



HAL
open science

Mesure hétérodyne de dépolarisation par brisure d'orthogonalité: vers une imagerie endoscopique polarimétrique temps-réel

Julien Fade, Mehdi Alouini

► To cite this version:

Julien Fade, Mehdi Alouini. Mesure hétérodyne de dépolarisation par brisure d'orthogonalité: vers une imagerie endoscopique polarimétrique temps-réel. *Biophotonique générale: optique et imageries pour le diagnostic dans les sciences du vivant et en médecine*, 2012. hal-01075382

HAL Id: hal-01075382

<https://hal.science/hal-01075382v1>

Submitted on 4 Dec 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Mesure hétérodyne de dépolarisation par brisure d'orthogonalité

Julien Fade, Mehdi Alouini

*Institut de Physique de Rennes, Université de Rennes 1, CNRS, 35042 Rennes
julien.fade@univ-rennes1.fr*

Abstract

Depolarization sensing by polarization orthogonality breaking

We address a new depolarization sensing modality suited to polarimetric remote sensing through optical fibers and relying on an original concept of polarization orthogonality breaking between two orthogonal states of polarization. We also present the first experimental validation of this technique, paving way for high sensitivity and real-time depolarization endoscopic imaging.

1. Introduction

1.1 Imagerie endoscopique in vivo pour le diagnostic biomédical

L'imagerie optique pour le diagnostic médical et la biologie connaît aujourd'hui un essor considérable avec le développement croissant de nouvelles techniques d'imagerie telle l'OCT (Optical Coherence Tomography), l'imagerie de fluorescence, l'imagerie CARS (Coherent Anti-Stokes Raman Scattering), l'imagerie acousto-optique et l'imagerie multi-photonique. Ces techniques sont en passe de devenir de véritables outils d'aide au diagnostic pour les praticiens. La plupart de ces techniques sont compatibles avec le déport du faisceau sonde par fibre optique, ce qui autorise la réalisation d'images *in vivo in situ* dans des zones difficiles d'accès. Dans un certain nombre de cas en effet, il est impossible d'accéder en espace libre à l'organe qu'il convient d'analyser et l'utilisation de techniques optiques déportées par endoscope pourrait à terme permettre d'éviter, dans certaines pathologies, le recours à la biopsie des tissus biologiques.

1.2 Introduction à l'imagerie polarimétrique

L'imagerie polarimétrique consiste à analyser et cartographier l'état de polarisation de la lumière rétrodiffusée par un ou plusieurs objet(s) constituant une scène. Elle trouve des applications dans un nombre important de domaines, notamment en microscopie [1], en caractérisation de surfaces ou d'interfaces [2], dans la détection de contraintes [3] et pour le diagnostic biomédical [4-9]. Les imageurs polarimétriques incluent souvent

une source de lumière (souvent cohérente), dont l'état de polarisation est contrôlé, et utilisée pour illuminer la scène d'intérêt. Parallèlement, le système de détection captant le flux optique rétrodiffusé par la scène – et permettant de former une image bidimensionnelle – doit être sensible à la polarisation. Il existe diverses procédures d'acquisition, de complexités variables. La plus exhaustive est l'imagerie de Mueller dans laquelle on analyse de manière rigoureuse l'état de polarisation de la lumière rétrodiffusée en fonction de l'état de polarisation de la lumière incidente. L'imagerie de Mueller qui nécessite l'acquisition des 16 termes de la matrice de Mueller est utile lorsque l'objet à caractériser produit sur la lumière, en plus d'une dépolarisation pure, un changement d'état de polarisation dû à un effet géométrique, de biréfringence ou d'activité optique. Ce type d'imagerie a déjà été utilisé pour la caractérisation de tissus biologiques [4,5].

Dans un contexte pratique cependant, la caractérisation complète de l'état de polarisation de la lumière rétrodiffusée (nécessitant de mesurer un vecteur de Stokes à 4 composantes en chaque point de la scène) ou de la matrice de Mueller d'un échantillon apporte une grande quantité d'information superflue. On peut s'en convaincre en remarquant la grande variété de systèmes imageurs polarimétriques simplifiés, visant à réduire la complexité, la durée et les coûts des prises de vues polarimétriques (voir par exemple [10-12]). Ainsi, de manière plus pragmatique, on se contente dans un très grand nombre d'applications de réaliser une image de contraste polarimétrique unique, permettant de restituer des prises de vue contrastées alors que ce contraste demeurerait invisible dans des images de réflectance (d'intensité) usuelles. Dans la plupart des cas, le paramètre de contraste considéré est le *degré de polarisation*, noté P dans la suite de cet article, et qui permet de discriminer une lumière parfaitement polarisée ($P=1$) d'une lumière partiellement polarisée ($0 < P < 1$). La mesure de ce degré de polarisation nécessite en général de caractériser complètement le vecteur de Stokes [13]. En pratique, une vaste majorité de matériaux peuvent être considérés comme *purement dépolarisants* [10]. Dans ce cas, la mesure se limite à fixer l'état de polarisation de la lumière incidente (souvent une polarisation linéaire) et à analyser la lumière rétrodiffusée par l'objet suivant les polarisations parallèle ($I_{//}$) et orthogonale (I_{\perp}). Le degré de polarisation P peut alors se déduire en calculant $P = (I_{//} - I_{\perp}) / (I_{//} + I_{\perp})$. Ainsi, on limite à deux le nombre d'images à acquérir sans pour autant perdre énormément d'informations, pourvu que l'objet analysé soit purement dépolarisant. Cela est souvent le cas lorsqu'on considère des scènes à échelle humaine. A ce niveau, on peut noter en outre que l'action d'un matériau purement dépolarisant sur un état de polarisation incident noté \mathbf{e}_{in} , peut être simplement modélisé par une projection partielle de l'état polarimétrique initial sur l'état de polarisation orthogonal, noté \mathbf{e}_{in}^{\perp} . Ainsi, le champ après interaction avec l'échantillon peut être décrit par $\mathbf{E}_{out} = \rho^{1/2} E_0 (\mathbf{e}_{in} + \alpha \mathbf{e}_{in}^{\perp})$, où ρ représente le coefficient de réflexion en intensité et où le paramètre α décrit

le pouvoir dépolarisant du matériau, relié au degré de polarisation P par la relation $\alpha = [(1-P)/(1+P)]^{1/2}$.

1.3 Problématique de l'endoscopie polarimétrique

Dans le domaine biomédical, l'imagerie polarimétrique a déjà prouvé son efficacité à fournir des images contrastées utiles au diagnostic dans un certain nombre de pathologies. En effet la modification des caractéristiques polarimétriques de la lumière par un échantillon biologique peut renseigner sur la nature et la constitution de celui-ci. Il est démontré par exemple en dermatologie que l'on peut identifier et circonscrire des lésions [6] ou des mélanomes [7,8] sur des images polarimétriques de la peau. D'autres travaux montrent l'intérêt des signatures polarimétriques pour le diagnostic du cancer du col de l'utérus [4], du colon [9] mais restent limités, pour les travaux *in vivo*, à des organes directement accessibles à un faisceau optique.

En effet, les techniques mises en œuvre jusqu'à présent nécessitent un contrôle parfait de l'état de polarisation d'éclairement et une analyse de la lumière rétrodiffusée par l'objet à travers un polariseur à la réception. Elles sont donc très difficilement compatibles au déport de la mesure par fibre optique, ce qui représente une limitation importante en termes d'applications pour le diagnostic biomédical. En effet, une fibre optique présente toujours des biréfringences (anisotropies de phase optique) qui évoluent au cours du temps et en fonction des courbures de la fibre. Ces biréfringences résiduelles induisent des variations non contrôlées de l'état de polarisation et il est ainsi quasiment impossible d'amener un état de polarisation bien défini sur un objet et de l'analyser après propagation dans la fibre, surtout en imagerie endoscopique où la fibre subit des contraintes mécaniques (compressions, torsions,...) non contrôlées et non répétables.

Afin de contourner partiellement ce problème, une solution a été récemment proposée [14]. Elle met en œuvre un rotateur de Faraday placé en extrémité distale de la fibre, et un générateur d'états de polarisation aléatoires en entrée de fibre. Le caractère biréfringent ou dépolarisant de l'échantillon, en un point donné, est alors obtenu par l'analyse statistique de tirs aléatoires de différents états de polarisation. Cette proposition originale souffre néanmoins d'un problème majeur en termes de temps d'acquisition. En effet, il faut actuellement de l'ordre de plusieurs minutes pour obtenir une image complète, ce qui rend cette approche difficilement exploitable pour l'imagerie temps réel et l'endoscopie *in situ in vivo*. Dans ce contexte, nous présentons dans cet article une technique de mesure polarimétrique originale, compatible avec le déport par fibre optique et l'imagerie temps réel. Pour cela, nous proposons de revisiter fondamentalement la façon de réaliser une mesure de dépolarisation en se fondant sur le concept de brisure d'orthogonalité polarimétrique. Comme cela sera détaillé ci-dessous,

cette technique permet de fournir une mesure directe, rapide et sensible du pouvoir dépolarisant d'un échantillon.

2. Mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité

Le concept de mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité polarimétrique repose sur la préparation et l'utilisation d'un faisceau d'illumination spécifique, afin d'éclairer l'objet à caractériser à l'aide de deux ondes lumineuses de fréquences respectives ν_1 et ν_2 très légèrement différentes, et dont les états de polarisation respectifs \mathbf{e}_1 et \mathbf{e}_2 sont arbitraires (non nécessairement linéaires), mais orthogonaux entre eux au sens mathématique.

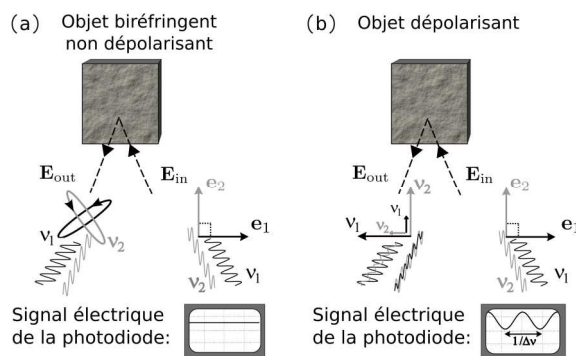


Figure 1 : Principe de la mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité. Cas d'un matériau: (a) non dépolarisant, (b) dépolarisant.

Dans le cas où l'objet analysé n'est pas dépolarisant ou ne présente pas d'anisotropie d'absorption, les transformations de polarisation induites par celui-ci (biréfringence, rotation de polarisation, ...) peuvent être décrites par des transformations de Jones unitaires. Il est aisé de montrer dans ce cas que l'orthogonalité au sens mathématique entre les deux ondes est conservée après interaction avec l'échantillon [15]. Par conséquent, un détecteur mesurant l'intensité de l'onde rétrodiffusée par l'objet produit un signal continu dans le temps, puisque les deux composantes de polarisations orthogonales ne peuvent interférer entre elles (voir Figure 1.a). Par conséquent, la mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité présentée dans cet article est donc par essence insensible aux biréfringences et rotations de polarisation, ouvrant donc la voie à des mesures déportées par fibre optique.

A l'inverse, lors de l'interaction du faisceau avec un échantillon purement dépolarisant, une partie du champ associé au premier état de polarisation \mathbf{e}_1

se projette sur le deuxième état de polarisation \mathbf{e}_2 et vice-versa. Dès lors, l'interférence des deux champs aux fréquences ν_1 et ν_2 provoque une modulation périodique de l'intensité mesurée par le détecteur à la différence de fréquence $\Delta\nu = \nu_1 - \nu_2$ entre les 2 ondes. Pour un échantillon purement dépolarisant, on montre que l'amplitude du signal modulé à la fréquence $\Delta\nu$ est directement proportionnelle au paramètre α introduit en section 2 qui traduit le pouvoir dépolarisant de l'objet analysé (après normalisation par l'intensité continue détectée). Ce résultat reste valable si l'objet introduit une biréfringence et/ou un déphasage polarimétrique supplémentaire (voir Figure 1.b) [15]. Ainsi, cette méthode permet une caractérisation directe du pouvoir dépolarisant d'un objet par une mesure unique.

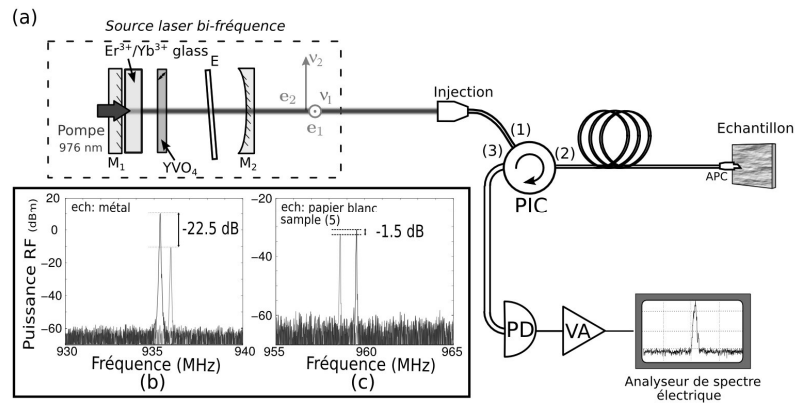


Figure 2 : (a) Montage expérimental. (b) et (c) : spectres de battement traduisant une brisure d'orthogonalité (courbes claires). Les spectres obtenus en plaçant un polariseur à 45° des états propres en sortie de laser (courbes sombres) fournissent une référence d'intensité permettant de normaliser la mesure [15].

3. Implémentation et validation expérimentale

3.1 Montage expérimental

La méthode de mesure décrite ci-dessus peut être facilement implémentée en configuration endoscopique comme cela est illustré sur la Figure 2. Pour produire le faisceau d'illumination nécessaire à la mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité, nous avons conçu un laser bi-fréquence émettant à 1550 nm, qui produit intrinsèquement un champ bi-fréquence ($\Delta\nu \cong 950$ MHz) selon deux directions de polarisation linéaires orthogonales (voir [15] pour une description détaillée). Pour se placer dans les conditions d'utilisation endoscopique, les mesures de dépolarisation ont été réalisées à travers une fibre monomode (SMF 28) utilisée pour éclairer l'échantillon. La lumière rétrodiffusée dans la fibre est analysée en retour à

travers un circulateur fibré indépendant de la polarisation et détectée sur une photodiode rapide (bande passante 16 GHz) puis analysée sur un analyseur de spectre électrique après amplification. Cette configuration permet de réaliser la détection hétérodyne de l'intensité de battement à la fréquence $\Delta\nu$ et autorise donc une mesure sensible et rapide si la fréquence de battement est suffisamment élevée ($<1 \mu\text{s}$ pour $\Delta\nu \gg 100 \text{ MHz}$). Une telle cadence est donc parfaitement adaptée à la réalisation d'images de quelques dizaines de milliers de pixels en moins d'une seconde. En outre, il est important de noter à ce stade que l'implémentation de cette technique ne nécessite pas de composant d'analyse polarimétrique, ni à l'extrémité distale de la fibre, ni devant le détecteur. Elle est donc potentiellement facilement adaptable sur des endoscopes commerciaux. Elle présente aussi par conséquent une large plage d'accordabilité en longueur d'onde, ouvrant ainsi la voie à des mesures spectro-polarimétriques temps-réel.

3.2 Validation de la technique sur des échantillons test

Après avoir calibré le montage expérimental (voir [16]), nous avons testé la technique de mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité sur un ensemble d'échantillons. Les valeurs de degré de polarisation qui ont été estimées à partir de la mesure de l'intensité de battement hétérodyne sont en accord avec les mesures de référence (mesures polarimétriques de Stokes standard réalisées en espace libre à $\lambda=1550 \text{ nm}$). Pour des raisons de concision, l'ensemble de ces résultats n'est pas reporté ici mais ils peuvent être consultés dans la référence [15]. A titre d'illustration, les spectres de battement hétérodyne obtenus sur deux de ces échantillons sont représentés sur les Figures 2.b et 2.c. Dans ces deux cas, l'intensité relative du battement mesurée a été utilisée pour estimer le degré de polarisation du matériau. Sur un échantillon métallique non dépolarisant (voir Figure 2.b, $P_{\text{stokes}}=0.998$), cette estimation conduit à une valeur de $P=0.996 \pm 0.02$. Sur un objet dépolarisant (papier diffusant blanc, voir Figure 2.c, $P_{\text{stokes}}=0.11$), la même procédure conduit à une estimation de $P=0.14 \pm 0.1$. Ces résultats permettent donc de valider le principe de mesure de dépolarisation déportée par fibre optique en utilisant le concept de brisure d'orthogonalité polarimétrique présenté dans cet article.

4. Conclusion et perspectives

En se démarquant fondamentalement dans son principe des techniques de mesures polarimétriques usuelles, la méthode de mesure de dépolarisation par brisure d'orthogonalité présentée dans cet article permet de fournir une mesure directe, à haute dynamique ($>25 \text{ dB}$) du pouvoir dépolarisant d'un objet à des cadences jamais atteintes ($<1\mu\text{s}$). Elle est en outre compatible avec le déport de la mesure par fibre optique, répondant ainsi à une problématique technologique encore mal résolue à ce jour. En

perspective à ces travaux, l'adaptation de cette technique à des endoscopes conventionnels fibrés pourrait ouvrir la voie à des applications d'imagerie endoscopique polarimétrique temps-réel.

Bibliographie

- [1] S.P. Schilders, X.S. Gan. and M.Gu, Resolution Improvement in Microscopic Imaging Through Turbid Media Based on Differential Polarization Gating. *Appl. Opt.* **37**, 4300 (1998).
- [2] P. Terrier, V. Devlaminck and J.M. Charbois, Segmentation of rough surfaces using a polarization imaging system. *J. Opt. Soc. Am. A.* **25**, 423-430 (2008).
- [3] D.T. Cassidy, S.K.K. Lam, B. Lakshmi and D.M. Bruce, Strain Mapping by Measurement of the Degree of Polarization of Photoluminescence. *Appl. Opt.* **43**, 1811-1818 (2004).
- [4] M. H. Smith, P. Burke, A. Lompadó, E. Tanner, L. W. Hillman, Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology. *Proc. SPIE* **3911**, 210 (2000).
- [5] M. Anastasiadou, A. De Martino, D. Clement, F. Liège, B. Laude-Boulestex, N. Quang, J. Dreyfuss, B. Huynh, A. Nazac, L. Schwartz and H. Cohen, Polarimetric imaging for the diagnosis of cervical cancer. *Phys. Status Solidi C.* **5**, 991-999 (2008).
- [6] F. Boulvert, B. Boulbry, G. Le Brun, B. Le Jeune, S. Rivet, and J. Cariou, Analysis of the depolarizing properties of irradiated pig skin. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics.* **7**, 21 (2005).
- [7] I. Semenovitch, F. Sicuro, O. Lupi, and E. Bouskela, Evaluation of basal cell carcinoma microcirculation through orthogonal polarization technique. *Archives of Dermatological Research.* **303**, 475-479 (2011).
- [8] M. Z. Tannous, M. Al-Arashi, S. Shah, and A. N. Yaroslavsky, Delineating melanoma using multimodal polarized light imaging. *Lasers in Surgery and Medicine.* **41**, 10-16 (2009).
- [9] N. Ortega-Quijano, F. Fanjul-Vlez, J. de Cos-Prez, and J. L. Arce-Diego, Analysis of the depolarizing properties of normal and adenomatous polyps in colon mucosa for the early diagnosis of precancerous lesions. *Optics Communications.* **284**, 4852-4856 (2011).
- [10] M. S. Breugnot and P. Clémenceau, Modeling and performances of a polarization active imager at $\lambda=806$ nm. *Proc. SPIE* **3707**, 449-460 (1999).
- [11] A. Bénéière, M. Alouini, F. Goudail and D. Dolfi, Design and experimental validation of a snapshot polarization contrast imager. *Appl. Opt.* **48**, 5764-5773 (2009).
- [12] J. Fade, M. Roche, and M. Alouini, Computational polarization imaging from a single speckle image. *Optics Letters.* **88**, 386-388 (2012).
- [13] E. Collett, *Polarized light: fundamentals and applications* (Dekker, New-York, 1993).
- [14] J. Desroches, D. Pagnoux, F. Louradour, and A. Barthélémy, "Fiber-optic device for endoscopic polarization imaging", *Opt. Lett.* **34**, 3409-3411 (2009).
- [15] J. Fade and M. Alouini, Depolarization remote sensing by orthogonality breaking. Under review. Arxiv repository: <http://arxiv.org/abs/1202.4946>, (2012).