction et la mise en forme de l'information sont des enjeux essentiels.

Le domaine de l'imagerie optique « non conventionnelle » se situe donc au carrefour de plusieurs disciplines : la physique, la conception de systèmes et le traitement des images. L'objectif de ces journées est de réunir les chercheurs et les ingénieurs de ces différents domaines dans le but de concevoir des systèmes d'imagerie innovants et d'évaluer leurs applications potentielles. Elles font suite aux journées sur le même thème organisées depuis 2005.

Cette année, nous avons accueilli deux présentations invitées :

- « *Méthodes d'imagerie en astronomie et microscopie* »
Eric Thiébaud, Observatoire de Lyon
- « *Imagerie active : un regard d'aujourd'hui et une vision pour demain* »
Jean-Paul Pocholle, Thales Research and Technology.

Ces journées étaient communes aux GDR ISIS et Ondes. Elles étaient organisées dans le cadre du groupe thématique commun aux GDR ISIS et Ondes « Extraction de l'information et physique des images ». Elles étaient parrainées par deux sociétés savantes : la Société Française d'Optique (SFO), à travers son club « Physique et imagerie optique », et le club EEA.

Un appel à communication a été lancé en novembre 2011, où on sollicitait des propositions de communications de natures théorique et applicative provenant des milieux universitaires et industriels, sur les thèmes suivants (liste non exhaustive) :

- Télédétection : imagerie hyperspectrale, polarimétrique, holographique, terahertz, radar, interférométrique, haute résolution
- Imagerie biomédicale : microscopie, OCT, imagerie multi-photonique, imagerie dans les milieux diffusants
- Méthodes de traitement des images issues de ces différents capteurs
- Problèmes inverses appliqués à l'imagerie
- Applications de ces systèmes d'imagerie : télédétection, contrôle industriel, défense, astronomie, sciences du vivant, ...

La réunion s'est déroulée sur deux jours, à l'Ecole Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles (ESPCI). Elle a donné lieu à 2 exposés invités, 20 contributions orales, 11 posters et réuni 84 participants.

2. Programme des journées

Mardi 20 mars

10H-10H45 – CONFERENCE INVITEE

« Méthodes d'imagerie en astronomie et microscopie »
Eric Thiébaud, Observatoire de Lyon

10H45-12H00 – IMAGERIE 3D

Modérateur : Vincent Devlaminck

« Numérisation 3D de surfaces métalliques spéculaires et diffuses par imagerie infrarouge active »
A. Bajard, O. Aubreton, F. Truchetet - Le2i UMR CNRS 6306, Le Creusot

« Imagerie multicomposante RVB-IR-profondeur appliquée aux plantes »
Yann CHÉNÉ(a), David ROUSSEAU(b), Étienne BELIN(a), François CHAPEAU-BLONDEAU(a)
(a) Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés (LISA), Université d'Angers, France.
(b) Université de Lyon, Laboratoire CREATIS; CNRS UMR 5220; INSERM U 630; Villeurbanne France.

« Imageur chromatique à capacité 3D : première réalisation expérimentale et caractérisation de performance »
P. Trouvé, F. Champagnat, G. Le Besnerais (ONERA/DTIM), L. Jacobowicz, T. Avignon, J. Sabater (IOGS), G. Druart (ONERA/DTIM), J. Idier (IRCCyN)

12h00-14h00 : REPAS

14H00-15H00 – MICROSCOPIE 3D

Modérateur : David Rousseau

« Reconstruction 3D, sur un microscope standard, d'un échantillon biologique par tomographie diffractive en illumination spatialement incohérente »
Pierre Bon(a), Julien Savatier(a), Benoit Wattellier(b), Serge Monneret(a)
(a) : Institut Fresnel, Marseille, (b) : PHASICS S.A., Palaiseau

« Microscopie tomographique diffractive en transmission et réflexion »
H. Liu, J. Bailleul, B. Simon, M. Debailleul, O. Haeberlé
Laboratoire MIPS, Université de Haute-Alsace, Mulhouse

« Techniques de nanoscopie en champ lointain limitées par la diffraction pour la nano-caractérisation »
P.C. Montgomery et D. Montaner
Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes (InESS), Laboratoire Commun UDS-CNRS, UMR 7163, 67037 Strasbourg.

15H00-16H20 – IMAGERIE DANS LES MILIEUX DIFFUSANTS

Modérateur : Philippe Réfrégier

« Imagerie micrométrique des tissus in vivo et in situ grâce à l'OCT Plein Champ avec endoscope »

Anne Latrive, A. Claude Boccara
Institut Langevin, LLTech, Paris

« Microscopie de fluorescence et tomographie par cohérence optique en plein champ »

Houssine Makhoulf(1*), Karen Perronet(1), Guillaume Dupuis(2), Sandrine Levêque-Fort(2) et Arnaud Dubois(1,2)

(1) Laboratoire Charles Fabry, Palaiseau. (2) Centre de Photonique Biomédicale– Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay, Univ. Paris-Sud, Orsay

« Imagerie en temps réel à travers les milieux diffusants mobiles par conjugaison de phase en amplification paramétrique »

Fabrice Devaux et Eric Lantz

Département d'Optique P.M. Duffieux, FEMTO-ST, Université de Franche-Comté, Besançon

« Imaging objects present in a cluttered medium »

T. Zhang, P.C Chaumet, A. Sentenac and K. Belkebir - Institut Fresnel, Marseille

16H20-... – SESSION POSTER + PAUSE CAFE

« Cinétique de traduction de ribosomes individuels par microscopie de fluorescence »

Nicolas Fiszman(1), Antoine Le Gall(1), Hélène Chommy(3), David Dulin(1), Hélène Walbott(2), Dominique Fourmy(2), Karen Perronet(1), Satoko Yoshizawa(2), Olivier Namy(3), Nathalie Westbrook(1)

(1) Laboratoire Charles Fabry, Palaiseau

(2) Centre de Génétique Moléculaire, CNRS, Gif-sur-Yvette

(3) Institut de Génétique et Microbiologie, CNRS et Université Paris Sud 11, Orsay

« Microscopie STED accordable et résolue en temps »

Siddharth Sivankutty(1,2,3), Guillaume Dupuis(2), Sandrine Lécart(2), Christophe Lefumeux(1,2), Sandrine Lévéque-Fort(1,2), Arnaud Dubois(2,3)

(1) Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay

(2) Centre de Photonique Biomédicale, Univ Paris-Sud, Orsay.

(3) Laboratoire Charles Fabry, Palaiseau

« Imagerie de Stokes à l'échelle du grain de speckle »

Lucien Pouget, Julien Fade, Cyril Hamel, Mehdi Alouini

Institut de Physique de Rennes, UMR 6251 CNRS/Université de Rennes 1

« Imagerie computationnelle de degré de polarisation à une seule image de speckle »

Julien Fade (1,2), Muriel Roche(2), Mehdi Alouini(1,3)

(1) Institut de Physique de Rennes

(2) Institut Fresnel, Marseille.

(3) Thales Research and Technology, Palaiseau

« Analyse approfondie de la numérisation 3D d'objets transparents par irradiation UV (point/ligne) »

Rindra Rantson, Christophe Stolz, David Fofi et Fabrice Mériaudeau

Laboratoire Le2i-CNRS UMR 5158, Le Creusot

« Détection d'un signal acousto-optique par conjugaison de phase dans un milieu à gain : Application à l'imagerie des milieux diffusants épais »

Baptiste Jayet(1), Jean-Pierre Huignard(2), François Ramaz(1)

(1) Institut Langevin, Paris

(2) Jphopto-consultant, 20 rue Campo Formio, Paris

« Elastographie des tissus biologiques par OCT plein champ. »

Amir Nahas(1,2) et A. Claude Boccara(1,2)

(1) Institut Langevin, Paris

(2) LLTech, 6 place de la Madeleine, Paris

« **Nouvelles applications de la diversité de phase** »
Frédéric Cassaing et Bertrand Denolle, DOTA/HRA , ONERA

« **Microscopie par génération de second harmonique (SHG) résolue en polarisation : imagerie in vivo de la cornée** »

Gaël Latour(1), Ivan Gusachenko(1), Laura Kowalczyk(2), Marie-Claire Schanne-Klein(1)
(1) Laboratoire d'Optique et Biosciences (Ecole Polytechnique, CNRS, INSERM), Palaiseau
(2) Laboratoire d'Optique Appliquée (Ecole Polytechnique, ENSTA ParisTech, CNRS), Palaiseau

"**Towards Spatio-temporal control in scattering media**"
D. Andreoli, D. Martina, P. Bondareff, S. Grésillon, S.Gigan
Institut Langevin, Paris

"**Déconvolution myope marginale d'images de la rétine humaine**"
Leonardo Blanco, Laurent Mugnier, ONERA, Châtillon

Mercredi 21 mars

9H00-9H45 –CONFERENCE INVITEE

« **Imagerie active : un regard d'aujourd'hui et une vision pour demain** »
Jean-Paul Pocholle, Thales Research and Technology.

9H45-10H30 IMAGERIE POUR LA BIOLOGIE

Modérateur : Rémi Carminati

« **Imagerie multiphotonique par fibre optique pour l'observation multimodale de la matrice extracellulaire de tissus pulmonaires humains** »

Guillaume Ducourthial(a), Claire Lefort(a), Donald A. Peyrot(b,c), Tigran Mansuryan(a), Sergei G. Kruglik(b,c), Christine Vever-Bizet(b,c), Luc Thiberville(d,e), Frédéric Louradour(a), Geneviève Bourg-Heckly(b,c)

a - XLIM, UMR CNRS 6172, Limoges

b - UPMC Univ. Paris 06 FRE 3231, Laboratoire Jean Perrin, Paris

c - CNRS, FRE 3231, Laboratoire Jean Perrin, Paris

d - Clinique de pneumologie, CHU Rouen, Rouen

e - Laboratoire LITIS-QuantIF EA 4108, Rouen Univ., Rouen

« **Modélisation de l'interaction non linéaire entre la lumière et les tissus fibreux de myosine et de collagène en microscopie de seconde harmonique** »

Denis Rouède,†* Jean-Jacques Bellanger, ¶ Emmanuel Schaub,‡, Aymeric Le Gratiet,† François Tiaho‡

† Institut de Physique de Rennes, UMR UR1-CNRS 6251, ‡ Equipe SCANING, UMR UR1-CNRS 6026,

¶ Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, UMR UR1-INSERM U642, Université de Rennes1

10H30-11H00 PAUSE

11H00-12H10 – NOUVEAUX MODES D'IMAGERIE

Modérateur : Julien Fade

«**Temperature Imaging using Quantitative Phase Microscopy**»

Guillaume Baffou, Pierre Bon, Julien Savatier, Pascal Berto, Julien Polleux, Hervé Rigneault, Serge Monneret
Institut Fresnel, Marseille

«**Microscopie champ proche multi photons**»

Jean Dellinger, Benoît Cluzel, Frédérique de Fornel
Groupe d'Optique de Champ Proche, Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne, CNRS, Dijon

«Caractérisation fine des mouvements et aberrations oculaires pour l'imagerie rétinienne par optique adaptative : premiers résultats expérimentaux.»

S. Meimon(1), B. Emica(1), J-M. Conan(1), T. Fusco(1), M. Paques(2), G. Chenegros(3)

(1) Onera The French Aerospace Lab, Châtillon

(2) CHNO des Quinze-Vingts & Institut de la Vision, France

(3) Laboratoire d'Etudes Spatiales et d'Instrumentation en Astrophysique, Meudon

12h10 – 14h : REPAS

14h00-15h50 – IMAGERIE DE POLARISATION

Modérateur : Laurent Bigué

«Degrés de polarisation en 3D des ondes optiques»

Philippe Réfrégier, Institut Fresnel, Marseille

«Signatures de cohérence et polarisation des milieux complexes»

M. Zerrad, G. Soriano, A. Ghabbach, H. Tortel, J. Sorrentini, C. Amra,
Institut Fresnel, Marseille

« Mesure de dépolarisation hétérodyne par brisure d'orthogonalité»

Julien Fade, Mehdi Alouini, Institut de Physique de Rennes

«Identification de la structure polarimétrique commune à un ensemble de matrices de Mueller obtenues comme un mélange de composantes élémentaires »

V. Devlaminck, P. Terrier et J.M. Charbois

LAGIS – UMR CNRS 8219, Université Lille 1, Sciences et Technologies

« Classification de cibles multiples à l'aide d'un imageur polarimétrique actif »

Guillaume Anna (1), François Goudail (1), Daniel Dolfi (2)

(1) Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, Palaiseau

(2) Thales Research and Technology, Palaiseau

3. Bilan - Conclusions

Les participants provenaient :

- des laboratoires universitaires et du CNRS
- des grands organismes (CEA, ONERA)
- des entreprises (Areva, Hamamatsu, Horiba, I2S, Sagem, Thales,)

Les points marquants nous semblent être les suivants :

- Tous les intervenants ont parfaitement joué le jeu d'une réunion à l'interface entre différents domaines, et ont fait des efforts didactiques pour expliquer leurs activités à des non-spécialistes. Les questions et les discussions qui ont suivi les exposés ont été particulièrement intéressantes et animées.
- Les deux conférences invitées portaient sur des sujets en plein essor : le traitement d'images pour les systèmes d'imagerie innovants en astronomie et en microscopie, et l'imagerie active. Les deux intervenants ont su adapter la forme et le fond de leurs exposés à la diversité de l'auditoire. Ils ont été très appréciés.
- Un nombre important de contribution portait sur l'imagerie 3D, dans ses versions active et passive. C'est le signe d'une montée en puissance de ce domaine, due en partie à la disponibilité de nouveaux instruments.
- La session poster a eu beaucoup de succès. Elle était correctement dimensionnée (11 posters) et a suscité beaucoup de discussions. Cela correspond bien à l'esprit des journées, qui est de favoriser le dialogue entre participants issus de communautés différentes.
- En conclusion, cette année encore, ces journées ont donné un bon panorama d'une tendance lourde en imagerie, qui pourrait se résumer ainsi : **aujourd'hui, un imageur n'est plus simplement un instrument mais un système complet.** Le développement d'une technique d'imagerie fait intervenir de manière imbriquée et simultanée l'instrumentation, qui permet d'acquérir le signal, le traitement du signal, qui permet d'extraire l'information utile du signal mesuré et la physique qui permet d'interpréter les mesures et d'en suggérer de nouvelles. L'objectif de ces journées, qui est précisément de rassembler et faire dialoguer ces différentes communautés a donc été pleinement atteint.

4. Liste des participants

AKNOUN	Sherazade
AMRA	Claude
ANDREOLI	Daria
BAFFOU	Guillaume
BAJARD	Alban
BENOIT	Emilie
BERGUIGA	Lotfi
BIGUE	Laurent
BLANCO	Leonardo
BON	Pierre
BOURG-HECKLY	Geneviève
CARMINATI	Rémi
CARRON	Igor
CAULIER	Yannick
CHAMPAGNAT	Frédéric
CHASSOT	Jean-Marie
CHAVEL	Pierre
CHENE	Yann
CLUZEL	Benoît
CONTRERAS VILLALOBOS	Kevin
DAUGERON	Daniel
DE FORNEL	Frédérique
DELLINGER	Jean
DENOLLE	Bertrand
DEVAUX	Fabrice
DEVLAMINCK	Vincent
DIAS	Jérôme
DIAZ	Frederic
DROUET	Florence
DUBOIS	Arnaud
DUCOTTET	Christophe
DUCOURTHIAL	Guillaume
DUFOULEUR	Paul
FADE	Julien
FEDERICI	Antoine
FISZMAN	Nicolas
FOURNIER	Corinne
FREY	Laurent
GARCIA-CAUREL	Enric

	Institut Fresnel
	Institut Fresnel
	Institut Langevin
	Institut Fresnel
	LE2I, Le Creusot
	Institut Langevin
	ENS Lyon
	MIIPS, Mulhouse
	ONERA
	Institut Fresnel
	Lab. Jean Perrin, Paris
	Institut Langevin
	nuit-blanche.blogspot.com
	AREVA
	ONERA
	Institut Langevin
	Institut d'Optique
	Univ. Angers
	Institut Carnot, Bourgogne
	Univ. Cath. Louvain
	Institut Carnot, Bourgogne
	Institut Carnot, Bourgogne
	ONERA
	FEMTO, Franche Comté
	LAGIS, Univ. Lille
	CEA LETI
	Thales Angénieurs
	LE2I, Le Creusot
	Institut d'Optique
	Lab Hubert Curien, St Etienne
	XLIM, Limoges
	CEA LETI
	Institut de physique de Rennes
	Institut d'Optique
	Institut d'Optique
	Lab. Hubert Curien, St Etienne
	CEA LETI
	Ecole Polytechnique

GOUDAIL	François
GROSS	Michel
GUILLET de CHATELLUS	Hughes
HIBERTY	Bruno
HUIGNARD	Jean-Pierre
IDIER	Jérôme
JACQUIN	Olivier
JACUBOWIEZ	Lionel
JAYET	Baptiste
LACOT	Eric
LANOISELEE	Didier
LANTZ	Eric
LATOURE	Gaël
LATRIVE	Anne
LAUNAY	Stéphane
LE BESNERAIS	Guy
LIU	Hui
LONNOY	Jacques
LOURADOUR	Frédéric
MAKHOLOUF	Houssine
MALEK	Mokrane
MEIMON	Serge
MONTGOMERY	Paul
MUGNIER	Laurent
NAHAS	Amir
NGUYEN	Thanh-Liem
NOVIKOVA	Tatiana
PEYROT	Donald
PICART	Pascal
POCHOLLE	Jean-Paul
POUGET	Lucien
RAMAZ	François
REFREGIER	Philippe
ROBIEUX	Jean
ROUEDE	Denis
ROUSSEAU	David
SIMON	Bertrand
STOLZ	Christophe
TERRIER	Patrick
THIEBAUT	Eric
TROUVE	Pauline
VEVER-BIZET	Christine
VILLIER	Brice

Institut d'Optique
LKB, Paris
Univ. Joseph Fourier, Grenoble
I2S
JP Opto
IRCCYN, Nantes
Univ. Joseph Fourier, Grenoble
Institut d'Optique
Institut Langevin
Univ. Joseph Fourier, Grenoble
I2S
FEMTO, Franche Comté
Ecole Polytechnique
Institut Langevin
Hamamatsu
ONERA
MIPS, Mulhouse
SAGEM
XLIM, Limoges
Institut d'Optique
LAUM, Le Mans
ONERA
INESS, Strasbourg
ONERA
Institut Langevin
HORIBA
Ecole Polytechnique
Lab. Jean Perrin, Paris
LAUM, Le Mans
Thales
Institut de physique de Rennes
Institut Langevin
Institut Fresnel
Académie des sciences
Institut de physique de Rennes
CREATIS
MIPS, Mulhouse
LE2I, Le Creusot
LAGIS, Univ. Lille
CRAL, Lyon
ONERA
Lab. Jean Perrin, Paris
Hamamatsu

ZERRAD	Myriam
ZHANG	Ting

Institut Fresnel
Institut Fresnel

5. Résumés des présentations

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

Elles sont classées par ordre alphabétique selon le nom du premier auteur.

Towards spatiotemporal control of light in complex media

D. Andreoli, D. Martina, P. Bondareff, S. Grésillon, S. Gigan

*1. École Supérieure de Physique et Chimie Industrielle de la ville de Paris (ESPCI Paris-Tech),
CNRS UMR 7587, UPMC Paris 6, 10 rue Vouquelin, 75231 Paris Cedex 05, France.*

Wave propagation in complex (disordered) media has a great importance in optics, in photonics devices, such as photonics crystals, plasmonic structures or random lasers. It is also at the heart of many biomedical imaging issues since scattering ultimately limits the depth and resolution of all microscopy techniques.

Propagation of coherent light through a multiply scattering media forms the familiar speckle pattern. There is a strong interest in fundamental properties of speckles and in the prospect of spatially and temporally refocusing light through or in scattering media.

The measurement of the diffusion properties of a scattering medium has been demonstrated by measuring the speckle contrast resulting from the transmission of a femtosecond pulse of variable bandwidth [1].

We will show an alternative method to recover properties of a thick strongly scattering medium by the derivation of the correlation function between speckle images at different frequencies of a tunable femtosecond laser in a continuous mode.

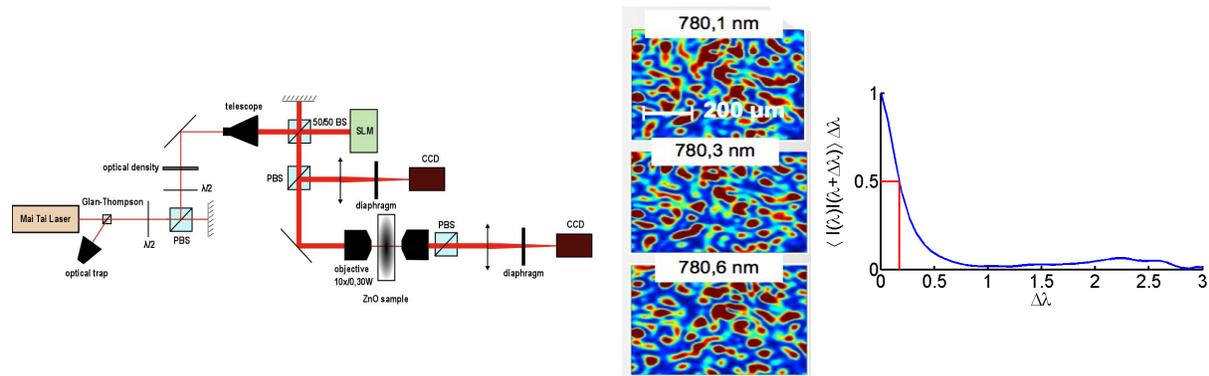


Fig. 1 setup and results of a method to recover properties of a scattering medium.

We will describe our current efforts towards a different method from the optimization approaches [2, 3, 4] to combining spatial and temporal control light transmission through opaque media, in order to obtain a full spatial and temporal focusing with the exploitation of the transmission matrix [5, 6]. This approach can be show that a multiply scattering medium has the potential for light manipulation on the femtosecond scale for coherent control, biological imaging and nano-photonics.

References

- [1] N. Curry, P. Bondareff, M. Leclercq, N. Van Hulst, R. Sapienza, S. Gigan, and S. Grésillon, "Direct determination of diffusion properties of random media from speckle contrast", *Optics Letters* 36(17), 3332-3334 (2011)
- [2] J. Aulbach, B. Gjonaj, P. Johnson, A. Mosk, and A. Lagendijk, "Control of light transmission through opaque scattering media in space and time", *Phys. Rev. Lett.* 106, 103901 (2011)
- [3] O. Katz, E. Small, Y. Bromberg, and Y. Silberberg, "Focusing and compression of ultrashort pulses through scattering media", *Nature Photonics* 5, 372-377 (2011)
- [4] D. McCabe, A. Tajalli, D. Austin, P. Bondareff, I. Walmsley, S. Gigan, and B. Chatel, *Nature Communications* 2, 447 (2011).
- [5] S. Popoff, G. Lerosey, M. Fink, A. C. Boccaro, and S. Gigan, *Nature Communications* 1, 1 (2010)
- [6] Popoff, G. Lerosey, R. Carminati, M. Fink, A. C. Boccaro, and S. Gigan, *Phys. Rev. Lett.* 104, 100610 (2010)

Classification de cibles multiples à l'aide d'un imageur polarimétrique actif

Guillaume Anna¹, François Goudail¹, and Daniel Dolfi²

¹Laboratoire Charles Fabry, UMR 8501, Institut d'Optique, CNRS, Univ Paris Sud 11, 2, Avenue Augustin Fresnel 91127 Palaiseau, France

²Thales research and Technology - France, RD128, 91767 Palaiseau Cedex, France

Les systèmes d'imagerie polarimétrique actifs sont utiles pour recueillir des informations qui ne sont pas visibles sur des images d'intensité, et trouvent des applications dans de nombreux domaines tels que la vision artificielle, la télédétection, l'imagerie biomédicale et de contrôle industriel. Cependant, le coût, la taille et la complexité technologique des imageurs polarimétrique dépendent du nombre d'images qu'il est nécessaire d'acquérir afin d'extraire l'information recherchée [1]. Le temps d'acquisition peut également être un problème lorsque l'on observe des scènes dont l'évolution peut être rapide [2]. Dans ce contexte, un problème clé est d'arriver à évaluer la valeur ajoutée qui est apportée par chaque image acquise afin d'optimiser le compromis entre la complexité, la rapidité et l'efficacité de ces systèmes.

Dans les applications de détection de la cible, le critère pertinent pour quantifier l'efficacité d'une configuration d'imagerie est le contraste (ou la capacité de discrimination) entre une cible et une région de fond. L'analyse et l'optimisation du contraste dans les images polarimétriques ont fait l'objet de nombreuses études dans les domaines du radar [3, 4] et de l'optique. En particulier, dans la référence [5], trois configurations différentes d'imagerie de polarisation ont été comparées (scalaire, Stokes et de Mueller) et il a été démontré que, pour discriminer deux régions, la stratégie optimale consiste à effectuer une seule mesure avec un éclairage et une analyse des états de polarisation optimisée.

Jusqu'à présent, la plupart des études sur l'optimisation du contraste polarimétrique ont porté sur la discrimination des deux régions (une cible et un fond). Dans cette présentation, nous considérons le problème associé à la discrimination d'un nombre arbitraire de régions ayant différentes propriétés polarimétriques. Ce problème est plus complexe que celui ne traitant que de deux régions car il implique de nouveaux degrés de liberté. En particulier, le nombre optimal de mesures peut ne plus être égal à un. En effet, plusieurs projections peuvent être nécessaires pour discriminer de façon optimale un nombre donné de régions (Figure 1). Cela implique un accroissement de la complexité du critère de performance (mesure de séparabilité) et de son optimisation. La présente étude est, à notre connaissance, la première qui aborde ces questions aussi bien sur le plan théorique qu'expérimental [6].

References

1. J. S. Tyo, Z. Wang, S. J. Johnson, and B. G. Hoover, "Design and optimization of partial mueller matrix polarimeters," *Applied Optics* **49**, 2326–2333 (2010).
2. M. Dubreuil, S. Rivet, B. Le Jeune, and J. Cariou, "Snapshot mueller matrix polarimeter by wavelength polarization coding," *Opt. Express*, **15**, 13660–13668 (2007).
3. A. A. Swartz, H. A. Yueh, J. A. Kong, L. M. Novak, and R. T. Shin, "Optimal polarizations for achieving maximal contrast in radar images," *J. Geophys. Res.* **93**, 15252–15260 (1988).
4. F. Goudail, "Optimization of the contrast in active stokes images," *Opt. Lett.* **34**, 121–123 (2009).
5. F. Goudail, "Comparison of the maximal achievable contrast in scalar, stokes and mueller images," *Opt. Lett.* **35**, 2600–2602 (2010).

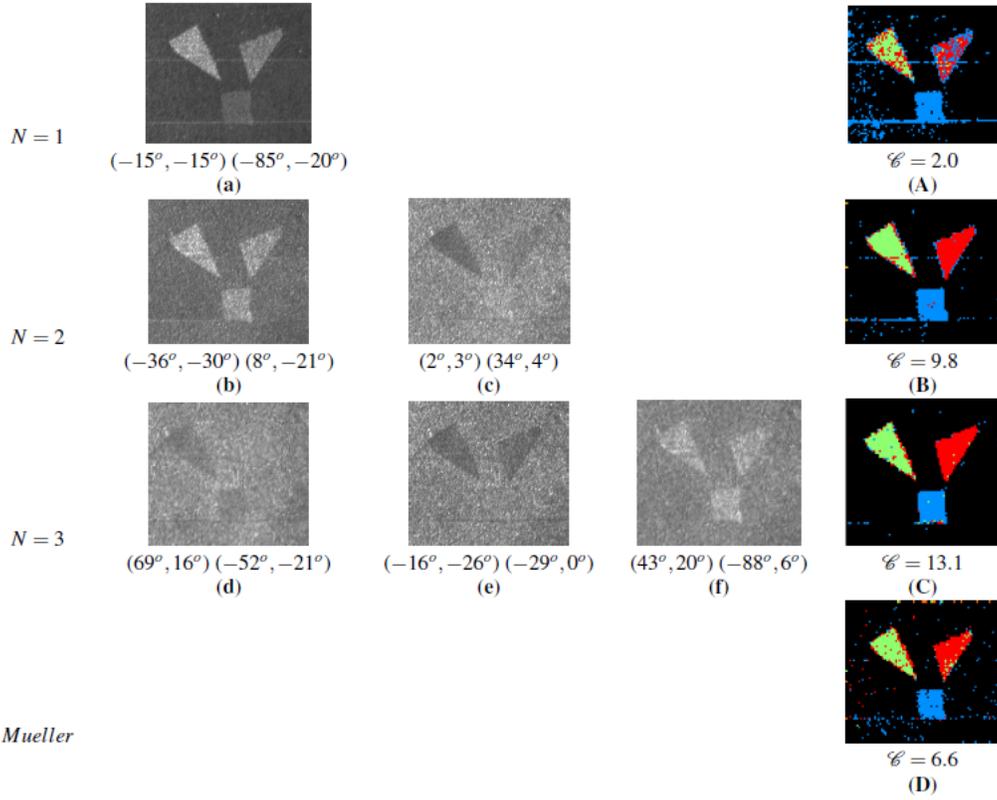


Fig. 1. Ensemble optimal de $N = 1, 2$ et 3 projections permettant de maximiser la séparabilité \mathcal{C} des objets dans la scène. Dernière colonne: résultats de la classification en utilisant le classifieur du maximum de vraisemblance. Dernière ligne: résultats de la classification obtenue avec les données complètes de la matrice de Mueller. Les états de polarisation en illumination et en analyse sont représentés par leur azimut (α) et ellipticité (ε): $(\alpha_S, \varepsilon_S) (\alpha_T, \varepsilon_T)$.

- G. Anna, F. Goudail, D. Dolfi, "Optimal discrimination of multiple regions with an active polarimetric imager," *Opt. Exp.* **19**, 25367–25378 (2011).

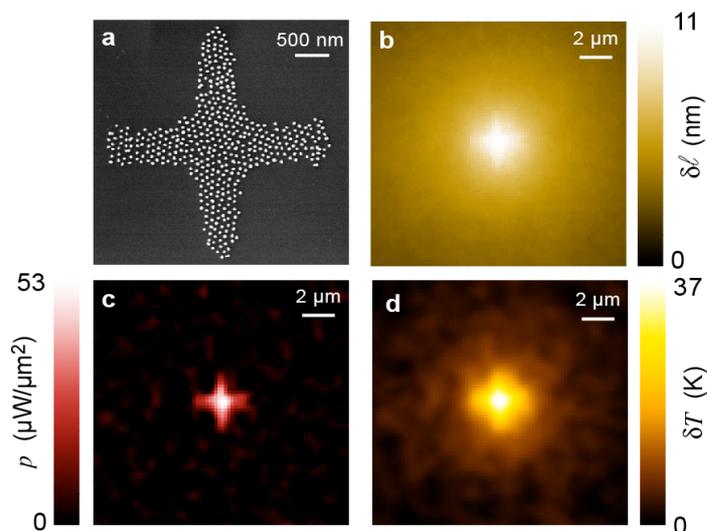
Temperature Imaging using Quantitative Phase Microscopy

Guillaume Baffou, Pierre Bon, Julien Savatier, Pascal Berto, Julien Polleux,
Hervé Rigneault, Serge Monneret
Institut Fresnel – Domaine universitaire de Saint Jérôme - Marseille

Probing temperature at the nanoscale is fundamentally a complicated task mainly because heat has a non-propagative nature, unlike light. Several approaches have been proposed this last decade to achieve such a goal, most of them being based on optical microscopy techniques. However, they suffer from important drawbacks that make them suited only in particular cases.

We developed an optical microscopy technique aiming at characterizing the heat generation arising from nanostructures, in a comprehensive and quantitative manner. Namely, it permits to i) map the temperature distribution around the source of heat, ii) map the heat power density delivered by the source and iii) retrieve the absorption cross section of a light-absorbing structure. The technique is based on the measure of the thermal-induced refractive index variation of the medium surrounding the source of heat. The advantages of such an approach are manifold. i) It is fast (half a second per frame). ii) No scanning is required. It is a one-shot measurement of a 2D image. iii) Temperature variations weaker than 1 K can be detected. iv) The spatial resolution reaches the diffraction limit (less than 500 nm). v) No modification of the sample is required, like using fluorescent markers. It works whatever the sample as far as there is a liquid environment. vi) No need to use sophisticated devices such as heterodyne detection, acousto-optic modulator, spectrometer, etc, like previous thermal imaging techniques. All the thermal measurements can be performed by plugging in our portable CCD/grating device on a conventional optical microscope, just like a regular CCD camera.

We applied this technique on gold nano-particles illuminated at their plasmonic resonance, which act as ideal nano-sources of heat remotely controllable by light. First applications will be presented in plasmon-assisted opto-fluidics and biology imaging.



a) SEM image of a pattern of gold nanoparticles (NPs).
b) Phase image while heating the NPs by laser illumination.
c) Heat power density retrieved from image b.
d) Temperature image retrieved from image c.

Numérisation 3D de surfaces métalliques spéculaires et diffuses par imagerie infrarouge active

A. Bajard, O. Aubreton, F. Truchetet

Le2i UMR CNRS 6306, 12 rue de la fonderie, 71200 LE CREUSOT

Depuis plus de 20 ans, le besoin en numérisation 3D de pièces industrielles augmente considérablement. Par conséquent, un grand nombre de techniques expérimentales [1] ont été proposées ainsi que quelques solutions commerciales [2]. Cependant, des difficultés subsistent pour l'acquisition de surfaces optiquement non-coopératives, comme les surfaces transparentes et/ou spéculaires [3]. En effet, la transmission, réfraction ou réflexion spéculaire de la lumière va à l'encontre du fonctionnement des systèmes conventionnels d'acquisition 3D, qui repose sur l'aspect diffus de la réflexion. Un moyen de contourner ce problème est le dépôt d'une couche de poudre matifiante afin de rendre la surface diffuse, ce qui implique une intervention manuelle et un risque d'endommagement de la surface. Afin d'aborder la problématique de numérisation 3D des surfaces métalliques hautement réfléchissantes, nous proposons l'extension d'une technique non-conventionnelle, initialement dédiée aux surfaces transparentes et appelée « Scanning From Heating » [4]. Cette technique diffère des approches classiques de triangulation active par la mesure de l'émission thermique de l'objet plutôt que de la réflexion du rayonnement visible. En effet, le modèle géométrique de l'émission infrarouge tend à se rapprocher du modèle de réflexion diffuse (rayonnement omnidirectionnel) et permet donc de supprimer le problème de réflexion spéculaire. En nous appuyant sur les propriétés physiques des métaux, nous présentons un modèle de simulation des échanges thermiques mis en jeu par la technique permettant de démontrer la faisabilité sur les surfaces métalliques spéculaires. Un dispositif expérimental a permis de valider la modélisation théorique et d'obtenir des nuages de points 3D sur des surfaces spéculaires, de géométries variées [5]. Par ailleurs, une comparaison de nos résultats de numérisation avec ceux d'un système conventionnel sur des pièces diffuses et spéculaires permettra de mettre en évidence que la précision de la mesure ne dépend plus de la rugosité de la surface.

- [1] G. Sansoni, M. Trebeschi, and F. Docchio, "State-of-The-Art and Applications of 3D Imaging Sensors in Industry, Cultural Heritage Medicine, and Criminal Investigation," *Sensors*, vol. 9, pp. 568-601, 2009.
- [2] F. Blais, "Review of 20 years of range sensor development," *Journal of Electronic Imaging*, vol. 13, pp. 231-240, January 2004.
- [3] I. Ihrke, K. N. Kutulakos, H. P. A. Lensch, M. Magnor, and W. Heidrich, "Transparent and Specular Object Reconstruction," *Computer Graphics Forum*, vol. 29, no. 8, pp. 1-27, December 2010.
- [4] G. Eren, O. Aubreton, F. Meriaudeau, L. A. Sanchez Secades, D. Fofi, A. T. Naskali, F. Truchetet, and A. Erçil, "Scanning From Heating : 3D shape estimation of transparent objects from local surface heating," *Optics Express*, vol. 17, no. 14, pp. 11457-11468, 2009.
- [5] A. Bajard, O. Aubreton, G. Eren, P. Sallamand, and F. Truchetet, "3D Digitization of Metallic Specular Surfaces using Scanning from Heating Approach," in *SPIE Electronic Imaging*, vol. 7864B (3D Image Processing and Applications), no. 42, San Francisco, 2011.

Reconstruction 3D, sur un microscope standard, d'un échantillon biologique par tomographie diffractive en illumination spatialement incohérente

Pierre Bon^a, Julien Savatier^a, Benoit Wattellier^b, Serge Monneret^a

^a : Institut Fresnel, UMR 7249, Domaine Universitaire de Saint Jérôme 13397 Marseille Cedex 20

^{2b} : PHASICS S.A. , Campus de l'École Polytechnique, Route de Saclay, 91128 Palaiseau

L'accès à la troisième dimension est une composante importante en biologie cellulaire et tissulaire. Elle permet notamment de localiser précisément une cellule voire des organelles et ainsi de mieux comprendre *in fine* les interactions au sein du système biologique. De plus, la complexité des expériences en biologie ne laissant que peu de liberté dans la modification du système optique d'imagerie et d'illumination, l'utilisation d'un microscope standard en lumière blanche est un plus permettant d'envisager l'imagerie multimodale de façon directe (fluorescence, SHG...).

Nous proposons une technique de reconstruction tridimensionnelle, par tomographie diffractive en transmission, d'un échantillon semi-transparent à partir des mesures de phase et d'amplitude du champ électromagnétique dans le plan image du microscope. Un analyseur de front d'onde basé sur de l'interférométrie à décalage quadrilatérale¹ (SID4Bio, PHASICS, France) nous permet d'avoir une mesure directe du champ. La particularité de notre approche, par rapport aux techniques conventionnelles de tomographie diffractive, consiste à utiliser une illumination spatialement incohérente au niveau de l'échantillon (source Köhler du microscope), ce qui revient à combiner optiquement les différents angles d'illumination possibles sous lesquelles on observe l'échantillon. Une série d'acquisitions dans différents plans de mise au point permet de reconstruire l'échantillon en 3D. Cette approche se révèle simple et suffisamment rapide pour de l'imagerie d'échantillon vivant, tout en permettant d'avoir accès à l'indice optique complexe au sein de l'échantillon.

L'analyseur de front d'onde venant se brancher directement en sortie de microscope comme une caméra standard et ne nécessitant pas de source de lumière cohérente, l'utilisation de cette technique sur n'importe quel microscope est possible.

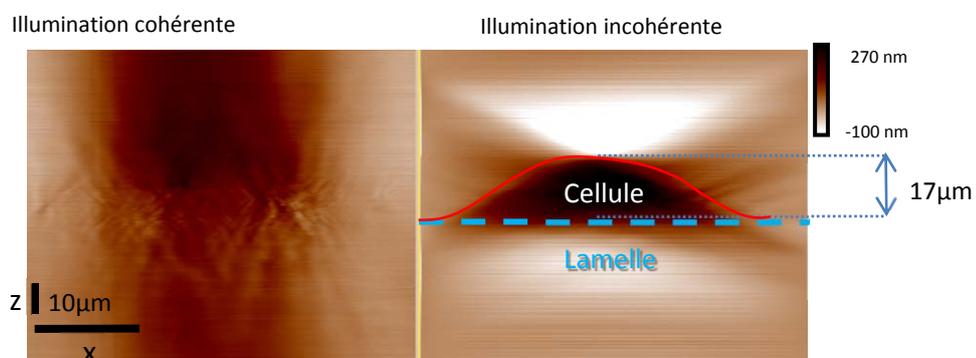


Figure 1 : Différence de chemin optique d'une cellule COS-7 vivante, mesurée dans différents plans de mise au point, en illumination cohérente (à gauche) et incohérente spatialement (à droite). Objectif x100, NA=1.3.

¹: Bon et al, « Quadriwave lateral shearing interferometry for quantitative phase microscopy of living cells », Optics Express, 2009

Imagerie multicomposante RVB-IR-profondeur appliquée aux plantes

Yann CHÉNÉ^(a), David ROUSSEAU^(b), Étienne BELIN^(a), François CHAPEAU-BLONDEAU^(a)

(a) Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés (LISA), Université d'Angers, France.

(b) Université de Lyon, Laboratoire CREATIS; CNRS UMR 5220; INSERM U 630; Villeurbanne France.

Des imageurs de profondeurs ont récemment été introduits comme interface homme-machine dans le domaine des jeux vidéos avec notamment la Kinect de Microsoft. Ces imageurs mesurent les déformations d'un éclairage structuré infrarouge (IR) de forme connue, pour produire des cartes de profondeurs qui donnent en chaque pixel la distance d'un point objet à la caméra. Ils sont associés à une imagerie couleur (RVB) conventionnelle recalée avec la composante IR et produisent ainsi des images à 5 composantes RVB-IR-profondeur.

Nous proposons d'évaluer les potentialités de cette imagerie multicomposante que nous appliquons à des scènes de végétaux [1] dans le cadre d'un projet de recherche lié au pôle de compétitivité à vocation mondiale Végépolys existant sur la région d'Angers. Le feuillage des végétaux forme des structures spatiales complexes avec des occultations et des échelles multiples qui sont connus pour donner des signatures fractales à travers les échelles de fréquences spatiales mais aussi à travers les échelles colorimétriques [2,3]. Nous montrons que l'on retrouve également des comportements invariants à travers les échelles dans la composante de profondeur de ces scènes de végétaux. Au delà de la caractérisation des images naturelles de végétaux, nous montrons ensuite l'utilisation de l'imagerie multicomposante RVB-IR-profondeur, pour l'analyse architecturale du feuillage des végétaux [1]. Nous présentons un algorithme de segmentation des feuilles utilisant la composante de profondeur et nous illustrons les applications de cet algorithme pour différentes questions biologiques.

[1] Y. Chéné, D. Rousseau, J. Bertheloot, P. Lucidarme, P. Morel, E. Belin, F. Chapeau-Blondeau « On the use of depth-camera for 3D phenotyping of entire plants » accepté dans *Computer and Electronics in Agriculture*, 2012.

[2] Y. Chéné, D. Rousseau, F. Chapeau-Blondeau « Outils mathématiques pour l'analyse à travers les échelles colorimétriques d'images naturelles couleur » *Journée GdR CNRS ISIS "Outils mathématiques et perceptuels pour le traitement des images multicomposantes"*, 14 mars 2011, Paris.

[3] J. Chauveau, D. Rousseau, F. Chapeau-Blondeau « Fractal capacity dimension of three-dimensional histogram from color images » *Multidimensional Systems and Signal Processing*, vol 21, p. 191-197, 2010.

MICROSCOPIE CHAMP PROCHE MULTI PHOTONS

Jean Dellinger, Benoît Cluzel, Frédérique de Fornel

Groupe d'Optique de Champ Proche, Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne,
CNRS, 9 Avenue A. Savary, 21078 Dijon, France

e-mail : jean.dellinger@u-bourgogne.fr

Résumé

Nous reportons dans ce travail, les résultats obtenus par notre nouvelle plateforme de mesure. La particularité de cette plateforme est de combiner un microscope en champ proche optique et une détection multi longueur d'onde dans le but d'analyser les propriétés spectrales de nano-objets.

1. Introduction

La microscopie en champ proche optique permet d'analyser les phénomènes optiques avec une résolution spatiale sublongueur d'onde. Nous pouvons citer en exemple la localisation et la propagation de la lumière dans des cristaux photoniques [1], la propagation de plasmon de surface [2], ou bien la conversion de fréquence. D'une manière générale, les méthodes de microscopie en champ proche optique reposent sur le positionnement à l'échelle nanométrique d'une sonde locale à proximité de l'échantillon à analyser, puis sur la détection du signal diffusé et collecté lors du balayage de la sonde. En fonction du type de détection optique mise en œuvre ou du type de sonde utilisée, les grandeurs physiques communément accessibles par ces méthodes sont les distributions spatiales de l'amplitude et de la phase [3] ou de l'intensité des composantes électriques ou magnétiques du champ sondé [3,4].

2. Dispositif expérimental et résultats

Nous décrivons dans ce travail, la mise en place d'une détection champ proche « multiphoton » (fig1) dans l'objectif de contrôler à l'échelle sublongueur d'onde les propriétés spectrales et spatiales de systèmes optiques miniaturisés tels que les cristaux photoniques (CP) ou plasmonique. Nous présenterons deux résultats obtenus dans deux gammes spectrales différentes : la propagation et la mise en forme de plasmon de surface (700nm-800nm) et l'effet de superprisme et d'auto-collimation dans les CP (1350nm-1600nm). Ces deux résultats sont en cours de publication.

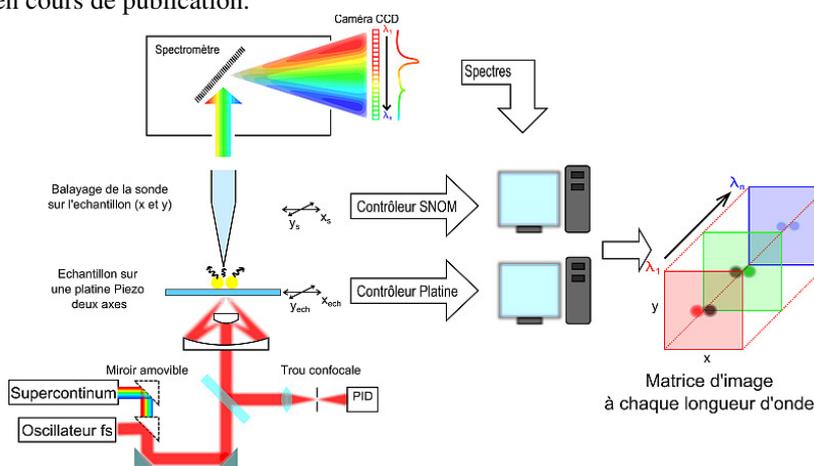


Fig 1 : Dispositif expérimental de la plateforme « multiphoton »

3. Conclusion

Grâce à cette plateforme, nous pouvons quantifier les phénomènes dispersifs en régime linéaire et/ou non linéaire des nanostructures optiques qui sont pressenties pour être les futures briques de base des composants photoniques intégrés.

4. Bibliographie

- [1] J. Dellinger, D Bernier, B Cluzel, X Le Roux, A Lupu, F de Fornel, E Cassan, Optics Letters 36 (7) 1074 (2011)
- [2] L. Aigouy, P. Lalanne, J. P. Hugonin, G. Julié, V. Mathet, and M. Mortier, Phys. Rev. Lett. 98, 153902 (2007)
- [3] M. L. M. Balistreri, J. P. Korterik, L. Kuipers, and N. F. van Hulst, J. Lightwave Technol. 19, 1169- (2001)
- [4] L. Lalouat, B. Cluzel, C. Dumas, L. Salomon, and F. de Fornel, Physical Review b 83, 115326 (2011)

Proposition : Nouvelles applications de la diversité de phase

Frédéric Cassaing et Bertrand Denolle, DOTA/HRA , ONERA

Contexte : De nombreux systèmes optiques sont dégradés par les perturbations rencontrées lors de la propagation entre l'objet et l'instrument ou dans l'instrument lui-même. Si l'optique adaptative est une technique éprouvée, sa mise en œuvre dans des systèmes usuels d'imagerie reste complexe. La diversité de phase est une technique qui permet de calculer les défauts de surface d'onde d'un système à partir d'images obtenues au voisinage du plan focal, afin soit de mesurer les défauts d'un instrument (pour par exemple les corriger avec un miroir déformable), soit d'effectuer une restauration numérique de la scène observée. De mise en œuvre optique relativement simple, elle est actuellement limitée par le temps de calcul. En outre, c'est une des rares techniques permettant la mesure sur objet étendu des pistons d'une pupille segmentée.

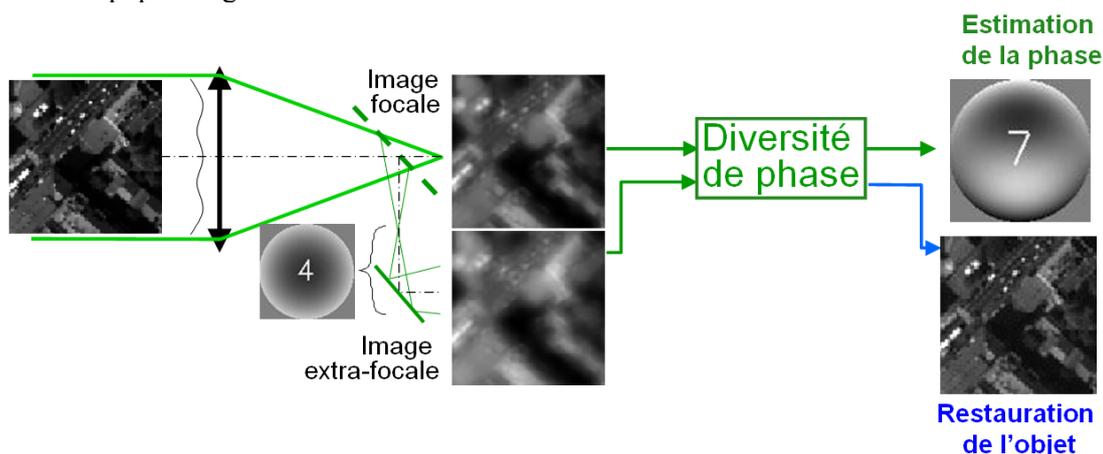


Figure 1 : Principe de la diversité de phase, permettant soit de mesurer la phase instrumentale (pour la corriger par des actionneurs), soit de restaurer numériquement l'objet observé

Nos travaux : Des travaux de recherche à l'ONERA ont permis la conception d'un nouvel algorithme analytique permettant de faire cette mesure de front d'onde en temps réel. Cet algorithme, en cours de brevet, ne sera pas présenté, en revanche, nous nous proposons de présenter les résultats de simulations qui permettent de valider l'algorithme, ainsi que des résultats obtenus à partir d'images expérimentales.

Dans cet exemple, on reconstruit (en simulation) les pistons ainsi que les amplitudes sur chaque bras d'un système multi-pupille.

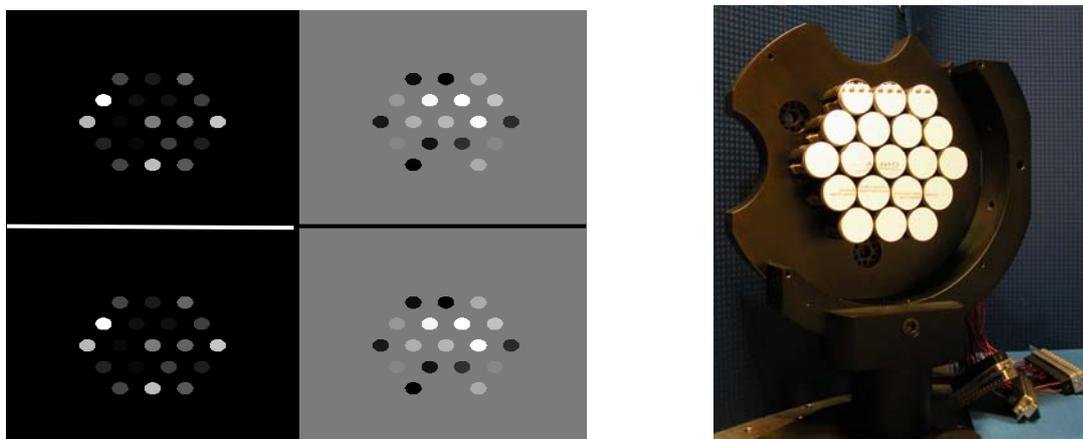


Figure 2 : Pupille simulée et pupille reconstruite (amplitude sur fond noir, phase sur fond gris.) et miroir segmenté que l'on souhaite contrôler à droite.

Imagerie en temps réel à travers les milieux diffusants mobiles par conjugaison de phase en amplification paramétrique optique

Fabrice Devaux et Eric Iantzi

Département d'Optique P.M. Duffieux, FEMTO-ST U.M.R. 6174 CNRS

Université de Franche-Comté, 25030 Besançon Cedex

Tel: 03 81 66 64 27

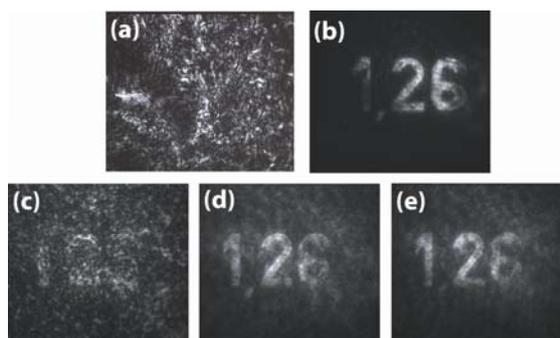
fabrice.devaux@univ-fcomte.fr

Résumé

Nous avons réalisé la restauration, en temps réel, d'images transmises à travers des tissus biologiques en mouvement et d'une épaisseur supérieure à 1 mm, par une méthode de conjugaison de phase par amplification paramétrique de type 2. La résolution maximale des images restaurées est de 280 traits/mm dans le milieu diffusant.

Dans le contexte de l'imagerie médicale, de nombreuses méthodes d'imagerie non invasives à travers les tissus biologiques utilisant des rayonnements non ionisants ont été étudiées depuis une vingtaine d'années. Les méthodes cohérentes sont basées sur le principe d'interaction entre une onde traversant le milieu diffusant et une ou plusieurs ondes de références (OCT, holographie digitale, conjugaison de phase par mélange à 3 ou 4 ondes, ...). Des avancées significatives récentes dans ce domaine ont été menées avec des dispositifs utilisant la conjugaison de phase [1] et l'holographie digitale [2]. Toutefois dans ces travaux, les milieux diffusants étudiés sont statiques en raison des temps caractéristiques relativement longs nécessaires à la reconstruction de l'onde à travers le milieu diffusant. En effet ces dispositifs imposent que la position des centres diffuseurs ne varie pas entre l'aller et le retour de la lumière dans le milieu diffusant. Or les tissus biologiques vivants sont des milieux diffusants dynamiques avec des temps caractéristiques de décorrélation de l'ordre de 10^{-3} s ce qui rend pour l'instant inopérantes ces méthodes pour une application à l'imagerie médicale. De plus ces dispositifs utilisent pour l'instant des rayonnements dans le domaine visible en dehors de la fenêtre thérapeutique 650-1100 nm pour laquelle l'absorption de la lumière est minimale par les tissus biologiques. Ceci restreint à quelques centaines de microns l'épaisseur des milieux diffusants traversés.

Dans ce contexte nous présentons nos travaux d'imagerie à travers les milieux diffusants par une méthode de conjugaison de phase (CP) en temps réel basée sur l'amplification paramétrique d'images [3] (dans le domaine de l'infrarouge) permettant de restaurer une image transmise à travers un tissu biologique en mouvement (tranche de jambon cru d'épaisseur supérieure à 1 mm). En outre, nous montrons comment dans ce dispositif, le mouvement du milieu diffusant est mis à profit pour améliorer le rapport signal à bruit dans les images restaurées (figure ci-contre). Une résolution, limitée seulement par les conditions d'accord de phase, de 280 traits/mm dans le milieu diffusant a été mesurée.



Images expérimentales d'une mire de résolution correspondant à une résolution 25 traits/mm dans le milieu biologique. (a) : imagerie directe à travers le milieu biologique. (b) : Image obtenue par CP sans milieu diffusant. (c, d et e) : Images obtenues par CP à travers le milieu diffusant statique (a), mobile dans le plan transverse (d) et selon l'axe longitudinal (e) du système d'imagerie.

Références :

[1] Z. Yaqoob et al. "Optical phase conjugation for turbidity suppression in biological samples," Nature Photon. **2** (2008) 110.

[2] Popoff et al. "Image transmission through an opaque material" Nature Communications **1**(2010) 81.

[3] F. Devaux et al. "Image restoration through aberrant media by optical phase conjugation in a type II three-wave mixing interaction," Opt. Lett. **23** (1998) 1597. F. Devaux et al. "Phase conjugate imaging by type II parametric amplification", Opt. Comm. **147** (1998) 309.

Identification de la structure polarimétrique commune à un ensemble de matrices de Mueller obtenues comme un mélange de composantes élémentaires

V. Devlaminck, P. Terrier et J.M. Charbois

LAGIS – UMR CNRS 8219
Université Lille 1, Sciences et Technologies – 59655 France
e.mail : vincent.devlaminck@univ-lille1.fr

Les matrices de Mueller sont des outils très puissants pour caractériser le comportement polarimétrique de milieux linéaires. Toutefois, séparer les différentes propriétés polarimétriques élémentaires présentes au sein d'un milieu caractérisé par sa matrice de Mueller n'est pas toujours immédiat. De nombreuses techniques de décomposition de ces matrices ont vu le jour. Une des plus populaires est la méthode de décomposition proposée par Lu et Chipman. Depuis ces travaux initiaux, beaucoup d'autres approches ont été proposées qui améliorent ou complètent cette technique de décomposition.

Toutefois, d'une manière générale cette approche par décomposition multiplicative des matrices de Mueller se heurte à une difficulté relative à la non-commutativité du produit matricielle. Il n'y a pas de raison de supposer a priori que l'effet de biréfringence d'un matériau par exemple est localisé à une place spécifique dans le milieu. Au final ce type de décomposition semble plus approprié au problème de la synthèse des matrices de Mueller qu'à celui de leur analyse.

Nous proposons une approche permettant d'extraire une « structure polarimétrique » sous-jacente à un milieu donné en identifiant des composantes élémentaires communes à différentes réalisations de ce milieu. Pour cela, le milieu est supposé formé d'un mélange de constituants élémentaires inconnus a priori. Les différentes réalisations du milieu sont vues comme différents mélanges dans des proportions aléatoires également inconnues, de ces composantes élémentaires. Sous réserve d'une hypothèse d'indépendance statistique des variables aléatoires, il est possible par un algorithme de type ICA adapté à notre problème, d'estimer conjointement les composantes du mélange, leur proportion ainsi que leur nombre.

Le lien entre les constituants extraits par l'algorithme et des grandeurs classiques de la décomposition de Lu et Chipman est analysé dans le cas d'un exemple de matrices de Mueller obtenues en multipliant des matrices aléatoires de diattenuateurs et de dépolariseurs.

S. Y. Lu, R. A. Chipman, "Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition", *J. Opt. Soc. Am. A* 13, 1106-1113 (1996)

V. Devlaminck, P. Terrier, and J. M. Charbois, "Characterization of a medium by estimating the constituent components of its coherency matrix in polarization optics," *Opt. Express* 19, 21665-21672 (2011)

Imagerie multiphotonique par fibre optique pour l'observation multimodale de la matrice extra-cellulaire de tissus pulmonaires humains

Guillaume Ducourthial^{a,*}, Claire Lefort^a, Donald A. Peyrot^{b,c},
Tigran Mansuryan^a, Sergei G. Kruglik^{b,c},
Christine Vever-Bizet^{b,c}, Luc Thiberville^{d,e},
Frédéric Louradour^a, Geneviève Bourg-Heckly^{b,c}

a - XLIM, UMR CNRS 6172, F-87060 Limoges, France

b - UPMC Univ. Paris 06 FRE 3231, Laboratoire Jean Perrin, F-75005, Paris, France

c - CNRS, FRE 3231, Laboratoire Jean Perrin, F-75005, Paris, France

d - Clinique de pneumologie, CHU Rouen, F-76000 Rouen, France

e - Laboratoire LITIS-QuantIF EA 4108, Rouen Univ., F-76000 Rouen, France

* guillaume.ducourthial@xlim.fr

La combinaison de différentes modalités d'imagerie multiphotonique, telles que la génération de second harmonique (SGH) et la fluorescence à deux ou trois photons (2 ou 3PEF), a permis le développement de dispositifs de microscopie permettant de discerner sans marquage exogène différentes protéines d'intérêt biologique telles que le collagène (par SHG) et l'élastine (par 2PEF). Ces protéines sont les principaux constituants de la matrice extracellulaire (MEC) que l'on retrouve dans tous les tissus conjonctifs du corps humain. La microscopie endoscopique, quant à elle, permet l'observation *in vivo in situ* à l'échelle cellulaire d'organes internes comme le poumon. L'association de ces deux techniques, permettrait d'aider au dépistage précoce de pathologies majeures telles que le cancer du poumon ou la fibrose qui sont caractérisées par des modifications de la MEC. L'endomicroscopie non linéaire constituerait donc une réelle avancée en imagerie diagnostique. Afin d'apporter la densité de puissance nécessaire à l'obtention d'effets multiphotoniques, on recourt à l'usage d'impulsions ultracourtes de forte intensité et de faible énergie. Ces impulsions subissent de fortes distorsions lors de leur propagation dans la fibre endoscopique. Il est alors nécessaire d'ajouter en amont un module de pré-compensation de la dispersion et de la non linéarité de la fibre endoscopique. Dans notre cas nous avons notamment développé un étireur à grisms (association de prismes et de réseaux) permettant de surmonter le problème lié aux dispersions d'ordres 2 et 3 de la fibre sur une bande d'accordabilité allant de 790 nm à 900 nm. Ceci a permis, à partir d'un oscillateur femtoseconde à bande relativement étroite ($\Delta\lambda_f=10$ nm ; $\Delta t_f=150$ fs @ 80 MHz), d'obtenir des impulsions compressées de durée $\Delta t_f < 30$ fs et d'énergie $\varepsilon_f > 0,3$ nJ à l'extrémité d'une fibre optique microstructurée à double gaine de 2 mètres. Cette fibre possède un cœur central monomode, pour l'excitation à 800 nm, et un deuxième cœur périphérique multimode de grande taille et de très forte ouverture numérique (0.6) permettant d'optimiser la collection du signal visible en épi-détection. Une étude de spectroscopie non linéaire fibrée réalisée sur des échantillons de tissu pulmonaire humains a permis de valider la capacité de notre dispositif à discriminer l'élastine (par 2PEF) du collagène (par SHG) mais aussi très vraisemblablement du NADPH (par 3PEF) des membranes des cellules pulmonaires présentes dans ce tissu conjonctif. L'utilisation d'un balayage distal en sortie de fibre optique, nous a permis d'obtenir des images multimodales de tissus pulmonaires humains en 3D jusqu'à une profondeur de 400 μ m pour une puissance moyenne déposée sur le tissu de 15 mW.

« Mesure de dépolarisation hétérodyne par brisure d'orthogonalité »

Julien Fade, Mehdi Alouini

*Institut de Physique de Rennes, UMR 6251 CNRS/Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35042
Rennes, France*

La mesure des propriétés de dépolarisation des matériaux constitue un outil de caractérisation performant utilisé dans de nombreuses applications. Un certain nombre de ces applications, telle l'imagerie biomédicale, pourraient bénéficier d'une mesure déportée à distance, à travers une fibre optique. A l'heure actuelle, ce déport représente toujours un défi technologique non résolu car les nombreux systèmes d'imagerie polarimétrique active existants nécessitent un contrôle parfait des états de polarisation à l'émission et à la détection, ce qui demeure impossible à travers une fibre optique. Bien qu'une technique ait été proposée et démontrée récemment [1] pour réaliser des mesures polarimétrique déportées par fibre optique, celle-ci nécessite une analyse statistique et/ou spectrale et reste donc difficilement compatible avec les contraintes de rapidité nécessaire à l'imagerie in vivo.

Pour répondre à cet enjeu, nous proposons un nouveau concept de mesure de dépolarisation [2] compatible avec un déport par fibre optique, et adaptable aisément aux systèmes d'endoscopie standard. Nous présenterons le principe de cette mesure hétérodyne fondée sur le concept de « brisure d'orthogonalité ». Nous détaillerons par la suite sa mise en œuvre expérimentale, à l'aide d'une source laser bi-fréquence. Nous montrerons alors qu'il est possible de caractériser le degré de polarisation d'un objet à partir d'une mesure unique et rapide, sans recourir à aucun composant d'analyse polarimétrique. Nous validerons enfin cette nouvelle méthode de mesure sur un ensemble d'échantillons de propriétés de dépolarisation variables. Ces résultats ouvrent la voie à des mesures de dépolarisation à haute dynamique (30dB), très haute cadence (> MHz) et présentent de nombreuses perspectives en imagerie (endoscopie pour l'imagerie biomédicale, imagerie spectro-polarimétrique, etc).

[1] J. Desroches, D. Pagnoux, F. Louradour, and A. Barthélémy, *Optics. Letters* **34** (21), 3409-3411 (2009)

[2] M. Alouini and J. Fade, Demande de Brevet FR11.55527, 23/06/2011

« Imagerie computationnelle de degré de polarisation à une seule image de speckle »

Julien Fade^{1,2}, Muriel Roche², Mehdi Alouini^{1,3}

¹ *Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1, CNRS, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes, France*

² *Institut Fresnel, Aix-Marseille Université, Ecole Centrale Marseille, CNRS, Campus Saint-Jérôme, 13013 Marseille, France*

³ *Thales Research and Technology, RD 128, 91767 Palaiseau Cedex, France*

Le degré de polarisation de la lumière rétrodiffusée par une scène imagée sous illumination cohérente peut être estimé localement grâce à une méthode “computationnelle” fondée sur l’analyse statistique d’une unique image de speckle. Les résultats expérimentaux obtenus qui seront présentés montrent que cette méthode permet d’estimer correctement le degré de polarisation avec une précision satisfaisante pour certaines applications nécessitant un système d’imagerie simple et extrêmement rapide. Ils illustrent également la validité de cette technique en présence de matériaux non dépolarisants (biréfringents) pour lesquels l’imagerie de contraste d’états orthogonaux, largement utilisée dans la pratique, est inopérante.

[1] J. Fade, M. Roche and M. Alouini, *Optics Letters* **37** (3), 386-388, (2012)

CINETIQUE DE TRADUCTION DE RIBOSOMES INDIVIDUELS PAR MICROSCOPIE DE FLUORESCENCE

**Nicolas Fiszman¹, Antoine Le Gall¹, Hélène Chommy³, David Dulin¹,
Hélène Walbott², Dominique Fourmy², Karen Perronet¹, Satoko Yoshizawa²,
Olivier Namy³, Nathalie Westbrook¹**

¹ *Laboratoire Charles Fabry de l'Institut d'Optique, CNRS et Université Paris Sud 11,
2 avenue Fresnel, 91127 Palaiseau Cedex, France*

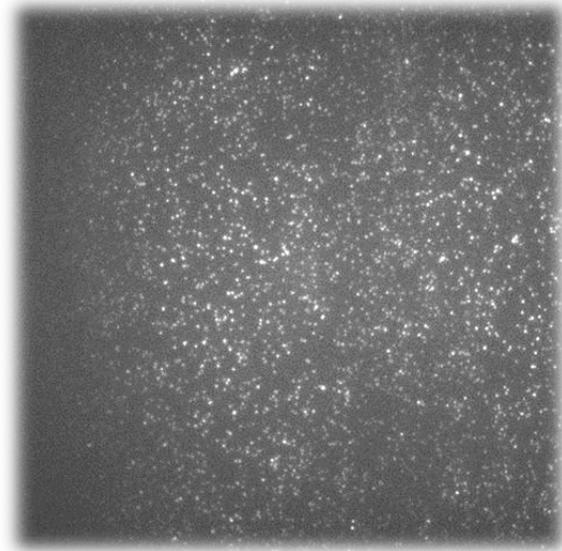
² *Centre de Génétique Moléculaire, CNRS, 1 Av. de la Terrasse, 91198 Gif-sur-Yvette
Cedex, France*

³ *Institut de Génétique et Microbiologie, CNRS et Université Paris Sud 11, 91405
Orsay Cedex, France*

Les ribosomes sont des moteurs moléculaires se d  pla  nt le long des ARN messagers pour lire l'information génétique et synthétiser les protéines. La dynamique de ce processus de traduction est encore mal connue, notamment la façon dont le ribosome se déplace le long de l'ARNm. Les ribosomes étant indispensables à toute forme de vie, une meilleure connaissance des mécanismes traductionnels pourrait aider à l'élaboration d'antibiotiques spécifiques d'organismes pathogènes. Pouvoir observer la position de ribosomes individuels pendant le processus de traduction est donc un enjeu important. Dans nos expériences, nous développons plusieurs méthodes de marquage fluorescent pour pouvoir observer de façon efficace des ribosomes individuels se d  pla  nt le long d'un ARNm. Dans les travaux présentés ici, nous posons des jalons fluorescents sur la séquence codante de l'ARNm.

Notre montage expérimental est basé sur la microscopie de fluorescence en réflexion totale, et les complexes ARNm-ribosome sont donc fixés sur la lamelle de microscope afin d'être éclairés par l'onde évanescente. Nous avons marqué l'ARNm en l'hybridant à un oligonucléotide marqué avec un fluorophore organique de type ATTO qui sera détectable au sein de l'onde évanescente. Nous utilisons des surfaces couvertes de PEG sur lesquelles les ARNm sont fixés par l'intermédiaire de liaisons biotine-streptavidine. Les ribosomes sont initialement immobilisés sur l'ARNm puis suite à l'injection d'un système de traduction in-vitro, ils peuvent traduire la protéine et atteindre les oligonucléotides marqués. Les ribosomes sont capables de les décrocher pour pouvoir poursuivre la traduction. Ces dissociations correspondent à une disparition du signal de fluorescence des marqueurs puisqu'ils diffusent hors de l'onde évanescente. Nous avons ainsi pu observer la distribution des durées de traduction jusqu'à un endroit donné de l'ARNm pour une population de ribosomes individuels. Un contrôle a été effectué en bloquant les ribosomes avec un antibiotique.

Nous obtenons ainsi des films d'ensembles de points lumineux (cf. image) où les particules disparaissent au cours du temps. Nous cherchons alors à déterminer le temps de présence de chaque particule. La détection des particules sur chaque image du film se fait avec un seuil adapté à la nature du film. En particulier, l'intensité d'excitation n'est uniforme ni spatialement, ni temporellement. Nous présenterons les stratégies développées pour exploiter au mieux ces images et obtenir les distributions des instants de départs des marqueurs.



Détection d'un signal acousto-optique par conjugaison de phase dans un milieu à gain : Application à l'imagerie des milieux diffusants épais

Baptiste Jayet¹, Jean-Pierre Huignard², François Ramaz¹

1 Institut Langevin, ESPCI ParisTech, CNRS UMR 7587, Laboratoire d'Optique Physique, 10 rue Vauquelin, F-75231 Paris Cedex 05, France

2 Jphopto-consultant, 20 rue Campo Formio, 75013 Paris, France

Sonder les propriétés optiques des milieux diffusants épais représente un défi important. En effet la diffusion multiple rend impossible toute imagerie directe dès que l'épaisseur du milieu dépasse quelques libres parcours de transport du fait de la perte du caractère balistique des photons. C'est le cas dans la plupart des tissus biologiques, comme par exemple le sein. Il faut donc avoir recours à des techniques d'imageries particulières si ont veut pouvoir connaître les propriétés optiques dans la profondeur de ces milieux.

L'imagerie acousto-optique constitue une méthode de résolution d'un contraste optique dans un milieu diffusant épais. Elle est basée sur l'interaction entre les ondes acoustiques et la lumière pour récupérer un contraste optique avec la résolution des ultrasons. Les ultrasons aux fréquences échographiques Mhz sont balistiques dans les milieux biologiques, ils vont donc permettre de localiser l'information optique avec une résolution de l'ordre du millimètre. Lorsque les photons diffusés passent dans la zone insonifiée, ils sont décalés en fréquence. Il suffit donc de détecter les photons décalés en fréquence en sortie du milieu pour obtenir une information optique sur la zone insonifiée. La difficulté de cette technique vient d'une part du fait que le décalage spectral est très faible ($\sim 10^{-6}$ nm) et d'autre part que le nombre de photons marqués par les ultrasons est faible (environ 1000 fois inférieur au nombre de photons non marqués). Les techniques de détection les plus adaptées sont donc les techniques interférentielles.

Une des techniques de détection mise en place par notre équipe pour la détection de ces photons marqués consiste en la génération d'un conjugué en phase. L'idée est qu'un front d'onde aussi aberrant soit-il, ressortira plan s'il a été conjugué puis renvoyé dans le milieu qui a généré les aberrations. La génération du conjugué en phase peut se faire par mélange à 4 ondes dans de nombreux matériaux comme les cristaux photoréfractifs. L'originalité de notre technique est l'utilisation d'un milieu à gain, c'est-à-dire un milieu laser (Nd:YVO₄). Ce type de milieu possède l'avantage d'avoir des temps de réponse beaucoup plus courts que les cristaux photoréfractifs. De plus, grâce à leur gain, ils permettent une amplification du signal et donc une amélioration du rapport signal sur bruit.

Cette technique d'imagerie possède un fort potentiel car en plus de fournir une nouvelle information pour le diagnostic (contraste optique en profondeur dans les milieux), elle peut être facilement couplée à l'échographie standard pour ainsi avoir une imagerie multimodale.

Microscopie par génération de second harmonique (SHG) résolue en polarisation : imagerie *in vivo* de la cornée

Gaël Latour¹, Ivan Gusachenko¹, Laura Kowalczuk², Marie-Claire Schanne-Klein¹

¹ Laboratoire d'Optique et Biosciences (Ecole Polytechnique, CNRS, INSERM U696), Palaiseau

² Laboratoire d'Optique Appliquée (ENSTA ParisTech, Ecole Polytechnique, CNRS), Palaiseau

gael.latour@polytechnique.edu

La microscopie par génération de second harmonique (SHG) permet d'imager de manière sensible et reproductible les fibrilles de collagène qui composent l'architecture tridimensionnelle de nombreux organes (peau, artères, cornée, tendon, os, cartilage...). Nous avons développé une imagerie SHG résolue en polarisation afin de mesurer les principales composantes tensorielles de la réponse non-linéaire du collagène et d'accéder ainsi à l'orientation des fibrilles et à leur dispersion d'orientation dans le volume focal. Nos mesures sur le tendon ont cependant mis en évidence une distorsion des diagrammes de polarisation SHG liée aux effets de diatténuation et de biréfringence lors de la propagation de l'excitation dans ce tissu fortement anisotrope [1]. Nous avons développé un modèle qui rend compte de ces effets et permet leur correction lors de mesures dans des tissus biologiques épais.

La cornée est organisée sous forme de lamelles de collagène empilées sur l'épaisseur totale du stroma cornéen. Ces lamelles sont constituées de fibrilles de collagène d'un diamètre d'environ 30 nm, non résolues optiquement. Des striations sont cependant observées sur les images SHG détectées en transmission pour des raisons complexes de cohérence optique. Nous avons mesuré des cartographies d'orientation du collagène fibrillaire par polarimétrie des signaux SHG en transmission et nous avons montré que ces orientations correspondent aux structures striées observées en imagerie. Par ailleurs, en épi-détection, seule configuration compatible avec l'imagerie *in vivo*, les signaux SHG sont spatialement homogènes excluant toute caractérisation de l'organisation du stroma. L'analyse polarimétrique des signaux SHG détectés vers l'arrière permet malgré tout de déterminer les informations précédentes, ce qui montre la sensibilité de cette technique à l'anisotropie de structures sub-micrométriques. En particulier, des cartographies d'orientation des lamelles de collagène peuvent être dressées sur l'épaisseur totale de la cornée en épidétection. A partir de cette preuve de faisabilité, nous avons réalisé l'imagerie SHG résolue en polarisation *in vivo* sur des cornées des rats anesthésiés [2]. Ces résultats ouvrent la voie vers un nouvel outil de diagnostic.

Références

[1] I. Gusachenko, G. Latour, M.-C. Schanne-Klein, *Opt. Express* **18** (18), 19339-19352 (2010)

[2] G. Latour, I. Gusachenko, L. Kowalczuk, I. Lamarre, M.-C. Schanne-Klein, *Biomed. Opt. Express* **3** (1), 1-15 (2012)

Imagerie micrométrique des tissus *in vivo* et *in situ* grâce à l'OCT Plein Champ avec endoscope

Anne Latrive, A. Claude Boccara

Institut Langevin, ESPCI, 10 rue Vauquelin, 75005 Paris

LLTech, 6 place de la Madeleine, 75008 Paris

anne.latrive@espci.fr, 01 40 79 45 83

claud.boccara@espci.fr, 01 40 79 46 03

Nous avons voulu combiner l'intérêt d'un système endoscopique, qui permet d'aller imager *in situ* presque tous les organes du corps humain, avec les performances en imagerie 3D à l'échelle micrométrique de l'OCT plein champ.

Notre système d'imagerie endoscopique cohérente utilise deux interféromètres couplés. Le premier, de type Michelson, est externe à la sonde et module le spectre de la source. Le second est une cavité optique à l'extrémité distale de la sonde, formée par la réflexion à l'extrémité de la sonde et par la lumière rétrodiffusée par le tissu. Une caméra 2D détecte la superposition des deux signaux interférométriques, le signal est maximum quand les deux différences de marche sont identiques. Ainsi l'interféromètre externe permet de définir une profondeur d'imagerie au niveau de l'interféromètre distal. En scannant la différence de marche de l'interféromètre externe on réalise des coupes à la profondeur choisie et on peut reconstruire une image 3D. L'avantage de cette approche est que la sonde est entièrement passive et ne contient pas d'éléments motorisés à miniaturiser.

Nous avons développé une première sonde rigide, d'un diamètre de 2mm et longueur de 150mm, pour des résolutions axiale de 1.8 μ m et transversale de 3.5 μ m. Nous avons obtenu des résultats *in vivo* sur la peau humaine. Les images révèlent les grandes structures du tissu ainsi que des détails fins comme les cellules épithéliales.

Le design très simple de la sonde permet d'obtenir des diamètres de moins de un à quelques millimètres, ce qui lui permettrait d'imager *in situ* différentes zones comme la peau pour la dermatologie, mais aussi de guider les opérations de biopsie ou de chirurgie sur la vessie, le cerveau ou encore le cœur. Ce système pourra aussi être implémenté avec une sonde flexible composée d'un faisceau de fibres optiques afin d'imager les voies aériennes et digestives, notamment le colon et les poumons, ainsi que le système cardiovasculaire.

MICROSCOPIE TOMOGRAPHIQUE DIFFRACTIVE EN TRANSMISSION ET REFLEXION

H. Liu, J. Bailleul, B. Simon, M. Debailleul, O. Haeberlé
Laboratoire MIPS, Université de Haute-Alsace
IUT Mulhouse, 61 rue Albert Camus, 68093 Mulhouse Cedex, France

Mots Clés: Holographie, Tomographie, Microscopie

Le laboratoire MIPS a développé ces dernières années un microscope tomographique diffractif [1,2], basé sur une combinaison de microscopie holographique, de tomographie angulaire pour augmenter la résolution, et de reconstruction numérique des données pouvant fournir une image de la distribution des indices optiques dans le spécimen. Les images obtenues offrent une résolution latérale inférieure à 200 nm en transmission [3-5], la même technique appliquée en réflexion montrant des capacités de sectionnement optique similaire à la microscopie confocale [5].

Nous avons aussi étudié d'un point de vue théorique un montage de microscopie tomographique diffractive en transmission, combiné à une rotation du spécimen, qui doit permettre une résolution isotrope [7]. Cette approche, adaptée pour des spécimens libres comme des cellules sanguines, des pollens, des diatomées ou des radiolaires etc... mais requiert de combiner plusieurs vues du spécimen observé, ce qui nécessite une acquisition rapide des données. Un montage de tomographie diffractive de type 4Pi tel que proposé originellement par Lauer [2] permettrait aussi d'obtenir une résolution isotrope. Une première étape consiste à obtenir les données en transmission et en réflexion sur un même spécimen, ce qui nécessite au moins deux acquisitions. Nous avons ainsi effectué plusieurs améliorations techniques à notre microscope, visant à obtenir une image 3D en moins d'une minute (acquisition + reconstruction). Enfin, nous montrons comment à partir des données obtenues, il est possible de reconstituer les images qui seraient obtenues à l'aide de microscopes classiques : microscope grand champ, microscope en champ sombre etc...

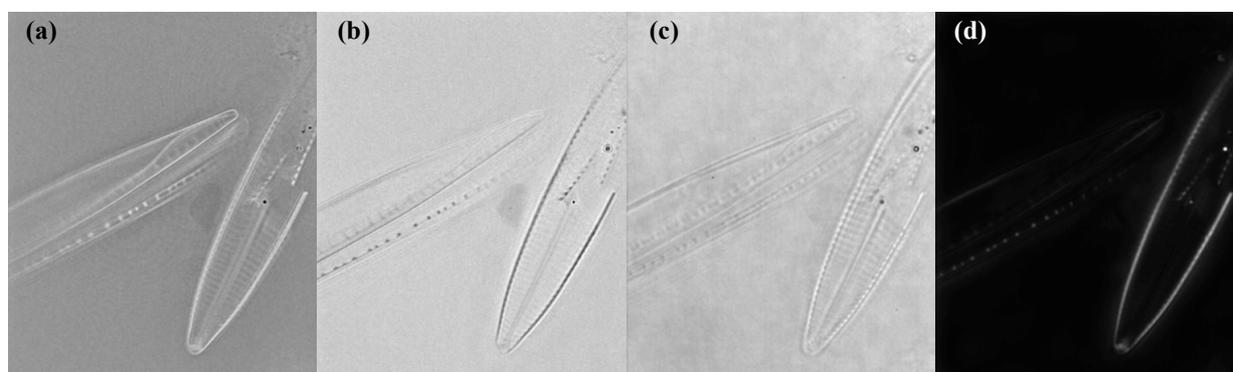


Figure 1 : Reconstruction d'un spécimen observé en microscopie tomographique diffractive (a) : indice (b) : absorption, (c) : intensité enregistrée (correspondant à l'image d'un microscope classique en transmission), et (d) : intensité sans l'illumination (correspondant à l'image d'un microscope en champ sombre).

Références

- [1] E. Wolf, *Three-dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data*, Opt. Comm. **1**, p. 153 (1969)
- [2] V. Lauer, *New approach to optical diffraction tomography yielding a vector equation of diffraction tomography and a novel tomographic microscope*, J. Microscopy **205**, p. 165 (2002)
- [3] M. Debailleul, *et al.*, *Holographic microscopy and diffractive microtomography of transparent samples*, Meas. Sci. Technol. **19**, 074009 (2008)
- [4] M. Debailleul, *et al.*, *High resolution three-dimensional tomographic diffractive microscopy of transparent inorganic and biological samples*, Opt. Lett. **34**, p. 79 (2009)
- [5] B. Simon, *et al.*, *High resolution tomographic diffractive microscopy of biological samples*, J. Biophoton. **3**, p. 462 (2010)
- [6] M. Sarmis, *et al.*, *High resolution reflection tomographic diffractive microscopy*, J. Mod. Opt. **57**, p. 740 (2010)
- [7] S. Vertu, *et al.* *Improved and isotropic resolution in tomographic diffractive microscopy combining sample and illumination rotation*, Centr. Eur. J. of Phys. **9**, p. 969 (2011)

MICROSCOPIE DE FLUORESCENCE ET TOMOGRAPHIE PAR COHERENCE OPTIQUE EN PLEIN CHAMP

Houssine Makhoulouf^{1*}, Karen Perronet¹, Guillaume Dupuis², Sandrine Levêque-Fort² et Arnaud Dubois^{1,2}

¹Laboratoire Charles Fabry, CNRS UMR 8501, Institut d'Optique Graduate School, Univ. Paris-Sud, 2 Avenue Augustin Fresnel, 91127 Palaiseau Cedex.

²Centre de Photonique Biomédicale (CLUPS) – Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay, Univ. Paris-Sud, 91405 Orsay

*Contact : houssine.makhoulouf@institutoptique.fr

La tomographie par cohérence optique (OCT) et la microscopie de fluorescence en plein champ sont implémentées dans un instrument unique et original. Les deux modalités d'imagerie utilisent une illumination en plein champ pour acquérir l'ensemble du champ de vue sans effectuer de balayage. Les deux modalités d'imagerie sont capables de sectionnement optique grâce à une faible cohérence temporelle pour l'OCT et à une illumination structurée pour la microscopie de fluorescence. Des images complémentaires peuvent ainsi être obtenues à partir de l'instrument bimodal dans le cadre de l'examen d'un tissu biologique. La technique d'OCT permet de mettre en lumière la microarchitecture du tissu, tandis que la technique de fluorescence permet de révéler des caractéristiques spécifiques du tissu en utilisant des marqueurs ciblés, toutes deux avec une résolution à l'échelle de la cellule. Des informations complémentaires portant sur les aspects morphologiques et fonctionnels du tissu pourraient potentiellement améliorer la compréhension des fonctions cellulaires ainsi que le diagnostic pathologique.

Caractérisation fine des mouvements et aberrations oculaires pour l'imagerie rétinienne par optique adaptative : premiers résultats expérimentaux.

S. Meimon¹, B. Emica¹, J-M. Conan¹, T. Fusco¹, M. Paques², G. Chenegros³

¹Onera The French Aerospace Lab, Bp72 F-92322 Châtillon, France

²CHNO des Quinze-Vingts & Institut de la Vision, France

³Laboratoire d'Etudes Spatiales et d'Instrumentation en Astrophysique, Meudon cedex 92 France

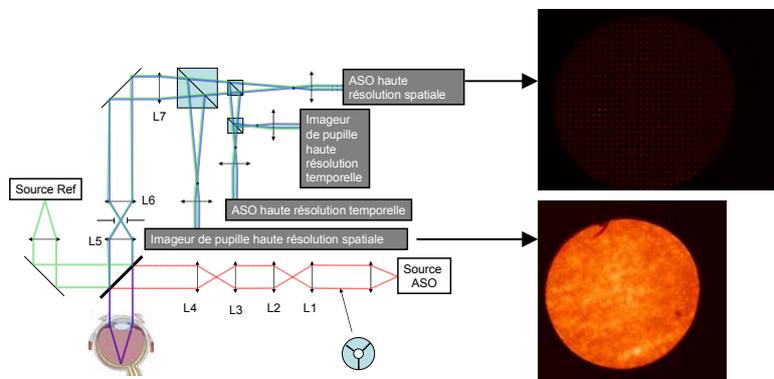
I. Introduction

Les systèmes d'optique adaptative (OA) sont utilisés en imagerie rétinienne pour corriger en temps réel les aberrations oculaires et délivrer une imagerie à la limite de diffraction. Issus du domaine de l'astronomie, les systèmes d'OA sont conçus en fonction du type de perturbations qu'ils doivent corriger. Or si des modèles fiables de statistiques de turbulence atmosphérique existent, confirmés par des mesures in situ, la caractérisation fine des perturbations optiques dans le cas de l'observation de la rétine est encore à réaliser. Une telle connaissance, avec un échantillonnage temporel et spatial adapté aux phénomènes observés (et potentiellement plus fin que celui utilisé in fine dans un système d'imagerie opérationnel) est fondamental pour concevoir et opérer des systèmes d'OA au maximum de leurs possibilités.

C'est dans ce but que nous développons un banc de caractérisations des perturbations oculaires, situé à l'hôpital des Quinze-Vingts. Dans un premier temps, l'accent est mis sur la caractérisation du faisceau d'analyse de surface d'onde. En particulier, nous étudions l'évolution de l'intensité du faisceau en plan pupille (évolutions de la forme et de la position de la pupille définie par l'iris, répartition d'intensité dans cette pupille) et l'évolution de la phase de ce faisceau (aberrations statiques dues aux erreurs de réfraction, aberrations dynamiques).

II. Présentation de l'Aberromètre très Résolu Temporellement et Spatialement (ARTS)

Le banc est constitué d'une voie source pour l'Analyseur de Surface d'Onde (ASO), d'une voie de référence simulant un œil parfait, et de quatre instruments complémentaires : une caméra pupillaire et un ASO (Shack-Hartmann) à haute résolution spatiale ; une caméra pupillaire et un ASO (Shack-Hartmann) à haute résolution temporelle (en cours d'intégration).



III. Premiers résultats obtenus

Les premiers résultats obtenus de l'instrument à haute résolution spatiale ont montré que le profil d'intensité des patients est uniforme ($\sigma_I/I < 5\%$), et que les bords de pupille sont bien définis. Ceci signifie que l'erreur d'analyse de front d'onde induite

par la non-uniformité de l'éclairement dans la pupille [1] est négligeable [2]. D'autre part, les bords de pupilles étant francs, il semble possible de mettre en œuvre un suivi de pupille à partir des données de l'ASO Shack-Hartmann uniquement. Nos premiers tests démontrent une localisation de la pupille à moins d'un dixième de sous-pupille (en moyenne quadratique).

Références

[1] S. Bar'a, "Measuring eye aberrations with Hartmann-Shack wave-front sensors: Should the irradiance distribution across the eye pupil be taken into account?", Journal of the Optical Society of America A, 20 (12), pp. 2237-2245 (2003).

[2] B. Emica, Serge Meimon, Jean-Marc Conan, Thierry Fusco and Marie Glanc, "Impact of uneven pupil irradiance on Hartmann Shack measurements", Proc. SPIE 7885, 78851T (2011);

Techniques de nanoscopie en champ lointain limitées par la diffraction pour la nano-caractérisation

P.C. Montgomery et D. Montaner

Institut d'Electronique du Solide et des Systèmes (InESS),

Laboratoire Commun UDS-CNRS, UMR 7163, 23 rue du Loess, 67037 Strasbourg.

Les problèmes de la différence d'échelle entre l'élément de base et le système complet ainsi que la complexité liée aux matériaux inhomogènes présentent aujourd'hui un défi pour la nano-caractérisation. En micro-électronique par exemple, le ratio entre la taille du transistor le plus petit et celle du microprocesseur avoisine 10^6 et l'addition des matériaux photoniques et mécaniques dans les MOEMS contribuent à la complexité de leur caractérisation. Il existe donc un besoin de nouvelles techniques de caractérisation capables de détecter des détails au nm sur des matériaux différents et ce sur de grands champs.

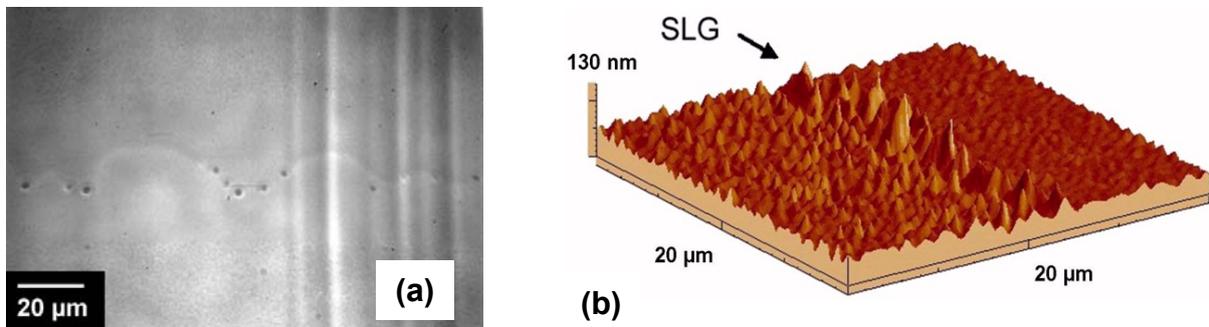
Pour mieux appréhender la grande variété des techniques optiques nanoscopiques qui existent aujourd'hui, c'est à dire celles qui donnent la résolution ou l'information sur des structures de tailles nanométriques, il est utile de les classifier [1]. On peut les séparer d'abord en fonction de leur "champ" : soit en champ proche, soit en champ lointain. Puis, parmi les techniques en champ lointain, une deuxième sous-division peut être faite entre celles qui donnent la super-résolution (DHM, SIM, I5M, 4pi, STED...) et celles qui sont limitées par la diffraction. Cette dernière famille, sujet de cette présentation, peut-être divisée entre quatre techniques fondées sur le contraste, la phase, la déconvolution et l'utilisation de nano-marqueurs, ce qui permet d'atteindre une détectabilité, une observabilité ou une mesurabilité suffisante.

Le premier moyen de mettre en valeur des objets nanométriques en champ lointain est d'augmenter le contraste. On pourrait citer la "Laser Scanning Tomography" (LST) avec son éclairage optimisé, la microscopie à contraste de phase ou la "Surface Enhanced Ellipsometric Contrast" (SEEC) qui joue sur la polarisation de l'onde lumineuse. Ainsi, en microscopie à contraste de phase dans le proche IR, les variations de l'indice optique ont permis de visualiser des dislocations dans un cristal de GaAs dopé In qui est une structure de taille atomique (Fig. (a)) dû au champ de contrainte associé.

Le deuxième moyen utilise la mesure de la phase du front d'onde réfléchi de l'échantillon par l'interférométrie, donnant accès aux rugosités nanométriques. Il en est ainsi de la microscopie à saut de phase (PSM), de l'interférométrie en lumière blanche (WLSI), de l'"Interference Reflection Microscopy" (IRM) et de la "Quadrature Lateral Shearing Interferometry" (QLSI). Nous avons développé une utilisation originale de la PSM dans une technique combinatoire. Une seule mesure est suffisante pour donner une variation des réponses lors de l'étude de l'optimisation de la fluence laser de poly-Si appliquée aux écrans plats [2]. Bien que la rugosité nanométrique soit sous-échantillonnée latéralement, la tendance de la rugosité en fonction de la fluence laser (Fig. (b)) est suffisante pour indiquer la fluence optimale.

Les deux derniers moyens de mettre en valeur des objets nanométriques en champ lointain sont les techniques qui emploient la déconvolution pour la métrologie sub-pixel et celles qui utilisent des nano-marqueurs, comme la microscopie de fluorescence, la TIRF, la PALM, et le marquage par nanoparticules d'or.

Une telle classification, résumée ainsi, peut servir à inciter le développement de nouvelles solutions aux défis actuels de la nano-caractérisation sur des grands champs dans la science des matériaux.



Observation (a) d'une dislocation bouclée dans un cristal par microscopie à contraste de phase et (b) d'une rugosité sous-échantillonnée latéralement de poly-Si en microscopie à saut de phase

Références

[1] Montgomery P.C., *La Nanoscopie, ou comment avoir accès aux informations nanométriques en imagerie optique en champ lointain*, Actes 12^e CMOI, Lille, France, 21-25 novembre, SFO, 2011.

[2] Benatmane A., Montgomery P.C., Fogarassy E., and Zahorsky D., *Interference microscopy for nanometric surface microstructure analysis in excimer laser processing of silicon for flat panel displays*, App. Surf. Sci., 208-209, 189, 2003.

Elastographie des tissus biologiques par OCT plein champ.

Amir Nahas^{1,2} et A. Claude Boccara^{1,2}

¹ Institut Langevin, ESPCI, 10 rue Vauquelin 75005 Paris, France

² LLTech, 6 place de la Madeleine 75008 Paris, France

amir.nahas@espci.fr /tel.: 01 40 79 45 83

La palpation est une des plus anciennes techniques médicales pour diagnostiquer certaines pathologies, comme les tumeurs du sein. Depuis dix ans, de nombreuses recherches ont été effectuées pour ajouter le contraste élastographique aux techniques d'imagerie médicale, notamment pour l'échographie et l'IRM où les résultats sont très prometteurs.

Notre objectif est d'utiliser la haute résolution de l'OCT plein champ pour effectuer de l'élastographie à l'échelle de la cellule.

En effet, l'OCT plein champ permet d'imager à travers des milieux diffusants, tels que la peau, avec une résolution 3D de l'ordre du micromètre jusqu'à des profondeurs de 500 μm .

L'élastographie peut-être effectuée de manière statique ou dynamique.

Nous avons choisi de commencer notre étude par l'élastographie statique. A cause des effets de bord, cette dernière ne donne pas directement accès à une valeur absolue du module élastique. En revanche, elle nous donne accès à une valeur relative du module élastique, ce qui est déjà très intéressant pour le diagnostic.

La méthode que nous avons mise en place est basée sur le calcul de la corrélation entre une image avant et une image après la compression. Afin de réaliser cela, nous avons intégré un piston au porte échantillon de notre dispositif d'OCT plein champ. Ce piston nous permet de compresser de manière précise précisément l'échantillon.

Cette méthode nous permet de cartographier les propriétés élastiques. Cependant, la résolution que nous obtenons n'est pas aussi bonne que celle que nous attendions.

Cette perte de résolution est en majorité due aux décorrelations engendrées par les déplacements latéraux qui apparaissent lorsque le tissu est comprimé. Ainsi, dans le but de s'affranchir de ces décorrelations, nous avons étudié deux pistes:

- La première consiste à prendre en compte ces déplacements transverses en réalisant des corrélations 3D. Cette méthode nous fournit des informations volumiques et ainsi, nous donne accès à la totalité du tenseur des déformations.
- La seconde méthode consiste à appliquer de faible compressions. Typiquement, les déplacements doivent être plus petits que la longueur de corrélation du speckel. Ainsi, il est possible d'obtenir les cartes des propriétés élastographiques par corrélation de speckel. Nos résultats préliminaires semblent très prometteurs : nous arrivons à suivre en profondeur les signaux d'interférences sub-micron avec un bon rapport signal à bruit.

« Imagerie de Stokes à l'échelle du grain de speckle »

Lucien Pouget, Julien Fade, Cyril Hamel, Mehdi Alouini

Institut de Physique de Rennes, UMR 6251 CNRS/Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes, France

Le phénomène de speckle qui survient lors de la diffusion d'une lumière cohérente sur un matériau diffusant a depuis longtemps fait l'objet de nombreuses études et modèles validés par l'expérience [1]. En particulier, la description et l'analyse de la répartition spatiale de la polarisation lumineuse dans un motif de speckle a fait l'objet de travaux récents [2,3] dans le but de mieux appréhender les mécanismes de dépolarisation de la lumière lors de son interaction avec un matériau. Cette dépolarisation a été étudiée de façon macroscopique en effectuant une analyse statistique spatiale, sur un grand nombre de « grains » de speckle, de la répartition d'un paramètre scalaire, qu'il s'agisse du *contraste d'états orthogonaux* (OSC) [4] ou du *degré de polarisation* (DOP) [5]. Ces résultats tendent à montrer que l'état de polarisation est bien défini à l'échelle locale d'un grain de speckle, et que la dépolarisation de la lumière apparaît à travers un moyennage spatial de plusieurs aires de cohérence.

Afin de mieux comprendre ces phénomènes, nous avons développé un imageur et une méthodologie visant à caractériser localement la diversité spatiale de l'état de polarisation (vecteur de Stokes) en fonction de la répartition spatiale de l'intensité lumineuse au sein d'une figure de speckle. Dans cet imageur, chaque « grain » de speckle couvre un grand nombre de pixels du capteur (de quelques centaines à quelques milliers) de telle sorte qu'il est possible d'étudier précisément l'état de polarisation de chaque « grain », en mesurant le vecteur de Stokes en chaque point de l'image d'un objet diffusant illuminé par une lumière cohérente. Nous présenterons ce montage d'imagerie ainsi que les résultats préliminaires, en accord avec la littérature expérimentale et théorique, obtenus pour deux régimes de diffusion (surfactive et volumique) présentant des mécanismes de dépolarisation différents. En particulier, nous montrerons comment cet imageur nous a permis d'analyser les trajectoires de l'état de polarisation sur la sphère de Poincaré à la transition entre deux grains de speckle adjacents de polarisations différentes.

[1] J. W. Goodman, *Speckle phenomena in optics: theory and applications*. Roberts and Company Publishers, 2007.

[2] M. Zerrad, J. Sorrentini, G. Soriano and C. Amra, *Opt. Express* 18, 15832-15843 (2010).

[3] J. Broky and A. Dogariu, *Opt. Express* 18, 20105-20113 (2010).

[4] S. Breugnot and Ph. Clémenceau, *Proc. SPIE* 3707, 449 (1999).

[5] E. Collett, *Polarized Light: Fundamentals and Applications* (Dekker, 1993).

Analyse approfondie de la numérisation 3D d'objets transparents par irradiation UV (point/ligne)

Rindra Rantson, Christophe Stolz, David Fofi et Fabrice Mériaudeau

Laboratoire Le2i-CNRS UMR 5158, 12 Rue de la Fonderie, 71 200 Le Creusot

Des études expérimentales de la fluorescence observée à la surface des objets transparents sous l'irradiation UV et deux différentes approches de reconstruction 3D nécessitant qu'une seule caméra, couplées chacune avec des méthodes de validation du modèle utilisé, ont été mises en œuvre afin de numériser des objets transparents avec une précision jamais obtenue dans la littérature.

Les études expérimentales visent à caractériser la fluorescence observée sur différents types de matériaux (Fig1) à numériser : -1- La mesure de l'absorbance de chaque matériau (Fig2) permet de déterminer la gamme d'exploitabilité de la fluorescence et d'identifier la longueur d'onde où le rendement de la fluorescence est optimal pour l'approche de numérisation proposée.-2- L'étude du spectre d'émission (Fig3) a contribué à l'élaboration des critères « du tracking » sur lesquels repose la méthode d'identification et de localisation des points fluorescents en présence des bruits inhérents à l'acquisition. La spécificité du spectre d'émission de chaque matériau nous a conduit, pour le tracking, à 1) appliquer un premier seuillage de l'image analysée sur le canal (R, V ou B) où l'intensité de la fluorescence émise est maximale à la lecture du spectre d'émission obtenu; 2) modéliser l'intensité de la fluorescence par une distribution gaussienne puis distinguer un point fluorescent d'un point bruité selon la distance de Mahalanobis. -3- Une dernière étude expérimentale visant à mettre en évidence l'influence de la nature du matériau (Fig4) puis l'influence de l'épaisseur d'un matériau considéré (Fig5), sur la fluorescence observée par notre capteur, a été menée. Elle porte sur l'analyse de l'erreur d'extraction du point fluorescent, représentatif de la tâche de fluorescence, à une position en profondeur donnée du matériau (tous les matériaux analysés sont en forme de plaque). Cette erreur représente la distance orthogonale du point de fluorescence extrait à la droite de projection des points laser modélisant [1] la direction du faisceau UV pour une orientation considérée de ce dernier. Les études appliquées sur les matériaux dont on dispose, montrent que l'erreur de l'extraction varie selon la nature du matériau (Fig4) et qu'il n'existe aucune corrélation entre l'épaisseur du matériau considéré et la fluorescence observée (Fig5), validant ainsi l'applicabilité de notre approche de numérisation d'objets transparents à partir des images de fluorescence, quelque soit l'épaisseur de ces derniers. Elles permettent également d'identifier et de quantifier une des sources de l'erreur de reconstruction obtenue, en partie due donc à la nature du matériau.

La première approche de reconstruction est basée sur la méthode développée dans [1] qui, en tenant compte du modèle géométrique et projectif du système (composé d'une caméra et d'un laser UV point, fixes), consiste à modéliser la profondeur de l'espace de travail en fonction de la distance observée de la fluorescence et un point de repère, sur l'image analysée. Ce point de repère est défini pendant l'étape de calibration durant laquelle les paramètres du modèle sont également estimés. Un plan est placé sur un support mobile durant la phase de calibration et déplacé en translation selon l'axe Z de manière à couvrir la profondeur maximale de l'objet à numériser. Une méthode de validation a été intégrée dans le processus du calibrage afin de déterminer la position optimale Z0 du support pour une distance caméra-laser UV considérée et une profondeur de champ fixée (Fig6) en analysant l'erreur de modélisation engendrée pour différentes m positions Z0. Il s'agit d'identifier les paramètres du modèle correspondant au meilleur estimateur de l'erreur quadratique moyenne pour plusieurs m échantillons donnés après avoir vérifié qu'un échantillon est issu d'une population de distribution normale en calculant son p -value (calculée à partir de la distribution cumulative de student) [3]. Elle permet ainsi de contrôler et de quantifier l'erreur de modélisation commise pendant la calibration, qui constitue une autre source de l'erreur de reconstruction finale obtenue hormis l'erreur due à la nature du matériau évoquée précédemment. La figure 10 atteste de la performance de notre approche où le logo et la complexité de la forme de l'objet sont fidèlement conservés dans le modèle 3D obtenu, avec une carte de déviation d'écartype : $82\mu\text{m}$ et de moyenne: $86\mu\text{m}$.

La deuxième approche de reconstruction s'appuie sur un dispositif de mesure particulier. Une lentille cylindrique additionnelle équipe le laser UV afin de générer un faisceau UV ligne induisant une fluorescence ligne à la surface de l'objet irradié (Fig7). Ce système de mesure permet d'optimiser le temps d'acquisition et de traitement ainsi que la mémoire de stockage des images de fluorescence acquises. L'approche de reconstruction utilisée s'articule autour de la théorie de la géométrie projective. Développée par Chen et Kak, [2] l'approche consiste à établir un modèle linéaire reliant les coordonnées d'un point (appartenant au plan laser UV) (Fig8) dans le repère image aux coordonnées 3D correspondant dans le repère monde. La méthode du quadrangle complet [3] a été utilisée afin d'estimer la matrice de conversion du modèle linéaire durant la calibration (Fig9) en y intégrant des méthodes de validation permettant en conséquence de minimiser les erreurs de modélisation. Tout d'abord un choix semi-aléatoire des données d'apprentissage pour une bonne répartition de celles-ci dans le plan

laser a été mis en place, puis deux étapes de validation des données d'apprentissage, situées respectivement avant et après l'estimation de la matrice de conversion, ont été appliquées. La première consiste à vérifier « la justesse » des données d'apprentissage (données trop bruitées ou données bruitées tolérées) i.e. leur conformité selon le plan laser 3D attendu (Fig9). Si cette étape est validée, la matrice de conversion est estimée à partir de ces données d'apprentissage pré-validées puis l'erreur de modélisation sera ensuite quantifiée. Cette dernière est calculée à partir des données pré-validées ayant servi à construire le modèle et les données prédites par le modèle. Une illustration de la reconstruction finale obtenue est fournie à la Fig11.

Références

- [1] F. Marzani, Y. Voisin, A. Diou, L. F.C. Lew Yan Voon, "Calibration of a 3D reconstruction system using a structured light source", Journal of Optical Engineering, 41 (2), pp. 484-492, February 2002.
- [2] C.H. Chen and A.C. Kak. Modeling and calibration of a structured light scanner for 3-d robot vision. In Proceedings of the IEEE conference on robotics and automation, pages 807|815. IEEE, 1987.
- [3] Mood, A.; Graybill, F.; Boes, D. (1974). Introduction to the Theory of Statistics (3rd ed.). McGraw-Hill. p. 229.
- [4] Forest J. New methods for triangulation-based shape acquisition using laser scanners University of Girona, PhD. Thesis, 2004.

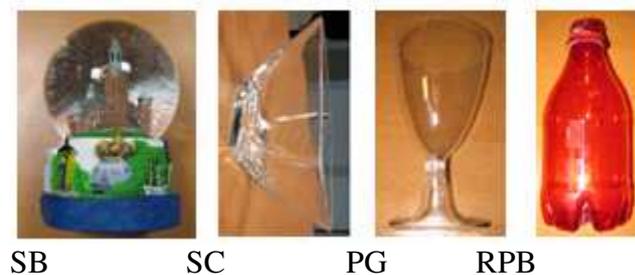


Fig1 : Quelques exemples de matériaux analysés par spectrométrie.

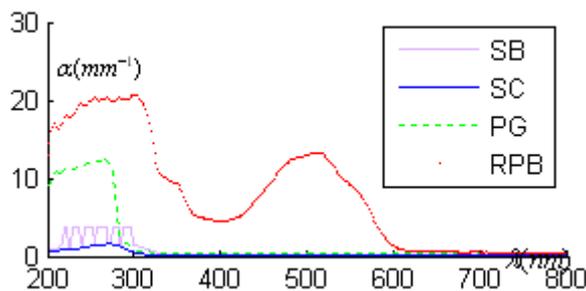


Fig2 : Courbe du coefficient d'absorption relatif à chaque matériau de la Fig1 en fonction de la longueur d'onde variant de 200nm à 800nm.

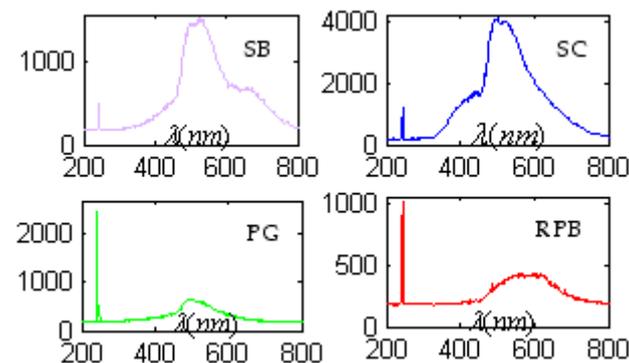


Fig3 : Spectre d'émission de fluorescence des matériaux de la Fig1 sous l'irradiation d'un laser UV de 244nm et 10mW.

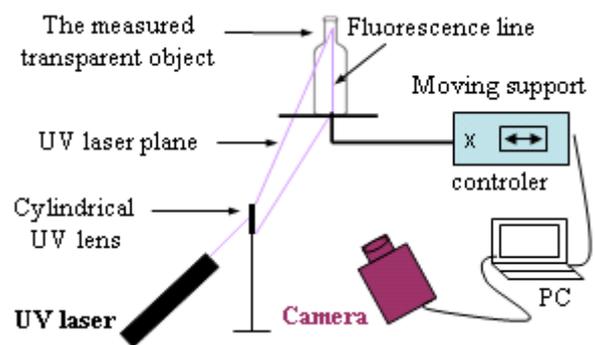


Fig 7 : Deuxième système d'acquisition illustrant la génération du faisceau ligne UV laser

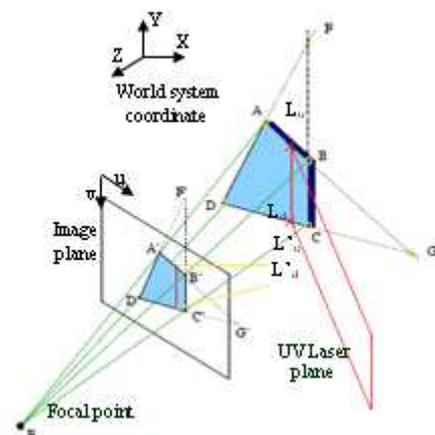


Fig 8 : Calibration par la méthode du quadrangle complet exploitant l'invariance du cross-ratio [2-3]

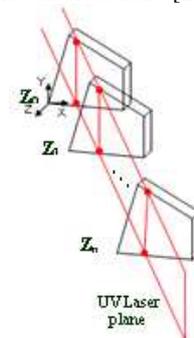
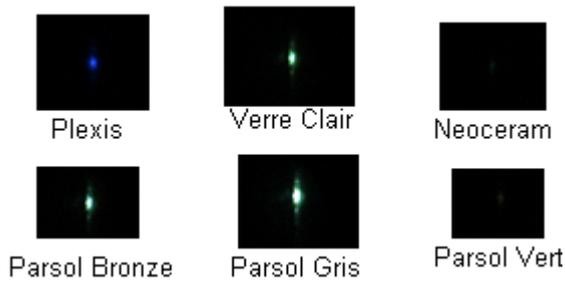


Fig 9 : Extraction des points d'apprentissage appartenant au plan laser et couvrant la profondeur de l'objet à numériser pour l'estimation de la matrice de conversion.



Verre Clair	0.1738
Plexis	0.3009
Parsol Bronze	0.1397
Parsol Gris	0.1039
Parsol Vert	0.1666
Neoceram	0.2963

Fig4 : Fluorescence observée sur différents plaques de matériaux disposés et écartype de l'erreur d'extraction de la fluorescence selon la modélisation [1].

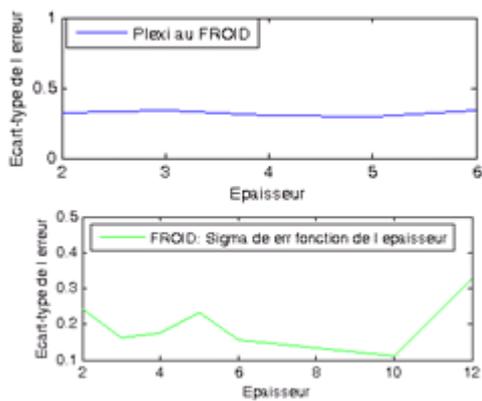


Fig5 : Variation de l'écartype de l'erreur d'extraction de la fluorescence en fonction de l'épaisseur d'un matériau considéré, Bleu → plexi et vert → verre clair.

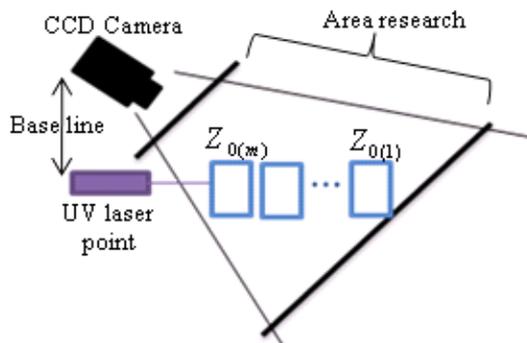
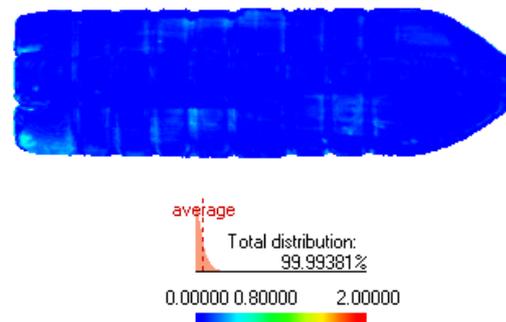


Fig 6: Recherche de la position optimale du support pour une distance Camera-Laser donnée.



(a) (b)



(c)

Fig 10 : Reconstruction obtenue par la 1^{ère} approche (système d'acquisition 1 → laser point), (a) : le modèle physique ; (b) Notre résultat constitué de 65milles points à l'issu d'un balayage 0.5mmx0.5 mm ; (c) Carte de déviation entre notre résultat et le modèle de référence.



Fig 11 : Résultats issus de la deuxième approche obtenus à partir de ~130 images pour un balayage horizontal de 0.5mm du faisceau laser UV ligne.

Degrés de polarisation en 3D des ondes optiques

Philippe Réfrégier

Institut Fresnel, CNRS, Aix- Marseille Université, Ecole Centrale Marseille
Campus de Saint-Jérôme, 13013 Marseille Cedex, France.

E-mail: philippe.refregier@fresnel.fr

L'analyse de la polarisation partielle des ondes optiques est un sujet d'études depuis plusieurs années [1-10]. Contrairement au cas où le champ électrique fluctue dans un plan, il n'existe pas de définition du degré de polarisation qui soit unanimement admise en dimension 3. En effet, les fluctuations du champ électrique sont caractérisées à l'ordre deux par la matrice de covariance. Cette matrice est hermitienne. Elle possède donc un nombre de quantités invariantes par des transformations unitaires qui est égal à la dimension de l'espace dans lequel fluctue le champ électrique. Les transformations unitaires conservent l'intensité de l'onde et une des quantités invariantes correspond donc à l'intensité. En dimension 2 la définition du degré de polarisation est ainsi immédiate (il ne reste qu'un seul invariant indépendant de l'intensité) alors qu'en dimension 3 il existe un très grand nombre de définitions possibles. En effet, dans ce dernier cas, il existe deux invariants de la matrice de covariance qui sont indépendants de l'intensité. Nous présenterons différentes approches qui ont été proposées ces dix dernières années en essayant de souligner les motivations de chacune d'entre elles. En nous fondant sur des résultats récents [11,12] nous montrerons que l'analyse de l'évolution des propriétés quand l'onde est perturbée par des transformations unitaires aléatoires (et donc qui conservent l'énergie de l'onde) permet d'obtenir un regard nouveau sur ce problème.

Références

- [1] R. Barakat, *J. Mod. Opt.* 30, 1171–1182 (1983).
- [2] T. Setälä, A. Shevchenko, M. Kaivola, and A. T. Friberg, *Phys. Rev. E* 66, 016615 (2002).
- [3] M. R. Dennis, *J. Opt. A* 6, S26–S31 (2004).
- [4] K. Lindfors, T. Setälä, M. Kaivola, and A. T. Friberg, *J. Opt. Soc. Am. A* 22, 561–568 (2005).
- [5] A. Luis, *Opt. Commun.* 253, 10–14 (2005).
- [6] J. Ellis and A. Dogariu, *Opt. Commun.* 253, 257–265 (2005).
- [7] P. Réfrégier and F. Goudail, *J. Opt. Soc. Am. A* 23, 671–678 (2006).
- [8] M. R. Dennis, *J. Opt. Soc. Am. A* 24, 2065–2069 (2007).
- [9] J. J. Gil and I. San José, *Opt. Commun.* 283, 4430–4434 (2010)
- [10] C. J. R. Sheppard, *J. Opt. Soc. Am. A* 28, 2655–2659 (2011).
- [11] Ph. Réfrégier and A. Luis, *J. Opt. Soc. Am. A* 25, 2749–2757 (2008).
- [12] Ph. Réfrégier, *Optics Letters* Vol. 37, Iss. 3, pp. 428–430 (2012)

MODELISATION DE L'INTERACTION NON LINEAIRE ENTRE LA LUMIERE ET LES TISSUS FIBREUX DE MYOSINE ET DE COLLAGENE EN MICROSCOPIE DE SECONDE HARMONIQUE

Denis Rouède,^{†*} Jean-Jacques Bellanger,[¶] Emmanuel Schaub,[‡] Aymeric Le Gratiet,[†] François Tiaho[‡]

[†] Institut de Physique de Rennes, UMR UR1-CNRS 6251, [‡] Equipe SCANING, UMR UR1-CNRS 6026, [¶] Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, UMR UR1-INSERM U642, Université de Rennes1, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes CEDEX, France

*Correspondant: denis.rouede@univ-rennes1.fr

La microscopie de seconde harmonique (SHG) appliquée à l'étude des tissus fibrillaires est en plein développement car elle permet d'imager des tissus vivants sans marquage et en profondeur. Certains tissus biologiques constitués de protéines fibrillaires comme le collagène et la myosine qui sont organisées de façon quasi cristalline peuvent émettre un signal SHG facilement détectable. Une optique de grande ouverture numérique est en général utilisée pour la détection afin de récupérer le plus grand nombre de photons émis à 2ω . Ces photons sont pourtant émis de façon anisotrope et l'information relative à leur direction d'émission est en général perdue lors de l'intégration par l'optique de détection. En effet, la direction de ces photons dépend essentiellement des conditions de focalisation de l'onde incidente mais aussi de l'organisation des fibres dans le tissu. La connaissance de l'angle d'émission des photons à 2ω permet donc d'obtenir des informations supplémentaires sur l'organisation du tissu. L'objectif de cet exposé est de montrer comment le diagramme d'émission angulaire du signal SHG et l'organisation de ces fibres sont corrélés. Dans une première partie, le calcul de l'intensité SHG émise sera établi en fonction des paramètres d'excitation du faisceau laser (taille du waist, phase de Gouy) ainsi que de la taille des fibres et de leur organisation. Les diagrammes théoriques d'émission angulaire du signal SHG seront alors produits pour différents types d'organisation tissulaire. Ces diagrammes théoriques seront comparés aux diagrammes expérimentaux obtenus sur des tissus fibreux de myosine et de collagène sains et pathologiques.

MICROSCOPIE STED ACCORDABLE ET RESOLUE EN TEMPS

Siddharth Sivankutty^{1,2,3}, Guillaume Dupuis², Sandrine Lécart², Christophe Lefumeux^{1,2},
Sandrine Lévêque-Fort^{1,2}, Arnaud Dubois^{2,3}

¹Institut des Sciences Moléculaires d'Orsay, Bât. 210, CNRS UMR 8214,
Univ Paris-Sud, 91405 Orsay.

²Centre de Photonique Biomédicale, bât. 106, Univ Paris-Sud, 91405 Orsay.

³Laboratoire Charles Fabry, Institut d'Optique, CNRS UMR 8501, Univ Paris-Sud,
2 Avenue Augustin Fresnel, 91127 Palaiseau cedex.

arnaud.dubois@institutoptique.fr

La diffraction a longtemps été considérée comme une limite fondamentale à la résolution spatiale des systèmes d'imagerie optique en champ lointain. Aujourd'hui, grâce au phénomène non linéaire de déplétion de la fluorescence par émission stimulée (STED), une résolution de quelques dizaines de nanomètres est accessible avec un microscope optique. Le monde nanoscopique, en biologie notamment, devient ainsi un nouveau champ d'application de la microscopie (ou plutôt « nanoscopie ») optique.

Nous développons un système de microscopie STED accordable en longueur d'onde (entre 500 nm et 750 nm) afin de pouvoir exciter une large gamme de fluorophores d'intérêt biologique, voire plusieurs fluorophores simultanément. En outre, la mesure de la fluorescence à ultra-haute résolution spatiale pourra être effectuée de manière résolue en temps afin d'accéder aux durées de vie de fluorescence des fluorophores. En complément des informations de localisation à l'échelle nanométrique, une analyse dynamique de processus moléculaires et métaboliques au sein des cellules sera ainsi possible. La mesure de durées de vie de fluorescence révélatrice des interactions physico-chimiques, mais également outil de choix pour mettre en évidence le transfert d'énergie (FRET) entre deux protéines fluorescentes, permettra ainsi par exemple des études à l'échelle de la synapse jusqu'à présent inaccessibles. Ce système d'imagerie ouvrira ainsi de nouvelles perspectives dans l'étude de nombreux processus biologiques, notamment en neurobiologie, où les domaines d'interactions mis en jeu ne peuvent être spécifiquement étudiés aujourd'hui à cause d'une résolution spatiale insuffisante.

Nous présenterons le système d'imagerie STED, discuterons de ses performances et montrerons des images à très haute résolution spatiale produites par ce système. Enfin, les applications envisagées seront décrites.

Imageur chromatique à capacité 3D : première réalisation expérimentale et caractérisation de performance

Auteurs :

P. Trouvé , F. Champagnat, G. Le Besnerais (ONERA/DTIM)
L. Jacubowicz, T. Avignon, J. Sabater (IOGS)
G. Druart (ONERA/DTIM)
J. Idier (IRCCyN)

Nous présentons un imageur à capacité 3D combinant une optique chromatique et un traitement dédié d'estimation locale de profondeur. La profondeur est déduite de l'estimation locale du flou de défocalisation de chaque canal selon un principe de Depth from Defocus (DFD). La précision et la profondeur de champ du système sont augmentées par l'utilisation d'une optique chromatique.

Les premières techniques de DFD utilisent plusieurs acquisitions de la même scène ayant chacune des niveaux de flous différents. Ces techniques ont un champ d'application restreint au cas de scènes statiques afin de permettre une modification de l'optique entre deux acquisitions. Au cours des JIONC 2011, nous avons présenté une méthode d'estimation de profondeur non supervisée à partir d'une seule image [Trouve11]. En chaque région de l'image, l'algorithme optimise un critère de vraisemblance généralisée dont le calcul utilise uniquement la connaissance d'une série de PSF préalablement calibrées. Cette technique présente l'avantage de ne nécessiter aucun réglage de paramètre et en particulier de ne pas reposer sur une étape d'apprentissage comme [Levin07].

En pratique, ces techniques de DFD requièrent des optiques dédiées, destinées à améliorer l'observabilité de la PSF de défocalisation locale. En 2011, nous avons présenté une réalisation expérimentale reposant sur une ouverture codée, inspirée de [Levin07]. Dans cette communication nous présentons une réalisation expérimentale originale reposant sur une optique chromatique. Le chromatisme est une aberration qui crée une variation de la focale de l'imageur avec la longueur d'onde. Une optique chromatique entraîne une position du plan de mise au point différente selon le canal RVB de l'image. Couplée à un détecteur couleur RVB de type matrice de Bayer on obtient ainsi, en une seule acquisition, trois sous-images de la même scène ayant un flou différent.

Plusieurs méthodes d'estimation de profondeur à partir d'imageur chromatique ont été proposées dans la littérature [Garcia00, Lim08, Guichard09]. Elles reposent toutes sur un critère de netteté calculé à partir des gradients locaux des trois sous-images RVB. L'estimation de profondeur est réalisée par comparaison de la valeur de ce critère avec une courbe de référence obtenue par calibration. La performance de ces méthodes dépend donc de la scène utilisée pour la calibration et sont sensibles au niveau de bruit. De plus, ces méthodes renseignent sur la profondeur uniquement au niveau des contours de l'image.

Nous avons généralisé notre algorithme d'estimation de flou de défocalisation mono-image au cas multi-canal. L'optimisation porte alors sur un critère de vraisemblance conjointe sur les trois canaux. Différentes hypothèses de corrélation entre les canaux RVB peuvent être prises en compte. Notre méthode permet d'obtenir une information de profondeur sur toutes les fenêtres de l'image présentant un niveau de texture suffisant, et non uniquement sur les contours.

Nous avons réalisé un prototype d'imageur chromatique à capacité 3D, associant une optique chromatique dédiée, une caméra numérique RVB et le traitement d'estimation de profondeur multi-canal précédent. Le système a été calibré puis testé sur des configurations de géométrie connue et des textures naturelles. Nous présentons ainsi les premières caractérisations expérimentales de la mesure de profondeur par chromatisme.

Bibliographie

- [Trouve11] P. Trouvé, F. Champagnat, G. Le Besnerais et J. Idier, Single image local blur identification, ICIP 2011.
[Garcia00] J. Garcia, J. M. Sanchez, X. Orriols et X. Binefa, Chromatic aberration and depth extraction, 15th International Conference on Pattern Recognition, 2000
[Lim08] J. Lim, J. Kang et H. Ok, Robust local restoration of space-variant blur image, SPIE 2008
[Guichard09] F. Guichard. et al. Extended depth-of-field (EDoF) using sharpness transport across colour channels Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) 2008

Signatures de cohérence et polarisation des milieux complexes

M. Zerrad, G. Soriano, A. Ghabbach, H. Tortel, J. Sorrentini, C. Amra

*Institut Fresnel, UMR CNRS 6133, Universités d'Aix-Marseille, Ecole Centrale Marseille
Faculté des Sciences et Techniques de St Jérôme, 13397 Marseille Cedex 20
myriam.zerrad@fresnel.fr*

Nombre de techniques contemporaines de détection optique utilisent les interférences au sens classique ou polarimétrique du terme comme amplificateur ou révélateur de contraste. Les performances de ces nouveaux outils sont déjà avérées mais restent cependant limitées par les effets de dépolarisation et de pertes de cohérence.

Les propriétés de cohérence et polarisation de la lumière dépendent directement de la nature de la source à l'origine de cette lumière. Celle-ci peut être primaire (thermique, laser...) ou secondaire (réflexion, diffraction, diffusion...). Le cas d'une source secondaire par diffusion lumineuse est fréquemment considéré, notamment pour sonder les milieux vivants ou inertes, simples ou complexes. Dans cette configuration, la nature des centres diffusants ou la microstructure du milieu désordonné vient modifier l'ensemble des propriétés de la lumière originelle pour créer des phénomènes de dépolarisation et repolarisation spatiale ou temporelle dans chaque direction de l'espace. La théorie électromagnétique, à travers la méthode perturbative, la méthode des moments et la méthode des éléments finis, est ici utilisée pour prédire et quantifier ces phénomènes, en lien étroit avec les résultats de l'optique statistique et les données expérimentales. On aboutit à un étalonnage des propriétés de cohérence et de polarisation en fonction des moments statistiques des milieux complexes.

En particulier on montre comment les coefficients croisés de diffusion pilotent les histogrammes de speckle et les degrés de polarisation de la lumière, avec des comportements spécifiques selon l'origine de la diffusion (surface ou volume, perturbatif ou arbitraire...). Une attention particulière est accordée à la comparaison surface/volume pour les processus de dépolarisation spatiale ou ceux de la repolarisation temporelle.

D'une façon plus générale, la compréhension de ces phénomènes est indispensable à l'optimisation des techniques d'imagerie approchant l'échelle du speckle, comme la polarimétrie ou la correction de front d'onde en milieu trouble.

Travail soutenu par l'ANR : Projet TraMEL

Publications correspondantes :

1. J. Sorrentini, M. Zerrad, G. Soriano, and C. Amra, "Enpolarization of light by scattering media," *Opt. Express* 19, 21313-21320 (2011). Highlight in *Nature Photonics*, 5, 712 (2011)
2. M. Zerrad, J. Sorrentini, G. Soriano, and C. Amra, "Gradual loss of polarization in light scattered from rough surfaces: Electromagnetic prediction," *Optics Express* 18, 15832-15843 (2010).
3. Jacques Sorrentini, Myriam Zerrad, and Claude Amra, "Statistical signatures of random media and their correlation to polarization properties," *Opt. Lett.* 34, 2429-2431 (2009)

Imaging objects present in a cluttered medium

T. Zhang, P.C Chaumet, A. Sentenac and K. Belkebir

Institut Fresnel, Marseille

Detection and characterization of targets buried in a natural medium is a difficult task as the medium heterogeneities blur the signature of the objects of interest. We simulate the canonical problem of two spheres placed in a random heterogeneous medium which are illuminated and observed by an array of antennas. We show that using DORT (french acronym for Décomposition de l'Opérateur de Retournement Temporel) method, it is possible to synthesize incident fields that focus selectively on the targets. Using these fields in the inversion procedure improves the signal-to-clutter ratio, enables to diminish the investigation domain, and speeds up significantly the computation time. The efficiency of the technique is illustrated throughout many configurations with increasing clutter strength.