

VALIDATION D'UN SYSTEME DE DEPORT DE LUMIERE A FIBRES OPTIQUES HAUTEMENT BIREFRINGENTES POUR APPLICATION A LA POLARIMETRIE DE MUELLER ENDOSCOPIQUE

S. Manhas¹, J. Vizet¹, H. Boulogne¹, R. Guenard¹, A. Dexet¹, J. Brevier¹, S. Deby²,
J.-C.Vanel², A. de Martino², D. Pagnoux¹

¹ Institut Xlim, département photonique, UMR CNRS 7252, Université de Limoges
123, avenue Albert Thomas, 87060 LIMOGES cedex

² LPICM, UMR CNRS 7647, Ecole Polytechnique, 91128 PALAISEAU

sandeep-singh.manhas@xlim.fr

RÉSUMÉ

Nous identifions les propriétés polarimétriques exigées d'un système de déport à fibre pour la mise en œuvre d'un polarimètre de Mueller bichromatique en réflexion, destiné à la caractérisation *in-vivo* d'échantillons biologiques. Nous montrons qu'une concaténation simple de fibres hautement biréfringentes remplit la fonction attendue.

MOTS-CLEFS : *polarimétrie, fibres à maintien de polarisation ; biréfringence*

1. INTRODUCTION

Parmi les techniques de polarimétrie existantes, la polarimétrie de Mueller est la plus complète puisqu'elle permet de déterminer l'ensemble des caractéristiques polarimétriques d'une cible d'intérêt ("échantillon") : biréfringence, diatténuation, dépolarisation. Pour cela, quatre états de polarisation spécifiques connus, engendrés par un Générateur d'Etats de Polarisation (PSG) sont successivement adressés sur l'échantillon et chacun des quatre états renvoyés est analysé à travers quatre configurations d'un Analyseur d'Etats de Polarisation (PSA). La décomposition de la matrice de Mueller 4X4 obtenue permet alors de remonter aux caractéristiques polarimétriques recherchées [1].

Dans le domaine médical, la polarimétrie de Mueller apparaît comme très prometteuse pour l'aide au diagnostic précoce de diverses pathologies affectant les tissus biologiques (détection de certains cancers, fibroses...), comme cela a déjà été montré sur des échantillons *ex-vivo* [2]. Dans ce contexte, l'association de la polarimétrie de Mueller avec un déport par fibre optique jusqu'à l'échantillon présente un grand intérêt en vue de caractérisations *in vivo*, *in situ* (endoscopie). Malheureusement, du fait de leurs biréfringences intrinsèque et extrinsèque, les fibres optiques mises en jeu dans un tel système de déport perturbent les états de polarisation transportés d'une manière imprévisible et incontrôlable, ce qui constitue un obstacle longtemps considéré comme insurmontable à la mise en œuvre de la polarimétrie de Mueller endoscopique.

Dans cette communication, nous présentons un polarimètre de Mueller bichromatique à fibre, en réflexion, permettant de déduire les propriétés polarimétriques d'un échantillon distant à partir d'une caractérisation différentielle instantanée de la fibre endoscopique seule, et de l'ensemble "fibre + échantillon". Nous exposons d'abord le principe de la mesure en précisant en particulier les propriétés spécifiques que doit posséder le guide endoscopique. Nous décrivons et caractérisons dans un deuxième temps un guide approprié, très simple, réalisé à partir de fibres fortement biréfringentes. Nous présentons finalement quelques toutes premières mesures validant le concept.

2. PRINCIPE DE LA MESURE ET VALIDATION

Le dispositif expérimental est présenté Figure 1. Deux faisceaux continus aux longueurs d'onde λ_1 et λ_2 sont couplées dans une fibre monomode endoscopique après avoir traversé le PSG. Le faisceau à λ_1 est directement réfléchi dans la fibre par un filtre dichroïque tandis que le faisceau à λ_2 va interagir avec l'échantillon, avant que la partie rétro-réfléchi ne soit recouplée dans la fibre.

Côté entrée, les deux faisceaux sont analysés par le PSA. On obtient alors deux matrices de Mueller : $M1(\lambda_1) = M_F(\lambda_1) \cdot M_F(\lambda_1)$ et $M2(\lambda_2) = M_F(\lambda_2) \cdot M_E(\lambda_2) \cdot M_F(\lambda_2)$, où M_F est la matrice de Mueller caractéristique de la fibre sur un aller simple de la lumière et M_E est la matrice recherchée de l'échantillon. Finalement, à partir de $M2(\lambda_2)$ on pourra extraire $M_E(\lambda_2)$ avec $M_E(\lambda_2) = M_F(\lambda_2)^{-1} \cdot M2(\lambda_2) \cdot M_F(\lambda_2)^{-1}$. Mais pour cela, il faut connaître $M_F(\lambda_2)$ que l'on doit déterminer à partir de $M_F(\lambda_1)$, elle-même tirée de la mesure de $M1(\lambda_1)$.

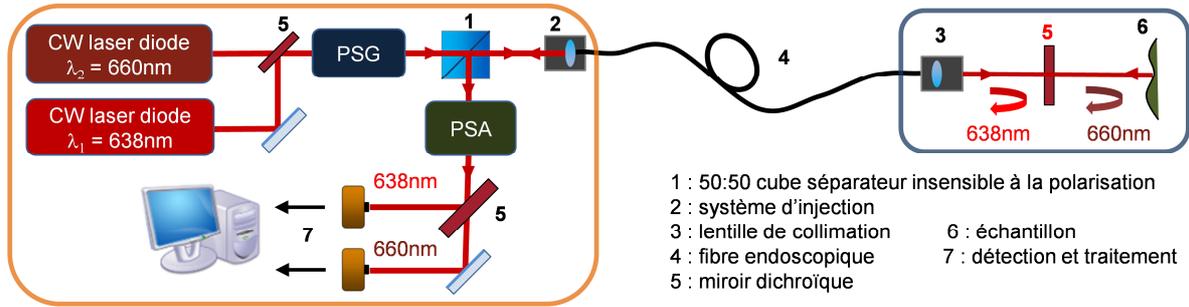


Fig. 1 : Schéma de principe du polarimètre de Mueller endoscopique, bichromatique, en réflexion ; mesures $M1 @ \lambda_1 = 638 \text{ nm}$ et $M2 @ \lambda_2 = 660 \text{ nm}$

A une longueur d'onde donnée λ_i , la fibre peut être considérée comme une concaténation de lames à retard orientées différemment, sans diatténuation ni dépolariation. Dans ce cas, dans un repère de référence, il existe toujours une direction θ_{ei} (resp. $\theta_{ei} + \pi/2$) pour une polarisation rectiligne à l'entrée telle que la polarisation en sortie sera aussi rectiligne, dans une direction notée θ_{si} (resp. $\theta_{si} + \pi/2$). Le retard de phase en sortie entre les deux polarisations orthogonales injectées selon θ_{ei} et $(\theta_{ei} + \pi/2)$ étant noté δ_i , la matrice de Mueller de la fibre est alors, à la longueur d'onde λ_i considérée : $M_F(\lambda_i) = R(\theta_{si}) \cdot D(\delta_i) \cdot R(\theta_{ei})$, où $R(\theta_{si})$ et $R(\theta_{ei})$ sont des matrices de rotation d'angles respectivement égaux à θ_{si} et θ_{ei} et où $D(\delta_i)$ est la matrice de Mueller d'une lame à introduisant le retard δ_i . La matrice $M_F(\lambda_1)$ déduite de la mesure de $M1(\lambda_1)$ peut être décomposée pour déterminer les trois grandeurs θ_{s1} et θ_{e1} et δ_1 , à λ_1 . Il reste à mettre en œuvre une fibre endoscopique telle qu'elle permette d'en extrapoler θ_{s2} et θ_{e2} et δ_2 à λ_2 (proche de λ_1), afin de reconstruire $M_F(\lambda_2)$, nécessaire pour finalement remonter à la matrice de l'échantillon.

Nous avons construit le polarimètre de Mueller décrit à la figure 1 avec deux sources fonctionnant respectivement à $\lambda_1 = 638 \text{ nm}$ et $\lambda_2 = 660 \text{ nm}$ (Oxxius LBX-638 et LBX-660). Les PSG et PSA sont préalablement calibrés avec soin aux deux longueurs d'onde. Par des mesures de M_F sur des fibres monomodes classiques nous avons vérifié que les directions θ_e et θ_s dépendent fortement de la longueur d'onde et du conditionnement de ces fibres. Nous avons donc choisi de réaliser le guide endoscopique à partir d'une fibre hautement biréfringente où ces directions sont invariantes ($\theta_{e2} = \theta_{e1}$ et $\theta_{s2} = \theta_{s1}$). Pour sa part, le retard δ_2 est donné par $\delta_2 = \delta_1 \cdot \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \cdot \frac{B_\phi(\lambda_2)}{B_\phi(\lambda_1)}$ où B_ϕ est

la biréfringence de phase de la fibre. Pour maintenir δ_1 suffisamment petit ($0 \leq \delta_1 \leq 2\pi$) le guide endoscopique est constitué de deux tronçons de fibre à maintien de polarisation (Nufern PM-630HP), de longueurs identiques (1 m chacun), soudés de sorte que l'axe rapide du premier tronçon soit parfaitement aligné avec l'axe lent du second. Dans ce cas, le retard δ_1 mesuré n'est dû qu'à la différence de longueur résiduelle et aux effets différentiels de conditions (température, courbures) entre les deux tronçons. Pour évaluer le facteur $B_\phi(\lambda_2)/B_\phi(\lambda_1)$ nous avons mesuré la dépendance spectrale de la biréfringence de phase de la fibre grâce à une méthode interférométrique intra-fibre.

Pour cela un faisceau monomode transverse couvrant tout le visible (source de continuum Leukos), polarisé rectilignement suivant un axe neutre de la fibre, est injecté en entrée. En deux points espacés d'une distance z , une contrainte ponctuelle est exercée de manière à coupler, en ces points, une fraction de la lumière guidée dans la polarisation perpendiculaire. Les deux ondes couplées dans cette polarisation interfèrent et l'on mesure en sortie un spectre cannelé dont l'intensité est de la forme $I(\lambda, z) = K.I_s(\lambda).(1 + \cos(\frac{2\pi}{\lambda}.B_\varphi(\lambda).z))$ [3]. Une série de spectres a été mesurée pour des distances z différentes (analyseur de spectre Ocean Optics HR 2000, résolution 0,3nm). Le traitement des données a ensuite permis de tracer les courbes de $I(z)$, à longueur d'onde fixée λ_i . La période de chaque courbe est la longueur de battement $L_B(\lambda_i)$ de laquelle on tire $B_\varphi(\lambda_i) = \lambda_i / L_B(\lambda_i)$ (figure 2a).

La biréfringence de groupe $B_G = B_\varphi - \lambda \frac{dB_\varphi}{d\lambda}$ calculée à partir de cette courbe est en bon accord, sur toute la plage de mesures, avec celle mesurée avec la méthode du spectre cannelé (figure 2b) [4]. Le facteur $B_\varphi(\lambda_2) / B_\varphi(\lambda_1) = 0,996 \pm 10^{-3}$ trouvé permet finalement de déduire δ_2 à partir de δ_1 avec précision : $\delta_2 = (0,963 \pm 10^{-3}) \delta_1$.

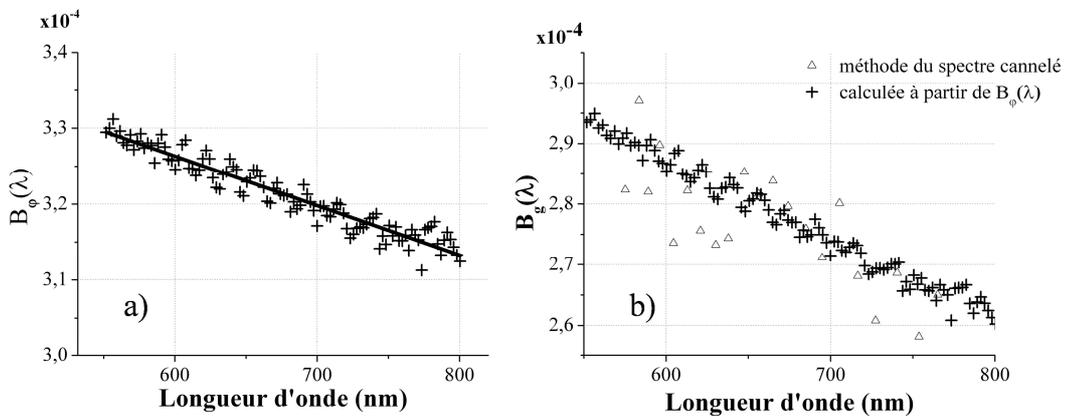


Fig. 2 : dépendance spectrale de la biréfringence de phase mesurée par une méthode interférométrique intra-fibre (a) et biréfringence de groupe (b), pour la fibre endoscopique du dispositif de la figure 1

Pour valider le concept de ce polarimètre à fibre, nous l'avons utilisé pour caractériser diverses cibles dont les réponses polarimétriques sont parfaitement connues comme, par exemple, une lame d'onde $\lambda/8$ @ 633nm d'ordre zéro, suivie d'un miroir. Dans ce cas, on mesure comme attendu des taux de diatténuation et de dépolarisation nuls et un retard de phase circulaire nul. Le retard de phase linéaire mesuré sur un aller-retour est de 1,485 rad à 660 nm pour une valeur théorique de 1,506 rad (erreur relative < 2%). Des résultats plus complets sur des cibles moins coopératives seront présentés lors de la conférence, ouvrant la voie à une véritable polarimétrie de Mueller endoscopique.

Les auteurs remercient l'ANR pour son soutien financier à cette étude (projet ANR/SVSE IMULE).

RÉFÉRENCES

- [1] D.H. Goldstein, *Polarized Light (3rd edition)*, CRC Press, 2010
- [2] A. Pierangelo, A. Benali, M.-R. Antonelli, T. Novikova, P. Validire, B. Gayet, Brice; A. De Martino, "Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging", *Opt.Express*, vol.19, n°2, p. 1582-1593, 2011
- [3] M.G. Shlyagin, A.V. Khomenko, D. Tentori, "Birefringence dispersion measurement in optical fibers by wavelength scanning", *Opt. Lett.*, vol. 20, n° 8, p. 869-871, 1995
- [4] X.D. Cao, D.D. Meyerhofer, "Frequency-domain interferometer for measurement of the polarization mode dispersion in single-mode optical fibers", *Opt. Lett.*, vol. 19, n° 22, p. 1837-1839, 1994