

FIBRE MUTICŒUR TORSADÉE FLEXIBLE POUR L'ENDOSCOPIE SANS LENTILLE

Olivier Vanvincq¹, Viktor Tsvirkun², Siddharth Sivankutty², Karen Baudelle¹, Rémi Habert¹,
Géraud Bouwmans¹, Esben Ravn Andresen¹, Hervé Rigneault²

¹ Université de Lille, CNRS UMR 8523 - PhLAM - Laboratoire de Physique des Lasers, Atomes et Molécules, F-59000 Lille, France

² Université de Aix-Marseille, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, F-13013 Marseille, France

olivier.vanvincq@univ-lille.fr

RÉSUMÉ

L'endoscopie sans lentille est une technique d'imagerie *in vivo* très peu invasive basée sur l'utilisation d'une fibre multicœur. Nous démontrons ici qu'une fibre multicœur torsadée permet d'augmenter la flexibilité du dispositif en réduisant fortement l'impact de la courbure de la fibre sur la phase de l'onde se propageant dans les cœurs.

MOTS-CLEFS : *Fibre optique multicœur ; Fibre optique torsadée ; Endoscopie sans lentille*

1. INTRODUCTION

L'endoscopie sans lentille permet d'obtenir un système d'imagerie miniaturisé et donc très peu invasif puisque la taille de l'extrémité du dispositif correspond au diamètre de la fibre multicœur ou multimode soit environ 500 μm [1, 2]. Cette technique nécessite néanmoins la mesure préalable de la matrice de transmission qui permet de relier la position du point de focalisation à l'extrémité distale aux champs injectés dans les différents cœurs ou modes. Cette matrice subit des modifications lorsque la conformation de la fibre change. En effet, dans le cas d'une fibre multicœur, le chemin optique et donc la phase de l'onde en sortie d'un cœur seront différents si le cœur est à l'extérieur ou à l'intérieur de la courbure de la fibre. Cela impose d'utiliser l'endoscope sans lentille avec une fibre qui doit rester figée. Nous démontrons ici que l'utilisation d'une fibre multicœur torsadée réduit l'impact de la courbure de la fibre sur la différence de phase de l'onde entre cœurs et permet donc de réaliser un endoscope sans lentille avec une fibre flexible.

2. FIBRE TORSADÉE DROITE

La fibre multicœur étudiée a été réalisée à l'aide de la méthode "empilage-étirage" et est représentée sur la figure 1. Elle est constituée de 487 cœurs à profil parabolique d'indice avec une différence maximale d'indice de réfraction $\Delta n = 30 \cdot 10^{-3}$ par rapport à la silice. Les cœurs sont espacés de $\Lambda = 16 \mu\text{m}$ afin d'éviter les couplages lors de la propagation. Le diamètre des cœurs est $D = 3,5 \mu\text{m}$ afin d'obtenir des cœurs monomodes avec un indice effectif $n_{eff}^{(0)} = 1,4626$ et un indice de groupe $n_g^{(0)} = 1,4909$ pour le mode fondamental du cœur central à la longueur d'onde $\lambda = 1 \mu\text{m}$. Lors du tirage, la vitesse de rotation de la préforme a été ajustée de sorte à obtenir une fibre non torsadée (MCF0), une fibre torsadée avec un pas $P_1 = 33 \text{ mm}$ (MCF1) et une fibre torsadée avec un pas $P_2 = 8,2 \text{ mm}$ (MCF2).

A l'aide de considérations géométriques, nous pouvons facilement déterminer la longueur $L^{(i)}$ d'un cœur situé à la distance $d^{(i)}$ du cœur central dans une fibre de longueur L et de pas d'hélice P ainsi que la différence de temps de groupe $\Delta\tau^{(i)}$ entre ce cœur et le cœur central (0) :

$$\begin{aligned} L^{(i)} &= \frac{L}{P} \sqrt{(2\pi d^{(i)})^2 + P^2} \\ \Delta\tau^{(i)} &= \tau^{(i)} - \tau^{(0)} = n_g^{(0)} \frac{L^{(i)} - L}{c} \end{aligned} \quad (1)$$

Nous pouvons vérifier sur la figure 2 que les mesures expérimentales de différence de temps de groupe sur les deux fibres torsadées réalisées sont en accord avec les prévisions théoriques des équations 1 malgré les approximations effectuées.

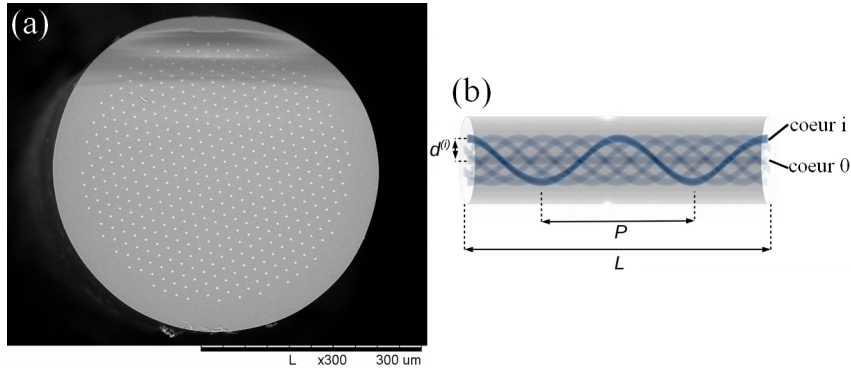


FIGURE 1 : (a) Photographie MEB de la fibre réalisée. (b) Représentation schématisée d'une fibre torsadée.

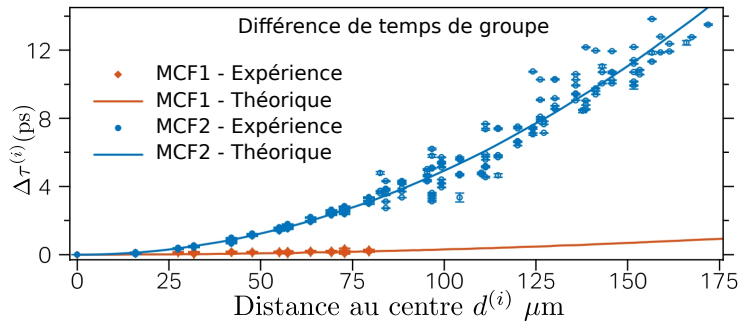


FIGURE 2 : Différence de temps de groupe entre un cœur excentré et le cœur central en fonction de la distance au centre $d^{(i)}$ pour des fibres droites de longueur $L = 345$ mm.

3. FIBRE TORSADÉE COURBÉE

Lorsque la fibre est courbée, il a déjà été montré dans le cas de la fibre non torsadée que la variation de $\Delta\tau^{(i)}$ est proportionnelle à l'angle entre les deux extrémités de la fibre et à $d^{(i)}$ [3]. Dans le cas d'une fibre torsadée, le calcul fait intervenir une intégrale curviligne dont le résultat dépend de la forme de la fibre. Il est néanmoins possible de démontrer un résultat intuitif dans le cas simple d'un rayon constant : si le rayon de courbure est grand devant $d^{(i)}$ et si le rapport de la longueur de fibre avec le pas de l'hélice est un nombre entier, chaque cœur est situé autant de fois à l'intérieur qu'à l'extérieur de la courbure, ce qui annule l'effet de la courbure.

La figure 3 représente la variation de $\Delta\tau^{(i)}$ pour une longueur $L = 345$ mm $\simeq 42 P_2$ de fibre MCF0 et MCF2 lorsqu'elles subissent une courbure. Nous pouvons nous apercevoir que l'effet de la courbure sur la fibre torsadée MCF2 est bien plus faible que sur la fibre non torsadée MCF0.

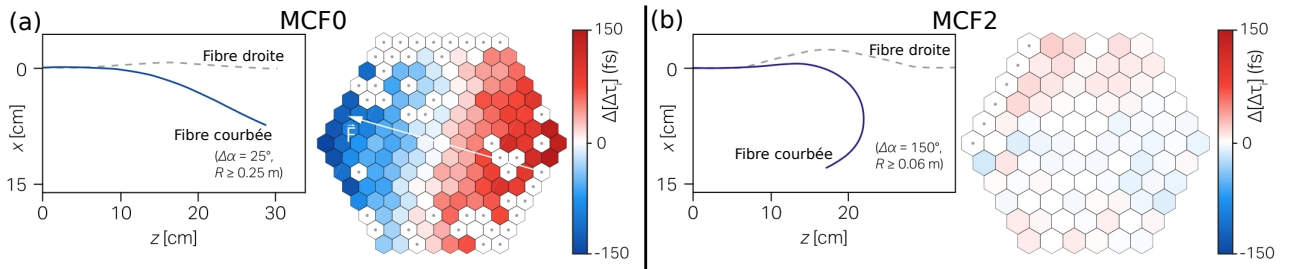


FIGURE 3 : Variation de $\Delta\tau^{(i)}$ entre la configuration droite et courbée (a) d'une fibre non torsadée MCF0 et (b) d'une fibre torsadée MCF2 de longueur 345 mm. La flèche blanche présente sur la figure de gauche représente la force exercée sur la fibre pour la courber. Les cœurs marqués avec un point n'ont pas fait l'objet d'une mesure.

4. UTILISATION EN IMAGERIE

En guise de première démonstration, nous avons montré que la focalisation en un point situé à l'extrémité distale est indépendante de la courbure de la fibre torsadée. Pour cela nous avons focalisé la lumière à l'aide de la fibre non torsadée MCF0 (Fig. 4c) et nous avons courbé cette fibre sans modifier l'injection (Fig 4d). Le point de focalisation bouge d'environ $10\ \mu\text{m}$ malgré le faible changement de conformation de la fibre. Nous avons ensuite répété cette opération avec la fibre torsadée MCF2 (Fig. 4a et 4b) et la position du point de focalisation varie très peu.

Nous avons ensuite effectué l'acquisition d'images confocales d'une mire USAF (Fig. 4h) avec la fibre torsadée pour une configuration droite (Fig. 4e) puis pour une configuration courbée (Fig. 4f). Seule une légère translation de l'image identique à celle observée dans les figures 3a et 3b est observée ce qui démontre la possibilité d'imager en endoscopie sans lentille avec une fibre flexible.

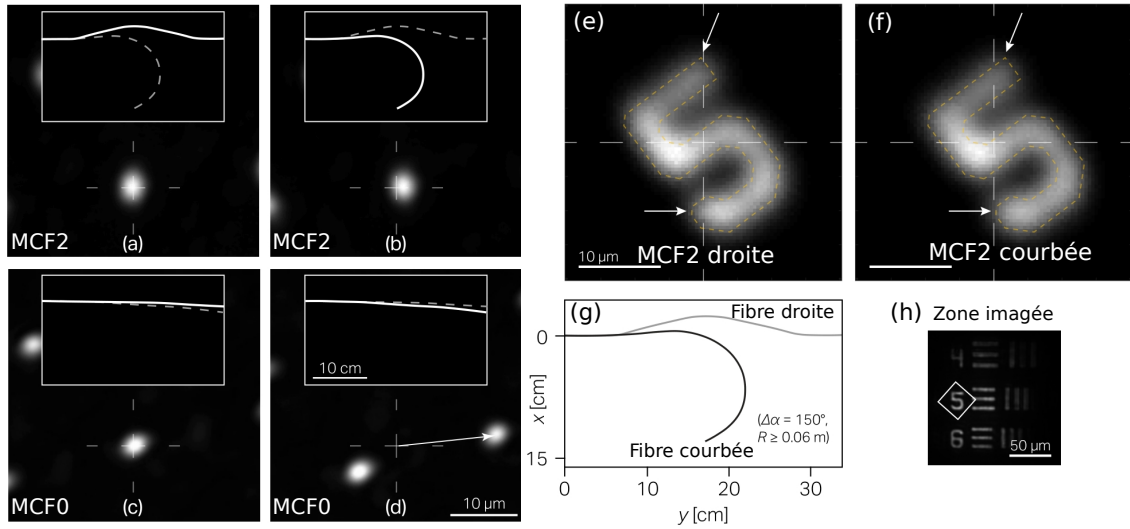


FIGURE 4 : Focalisation de la lumière à l'extrémité distale de la fibre MCF2 droite (a), MCF2 courbée (b), MCF0 droite (c) et MCF0 courbée (d). Imagerie d'une mire USAF (h) avec la fibre MCF2 dans deux conformations (g) : droite (e) et courbée (f).

CONCLUSION

Nous avons démontré la possibilité d'utiliser une fibre flexible dans le cadre de l'endoscopie sans lentille. Pour cela, il est nécessaire d'utiliser une fibre torsadée dont le pas est très inférieur au rayon de courbure de la fibre. Il faut noter que les images ont pour l'instant été obtenues avec un contraste à un photon à cause de la différence de temps de groupe qui existe naturellement entre les cœurs. Cette différence de temps de groupe devra être pré-compensée pour utiliser le dispositif en imagerie non-linéaire. Deux limitations seront toutefois abordées lors de la présentation. La première est due au pas de l'hélice devant rester supérieur au millimètre afin d'éviter des pertes trop élevées lors de la propagation de la lumière dans les cœurs externes, ce qui limite la gamme de rayons de courbure accessible. La seconde est causée par les pertes par injection dans les cœurs excentrés du fait de leur inclinaison.

RÉFÉRENCES

- [1] A. J. Thompson, C. Paterson, M. A. A. Neil, C. Dunsby, and P. M. W. French, "Adaptive phase compensation for ultracompact laser scanning endomicroscopy," *Opt. Lett.*, vol. 36, no. 9, pp. 1707–1709, 2011
- [2] E. R. Andresen, G. Bouwmans, S. Monneret, and H. Rigneault, "Two-photon lensless endoscope," *Opt. Express*, vol. 21, no. 21, pp. 20713–20721, 2013
- [3] V. Tsvirkun, S. Sivankutty, G. Bouwmans, O. Vanvincq, E. R. Andresen, and H. Rigneault, "Bending-induced inter-core group delays in multi-core fibers," *Opt. Express*, vol. 25, no. 25, pp. 31863–31875, 2017