

## TOWARDS A FIBER MICROSCANNER DEDICATED TO ENDOSCOPIC POLARIMETRIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS

Colman BUCKLEY<sup>1</sup>, Marc FABERT<sup>1</sup>, Tigran MANSOURIAN<sup>1</sup>, Guillaume DUCOURTHIAL<sup>1</sup>, Frédéric LOURADOUR<sup>1</sup>, Damien KINET<sup>2</sup>, Dominique PAGNOUX<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Limoges, CNRS, Institut Xlim, UMR 7252, 123 avenue Albert Thomas, 87060 Limoges cedex, France

<sup>2</sup> Université de Mons, Service d'Electromagnétisme et Télécommunications, Boulevard Dolez, 31, 7000 Mons, Belgique

**Abstract:** We describe a fiber-based resonant microscanner, designed for the realisation of polarimetric images of biological tissues through an endoscope for medical diagnosis. The remote technique of polarimetric characterisation through an optical fiber that we implement requires the use of a Bragg grating photowritten at the output end of the fiber. The intrinsic birefringence of the grating is measured and its detrimental consequences on the measured values are discussed. Solutions able to overcome this problem are proposed, paving the way for the fabrication of the very first polarimetric endomicroscope.

**Keywords:** biophotonic instrumentation, polarimetric imaging, endoscopy, optical fiber, birefringence, fiber Bragg gratings, microscanner.

### 1. INTRODUCTION

Le collagène est une protéine structurale très présente dans la matrice extracellulaire des organismes animaux, dont la forme la plus commune est le collagène de Type I (90% du collagène d'un vertébré : tissus conjonctifs banals tels que tendons, cornée, peau, organes internes...). De nombreux travaux récents ont montré que, du fait des modifications structurelles qui affectent le collagène de type I à l'échelle submicronique suite au développement de certaines pathologies dans le tissu (fibroses, certains cancers, etc...), la réponse polarimétrique optique d'un tissu mesurée dans une région pathologique peut différer sensiblement de celle mesurée dans une région saine. C'est pourquoi l'imagerie polarimétrique optique constitue un outil d'aide au diagnostic prometteur, surtout dans les premiers stades de la maladie, lorsque celle-ci se développe dans la profondeur du tissu et qu'elle n'est pas encore perceptible par les techniques d'imagerie conventionnelles.

Parmi les techniques de polarimétrie optique existantes, la polarimétrie de Mueller présente un intérêt particulier du fait qu'elle est la seule à permettre la mesure de la totalité des effets polarimétriques subis par un faisceau sonde lors de son interaction avec le tissu : biréfringences linéaire et circulaire, diatténuations linéaire et circulaire, dépolarisation. C'est pourquoi elle est souvent proposée pour les applications au diagnostic médical [1]. La méthode consiste à adresser successivement sur le tissu quatre états de polarisation prédéfinis engendrés par un "générateur d'états de polarisation (PSG)", chacun des quatre états renvoyés étant analysé *via* quatre configurations successives d'un "analyseur d'états de polarisation (PSA)". Les 16 mesures effectuées permettent de construire, par un jeu de combinaisons linéaires adaptées, une matrice 4X4 appelée matrice de Mueller, représentative de la réponse polarimétrique du tissu [2]. Finalement, la décomposition de cette matrice en produit de matrices élémentaires (méthode de Lu et Chipman) permet d'identifier et de quantifier tous les effets polarimétriques engendrés au niveau du tissu observé [3]. La longueur d'onde de travail est généralement choisie dans le domaine visible (profondeur de pénétration dans le tissu de quelques centaines de microns dans le vert à quelques mm dans le rouge, typiquement).

Pour étendre le champ d'application de la méthode à la caractérisation des tissus internes sans biopsie (imagerie *in vivo*), il faut coupler celle-ci à un déport de la lumière par fibre optique pour réaliser une véritable polarimétrie de Mueller endoscopique. Dans ce cas, deux défis supplémentaires sont à relever : (i) s'affranchir des bouleversements incontrôlables que la fibre impose aux états de polarisation transportés, à l'aller comme au retour ; (ii) scanner le tissu pour réaliser une image de  $n \times n$  pixels. Dans le cadre de travaux antérieurs, nous avons mis au point une méthode permettant de résoudre la première difficulté. Dans cette méthode (dite "méthode bichromatique") nous injectons simultanément dans une fibre monomode deux faisceaux sonde à deux longueurs d'onde très proches, par exemple dans le rouge :  $\lambda_1 = 633 \text{ nm}$  et  $\lambda_2 = 638 \text{ nm}$  (Fig. 1). Le faisceau à  $\lambda_1$  est totalement réfléchi sur un miroir dichroïque placé en sortie de fibre, ce qui permet de caractériser celle-ci sur un aller-retour de la lumière. Au contraire, le faisceau à  $\lambda_2$  est totalement transmis et adressé sur le tissu, une partie étant renvoyée dans la fibre en direction du PSA : on caractérise alors l'ensemble fibre aller+ tissu+fibre retour. Nous avons montré que, de ces deux mesures, on peut finalement extraire la réponse polarimétrique du tissu seul à  $\lambda_2$  [4].

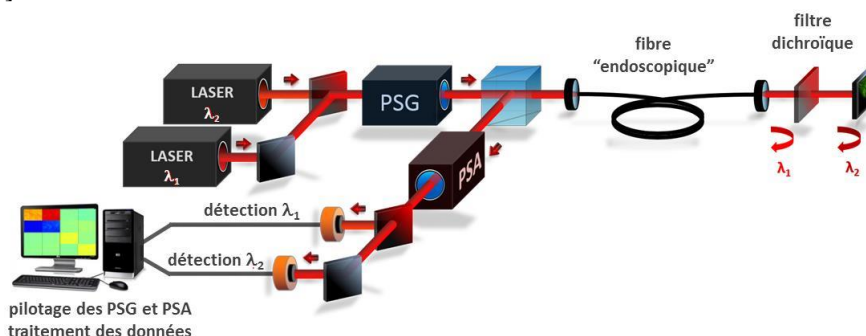


Fig.1. polarimètre de Mueller endoscopique fondé sur la méthode bichromatique

Mais, pour la démonstration de principe de la méthode, nous avons utilisé un filtre dichroïque massif positionné en bout de fibre (Semrock LP02-633RE-25) et un scanner à miroirs galvanométriques volumineux, incompatibles avec l'endoscopie. Afin de rendre possible la réalisation d'images *in vivo*, il faut donc relever un deuxième défi qui consiste à concevoir un scanner miniaturisé à fibre capable d'effectuer un balayage optique du tissu, tout en permettant de mettre en oeuvre la méthode bichromatique. Dans cette communication, nous présentons la solution que nous proposons, les difficultés rencontrées et les pistes identifiées pour les résoudre.

## 2. CONCEPTION D'UN MICROSCANNER À FIBRE RÉSONNANTE ET RÉSEAU DE BRAGG PHOTOINSCRIT

### 2.1. Principe du dispositif

Pour permettre le balayage distal du tissu en bout de fibre endoscopique, la technique que nous utilisons consiste à coller la fibre dans un actuateur piézoélectrique cylindrique en laissant dépasser l'extrémité sur une dizaine de mm, de sorte que l'excitation mécanique imprimée par l'actuateur la fait entrer en résonance et induit une trajectoire en spirale sortante de la face de sortie. Le coeur de la fibre (diamètre  $3,5 \mu\text{m}$ ) qui fait office de source est imagé sur le tissu grâce à un système de micro-optique. Le signal collecté en retour, suite au balayage en spirale du tissu, est traité pour reconstruire une image XY de la zone scannée.

Un microscanner de ce type a déjà été fabriqué au laboratoire, dans le cadre d'une thèse précédente sur l'imagerie multiphotonique endoscopique (Figs. 2a et 2b)). Outre ses faibles dimensions (longueur = 37 mm, diamètre = 2,2 mm), les principales caractéristiques de ce dispositif sont un champ imagé de  $400 \mu\text{m} \times 400 \mu\text{m}$ , une résolution transverse de  $0,8 \mu\text{m}$ , une cadence de 24 balayages par seconde avec 62 500 points de mesure (pixels) acquis à chaque balayage [5].

Pour l'imagerie polarimétrique endoscopique, il est nécessaire d'intégrer la fonction de séparation des longueurs d'onde  $\lambda_1$  et  $\lambda_2$  en sortie du microscanner. Une série de caractérisations de composants calibrés (lames d'onde, polariseurs...) réalisées avec le dispositif de la Fig. 1 nous a permis de montrer que, pour obtenir des résultats justes avec une précision suffisante, les coefficients de réflexion  $R$  du filtre spectral devaient respecter les conditions suivantes:  $R(\lambda_1) > 0,6$  et  $R(\lambda_2) < 10^{-4}$ . Pour remplir ces conditions exigeantes (fort contraste entre

$R(\lambda_1)$  et  $R(\lambda_2)$  et grande proximité des deux longueurs d'onde  $\lambda_1 = 633 \text{ nm}$  et  $\lambda_2 = 638 \text{ nm}$ ), nous avons choisi de photoincrire dans le coeur de la fibre un réseau de Bragg (RdB) qui se comportera comme un miroir à bande étroite fortement réfléchitif à  $\lambda_1$  et totalement transparent à  $\lambda_2$  [6]. Il sera positionné à quelques mm de l'extrémité de la fibre qui sera clivée à  $8^\circ$  pour supprimer les réflexions de Fresnel (Fig. 2c).

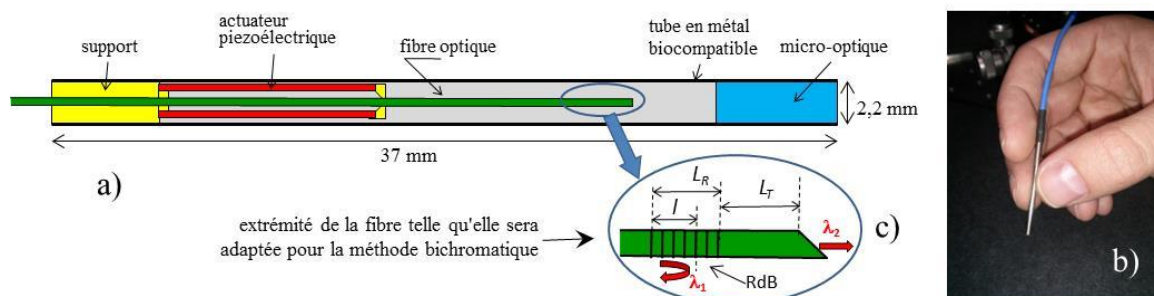


Fig.2. (a) schéma et (b) photographie du microscanner fabriqué au laboratoire [5] ; (c) perfectionnement nécessaire pour la mise en oeuvre de la méthode birchromatique

## 2.2. Fabrication et caractérisation des réseaux de Bragg

La fibre est une fibre monomode au-delà de 580 nm (Thorlabs 630HP), à coeur dopé Ge. Elle est préalablement hydrogénée sous une pression 200 bars et à une température de  $68^\circ\text{C}$  pendant 26 heures. Le réseau de longueur  $L_R = 2 \text{ mm}$  est photoinscrit dans le coeur, à 2 m de l'entrée, par la technique du miroir de Lloyd, à l'aide d'un laser UV continu à 244 nm. Après désorption de l'hydrogène par recuit à  $100^\circ\text{C}$  pendant 24 heures, les spectres sont mesurés en transmission et en réflexion.

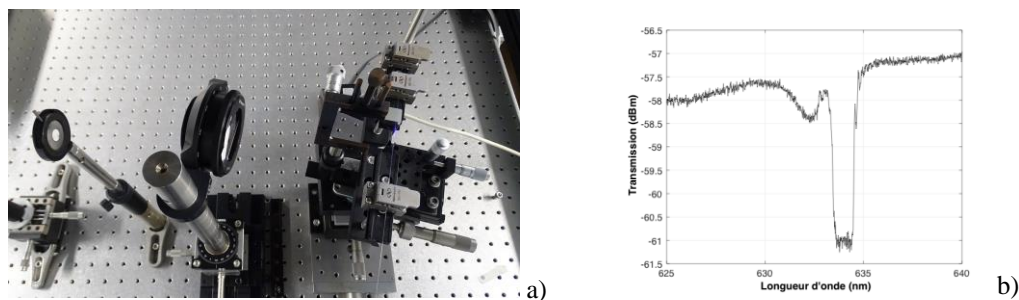


Fig.3. (a) Vue du système d'inscription basé sur la méthode du miroir de Lloyd. (b) Spectre de transmission avant désorption. La faible dynamique du système de mesure empêche de connaître la réflectivité du réseau de Bragg mais la largeur du pic de transmission permet d'affirmer que celui-ci est fortement réfléchitif ( $> 90\%$ )

Dans un deuxième temps, une fracture en angle à  $8^\circ$  est opérée à quelques mm en aval du réseau pour éliminer les réflexions de Fresnel. En plus d'une compacité maximale, le RdB présente l'avantage de renvoyer un fort niveau de signal à  $\lambda_1$  en direction de l'entrée (pas de sortie vers le filtre ni de réinjection du signal comme précédemment), ce qui accroît le rapport signal/réflexions parasites\*.

## 2.3. Effets de la biréfringence du RdB sur les mesures par la méthode bichromatique

\* Les réflexions parasites provenant des différentes optiques en amont de la fibre et de la face d'entrée de la fibre sont filtrées spatialement mais ne peuvent pas être éliminées totalement.

La méthode bichromatique permet de déterminer la réponse polarimétrique de l'ensemble des éléments situés en aval du filtre spectral. Dans le montage de la Fig.1, ce filtre est le filtre dichroïque ponctuel, et la réponse polarimétrique mesurée est avec certitude celle du tissu seul. Mais lorsque l'on remplace la fibre classique et le filtre dichroïque par la fibre comportant le RdB photoinscrit en extrémité, celui-ci se comporte comme un miroir distribué sur une longueur  $l$  inconnue ( $l < L_R$ ). La réponse polarimétrique que l'on mesure dans ce cas est celle du tissu combinée à celle de la fin du réseau sur la longueur ( $L_R - l$ ) et à celle du petit tronçon de fibre (de longueur  $L_T$ ) situé entre le RdB et la face de sortie (Fig. 2c). Il est donc important d'évaluer l'influence de cette partie terminale de la fibre sur la mesure.

Pour cela, nous avons remplacé le tissu cible par un simple miroir dont la matrice de Mueller est bien connue (matrice identité). Or les mesures que nous avons effectuées correspondent à celles d'un composant retardateur induisant un retard de phase variant entre  $32^\circ$  et  $40^\circ$ , suivant le conditionnement de la fibre en amont du RdB, et présentant ni diatténuation ni dépolarisation. Sachant que la biréfringence de la fibre n'excède pas  $2.10^{-7}$ , le retard de phase induit par le petit tronçon au-delà du RdB ( $L_T < 5$  mm) est au plus de  $1^\circ$ . Le retard mesuré est donc essentiellement imputable à la biréfringence linéaire du RdB. Le fait que ce retard dépende du conditionnement de la fibre en amont, et donc des états de polarisation incidents sur le réseau suggère que la profondeur de pénétration de l'onde à  $\lambda_1$  dans le réseau est fonction de la polarisation. Autrement dit, outre la biréfringence du réseau, la mesure met aussi en évidence la dépendance en polarisation de sa réflectivité. Cependant, elle ne permet pas de déterminer l'orientation des axes de biréfringence dans le RdB et cette information manquante empêche d'extraire la réponse polarimétrique d'un objet à caractériser qui serait mis à la place du miroir cible. Pour réaliser la mesure avec une précision acceptable, la biréfringence du RdB doit être réduite afin de limiter le retard du réseau à quelques degrés (idéalement zéro).

Pour faire diminuer, et si possible annuler cette biréfringence néfaste existant dans le réseau, plusieurs méthodes sont actuellement en cours d'investigation dans nos laboratoires, que ce soit pendant l'inscription [6] *via* un ajustement optimal de la polarisation du laser d'insolation [7], soit *a posteriori* par des recuits à haute température appliqués au RdB. Les résultats de ces travaux seront présentés lors de la conférence.

### 3. CONCLUSION

Dans cette communication, nous avons proposé une technique permettant de réaliser des images polarimétriques endoscopiques fondée sur la mise en oeuvre d'une méthode à deux longueurs d'onde (méthode bichromatique) précédemment démontrée au laboratoire et sur l'emploi d'un microscanner à fibre résonnante incluant un réseau de Bragg (RdB) photoinscrit. Même si cela n'est pas sa vocation initiale, la méthode bichromatique permet de mesurer avec précision le retard de phase induit dans le RdB, ce qui constitue un moyen de caractérisation nouveau et performant de ce type de composant. Pour s'affranchir de la biréfringence délétère du RdB, nous proposons des solutions qui sont actuellement en cours d'investigation. Ces travaux ouvrent la voie à la réalisation du premier endomicroscope polarimétrique capable de fournir des images de Mueller *in vivo* (sans biopsie) de tissus biologiques, pour l'aide au diagnostic médical.

### RÉFÉRENCES

- [1] Qi J., Alson D.S., Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications : a review, J. Biophotonics, vol. 10, n°8, pp. 950-982, 2017
- [2] Chipman R.A., in Handbook of Optics Volume II, Chap 22 : "Polarimetry", McGraw-Hill Ed, ISBN 0-07-047974-7
- [3] Lu A.-Y., Chipman R.A., Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition, JOSA A, vol. 13, n°5, pp 1106-1113, 1996
- [4] Vizet J., Manhas S., Tran J., Validire P., Benali A., Garcia-Caurel E., Pierangelo A., De Martino A., Pagnoux D., Optical fiber-based full Mueller polarimeter for endoscopic imaging using a two-wavelength simultaneous measurement method, J. Biomed. Opt., vol. 21, n° 7, 071106, 2016
- [5] Ducourthial G., Leclerc P., Mansuryan T., Fabert M., Brevier J., Habert R., Braud F., Batrin R., Vever-Bizet C., Bourg-Heckly G., Thiberville L., Druilhe A., Kudlinski A., Louradour F., Development of a real-time flexible multiphoton microendoscope for label-free imaging in a live animal, Sci. Rep., 17, 5, 18303, 2015
- [6] Canning J., Deyel H J., Sorensen H. R., Kristensen M., Ultraviolet-induced birefringence in hydrogen-loaded optical fiber, Journal of Applied Physics, 97, 053104, 2005
- [7] Lu P., Mihailov S., Grobnc D., Annealing of the Induced Birefringence by UV and IR Lasers in Fiber Bragg Gratings, Symposium on Photonics and Optoelectronics, SOPO 2009